

Міністерство освіти і науки України  
Житомирський державний технологічний університет

Р. О. Коломієць, Т. М. Нікітчук, Д. С. Морозов

# ОТРИМАННЯ ТА ОБРОБКА БІОСИГНАЛІВ

Навчальний посібник для студентів спеціальності  
163 - «Біомедична інженерія»

Житомир  
2017

# Зміст

Передмова	6
<b>I Отримання біосигналів</b>	<b>8</b>
<b>1 Інформація в медицині</b>	<b>9</b>
1.1 Класифікація медичної інформації. Норма і патологія . . . . .	10
1.2 Основні методи медико-біологічних досліджень .	13
1.3 Якісна та кількісна оцінка медико-біологічної інформації . . . . .	17
<b>2 Генезис біосигналів</b>	<b>20</b>
2.1 Загальні властивості біосигналів . . . . .	20
2.2 Мембранні потенціали. Потенціал спокою . . . .	22
2.2.1 Структура біологічних мембран . . . . .	22
2.2.2 Електричні властивості мембран . . . . .	25
2.2.3 Натрій-калієва помпа . . . . .	35
2.3 Стимули та рецептори . . . . .	38
2.4 Потенціал дії . . . . .	41
2.4.1 Структура нервових волокон . . . . .	41
2.4.2 Потенціал дії . . . . .	44
2.5 Біомагнетизм . . . . .	47

<b>3</b>	<b>Вимірювальні перетворювачі для медико-біологічних вимірювань</b>	<b>49</b>
3.1	Параметри і характеристики вимірювальних перетворювачів . . . . .	50
3.2	Класифікація вимірювальних перетворювачів . .	60
3.3	Вимірювальні перетворювачі температури . . . .	64
3.4	Вимірювальні перетворювачі тиску та деформацій	68
3.4.1	Тензометричний метод . . . . .	68
3.4.2	П'єзоелектричний метод . . . . .	69
3.4.3	Ємнісний метод . . . . .	70
3.4.4	Індукційний метод . . . . .	70
3.4.5	Резонансний метод . . . . .	71
3.5	Фотоелектричні вимірювальні перетворювачі . .	72
3.5.1	Фотоелектричні ВП, що працюють на про- світ . . . . .	72
3.5.2	Фотоелектричні ВП, що працюють на зво- ротне відбиття . . . . .	74
3.5.3	Фотоелектричні ВП, що працюють на роз- сіяне відбиття . . . . .	74
3.5.4	Чутливі елементи фотоелектричних ВП .	75
3.6	Електроди для медико-біологічних вимірювань .	77
<b>4</b>	<b>Основні типи біосигналів, що використовуються в медичній практиці</b>	<b>80</b>
4.1	Біосигнали серця . . . . .	80
4.1.1	Генезис біосигналів серця . . . . .	80
4.1.2	Електрокардіографічні відведення . . . .	84
4.1.3	Трикутник Ейнтховена та електрична вісь серця . . . . .	87
4.1.4	Векторкардіографія . . . . .	90
4.1.5	Ехокардіографія . . . . .	93
4.1.6	Механокардіографічні методи . . . . .	95
4.2	Біосигнали головного мозку . . . . .	100

4.2.1	Електроенцефалографія . . . . .	102
4.2.2	Електрокортікографія . . . . .	109
4.3	Біосигнали м'язів . . . . .	112
4.4	Інші види біосигналів . . . . .	116
<b>5</b>	<b>Біомедичні зображення</b>	<b>119</b>
5.1	Фізичні принципи отримання основних видів біо- медичних зображень . . . . .	121
5.1.1	Рентгенівські зображення . . . . .	121
5.1.2	Ультрасонографія . . . . .	125
5.1.3	Комп'ютерна томографія . . . . .	129
5.1.4	Магнітно-резонансна томографія . . . . .	135
5.1.5	Методи радіонуклідного дослідження . . . . .	137
5.1.6	Флуоресцентна мікроскопія . . . . .	141
5.1.7	Трансмісійна електронна мікроскопія . . . . .	143
5.1.8	Медична термографія . . . . .	145
5.2	Типи зображень . . . . .	147
5.3	Стандарт DICOM . . . . .	151
<b>II</b>	<b>Обробка біосигналів</b>	<b>155</b>
<b>6</b>	<b>Сигнали та спектри</b>	<b>156</b>
6.1	Параметри сигналів . . . . .	156
6.2	Визначення спектра сигналу . . . . .	162
6.2.1	Приклад 1: спектр меандра . . . . .	165
6.2.2	Властивості перетворення Фур'є . . . . .	168
6.2.3	Приклад 2: усунення на ЕЕГ-сигналі ар- тефактів від ЕКГ . . . . .	170
<b>7</b>	<b>Перетворення аналогових сигналів на цифрові</b>	<b>174</b>
7.1	Квантування аналогових сигналів . . . . .	174
7.2	Спектр дискретизованого сигналу. Теорема Котельникова–Найквіста . . . . .	178

7.3	Аналого-цифрові перетворювачі . . . . .	180
7.4	Дискретне перетворення Фур'є . . . . .	182
<b>8</b>	<b>Обробка біосигналів у часовій області</b>	<b>184</b>
8.1	Аналіз ЕКГ у часовій області . . . . .	185
8.2	Контурно-часова методика . . . . .	189
<b>9</b>	<b>Основи вейвлет-перетворення</b>	<b>192</b>
9.1	Обмеження використання перетворення Фур'є . . . . .	192
9.2	Основна ідея крупномасштабного аналізу . . . . .	197
9.3	Неперервне вейвлет-перетворення . . . . .	198
9.3.1	Визначення НВП . . . . .	198
9.3.2	Отримання НВП . . . . .	200
9.3.3	Найбільш часто використовувані вейвлети	205
9.4	Дискретне вейвлет-перетворення . . . . .	207
<b>10</b>	<b>Статистичні методи обробки інформації</b>	<b>209</b>
10.1	Генеральна та вибіркова сукупності . . . . .	210
10.2	Характеристики вибірки . . . . .	212
10.3	Виявлення вірогідності відмінності середніх значень двох вибірок . . . . .	215
10.4	Виявлення взаємозв'язку двох випадкових величин	217
10.5	Регресійний та дисперсійний аналізи даних результатів досліджень . . . . .	218
10.6	Сучасні програми медичної статистики для обробки даних досліджень . . . . .	219
	<b>Післямова</b>	<b>222</b>
	<b>Предметний покажчик</b>	<b>223</b>
	<b>Бібліографія</b>	<b>229</b>

# Передмова

Майбутнім фахівцям в галузі біоінженерії важливо знати методи та засоби отримання біомедичної інформації, загальні принципи її обробки, а також мати уявлення про фізичні основи генезису біосигналів та методів формування біомедичних зображень. Перелічені питання автори намагалися об'єднати в один логічно завершений навчальний курс.

Даний навчальний посібник для студентів спеціальності 163 — «Біомедична інженерія» написаний на базі кількарічного досвіду викладання навчальних дисциплін «Збір, передача, обробка та відображення медико-біологічної інформації» (Р. О. Коломієць), «Вимірювальні перетворювачі та давачі фізичних величин», «Формування, обробка та аналіз медико-біологічної інформації» (Т. М. Нікітчук), «Візуалізація сигналів у медико-біологічних дослідженнях» (Д. С. Морозов). Даний навчальний посібник — «Отримання та обробка біосигналів» — є спробою узагальнити навчальний матеріал, який стосується збору та обробки біомедичної інформації.

Ми намагалися без потреби не ускладнювати навчальний матеріал і викладати його максимально просто. Але, оскільки він розрахований на студентів інженерної спеціальності 2-х і 3-х курсів вищих навчальних закладів, розуміння окремих розділів потребує знання загальної фізики та вищої математики в межах підготовки 1-го курсу внз. Також розуміючи, що будь-яка радіоелектронна апаратура, і біомедичного призначення у тому

числі, весь час удосконалюється та розвивається, ми намагалися акцентувати увагу саме на *фізичним* принципах роботи апаратів та *математичних* аспектах обробки інформації, а не на електричних принципових схемах апаратури та програмних кодах алгоритмів обробки інформації.

Навчальний курс розбитий на дві частини (по п'ять розділів у кожній): перша присвячена отриманню біомедичної інформації, а друга — її обробці.

Розділ 1-й був написаний спільно Р. О. Коломійцем та Т. М. Нікітчук. Розділи 2, 4, 6, 7 та 8 були написані Р. О. Коломійцем. Розділи 3, 9 і 10 — Т. М. Нікітчук. Розділ 5 належить Морозову Д. С., він же провів ретельну перевірку всієї книги.

Автори висловлюють подяку своїм рідним, які з розумінням ставилися до їх «позааудиторної» роботи, колегам по кафедрі за цінні зауваження, а також виносять особисті подяки Коломієць Т. Ю. за ретельну перевірку математичних викладок в окремих розділах, Грек О. В. за допомогу в оформленні ілюстрацій та Коваль В. В., на базі конспектів якої були написані окремі розділи.

Всі зауваження та пропозиції щодо матеріалу навчального посібника просимо надсилати на електронну адресу *krt\_kro@ztu.edu.ua*.

Р. О. Коломієць,  
Т. М. Нікітчук,  
Д. С. Морозов.

Жовтень 2017 р.

Частина I

Отримання біосигналів



# Розділ 1

## Інформація в медицині

Життєдіяльність будь-якого організму пов'язана з постійним обміном речовин, енергії та інформації як всередині самого організму, так і між ним та оточуючим середовищем. Ці процеси носять назву *метаболізм*, і в їх основі лежить певний набір хімічних реакцій. Процеси метаболізму призводять до виникнення фізичних полів всередині організму та у ближньому навколишньому середовищі. Фізична природа цих полів різна — в сучасній медицині вивчаються параметри електричних, магнітних, теплових і акустичних полів, джерелом яких є людський організм, а також розподіл коефіцієнтів поглинання, відбиття і заломлення, розподіл поверхневих електричних опорів і т.д. Простіше кажучи, з точки зору сучасної медицини людський організм — це цілісна надскладна відкрита динамічна фізико-хімічна система, яка перебуває у постійній взаємодії з оточуючим середовищем. Таку постійну взаємодію в медицині та біології називають *гомеостазом* — це стан динамічного середовища, в якому відбуваються біологічні процеси. Гомеостаз — стійка динамічна рівновага в процесах обміну речовиною та енергією всередині організму і між організмом та навколишнім середовищем. Гомеостаз підтримується узгодже-

ною безперервною роботою різних органів та систем органів (кровообігу, дихання, травлення, виділення, тощо), а провідну роль в ньому відіграє нервова система.

Інформацією у медицині є відомості про параметри та характеристики (динамічні або статичні) про роботу окремих клітин, тканин, органів, систем органів, а також всього організму в цілому. Такі відомості є необхідними для визначення миттєвого стану організму та побудови прогнозу його розвитку, і отримуються різними фізико-хімічними методами. Відповідно це є відомості про параметри фізичних полів організму та хімічну природу речовин організму, причому вони мають певний зв'язок (кореляцію) з певними захворюваннями, і є вимірними з певною точністю. При цьому чим більша кількість цих параметрів і чим точніше вони виміряні, тим вища ймовірність встановлення точного діагнозу.

## 1.1 Класифікація медичної інформації. Норма і патологія

Основним базовим поняттям медичної інформатики є *біосигнал* — зміна в часі якоїсь фізичної величини, джерелом якої безпосередньо є живий організм. Біосигнал супроводжує роботу окремого органу або системи органів. В залежності від того, який метод медико-біологічного дослідження використовується — пасивний чи активний — розрізняють *природні* (або *нативні*) і *наведені* (або *евоковані*) біосигнали. В першому випадку мається на увазі біосигнал, який генерується “сам по собі” без якогось визначеного зовнішнього впливу (рис. 1.1). В другому випадку на організм наявна зовнішня дія — *стимул*, під впливом якої виробляється наведений біосигнал або деяким чином змінюється нативний біосигнал (рис. 1.2).

Важливо визначити, що з урахуванням здатності організму отримати найрізноманітнішу зовнішню інформацію, таке розділення має дещо умовний характер.

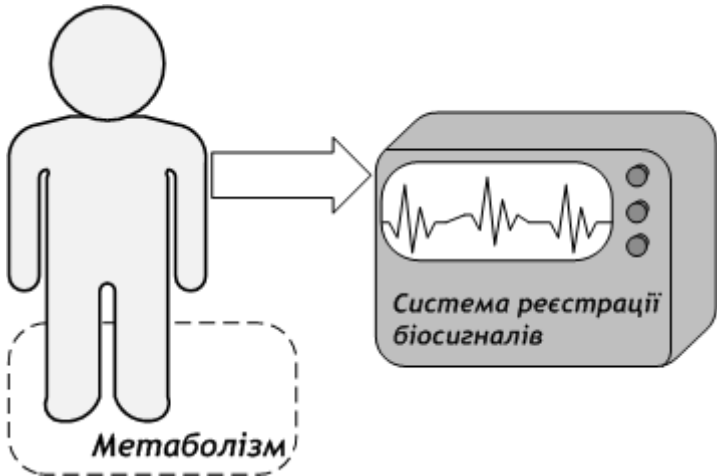


Рис. 1.1 – Отримання нативного біосигналу

Питання генезису (утворення) деяких найбільш поширених у медичній практиці сигналів буде розглянуте в розділах 2 і 4.

Отримані біосигнали несуть інформацію про норму або патологію. Поняття медичної *норми* (референтної величини) включає в себе результати досліджень репрезентативної групи практично здорових осіб. Отримані при цьому дані часто мають суттєві відмінності, пов'язані як з впливом регіональних особливостей проживання досліджуваних, їх генетичною адаптацією до цих умов, так і використанням різних фізико-хімічних методів дослідження (вимірювання) одних і тих же показників. В медицині норма — це такі межі біохімічних та біофізичних параметрів, які прийнято вважати нормальними. Як це не парадоксально звучить, але при ретельному відборі багатьох поколінь досліджуваних людей протягом десятиліть і навіть століть, сучасні “норми” стали основою “нормативів” —

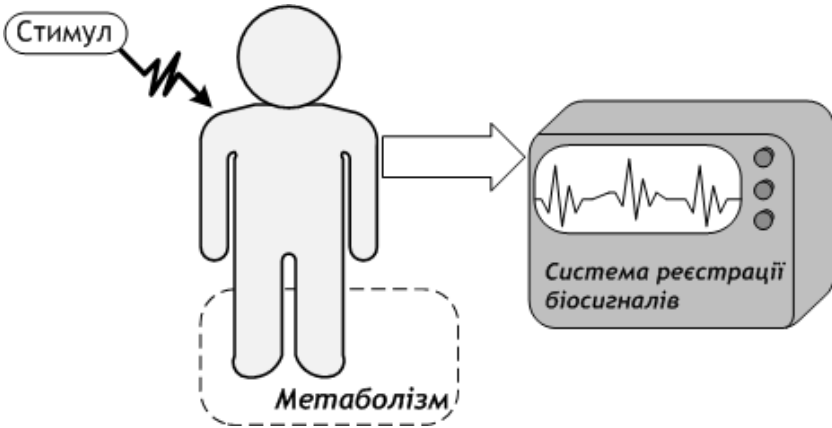


Рис. 1.2 – Отримання наведеного біосигналу

довідників лабораторних і функціональних біологічних показників, отриманих уніфікованими методами, і головним завданням яких є цілеспрямований діагностичний пошук. В якості приладу можна навести працю [1].

На противагу нормі розглядають *патологію* — відхилення від нормального стану або процесу розвитку, процеси, які порушують гомеостаз, хвороби, дисфункції. На сьогоднішній день головним визначником патологій є Міжнародний класифікатор хвороб (МКХ) — документ, який використовується як провідна статистична та класифікаційна основа в системі Охорони здоров'я. Періодично (раз на десять років) цей документ переглядається під керівництвом Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ). МКХ є нормативним документом, який забезпечує єдність методичних підходів та міжнародну верифікацію матеріалів. На даний час (2017 рік) діє МКХ-10 (ICD-10) — Міжнародна класифікація хвороб Десятого перегляду [2]. У квітні 2015 року ВООЗ була представлена попередня версія МКХ-11, остаточний варіант якої планується ввести в дію в 2018 році.

## 1.2 Основні методи медико-біологічних досліджень

Сучасні методи медико-біологічних досліджень можливо поділити на три великі групи: аналітико-хімічні, фізико-хімічні та фізичні.

Аналітико-хімічні методи вивчають живу речовину та продукти життєдіяльності організмів методами аналітичної хімії — тобто вивчається хімічна будова за якісними та кількісними хімічними реакціями.

Фізико-хімічні методи відрізняються від попередньої групи методів лише тим, що речовину досліджують не за допомогою хімічних реакцій, а за допомогою вимірювання фізичних параметрів. Ця група методів дає уявлення про структуру біологічної речовини.

Фізичні методи медико-біологічних досліджень полягають у вимірюванні різних параметрів фізичних полів, джерелом яких є живий організм.

Важливо відзначити, що всі ці методи вивчають різні аспекти існування та функціонування живої матерії, тому в медичній практиці всі вони використовуються однаково часто. Кожен метод дає специфічну інформацію, і лише певне врахування відомостей організму, отриманих різними методами, дає можливість побудувати цілісну та об'єктивну картину його функціонування.

Серед фізичних полів, які супроводжують функціонування різних органів, груп органів та всього організму в цілому, насамперед слід згадати електричне та магнітне поля. Зокрема, саме за допомогою вимірювання та аналізу електричних біосигналів вдалося підняти діагностичну медицину на якісно новий рівень. В людському організмі є ряд джерел акустичного сигналу (биття серця, перисталтика шлунку та кишківника, коливання легенів, рух крові тощо), тому лікарі використовують

ці акустичні сигнали як один з видів важливої інформації. В сучасних дослідженнях також використовуються ультразвукові сигнали від внутрішніх органів та м'язів у діапазоні близько 100 кГц (інтенсивність приблизно  $10^{-16}$  Вт/см<sup>2</sup>). Важливу інформацію дає інфрачервоне випромінювання, яке характеризує температуру шкіри (за рахунок кровопостачання підшкірних капілярів). Довжина хвиль цього випромінювання становить від 3 до 14 мкм, інтенсивність порядку 10 мВт/см<sup>2</sup>. Динаміку теплових полів всередині організму характеризує радіотермічне електромагнітне випромінювання (в діапазоні дециметрових хвиль) з інтенсивністю, меншою  $10^{-12}$  Вт/(Гц·см<sup>2</sup>). Хімічна люмінесценція в близькій інфрачервоній та оптичній областях несе інформацію про насиченість крові киснем.

Всі ці різні за своєю фізичною природою сигнали реєструються за допомогою вимірювальних перетворювачів та сенсорів і у електронних діагностичних системах найчастіше перетворюються в електричні сигнали для подальшої обробки.

Загалом, будь-яке медико-біологічне дослідження може бути представлене наступними схемами (рис. 1.3 і 1.4).

Під дією стимула (в загальному випадку — у випадку негативного біосигналу — зовнішній стимул відсутній) біологічний об'єкт продукує біосигнал  $s(t)$  — зміну в часі деякої фізичної величини, найчастіше неелектричної природи. Перетворювач сигналу перетворює вхідний сигнал  $s(t)$  на вихідний  $x(t)$ , причому останній, як правило, має електричну природу. Наступним етапом є *передобробка сигналу*. Її метою є ліквідація паразитних складових сигналу, які (з урахуванням невисокої інтенсивності сигналів, що несуть діагностичну інформацію, високого рівня шуму, наявності інших маскуючих сигналів — так званих *артефактів*) спотворюють початковий сигнал, що може привести до невірного діагнозу. Крім того, при використанні цифрових методів передобробка включає в себе також відповідне кодуван-

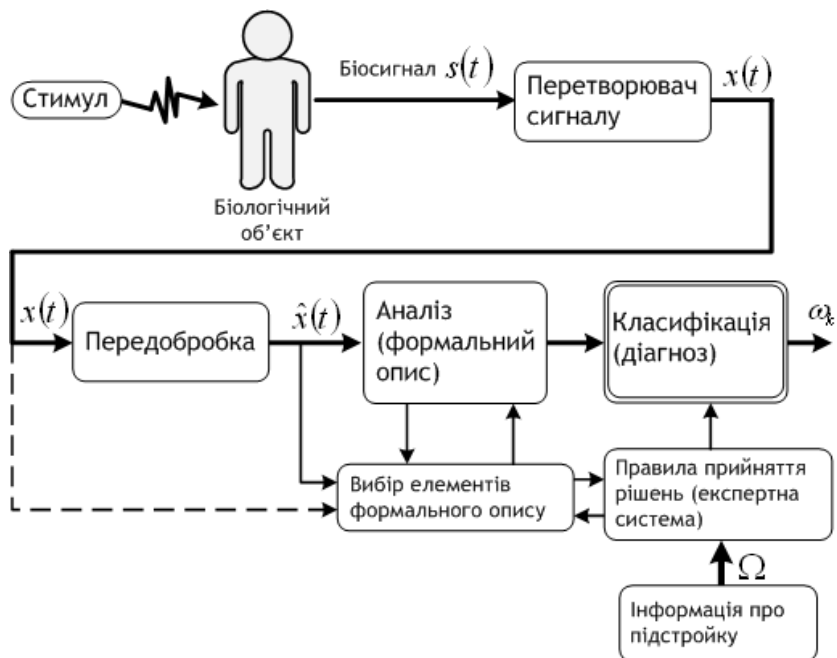


Рис. 1.3 – Загальна схема медико-біологічного дослідження

ня та стиснення даних за рахунок фільтрації відомих (таких, що не несуть діагностичну цінність) складових сигналу.

Набори симптомів та аналітичних даних утворюють сукупність, яку називають синдромом. *Синдром* можна одержати як з історії хвороби (*анамнезу*), так і з клінічних досліджень. Під *симптомом* тут розуміють ряд ознак, які характеризують визначену хворобу або патологічний стан. Тому можливо (в ідеальному випадку точно) кількісно співставити одержані синдроми та конкретне захворювання. Застосування ЕОМ та розвинених експертних систем в медицині дозволяє класифікувати стан норми/патології на базі багатьох критеріїв. Щоправда, ситуація може ускладнюватися внаслідок наявності кількох захворювань у одного пацієнта.

Для встановлення діагнозу на базі клінічної інформації одержують множину діагностичних гіпотез  $\omega_k$ . Якщо наступні вимірювання вибрані вірно (інформація про підстройку  $\Omega$ ), можна послідовно обмежувати цю множину. Цей процес потребує тестів з високою *чутливістю*. Інший шлях — підтвердження або заперечення клінічної підозри на хворобу — потребує тестів з високою *специфічністю*.

Класифікація (розпізнавання) діагностичних образів є окремою математичною дисципліною і в даному навчальному посібнику не розглядається. Проте, за потреби можливо звернутися до спеціальної літератури — див., наприклад, [3].

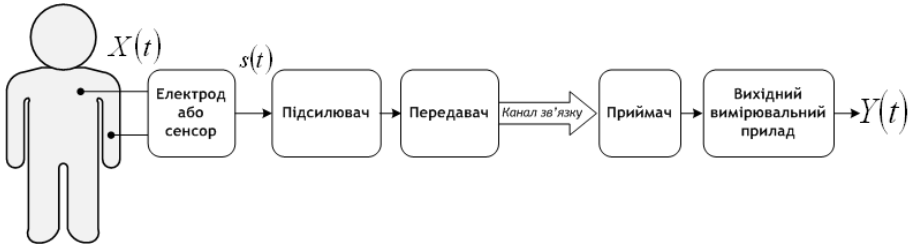


Рис. 1.4 – Структурна схема вимірювального ланцюга при медико-біологічному дослідженні

Структурна схема вимірювального ланцюга при медико-біологічному дослідженні (рис. 1.4) є узагальненою та відображає різноманітні реальні системи, які застосовуються для медичної діагностики. У пристроях медичної електроніки чутливий елемент або прямо видає електричний сигнал, або змінює електричний сигнал під впливом власного неелектричного. В медичній електроніці використовується два види пристроїв зйому біосигналів — електроди та біомедичні сенсори. Таким чином, вхідний сигнал  $X(t)$  перетворюється на електричний сигнал  $s(t)$ . У переважній більшості випадків отриманий біосигнал потрібно підсилювати, після чого за допомогою спеціальних апаратних засобів він передається по каналу зв'язку до вихідно-



го вимірювального приладу — засобу, який відображає та/або реєструє інформацію про біологічну систему у формі, зручній та доступній для безпосереднього сприйняття спостерігачем. Для отримання кількісної інформації про біологічну систему повинна бути відомою залежність  $Y = f(X)$ .

### 1.3 Якісна та кількісна оцінка медико-біологічної інформації

Отриману біомедичну інформацію в першому наближенні можна поділити на дві великі групи [4]:

1. Вербальна інформація (*симптоми*) — дані, про які повідомляє сам пацієнт (початок хвороби, її видимі прояви та інтенсивність). Також до вербальної інформації відносяться дані, отримані лікарем за рахунок огляду пацієнта без використання технічних (електронних) засобів. Окрім того, до цього виду інформації часто включають *сімейний анамнез* — відомості про стан здоров'я пацієнта, його батьків та рідних від народження до дослідження даної хвороби. Її значення безумовно у випадку спадкових (генетичних) захворювань. До анамнезу також відносяться дані про середовище, в якому пацієнт живе. Вербальна інформація дозволяє якісно оцінювати роботу окремих органів та/або функціонування організму в цілому.

2. Дані, які отримані за методами досліджень — фізичних, фізико-хімічних, аналітико-хімічних. Ці відомості дозволяють кількісно оцінювати роботу окремого органу або груп органів. Для біологічних сигналів велике значення (внаслідок складності моделювання процесів в організмі) має надійність вихідної інформації та результатів аналізу і класифікації, які статистично оцінюють за критеріями чутливості, специфічності, вірності (надійності), позитивної умовної точності та негативної умовної

точності. Для оцінки цих критеріїв використовуються наступні величини:

- TP (*true positive*) — кількість вірно позитивних результатів;
- TN (*true negative*) — кількість вірно негативних результатів;
- FP (*false positive*) — кількість хибно позитивних результатів, тобто таких випадків, коли тест показує відсутність хвороби або дисфункції, але насправді вона присутня;
- FN (*false negative*) — кількість хибно негативних результатів, тобто таких випадків, коли тест показує наявність хвороби або дисфункції, проте насправді вона відсутня.

Чутливість тесту — це ймовірність того, що тест буде позитивним, якщо хвороба наявна:

$$Sn = \frac{TP}{TP + FN} 100\%$$

Специфічність тесту — ймовірність того, що тест буде негативним, але хвороба все одно присутня:

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} 100\%$$

Надійність або вірність тесту — це ймовірність теста дати вірну відповідь:

$$Tr = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} 100\%$$

Позитивна умовна точність — ймовірність наявності хвороби у разі позитивного тесту:

$$P = \frac{TP}{TP + FP} 100\%$$

Негативна умовна точність — ймовірність відсутності хвороби у разі негативного тесту:

$$N = \frac{TN}{TN + FN} 100\%$$

Також важливо відзначити, що організація процесу стимуляції та вимірювань біологічних сигналів підпорядковується найважливішому в медицині *етичному критерію*, тобто виконанню вимоги “*не нашкодити пацієнту*”. Кількісно етичні вимоги відображені у порогових нормах застосування стимулів.

Додержання етичних критеріїв призводить до відносно невеликих рівнів сигналів на фоні шуму, що визначає підвищені специфічні вимоги до відповідної медичної апаратури, а також точності та надійності математичних методів обробки сигналів.

# Розділ 2

## Генезис біосигналів

### 2.1 Загальні властивості біосигналів

Біосигнал — це сигнал, джерелом якого є живий організм. Найчастіше під біосигналом розуміють електричний сигнал, хоча в окремих випадках він може бути акустичним, магнітним тощо. Біосигнал принципово не може бути детермінованим (тобто таким, який можливо точно передбачити в кожен наступний момент часу), бо інакше він не несе ніякої діагностичної інформації. Тому сигнал від живого організму треба вважати стохастичним (тобто таким, який можливо передбачити в кожен наступний момент часу не точно, а з певною ймовірністю, меншою від 1). При цьому параметри біосигналу повинні бути діагностично значущими, тобто вони повинні бути у визначеному зв'язку зі станом досліджуваного організму.

В багатьох випадках нативний біосигнал приблизно повторюється в часі — тоді з математичної точки зору він є квазіперіодичним, або ще кажуть, що він носить репетиційний характер.

Ще однією особливістю біосигналів є їхня вкрай мала амплітуда та доволі низька частота. Нижче в табл. 2.1. наводяться

основні види біосигналів, які використовуються у медичній практиці, та характерні для них діапазони амплітуд та частот (відсутність значення амплітуди сигналу для деяких з представлених в таблиці потрібно розуміти так, що даний сигнал сам по собі не є електричним, а його амплітуда залежить від конкретного вимірювального перетворювача).

Таблиця 2.1

**Основні типи біосигналів, що використовуються у медичній практиці**

<b>Техніка / ограні</b>	<b>Розмах, мкВ</b>	<b>Частоти, Гц</b>
<i>Серце</i>		
Електрокардіографія (ЕКГ)	50 — 5000	0,01 — 150
Векторкардіографія (ВКГ)	50 — 5000	0,01 — 150
Фетальна ЕКГ, ВКГ	10 — 300	0,01 — 150
Сфигмографія	—	0 — 20
Апекскардіографія	—	0 — 20
Фонокардіографія	—	10 — 20000
<i>Головний мозок</i>		
Електроенцефалографія (ЕЕГ)	2 — 300	0,1 — 80
Електрокортікографія (ЕКоГ)	10 — 5000	0,1 — 100
<i>М'язи</i>		
Електроміографія (ЕМГ)	1000 — 5000	0 — 10000
Електрогастрографія (ЕГГ)	10 — 8000	0,01 — 1
<i>Очі</i>		
Електроретінографія (ЕРГ)	5 — 1000	0 — 80
Електроокулографія (ЕОГ)	10 — 3000	0,05 — 100
Електронистагмографія (ЕНГ)	10 — 4000	2 — 2000
<i>Інше</i>		
Електроурертографія (ЕУГ)	10 — 400	20 — 100

## 2.2 Мембранні потенціали. Потенціал спокою

Як уже відзначалося, біосигнали виникають внаслідок життєдіяльності організму, причому в основі цієї життєдіяльності лежать хімічні реакції — процеси обміну речовиною та енергією. Все відбувається на клітинному рівні — для виконання своїх функцій клітина як ціле віддалена від зовнішнього середовища напівпроникною оболонкою — плазматичною мембраною. Окрім того, тонка регуляція внутрішньоклітинних процесів відбувається на основі просторового розділення органолів клітини, за яке відповідають внутрішньоклітинні мембрани. Відзначимо що саме біохімічні процеси на плазматичних мембранах відіграють надзвичайно важливу роль в утворенні біосигналів.

Біологічні мембрани — це надмолекулярні системи, протяженість яких у двох вимірах значно перевищують їх товщину, яка становить приблизно 10 нм. Однак всі механізми, які відповідають за біологічну функціональність мембрани, зосереджені саме в її товщині.

Всі фізичні та хімічні процеси на клітинних мембранах супроводжуються змінами електричного потенціалу [5].

Біологічна мембрана є динамічною самоорганізованою системою. Для ясного уявлення процесів генезису біосигналів необхідно розглянути її будову, а також динаміку її поведінки.

### 2.2.1 Структура біологічних мембран

Мембрани складаються в основному з ліпідів та білків. В мембранах клітин ссавців міститься також невелика кількість вуглеводів, що зв'язані з білками (глікопротеїди) або з ліпідами. У внутрішньоклітинних мембранах наявні в основному фосфоліпіди, а в плазматичних містяться також і нейтральні ліпіди.

Так, наприклад, в мембранах еритроцитів майже 30% становить холестерин.

Виділення з мембран індивідуальних компонентів відбувається за допомогою так званих детергентів (наприклад, додецилсульфата натрію) — речовин, які зв'язують нерозчинні речовини з білками, після чого отримані білки розділяють методом електрофорезу в поліакріламідному гелі.

В більшості випадків мембрани досить неоднорідні [6]. Фосфоліпіди та ліпіди представлені в них цілими сімействами — наприклад, в мембранах еритроцитів людини міститься не менше 20 видів лецитину. Ліпіди складаються з полярної “голови” і двох довгих неполярних вуглеводневих “хвостів”, які мають гідрофобні властивості. Білки мембран також різноманітні. Наприклад, близько третини білків мембрани еритроцита представлено білком спектрином, який складається з двох компонент з молекулярними масами 255000 та 220000; друга третина — цілий ряд білків з молекулярними масами від 9000 до 15000. Але існують також мембрани з простішою будовою — наприклад, внутрішні мембрани паличок сітківки ока містять лише один білок — родопсин.

Першу фізико-хімічну теорію електричних явищ у живих тканинах розробив у 1896 – 1906 рр. відомий український вчений, професор Київського університету В. Ю. Чаговець. Виходячи з теорії електролітичної дисоціації, він вважав, що електричні потенціали утворюються за рахунок різної швидкості дифузії основних фізіологічних іонів, насамперед іонів вугільної кислоти  $\text{CO}_3^{2+}$ . Проте пізніше було доведено, що основними іонами, які беруть участь в генерації електричних потенціалів, є  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$  та  $\text{Cl}^-$ . З 90-х років XIX ст. почалося вивчення клітинних мембран хімічними методами. Е. Оверману на протязі 1895 — 1902 рр вдалося довести, що мембрана складається з білків та ліпідів. В 1925 р. Е. Гортнеру і Ф. Гренделю вдалося екстрагувати мембранні ліпіди у чистому вигляді та дослідити їх хімічні

властивості. Паралельно з хімічними методами розвивалися і фізичні — зокрема досліди по вивченню проникнення різних речовин у клітину та їх дифузії всередині клітини (Р. Чамберс, 1922), вимірювання електричної ємності та електричного опору еритроцитів (Фрике, 1925; Хьюбер, 1926), вимірювання поверхневого натягу на межі ліпід – вода в залежності від добавок різних речовин (Д. Даніеллі та Х. Давсон, 1935). Достатньо широкий огляд різних моделей біологічних мембран проведений в [6, 7].

Тривалий час найпоширенішою моделлю біомембрани була модель Даніеллі – Давсона (рис. 2.1), або модель “сендвіча”, яка була запропонована численними експериментами по дифракції рентгенівських променів на мембранах, і — внаслідок великої кількості функцій мембран — неодноразово коригувалася, доповнювалася і уточнювалася. В даній моделі вважається, що мембрана складається з трьох шарів: зовнішнього шару білкових молекул, проміжного шару ліпиду, та внутрішнього шару білкових молекул.

Важливо відзначити, що модель Даніеллі – Давсона виявилась неспроможною описати все різноманіття функцій клітинних мембран. Подальші дослідження показали, що до складу мембран входять глобулярні білки (однією з особливостей таких білків є те, що їх молекули утворюють особливі структури — так звані глобули — які не розподілені у вигляді моношару, а являють собою щось схоже на локальне вкраплення — рис. 2.2). Нові наукові дані, отримані за допомогою удосконалених фізико-хімічних методів вивчення мембранних білків, були узагальнені С. Сінгером та Г. Ніколсоном у 1972 р. і нова модель біомембрани отримала назву рідинно-мозаїчної. Згодом рідинно-мозаїчна модель також неодноразово доповнювалася і уточнювалася, проте на сьогоднішній день вона служить в якості концептуальної основи для більшості мембранних досліджень. Все сказане свідчить про те, що клітинні мембрани є складними системами,



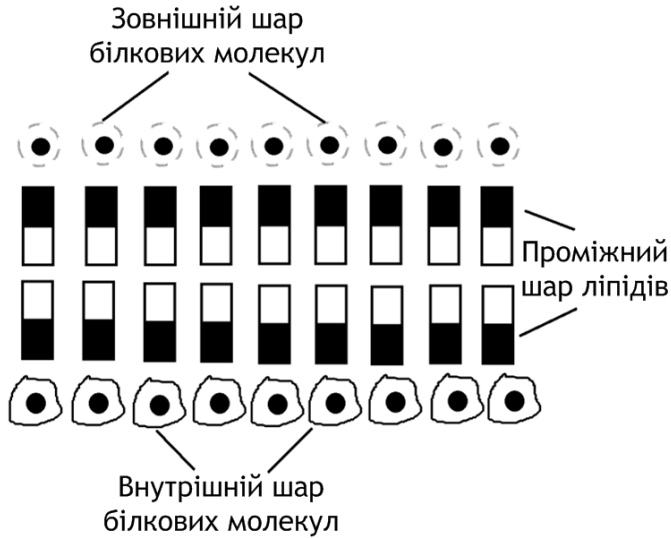


Рис. 2.1 – Модель біомембрани Даніеллі – Давсона

вивчення яких далеко не завершене, і точні фізичні механізми багатьох мембранних процесів остаточно не з'ясовані.

### 2.2.2 Електричні властивості мембран

Для розуміння механізмів перенесення іонів через мембрану клітини для утворення різниці потенціалів на сторонах мембрани користується поняттями роботи переносу заряду, дипольного потенціалу, поверхневого потенціалу і трансмембранного потенціалу. Перед тим, як розглядати ці поняття, нагадаємо деякі визначення з курсу фізики електромагнітних явищ.

1. Електричний заряд  $Q$  — фундаментальна властивість матерії взаємодіяти з електричним полем. Розрізняють два роди електричних зарядів, які умовно назвали «+» (плюс, позитивний) та «-» (мінус, негативний). Позитивний заряд мають протони (ядро атома), а негативний — електрони. Електричні

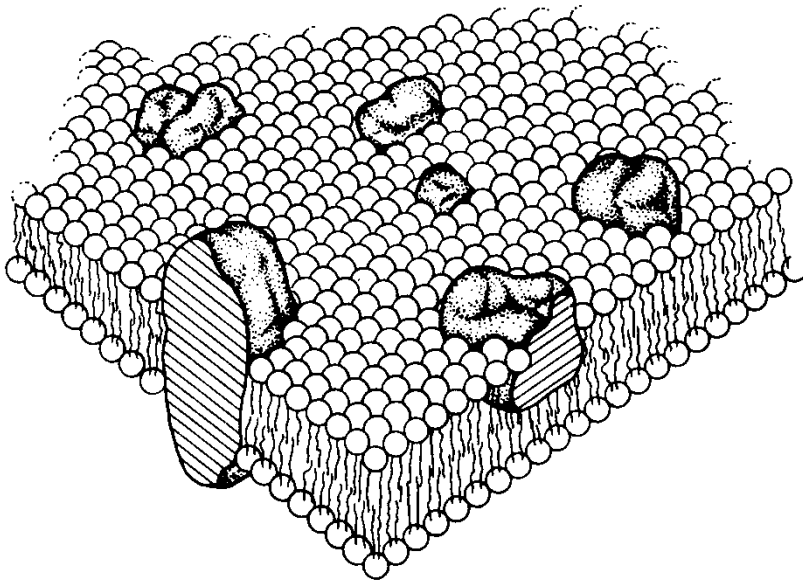


Рис. 2.2 – Рідинно-мозаїчна модель біомембрани Сінгера – Ніколсона

заряди є джерелами електричних полів. Ще однією властивістю зарядів є їх взаємодія: заряди одного знаку взаємно відштовхуються, різних знаків — взаємно притягуються. Електричний заряд може бути лише кратним елементарному заряду — заряду електрона, який дорівнює  $e_0 = 1,602 \cdot 10^{-19}$  Кл. Одиницею вимірювання заряду є кулон (Кл): заряд в 1 Кл — це така кількість електронів, яка проходить через провідник при силі струму в 1 А за час 1 с.

**2.** Число Фарадея  $F$  — це заряд одного моля одновалентного іона:

$$F = N_A \cdot e$$

де  $N_A = 6,022 \cdot 10^{23}$  — число Авогадро, і  $e_0 = 1,602 \cdot 10^{-19}$  Кл — елементарний електричний заряд. Таким чином, число Фарадея дорівнює  $10^5$  Кл/моль.

**3.** Електрична напруга  $U$  — це міра електричної роботи, яка необхідна для того, щоб перемістити електричний заряд (без тертя) з однієї точки простору в іншу. Напруга в 1 В відповідає різниці потенціалів, для переміщення проти якої заряду 1 Кл виконується робота в 1 Дж. При вимірюванні напруги завжди повинна бути деяка точка відліку. Для мембран в якості такої точки береться звичайно точка, яка розміщена дуже далеко від поверхні мембрани, і потенціал в ній приймається рівним нулю.

**4.** Сила струму  $I$  — це кількість заряду, віднесена до часу, за який він проходить. За визначенням

$$I = \frac{Q}{t},$$

одиноцею вимірювання сили струму є ампер (А).

**5.** Провідність  $G$  або опір  $R$  — величини, які обернені одна до одної, і які характеризують протидію потоку заряджених частинок, направлених з однієї точки до іншої. Ці величини визначаються із закону Ома, який пов'язує між собою напругу і струм:

$$I = \frac{U}{R} = GU, \quad U = IR = \frac{I}{G}.$$

Одиноцею вимірювання провідності є сіменс (См), а одиноцею вимірювання опору — ом (Ом). Провідність в 1 См або опір в 1 Ом означає, що при зміні напруги на 1 В сила струму змінюється на 1 А.

**6.** Питомий опір  $\rho$  — величина, яка використовується для характеристики неоднорідних провідних середовищ (наприклад, розчинів солей), зокрема для описання іонного потоку через заповнені водою мембранні канали. За питомий опір прийнято вважати електричний опір середовища між електродами

площею  $1 \text{ см}^2$ , які знаходяться на відстані  $1 \text{ см}$ . Розмірність питомого опору — Ом·см. В загальному випадку опір середовища між двома електродами площею  $S$ , які знаходяться на відстані  $x$  один від одного, визначається за формулою

$$R = \frac{\rho x}{S}.$$

7. Ємність  $C$  — це величина розділених зарядів, необхідна для підтримання певної різниці потенціалів:

$$C = \frac{Q}{U},$$

де  $Q$  — величина заряду з кожного боку мембрани, позитивна з одного і негативна з іншого,  $U$  — створювана різниця потенціалів (напруга). Одиницею вимірювання ємності є фарад (Ф). Ємність мембрани — дуже важлива електрична характеристика, оскільки вона визначає, яку кількість зарядів необхідно перенести через мембрану, щоб створити на ній певну напругу. Питома ємність дорівнює ємності одиниці площі і залежить від кількості зарядів, розділених одиницею площі мембрани.

В першому наближенні двошарову мембрану можливо представити у вигляді тонкої пластини з непровідного матеріалу, яка розділяє два водних розчини. Таким чином, мембрану представляють у вигляді звичайного плоского конденсатора, в якому заряди знаходяться на двох границях розділу фаз мембрана — вода. Ємність такого конденсатора залежить від відстані між цими зарядженими поверхнями ( $d$ ), його площі ( $S$ ) та від діелектричної проникності ( $\varepsilon$ ) матеріала (вуглеводня) між зарядженими поверхнями:

$$C = \frac{\varepsilon \varepsilon_0 S}{d},$$

де  $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$  — діелектрична стала, яка має фізичний зміст діелектричної проникності вакууму.

8. Діелектрична проникність  $\epsilon$  — величина, яка характеризує поляризованість матеріалу, тобто те, наскільки ефективно внесений в середовище цього матеріалу постійний електричний диполь (зв'язана система однакових за величиною та протилежних за знаками точкових електричних зарядів, розділених невеликою відстанню) реагує на прикладене зовнішнє електричне поле (різницю потенціалів). Більша діелектрична проникність формально означає “компенсацію” частини зарядів на поверхні мембрани, так що для створення однієї і тієї ж різниці потенціалів у випадку більшої  $\epsilon$  необхідно перенести через мембрану більший заряд. Для фосфоліпідних подвійних шарів та біомембран експериментально виміряні значення питомої ємності приблизно однакові і становлять приблизно  $1 \text{ мкФ/см}^2$ , що відповідає діелектричній проникності  $\epsilon = 2$  при товщині біля  $25 \text{ \AA}$ . На відміну від ємності електричний опір мембрани залежить від її типу та від кількості іонних каналів і для різних мембран варіює у широких межах [6].

Тепер ми можемо перейти до визначення сумарного транс-мембранного електричного потенціалу. Робота, необхідна для переміщення заряду, який знаходиться на нескінченно великій відстані від мембрани до її поверхні, а потім у гідрофобну область подвійного шару, має наступні складові:

1. Робота, пов'язана з перенесенням заряду із середовища з одним значенням діелектричної проникності у середовище з іншим її значенням (наприклад, з водної фази у мембрану). Необхідність виконання такої роботи пов'язана з відмінністю у поляризації диполів цих середовищ, і саме цим фактором обумовлена дестабілізація зарядів у гідрофобній області мембрани. Будь-який іон у воді стабілізується завдяки взаємодії з диполями води. Переміщення іона з води в центр мембрани енергетично не вигідне, оскільки на звільнення іона від гідратної оболонки потрібно затратити енергію. Найбільш адекватною

кількісною моделлю такого переходу є модель Борна. Робота, необхідна для перенесення іона з зарядом  $q$  і радіусом  $r$  з середовища з діелектричною проникністю  $\varepsilon_1$  у середовище з діелектричною проникністю  $\varepsilon_2$  визначається за формулою

$$W = \frac{q^2}{2r} \left( \frac{1}{\varepsilon_1} - \frac{1}{\varepsilon_2} \right).$$

Діелектрична проникність води  $\varepsilon_2$  дорівнює 81; для внутрішньої частини мембрани, як правило, використовують характерну для вуглеводнів величину  $\varepsilon_1 = 2$ .

Окрім енергії Борна є ще одна компонента, пов'язана з виникненням на границі з діелектриком сил поляризації. Поява заряду по одну сторону від границі поділу фаз викликає переорієнтацію диполів у середовищі по другу сторону мембрани. Відповідна енергія називається енергією “відображення” (від назви математичного методу, який використовується для її обчислення). Для мембран вона відповідає зменшенню енергії Борна на 10...15%.

Модель Борна розглядає мембрану як простий діелектрик, однак полярні головки мембранних білків (рис. 2.1), які знаходяться по краям подвійного шару, створюють додатковий тонкий шар, товщиною приблизно 10 Å, який за своїми властивостями суттєво відрізняється від гідрофобного центру. Діелектрична проникність в цій області повинна змінитися від 2 по один бік до 81 — по другий. В якості середньої величини наводяться дані від 10 до 30.

**2.** Дипольний потенціал, основний вклад у формування якого вносять орієнтовані карбонільні групи фосфоліпідних молекул. При транспорті іонів невеликого розміру, наприклад,  $\text{Na}^+$  і  $\text{Cl}^-$ , наявність дипольного потенціалу призводить до того, що висота енергетичного бар'єру для транспорту аніонів через мембрану виявляється дещо меншою, ніж для транспорту катіонів.

**3.** Поверхневий потенціал, який створюється зарядженими групами молекул на поверхні мембрани. Поверхня більшості біомембран має негативний заряд — в основному завдяки наявності кислих фосфоліпідів (звичайно 10...20% мембранних ліпідів знаходяться у формі аніонів). Негативний заряд мають і інші мембранні компоненти — наприклад, гангліозиди, фосфатні або карбоксильні білки.

Теорія поверхневого потенціалу була розроблена на початку ХХ ст. Гюї та Чапменом, а у 20-х роках ХХ ст. була доповнена Штерном. Ця теорія досить успішно описує електростатичні ефекти, пов'язані із зарядженою мембраною.

В основу теорії Гюї – Чапмена – Штерна покладені чотири допущення:

- 1) заряди рівномірно розподілені по поверхні мембрани;
- 2) іони у розчині є простими точковими зарядами, розмірами яких можливо знехтувати;
- 3) так звані ефекти відображення — притягування рухомих іонів при наближенні до поверхні діелектрика — вважаються мізерно малими;
- 4) діелектрична проникність водної фази вважається величиною сталою, однаковою на поверхні мембрани та в об'ємі розчину.

Кожне із цих припущень свого часу було перевірено експериментально і показано, що вони цілком допустимі. Доповнення Штерна враховує розміри зв'язаних з поверхнею протіонів, що дає можливість оцінити верхню межу числа іонів, які фізично можуть зв'язатися з мембраною.

Теоретичні наслідки теорії Гюї – Чапмена – Штерна ілюструє рис. 2.3.

Локальну концентрацію будь-яких іонів при відомому електричному потенціалі можливо знайти з рівняння Больцмана:

$$c(x) = c(\infty)e^{-\frac{ZF\Psi(x)}{RT}},$$

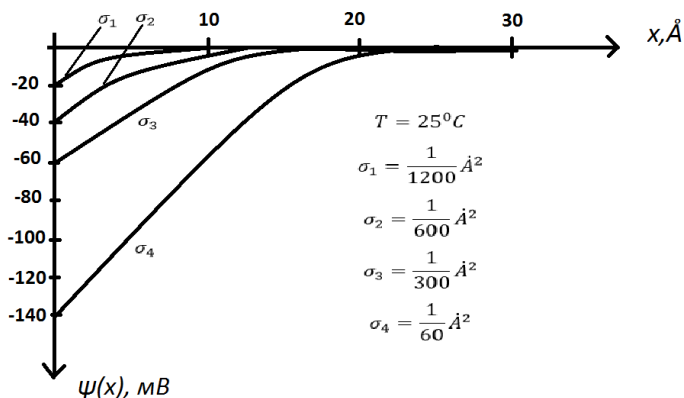


Рис. 2.3 – Залежність поверхневого потенціалу від відстані до поверхні зарядженої мембрани згідно теорії Гюї – Чапмена – Штерна

де  $c(x)$  і  $\Psi(x)$  — концентрація іонів та електричний потенціал на відстані  $x$  від мембрани;  $c(\infty)$  — концентрація іонів у об'ємі клітини;  $Z$  — ступінь іонізації іона (+2, +1, -1 і т.д.);  $F$  — стала Фарадея;  $R$  — універсальна газова стала;  $T$  — абсолютна температура.

З впливом поверхневого потенціалу пов'язують цілий ряд різноманітних експериментально підтверджених ефектів, зокрема поведінка локальних значень рН на поверхні мембрани, зв'язування гідрофобних іонів та мембранних зондів, деякі електрокінетичні явища.

4. Трансмембранний потенціал, який утворюється за рахунок розділення зарядів різних знаків між водними фазами по різні боки мембрани. Зв'язок між трансмембранним потенціалом ( $\Delta\Psi$ ) та поверхневими потенціалами  $\Psi_1$  і  $\Psi_2$  графічно представлених на рис. 2.4.

З цієї схеми видно, що будь-яка заряджена група всередині мембрани буде рухатися у полі з потенціалом  $\Delta\Phi$ . Різниця потенціалів між сторонами подвійного шару  $\Delta\Phi$  може відрізня-



тися від  $\Delta\Psi$  внаслідок асиметрії розподілу поверхневих зарядів.  $\Delta\Psi$  також називають *потенціалом спокою*, і саме цю величину вимірюють парою електродів.

Загальний розподіл вільної енергії мембранних зарядів показаний на рис. 2.5.

Особливої уваги заслуговує основна складова трансмембранного потенціалу — рівноважний потенціал — це така величина мембранного потенціалу, який встановився би по обидві сторони мембрани, якби вона стала вибірково проникною тільки для даного типу іонів. За таких умов співвідношення іонних потоків крізь мембрану знаходилося б у рівновазі. Рівноважний потенціал розраховується за рівнянням Нернста:

$$U = \frac{RT}{FZ} \ln \frac{c_{out}}{c_{in}},$$

де  $R$  — універсальна газова стала;  $T$  — абсолютна температура;  $F$  — стала Фарадея;  $Z$  — валентність іона;  $c_{out}$  і  $c_{in}$  — концентрація позитивно заряджених іонів зовні та всередині клітини. Якщо потрібно розрахувати рівноважний потенціал для негативно заряджених іонів, то чисельник і знаменник у виразі  $\frac{c_{out}}{c_{in}}$  міняють місцями.

Клітинні мембрани ссавців у спокої більш проникні для іонів  $K^+$  (наприклад, у порівнянні з іонами  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$  — у 20 ... 100 разів). Оскільки концентрація  $K^+$  всередині клітини набагато вище, ніж зовні,  $K^+$  через так звані калієві канали виходить з клітини і створює надлишок негативного заряду на цитоплазматичному (внутрішньому) боці клітинної мембрани.

Насправді рівень мембранного потенціалу залежить не тільки від концентрації іонів калію, але і від концентрації іонів  $Na^+$ ,  $Cl^-$  та інших по різні сторони мембрани та від відносної проникності мембрани щодо кожного з видів іонів [8]. Оцінити вклад проникності мембрани для різних іонів у мембранний потенціал спокою дозволяє рівняння постійного поля Голдманна —

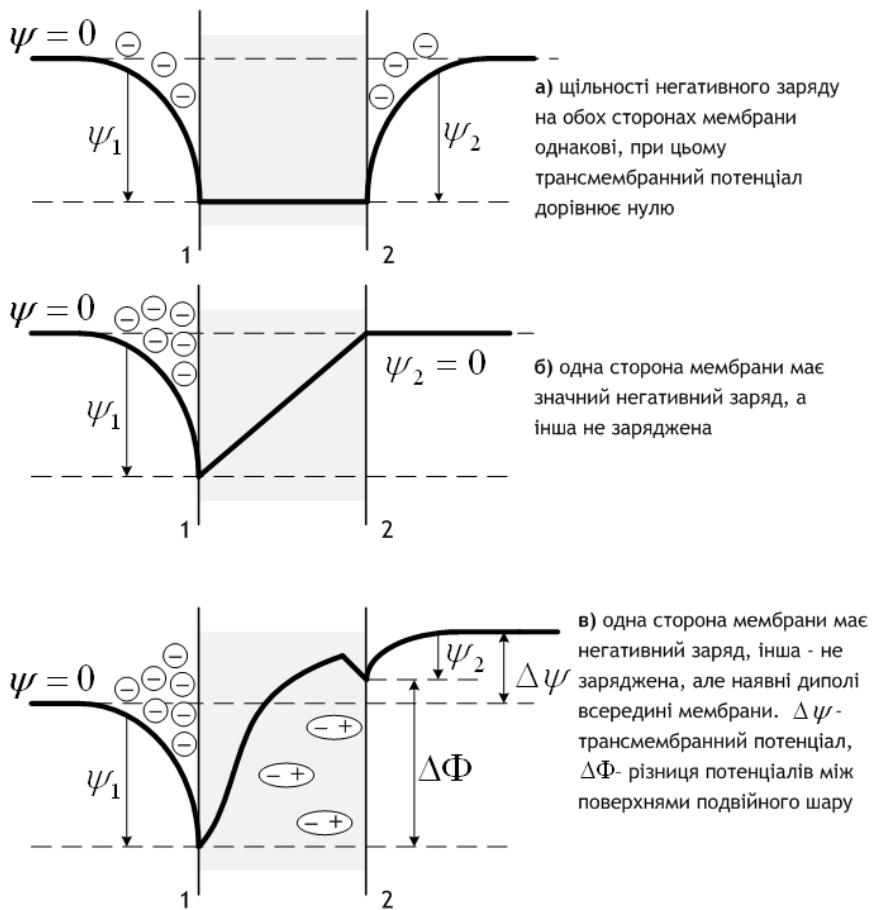


Рис. 2.4 – Трансмембранні профілі потенціальної енергії, які ілюструють вплив поверхневого заряду на трансмембранний потенціал

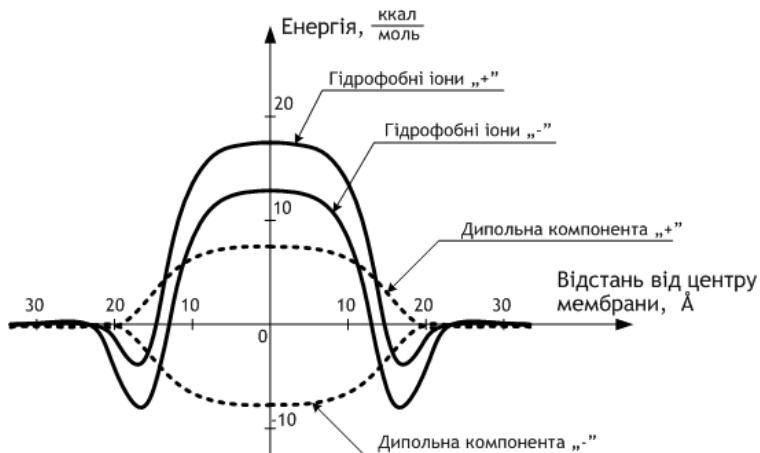


Рис. 2.5 – Теоретичний трансмембранний профіль вільної енергії з урахуванням вкладу енергії Борна, енергії електростатичного відображення та дипольних компонент

Ходжкіна – Катца:

$$U = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{K^+} [K_{out}^+] + P_{Na^+} [Na_{out}^+] + P_{Cl^-} [Cl_{out}^-] + P_X [X_{out}]}{P_{K^+} [K_{in}^+] + P_{Na^+} [Na_{in}^+] + P_{Cl^-} [Cl_{in}^-] + P_X [X_{in}]},$$

де  $P_X$  – проникність мембрани для іона  $X$ ;  $X_{out}$  та  $X_{in}$  – відповідно концентрації іонів  $X$  зовні та всередині клітини.

### 2.2.3 Натрій-калієва помпа

Головною системою активного транспорту речовин у клітині вважається натрій-калієва помпа. З точки зору клітинної фізіології це складне білкове утворення, яке складається з  $\alpha$ -субодиниці (головного транспортного білка з молекулярною масою приблизно 100 000) і додаткової  $\beta$ -субодиниці (з молекулярною масою приблизно 55 000) – рис. 2.6 [9]. Цитоплаз-

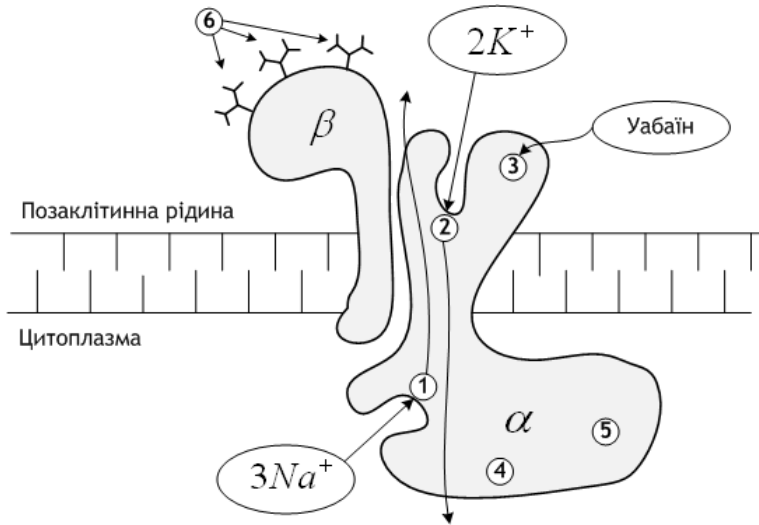


Рис. 2.6 – Na<sup>+</sup>-K<sup>+</sup>-помпа

матична сторона  $\alpha$ -субодиниці зв'язує одну молекулу АТФ<sup>1</sup> і три іони внутрішньоклітинного Na<sup>+</sup>, який потім обмінює на два іони позаклітинного K<sup>+</sup>. Для одного циклу обміну потрібен гідроліз однієї молекули АТФ, оскільки викачування іонів Na<sup>+</sup> і K<sup>+</sup> проти градієнтів їх концентрації пов'язане із затратами енергії. Натрій-калієву помпу називають електрогенним механізмом обміну, оскільки обмін трьох внутрішньоклітинних іонів Na<sup>+</sup> на два позаклітинні іона K<sup>+</sup> змінює сумарний внутрішньоклітинний заряд на -1.

Робота Na<sup>+</sup>-K<sup>+</sup>-помпи відбувається наступним чином. Обидві частини білкової молекули проходять через клітинну мембрану (рис. 2.6).  $\beta$ -субодиниця є глікопротеїном, і весь транспорт іонів Na<sup>+</sup> і K<sup>+</sup> іде через  $\alpha$ -субодиницю. Роз'єднання  $\alpha$ - і  $\beta$ -

<sup>1</sup>Аденозинтрифосфат — нуклеотид, який бере участь в енергетичному обміні у всіх живих організмах, у процесах росту, руху та відтворення. Є універсальним джерело енергії для багатьох біохімічних процесів.

субодиниць зумовлює припинення активності.  $\beta$ -субодиниця має єдиний трансмембранний домен та три позаклітинні ділянки глікозилювання (позн. 6 на рис. 2.6), у кожній з яких є прикріплені вуглеводневі залишки, які становлять одну третину молекулярної маси всієї субодиниці.  $\alpha$ -субодиниця охоплює мембрану десять разів  $\text{NH}_2$ - та  $\text{COOH}$ -кінцями, які розташовані всередині клітини. Вона має внутрішньоклітинні  $\text{Na}^+$ - та АТФ-зв'язувальні ділянки (позн. відп. 1 та 5 — рис. 2.6), ділянку форфорилювання (позн. 4 — рис. 2.6), а також позаклітинні ділянки зв'язування для  $\text{K}^+$  та убаїну<sup>2</sup> (позн. відп. 2 і 3 — рис. 2.6). Коли  $\text{Na}^+$  зв'язується з  $\alpha$ -субодиницею, АТФ також зв'язується і перетворюється на АДФ<sup>3</sup>, а фосфат перетворюється на білок з назвою ASP-376. Ці хімічні реакції спричиняють зміну в конфігурації білка, виштовхуючи іон  $\text{Na}^+$  у позаклітинну рідину. Далі з позаклітинної рідини зв'язується іон  $\text{K}^+$ , фосфорилюючи  $\alpha$ -субодиницю, яка набуває своєї попередньої конфігурації і виштовхує цей іон  $\text{K}^+$  у цитоплазму.

У клітинних мембранах різних біологічних тканин  $\alpha$ - і  $\beta$ -субодиниці мають дещо різну будову (наприклад, розрізняють  $\alpha_1$ -,  $\alpha_2$ -,  $\alpha_3$ -,  $\beta_1$ -,  $\beta_2$ - і  $\beta_3$ -конфігурації, які характерні для різних клітин — [9]), але в цілому механізм натрій-калієвої помпи функціонує в усіх випадках однаково.

Результати теоретичних розрахунків за формулами Нерста і Голдманна – Ходжкіна – Катца добре узгоджуються з експериментальними даними, і для  $\text{K}^+$  рівноважний потенціал становить приблизно  $-90$  мВ, а для  $\text{Na}^+$  —  $+60$  мВ.

---

<sup>2</sup>Фермент, який регулює діяльність натрій-калієвої помпи.

<sup>3</sup>Аденозиндифосфат — нуклеотид, з якого шляхом фосфорилювання утворюється АТФ. Взаємне перетворення АТФ на АДФ і навпаки становить суть катаболізму — процесу енергетичного обміну в живих організмах.

## 2.3 Стимули та рецептори

Однією з основних властивостей живих систем є здатність відповідати на вплив навколишнього середовища активною реакцією. Такі впливи називають *стимулами*, а клітини, які здатні сприймати стимули і перетворювати їх на нервові імпульси — *рецепторами*. Подразнення (стимул) зумовлює у клітині складний процес мікроструктурних перебудов, а також зміни обміну речовин, концентрації та швидкості руху іонів та їх розподілу на клітинних мембранах.

Для подразнень встановлені наступні закономірності [10]:

**1.** Закон Пфлюгера (для подразнення рецептора постійним електричним струмом): збудження під дією постійного струму завжди виникає у місці виходу струму з клітини, тобто під катодом.

**2.** Закон сили подразнення: чим інтенсивніше подразнення, тим більша (до певної межі) реакція. Подразник повинен мати певну порогову силу — мінімальну інтенсивність подразнення, яка викликає мінімальну реакцію збудливої тканини. Таким чином, можна сказати, що збудливість тканини тим вища, чим нижчий її поріг подразнення.

Подразнення, які мають інтенсивність нижчу за поріг подразнення, називають допороговими. Вони не викликають специфічного процесу збудження, а лише деякі локальні реакції. Також виділяють максимальну силу подразнення — яка викликає найбільшу реакцію тканини. Окрім того, можуть бути також понадмаксимальні подразнення — їх рівень вже не впливає на реакцію, але внаслідок їх дії (крім болю) може бути часткове або повне руйнування відповідних рецепторів.

**3.** Закон “все або нічого” (закон Г. Боудіча): за сталих умов сила реакції не залежить від сили подразнення, якщо вона досягла порогового чи понадпорогового рівня.

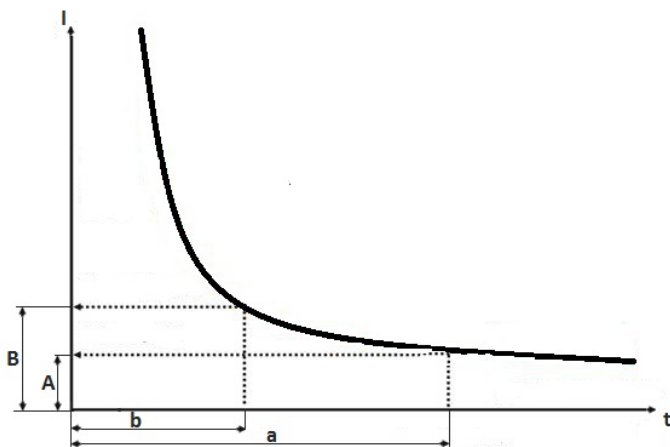


Рис. 2.7 – Крива Лапика ( $A$  – реобаз,  $B$  – подвоєна реобаз,  $a$  – корисний час,  $b$  – хроноаксія)

4. Закон тривалості подразнення (закон гіперболи): чим триваліше подразнення, тим меншої сили воно повинно бути щоб викликати порогове збудження, і навпаки – при збільшенні сили подразнення порогове значення його тривалості зменшується. Співвідношення між силою і тривалістю подразнення має вигляд гіперболи, яку називають кривою Лапика (рис. 2.7), де реобаз – мінімальна (порогова) інтенсивність подразнення, яка, діючи протягом мінімального (корисного) часу, викликає порогову реакцію рецептора або тканини. Значення корисного часу різне для різних тканин і є показником їх функціональної лабільності. Проте на практиці найчастіше використовують значення хроноаксії – час дії подразника, сила якого дорівнює двом реобазам. Вимірювання цього часу – хроноаксиметрію – використовують у медицині для визначення функціонального стану нервово-м'язового апарату.

5. Закон градієнта подразнення: чим швидше збільшується сила подразнення, тим інтенсивніша (до певної межі) реакція

рецептора або тканини. За повільного наростання сили подразнення його поріг також зростає і збудження виникає при значно більших рівнях подразнення. Причиною цього явища є процеси адаптації тканини, які розвиваються з певною швидкістю, що може перевищувати швидкість повільного наростання сили подразнення, і тоді збудження не виникає аж до досягнення руйнівної дії подразника.

В організмі людини виділяють сім груп рецепторів:

1) *фоторецептори* — реагують на світло, знаходяться у сітківці ока (палички та колбочки);

2) *фонорецептори* — реагують на звуки, знаходяться у внутрішньому вусі (кохлеарні волоскові клітини);

3) *механорецептори* — реагують на механічні або вібраційні впливи. У людини їх близько 50 000. Механорецептори бувають:

а) поверхневі — шкіряні рецептори тиску, швидкості руху або прискорення,

б) спеціалізовані — наприклад, в апараті рівноваги — вестибулярні волосяні клітини.

Виникнення потенціалу в механорецепторах обумовлене деформацією аферентного закінчення або циліндричних волосяних клітин.

4) *терморецептори* — реагують на зміну температури шкіри, є дуже важливими для терморегуляції організму у випадку впливу холоду та тепла. Кількість рецепторів холоду становить близько 250 000 по всій поверхні тіла, в той час як рецепторів тепла майже у вісім разів менше (їх близько 30 000).

5) *рецептори нюху* — розташовані у людини у верхній частині порожнини носа, займають площу приблизно  $1,5 \text{ см}^2$  з кожного боку. Клітини нюху закінчуються кількома волосками і збуджуються відносно малою концентрацією деяких речовин у повітрі, яке вдихається.



6) *рецептори смаку* — переважна більшість їх розташована на слизовій оболонці язика, але вони також є у піднебінні, а деякі з них розташовані ще й у гортані. Кожна з близько 9000 клітин смаку має від 30 до 80 рецепторів. Причиною підвищеної іонної провідності клітинної мембрани є звичайно градієнт концентрації іонів відповідної речовини у їжі поблизу цієї мембрани. При цьому виникають повільні коливання електричного потенціалу з амплітудою близько 10 мкВ і тривалістю приблизно кілька секунд. Встановлено, що клітин смаку на лівій половині язика більше, ніж на правій. Рецептори, які знаходяться на кінчику язика, в основному реагують на солодке, ті, що знаходяться в основі язика — на гірке, а ті, які знаходяться з боків — на солоне та кисле. Зовсім нечутлива до смаку середня частина поверхні язика — там є лише рецептори на дотик, холод і тепло, та на біль.

7) *рецептори болю* — являють собою нервові закінчення на шкірі. Звичайно у людини їх від 50 до 100 на см<sup>2</sup>. Біль можливо викликати як механічною дією, так і холодом, теплом, електрикою, хімічними речовинами тощо.

## 2.4 Потенціал дії

Окрім розглянутого вище трансмембранного потенціалу (потенціалу спокою) виділяють ще і потенціал дії — біосигнал, який поширюється по нервовим волокнам. Саме завдяки йому інформація від клітин-рецепторів передається у головний мозок і головний мозок відправляє сигнал на м'язи, що призводить до їх скорочення, та, відповідно, руху.

### 2.4.1 Структура нервових волокон

Одним з головних функціональних елементів нервової системи є нервова клітина — *нейрон*. Нейрон був відкритий у 1835 р.

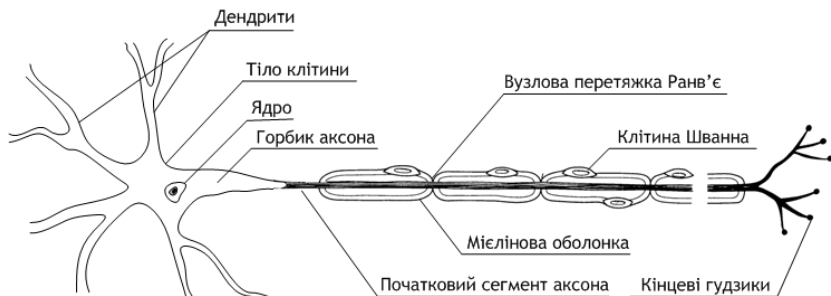


Рис. 2.8 – Структура рухового нейрона з мієлінізованим аксоном

Й. С. Пуркіне, який тоді ж виділив тіло нервової клітини (у кожному нейроні є хоча б одне клітинне ядро) та відростки, які називають *нервовими волокнами*.

Нейрони центральної нервової системи ссавців мають різноманітні форми та розміри [9, 10], проте більшість із них складається з тих же самих частин, що і типові спинномозкові рухові нейрони (рис. 2.8).

Єдиною функцією нервових волокон є передача нервового збудження. Виділяють два типи волокон — аферентні та еферентні.

*Аферентні* нервові волокна, або *дендрити* — це 5...7 відростків, які інтенсивно розгалуджуються від тіла клітини. Також їх називають доцентровими волокнами, оскільки за їх допомогою нервові імпульси передаються у тіло клітини. Ці нервові волокна короткі, проте дуже розгалуджені — їх сумарна площа поверхні у десятки і сотні разів перевищує площу поверхні тіла нейрона. По нервовому волокну передаються фізико-хімічні зміни, які є наслідком як зміни електричної рівноваги, так і звільнення  $\text{CO}_2$ , біохімічних реакцій за участю особливих речовин (медіаторів), а також тепла.

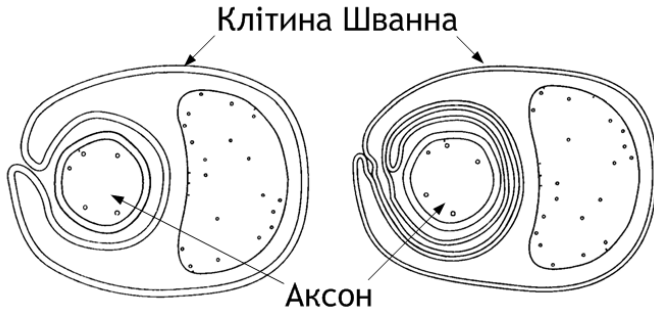


Рис. 2.9 – Клітини Шванна. Ліворуч зображено переріз безмієлінового аксона, а праворуч — мієлінового

*Еферентні* нервові волокна, або відцентрові — передають збудження від тіла нервової клітини до якогось м'язу. Звичайно з тіла нервової клітини виходить лише одне нерозгалужене волокно, яке може досягати довжини порядку 1м — *аксон*. Він починається з дещо потовщеної ділянки тіла нервової клітини — горбика аксона. Початкову частину аксона називають початковим сегментом. Ближче до закінчення аксон розгалуджується тонші волокна, які закінчуюються так званими кінцевими гудзиками, або аксонними телодендронами. Вони містять гранули або пухирці, у яких накопичуються синаптичні трансмітери — речовини, які власне і викликають нервові імпульси.

Найтонші нервові волокна мають діаметр 0,5 мкм, найтовстіші — 20 мкм. Пропорції геометричних розмірів нейронів вражаючі. Наприклад, якщо припустити, що тіло клітини спинномозкового нейрона, який іннервує м'язи стопи, має розмір тенісного м'ячика, то його дендрити можуть заповнити середнього розміру житлову кімнату, а аксон простягнеться на 1,6 км, маючи товщину всього 13 мм.

Аксони багатьох нейронів мієлінізовані, тобто вкриті оболонкою мієліну — білково-ліпідного комплексу, утвореного багатьма шарами клітинних мембран — так званими клітинами

Шванна (рис. 2.9) або нейролемоцитами. Клітини Шванна — це специфічні клітини, які розміщені вздовж периферійних нервів. Мієлінова оболонка утворюється внаслідок багаторазового (до 100 разів) обгортання аксона мембраною клітини Шванна (рис. 2.9, праворуч). Мієлінової оболонки немає в ділянці термінальних розгалужень аксона і в періодичних (приблизно через кожен 1 мм) ділянках звужень — вузлових перетяжках Ранв'є (вони мають ширину приблизно 1 мкм). Не всі нейрони в організмі ссавців вкриті мієліном, трапляються і безмієліновими нейрони, тобто такі, що просто оточені клітинами Шванна без багаторазових обгортань (рис. 2.9, ліворуч). Безмієліновими є більшість нейронів безхребетних.

Функцією мієліну є ізоляція аксона. Втрата мієліну супроводжується уповільненням або припиненням передавання нервових імпульсів демієлінованими аксонами. Цей процес є причиною важкого аутоімунного захворювання — розсіяного склерозу.

## 2.4.2 Потенціал дії

У випадку нанесення подразнення і передавання по аксону нервових імпульсів, виникають характерні короточасні зміни потенціалів, які називають *потенціалом дії* і реєструють у разі досягнення імпульсом поверхневого електрода. У нервових клітинах потенціал дії розвивається наступним чином (рис. 2.10).

Спочатку стимуляція нервової клітини досягає порогу збудливості, необхідного для розвитку потенціалу дії.

Початкова зміна мембранного потенціалу призводить до конформаційних змін білка  $\text{Na}^+$ -каналу, який із стану спокою переходить в активний стан. Після відкриття  $\text{Na}^+$ -каналу іони  $\text{Na}^+$  по електрохімічному градієнту проходять всередину клітини. Приплив позитивно заряджених іонів  $\text{Na}^+$  до внутрішньої

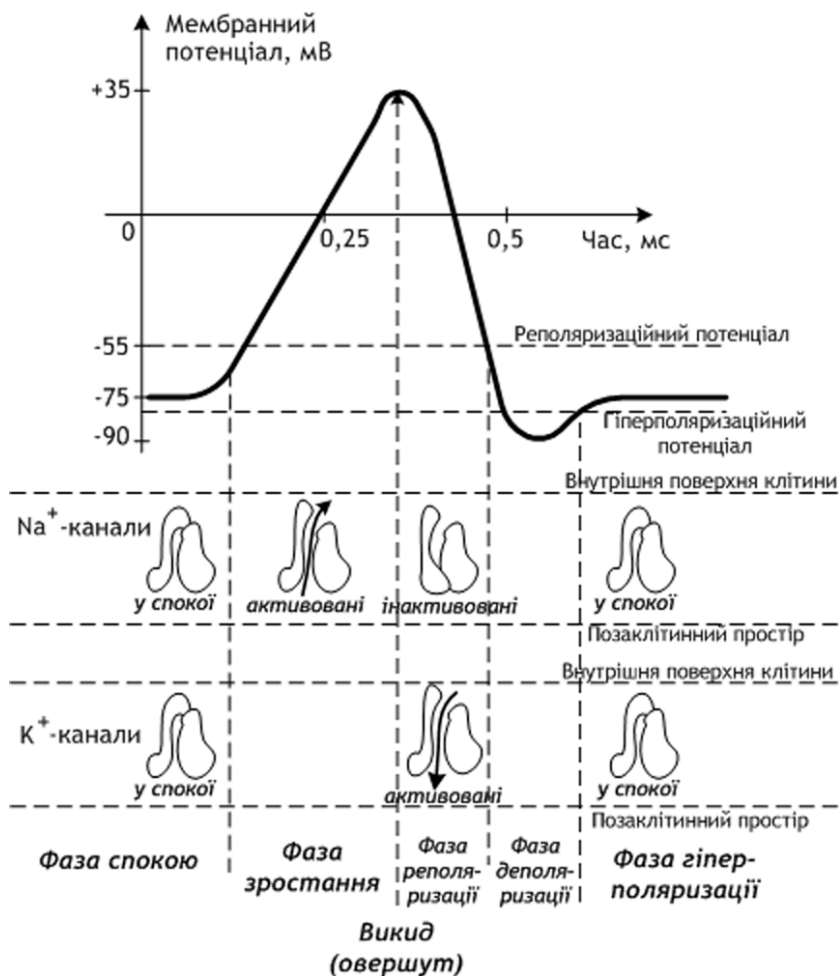


Рис. 2.10 – Зміни потенціал-залежних  $\text{Na}^+$ - і  $\text{K}^+$ -каналів, які викликають потенціал дії у нервових клітинах

поверхні клітинної мембрани викликає подальшу деполяризацію клітини та відкриття ще більшої кількості  $\text{Na}^+$ -каналів. Потенціал розвивається за правилом “все або нічого” (див. вище) і реалізує свою програму повністю незалежно від інших змін у клітині. На ранніх стадіях потенціалу дії проникність мембрани для іонів  $\text{Na}^+$  може зростати у тисячі разів.

Оскільки деполяризація клітини продовжується, відкривається більша кількість потенціал-залежних  $\text{K}^+$ -каналів та іони  $\text{K}^+$  починають також по електрохімічному градієнту виходити з клітини. В той же час тривала деполяризація викликає інактивацію  $\text{Na}^+$ -каналів. Завдяки уповільненню притоку іонів  $\text{Na}^+$  та виходу позитивно заряджених іонів  $\text{K}^+$  починається реполяризація клітини та повернення її мембранного потенціалу до рівня, який трохи вищий від початкового (потенціалу спокою), що призводить до гіперполяризації клітини. на протязі послідовних стадій розвитку потенціалу дії та короткого наступного періоду проникність мембрани для іонів  $\text{K}^+$  може збільшитися у 30 разів та більше.

Після встановлення початкового рівня мембранного потенціалу  $\text{Na}^+$ - та  $\text{K}^+$ -канали повертаються у початковий стан.

Таким чином, генерація електричних потенціалів клітинами живого організму — доволі складний фізико-хімічний процес. Точні значення потенціалів спокою, викиду потенціалу дії, потенціалу реполяризації та гіперполяризації залежать від виду клітин. Час існування потенціалу дії також дуже різний. Наприклад, він найкоротший у нервах (близько 1 мс), довший у скелетних м'язах (близько 10 мс), ще більший — у міокарда (близько 200 мс), і найдовший у гладких м'язах тракту травлення — до кількох секунд.

## 2.5 Біомагнетизм

Інформація про електричну активність біологічних органів на поверхні тіла завжди у більшій чи меншій мірі спотворена. Це є наслідком неоднорідності електропровідних тканин, які оточують досліджуваний орган. З іншого боку, електричні струми, які протікають усередині та на поверхні тіла, утворюють слабкі магнітні поля, які слабо впливають на сильно насичені водою тканини. Такі магнітні поля у більшій мірі, ніж електричні, можуть відображати певні аномалії в роботі органів або їх патологічний стан. Рівень магнітної індукції таких полів надзвичайно низький (долі пТл), тому для їх реєстрації використовують прилади з високою чутливістю до магнітної індукції, а також низьким рівнем власних шумів. В медицині біомагнетизмом зацікавились близько 40 років тому.

Вимірювання біомагнітних сигналів стало можливим завдяки особливій апаратурі — сучасним надпровідним інтерференційним детекторам (SQUID), у яких в смузі частот від 1 до 300 Гц чутливість досягає  $10^{-15}$  Тл/Гц<sup>1/2</sup>. Для порівняння — рівень спонтанної активності головного мозку становить приблизно  $3 \cdot 10^{-14}$  Тл/Гц<sup>1/2</sup>. також слід відзначити, що у вимірюваному сигналі є небажані складові, обумовлені роботою інших органів вимірюваного об'єкту — так звані *артефакти* біосигналів.

При вимірювання біомагнітних сигналів можуть реєструватися різні шуми. У зв'язку з існуванням геомагнітного поля Землі реєструється стала складова магнітної індукції, яка залежить від місця вимірювань і становить приблизно від 50 до 70 мкТл, а градієнт — від 10 до 20 пТл/м. Також потрібно враховувати промислові шуми, рівень яких може бути в 100 разів вищим, ніж рівень геомагнітного поля. Такі шуми створюються працюючими електродвигунами та електротранспортом, енергетичними мережами та підмережами. Магнітне поле від

цих джерел становить кілька сотень нТл, а градієнт — 0,5 до 20 нТл/м.

Магнітометри під час експлуатації безпечні, але з ними потрібно працювати у добре екранованих приміщеннях або у місцях з низьким рівнем паразитних магнітних полів.

Практичне використання результатів біомагнітних вимірювань значеною мірою залежить від їх динаміки. Спектр власних шумів сучасних магнітометрів сильно змінюється в залежності від методів вимірювань та технології застосування цих методів.

На частотах вищих 5 Гц він досягає значень від 0,003 до 0,5 пТл/Гц<sup>1/2</sup>. Чутливість на вході SQUID-детекторів на частотах понад 0,1 Гц становить від 10<sup>-27</sup> до 10<sup>-29</sup> Вт/Гц<sup>1/2</sup>.

За сучасними уявленнями магнітографія дає важливі додаткові дані до інформації, яка була одержана вимірюванням електричних сигналів відповідних органів. Це стосується, зокрема, вимірювання слабких потенціалів на поверхні шкіри, коли їх важко виміряти внаслідок сильних локальних ефектів (наприклад, поляризація електродів та контактна різниця потенціалів). Наступною позитивною рисою біомагнітографії є безконтактний спосіб вимірювання і, як наслідок, — відсутність проблем розміщення “земляного” вузла. Також, оскільки магнітна проникність повітря і біологічних тканин однакова, на границях цих середовищ немає відбиття. Такі переваги вказують на великі перспективи розвитку біомагнітографії на найближче майбутнє.



## Розділ 3

# Вимірювальні перетворювачі для медико-біологічних вимірювань

Всі вимірювання починаються з приймання вимірюваних величин і формування вимірювального сигналу, який потім певним чином перетворюється. Ці процеси нерозривно пов'язані. Під прийманням величин розуміється властивість вимірювальних перетворювачів виділити і представити вхідну величину у вигляді вимірювального сигналу, зручного для подальших дій над ним.

Функцію приймання вхідної величини виконує чутливий елемент. При цьому ідентифікується природа величини та відбувається процес її приймання. В офіційних виданнях та спеціалізованих навчальній літературі (наприклад, [11]) чутливий елемент визначається як частина вимірювального перетворювача (ВП) у вимірювальному ланцюзі, яка сприймає вхідну величину. В загальному випадку вихідна величина  $Y$  вимірювального пере-

творювача є функцією багатьох змінних (або фізичних величин)  $Y = f(X, v_1, v_2, \dots, v_n)$  (рис. 3.1).

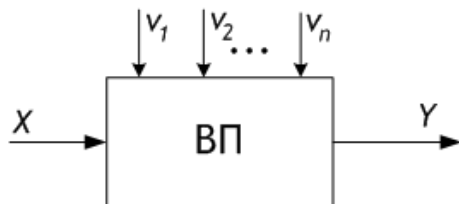


Рис. 3.1 – Вимірювальний перетворювач

*Вимірювальне перетворення* — це відображення однієї фізичної величини через іншу фізичну величину, функціонально з нею пов'язану. Наприклад, вимірювання маси за допомогою пружинних вагів — це вимірювальне перетворення, при якому відносно видовження пружини (вихідна величина) функціонально пов'язане з вимірюваною масою (вхідною величиною). *Вимірювальним перетворювачем* називається технічний пристрій, який реалізує одне частинне вимірювальне перетворення.

Цей розділ не претендує на повноту викладення матеріалу та містить найбільш загальні відомості про вимірювальні перетворювачі. Основна увага приділяється ВП саме медико-біологічного призначення, і тому багато видів ВП, які використовуються у сучасній техніці, тут не розглядаються.

### 3.1 Параметри і характеристики вимірювальних перетворювачів

Параметр ВП — це число, яке має певну одиницю вимірювання і певним чином характеризує ВП. Натомість характеристикою ВП називають деяку залежність між параметрами, яка може бути задана аналітично, таблично, або у вигляді графіка.

Параметри і характеристики ВП прийнято поділяти на статичні та динамічні. Як випливає з їх назви статичні параметри і характеристики — це ті, які не залежать від часу, а динамічні — це ті, які залежать від часу або мають розмірність часу. Всі параметри і характеристики ВП пов'язані, як правило, з *інформативним параметром* вхідного сигналу — це те, що власне міряється. На противагу йому виділяють також *неінформативний параметр* — параметр вхідного сигналу, який не є об'єктом вимірювання. Наприклад, коли вимірюють частоту гармонічного сигналу, то його амплітуда є неінформативним параметром. Неінформативні параметри не пов'язані функціонально з вимірюваною величиною, але можуть впливати на засіб вимірювання та бути джерелом похибки.

Вихідним називають сигнал, який виникає на виході ВП. У більшості випадків вихідним сигналом також є деякий фізичний процес, який може характеризуватися багатьма параметрами. Інформативний параметр вихідного сигналу — це такий його параметр, який однозначно функціонально пов'язаний з інформативним параметром вхідного сигналу. Коли мова йде про параметри і характеристики ВП, у більшості випадків маються на увазі саме параметри вихідного сигналу.

Основними параметрами і характеристиками ВП є наступні.

1. *Функція перетворення ВП* — це залежність вихідної величини від вхідної, яка описується аналітичним виразом

$$Y = F(X),$$

де  $X$  та  $Y$  є істинними (при теоретичному аналізі) та дійсними (при експериментальних дослідженнях) значеннями відповідно вхідної та вихідної величин. Оскільки істинні значення величин  $X$  та  $Y$  не можуть бути визначені, то, відповідно, не можуть бути визначені і істинна функція перетворення. Можливо визначити лише дійсну функцію перетворення, приймаючи за  $X$  та

У деякі їх значення, знайдені експериментальном шляхом та набдижені до істинних. Таким чином, функції перетворення окремих екземплярів ВП одного типу будуть відрізнятися одна від одної, тому в якості узагальненої характеристики ВП даного типу приймається деяка усереднена функція перетворення великої групи однотипних перетворювачів. ВП присвоюється деяка математична функція, яка є найкращим наближенням до усередненої. Така функція перетворення називається номінальною (паспортною) функцією, або *градуовальною характеристикою*. Вона може бути представлена аналітично, або бути заданою у вигляді табличці чи графіку.

**2. Коефіцієнт перетворення** — це відношення вихідної величини до вхідної:

$$K(X) = \frac{Y}{X} = \frac{F(X)}{X}.$$

Номінальний коефіцієнт перетворення визначається по номінальній функції перетворення:

$$K_{nom}(X) = \frac{F_{nom}(X)}{X}.$$

Очевидно, що номінальна функція перетворення  $K_{nom}(X) = const$  тоді і тільки тоді, коли номінальна функція перетворення лінійна та її графік проходить через початок системи координат (рис. 3.2). Якщо номінальна функція перетворення ВП нелінійна, то такі ВП називають нелінійними або функціональними. За допомогою номінального коефіцієнта перетворення визначається так звана *приведена функція перетворення*:

$$f(X) = \frac{Y}{K_{nom}(X)} = \frac{F(X)}{K_{nom}(X)}.$$

**3. Діапазон вимірювань**, або *динамічний діапазон* — це діапазон значень вхідної величини, в якому можуть бути проведені вимірювання. Динамічний діапазон часто вимірюється у

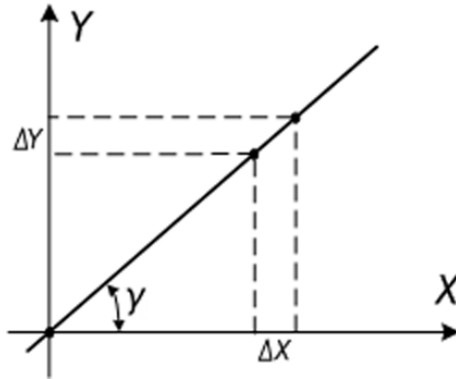


Рис. 3.2 – Характеристика лінійного ВП

децибелах:

$$D_{dB} = 20 \lg \frac{X_{max}}{X_{min}}.$$

4. *Чутливість ВП* — це похідна від функції перетворення:

$$S = \frac{dY}{dX} = F'(X).$$

Вона визначається експериментально по незначним приростам  $\Delta X$ :

$$S = \frac{\Delta Y}{\Delta X}.$$

У випадку лінійного ВП чутливість дорівнює тангенсу кута нахилу прямої відносно осі  $X$   $S = \text{tg } \gamma$  — рис. 3.2. Чутливість ВП — це, як правило, розмірна величина, оскільки вхідна та вихідна величини мають різну фізичну природу.

Якщо графік функції перетворення проходить через початок координат, і ВП лінійний, то номінальна чутливість буде дорівнювати номінальному коефіцієнту перетворення. Але якщо функція перетворення нелінійна, то чутливість є функцією вхідної величини та пов'язана з коефіцієнтом перетворення

залежністю

$$S = \frac{dY}{dX} = \frac{d[K(X) \cdot X]}{dX} X + K(X).$$

На основі цієї залежності можна зробити висновок, що, знаючи  $K(X)$ , завжди можна знайти  $S$ , але не навпаки. Це означає, що коефіцієнт перетворення є більш загальною та інформативною характеристикою ВП, ніж чутливість.

Для нелінійних ВП також використовується поняття *середньої чутливості*

$$S_{avr} = \frac{Y_{max} - Y_{min}}{X_{max} - X_{min}},$$

та *відносної чутливості*

$$S_{rel} = \frac{\Delta Y/Y}{\Delta X/X}.$$

Зміна вихідного сигналу ВП також може бути обумовлена впливом неінформативних параметрів вхідного сигналу. Тому ВП також характеризуються *чутливістю до неінформативних параметрів*. Наближено повний приріст вихідного сигналу з урахуванням неінформативних параметрів вхідного сигналу можливо визначити так:

$$dY \approx \frac{\partial Y}{\partial X} dX + \frac{\partial Y}{\partial a_1} da_1 + \frac{\partial Y}{\partial a_2} da_2 + \dots + \frac{\partial Y}{\partial a_n} da_n,$$

де коефіцієнти при приростах  $da_i$  являють собою чутливості ВП до відповідних неінформативних параметрів  $a_i$ :

$$S_{a_1} = \frac{\partial Y}{\partial a_1}; \quad S_{a_2} = \frac{\partial Y}{\partial a_2}; \quad \dots \quad ; S_{a_n} = \frac{\partial Y}{\partial a_n}.$$

Окрім чутливості, також використовується термін *пори́з чутливості* — це мінімальний рівень вхідного сигналу, який

призводить до такого приросту вихідного сигналу, що його можливо розрізнити. На сучасному етапі вимірювального приладобудування чутливість та поріг чутливості ВП дуже часто досягають значень, які наближено дорівнюють гранично можливим. Поріг чутливості ВП визначається, зокрема, зовнішніми та внутрішніми завадами, у тому числі і шумами. Якби вдалося позбавитися від усіх зовнішніх завад, то залишилися би лише внутрішні шуми елементів, зокрема, термодинамічні. Середня потужність термодинамічних флуктуацій визначаються за формулою

$$P_T = 4kT\Delta f,$$

де  $k$  — стала Больцмана,  $T$  — термодинамічна температура,  $\Delta f$  — ширина смуги частот пропускання ВП обмежена на рівні нижнього та верхнього значення на рівні 3 дБ.

Для ВП з еквівалентним вхідним опором  $R$  наявність термодинамічної завади проявляється в тому, що на його вході виникає напруга теплових шумів, діюче значення якої визначає термодинамічний поріг чутливості:

$$U_T = \sqrt{P_T R} = \sqrt{4kT\Delta f R}.$$

У напівпровідникових перетворювачах з різними структурами спостерігається температурний дрейф напруги зміщення та струмів переходів, які також погіршують поріг чутливості при перетворенні повільно змінюючихся сигналів. Окрім того, значення похибки нуля  $\Delta_0$  для таких сигналів обумовлено також наявністю термоелектричних і контактних е.р.с., які виникають при з'єднанні провідників з різних матеріалів.

**5. Похибка ВП у статичному режимі** — це наслідок того, що дійсна функція перетворення ВП  $F_r(X)$  не збігається з його градуовальною (номінальною) характеристикою  $F_n(X)$  (рис. 3.3). Тоді абсолютна похибка ВП по виходу може бути визначена як

$$\Delta_{out} = Y - Y_n = Y - F_n(X) = (K_r(X) - K_n(X)) X,$$

де  $K_n(X)$  та  $K_r(X) = \frac{Y}{X}$  — відповідно номінальний та дійсний коефіцієнти перетворення, які відповідають дійсному значенню вхідної величини  $X$ ,  $Y_n$  — номінальне значення вихідної величини, яке визначається за градуовальною характеристикою  $F_n(X)$  для вхідної величини  $X$ . Виражаючи дійсне значення вхідної величини  $X$  через вихідну величину  $Y$ , у підсумку можливо отримати [12]

$$\Delta_{out} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_r(X)} Y. \quad (3.1)$$

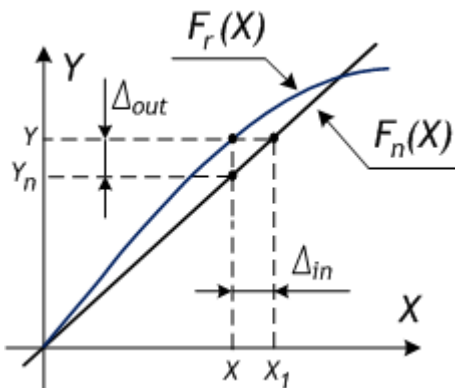


Рис. 3.3 – Графічне представлення похибки ВП на вході та виході

Оскільки  $K_r(X)$  та  $K_n(X)$  є функціями дійсного значення вхідної величини  $X$ , то  $\Delta_{out}$  потрібно визначати при відомому значенні  $X$ .

Абсолютну похибку по входу навпаки визначають при відомому значенні  $Y$ :

$$\Delta_{in} = X_1 - X = F_n^{-1}(Y) - X = \frac{Y}{K_{nY}(X)} - X = \frac{K_r(X)X}{K_{nY}(X)} - X,$$



де  $X_1$  — значення вхідної величини, яке відповідає дійсному значенню вихідної величини  $Y$ , що визначається за градуовальною характеристикою з урахуванням номінального коефіцієнту перетворення;  $F^{-1}(Y) = X_1$  — обернена функція перетворення;  $K_{nY}(X)$  — номінальний коефіцієнт перетворення, що відповідає значенню  $Y$  на градуовальній характеристиці.

Вираз для абсолютної похибки по входу можливо привести до вигляду [12]:

$$\Delta_{in} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_{nY}(X)} X = \frac{K_r(X) - K_{nY}(X)}{K_r(X) \cdot K_{nY}(X)} Y. \quad (3.2)$$

З виразів (3.1) та (3.2) встановлюється зв'язок між абсолютними похибками по входу та по виходу:

$$\Delta_{out} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_r(X) - K_{nY}(X)} K_{nY} \Delta_{in}. \quad (3.3)$$

Відносні похибки по входу та по виходу визначаються як

$$\delta_{in} = \frac{\Delta_{in}}{X} = \frac{K_r(X) - K_{nY}(X)}{K_{nY}(X)} = \frac{K_r(X)}{K_{nY}(X)} - 1$$

$$\delta_{out} = \frac{\Delta_{out}}{Y} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_n(X)} = 1 - \frac{K_n(X)}{K_r(X)}$$

Якщо розділити праву та ліву частину виразу (3.3) на величину  $Y = K_r(X) \cdot X$ , то отримаємо

$$\delta_{out} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_r(X) - K_{nY}(X)} \cdot \frac{K_{nY}(X)}{K_r(X)} \delta_{in}. \quad (3.4)$$

Якщо похибки невеликі або функція перетворення лінійна, то  $K_n(X) = K_{nY}(X) = K_n$  і тоді

$$\Delta_{out} = K_n \Delta_{in}; \quad \delta_{out} = \frac{K_n}{K_r} \delta_{in} \approx \delta_{in}.$$

Останні вирази, як правило, і використовують на практиці.

Похибки ВП мають різний характер та визначаються по-різному.

*Систематична похибка* не змінюється у часі та може бути повністю усунена внесенням поправок. Єдиний спосіб її визначення полягає у повірці нуля та чутливості при атестації вимірювального приладу за зразковими мірами.

*Прогресуюча похибка* є процес, який повільно змінюється у часі та обумовлений старінням елементів, з яких складається ВП. Цей процес нестационарний, і тому таку похибку можливо скорегувати лише у *даний момент* часу.

*Випадкові похибки* — це такі похибки, у появі яких не вдається встановити закономірності. Вони з'являються внаслідок сукупності причин, які погано піддаються аналізу. Випадкові похибки характеризуються законом розподілу їх ймовірностей та параметрами цього закону.

*Похибки лінійності, або нелінійність  $N$*  — це різниця між істинним  $Y_r$  та прийнятим (виміряним)  $Y_1$  значеннями вимірюваної величини у припущенні, що вимірювальна система є лінійною (рис. 3.4). Нелінійність визначається як процентне співвідношення максимальної похибки нелінійності до відхилення на всю шкалу приладу:

$$N = \frac{N_{max}}{Y_{max}} \cdot 100\%.$$

**6. Роздільна здатність ВП** — це мінімальна зміна вимірюваної величини, яка викликає таку зміну в показаннях вимірювального приладу, яку можливо помітити. Для стрілочних приладів це — половина поділки шкали, для цифрових — одиниця молодшого розряду. Роздільна здатність та похибка — це не одне й те саме, хоча роздільна здатність впливає на похибку.

Всі перелічені параметри і характеристики ВП називаються *статичними*, оскільки в них немає залежності від часу.

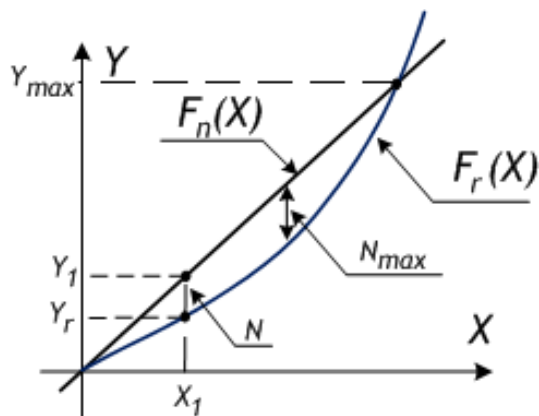


Рис. 3.4 – До визначення нелінійності ВП

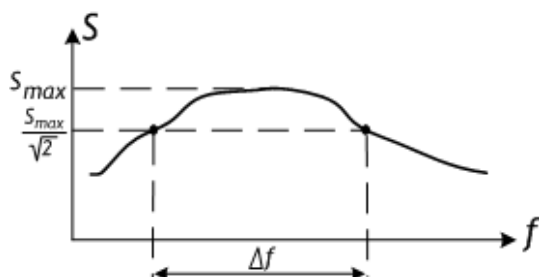


Рис. 3.5 – Смуга пропускання ВП

Окрім того, виділяють ще і *динамічні* параметри і характеристики ВП, наприклад, наступні.

7. *Швидкодія ВП* — це параметр ВП, який має розмірність часу і показує часову затримку зміни вихідної величини відносно зміни вхідної величини.

8. *Смуга пропускання  $\Delta f$*  — це діапазон частот вхідної або вихідної величини, для кої чутливість  $S$  не менше, ніж  $\frac{S_{max}}{\sqrt{2}}$  — рис. 3.5.

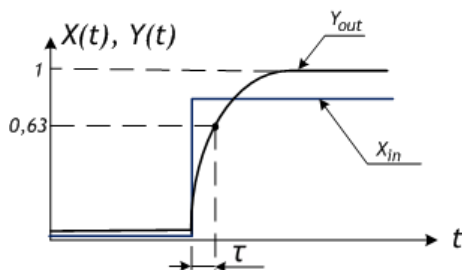


Рис. 3.6 – Стала часу ВП

9. *Стала часу  $\tau$*  — це проміжок часу, за який вихідна величина досягає 0,63 від сталого значення при ступінчастій (миттєвій) зміні вхідної величини (рис. 3.6).

## 3.2 Класифікація вимірювальних перетворювачів

Існує декілька підходів до класифікації вимірювальних перетворювачів. Всі вони переслідують одну мету — систематизацію накопичених даних для полегшення їх вивчення та використання. В основу кожної класифікації покладена певна ознака.

По виду перетворюваних величин виділяють такі групи ВП:

- перетворювачі неелектричної величини на електричну (приклад: перетворювач температури на напругу на основі термоелектричного ефекту);
- перетворювачі електричної величини на неелектричну (приклад: перетворювач напруги на частоту обертів — на основі двигуна постійного струму);
- перетворювачі неелектричної величини на неелектричну (приклад: перетворювач температури на довжину ртутного або спиртового стовпчика — рідинний термометр);

- перетворювачі електричної величини на електричну (приклад: перетворювач напруги одного рівня у напругу іншого рівня — вимірювальний трансформатор).

По виду вихідного сигналу ВП поділяються на *генераторні* та *параметричні*.

*Генераторні ВП* (або активні в зарубіжній літературі) — перетворюють вимірювану величину в електричну форму енергії. У табл. 3.1 для прикладу приведені деякі фізичні ефекти, які використовуються для побудови генераторних ВП.

Таблиця 3.1

### Вхідні та вихідні величини генераторних ВП

Вхідна величина	Фізичний ефект	Вихідна величина
1. Температура	Термоелектричний ефект	Напруга
2. Потік оптичного випромінювання	Піроелектричний ефект Зовнішній фотоелектричний ефект Внутрішній фотоелектричний ефект в напівпровіднику з <i>p-n</i> -переходом	Заряд Струм Напруга
3. Сила, тиск	П'єзоелектричний ефект	Заряд
4. Швидкість	Електромагнітна індукція	Напруга
5. Переміщення	Ефект Холла	Напруга

Принципи дії окремих з перерахованих ВП буде описано в наступних параграфах.

*Параметричні ВП* (пасивні в зарубіжній літературі) — змінюють деякі параметри вихідного імпедансу під впливом вимірюваної величини. У табл. 3.2 вказаний ряд фізичних ефектів, що використовуються для побудови параметричних ВП, а також матеріали, які використовуються для їх побудови.

Імпеданс параметричного ВП можна виміряти лише включивши ВП у спеціальну вимірювальну електричну схему, яка містить джерело живлення та схему формування сигналу. Двома найпростішими схемами є потенціометрична, яка містить джерело напруги  $\mathcal{E}$  та вимірювальний перетворювач-потенціометр  $Z$  (рис. 3.7, а) та мостова, розбаланс  $\mathcal{U}_{out}$  якої характеризує зміну імпедансу  $Z$  вимірювального перетворювача (рис. 3.7, б).

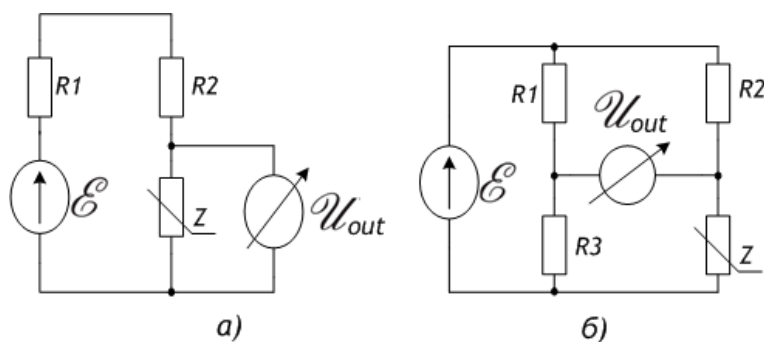


Рис. 3.7 – Основні схеми включення параметричних ВП

При вимірюваннях деяких фізичних величин не завжди вдається перетворити їх відразу в електричну величину. В цьому випадку вимірювану величину перетворюють в проміжну неелектричну величину, яку перетворюють в електричну. Система з двох ВП утворює так званий комбінований вимірювальний перетворювач (рис. 3.8).

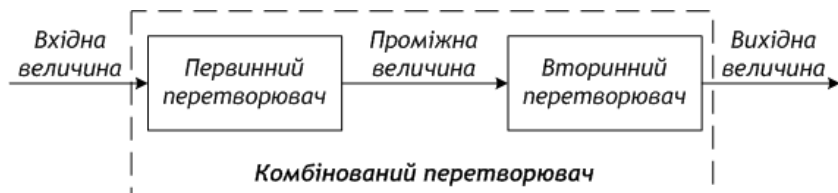


Рис. 3.8 – Комбінований вимірювальний перетворювач

## Вхідні та вихідні величини параметричних ВП

Вимірювана величина	Паметр, що змінюється	Матеріали
1. Температура	Електричний опір	Метали, напівпровідники
2. Потік оптичного випромінювання	Електричний опір	Напівпровідники
3. Сила, тиск, деформація	Електричний опір	Сплави нікелю, легований кремній
4. Переміщення	Магнітна проникність, електричний опір	Феромагнітні сплави, магніторезистивні метали (вісмут)
5. Вологість	Електричний опір, діелектрична проникність	Хлористий літій, оксид алюмінію, полімери

Окрім такої класифікації, виділяють ще й інші. Наприклад, за технологією виготовлення ВП можна розділити на *дискретні* — такі, що виготовляються з набору окремих елементів, та *інтегральні* — в яких всі складові елементи ВП виготовляються одночасно за технологією інтегрованих мікросхем.

Особливо виділяються *біологічні ВП* — ті, у яких як чутливі елементи використовується рецепторна частина біологічних органів чуття, ферменти та інші речовини, а також електронна частина, що формує вимірювальні сигнали [13].

По взаємодії з джерелами інформації ВП поділяються на *контактні* і *безконтактні* (дистанційної дії).

По вигляду вихідних вимірювальних сигналів ВП поділяються на *аналогові* та *цифрові*. Для аналізу роботи аналогових

і цифрових ВП повинен бути використаний відповідний виду аналізованих сигналів математичний апарат.

### 3.3 Вимірювальні перетворювачі температури

Основними методами перетворення температури на якусь електричну величину є *терморезистивний* (температура перетворюється на електричний опір), *термоелектричний* (температура перетворюється на електричну напругу) та *оптичний* (вимірюється інтенсивність інфрачервоного випромінювання). Перші два методи є принципово контактними, а останній — безконтактний.

**Терморезистивний** метод вимірювання температури заснований на тепловій зміні електричного опору у провіднику або напівпровіднику. Принцип дії таких ВП заснований на фізичному ефекті зміни електричного опору (напівпровідника або провідника) при зміні температури. Розроблені вони були вперше для океанографічних досліджень. Основним елементом є *терморезистор* — елемент, що змінює свій опір залежно від температури навколишнього середовища.

Безперечною перевагою ВП цього типу є довготривала стабільність, висока чутливість, а також простота створення інтерфейсних схем.

Виділяють наступні типи терморезистивних перетворювачів:

- *Резистивні детектори температури (РДТ)*. Ці ВП складаються з металу, найчастіше платини. В принципі, будь який метал змінює свій опір під впливом температури, але використовують платину, оскільки вона володіє довготривалою стабільністю, міцністю і відтворюваністю характеристик. Для вимірювань температур понад 600 °С



- може використовуватися також вольфрам. Недоліками цих ВП є висока вартість та нелінійність характеристик.
- *Кремнієві резистивні ВП.* Переваги цих ВП — хороша лінійність та висока довготривала стабільність. Також ВП цього типу можуть вбудовуватися прямо в інтегровані мікросхеми.
  - *Термістори.* Ці ВП виготовляються з метал-оксидних сполук. ВП вимірює тільки абсолютну температуру. Істотним недоліком термісторів є необхідність їх калібрування та велика нелінійність, а також старіння, однак при проведенні всіх необхідних налаштувань вони можуть використовуватися для прецизійних вимірювань.

**Термоелектричний** метод вимірювання температури заснований на виникненні контактного потенціалу між двома контактуючими між собою різнорідними провідниками (або напівпровідниками) при різниці температур вільного і робочого кінця цих провідників. ВП цього типу ще називають *термопарами*. Вони діють за принципом термоелектричного ефекту, тобто завдяки тому, що в будь-якому замкнутому контурі (з двох різнорідних напівпровідників або провідників) виникає електричний струм, у разі якщо місця з'явки відрізняються по температурі. Так, один кінець термопари (робочий) занурений в середовище, а інший (вільний) — незанурений. Таким чином, термопари — це ВП відносної величини і вихідна напруга буде залежати від різниці температур двох частин, і майже не буде залежати від абсолютних їх значень.

Верхня межа вимірюваних температур, яка визначається головним чином теплостійкістю термопар, досягає для хромель-копелевих термопар до  $+800\text{ }^{\circ}\text{C}$ , платино-платинородієвих до  $+1600\text{ }^{\circ}\text{C}$ , вольфрамо-молібденових до  $2400\text{ }^{\circ}\text{C}$  і т. д.

Одним з недоліків термопар є їх досить велика похибка. Найбільш поширеним способом застосування термопар є електронні термометри.

**Оптичний** метод вимірювання температури заснований на залежності енергії, випромінювання нагрітим тілом, від його температури. Яскравість випромінювання оцінюється візуально за допомогою оптичних пристроїв або перетворюється в електричний сигнал за допомогою фотоелектричних чутливих елементів. Побудовані за цим методом прилади називають *пірометрами випромінювання*. Розрізняють пірометри повного випромінювання (радіаційні), пірометри часткового випромінювання (яскравості) і пірометри колірні (спектрального співвідношення).

Пірометри — безконтактні ВП, які реєструють випромінювання виходить від нагрітих тіл. Основною перевагою пірометрів (на відміну від попередніх температурних датчиків) є відсутність необхідності поміщати ВП безпосередньо в контрольоване середовище. В результаті такого занурення часто відбувається спотворення досліджуваного температурного поля, не кажучи вже про зниження стабільності характеристик самого ВП.

За принципом дії розрізняють три види пірометрів:

- *Флуоресцентні*. При вимірюванні температури за допомогою флуоресцентних пірометрів на поверхню об'єкта, температуру якого необхідно виміряти, наносять фосфорні компоненти. Потім об'єкт піддають впливу ультрафіолетового імпульсного випромінювання, в результаті якого виникає випромінювання флуоресцентного шару, властивості якого залежать від температури. Це випромінювання детектується і аналізується.
- *Інтерферометричні*. Принцип дії інтерферометричних пірометрів базується на порівнянні властивостей двох променів — контрольного та пропущеного через середовище, параметри якого змінюються в залежності від температури. Чутливим елементом цього типу ВП найчастіше виступає тонкий кремнієвий шар, на коефіцієнт заломле-

ння якого, а, відповідно, і на довжину шляху променя, впливає температура.

- *Пірометри на основі розчинів, що міняють колір при температурному впливі.* У цьому типі пірометрів застосовується хлорид кобальту, розчин якого має тепловий зв'язок з об'єктом, температуру якого необхідно виміряти. Коефіцієнт поглинання видимого спектру у розчині хлориду кобальту залежить від температури. При зміні температури змінюється інтенсивність світла, яке пройшло через розчин.

Окрім перерахованих основним методів вимірювання температури, існують ще акустичний та п'єзоелектричний, проте внаслідок складності реалізації вони широкого поширення не отримали.

**Акустичні ВП** — використовуються переважно для вимірювання середніх і високих температур. Акустичний ВП побудований на принципі того, що в залежності від зміни температури, змінюється швидкість поширення звуку в газах. ВП складається з випромінювача і приймача акустичних хвиль (просторово рознесених). Випромінювач випускає сигнал, який проходить через досліджувану середу, в залежності від температури швидкість сигналу змінюється і приймач після отримання сигналу вираховує цю швидкість.

Акустичні ВП використовуються для визначення температур, які не можна виміряти контактними методами. Також вони застосовуються в медицині для неінвазивного (без операційного проникнення всередину тіла хворого) вимірювання глибинної температури, наприклад, в онкології. Недоліками таких вимірювань є те, що при дотику вони можуть викликати відповідні фізіологічні реакції, що в свою чергу спричиняє спотворення вимірювання глибинної температури. Крім того, можуть виникати відображення на межі «ВП – тіло», що також здатне викликати похибки.

**П'єзоелектричні ВП.** У ВП цього типу головним елементом є кварцовий п'єзорезонатор. Як відомо, п'єзоматеріал змінює свої розміри при впливі струму (прямий п'єзо ефект). На цей п'єзоматеріал поперемінно подається напруга різного знаку, від чого він починає коливатися. Це і є п'єзорезонатор. З'ясовано, що частота коливань цього резонатора залежить від температури, це явище і покладено в основу роботи п'єзоелектричного ВП температури.

## 3.4 Вимірювальні перетворювачі тиску та деформацій

Основними методами вимірювання тиску (перетворення тиску в електричний сигнал) є тензометричний, п'єзорезистивний, ємнісний, індуктивний та резонансний.

### 3.4.1 Тензометричний метод

Робота чутливих елементів вимірювальних перетворювачів цього типу базується на принципі вимірювання зміни опору тензорезисторів, приклеєних до титанової мембрани в умовах деформації під дією тиску.

Найбільшого поширення набули дротові і фольгові тензорезистори, що виготовляються із провідників типу манганіну, ніхрому, константану, а також напівпровідникові тензорезистори, що виготовляються з кремнію та германію. Опір тензорезисторів, що виготовляють із провідників, становить 30 ... 500 Ом, а опір напівпровідникових тензорезисторів від 0,05 Ом до 10 кОм.

Постійне удосконалювання технології виготовлення напівпровідникових тензорезисторів створило можливість виготовляти тензорезистори безпосередньо на кристалічному елементі,

виконаному із кремнію або сапфіру. Кремнієві перетворювачі мають високу часову і температурну стабільність. Для вимірювання тиску чистих неагресивних діелектриків застосовуються рішення, що базуються на використанні чутливих елементів або без покриття, або з захистом силіконовим гелем. Для вимірювання тиску агресивних середовищ і у більшості промислових застосувань використовується перетворювач тиску в герметичному метало-скляному корпусі, з роздільною діафрагмою з нержавіючої сталі, що передає тиск вимірюваного середовища за допомогою кремнійорганічної рідини.

Класи точності тензорезисторних вимірювальних перетворювачів надлишкового тиску, вакууму та різниці тисків 0,6; 1,0; 1,5.

Діапазони вимірювання:

- надлишкового тиску: від  $0 \dots 10^{-3}$  до  $0 \dots 60$  МПа;
- розрідження:  $1 \dots 0$  кПа;
- абсолютного тиску: від  $0 \dots 2,5$  кПа до  $0 \dots 2,5$  МПа;
- різниці тисків: від  $0 \dots 1$  кПа до  $0 \dots 2,5$  МПа.

### 3.4.2 П'єзоелектричний метод

В основі роботи цих перетворювачів покладене перетворення вимірюваного тиску в зусилля за допомогою деформаційного чутливого елемента і наступного перетворення цього зусилля в сигнал вимірювальної інформації п'єзоелектричним перетворювальним елементом. Принцип дії п'єзоелектричного перетворювального елемента заснований на п'єзоелектричному ефекті, який спостерігається в ряді кристалів, таких, як кварц, турисін, титанат барію та інші. Суть п'єзоелектричного ефекту полягає в тому, що якщо спеціальним чином вирізані кварцові пластини піддати стисанню з силою  $N$ , то на її поверхні виникнуть заряди різних знаків. Значення заряду  $Q$  пов'язане із силою  $N$

співвідношенням

$$Q = k \cdot N,$$

де  $k$  — так звана п'єзоелектрична стала, яка не залежить від розміру пластини і визначається природою кристалу.

Вимірювальні перетворювачі цього типу мають високі динамічні характеристики, що обумовило їхнє широке застосування при контролі тиску в системах зі швидкопротікаючими процесами. Чутливість п'єзоелектричних вимірювальних перетворювачів тиску може бути підвищена шляхом застосування декількох паралельно включених кварцових пластин і збільшення ефективної площі мембрани.

Верхні межі вимірювання п'єзоелектричних перетворювачів тиску із кварцовими чутливими елементами 2,5 ... 100 МПа. Класи точності 1,5; 2,0. Через витік заряду із кварцових пластин перетворювачі тисків цього типу не використовують для вимірювання статичних тисків.

### 3.4.3 Ємнісний метод

Ємнісні сенсори використовують метод зміни ємності конденсатора при зміні відстані між обкладками. Відомі керамічні або кремнієві ємнісні ВП тиску і ВП, виконані з використанням пружної металевої мембрани. При зміні тиску мембрана з електродом деформується і відбувається зміна ємності. В елементі з кераміки або кремнію простір між обкладками зазвичай заповнений маслом або іншою органічною рідиною. Недоліком таких ВП є нелінійна залежність ємності від прикладеного тиску.

### 3.4.4 Індукційний метод

Індукційний метод вимірювання тиску базується на реєстрації вихрових струмів (струмів Фуко). Чутливий елемент складає-

ться з двох котушок, ізольованих між собою металевим екраном. Перетворювач вимірює зміщення мембрани за відсутності механічного контакту. У котушках генерується електричний сигнал змінного струму таким чином, що заряд і розряд котушок відбувається через однакові проміжки часу. При відхиленні мембрани створюється струм у зафіксованій основній котушці, що призводить до зміни індуктивності системи. Зсув характеристик основної котушки дає можливість перетворити тиск у стандартизований сигнал, прямо пропорційний прикладеному тиску.

Перевагою такої системи, є можливість вимірювання низьких надлишкових і диференціальних тисків, досить висока точність і незначна температурна залежність. Однак ВП цього типу чутливі до магнітних впливів, що пояснюється наявністю котушок, які при проходженні змінного сигналу створюють магнітне поле.

### **3.4.5 Резонансний метод**

В основі цього методу лежать хвильові процеси: акустичні або електромагнітні. Частковим прикладом ВП цього типу може служити кварцовий резонатор. При прогині мембрани, відбувається деформація кристала кварцу, підключеного в електричну схему і його поляризація. У результаті зміни тиску частота коливань кристала змінюється. Підбравши параметри резонансного контуру, змінюючи ємність конденсатора або індуктивність котушки, можна домогтися того, що опір кварцу падає до нуля — частоти коливань електричного сигналу і кристала збігаються — настає резонанс.

До недоліків можна віднести індивідуальну характеристику перетворення тиску, значний час відгуку, неможливість проводити вимірювання в агресивних середовищах без втрати точності показів приладу.

## 3.5 Фотоелектричні вимірювальні перетворювачі

Фотоелектричні ВП в загальному випадку складаються з фотоелектричного чутливого елемента (фотоелемента), джерела світла і оптичної системи. В деяких випадках фотоелектричні ВП використовують світлове випромінювання досліджуваного об'єкту і не містять власного джерела світла (оптичні ВП температури, освітленості та ін.). Деякі ВП з метою спрощення конструкції можуть не містити оптичної системи.

У більшості фотоелектричних ВП перетворення вхідної неелектричної величини в електричний сигнал здійснюється в два етапи: спочатку відбувається її перетворення в зміну одного з параметрів світлового потоку (сили світла, освітленості, спектрального складу і т. п.), а потім ця зміна перетворюється фотоелементом в електричну величину (фотострум, падіння напруги, фото-ЕРС і т. д.).

Оптична схема звичайних фотоелектричних ВП має три основних різновиди: на просвіт, на зворотне відбиття і на розсіяне відбиття. Якщо знати, як працює той або інший різновид фотоелектричних ВП, можна правильно вибрати сенсор для вирішення конкретних завдань.

### 3.5.1 Фотоелектричні ВП, що працюють на просвіт

У цьому типі ВП випромінювач та приймач випромінювання розташовані один навпроти одного таким чином, що світловий потік з випромінювача потрапляє безпосередньо в приймач (рис. 3.9). Положення об'єкта визначається, коли він перекриває промінь від випромінювача в приймач. Налаштування взаємного розташування ВП полягає в тому, що б максимальна кількість світла від випромінювача потрапляла у приймач.



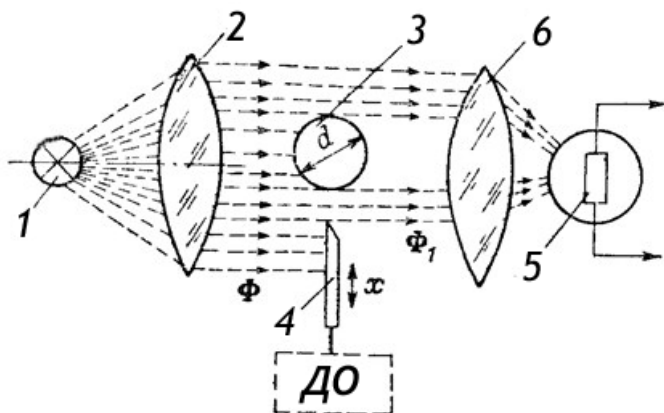


Рис. 3.9 – Фотоелектричний ВП, що працює на просвіт

У цих ВП (рис. 3.9) джерело світла 1 і оптична система (конденсор) 2 формують паралельний і рівномірний світловий потік  $\Phi$ . У цьому світловому потоці поміщається досліджуваний об'єкт 3, розміри якого потрібно визначити, або заслінка 4, пов'язана механічно з іншим досліджуваним об'єктом (ДО) і перекриваючою частиною світлового потоку. При зміні розміру об'єкту 3 або при переміщенні заслінки  $x$  змінюється кількість світла, що потрапляє на фотоелемент 5. Для підвищення чутливості світловий потік  $\Phi_1$ , що містить інформацію про розміри об'єкту 3 (або про переміщення об'єкту 4), збирається оптичною системою 6 і фокусується на світлочутливу поверхню фотоелемента 5. За таким принципом працюють ВП фотоелектричних мікрометрів, довжини, площі, деформацій, частоти обертання, а також фотоелектричні перетворювачі «кут — код», і т. д.

Під робочим діапазоном ВП такого типу мається на увазі максимальна відстань між випромінювачем і приймачем, при якій ВП може працювати. Ефективний промінь ВП — це частина повного променя, випромінюваного випромінювачем, що необхідний для надійного спрацьовування у разі, коли об'єкт

перекриває промінь. Ефективний промінь ВП, що працюють на просвіт — це циліндр, що з'єднує лінзи випромінювача й приймача. Це може бути так само конус, якщо лінзи випромінювача й приймача мають різний діаметр. Ефективний промінь не може виходити за межі діаграми спрямованості випромінювача й поля зору приймача.

### **3.5.2 Фотоелектричні ВП, що працюють на зворотне відбиття**

У ВП цього типу (рис. 3.10) джерело світла 1 і оптична система 2 формують вузький світловий промінь, який після віддзеркалення від об'єкту 3 потрапляє через збираючу і фокушуючу оптичну систему 4 на фотоелемент 5. Кількість відбитого світла, що потрапляє на фотоелемент, залежить від відбивної здатності поверхні об'єкту (чистота обробки, блискучість, наявність ділянок, покритих фарбою, і т. д.). Такі фотоелектричні ВП використовуються в пристроях джля розпізнавання штрих-кодів, у вимірювачах чистоти поверхні, фотоелектричних рефлектметрах, гігрометрах та ін.

### **3.5.3 Фотоелектричні ВП, що працюють на розсіяне відбиття**

У ВП цього типу (рис. 3.11) світловий потік, випромінюваний досліджуваним об'єктом 1, містить інформацію про деякий його параметр. Оптична система 2 збирає і фокусує світловий потік на світлочутливу поверхню фотоелемента 3. Подібні фотоелектричні ВП використовуються у фотоелектричних вимірниках температури, дозиметрах енергії випромінювання, приладах для емісійного спектрального аналізу і т.п.

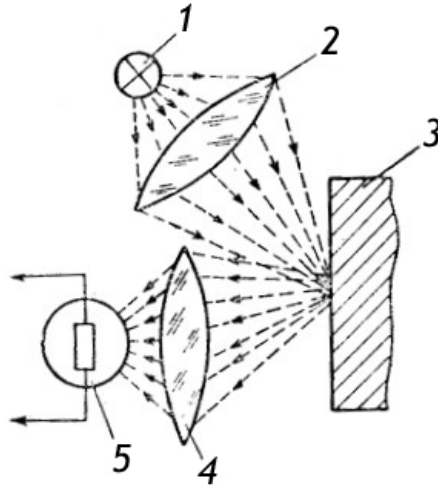


Рис. 3.10 – Фотоелектричний ВП, що працює на зворотне відбиття

### 3.5.4 Чутливі елементи фотоелектричних ВП

В якості чутливих елементів у фотоелектричних ВП використовуються фотоелементи із зовнішнім, вентиляним і внутрішнім фотоелементом.

Фотоелементи із зовнішнім фотоелементом — це вакуумні та газонаповнені фотоелементи, які ще називають фотопомножувачами. Вони володіють високою лінійністю світлової характеристики (залежність фотоструму від світлового потоку), високою температурною стабільністю характеристик. Проте вони мають і ряд істотних недоліків, що обмежують їх застосування: необхідність в підвищеній напрузі живлення (сотні і тисячі вольт); крихкість скляного балона і можливість деформації електродів при механічних впливах; старіння фотоелементів з часом (зниження чутливості при сильній освітленості).

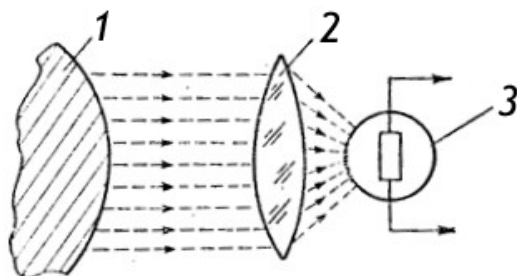


Рис. 3.11 – Фотоелектричний ВП, що працює на розсіяне відбиття

Вентильні фотоелементи — відрізняються високою надійністю та довговічністю і не потребують джерела живлення, мають малу масу і габарити. Недоліками їх є: сильний вплив навколишньої температури; висока інерційність, що обмежує застосування при частоті переривання світлового потоку в декілька десятків герц.

На сьогоднішній день найбільше поширення отримали фотоелектричні ВП, чутливий елемент яких працює завдяки явищу внутрішнього фотоелектричного ефекту. Серед них виділяють фотодіоди (рис. 3.12, б), фототриоди (фототранзистори — рис. 3.12, в та фототириоди — рис. 3.12, г) і фоторезистори (рис. 3.12, а).

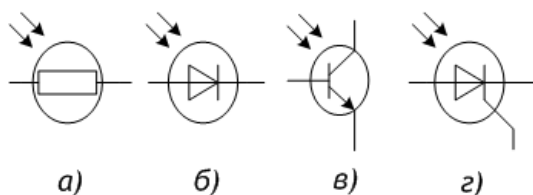


Рис. 3.12 – Умовні графічні позначення фотоелементів

Фотодіоди і фототриоди мають лінійну світлову характеристику, високу чутливість, малу інерційність (частота переривання світлового потоку може бути до декількох десятків

кілогерц), малі габарити. Залежно від схеми включення розрізняють вентиляний і фотодіодний (фототріодний) режими роботи фотодіодів і фототріодів.

Фоторезистори знаходять широке застосування в основному у фотоелектричних ВП з дискретною світловою характеристикою. Основними перевагами фоторезисторів є висока чутливість, стабільність параметрів, велика надійність і довговічність, можливість роботи як на постійному, так і на змінному струмі, малі габарити. До їх недоліків слід віднести велику інерційність, сильний вплив навколишньої температури, нелінійність світлової характеристики, великий розкид параметрів у фоторезисторів однієї партії.

### 3.6 Електроди для медико-біологічних вимірювань

*Електроди* — це провідники, що з'єднують біологічну систему з вимірювальним колом або колом, за допомогою якого подається електромагнітний сигнал на біооб'єкт. Електроди використовуються також для підключення до організму з метою лікування електричним струмом: при гальванізації, електрофорезі, діадинамотерапії, діатермокоагуляції, лікуванні електросном.

Електроди, які використовуються для знімання медико-біологічної інформації, повинні задовольняти наступним вимогам:

1. швидко фіксуватися і зніматися;
2. бути дешевими;
3. мати високу стабільність електричних параметрів;
4. мати високу еластичність при достатній механічній міцності;

5. не давати артефактів чи створювати завад і втрат корисного сигналу, особливо на контактному опорі електрод — шкіра;
6. не накопичувати іонів металів у навколишніх тканинах;
7. бути стійкими до корозії;
8. не бути токсичними, бути інертними до амінокислот та інших хімічно-активних речовин організму людини.

Величина контактної опору залежить від металу, з якого зроблений електрод, властивостей шкіри, площі її з'єднання з електродом та від провідності середовища між ними (часто використовуються марлеві прокладки, змочені фізіологічним розчином чи електропровідні електродні пасти тощо). При збільшенні площі електродів контактний опір зменшується, але це зумовлює зниження рівня отриманого сигналу. На рис. 3.13 наведені приблизні залежності перехідного опору електрод-шкіра при використанні спеціальної контактної пасти (крива 1) та при сухій шкірі (крива 2) [4].

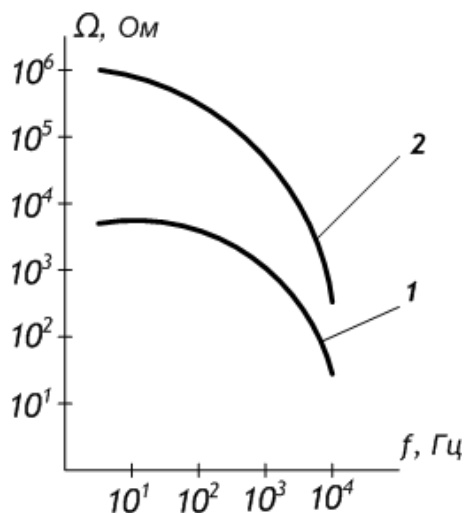


Рис. 3.13 – Частотна залежність опору електрод-шкіра

В залежності від участі у процесі реєстрації біосигналів, розрізняють наступні види електродів:

- *Потенціальний електрод* — відвідний електрод, що контактує з ділянкою біооб'єкту, яка знаходиться в електричному полі досліджуваного об'єкту.
- *Нульовий електрод* — відвідний електрод, що контактує з ділянкою біооб'єкту, в якому електричний потенціал прямує до нуля.
- *Нейтральний електрод* — електрод, що не бере участі в зніманні біоелектричних потенціалів та підключений до нейтральної клема вимірювального приладу.

## Розділ 4

# Основні типи біосигналів, що використовуються в медичній практиці

### 4.1 Біосигнали серця

#### 4.1.1 Генезис біосигналів серця

Серце працює в нашому організмі під керуванням власного задавача ритму, який виробляє електричні імпульси (потенціали дії) та направляє їх в провідну систему. Розташований задавач ритму серця у правому передсерді у місці злиття порожнистих вен, в медицині він називається серцевим синусовим вузлом (*Nodus sinoat rialis*) — рис. 4.1. Імпульс збудження, який виходить з синусового вузла, називається відповідно синусовим імпульсом.

У здорової людини синусовий вузол виробляє електричні імпульси з частотою 60 . . . 90 на хвилину, рівномірно посилаючи їх по провідній системі серця. Слідуючи по ній, ці імпульси охоплюють збудженням прилягаючі до провідних шляхів відділи



міокарду та реєструються графічно на стрічці як крива лінія електрокардіограми (ЕКГ). Отже, *електрокардіограма* — це графічне відображення (реєстрація) проходження електричного імпульсу по провідній системі серця.

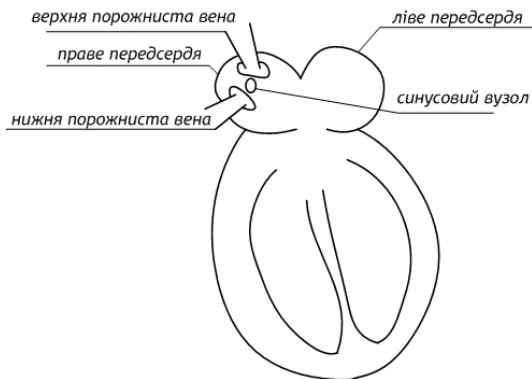


Рис. 4.1 – Приблизне (схематичне) розміщення серцевого синусового вузла

Проходження імпульсу по провідній системі серця графічно записується по вертикалі у вигляді підйомів та спадів кривої лінії. Такі підйоми та спади прийнято називати зубцями електрокардіограми і позначати латінськими літерами P, Q, R, S і T.

Крім реєстрації зубців, на електрокардіограмі по горизонталі записується час, протягом якого імпульс проходить по певних відділах серця. Відрізок на ЕКГ, який був виміряний за своєю тривалістю у часі (в секундах), називають інтервалом.

При інтерпретації ЕКГ необхідно знати, що всі апарати, які її реєструють, налаштовані таким чином, що на початку запису викреслюється контрольна крива, яка дорівнює по висоті 10 мм, або в одиницях напруги це відповідає 1 міллівольту (mV) — рис. 4.2

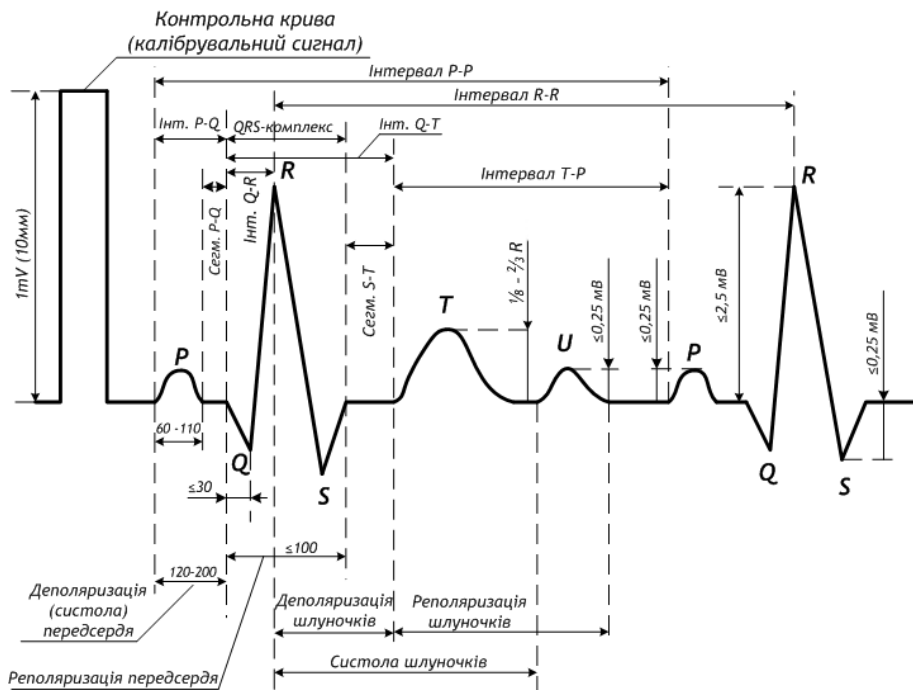


Рис. 4.2 – Базові хвилі ЕКГ

Генезис електричного біосигналу серця добре вивчений (див., наприклад, [8, 9, 10, 14]). Коли синусовий імпульс проходить по провідній системі передсердь, він по черзі збуджує їх. На ЕКГ цей процес відображається записом зубця Р. При стандартній швидкості стрічкотротяжного механізму апаратів для реєстрації ЕКГ 50 мм/с, кожен міліметр буде дорівнювати 0,02 с (20 мс), і ширина зубця Р в нормі становить 60 ... 110 мс (рис. 4.2).

Слідуючи далі по атріовентрикулярному з'єднанню, синусовий імпульс зазнає фізіологічну затримку свого проходження і збудження прилеглих шарів не відбувається. На ЕКГ реєструється пряма лінія яка називається ізоелектричною лінією

(ізолінією). Відрізок цієї лінії між зубцями Р і Q називається інтервалом Р-Q. Проходячи по провідній системі шлуночків (пучок Гіса, права та ліва ніжки пучка, волокна Пуркин'є), синусовий імпульс збуджує міжшлуночкову перегородку та обидва шлуночки. Процес їх збудження відображається на ЕКГ реєстрацією шлуночкового комплексу QRS. Услід за процесами збудження в міокарді починаються процеси реполяризації (відновлення до початкового стану міокардіоцитів). Графічне відображення процесів реполяризації приводить до формування на ЕКГ інтервалу S-T та зубців Т і U.

Весь процес схематично показаний на рис. 4.3.

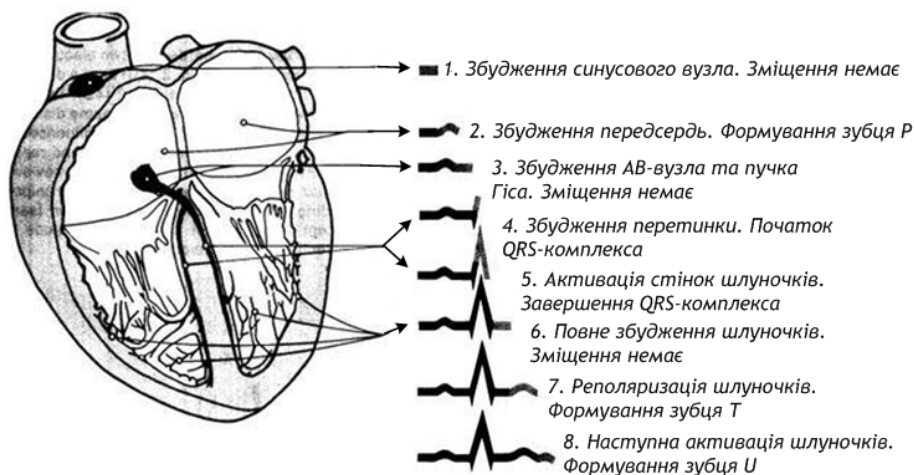


Рис. 4.3 – Формування ЕКГ-сигналу

Серцевий цикл (СЦ) складається з систоли (її тривалість становить приблизно 38% СЦ) та діастоли (приблизно 62% СЦ). На початку систоли тиск у шлуночках менший, ніж у аорті, і кров із шлуночків не витісняється. Ця початкова фаза складає 9% СЦ. Друга фаза систоли (період витіснення) складає приблизно 29% СЦ.

У часі діастолі розслаблене серце наповнюється кров'ю з області вен. Діастола складається з фази наповнення (42,2% СЦ), передсистоли (10,5% СЦ) та міжсistolічного інтервалу (10% СЦ).

Фаза наповнення складається з переддіастолі (має місце релаксація міокарда, тривалість становить приблизно 3,7% СЦ), фази швидкого наповнення (кров швидко втягується до шлуночка — 10% СЦ) та фази повільного наповнення (тиски пердсердя та шлуночків вирівнюються, приток крові до шлуночка дуже малий — тривалість становить приблизно 28,5% СЦ).

## 4.1.2 Електрокардіографічні відведення

Той, хто коли-небудь спостерігав за процесом запису ЕКГ у пацієнта, мимоволі задавався питанням: чому при реєстрації електричних потенціалів серця електроди накладають на кінцівки — на руки і на ноги? Якщо виміряти потенціал в будь-якій точці одного (геометричного) кола, то вимірювальний прилад покаже однакові значення потенціалу. Такі кола прийнято називати еквіпотенціальними, тобто з однаковим електричним потенціалом в будь-якій точці. Кисті рук і стопи ніг якраз і знаходяться на одному еквіпотенціальному колі, що дає можливість, накладаючи на них електроди, реєструвати імпульси серця, тобто електрокардіограму.

Реєструвати ЕКГ можна і з поверхні грудної клітини, тобто з іншого еквіпотенціального кола. Можна записати ЕКГ і безпосередньо з поверхні серця (часто це роблять при операціях на відкритому серці), і від різних відділів провідної системи серця, наприклад від пучка Гіса (в цьому випадку записується так звана гісограмма) і т.д.

Іншими словами, графічно записати криву лінію ЕКГ можна, приєднуючи реєструючі електроди до різних ділянок тіла. У кожному конкретному випадку розміщення записуючих

електродів ми матимемо ЕКГ, записану в певному відведенні, тобто електричні потенціали серця як би відводяться від певних ділянок тіла.

Таким чином, *електрокардіографічним відведенням* називається конкретна система (схема) розташування реєструючих електродів на тілі пацієнта для запису ЕКГ.

Записуючи різницю потенціалів між двома точками — права рука (R) і ліва рука (L), один з основоположників електрокардіографії В. Ейнтховен (Einthoven, 1903) запропонував таку позицію двох реєструючих електродів назвати першою стандартною позицією електродів (або першим відведенням), позначаючи її римською цифрою I. Різниця потенціалів, визначена між правою рукою (R) і лівою ногою (F), отримала назву другої стандартної позиції реєструючих електродів (або другого відведення) та позначається римською цифрою II. При позиції реєструючих електродів на лівій руці (L) та лівій нозі (F) ЕКГ записується в третьому (III) стандартному відведенні (рис. 4.4).

Якщо подумки з'єднати між собою місця прикладання реєструючих електродів на кінцівках, ми отримаємо трикутник, названий на честь Ейнтховена (рис. 4.4).

Для електрокардіографів прийнято, що електрод, який приєднується до правої руки, має червоний колір, до лівої руки — жовтий, до лівої ноги — зелений, а нейтральний (приєднується до правої ноги) — чорний.

При записі ЕКГ у стандартних відведеннях за Ейнтховеном реєструється різниця потенціалів між двома точками електричного поля. Тому стандартні відведення називають ще біполярними, на відміну від уніполярних, у яких реєструючий електрод визначає різницю потенціалів між конкретною точкою електричного поля (до якої він підведений) та гіпотетичним електричним нулем. При уніполярному відведенні реєструючий електрод позначається літерою V. На практиці використовуються кінцеві уніполярні відведення за Гольдбергом (рис. 4.5).

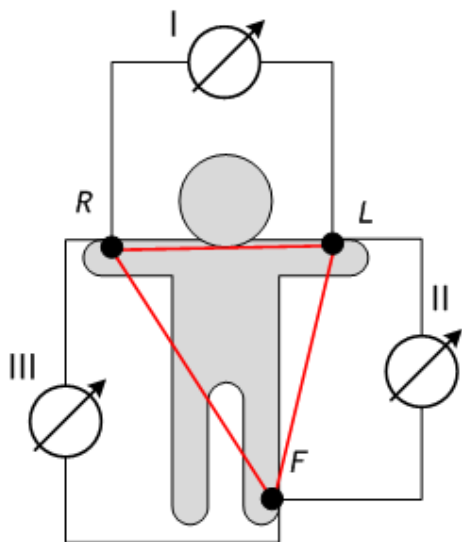


Рис. 4.4 – Стандартні електрокардіографічні відведення за Ейнтховеном

Окрім уніполярних кінцевих відведень на практиці ще використовують і шість уніполярних грудних відведень за Вільсоном (рис. 4.6), які позначають літерами  $V_1, V_2 \dots V_6$ . Система з трьох резисторів по 5 кОм, з'єднаних зіркою, називається нульовим електродом Вільсона. Недоліком такого методу отримання ЕКГ є малий рівень біосигналу та, відповідно, потреба у використанні прецизійного підсилювача, але незаперечною перевагою — висока інформативність. Так, відведення  $V_1$  і  $V_2$  несуть інформацію про роботу правого шлуночка, відведення  $V_3$  — про роботу міжшлуночкової перетинки,  $V_4$  — верхівки серця,  $V_5$  — передньо-бокової стінки лівого шлуночка, і  $V_6$  — бокової стінки лівого шлуночка.

Таким чином, якщо на ЕКГ будуть зареєстровані відхилення від норми у відведенні  $V_3$ , можна думати, що патологія має місце у міжшлуночковій перегородці. Отже, велике різно-

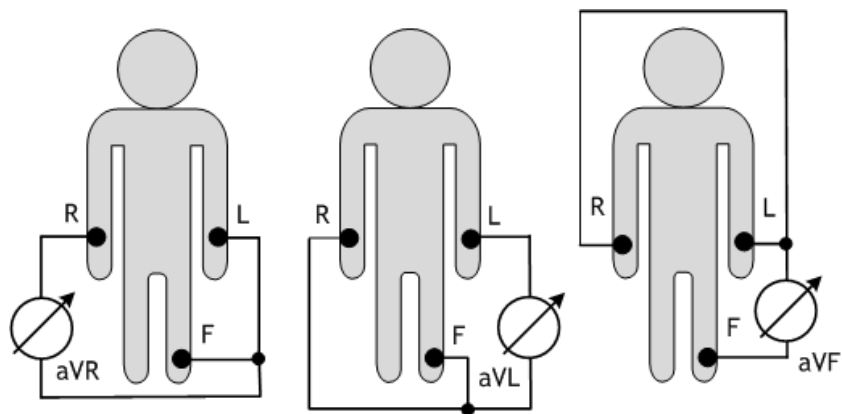


Рис. 4.5 – Кінцеві уніполярні відведення за Гольдбергом

маніття електрокардіографічних відведень дозволяє з більшою мірою достовірності здійснювати діагностику процесів, що відбуваються у тій або іншій ділянці серця.

Відзначені 12 типів відведень на сьогоднішній день називають 12-ма загальноприйнятими відведеннями [4, 9, 14].

### 4.1.3 Трикутник Ейнтховена та електрична вісь серця

Кінцівки для біполярних відведень за Ейнтховеном визначають фронтальну площину (див. рис. 4.8). Закінчення кінцівок утворюють вершини майже рівнобічного трикутника, сторони якого є відведеннями I, II і III (рис. 4.9). Якщо винести сукупність довжин та амплітуд хвиль QRS I-го, II-го та III-го відведень на відповідні вісі, то отримані таким чином інтервали можна вважати проєкціями серцевого вектора. На рис. 4.9 графічно показаний кут  $\alpha$ , який визначає так звану електричну вісь серця (точніше — орієнтацію миттєвого вектора у фронтальній площині).

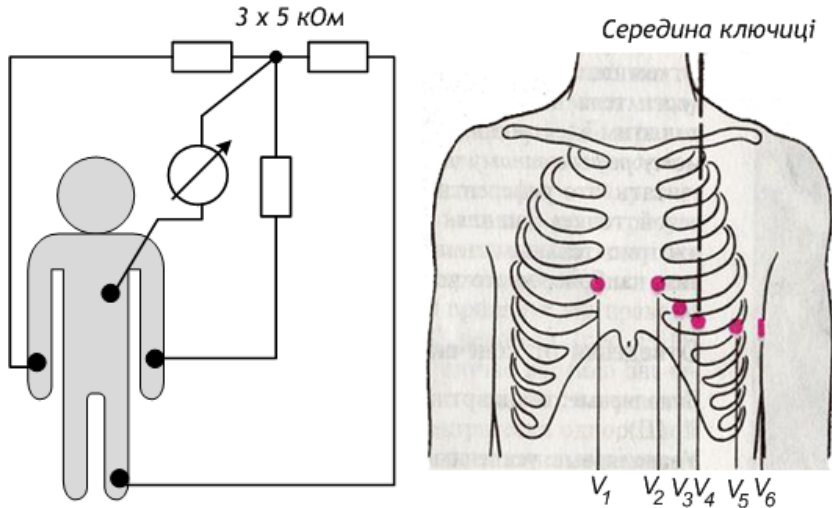


Рис. 4.6 – Стандартні електрокардіографічні відведення за Вільсоном

Для визначення електричної вісі серця знаходять суму векторів горизонтальної

$$H = 1,15 (R_I - S_I - Q_I)$$

та вертикальної

$$V = 1,15 (R_{aVF} - S_{aVF} - Q_{aVF})$$

складових. Тоді кут  $\alpha$  можна визначити як

$$\alpha = \arctg \left( \frac{V}{H} \right).$$

У медичній практиці розрізняють такі основні орієнтації серцевого вектора:

- нормальне положення ( $0^\circ < \alpha < 90^\circ$ );
- відхилення вісі праворуч ( $90^\circ < \alpha < 180^\circ$ );



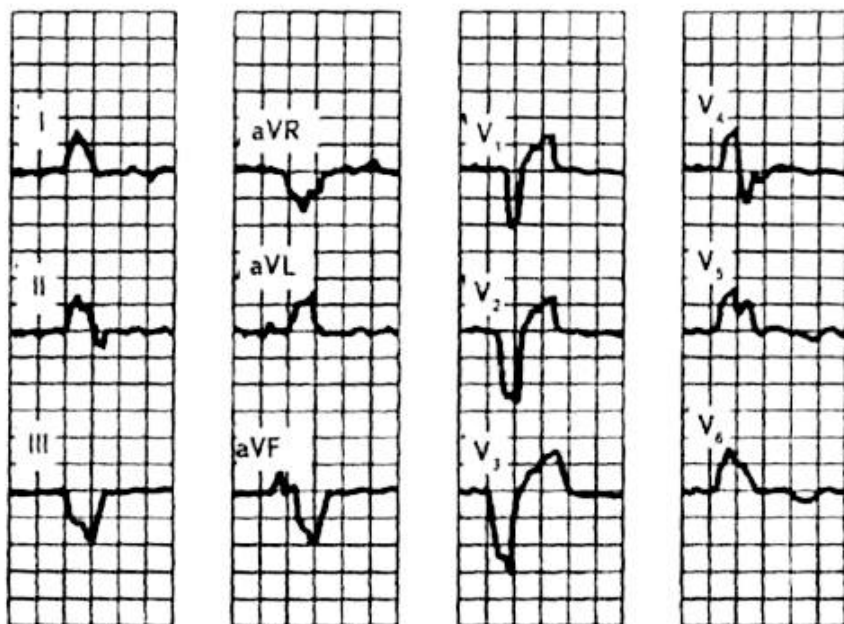


Рис. 4.7 – ЕКГ, записана у 12-ти стандартних (загальноприйнятих) відведеннях

- відхилення вісі ліворуч ( $-120^\circ < \alpha < 180^\circ$ ).

Електрична вісь серця приблизно співпадає з анатомічною лише тоді, коли не порушене проходження збудження у міокарді. Коли ж вона не співпадає з анатомічною, то це дає підстави говорити про патологію. Найбільш загальну та повну інформацію про електричну вісь серця несе векторкардіографія (ВКГ).

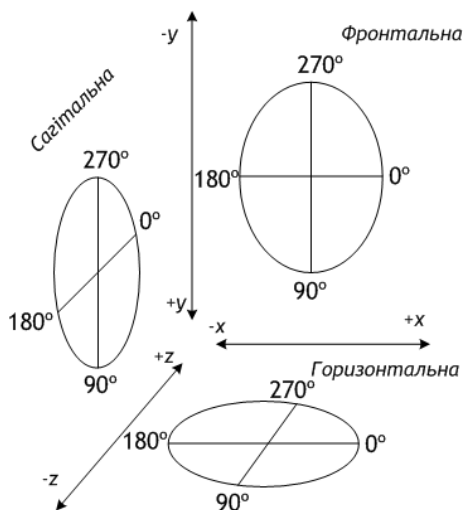


Рис. 4.8 – Способи позначення вісей, площин та кутів

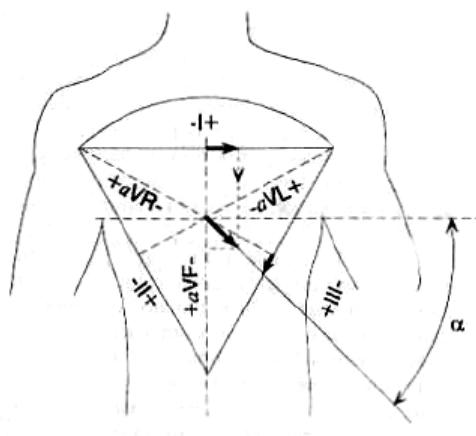


Рис. 4.9 – Трикутник Ейнтховена

#### 4.1.4 Векторкардіографія

Значення векторкардіографічного методу і його перевага перед електрокардіографією полягають в тому, що він дає можливість найповніше аналізувати електрорушійну силу серця.

Біполярні відведення Ейнтховена та уніполярні відведення Гольдберга дають інформацію про поле серця лише у фронтальній площині. Грудні відведення Вільсона дають інформацію про поле і у напрямку вісі  $z$ , але внаслідок близькості серця до грудних відведень ця система дуже чутлива до координат розміщення електродів. Тому виникла потреба у системі відведень, яка давала б надійну інформацію в усіх трьох площинах.

Дуже плідною виявилася система Франка (1956 р.), яка використовує 7 електродів та схему їх підключення, як на рис. 4.10. Сигнали від цих семи електродів зважуються у матриці опорів

(значення  $R$  на рис. 4.10 порядку 100 кОм — з урахуванням вхідного опору, який не може бути менше 25 кОм). Для сигналів  $U_x$ ,  $U_y$  та  $U_z$  справедливі наступні співвідношення [4]:

$$U_x = 0,610U_A + 0,171U_C - 0,781U_J$$

$$U_y = 0,655U_F + 0,345U_M - 1,000U_H$$

$$U_z = 0,133U_A + 0,736U_M - 0,264U_J - 0,374U_E - 0,231U_C$$

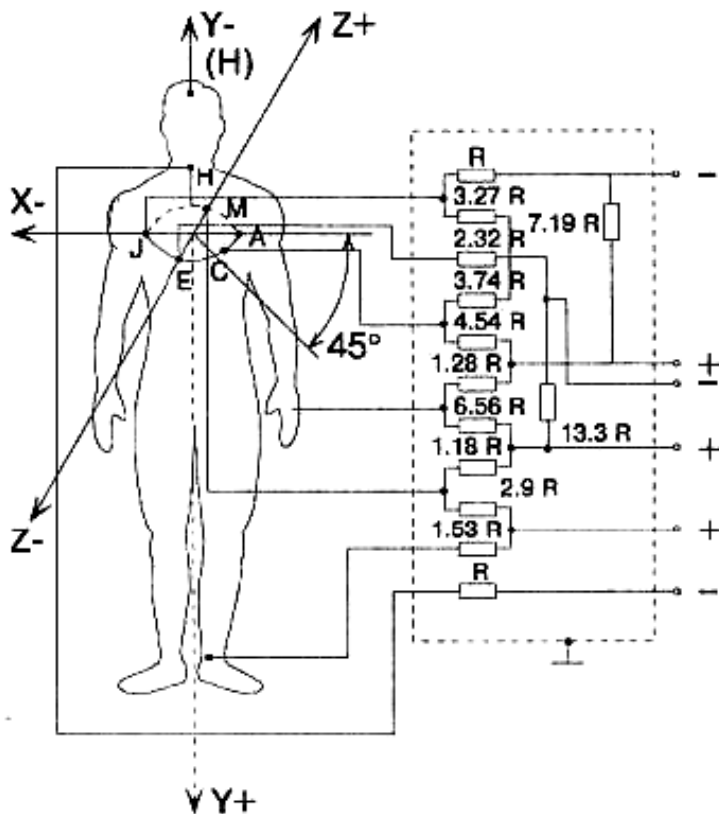


Рис. 4.10 – Підключення електродів за Франком

За допомогою такого розміщення електродів у ВКГ записуються ЕКГ у проекціях по тьом площинам (рис. 4.8). У результаті отримується петлеподібна фігура, яку називають векторкардіограмою (рис. 4.11)

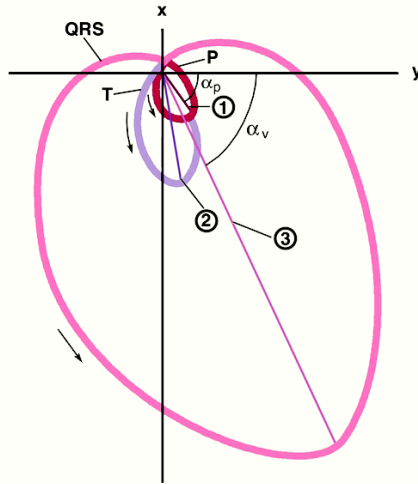


Рис. 4.11 – Типова ВКГ здорової людини

Векторкардіограма складається з трьох петель, відповідних зубцям P, T і комплексу QRS на електрокардіограмі. Найбільша петля QRS, зміни якої мають для діагностики велике значення, записується за допомогою векторкардіоскопа найвиразніше. Невеликі петлі P і T вельми часто записуються невиразно, тому вивчення їх ускладнене.

На рис. 4.11 цифрами 1, 2 і 3 позначені максимальні вектори петель P, T і QRS,  $\alpha_p$  і  $\alpha_v$  — кути відхилення максимальних векторів від координатної вісі y. Ізоелектрична (ізопотенціальна) точка — це проекція ізоелектричної лінії електрокардіограми, тобто точка, з якої починаються і закінчуються рухи всіх векторів, або, інакше, всіх петель. Петля P є результатом реєстрації електричної активності передсердя, по розмірах вона

менше всіх петель. На екрані петля Р відображається у вигляді круга діаметром 1-2 мм, лежачі в тій же площині, що і петля QRS. Час реєстрації петлі Р відповідає часу реєстрації зубця Р електрокардіограми, тобто не перевищує 0,06 – 0,11с. Дуже часто петля Р насилу піддається аналізу унаслідок її злиття з ізоелектричною точкою.

Петля QRS найбільша зі всіх петель. Вона є результатом реєстрації електричної активності шлуночків, має форму веретена або краплі, розширеною і асиметричною основою примикає до основи петлі Р в ізоелектричній точці. Ширина петлі QRS відповідає 1/3 її довжини. Величина максимального вектора петлі дорівнює 6 – 20 мм. Час реєстрації 0,08 – 0,1 с. Ротація петлі відбувається проти руху годинникової стрілки.

Петля Т розташовується в межах петлі QRS. Кут відхилення петлі Т від петлі QRS не повинен перевищувати 35 – 40°. Величина максимального вектора петлі коливається від 2 до 10 мм. За наявності малих величин цього вектора петля Т часто погано помітна, оскільки зливається з ізоелектричною точкою і петлею Р. Ротація петлі відбувається проти руху годинникової стрілки.

З метою уточнення деталей петель і характеру обертання векторкардіограму можна зареєструвати при сповільненому русі променя, тобто з розгорткою. Розвернути ВКГ можна по трьом напрямкам: по горизонталі, вертикалі і діагоналі. При органічних змінах міокарду, а також при різних патологічних станах змінюється зміна взаємного розташування петель, їх характер, форма, тривалість пробігу і тип обертання.

#### 4.1.5 Ехокардіографія

До початку ХХІ століття дослідження роботи серця, крім електрокардіографічного та векторкардіографічного методів, проводились ще й фонокардіографічним. Фонокардіографія — це

діагностичний метод графічної реєстрації акустичних серцевих тонів і шумів. Проте з розвитком ультразвукової техніки на сьогоднішній день фонокардіографічний метод дослідження роботи серця вийшов з ужитку, і на зміну йому прийшла *ехокардіографія* — неінвазивний метод дослідження серця та магістральних судин за допомогою ультразвуку. Цей метод дозволяє візуалізувати анатомічні особливості та оцінити функціонування серця та магістральних судин. У медицині застосовують ультразвук частотою 1 – 1,5 МГц. Принцип дії цього методу заснований на здатності ультразвуку відбиватися при взаємодії з середовищами різної акустичної щільності. Відбитий сигнал реєструється, і з нього формується зображення. В результаті складної математичної обробки отриманих сигналів проводиться синтез трьохвимірного зображення серця (рис. 4.12).

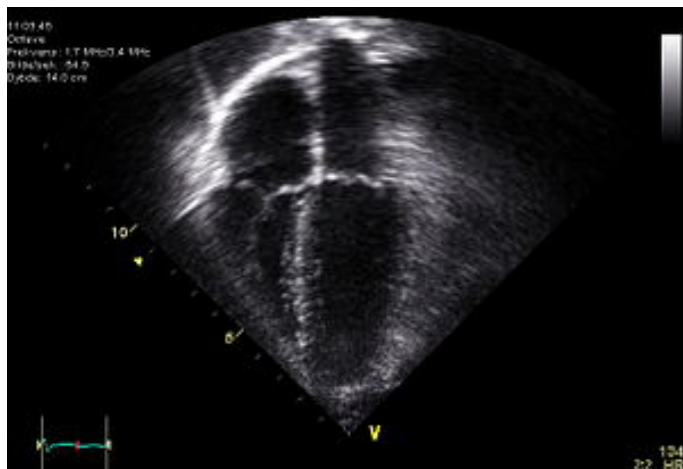


Рис. 4.12 – Ехокардіограма, на якій добре видно 4 камери серця

Даний метод дозволяє встановити стан м'яких тканин, визначити товщину стінок серця, стан клапанного апарату, об'єм

порожнин серця, скоротливу активність міокарду, побачити роботу серця в режимі реального часу, прослідкувати швидкість і особливості руху крові в передсерді і шлуночках серця.

#### 4.1.6 Механокардіографічні методи

Під загальною назвою «механокардіографічні методи» об'єднують методи реєстрації та обробки механічних (акустичних) сигналів, які виникають при роботі серця та судин. На сьогоднішній день в медичній практиці використовуються методи *сфигмографії*, *флебографії* та *апекскардіографії*.

**Сфигмографія** є методом графічної реєстрації коливань стінок артерій при проходженні пульсової хвилі. Характер кривої, що утворюється, залежить від сили і швидкості серцевих скорочень, тонусу та еластичності стінок артерій.

Реєстрована на сонних артеріях сфигмограма центрального пульсу має виражену схожість з кривою тиску в аорті, що широко використовують для фазового аналізу структури систоли лівого шлуночку. В той же час сфигмограма периферічного пульсу визначається головним чином особливостями розповсюдження пульсової хвилі в артеріях та еластичністю їх стінок.

Якісний аналіз морфології каротидної сфигмограми (тієї, що знамається під правою артерією *a. carotis*) має діагностичне значення лише при окремих захворюваннях і патологічних станах. Для визначення швидкості розповсюдження пульсової хвилі по аорті сенсори сфигмографічних ВП розташовують над сонною і стегною артеріями, що дозволяє вимірювати довжину судинного шляху між рецепторами з урахуванням різних напрямів кровотоку в судинах. Реєструють синхронно обидві сфигмограми і вимірюють час запізнювання пульсу на стегновій артерії — час  $\Delta t$  (рис. 4.13). Швидкість розповсюдження пульсової хвилі обчислюють як частку від ділення шляху про-

бігу хвилі по судині на час запізнювання. Дослідження цього показника для артерій м'язового типу проводиться відповідним розміщенням сфигмографічних сенсорів. По каротидних сфигмограмах визначають час серцевого циклу і його фаз систоли і діастоли (рис. 4.13, де позначені:  $S$  — час систоли,  $D$  — час діастоли,  $C$  — тривалість повного серцевого циклу).

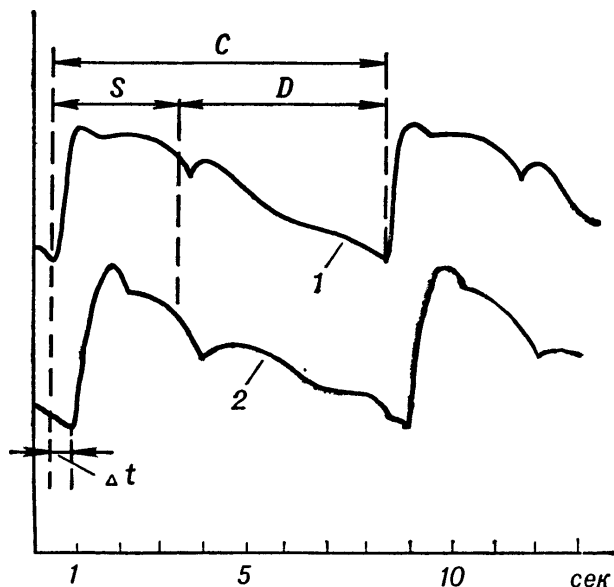


Рис. 4.13 – Схема визначення по каротидній (1) та стегновій (2) сфигмограмам основних фаз серцевого циклу

Розрахунок систолічного (або ще так званого ударного) об'єму серця робиться за формулою [8, 9]:

$$V = \frac{0,6 \cdot 1333 \cdot Q (P_s - P_d) \cdot S \cdot C}{1,06 \cdot a \cdot D},$$

де 0,6 — поправочний коефіцієнт; 1333 — коефіцієнт переведення значень тиску, виражених у мм.рт.ст. в іншу розмірність — в г/см·с<sup>2</sup>; 1,06 — щільність крові в г/см<sup>3</sup>;  $Q$  — площа перетину



аорти в  $\text{см}^2$ ;  $P_s$  — тиск систоли в  $\text{мм.рт.ст.}$ ;  $P_d$  — тиск діастоли в  $\text{мм.рт.ст.}$ ;  $a$  — швидкість розповсюдження пульсової хвилі в  $\text{см/с}$ ;  $S$ ,  $D$  і  $C$  — відповідно час систоли, діастоли і повного серцевого циклу в секундах.

**Флебографія** (або югулярна флебографія) — це метод для визначення центрального венозного пульсу. У венах тиск підвищується у край мало, і тому венозний пульс відбиває в основному зміни кровонаповнення вен або, що рівнозначно, об'ємні процеси. Тому при реєстрації венозного пульсу не можна чинити значного тиску на вени щоб уникнути спотворень флебограми.

Запис югулярної флебограми проводиться у положенні пацієнта лежачи на спині з підведеною верхньою половиною тіла при затримці дихання у фазі помірнього видиху. Сенсор накладається в правій надключичній області біля зовнішнього краю грудинно-ключично-сосцевидного м'яза. Враховуючи легку стисливість вен, вибір слід зробити на користь безконтактного емкісного вимірювального перетворювача. При використанні інших ВП необхідно накладати їх так, щоб тиск на стінку вени був мінімальним. Як реєструючий пристрій можуть бути використані багатоканальні електрокардіографи. Югулярна флебограма, як правило, записується одночасно з ЕКГ і сфігмограмою сонної артерії при швидкості руху паперу 50 або 100  $\text{мм/с}$ .

Нормальна флебограма здорової дорослої людини складається з ряду хвиль, що відображають в основному роботу правого передсердя (рис. 4.14). Типові хвилі на флебограмах прийнято позначати малими латинськими літкрями  $a$ ,  $c$ ,  $x$ ,  $v$  та  $y$ . Хвиля  $a$  (передсердна) обумовлена скороченням правого передсердя, під час чого припиняється відток крові з вен. Хвиля  $c$  обумовлена передачею пульсації сонної артерії на вену на початку систоли. Хвиля  $x$  виникає під час початку систоли шлуночків, коли наповнюється праве передсердя, а тиск у ве-

нах знижується. Хвиля *v* (шлуночкова) — виникає тоді, коли передсердя наповнюються кров'ю і є показником розслаблення шлуночків. Хвиля *y* обумовлена надходженням крові у праве передсердя, в результаті чого тиск у венах знову знижується.

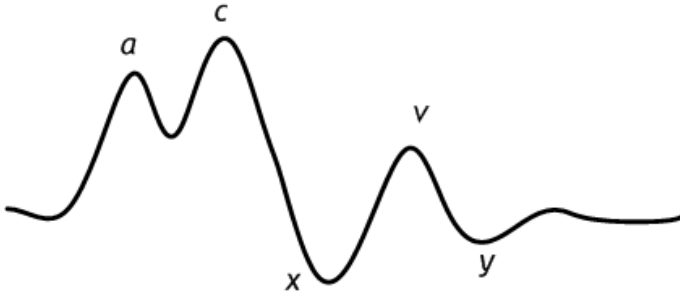


Рис. 4.14 – Типова флебограма здорової людини

Основна область застосування югулярної флебограми — вимірювання тиску в легеневій артерії.

**Апекскардіографія (АКГ)** — це метод реєстрації коливань грудної клітки над верхівкою лівого шлуночку, обумовлених його рухом. Записується в при положенні пацієнта лежачи на лівому боці за допомогою мікрофону і п'єзоелектричного перетворювача одночасно з ЕКГ. Інтерес до цього методу пов'язаний з тим, що морфологія лівошлуночкового апекскардіографічного сигналу визначається головним чином динамікою тиску в лівому шлуночку. Цей метод дає цінну інформацію про зміни тиску та об'єму у лівій частині серця, тому його застосовують для дослідження пацієнтів з інфарктом міокарда та кардіоміопатією.

Приклад нормальної апекскардіограма представлений на рис. 4.15. Її початковий невеликий зубець *a* пов'язаний з рухом лівого шлуночку під час систоли передсердя. Його амплітуда і крутизна відображають податливість діастолі шлуночку. Після дикротичного злому (*Dz*) є підйом великої систолічної хвилі,

час якого на рис. 4.15 позначений Vz. Пік апекскардіограми позначають точкою E (так звана точка еджекції). Він відзначає відкриття аортального клапану. Далі настає перше зменшення даної хвилі. Найглибша точка позначена літерою O, і вона відповідає відкриттю атріовентрикулярних клапанів. Повільна заповнююча хвиля закінчується перед хвилею a і репрезентує повільне наповнення шлуночка.

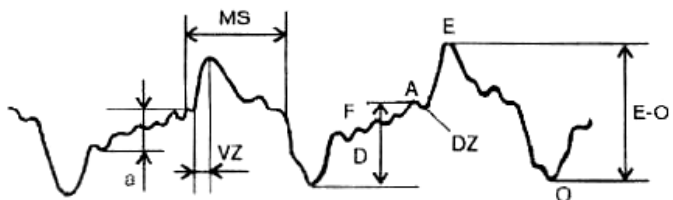


Рис. 4.15 – Типова апекскардіограма здорової людини

Апекскардіограму та її перша похідна ( $\frac{AD}{dt}$ ) дозволяє дати точне уявлення про тривалість окремих фаз серцевого циклу.

Як і всі інші відомі методи вивчення центральної гемодинаміки, механокардіографічні методи мають свої переваги та недоліки. До їх переваг відноситься технічна простота і нетравматичність процедури, можливість проводити будь-яку необхідну кількість повторних досліджень, а також відсутність впливу самої процедури на гемодинаміку. Недоліки методу полягають в неможливості точно визначити абсолютні значення ударного об'єму серця, розрахунок якого пов'язаний з приблизними даними про площу перетину аорти. Він обчислюється зазвичай з похибкою, яка визначається швидкістю розповсюдження пульсової хвилі, оскільки її швидкість залежить не тільки від пружності стінок артерій, але і від їх ущільнення (наприклад, при атеросклерозі). Вказані похибки зростають у осіб літнього віку.

## 4.2 Біосигнали головного мозку

Головний мозок — найбільший відділ центральної нервової системи, розміщений у черепній коробці. Він складається із п'яти відділів: довгастого, заднього, середнього, проміжного та кінцевого мозку. Два останніх іноді об'єднують назвою передній мозок. Задній мозок включає до себе мозочок, який забезпечує відповідність рухів одержуваній інформації. Кінцевий або великий мозок представлений півкулями (гемісферами). Основні відділи мозку людини зображено на схемі рис. 4.16, а їх функції — в табл. 4.1.

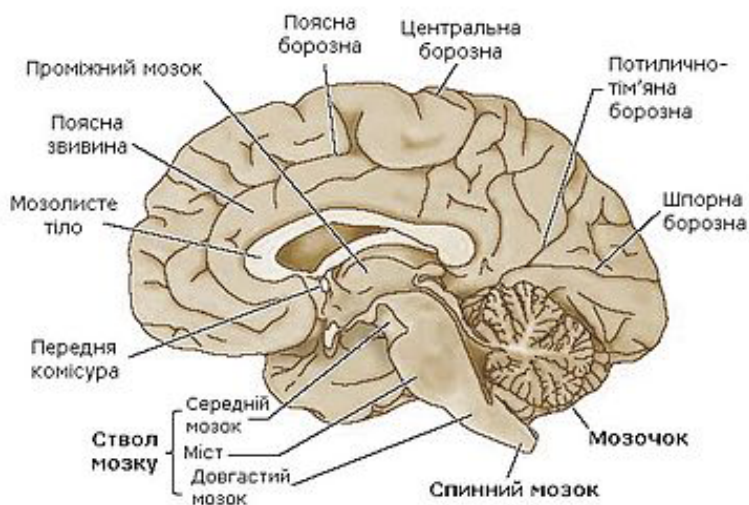


Рис. 4.16 – Головний мозок людини

З одного боку, робота мозку досить непогано вивчена (див., наприклад, [8, 10, 9, 15]). З іншого боку, процеси обробки інформації у мозку вивчені недостатньо, хоча і відомо, що мозок використовує ймовірнісний підхід з усередненням процесів.

### Функції основних відділів головного мозку людини

Відділ мозку	Функція	Регулювання процесів
Довгастий мозок	Рефлекторна, провідникова	Дихання, обмін речовин, серцева діяльність, жування, ковтання, потовиділення, захисні рефлекси, тонуc м'язів
Міст	Провідникова	Сполучає середній і довгий мозок
Задній мозок (мозочок)	Рефлекторна	Координація рухів, рівновага, тонуc м'язів
Проміжний мозок	Провідникова, рефлекторна	Підкіркові центри обміну речовин, теплорегуляція, інстинктивні реакції
Великий мозок (півкулі)	Основа психічної діяльності	Пам'ять, мислення, мова, поведінка

Вважають, що один біт інформації проходить до мозку через 100 ... 1000 сенсорних каналів. Переважна частина цих шляхів може зникнути, перш ніж інформація дійде до мозку, що призведе до суттєвого зменшення кількості інформації, що приймається. З іншого боку, відомо, що сенсорні рецептори можуть приймати до  $10^9$  інформаційних біт за секунду. До свідомості людини попадає при цьому лише  $10^2$  біт/с, а до сталої пам'яті - лише 1 біт/с. Щоб не сприймати надмірну інформацію, мозок автоматично гасить її частину (при цьому він використовує, ймовірно, адаптивну фільтрацію).

## 4.2.1 Електроенцефалографія

*Електроенцефалографія* (ЕЕГ) — це метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічний стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер. Метод полягає в реєстрації та аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку, запис якої називають електроенцефалограмою (ЕЕГ). Типово під електроенцефалограмою розуміють поверхневий запис, тобто такий, що здійснюється зі шкіри голови.

Генерація в корі головного мозку електричних коливань вперше була помічена Р. Кенноном (1875) і В. Я. Данилевським (1876). Спосіб реєстрації коливань електричних потенціалів з поверхні голови був розроблений вперше в 1913 році українським фізіологом Володимиром Правдич-Немінським у досліджах на тваринах (під назвою «електроцеребрографія») і німецьким психіатром Гансом Бергером (1929) у людей.

В електроенцефалографії використовують металеві електроди з хлорсрібним покриттям. Для забезпечення електричного контакту електроду з шкірою використовують або електропровідний гель (чашечкові), або марлю, просочену фізіологічним розчином.

Схема розташування електродів на поверхні голови називається монтаж. У клінічній та науковій електроенцефалографії стандартом є схема «10 – 20», яку було введено у 1950-х роках канадським нейрофізіологом Генрі Джаспером. Для визначення місць накладання електродів через маківку (Vertex) проводяться два умовні меридіани — перший від перенісся (Nasion) до потиличного бугра (Inion), другий між зовнішніми слуховими проходами (див. рис. 4.17). Через ці точки прокладають умовні меридіани, які діляться на відрізки відповідно по 10 і 20 % загальної довжини. Поперечні меридіани відкладаються по вісі, яка проходить між зовнішніми слуховими проходами через

маківку. Електроди розміщуються у місцях перетину умовних ліній. Електроди, які розміщуються на лівій стороні голови, мають непарні індекси; на правій стороні — парні; електроди, розміщені на вертексній лінії, мають індекс  $z$ . Чим менше індекс електрода, тим ближче він розташований до основних меридіанів. В медичній практиці прийняті такі позначення електродів: F (Frontalis) — лобні; T (Temporalis) — скроневі; C (Centralis) — центральні; P (Parietalis) — тім'яні; O (Occipitalis) — потиличні; A (Auricularis) — вушні. Кількість накладених електродів залежить від конкретної мети дослідження. В разі необхідності схему «10 – 20» можна розширити шляхом проведення додаткових меридіанів між основними. Стандартизація схеми накладання електродів дозволяє дослідникам та лікарям зіставляти результати, отримані в різний час у різних лабораторіях. Для реєстрації ЕЕГ необхідна наявність двох електродів, між якими і буде вимірюватися різниця електричних процесів. Пара електродів, між якими реєструється різниця потенціалів, називається відведенням.

Існують дві категорії відведень: уніполярні і біполярні. При уніполярному відведенні один з кожної пари електродів розміщується над певною ділянкою мозку, а другий — на певному віддаленні від мозку. Перший з цих електродів називається активним або робочим, а другий — пасивним або референтним. Найбільш часто використовують об'єднаний вушний референт. При біполярному відведенні обидва електроди розташовані над мозком, а тому в такому відведенні буде реєструватися різниця потенціалів цих двох областей. В сучасній електроенцефалографії більш поширеним є саме уніполярний запис ЕЕГ, оскільки він дозволяє легко перейти до біполярного запису, математично перерахувавши реєстровані сигнали.

Електричний сигнал, який відводиться зі скальпу обстежуваного, має досить низьку амплітуду ( $10^{-4} \dots 10^{-6}$  В), а тому для реєстрації повинен бути підсиленим. Для цього викори-

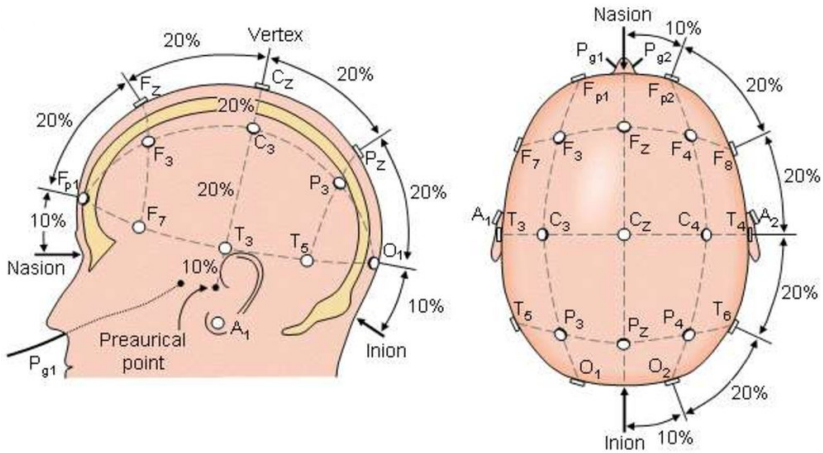


Рис. 4.17 – Схема розміщення електродів на голові людини при зйомі ЕЕГ по методиці «10 – 20»

стовуються спеціальні прецизійні підсилювачі змінного струму. Сучасні ЕЕГ-комплекси реалізовані на базі персональних комп'ютерів і дозволяють одночасно здійснювати запис сигналу та відображати його на моніторі у режимі on-line. Для того, щоб електроенцефалографічний сигнал міг оброблятися комп'ютером, його необхідно перевести з аналогової форми до цифрової (як це робиться, буде розглянуто в Розділі 6). Зареєстрований ЕЕГ-сигнал може зберігатися у комп'ютері і підлягати обробці за допомогою численних математичних методів.

Традиційно для електродів з непарним індексом (тих, що знімають сигнал з лівої гемісфери) використовують чорні кабелі, а для електродів з парним індексом (тих, що знімають сигнал з правої гемісфери) — білі.

ЕЕГ складається з коливань різної частоти і амплітуди. За виразністю коливань тієї чи іншої частоти у різних фізіологічних станах на початку історії методу ЕЕГ було виділено



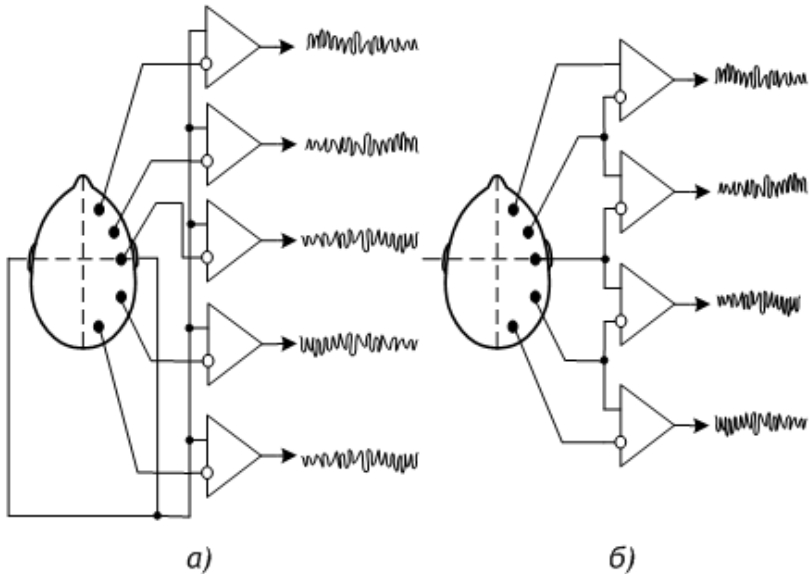


Рис. 4.18 – Уніполярне (а) та біполярне (б) підключення електродів при ЕЕГ

кілька основних фізіологічних частотних діапазонів (так званих ритмів). Ритми ЕЕГ позначаються малими грецькими літерами.

**Дельта-ритм** ( $\delta$ ) — має частоту від 0 до 4 Гц.  $\delta$ -ритм з амплітудою 20 – 30 мкВ можуть зустрічатися у ЕЕГ здорової притомної людини. Наявність коливань більш високої амплітуди (40 – 300 мкВ) в ЕЕГ притомної людини є патологічною ознакою (як правило, це вказує на наявність мозкові пухлини). Проте  $\delta$ -ритм стає вираженими під час певних фаз природного сну, наркотичного сну, трансі та гіпнозі. Також  $\delta$ -ритм буває яскраво вираженим у стані коми.

**Тета-ритм** ( $\theta$ ) — має частоту від 4 до 7 Гц.  $\theta$ -коливання з амплітудою до 40 мкВ можуть зустрічатися у ЕЕГ здорової притомної людини, зростання їх частки є ознакою емоційної активності та інших типів мозкової активності. Наявність  $\theta$ -коливань

більшої амплітуди пов'язана із патологічними станами або ж зміненими станами свідомості (сон, медитація і т.п.). У нормі  $\theta$ -хвилі локалізуються у лобній та тім'яній областях.  $\theta$ -хвилі вказують на патологічний стан, якщо їх амплітуда принаймні вдвічі більша за альфа-активність (або близько 30 мкВ, якщо альфа-хвиля відсутня).  $\theta$ - та  $\delta$ -активності зменшуються під час психотестів при відкритих очах.  $\theta$ -ритм також виникають в ЕЕГ у визначених фазах сну та при глибокому розслабленні, якого досягають люди з багаторічною тренуваністю у медитації.

**Альфа-ритм** ( $\alpha$ ) — має частоту від 8 до 13 Гц, являє собою синусоїдальні коливання амплітудою до 100 мкВ, амплітуда яких зростає у лобно-потиличному напрямку.  $\alpha$ -ритм є найбільш вираженим у ЕЕГ здорової притомної людини із закритими очима, у формі вираженого ритму реєструється у 80-90% людей, пригнічується при відкриванні очей, переході до активної діяльності, аналізу інформації. Цей ритм у стані без сну максимальний над задніми областями мозкових гемісфер, також проявляється у спокої та при фізичному відпочинку. Найкраще реєструється при заплющених очах, загасає при їх відкриванні або з початком психічної роботи.  $\alpha$ -ритм — це активність оптичного аналізатора (люди незрячі від народження не мають  $\alpha$ -ритму).  $\alpha$ -хвилі характерні для стану перед сном. Амплітуда  $\alpha$ -хвилі досягає 20 – 50 мкВ, час існування поодиноких хвиль — від 80 до 125 мс. У 85% здорових осіб у віці від 20 до 60 років частота альфа-активності лежить у смузі частот від 9,5 до 10,5 Гц. Більша частота може також вважатися нормальною. Зниження до 8 Гц можна вважати проявом патологічних або інших змін у ЦНС. На  $\alpha$ -активність може виразно вливати воля людини. Зникнення  $\alpha$ -ритму (блокада  $\alpha$ -ритму) може мати значення при оцінці реакції мозку на стимули. Блокада виникає, наприклад, при емоційній активізації.

**Сигма-ритм** ( $\sigma$ ) — періодичний ритм з частотою близько 14 Гц. Виникає у III стадії сну. Найкращим чином виявляється у фронтальній частині голови. Має амплітуду близько 30 мкВ.

**Бета-ритм** ( $\beta$ ) — ритм у смузі частот від 13 до 30 Гц, хоча інколи  $\beta$ -активністю називають коливання з частотами у смузі від 18 до 32 Гц). Цей ритм з точки зору локалізації симетричний. Досягає максимуму найчастіше над передніми частинами черепа, здебільшого фронтально. У напрямку назад — зменшується. Але може бути і трохи асиметричним, на нього впливають рухи очей або пехворобливі стимули. Бета-хвилі типові для зосередження на зовнішніх стимулах, для логічно-аналітичного мислення, для почуття неспокою, страху та гніву. Вони звичайно не загасають від зорового сприйняття чи концентрації уваги.  $\beta$ -ритм має амплітуду 5 – 30 мкВ, наявність його у ЕЕГ здебільшого супроводжується зменшенням частки  $\alpha$ -коливань. Наявність вираженого  $\beta$ -ритму з амплітудою вище 40 мкВ є патологічною ознакою (або ознакою вживання психотропних речовин). Також висока питома вага  $\beta$ -хвиль в ЕЕГ може бути пов'язана із збільшеним виділенням стресових гормонів.

Іноді поняття  $\beta$ -активності використовують у більш широкому сенсі. Цим поняттям означають високочастотні ритми живих істот (до 500 Гц у котів, від 200 до 300 Гц у мавп) та людини (від 250 до 480 Гц).

**Гамма-ритм** ( $\gamma$ ) — деякі автори цим терміном позначають активність мозку у смузі від 22 до 30 Гц. Це коливання амплітудою до 10 мкВ, вважається ознакою когнітивних процесів і свідомості. Наявність коливань цього діапазону амплітудою вище 15 мкВ є патологічною ознакою.

**Мі-ритм** ( $\mu$ ) — лежить у частотній смузі від 7 до 11 Гц. Має часто гребінкоподібний характер. Пов'язаний з бета-хвилею (є її субгармонікою). Виявляється у 3% досліджуваних, частіше у молодих. Не загасає з відкриттям очей, але зага-

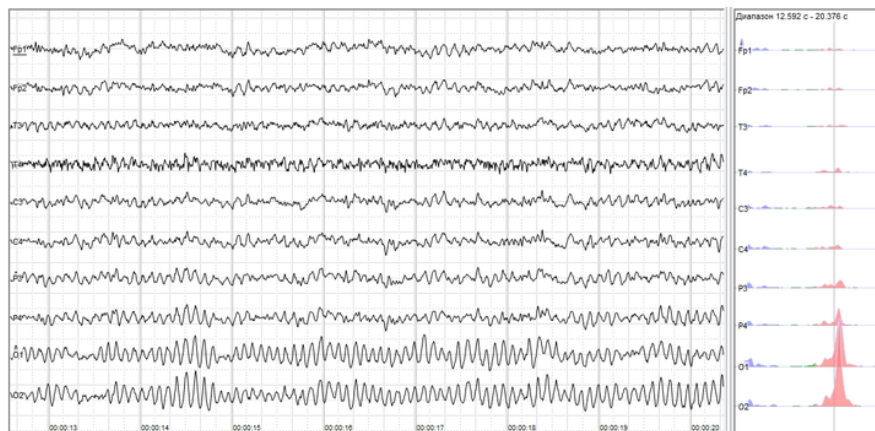


Рис. 4.19 – Приклад ЕЕГ здорової людини у стані спокою (з  $\alpha$ -ритмом)

сає за рахунок рухів (наприклад із стисненням пальців) або концентрації свідомості та рухів очей. Хоча мі-ритм не має патологічного походження, він найчастіше виявляється у психопатів.

На рисунку 4.19 показаний приклад ЕЕГ здорової людини у стані спокою із заплющеними очима. В цьому стані, як відзначалося вище, з'являється  $\alpha$ -ритм. Різні криві у лівій частині рисунку відповідають різним відведенням, гістограми у правій частині рисунку є спектрами відповідних сигналів.

При зйомі наведеної (евокованої) ЕЕГ стимули супроводжуються в так званими залпами активності, які часто називають 40 Гц-хвилями (у відповідності до середньої частоти цих хвиль, хоча реальна частота у залпах активності змінюється від 20 до 90 Гц).

Оскільки у цих залпах відображена одночасна активність багатьох нейронів, у різних відведеннях відповідні сегменти ЕЕГ значно відрізняються один від одного. Але кореляційними методами підтверджено існування однієї й тієї ж активності у

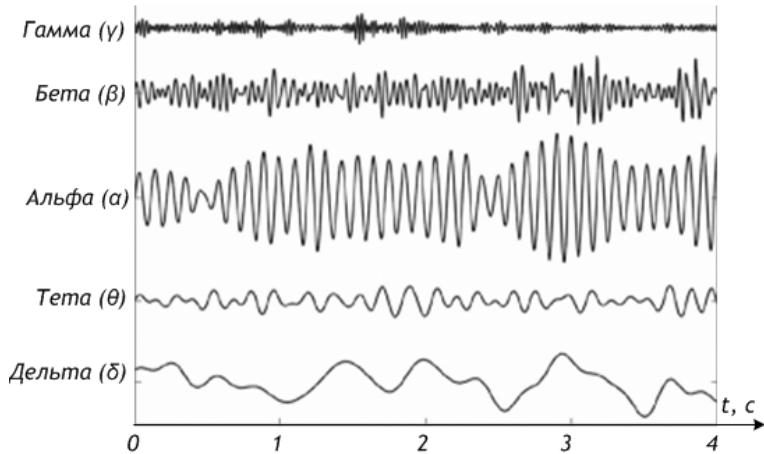


Рис. 4.20 – Окремі ритми ЕЕГ здорової людини

цих відведеннях. Крім того, можна в різних відведеннях виділити сполучену форму коливань (несучу хвилю, яка проявляється у різних підйомах та спаданнях рівня біосигналу), які в усіх відведеннях синхронні. Середня амплітуда залпу змінюється: в деяких відведеннях несуча хвиля слабкіша, в деяких — сильніша. Зміни, викликані стимуляцією, іноді досить слабкі (процес проходить так, якби на домінуючий сигнал ЕЕГ наклався нестационарний сигнал малої амплітуди, викликаний стимуляцією). У цьому випадку для виділення наведених потенціалів вживають кумулятивних методи оброблення та оптимальну фільтрацію.

## 4.2.2 Електрокортікографія

*Електрокортікографія* (ЕКОГ) — це запис біопотенціалів кори головного мозку. Основна область використання — аналіз та моніторинг діяльності мозку під час хірургічних операціями в нейрохірургії. ЕКОГ знімають за допомогою тонких провідників з кулькою на кінці. Їх прикладають до тонкої мозкової

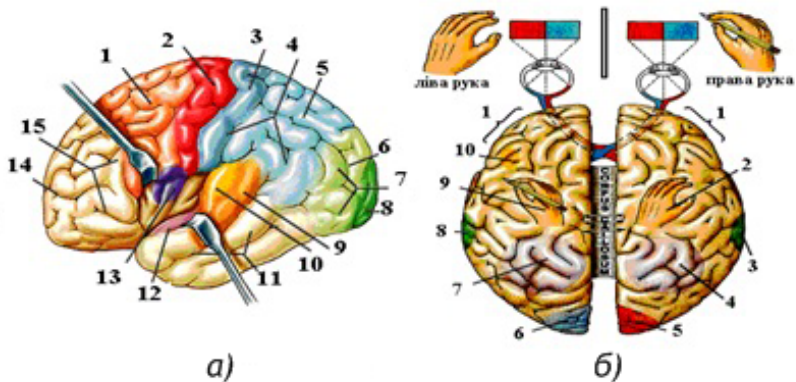


Рис. 4.21 – Головні моторичні та сенсорні області кори мозку

плівки або до кортексу. У порівнянні з електроенцефалограмою (ЕЕГ) сигнал електрокортикограми (ЕКОГ) має більший рівень і суттєво більший динамічний діапазон.

За допомогою ЕКОГ можна детально встановити проєкцію будь-якого сенсорного поля на мозкову кору. Збудження периферійних нервів окремими електричними стимулами, вплив світлових спалахів па сітківку або збудження кохлеарних нервових закінчень короткими звуковими імпульсами — усе це викликає реакції у відповідних областях кори, коли туди доходять імпульси. В рецепторних областях мозкової кори їх прихід проявляється у зростанні електричної активності. Експериментально було перевірено, що мозок дуже чутливо та швидко реагує, на будь-яку зміну у навколишньому середовищі. Реакції, пов'язані з дійсним розпізнаванням зовнішніх зорових, слухових та інших збуджень, починаються із запізненням близько 300 мс.

За допомогою даних, отримани методом ЕКОГ, вдалося встановити функції окремих ділянок мозку. На рис. 4.21, а (вигляд збоку) цифрами позначені: 1 — асоціативна рухова

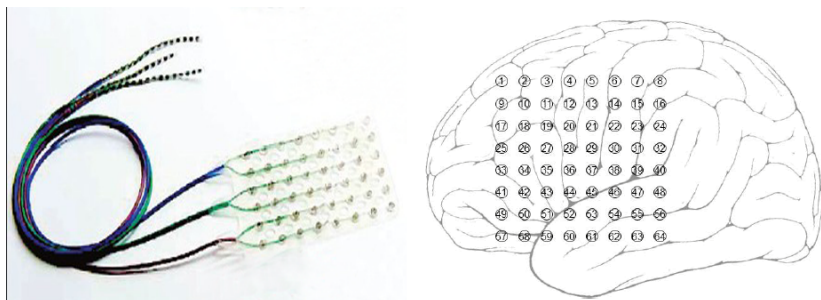


Рис. 4.22 – Електроди для ЕКОГ

зона; 2 — первинна рухова зона; 3 — первинна сомато-сенсорна зона; 4 — тім'яна доля великих півкуль; 5 — асоціативна сомато-сенсорна зона; 6 — асоціативна зорова зона; 7 — потилична доля великих півкуль; 8 — первинна зорова зона; 9 — асоціативна слухова зона; 10 — первинна слухова зона; 11 — скронева доля великих півкуль; 12 — нюхова зона; 13 — зона смаку; 14 — передлобна асоціативна зона; 15 — лобна доля великих півкуль. На рис. 4.21, б (вигляд зверху) позначені: 1 — передлобна зона кори; 2 — зона тактильної чутливості; 3 — слухова зона (для лівого вуха); 4 — зорова зона аналізу простору; 5 — зорові зони (ліве поле зору); 6 — зорові зони (праве поле зору); 7 — загальний центр інтерпретації (мови та математичних операцій); 8 — слухові зони (для правого вуха); 9 — зона письма (для правої руки); 10 — центр мовлення.

Для ЕКОГ використовуються спеціальні електроди, що набираються в матриці (одна з найбільш поширених на сьогоднішній день модифікацій має розмір  $8 \times 8$ , тобто 64 електроди — рис. 4.22), які монтуються на гнучку прозору діелектричну плавку та під час операції накладаються безпосередньо на кору головного мозку.

За формою ЕКОГ-сигнал дуже схожий на ЕЕГ-сигнал, але має суттєво більшу амплітуду.

## 4.3 Біосигнали м'язів

**Електроміографія** (ЕМГ), або цей метод ще називають *електронейроміографія* (ЕНМГ) — метод дослідження біоелектричних потенціалів, що виникають в скелетних м'язах людини і тварин при збудженні м'язових волокон. Амплітуда коливань потенціалів м'язу, як правило, не перевищує декількох міллівольт, а їх тривалість — 20 ... 25 мс.

У медицині електроміографія використовується для виявлення рівня поразки нервово-м'язового апарату (враховуючи функціональну і структурну будову нервово-м'язової системи), визначення місць ураження м'язів і нервів, визначення поширеності процесу (локальний, поширений, генералізований) та визначення характеру ураження (аксональне — ураження аксонів, демієлінізуюче — порушення цілісності оболонки нервового волокна, змішане).

М'язи отримують моторичне збудження (інервацію) за рахунок збудження нервів руху. Збудження одного нервовою волокна завжди вводить у дію декілька волокон м'яза, які розташовані тісно один до одного. Розрізняють непряме збудження (відбувається за допомогою нервів) і пряме (коли наданим електричним потенціалом викликають штучну деполяризацію). При непрямому збудженні м'яза після приходу стимулу (на моторичне нерве закінчення) проходить звільнення ацетілхоліну та його дифузія до моторичного елемента. Після надходження ацетілхоліну до рецептора утворюється потенціал, яким деполяризується поверхнева мембрана волокна м'яза. Тоді збільшується провідність мембрани для іонів  $2+$ , і виникає та розповсюджується потенціал дії м'яза. За рахунок хімічної реакції відбувається звільнення енергії, яка вводить у дію механізм скорочення м'яза.

При прямому (електричному) збудженні периферійного нерва (який складається завжди з моторичних та сенсорних



волокон) у місці збудження під електродом утворюється хвиля дії, що розповсюджується з місця збудження в усіх напрямках. Ця хвиля спричиняє відгук м'яза. Якщо стимул незначною мірою перевищує поріг, має місце синхронна реакція найближчих до електрода моторичних елементів. Для механічної контракції усіх моторичних елементів, пов'язаних з нервом, потрібен максимальний стимул.

Деполаризація та реполяризація поверхневої мембрани м'язового волокна проявляється у змінах електричних потенціалів м'язів. Під електроміографією розуміють графічне відображення (або реєстрацію) електричної активності м'язів.

Електроміографічні методи поділяються на три групи:

1. *Нативна ЕМГ* — це ЕМГ при повному розслабленні м'яза. Динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ.
2. *Спонтанна моторична активність* — це ЕМГ при функціональному навантаженні м'яза, або при рухах кінцівок. Діапазон напруги відгуку сягає декількох мілівольт;
3. *Стимуляційна ЕМГ*, яка використовує електричне збудження м'язів. Вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на нерв. Стимуляційна ЕМГ дозволяє не тільки оцінити функціональний стан нерва, але й відповідні нервово-м'язові зв'язки.

За способами реєстрації ЕМГ розрізняють:

1. Зчитування поверхневими електродами, розміщеними на поверхні шкіри. Цей спосіб дозволяє неінвазивно визначити повну електричну активність достатньо великих сукупностей моторичних елементів. Для реєстрації ЕМГ часто використовуються плоскі електроди розмірами 8 × 12 мм. Неполаризовані поверхневі шкірні електроди на вкриті шаром AgCl, їх контактний потенціал не перевищує мілівольта. ЕМГ являє складний інтерференційний образ, створений суперпозицією потен-

ціалів великої кількості моторичних елементів, що знаходяться поблизу плоского електрода. Необхідно відповідним чином вибирати площу поверхні електродів та розміщувати їх на м'язі так, щоб визначена електрична активність правильно відображала загальну активність усіх моторичних елементів збудженого м'яза. Оскільки волокна м'яза не є активними синхронно, активація проходить з часовим розкидом від 5 до 10 мс, а потенціал дії нормального моторичного елемента триває дещо довше, ніж потенціал дії одного волокна м'яза.

ЕМГ, отримана за допомогою поверхневих електродів (завдяки інтегральному характеру), дозволяє, реєструвати початок та закінчення активації м'яза, оцінювати загальний рівень активації тощо. Тому ЕМГ цього типу використовують у неврологічних клініках при захворюваннях, які пов'язані з порушеннями активації м'язів.

Спектр такої ЕМГ займає смугу частот від 10 Гц до кількох кілогерц;

2. Зчитування концентричними голковими електродами. Застосовується для інвазивного зчитування електричної активності лише малої кількості м'язових волокон (поблизу вістря голки). З цієї ЕМГ можна оцінити закономірність активації та взаємний вплив окремих моторичних елементів, пороги їх активації, кореляцію між цими порогоми тощо.

Існує багато захворювань нервово-м'язового апарату, які проявляються після поранень мотонейронів, нервів та м'язових волокон. Для диференціальної діагностики та контролю терапії таких захворювань можна використовувати ЕМГ окремих моторичних елементів.

Голкові електроди (звичайно з платини) використовують для зчитування уніполярних або біполярних (диферен-

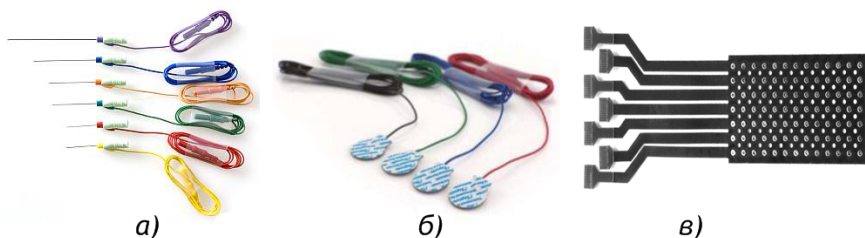


Рис. 4.23 – Електроди для ЕМГ. *а* — голкові, *б* — присасвні, *в* — мультиелектроди

ційших) ЕМГ. Активна площа таких електродів менше 1 мм<sup>2</sup>.

- Зчитування за допомогою мультиелектродів. Їх вживають, наприклад, для вимірювання швидкості розповсюдження збудження. Мультиелектроди складаються з великої кількості взаємно ізольованих платинових плоских контактів.

Хоча електроміограми відображають лише коливання потенціалів, які розвиваються безпосередньо у м'язі, все ж за їх якісним і кількісним особливостей можна судити також про нормальний або патологічний стан центральної нервової системи (ЦНС), яка регулює всі види рухової активності людини. При різних захворюваннях виникають різноманітні порушення нормальної картини електроміограми. Наприклад, на рис. 4.24, *а* показаний приклад нормальної електроміограми при згинанні та розгинанні пальців руки. При важкому парезі м'язів (наприклад, після поліомієліту) ЕМГ стає схожою на рис. 4.24, *б*. На рис. 4.24, *в* показана електроміограма при хворобі Паркінсона (один із симптомів — тремтіння рук).

Електроміографічні дані можуть надати істотну допомогу при діагностиці ранніх стадій захворювання і при легких ушкодженнях нейромоторної системи: виникаючі в таких випадках рухові розлади іноді бувають настільки незначні, що клінічне обстеження їх ще не виявляє, тоді як електроміограми,

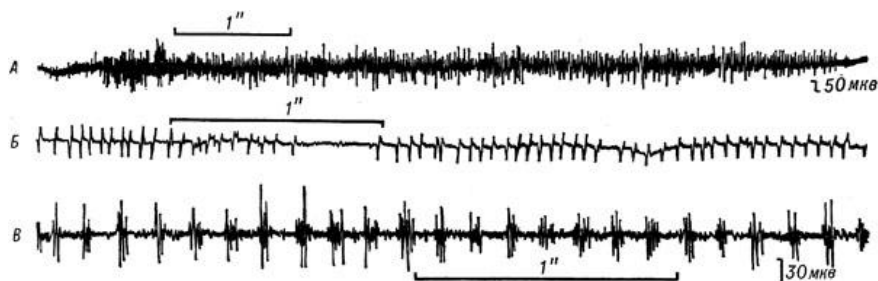


Рис. 4.24 – Електроміограма при скороченні загальних розгиначів пальців

zareestrovani visokochutlivim aparatom, vze vidobrazhajut patologično zminenu električnu aktivnīst m'jaziv.

## 4.4 Інші види біосигналів

Okrim perelichenih vidiv biosignaliv, u medičnij praktičij zastosovuet'sja i baгато інших. V ramkah danogo navčalnogo posibnika neможливо detально rozgljnuti vsi, tomu dalі damo korotku charakteristiku tim biosignalam, jakі zalishilisja poza увагою.

**Електрореографія** — це неінвазивний метод дослідження кровопостачання органів, в основі якого лежить принцип реєстрації зміни електричного опору тканин внаслідок зміни кровонаповнення судин. Чим більше приток крові до тканин, тим менше їх опір. В залежності від того, у якій ділянці тіла проводиться дослідження судинної системи, розрізняють різні типи реографічних сигналів, наприклад, реоенцефалографія — метод дослідження судин головного мозку, реопульманографія — досліджує стан судин легенів, реовазографія — стан судинної системи кінцівок тощо.

Для дослідження роботи серця використовуються також:

- **фонокардіографія** (ФКГ) — неінвазивний метод графічної реєстрації тонів і шумів серця, найбільш часто застосовується для діагностики уроджених пороків серця;
- **кардіоінтервалографія** (КІГ) — один із методів оцінки ритму серця, відносно новий спосіб вивчення синусового серцевого ритму з використанням сучасних методів математичного аналізу;
- **полікардіографія** (синхронна реєстрація ЕКГ, ФКГ і каротидної сфісмограми) — метод дослідження серцевої діяльності, спрямований на вивчення фазових компонентів серцевого циклу;
- **балістокардіографія** (БКГ) — метод реєстрації рухів тіла, зумовлених роботою серця. Вона використовується для оцінки скорочувальної функції міокарда;
- **динамокардіографія** (ДКГ) — метод графічної реєстрації переміщення центра мас грудної клітки людини.

До електрографічних методів дослідження *органів зору* відносять:

- **електроретинографію** (ЕРГ) — метод дослідження функціонального стану сітківки ока, який заснований на реєстрації біопотенціалів, що виникають у ній при світловому подразненні;
- **векторелектроретинографію** — різновид електроретинографії, коли реєструється зміна сумарного вектора електричного поля сітківки;
- **електроокулографію** (ЕОГ) — метод дослідження функції м'язів руху ока або функціонального стану зовнішніх шарів сітківки, який полягає у графічній реєстрації зміни біопотенціалів ока при його рухах;
- **векторелектроокулографію** — різновид ЕОГ, при якій реєструється зміна сумарного вектора електричного поля ока;

- **адаптоелектроокулографію** — електроокулографію, яка проводиться в умовах темної та світлової адаптації;
- **оптичну ністагмографію** — метод вимірювання *ністагму* (мимовільних швидких ритмічних коливальних рухів очних яблук в ту чи іншу сторону, тремтіння очей). В цьому методі світловий промінь відбивається від дзеркала, яке прикріплене до повіки та записується на спеціальному світлочутливому папері або реєструється системою фотоприймачів (так звана **відеоністагмографія**). До основних методів дослідження *органів слуху* відносять:
- **тональну граничну аудіометрію** — дослідження порогів слуху на різних частотах;
- **акустичну імпедансометрію** — застосовують при диференціальній діагностиці захворювань середнього вуха та для одержання інформації про функціональний стан черепно-мозкових нервів і стовбура мозку;
- **дослідження акустичних викликаних потенціалів мозку** — різновид наведеної ЕЕГ, при якій реєструється відповідь мозку на звукові стимули;
- **електрокохлеографію** — реєстрацію електричної відповіді внутрішнього вуха (завитка) на звуковий стимул.

До електрографічних методів дослідження стану *шлунково-кишкового тракту* відноситься метод електрогастроентерографії. **Електрогастрографія** (ЕГГ) — метод запису біопотенціалів шлунку з поверхні тіла, які характеризують електричну активність шлунку, що змінюється синхронно з ритмом його перистальтики.

Дослідження роботи *дихальної системи* відбувається в основному методом пневмографії. **Пневмографія** — це запис дихальних рухів грудної клітки за допомогою спеціального приладу — пневмографа. Застосовується для отримання відомостей про характер дихальних рухів, регуляцію зовнішнього дихання і його порушення при різних захворюваннях.

## Розділ 5

# Біомедичні зображення

Можливості ранньої і точної діагностики, а отже, і лікування, в останні роки різко зросли. В значній мірі це пов'язано з розвитком різних методів дослідження, які дають лікарю зображення нормальних та патологічних змін органів і тканин — медичні діагностичні зображення. Медичні зображення органів (medical imaging) на сьогоднішній день є одним з головних джерел інформації при встановленні діагнозу. Із швидким зростанням загального рівня комп'ютеризації та технічного оновлення медико-профілактичних закладів України гостро постала проблема систематизувати набуту графічну інформацію, отриману в процесі діагностики, лікування та профілактики.

Усе різноманіття медичних зображень, незалежно від способів їхнього отримання, може бути віднесено до однієї з двох основних груп: аналогове або дискретне (матричне) зображення.

До *аналогових* зображень відносяться ті, які несуть у собі інформацію неперервного характеру. Це зображення на звичайних рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах. Аналогові сигнали є неперервними, у них міститься багато зайвої інформації.

До *дискретних* (матричних) зображень відносяться такі, які отримуються за допомогою комп'ютера. Вони формують матрицю, що міститься в пам'яті ПК. Матричними зображеннями є образи, що отримані при комп'ютерній томографії, цифрової рентгенографії, МР-томографії, УЗД-дослідженні іт.п. з комп'ютерною обробкою інформації. Оскільки в основі матричних зображень лежить комп'ютеризована технологія, вони стають доступними для різноманітної обробки на ЕОМ.

Матричне зображення формується шляхом сканування електронним променем по рядках. Тим самим створюється можливість для сприйняття зображення в реальному часі. Для цього застосовується спеціальний дисплейний процесор, який через систему зв'язку (інтерфейс) підключений до основної ЕОМ. Пам'ять дисплейного процесора організована у вигляді матриці, кожному з елементів якої відповідає своя визначена ділянка дисплея. Подібна елементарна одиниця матричного зображення, який відповідає занумерована ділянка пам'яті, отримала назву «піксель» (від англійського *pixel* (*picture element*) — елемент картини). Таким чином, уся площа екрану дисплея являє собою матрицю — сукупність пікселів. У променевій діагностиці площа дисплея може формуватися у вигляді наступних матриць:  $32 \times 32$ ,  $64 \times 64$ ,  $128 \times 128$ ,  $256 \times 256$ ,  $512 \times 512$ ,  $1024 \times 1024$ ,  $1024 \times 1280$  пікселів і навіть більше. Чим більше число пікселів, на які розбивається площа дисплея, тим вище розподільна здатність системи відображення.

На сьогоднішній день основними методами отримання зображень для клінічного використання є:

- рентгенівські зображення;
- зображення, які отримуються у результаті ультразвукових досліджень (ультрасонографія, УЗД);
- рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ);
- однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ);
- магнітно-резонансна томографія (МРТ);



- позитронно-емісійна томографія (ПЕТ);
- сцинтиграфія;
- оптична мікроскопія;
- флуоресцентна мікроскопія;
- трансмісійна електронна мікроскопія.

Окрім цих, є й інші методи формування медичних зображень, які використовуються рідше, але також дають цінну діагностичну інформацію:

- електронно-імпедансна томографія (ЕІТ);
- дифузійна оптична томографія;
- зображення, які отримуються методом електронного парамагнітного резонансу;
- термографія;
- конфокальна лазерна мікроскопія.

## 5.1 Фізичні принципи отримання основних видів біомедичних зображень

Взагалі методи отримання біомедичних зображень та фізичних принципи їх формування є предметом цілого навчального курсу, хорошим підручником з якого, незважаючи на його давність, можна вважати фундаментальну працю [16]. Матеріал цього розділу значною мірою ґрунтується на матеріалах з цього двохтомника.

### 5.1.1 Рентгенівські зображення

Рентгенівське випромінювання активно використовується для отримання зображень з моменту його відкриття в 1895 р. Зображення формується в результаті взаємодії квантів рентгенівського випромінювання з приймачем і являє собою розподіл квантів, які пройшли через об'єкт діагностики і були зареєстровані

детектором (рис. 5.2). Останні поділяються на первинні, тобто ті, які пройшли через об'єкт без взаємодії з його речовиною (на рис. 5.2 позн. *Б* і *Д*), і на вторинні кванти (на рис. 5.2 позн. *В* і *Г*) — ті, які виходять в результаті взаємодії з матеріалом об'єкта. Вторинні кванти, як правило, відхиляються від напрямку свого початкового руху і несуть мало корисної інформації (окрім того, окремі кванти взагалі можуть поглинатися у об'єкті, як квант *А* на рис. 5.2). Корисну інформацію несуть первинні кванти. Вони дають інформацію про те, що квант проходить через матеріал об'єкта без взаємодії. Вторинні кванти створюють фон, який погіршує зображення. У більшості випадків значна частина вторинних квантів може бути відсіяна за допомогою сітки з тонких свинцевих смужок (як квант *Г* на рис. 5.2). Отримане зображення є *проекцією* характеристики ослаблення у всіх тканинах, які лежать на напрямку поширення рентгенівського випромінювання.

На рисунку 5.1 показаний наочний приклад рентгенівського зображення. Цифрами позначені: 1 — повітря (відсутність твердої речовини), 2 — м'яка тканина (м'язи), 3 — жирова тканина, 4 — кістка, 5 — металева мітка-ідентифікатор рентгенівського знімка.

Технологія використання рентгенівського випромінювання для отримання відеозображення у режимі реального часу називається *флюороскопією* або *рентгеноскопією*.

Важливим різновидом рентгенографії є *мамографія* — дослідження молочних залоз за допомогою рентгена. Вона використовується для виявлення пухлин та визначення того, є вони доброякісними або злоякісними.

Зареєстроване приймачем зображення підлягає обробці (наприклад, проявленні плівки або фільтрації шумів у випадку використання цифрової техніки), і лише потім аналізується лікарем-рентгенологом. При цьому дуже важливо, щоб рентгенівський знімок був правильно освітлений та розглядався



Рис. 5.1 – Приклад рентгенограми стегна

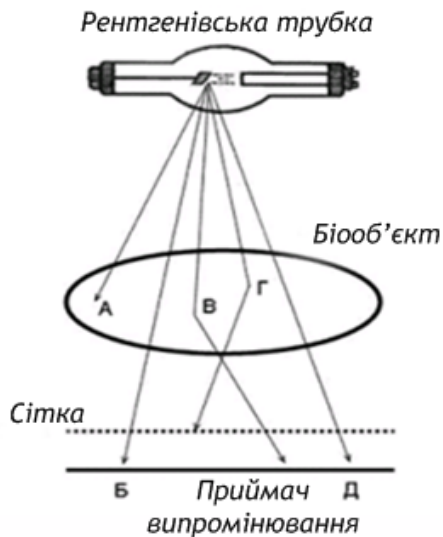


Рис. 5.2 – Схема формування рентгенівського зображення

на відстані, з таким збільшенням, щоб можна було розрізнити всі деталі зображення. Аналіз рентгенівського знімка — велике мистецтво і включає в себе уміння розрізнити найменші зміни контрасту та роздільності, а також здатність виявляти аномальні структури.

При діагностичній рентгенографії необхідно отримувати зображення щонайменше в двох проекціях. Це спричинено тим, що рентгенограма є плоским зображенням 3-вимірного об'єкту. Як наслідок, локалізацію виявленого патологічного осередку можна встановити тільки за допомогою 2 проекцій.

Рентгенографія є надійним і випробуваним методом, вона має найвищу на сьогодні просторову роздільну здатність. Однак низька квантова ефективність плівки спричиняє застосування великих експозиційних доз, що призводить до зайвого

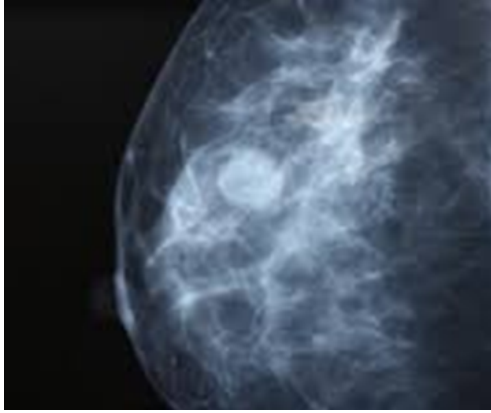


Рис. 5.3 – Приклад мамограми

радіаційного опромінення пацієнта. У свою чергу, обмежений динамічний діапазон плівки перешкоджає одночасному передаванню на одному знімку як м'яких, так і тугіших тканин, а також ускладнює вибір оптимальної експозиції. Витрати на фотохімічний процес та фотопроявну техніку зростають і стають вирішальними для багатьох клінік, що зумовлює зацікавленість у переході на дешевші способи реєстрації рентгеновського зображення.

Непрямі аналогові технології — це технології формування зображення у декілька етапів: первинне зображення відтворюється на флюоресцентному екрані, потім воно проходить через підсилювач, який збільшує яскравість зображення в тисячі разів, і лише після цього воно фіксується приймальною телевізійною камерою з подальшим виводом на екран монітора. Якість такого зображення щодо роздільної здатності помітно поступається класичній рентгенографії, але безперечною перевагою цієї технології є зменшення дози опромінювання пацієнта і можливість дистанційного керування при дослідженні.

В останні роки стала бурхливо розвиватися цифрова рентгенологія, що дозволило підвищити радіаційну безпеку для пацієнтів, отримувати зображення високої якості, різко скоротити терміни постановки діагнозу.

У цифровому вигляді рентгенівське зображення отримують двома способами: з допомогою прямих цифрових рентгенографічних систем і з допомогою перетворення традиційного рентгенівського зображення в цифрове.

Незважаючи на те, що цифрове зображення поступається аналоговому за просторовою роздільною здатністю, воно має ряд істотних переваг: висока контрастність та роздільна здатність у широкому динамічному діапазоні, можливість математичної обробки, невелике променеве навантаження, можливість зберігання на всіх видах сучасних носіїв інформації і передачі зображення через комп'ютерні мережі.

## 5.1.2 Ультрасонографія

*Ультразвукове дослідження* (УЗД) на сьогоднішній день є одним з основних методів медичної візуалізації. У цьому методі використовуються здатність ультразвукових хвиль відбиватися від границь середовищ, які відрізняються за щільністю. Метод УЗД заснований на ехолокації глибоких тканин організму, а саме на вивченні зондуючого імпульсу ультразвуку та прийомі сигналів, відбитих від поверхні розділу тканинних середовищ, які мають різні акустичні властивості. Чим більша різниця хвилевих опорів середовищ, що межують один з одним, тим амплітуда сигналу більша. Відбиті ультразвукові хвилі вловлюються давачем. Після підсилення і перетворення на електричні сигнали інформація оцифровується за допомогою аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) і подається в комп'ютер. За допомогою програмного забезпечення інформація обробляється

і на екран подається двовимірне зображення тканин, через які пройшли ультразвукові хвилі.



Рис. 5.4 – УЗД-зображення нирки

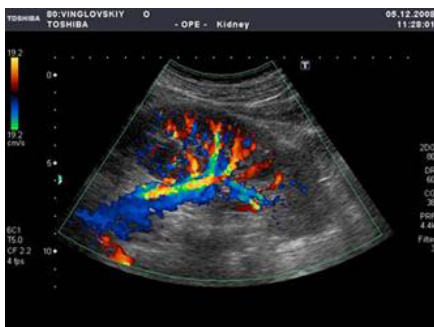


Рис. 5.5 – УЗД-зображення кровотоку у судинах нирки

Ультразвукове дослідження за короткий час пройшло шлях від низькочастотного сканування та чорно-білого зображення (рис. 5.4) до високочастотних методик з кольоровою візуалізацією та можливістю вивчення потоку крові у судинному руслі — *доплерографії* (рис. 5.5). За допомогою УЗД досліджують в основному органи шії, черевної порожнини та порожнини таза (щитоподібну залозу, печінку, підшлункову залозу, селезінку, жовчний міхур, нирки, надниркові залози, внутрішні жіночі та чоловічі статеві органи тощо). Особливо широкого застосування УЗД-зображення набули в акушерстві, де зображення ще не народжених дітей вивчаються на предмет відсутність аномалій їх розвитку. Додатковим результатом такого дослідження є визначення статі майбутньої дитини. Також за допомогою УЗД можна дослідити стан суглобів та м'яких тканин, наявність випоту в плевральній та очеревинній порожнинах, виявити збільшені лімфовузли. Можливості методу розширилися за рахунок застосування внутрішньопорожнинних давачів.

На сьогоднішній день УЗД серця (*ехокардіографія*) практично витіснила рентгенографію серця.

До основних переваг УЗД належать:

- універсальність та інформативність;
- швидкість виконання;
- неінвазивність;
- відсутність променевого навантаження.

Формування УЗ-сигналу відбувається за допомогою п'єзоелектричного кристалу. Збудження цього кристала електричними сигналами призводить його високочастотних механічних коливань, які при контакті з середовищем породжують високочастотні акустичні хвилі — ультразвук (це явище носить назву п'єзоелектричного ефекту). Ультразвукові хвилі проходять крізь тіло та відбиваються назад до кристала різними тканинами з тіла. Ці відбиті ультразвукові хвилі (луна, ехо) діють на п'єзоелектричний кристал та породжують в ньому електричний сигнал (це явище називається обернений п'єзоелектричний ефект). В результаті аналізу цього електричного сигналу комп'ютером отримується зображення перерізу шляху проходження УЗ-хвилі.

Кістки, наповнені рідиною біологічні структури та межі розподілу тканин мають різну здатність відбивати УЗ-хвилі. Розрізняють тканини, у яких УЗ-хвилі проходять краще (гіперехогенні) та гірше (гіпоехогенні). В УЗД-зображенні гіперехогенні тканини показуються білим або злегка сірим кольором, а гіпоехогенні — як темно-сірий колір (рис. 5.4). Чисті рідини є анехогенними середовищами (практично не відбивають ультразвук) і показуються чорним кольором. До того ж оскільки фактично через весь звук передається область, що містить рідину, тканини, які знаходяться ближче до джерела випромінювання отримують потужніші УЗ-хвиль і на зображенні проявляються чіткіше. Цей ефект відомий як «акустичне збільшення» та проявляється у тканинах, прилеглих до жовчного

міхура, сечового міхура і звичайних кіст. Обернений ефект, відомий як «акустичне затінювання», відбувається у випадку заповнених газами кишок, жовчних і ниркових каменів, та на молочних залозах.

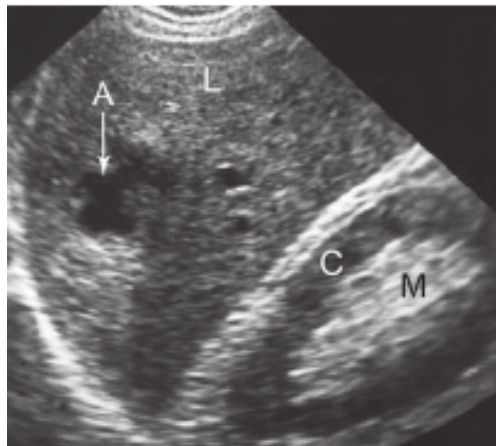


Рис. 5.6 – Тканини різної ехогенності

У типових ультразвукових дослідженнях щомиті генеруються і приймаються мільйони звукових імпульсів і луна-сигналів. Зонд можна рухати уздовж поверхні тіла і нахилити, отримуючи зображення в різних проекціях. Передусім УЗД-зображення дає інформацію про морфологію (структуру) органів. Наприклад, на рис. 5.6 показане УЗД-зображення частини печінки та нирки. На зображенні можливо виділити область, заповнену анехогенною рідиною (абсцес) — позначена літерою А; тканину з середньою ехогенністю (позначена L); гіперехогенну оболонку нирки (позначена С) та гіперехогенну мозкову тканину нирки (позначена М).



### 5.1.3 Комп'ютерна томографія

Методом *рентгенівської комп'ютерної томографії* (КТ) зображення отримують шляхом обертання навколо пацієнта джерела рентгенівського випромінювання, та детектора, який знаходиться на протилежній стороні тіла. Проходячи крізь тіло пацієнта рентгенівські промені відхиляються і зазнають зміни. Ці незначні зміни приймаються детектором і перетворюються в зображення. Отримані знімки представляють собою свого роду поперечні «зрізи» тіла пацієнта що дозволяють лікарям створювати тривимірну модель всього тіла і внутрішніх органів.

Головною і принциповою відмінністю зображення в комп'ютерній томографії від звичайного рентгенівського зображення є те, що воно постає як результат точних вимірювань і обчислень, які відносяться саме до обраного шару. Тому зображення в рентгенівській комп'ютерній томографії мають в десятки разів більшу, ніж на традиційних рентгенівських знімках, роздільну здатність за густиною тканин, що дозволяє добре диференціювати м'які тканини, розділяти зображення структур, які накладаються одне на одне, і точно визначати ділянки патологічних змін.

Принципи комп'ютерної томографії у графічному вигляді зображені на рис. 5.7. Точковий рентгенівський випромінювач і детектор синхронно переміщуються з протилежних сторін від досліджуваного об'єкта, «розсікаючи» цей об'єкт поперек. Чутливий детектор увесь час реєструє випромінювання, що пройшло через об'єкт. Потім система «випромінювач-детектор» обертається на деякий кут відносно центру об'єкта, і процес сканування повторюється. Усі послідовні сигнали детектора квантуються (переводяться в цифрову форму) за допомогою АЦП (аналого-цифрового перетворювача) і надходять до ЕОМ, де обробляються за спеціальною програмою, в результаті чого синтезується двовимірне, площинне (2D) або об'ємне (3D)

зображення об'єкту, що представляється на моніторі (рис. 5.8, 5.9).

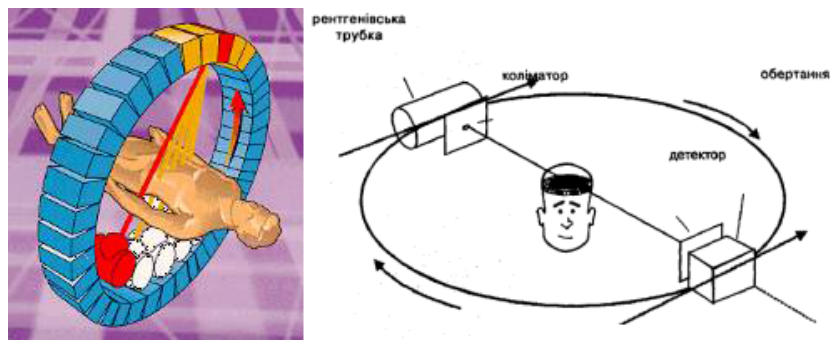


Рис. 5.7 – Спрощена ілюстрація принципу дії рентгенівського комп'ютерного томографа

Було створено декілька поколінь комп'ютерних томографів. Новим досягненням є створення «спіральної» комп'ютерної томографії, що дозволяє на основі безперервного обертання рентгенівської трубки і руху столу добитися отримання чіткої диференціації між тканинами патологічного осередку розміром 2...3 мм, а також і тривимірного зображення органів і судин.

Переваги КТ перед звичайним рентгенологічним дослідженням:

1. КТ дозволяє отримати чітке зображення органів і патологічних утворень тільки у площині досліджуваного зрізу, без нашарування вище і нижче розташованих структур. Таким чином, КТ позбавлена одного із головних недоліків рентгенографії — суперпозиції структур, розташованих на різній глибині.
2. КТ забезпечує зображення в аксіальній площині, яка недоступна у рентгенодіагностиці. Від цього повна назва цього методу: рентгенівська аксіальна комп'ютерна томографія.

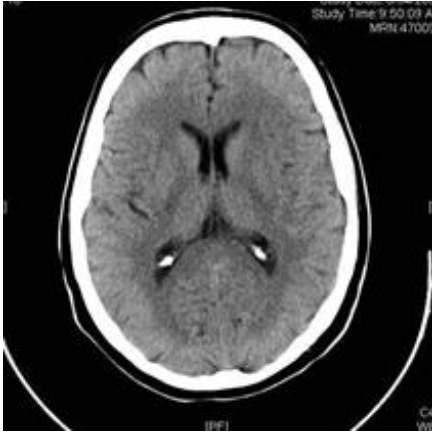


Рис. 5.8 – Комп'ютерна томограма зрізу головного мозку в нормі

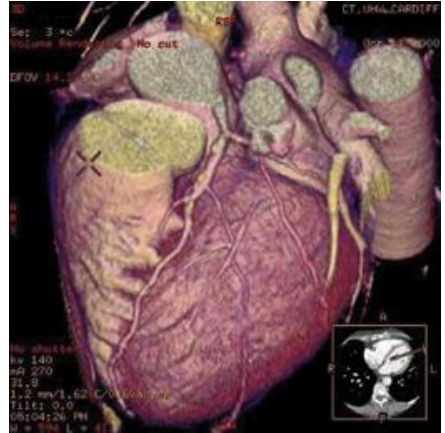


Рис. 5.9 – КТ-реконструкція серця

- Ця площина необхідна для уявлення топографії органів та просторових співвідношень між ними.
3. КТ забезпечує високий рівень тканинного контрасту.
  4. КТ характеризується високою чутливістю, що дозволяє віддиференціювати окремі органи і тканини один від одного по щільності у межах 1...2%, а на томографах 3 і 4 поколінь — до 0,5%.
  5. КТ дозволяє 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 оцінити не тільки стан органу, що досліджується, але взаємовідношення патологічного процесу з тканинами та органами, які розташовані поруч, наприклад, інвазії пухлин в сусідні органи.

7. КТ дозволяє отримувати топограми, тобто поздовжнє зображення досліджуваної області подібне рентгенівському знімку шляхом переміщення хворого повздовж нерухомої трубки. Топограми використовують для встановлення довжини патологічного вогнища і визначення кількості зрізів.

Інколи для покращення якості зображення в організм досліджуваного вводиться *контрастна речовина* — спеціальний барвник, який потрібен для того, щоб краще «освітити» обстежувану ділянку тіла [17]. Контрастна речовина поглинає рентгенівські промені і з'являється біле забарвлення на знімку, яке акцентує свою увагу на потрібному лікареві органі (наприклад кишечник, легені, мозок, кров'яні судини та ін.). Контрастну речовину можуть ввести різними шляхами, наприклад перорально (при скануванні стравоходу чи живота), ін'єкційно (це покращує видимість на зображенні сечового та жовчного міхурів, печінки чи кровоносних судин) або за допомогою барійної клізми (в даному випадку контрастна речовина буде містити барій, який введуть через пряму кишку за допомогою клізми; цю процедуру роблять перед КТ кишечника).

Відносна щільність області тіла, яке досліджується методом КТ, може бути виражена у так званих одиницях Хаунсфілда [18]. Шкала одиниць Хаунсфілда (денситометричних показників, англ. *HU*) — шкала лінійного послаблення випромінювання по відношенню до дистильованої води, рентгенівська щільність якої була прийнята за 0 *HU* (при стандартному тиску та температурі). Для матеріалу *X* з лінійним коефіцієнтом послаблення  $\mu_X$  величина *HU* визначається згідно формули

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000,$$

де  $\mu_{water}$  та  $\mu_{air}$  — лінійні коефіцієнти послаблення води та повітря при стандартних умовах. Таким чином, одна одиниця

Хаунсфілда відповідає 0,1% різниці в послабленні випромінювання між водою та повітрям, або приблизно 0,1% коефіцієнту послаблення води, так як коефіцієнт послаблення повітря практично дорівнює нулю.

Таблиця 5.1

### Середні денситометричні показники

Речовина	HU
Повітря	-1000
Легені	-500
Жир	від -100 до 50
Вода	0
Спинномозкова рідина	15
Нирки	30
Кров	від +30 до +45
М'язи	від +10 до +40
Сіра речовина	від +37 до +45
Біла речовина	від +20 до +30
Печінка	від +40 до +60
М'які тканини	від +100 до +300
Кістка	від +700 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

На основі використання контрастних речовин ґрунтується важливий вид КТ — *ангіографія* — метод візуалізації кровоносних судин. Це дослідження дозволяє виявити пошкодження і пороки розвитку кровоносних судин, такі як аневризми, звуження судин, мальформації, порушення прохідності судин (атеросклероз, тромбоз), пошкодження і пороки розвитку різних органів, пухлини і т.д. На рис. 5.10 показана ангіограма кисті з яскраво вираженою ангіомою (доброякісною пухлиною, яка розвивається виключно у новоутворених кровоносних

(справжня ангіома) або лімфатичних судинах та порожнинах (лімфангіома)) на безіменному пальці.



Рис. 5.10 – Приклад ангіограми кисті з ангіомою на безіменному пальці

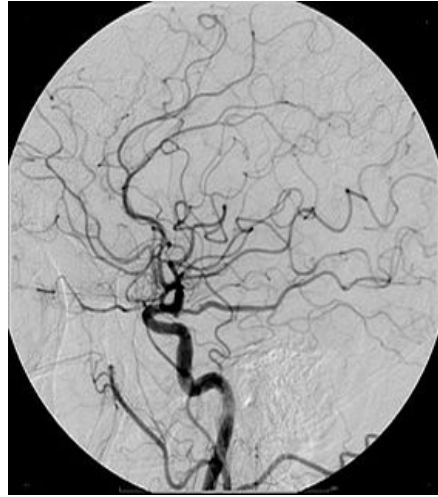


Рис. 5.11 – Цифрова субстракційна ангіограма судин головного мозку

На сьогоднішній день для всіх структур окрім серця, використовують техніку, яка носить назву *цифрова субстракційна ангіографія* (ЦСА, digital subtraction angiography — DSA). Зображення в даному випадку зазвичай беруться по 2 - 3 кадри за секунду, що дозволяє неінвазивно оцінювати потік крові через судину. Ця техніка «віднімає» кістки та інші органи від зображення судин, наповнених контрастною речовиною, завдяки чому останні стають на зображенні значно чіткішими. Серцеві зображення беруться по 15... 30 кадрів за секунду, не використовуючи техніку ЦСА, оскільки вона вимагає, щоб пацієнт залишився нерухомим, а це не може використовуватися на серці. Ці методи надають можливість радіологові або кардіологові

бачити стеноз (блокування або звуження) усередині судини, яке, можливо, перешкоджає потоку крові і заподіює пекучий біль.

### 5.1.4 Магнітно-резонансна томографія

*Магнітно-резонансна томографія* (МРТ) — найважливіший клінічний метод діагностики багатьох захворювань людини. Метод може виявляти пухлини будь-якої локалізації, більшість захворювань головного і спинного мозку, серця, опорно-рухового апарату та ін. За допомогою МРТ можна досліджувати судини без застосування контрастних речовин.

Магнітно-резонансна томографія — променевий метод дослідження, заснований, як і КТ, на одержанні пошарових зображень. Проте в його основі лежить не рентгенівське випромінювання, а *ядерний магнітний резонанс* (ЯМР) — фізичне явище взаємодії зовнішніх магнітних полів з протонами ядер досліджуваної речовини. Ядра певних елементів мають здатність під дією зовнішнього електромагнітного поля поглинати енергію, а потім віддавати її у вигляді радіосигналу (магнітного резонансу). За допомогою комп'ютера проводять збір та обробку інформації про розподіл диполів речовини та кількість виділеної енергії у заданій площині об'єкта. На дисплеї виникає зображення томографічного зрізу, яке характеризує не тільки фізичні, але й хімічні властивості тканин.

Феномен ядерного магнітного резонансу був описаний незалежно один від одного Ф. Блохом і Е. Перселлом в 1946 р., за що автори отримали в 1952 р. Нобелівську премію. Однак перші ЯМР-томограми внутрішніх органів людини були зроблені лише в 1977 р.

Тіло людини складається в основному з жиру і води, що містять багато атомів водню (в сумі виходить майже 63%), які здатні випромінювати ЯМР-сигнали. Метод візуалізації

ЯМР-сигналів від атомів водню, який дає змогу пошарового дослідження органів і тканин організму людини, називається магнітно-резонансною томографією (МРТ).

МРТ-зображення показує розподіл атомів водню в досліджуваному шарі об'єкту. Методика МРТ для візуалізації внутрішніх органів людини виглядає таким чином. Пацієнта розміщують у сильне магнітне поле, це призводить до того, що всі атоми водню в тілі пацієнта стають паралельно напрямку магнітного поля. У цей момент апарат посилає електромагнітний сигнал перпендикулярно основному магнітному полю. Атоми водню, що мають однакову з сигналом частоту, «порушуються» і генерують свій сигнал, який вловлюється апаратом. Різні види тканин (кістки, м'язи, судини і т.д.) мають різну кількість атомів водню і тому вони генерують сигнал з різними характеристиками. Тіло людини послідовно сканується радіочастотним променем і реєструється відповідь у вигляді випромінювання ядер, яке перетворюється на електричні сигнали, що надходять до ЕОМ, обробляються за допомогою відповідних алгоритмів реконструкції і будується зображення шарів досліджуваного органу.

Інформативність дослідження є особливо високою для м'яких тканин (зокрема, головного та спинного мозку, суглобів). МРТ дає змогу аналізувати і отримувати зображення внутрішніх органів, які відповідають не тільки їх анатомічній структурі, але й їхнім хімічним властивостям. Для ЯМР-сигналу не є перешкодою ні кістки, ні заповнені повітрям порожнини, наприклад легені, або шлунок. МРТ дозволяє отримувати зображення практично в будь-якій площині без зміни положення тіла пацієнта, змінюючи лише градієнти магнітних полів.

Досі не доведено шкідливого ефекту змінного магнітного поля. Однак металевий (ферромагнітний) об'єкт під впливом потужного змінного магнітного поля розігрівається, що може бути небезпечним для пацієнта. Тому наявність у тілі сторонніх мета-



ловмісних предметів (наприклад, кардіостимуляторів, протезів, металевих імплантантів) є протипоказанням до застосування МРТ.

### 5.1.5 Методи радіонуклідного дослідження

*Методи радіонуклідного дослідження* (РНД) ґрунтуються на вимірюванні гамма-випромінювання радіофармацевтичного препарату (РФП), який вводять в організм з діагностичною метою. Цей препарат вибірково затримується різними органами і тканинами, містить у своєму складі радіонуклід, що розпадається з випромінюванням певних квантів. Ділянки підвищеного нагромадження РФП («гарячі» осередки ураження) виявляються у запаленнях, гіперплазіях, деяких пухлинах та метастазах. Ділянки зменшеного нагромадження РФП («холодні» осередки ураження) відображають втрату функціональної активності тканини в області пухлини, кісти, розростання сполучної тканини, зниження кровотоку.

Три головних методи радіонуклідних досліджень — *сцинтиграфія, однофотонна емісійна комп'ютерна томографія* (ОФЕКТ) та *позитронно-емісійна томографія* (ПЕТ).

#### Сцинтиграфія

*Сцинтиграфія* — це метод радіонуклідного дослідження внутрішніх органів, заснований на візуалізації з допомогою сцинтиляційної гама-камери розподілу введеного в організм радіофармацевтичного препарату. Сцинтиляційні гамма-камери (їх ще називають камерами Анґера) складаються з детектора (сцинтиляційного кристалу), фотоелектронного помножувача (ФЕП) і змінних свинцевих коліматорів (тубусів для екранування детектора). Гамма-кванти від РФП, розподіленого в тілі пацієнта, через отвори в коліматорі збуджують у кристалі світлові

спалахи — сцинтиляції, які враховуються ФЕП і за допомогою електронного блоку формуються в позиційний сигнал на електронно-променевої трубки. Фотографічна або поляроїдна камера, приставлені до електронно-променевої трубки, дозволяє отримувати фото- або поляроїдні зображення — сцинтиграми. Сучасні сцинтиляційні гамма-камери включають спеціалізовану ЕОМ, у пам'яті якої реєструються зображення розподілу РФП в досліджуваній області.



Рис. 5.12 – Сцинтиграма легенів при тромбоемболії дрібних гілок легеневих артерій з переважним ураженням правої легені



Рис. 5.13 – Сцинтиграма рук: ліва кисть не змінена, на правій кисті спостерігається відсутність великого пальця внаслідок порушення кровопостачання

Сцинтиграфія дозволяє вивчити топографію органу, виявити в ньому морфологічні, функціональні та метаболічні порушення. Сцинтиграфія з остеотропним РФП у багатьох випадках дозволяє виявляти метастази пухлини в кістках за 4...6 міс. до появи їх рентгенологічних ознак. На патологічні зміни в

органах вказує підвищене нагромадження або зниження РФП в ньому (рис. 5.12, 5.13).

## Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія

### *Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія*

(ОФЕКТ) є методом візуалізації тканин *in vivo*, у якому для прийому гамма-променів, які випускає гамма-випромінюючий радіоізопад, введений пацієнтові внутрішньовенно, застосовується обертальна камера. Різні радіоізотопи локалізуються у певних органах або ділянках організму і дозволяють камері зафіксувати форму або особливості функціонування цільової області, після чого комп'ютер на основі цієї інформації формує зображення. Використовувані в цьому методі радіоізотопи мають малий період розпаду і тому зберігаються в організмі нетривалий час.

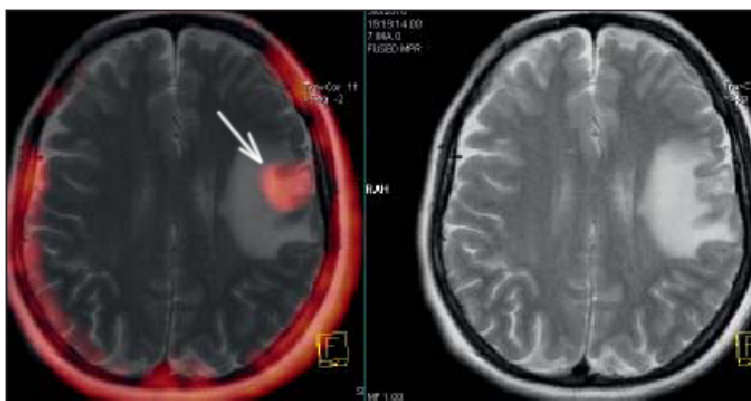


Рис. 5.14 – Порівняння зображень перерізу головного мозку, отриманих за допомогою ОФЕКТ (ліворуч) та КТ (праворуч). На ОФЕКТ-зображенні чітко видно крововилив (показаний білою стрілкою)

## Позитронно-емісійна томографія

За принципом дії *позитронно-емісійна томографія* (ПЕТ) не відрізняється від ОФЕКТ, проте використовувані в ній радіоізотопи розпадаються ще швидше і виділяють два гамма-промені в протилежних напрямках. Це дає можливість отримати численні ракурси під різними кутами, що дозволяє проводити тривимірну візуалізацію потрібної області або органу-мішені.

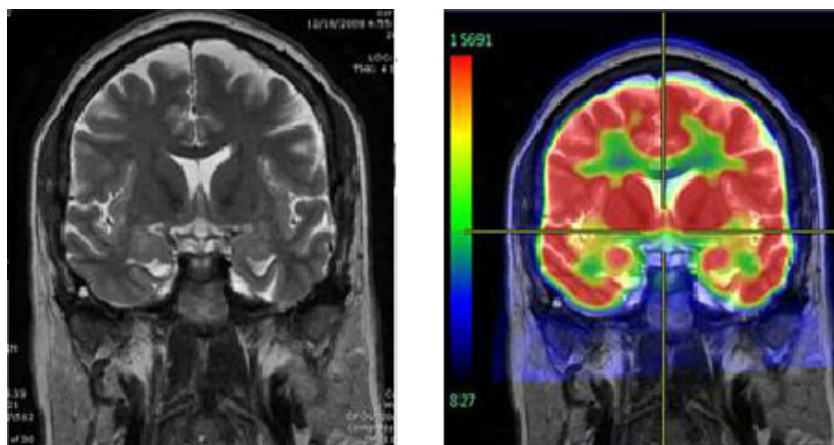


Рис. 5.15 – Порівняння зображень головного мозку, отриманих методом КТ (ліворуч) та ПЕТ (праворуч)

Цей метод особливо широко використовується в онкології, оскільки РФП, які використовуються в ПЕТ, дуже сильно поглинаються різномантними пухлинами. Проте як і інші методи радіонуклідних досліджень, він має низьку специфічність, тобто за його допомогою можливо чітко встановити локалізацію та форму пухлини, але майже нічого не можна сказати про її тип та причини утворення. Специфічність ПЕТ може бути збільшена за рахунок поєднання її з іншим методом, наприклад, КТ або МРТ.

## 5.1.6 Флуоресцентна мікроскопія

*Флуоресцентна мікроскопія* (ФМ) — це метод отримання збільшеного зображення з використанням люмінесценції збуджених атомів та молекул зразка. На відміну від звичайної оптичної мікроскопії ФМ-зображення мають суттєво збільшену контрастність, завдяки чому їх значно легше аналізувати. В флуоресцентному мікроскопі зразок опромінюється світлом із більшою частотою (меншою довжиною хвилі), а зображення отримують на іншій, меншій частоті (більшій довжині хвилі). Випромінювання зразка, відповідно, пропускається через фільтр, що відсікає світло на частоті збудження.

Біологічний матеріал, як правило, сам по собі флуоресціює украй слабо, але завдяки застосуванню яскравих і різноманітних флуоресцентних молекул (флуорофорів), здатних специфічно забарвлювати різні структури тканин і кліток, метод флуоресцентної мікроскопії виявився дуже цінним для медико-біологічних наук.

Самі по собі ультрафіолетові промені невидимі для людського ока, але при зіткненні фотона ультрафіолетового випромінювання з електроном атома флуоресцентного матеріалу електрон переходить на більш високий енергетичний рівень. Подальше повернення порушеної електрона на нижній рівень супроводжується випромінюванням фотона з меншою енергією, що відповідає видимому (ближче до червоному) діапазону спектра. Принцип роботи флуоресцентного мікроскопа полягає в опроміненні підготовленого препарату яскравим активізує освітленням і наступному виділенні значно слабшого флуоресцентного світіння (рис. 5.16). Таким чином, очей спостерігача або інший детектор буде сприймати тільки вторинне випромінювання. Світіння флуоресціюючих ділянок повинно спостерігатися на темному тлі, щоб забезпечувався достатній для їх

виявлення контраст (рис. 5.17). Чим темніший фон з нефлуоресціруючого матеріалу, тим вище ефективність приладу.

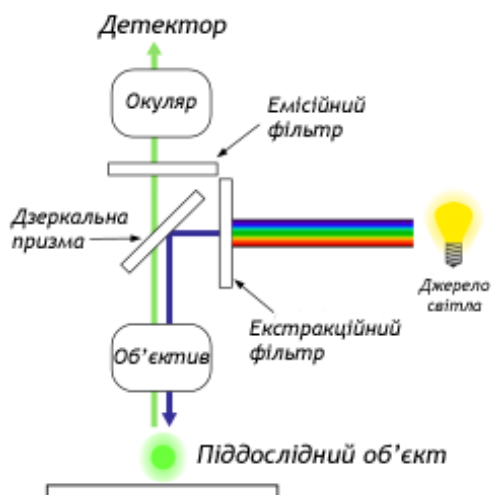


Рис. 5.16 – Схематичний принцип дії флуоресцентного мікроскопа

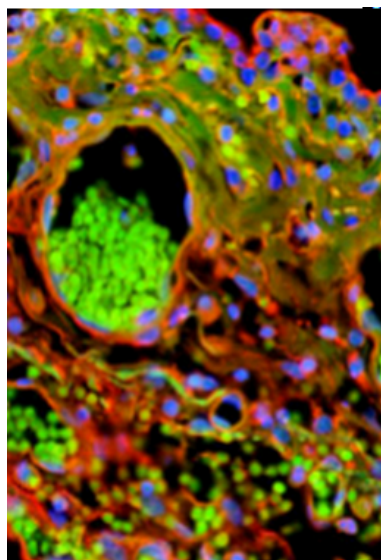


Рис. 5.17 – Зображення мікроб'єкту, отримане методом флуоресцентної мікроскопії

Традиційні методи флуоресцентної мікроскопії володіють істотно нижчою роздільною здатністю в порівнянні з електронною або атомно-силовою мікроскопією. Проте на відміну від останніх, оптична мікроскопія дозволяє спостерігати за внутрішньою мікроструктурою клітин і навіть невеликих організмів, причому не тільки фіксованих, але і живих. Завдяки цьому флуоресцентна мікроскопія виявилася якнайкращим методом для вивчення механізмів функціонування організмів на клітинному та субклітинному рівнях.

## 5.1.7 Трансмiсiйна електронна мiкроскопiя

Принцип роботи трансмiсiйного електронного мiкроскопа у дечому аналогiчний проектору слайдiв, з тiєю рiзницею, що за мiсть свiтлових променiв для отримання зображення дослiджуваного об'єкта застосовується сфокусований пучок електронiв. Робота електронного мiкроскопа складається з наступних основних крокiв (рис. 5.19). Джерело (електронна гармата) випускає потiк електронiв, якi рухаються з прискоренням в напрямку дослiджуваного препарату завдяки прикладенiй позитивнiй напрузi. За допомогою металевих щiлинних дiафрагм та магнiтних лiнз цей потiк обмежується i фокусується, утворюючи тонкий пучок, сфокусований на препаратi, який являє собою ультратонкий зрiз бiологiчного зразка. При проходженнi пучка електронiв крiзь препарат, пiдданий обробцi солями важких металiв, щiльнiсть пучка змiнюється за рахунок розсiювання електронiв. Частина пучка, що пройшла крiзь дослiджуваний препарат, проектується на екран або фотоприймач з мiшенню з фосфорисцiюючого матерiалу. Взаємодiя електронiв з матерiалом екрану призводить до появи свiтла i, отже, видимого зображення.

Електронна мiкроскопiя з її високою роздiльною здатнiстю вiдкриває багато нових деталей клiтинних структур. Однак принципи формування зображення в електронному мiкроскопi значно вiдрiзняються вiд свiтлового мiкроскопа. Цi вiдмiнностi необхiдно враховувати для правильної iнтерпретацiї електронно-мiкроскопiчних зображень. У звичайному мiкроскопi зображення створюється за рахунок вiдмiнностей в ступенi поглинання свiтла рiзними дiлянками дослiджуваного об'єкта, в електронному — в основному за рахунок розсiювання об'єктом електронiв. Дiлянки клiтин, якi сильно розсiюють електрони, будуть виглядати на екранi темними, а дiлянки, що слабко розсiюють електрони — свiтлими.

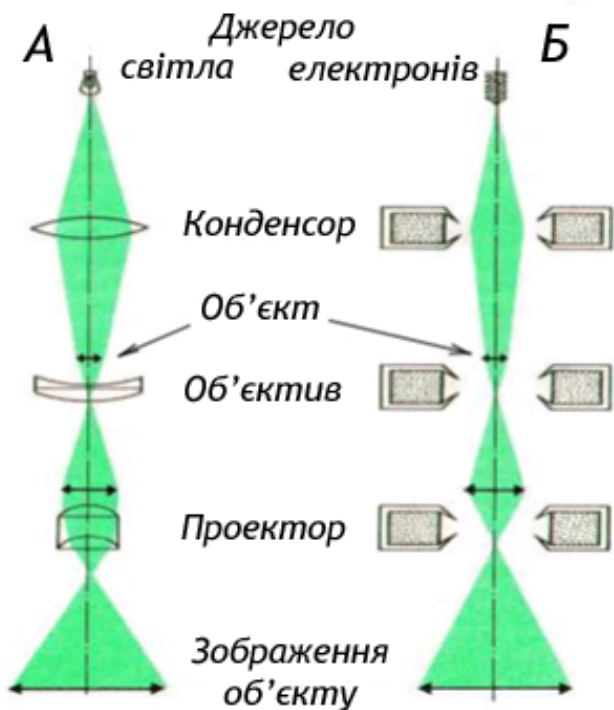


Рис. 5.18 – Порівняння принципів дії оптичного (А) та трансмісійного електронного (Б) мікроскопів

Біологічні мікрооб'єкти (клітини) складаються з речовин, побудованих головним чином з легких елементів (С, N, O, H, P, S та ін.), тому їх зображення в електронному мікроскопі слабо контрастні і в клітинах можна побачити дуже мало структурних деталей. При використанні світлового мікроскопа це складне становище долається за допомогою фарбування (контрастування) об'єктів різними барвниками. В електронній мікроскопії щоб зробити зображення більш контрастним, клітини обробляють солями важких металів (свинцю, ртуті, хрому, урану, вольфраму, осмію). Оскільки атоми важких металів ду-



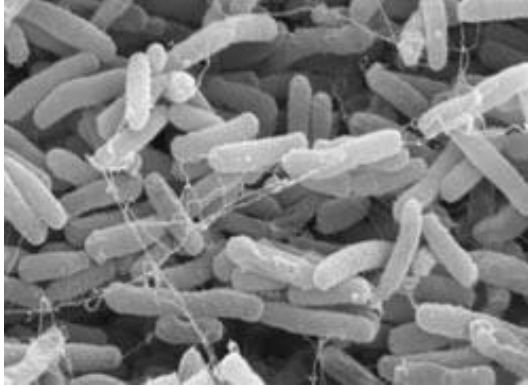


Рис. 5.19 – Приклад зображення, отриманого за допомогою електронного мікроскопу (бактерії *E. coli*)

же сильно розсіюють електрони, то ті структури клітини, які поглинули ці метали, виглядають темними і контрастними.

### 5.1.8 Медична термографія

*Термографія* являє собою один з методів медичного дослідження, принцип дії якого базується на перетворенні інфрачервоного випромінювання людського тіла в електронний імпульс. Останній показує на екрані приймаючого апарату відеозображення органу або організму в цілому. В залежності від обладнання термограма може бути різнобарвною або чорно-білою.

Різні відтінки і кольори, які з'являються на моніторі апарата, відповідають різним температурним показникам. Так, наприклад, в сині тони пофарбовані так звані «холодні» частини тіла, а ділянки з високою температурою позначаються жовтим, червоним, зеленим і білим кольорами. Якщо термограма виконана в чорно-білій гамі, то чим темніше відтінок кольору, тим нижче температура цієї ділянки, і навпаки.

Розрізняють *контактну* та *інфрачервону* термографію.

При контактній термографії до ділянок тіла, які необхідно дослідити, лікар прикладає спеціальну пластину або фольгу, має внутрішній шар із специфічних рідких кристалів. Останні мають можливість змінювати свій колір залежно від найменших температурних коливань. Як тільки інфрачервоне випромінювання починає впливати на кристали, зображення передається на монітор. Потім робиться порівняння колірних показників з електронною температурної шкали.

Інфрачервона термографія — найпоширеніший метод термографії. Він забезпечує зображення теплового рельєфу поверхні тіла і вимірювання температури в будь-якому ділянці поверхні тіла. Інфрачервону термографію здійснюють за допомогою спеціальних приладів — термографів (тепловізорів). Основними технічними характеристиками ІЧ-сканера є поріг температурної чутливості, поле огляду, діапазон робочих відстаней, параметри сканування (кількість стрічок, число елементів у рядку, частота кадрів) і т.д. Сканери випускають з однією та багатоелементними приймачами випромінювання; охолодження приймачів здійснюється по циклу Старлінга, термоелектрично на основі ефекту Пельтьє або рідким азотом. Спектральна чутливість приймачів випромінювання зазвичай лежить в одному з діапазонів 2...5 мкм або 8...14 мкм. Існуючі комплекси забезпечують точність порядку 0,2 °С при середній температурі 30 °С.

Як правило, медики звертаються до такого виду дослідження при наявності підозри на недостатній артеріальний кровообіг. Особливо актуальна термографія молочних залоз, яка дозволяє виявити будь-які запальні процеси в грудях або наявність пухлин, ранніх стадій раку та інших патологій. Це робить даний метод набагато ефективнішим ніж маммографія. Дуже інформативна і термографія щитовидної залози, допомагає розпізнавати будь-які патологічні процеси, що протікають на даній ділянці тіла. У будь-якому випадку всі результати, отримані в ході

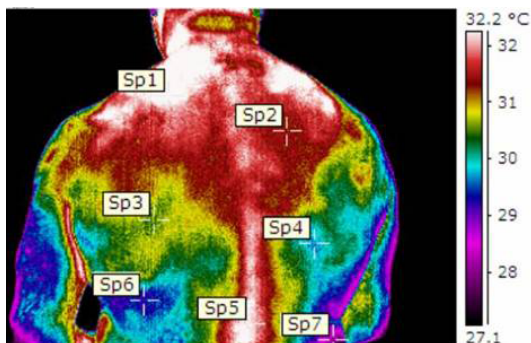


Рис. 5.20 – Фрагмент теплового портрету людини

дослідження, повинні бути підтверджені іншими аналізами і обстеженнями.

## 5.2 Типи зображень

Зображення бувають векторними і растровими. *Векторним* називається зображення, описане у вигляді набору графічних примітивів. *Растрове* зображення — двовимірний масив, елементи якого (пікселі) містять інформацію про яскравість. У цифровій обробці використовуються растрові зображення. Вони, в свою чергу, діляться на бінарні, напівтонові, палітрові та повнокольорові.

Елементи *бінарного зображення* можуть приймати тільки два значення — 0 або 1. Природа походження таких зображень може бути найрізноманітнішою. Але в більшості випадків вони виходять в результаті обробки напівтонових, палітрових або повнокольорових зображень методами бінаризації з фіксованим або адаптивним порогом. Бінарні зображення мають ту перевагу, що вони вимагають мінімальних обчислювальних ресурсів і дуже зручні при передачі даних.

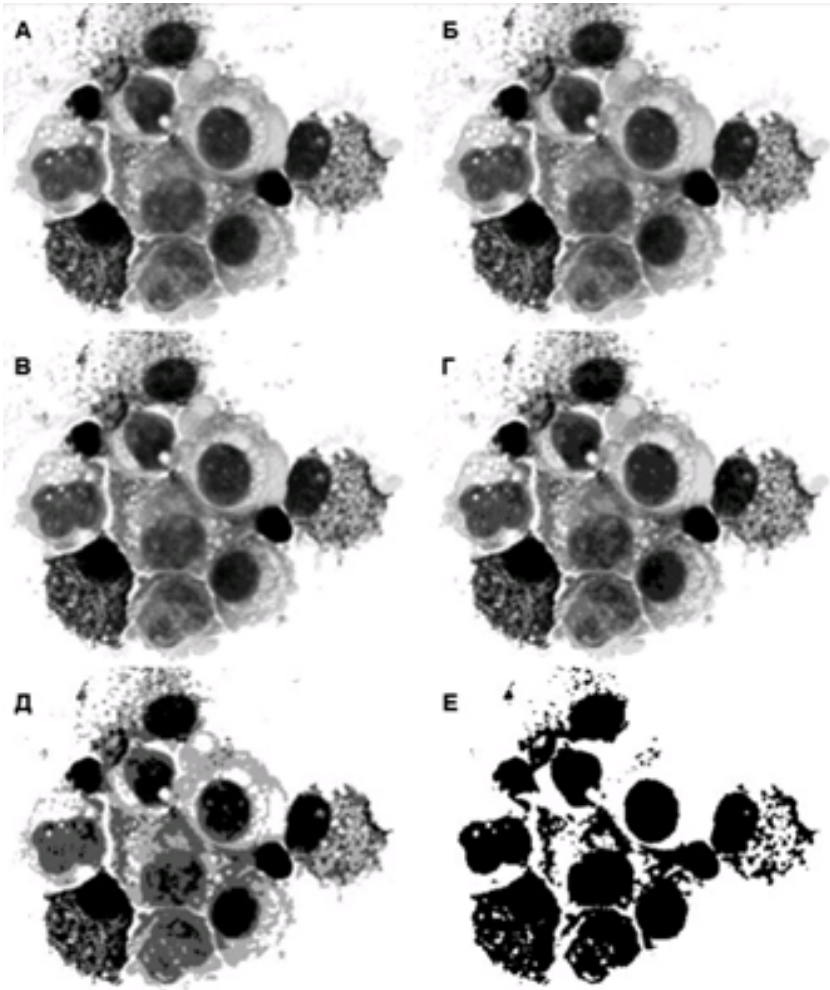


Рис. 5.21 – Вплив кількості дозволених півтонів на якість відтвореного зображення. А – 6-бітове зображення, Б – 5-бітове зображення, В – 4-бітове зображення, Г – 3-бітове зображення, Д – 2-бітове зображення, Е – 1-бітове (бінарне) зображення

*Напівтонове зображення* складається з елементів, які можуть приймати одне із значень інтенсивності якого-небудь одного кольору. Це один з найбільш поширених типів зображень, який застосовується при різного роду дослідженнях. У більшості випадків використовується глибина кольори 8 біт на елемент зображення. Взаємозв'язок між кількістю рівнів сірого і кроком рівня сірого представлена на рис. 5.21, який показує одне і те ж зображення, але з різною роздільною здатністю по кольору — від 6 до 1 біт. Видно що дискретність рівня сірого стає помітною спочатку в області фону, де інтенсивність змінюється повільно вздовж зображення, в порівнянні з областями в межах клітини, де інтенсивність змінюється швидше.

У *палітрових зображеннях* значення пікселів є посиланням на комірку карти кольорів (палітру). Палітра представляє собою двовимірний масив, в шпальтах якого розташовані інтенсивності колірних складових одного кольору.

На відміну від палітрових, елементи *повнокольорових зображень* безпосередньо зберігають інформацію про яскравості колірних складових.

Вибір типу зображення залежить від розв'язуваної задачі, від того, наскільки повно і без втрат потрібна інформація може бути представлена із заданою глибиною кольору. Також слід врахувати, що використання повнокольорових зображень вимагає великих обчислювальних витрат.

Надалі при розгляді методів обробки зображень, будемо вважати, що зображення являв собою таблицю чисел (розмір матриці  $N \times M$ ), де значення кожного елемента відповідає певному рівню квантування його енергетичної характеристики (яскравості). Це так звана піксельна система координат. Існує також просторова система координат, де зображення представляється безперервним числовим полем квадратів з одиничною величиною. Кількість квадратів збігається з числом пікселів. Значення інтенсивності елемента в центрі квадрата збігається зі

значенням відповідного пікселя в піксельній системі координат. При вирішенні практичних завдань, пов'язаних з вимірюваннями реальних геометричних розмірів об'єктів на зображенні, зручно використовувати просторову систему координат, так як вона дозволяє враховувати *роздільну здатність* (кількість пікселів на метр) системи.

Просторова роздільна здатність цифрового зображення визначається відстанню між пікселями (інтервалом вибірки) і точністю пристрою оцифрування. Рівень сірого кожного пікселя в цифровому зображенні являє середню яскравість оптичного зображення, вимірюного по кінцевому інтервалу вибірки; отже, точно відобразити в цифровому зображенні деталі, які є меншими, ніж інтервал вибірки, не представляється можливим. Щоб зберігати просторову роздільну здатність вихідного зображення, пристрій оцифрування має використовувати інтервал вибірки не більше, ніж половина довжини найменшої з можливих деталей оптичного зображення (це еквівалентно здійсненню вибірки з дворазовою найбільш високою просторовою частотою і називається *критерієм Найквіста*). Наприклад, якщо найменша деталь в препараті 1 мкм, то цифровий перетворювач повинен оцифрувати зразок з проміжками, які відповідають 0,5 мкм або менше в збільшеному зображенні, інакше деталь буде втрачена або спотворена.

Обробка зображень здійснюється рекурсивними і нерекурсивними методами. Рекурсивні методи використовують результат обробки попереднього пікселя, нерекурсивні — не використовують. У більшості випадків використовуються нерекурсивні алгоритми обробки зображень.

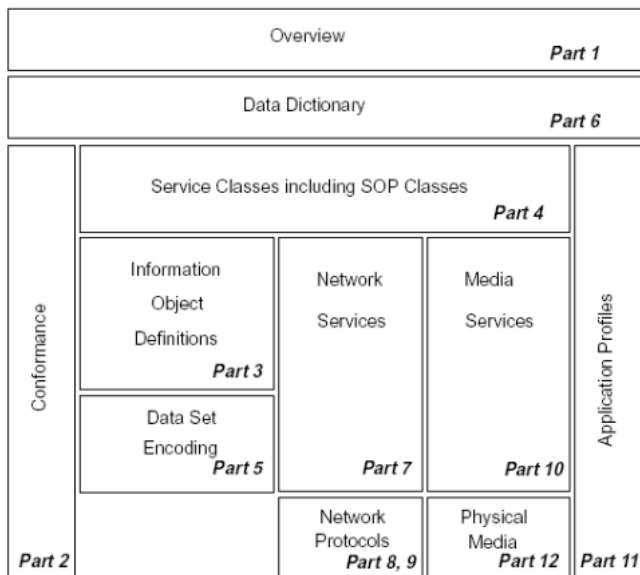


Рис. 5.22 – Структура стандарту DICOM

## 5.3 Стандарт DICOM

**DICOM** (англ. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) — це галузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів.

DICOM спирається на ISO-стандарт OSI, підтримується основними виробниками медичного устаткування і медичного програмного забезпечення.

Стандарт DICOM, що розробляється Національною асоціацією виробників електронного устаткування (National Electrical Manufacturers Association), дозволяє створювати, зберігати, передавати та друкувати окремі кадри зображення, серії кадрів, інформацію про пацієнта, дослідження, устаткування, установи, медичний персонал, який проводить обстеження, і т.п. Стандартом DICOM визначено два інформаційні рівні:

- файловий рівень — DICOM File (DICOM-файл) — об'єктний файл з теговою організацією для представлення кадру зображення (або серії кадрів) і супровідною /керуючою інформацією (у вигляді DICOM-тегів);
- мережевий (комунікаційний) — DICOM Network Protocols (мережевий DICOM-протокол) — для передачі DICOM-файлів і DICOM-команд по мережах з підтримкою TCP/IP.

Повна структура стандарту наведена на рис. 5.22, а всі складові детально описані в [20].

DICOM-файл є об'єктно-орієнтованим файлом з теговою організацією та чотириступеневою структурою: **пацієнт** (*patient*) → **дослідження** (*study*) → **серія** (*series*) → **зображення** (*кадр або серія кадрів, image*).

Файловий рівень стандарту DICOM 3.0 редакції 2016 року описує:

1. Атрибути і демографічні дані пацієнта.
2. Модель і фірму виробника апарату, на якому проводилося обстеження.
3. Атрибути медичної установи, де було проведено обстеження.
4. Атрибути персоналу, що проводив обстеження пацієнта.
5. Вид обстеження і дата/час його проведення.
6. Умови і параметри проведення дослідження пацієнта.
7. Параметри зображення або серії зображень, записаних в DICOM-файлі.
8. Унікальні ключі ідентифікації *Unique Identifier* (UID) груп даних, описаних в DICOM-файлі.
9. Зображення, серію або набір серій, отриманих при обстеженні пацієнта.
10. Представлення, в першу чергу, PDF-документів в DICOM-файлі.
11. Представлення DICOM-запису на оптичні носії, включаючи DVD-формат.



## 12. DICOM-протокол для передачі/прийому по комп'ютерним мережам TCP/IP.

Таким чином, DICOM відрізняється від інших форматів даних тим, що групує інформацію воедино в один масив, тобто рентгенограма грудної клітки містить усередині себе інформацію про пацієнта і, отже, зображення ніколи не може бути відокремлене від цієї інформації помилково.

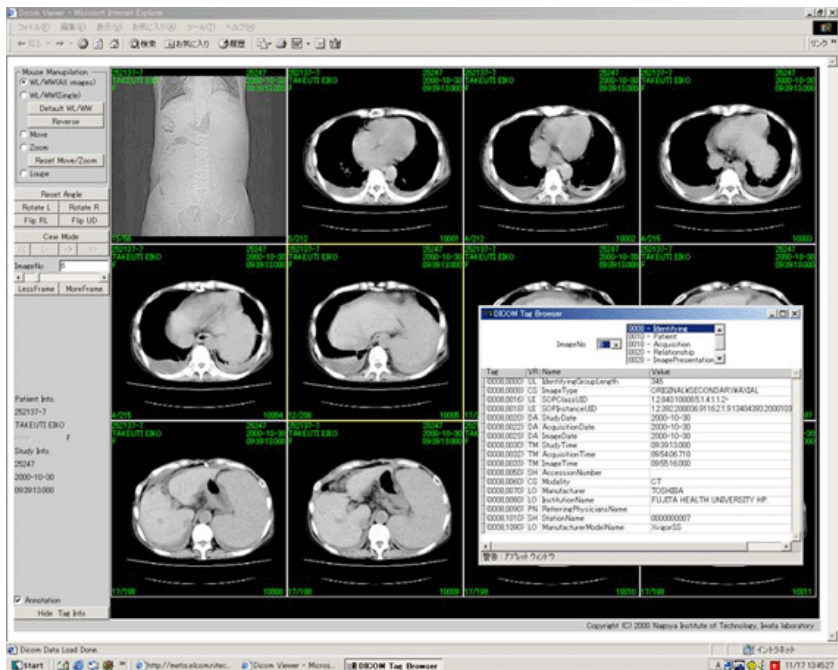


Рис. 5.23 – Приклад зображень, що зберігаються у DICOM-файлі

Окремий DICOM-об'єкт може містити тільки одне зображення, проте воно може мати безліч «кадрів», що дозволяє зберігати мультікадрові дані (рис. 5.23). Зображення у DICOM-файлі можуть бути стиснені з використанням одного із стандартних форматів (наприклад, JPEG або JPEG RLE). Для

стиснення всього набору даних, а не тільки зображення, часто використовується алгоритм компресії LZW (zip-архіви).

Стандарт DICOM регламентує багато різних служб (сервісів), більшість з яких забезпечують передачу даних по мережі або ж підтримують збереження даних в потрібному файлово-му форматі. Наприклад, служби сховища даних забезпечують пересилання зображень або інших даних (структурованих повідомлень) робочим станціям або службам PACS. Ця ж служба відповідає за резервне копіювання інформації на носіях, таких як CD або DVD-дисках. Служба запитів дозволяє знайти і відновити результати обстеження з сховища даних на робочому місці лікаря на підставі наявного списку пацієнтів. Служба друку відповідає за друк зображень на DICOM-принтері, зазвичай у вигляді рентгенограм. Існує також калібрувальний стандарт, що відповідає за послідовну і точну передачу зображень на різні пристрої виводу (дисплей, принтер і т.д.).

Частина II

Обробка біосигналів

# Розділ 6

## Сигнали та спектри

### 6.1 Параметри сигналів

*Сигнал* — це фізичний процес, що змінюється у відповідності із повідомленням, яке передається. В сучасних вимірювальних системах, як правило, використовуються сигнали електричної природи, тобто такі, у яких фізичною величиною, що несе інформацію, яка їх визначає, є електричний струм або напруга.

Сигнали завжди є функціями часу. Якщо сигнал представляє собою функцію  $s(t)$ , що приймає лише певні дискретні значення  $s_n$  (наприклад, 0 і 1), то його називають *дискретним* або, точніше, дискретним по станам. Так само і повідомлення, елементи яких приймають тільки деякі певні значення, називаються дискретними. Якщо сигнал (або елементи повідомлення) може приймати будь-які значення в певному інтервалі, то він називається *неперервним* по станам або *аналоговим*.

У більшості випадків сигнали задаються не на всій вісі часу, а лише у певні моменти  $t_n$ . Такі сигнали називають дискретними по часу, на відміну від неперервних по часу — заданих на всій вісі  $t$ . Наприклад, сигнал мовлення є повідомленням неперервним як по станам, так і по часу (рис. 6.1, а), а

сенсор температури, який видає її значення через кожну хвилину, служить джерелом повідомлень, які неперевні по станам, але дискретні по часу (рис. 6.1, б). Якщо сигнал одночасно є дискретним як по часу, так і по рівню, то його називають *цифровим* (рис. 6.1, в). Якщо сигнал наперед відомий з повною достовірністю, то він називається *детермінованим*.

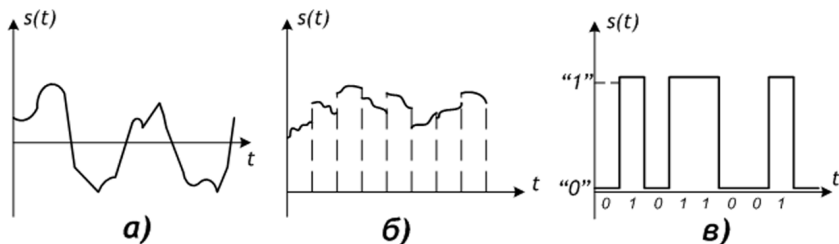


Рис. 6.1 – Приклади аналогового, дискретного по часу та цифрового сигналів

Основними параметрами електричних сигналів є амплітуда (розмах), частота (або спектр частот), фаза, динамічний діапазон, тривалість і параметри форми сигналів (скважність, час наростання і час спаду, тривалість плоскої частини). Розглянемо їх детальніше.

**Амплітуда і розмах.** Ці поняття ілюструє рис. 6.2. *Амплітуда* — це максимальне відхилення абсолютної величини сигналу від нуля (позн.  $A$  на рис. 6.2). *Розмах* — це різниця між максимальним та мінімальним значенням сигналу (позн.  $2A$  на рис. 6.2).

**Довжина хвилі та частота.** Існують два характерних параметри, які відрізняють хвильовий рух — довжина хвилі та частота. *Довжину хвилі* визначають як відстань між двома найближчими точками, які знаходяться в однаковому стані хвилі будь-якого типу (наприклад, акустичного або електромагнітного коливання). *Частотою* називають кількість

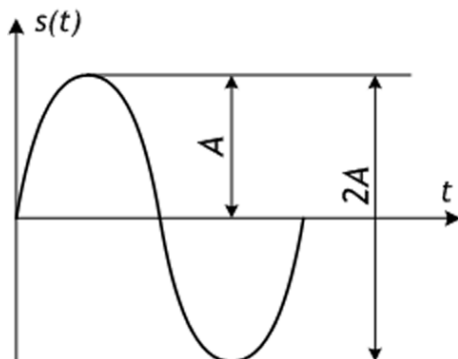


Рис. 6.2 – Амплітуда і розмах сигналу

повторюваних циклів хвилі за 1 секунду. На рис. 6.3 схематично показано поширення хвилі. Символом  $T$  позначений *період* коливання (при цьому горизонтальна вісь — це вісь часу), а символом  $\lambda$  — довжина хвилі (при цьому горизонтальна вісь — це вісь відстані). Період коливань пов'язаний з частотою простим співвідношенням:

$$f = \frac{1}{T}, \quad T = \frac{1}{f}.$$

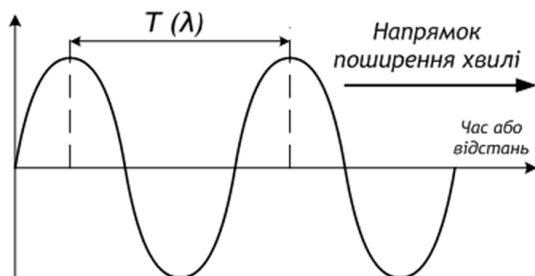


Рис. 6.3 – Період сигналу та довжина хвилі

Тип хвилі та її швидкість визначається середовищем, в якому вона рухається. Наприклад, швидкість звукової хвилі

у повітрі дорівнює 340 м/с, у воді — 1430 м/с, а швидкість електромагнітних хвиль набагато більша, ніж звукових, і дорівнює швидкості світла (приблизно  $3 \cdot 10^8$  м/с). Радіо- та світлові хвилі мають електромагнітну природу і для них зв'язок між частотою та довжиною хвилі визначається формулою:

$$\lambda = \frac{3 \cdot 10^8}{f}, \quad f = \frac{3 \cdot 10^8}{\lambda}.$$

**Скважність.** Ця характеристика прямокутного (імпульсного) сигналу визначається як відношення тривалості імпульсу до періоду сигналу (рис. 6.4):

$$q = \frac{\tau}{T} \cdot 100\%.$$

Скважність — величина безрозмірна, тому її часто виражають у відсотках.

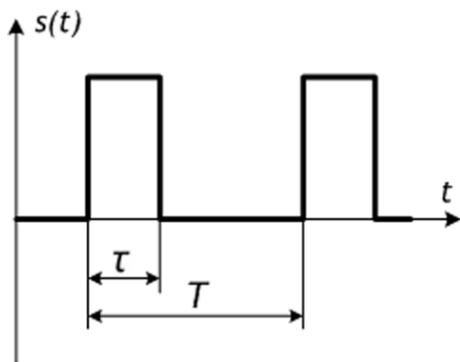


Рис. 6.4 – До визначення скважності сигналу

**Тривалості фронту і спаду.** Слід пам'ятати, що прямокутний сигнал, подібний до зображеного на рис. 6.4 є ідеалізацією, а на практиці перехід сигналу з низького рівня до високого і навпаки відбувається за деякий (достатньо малий, але все ж

ненульовий) час (див. рис. 6.5). Якщо мова йде про збільшення сигналу, то говорять про фронт, якщо зменшення — то про спад. На рисунку 6.5 за 1 позначений максимальний рівень сигналу (амплітуда імпульсу). Час, протягом якого величина сигналу зростає від 0,1 до 0,9 долі амплітуди, називається *тривалістю фронту*  $\tau_1$ , а час, протягом якого відбувається зменшення сигналу від 0,9 до 0,1 долі амплітуди — *тривалістю спаду*  $\tau_3$ . Відповідно за тривалість імпульсу приймається величина  $\tau_2$  — час, протягом якого сигнал залишається не меншим, ніж 0,9 долей амплітуди. Також іноді сигнал характеризують *швидкістю зростання*  $U_{\uparrow}$  та *швидкістю спадання*  $U_{\downarrow}$ :

$$U_{\uparrow} = \frac{0,8A}{\tau_1}, \quad U_{\downarrow} = \frac{0,8A}{\tau_3}.$$

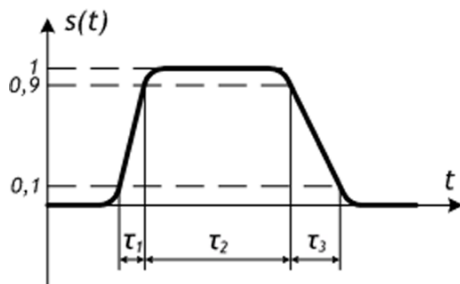


Рис. 6.5 – Фронт та спад сигналу

**Енергія сигналу та пов'язані з нею параметри.** Якщо електричний сигнал  $s(t)$  є періодичним з періодом  $T$ , то його *енергія* визначається виразом

$$E_s = \int_0^T s^2(t) dt. \quad (6.1)$$



*Середнє значення* сигналу визначається як

$$\overline{s(t)} = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) dt$$

і за своїм змістом співпадає з математичним сподіванням сигналу (особливо тоді, коли сигнал описує випадковий процес, тобто є не детермінованим, а стохастичним).

*Постійна складова*, або *зміщення* сигналу визначається як

$$\widetilde{s(t)} = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) dt, \quad (6.2)$$

а *змінна складова* —

$$s_{\sim}(t) = s(t) - \widetilde{s(t)}.$$

Постійна складова може бути як додатним, так і від'ємним числом. Якщо постійна складова сигналу не дорівнює нулю, то він ніби «зміщується» вгору (якщо  $\widetilde{s(t)} > 0$ ) або вниз (якщо  $\widetilde{s(t)} < 0$ ).

Змінна складова має свою *потужність*:

$$\overline{s_{\sim}^2(t)} = \frac{1}{T} \int_0^T s_{\sim}^2(t) dt. \quad (6.3)$$

Часто у виразах (6.1), (6.2) і (6.3) ставлять межі інтегрування від  $-\frac{T}{2}$  до  $+\frac{T}{2}$ . На кінцевий результат це не впливає, але у випадку, коли детермінований сигнал описується парною або непарною функцією, це може дещо спростити операцію інтегрування. У будь-якому випадку інтегрування сигналу повинно відбуватися за один період.

## 6.2 Визначення спектра сигналу

При вивченні складних сигналів довільної форми їх зручно представляти у вигляді деякої комбінації простих сигналів відомої форми. Такий прийом дуже широко використовується в електроніці, радіотехніці та обробці сигналів і полягає в тому, що початковий сигнал — довільна функція від часу — розкладається за різними системами детермінованих базисних функцій. Цей метод називається *узагальненим спектральним аналізом*.

В математиці доводиться, що довільна неперервна функція  $s(t)$ , для якої виконується умова обмеженості (скінченності енергії)

$$\int_{t_1}^{t_2} |s(t)|^2 dt < \infty$$

може бути абсолютно точно представлена у вигляді нескінченної суми ряду

$$s(t) = a_0\varphi_0(t) + a_1\varphi_1(t) + \dots + a_n\varphi_n(t) + \dots = \sum_{i=0}^{\infty} a_i\varphi_i(t), \quad (6.4)$$

де  $\varphi_i(t)$  — система ортогональних неперервних функцій,  $a_i$  — коефіцієнти ряду, які визначаються як

$$a_i = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} s(t)\varphi_i(t) dt. \quad (6.5)$$

Розкладення (6.4) називають *узагальненим рядом Фур'є*, а коефіцієнти (6.5) — *узагальненими коефіцієнтами Фур'є*.

Система дійсних функцій  $\varphi_0(t), \varphi_1(t), \varphi_2(t), \dots$  називається ортогональною на відрізку  $[t_1, t_2]$  якщо

$$\int_{t_1}^{t_2} \varphi_m(t)\varphi_n(t) dt = 0 \quad \text{при} \quad m \neq n.$$

При цьому додатковою умовою ортогональності є

$$\int_{t_1}^{t_2} (\varphi_k(t))^2 dt \neq 0 \quad \forall k,$$

тобто жодна з них на цьому інтервалі нулю не дорівнює.

Узагальнений ряд Фур'є володіє дуже цінною практичною властивістю:

При обмеженій кількості складових у сумі (6.4) він забезпечує найкращу апроксимацію даної функції  $s(t)$ .

Іншими словами, якщо нескінченна сума (6.4) дає можливість точно відновити довільну функцію  $s(t)$  за набором коефіцієнтів ряду Фур'є, то при обмеженні кількості членів ряду ніякий інший спосіб розкладення не може дати кращого наближення суми (6.4) до функції  $s(t)$ .

Однією з найбільш зручних систем ортогональних функцій, які можуть використовуватися при розкладенні довільних сигналів, є тригонометричні функції — синуси та косинуси:

$$\varphi_{ck} = \cos(\omega_k t), \quad \varphi_{sk} = \sin(\omega_k t),$$

де  $\omega_k = 2\pi f_k$  — кругова частота.

Вибір в якості базису розкладення саме гармонічних функцій обумовлений двома причинами:

1. гармонічне коливання є найпростішою функцією, яка не піддається подальшому розкладанню та визначена при всіх значеннях  $t$ ;
2. гармонічне коливання є єдиною функцією часу, яка не змінює своєї форми при проходженні через лінійні кола з постійними в часі параметрами (може змінюватися лише амплітуда і фаза коливання).

Якщо в якості базису розкладення вибрані тригонометричні функції, то говорять не про узагальнений ряд Фур'є, а просто — про розкладення сигналу в ряд Фур'є.

$$s(t) = \frac{c_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(k\omega t) + b_k \sin(k\omega t)), \quad (6.6)$$

де  $c_0$  — постійна складова сигналу,

$$c_0 = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) dt,$$

і коефіцієнти ряду  $a_k$  та  $b_k$  обчислюються за формулами:

$$a_k = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) \cos(k\omega t) dt, \quad b_k = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) \sin(k\omega t) dt. \quad (6.7)$$

Набір коефіцієнтів ряду Фур'є називається *спектром* сигналу. Розкладення функції у ряд Фур'є називають її гармонічним або *спектральним* аналізом, а складові цього ряду — *спектральними складовими* або *гармоніками*. Таким чином, спектр сигналу показує, скільки і яких за величиною гармонік міститься у даному сигналі.

Особливо слід відзначити ряди Фур'є для парних та непарних функцій. Якщо періодичний сигнал  $s(t)$  являє собою на одному періоді парну функцію, то її ряд Фур'є має вигляд

$$s(t) = \frac{c_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} a_k \cos(k\omega t), \quad (6.8)$$

де

$$c_0 = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) dt, \quad a_k = \frac{1}{T} \int_0^T s(t) \cos(kt) dt. \quad (6.9)$$

Якщо періодичний сигнал  $s(t)$  являє собою на одному періоді непарну функцію, то її ряд Фур'є має вигляд

$$s(t) = \sum_{k=1}^{\infty} b_k \sin(k\omega t), \quad (6.10)$$

де

$$b_k = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} s(t) \sin(kt) dt. \quad (6.11)$$

### 6.2.1 Приклад 1: спектр меандра

Розглянемо класичний приклад розкладення в ряд Фур'є періодичної послідовності прямокутних імпульсів виду, як на рис. 6.6 — так званого *меандра*.

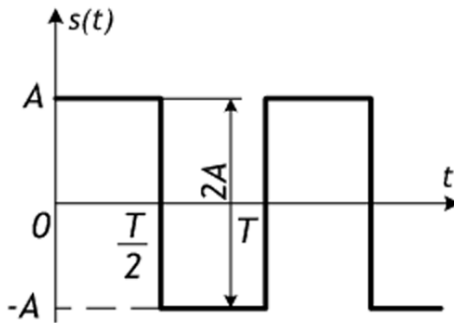


Рис. 6.6 – Меандр

Знайдемо для цього сигналу коефіцієнти ряду Фур'є. Меандр можна задати аналітичним виразом

$$s(t) = \begin{cases} A, & \text{якщо } t < \frac{T}{2}; \\ -A, & \text{якщо } \frac{T}{2} < t < T. \end{cases}$$

Для простоти припустимо, що  $A = 1$ ,  $T = 2\pi$ . Тоді

$$s(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t < \pi; \\ -1, & \text{якщо } \pi < t < 2\pi. \end{cases}$$

Якщо такий сигнал розкласти у ряд Фур'є, то, внаслідок того, що він є непарною функцією, в ньому будуть присутні лише синусні (непарні) складові, і згідно (6.10) відповідний ряд Фур'є буде мати наступний вигляд:

$$s(t) = b_1 \sin(\omega t) + b_2 \sin(2\omega t) + b_3 \sin(3\omega t) + b_4 \sin(4\omega t) + \dots,$$

а його коефіцієнти будуть визначатися за формулою (6.11):

$$b_k = \frac{2}{\pi} \int_0^{\pi} \sin(kt) dt = -\frac{2}{\pi k} \cos(kt) \Big|_0^{\pi} = -\frac{2}{\pi k} ((-1)^k - 1).$$

Тоді відповідні коефіцієнти ряду будуть такі:

$$b_1 = -\frac{2}{\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{\pi},$$

$$b_2 = -\frac{2}{\pi}(1 - 1) = 0,$$

$$b_3 = -\frac{2}{3\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{3\pi},$$

$$b_4 = 0,$$

$$b_5 = -\frac{2}{5\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{5\pi},$$

і т.д. Коефіцієнти з парними індексами дорівнюють нулю внаслідок того, що  $-1$  у парному степені дорівнює  $1$ . Таким чином, якщо винести за дужки спільний множник  $\frac{4}{\pi}$ , отримаємо

$$s(t) = \frac{4}{\pi} \left( \frac{\sin(t)}{1} + \frac{\sin(3t)}{3} + \frac{\sin(5t)}{5} + \frac{\sin(7t)}{7} + \dots \right).$$

Фур'є-спектр меандра (значення частот і амплітуд складових гармонік) буде мати вигляд як на рис. 6.7, а процес додавання сигналу з окремих гармонік ілюструє рисунок 6.8.

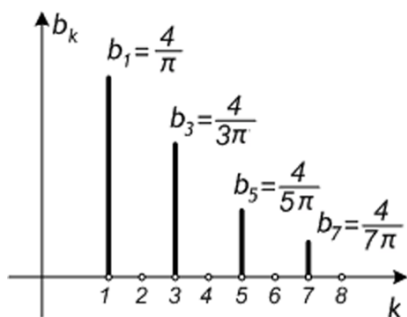


Рис. 6.7 – Спектр меандра (перші 7 гармонік)

Наведений приклад розкладення функції у ряд Фур'є відноситься до періодичних сигналів з періодом  $T$ . В цьому випадку

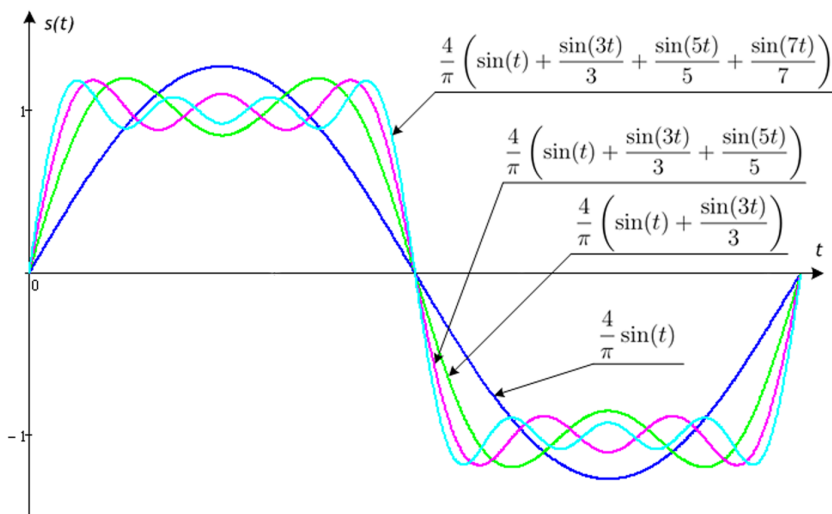


Рис. 6.8 – Утворення меандра шляхом додавання гармонік

спектр має дискретний або лінійчастий характер з періодом (дискретністю)  $\frac{1}{T}$ .

## 6.2.2 Властивості перетворення Фур'є

Для більш складних сигналів, ніж меандр, на практиці замість ряду Фур'є використовують *перетворення Фур'є*, яке по суті є тим же рядом, але записується більш компактно:

$$s(t) \xrightarrow{\mathcal{F}} \widehat{S}(\omega) \quad \text{або} \quad \widehat{S}(\omega) = \mathcal{F}[s(t)].$$

Прямим перетворенням Фур'є називається вираз

$$\widehat{S}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t)e^{-2\pi it\omega} dt,$$

а оберненим перетворенням Фур'є — вираз

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \widehat{S}(\omega)e^{2\pi it\omega} d\omega.$$

В останніх виразах  $t$  — час,  $\omega$  — колова частота,  $i = \sqrt{-1}$  — уявна одиниця, а  $\widehat{S}(\omega)$  — спектр сигналу. У загальному випадку перетворення Фур'є робиться над функцією *комплексної* змінної, запис  $e^{ix}$  означає комплексне число виду

$$e^{ix} = \cos(x) + i \sin(x).$$

Перетворення Фур'є має наступні властивості, які широко використовуються на практиці:

1. *Лінійність*: якщо взяти будь-яку лінійну комбінацію функцій, то її перетворення Фур'є буде такою ж лінійною комбінацією від Фур'є-образів цих функцій:

$$\mathcal{F}[\alpha s(t) + \beta q(t)] = \alpha \widehat{S}(\omega) + \beta \widehat{Q}(\omega).$$



Ця властивість дозволяє зводити складні функції та їх Фур'є-образи до простіших.

2. Незалежність амплітудного спектру від зсуву сигналу в часі — якщо ми посунемо функцію ліворуч або праворуч по вісі  $t$ , то поміняється лише її фазовий спектр, амплітудний не зміниться. Математично це записується так:

$$\mathcal{F} [s(t - \tau)] = e^{2\pi i \tau \omega} \widehat{S}(\omega).$$

3. Розтягування або стиснення початкової функції по осі часу ( $t$ ) пропорційно стискає або розтягує її Фур'є-образ за шкалою частот ( $\omega$ ). Зокрема, спектр сигналу кінцевої тривалості завжди нескінченно широкий і навпаки, спектр кінцевої ширини завжди відповідає сигналу необмеженої тривалості.

$$\mathcal{F} [s(at)] = \frac{1}{|a|} \widehat{S}\left(\frac{\omega}{a}\right).$$

4. Симетрія: у Фур'є-образі функції дійсної змінної (тобто будь-якого реального сигналу) амплітудний спектр завжди є парною функцією, а фазовий спектр (якщо його привести до діапазону  $-\pi \dots \pi$ ) — непарною. Саме з цієї причини на графіках спектрів практично ніколи не малюють від'ємну частину спектру — для дійснозначних сигналів вона не дає ніякої нової інформації (але нульовою при цьому не є):

$$\mathcal{F} [\overline{s(at)}] = \overline{\widehat{S}(-\omega)}.$$

5. Перетворення Фур'є зберігає енергію сигналу. Воно має сенс тільки для сигналів кінцевої тривалості, енергія яких кінцева. Це означає, що спектр подібних сигналів на нескінченності швидко наближається до нуля. Саме через цю властивість на графіках спектрів, як правило, зображують тільки “основну” частину сигналу, тобто ту, що

переносить більшу частку енергії, а решта частини графіка просто прямує до нуля (але, знову ж таки, нулем не є).

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\widehat{S}(\omega)|^2 d\omega = \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt.$$

### 6.2.3 Приклад 2: усунення на ЕЕГ-сигналі артефактів від ЕКГ

Хорошим прикладом використання спектрів може бути усунення з ЕЕГ-сигналу артефактів від ЕКГ [21]. На рис. 6.9 зверху показаний ЕЕГ сигнал, а знизу — синхронний з ним ЕКГ-сигнал тієї ж людини. Оскільки рівень ЕКГ-сигналу майже на порядок вищий, на ЕЕГ-сигналі чітко проступають артефакти від QRS-комплексу (позначені стрілками). Як з ЕЕГ-сигналу прибрати ці артефакти?

Відповідь на це питання може дати спектральна обробка обох сигналів. Алгоритм вирішення цієї задачі наступний:

1. Отримати спектри обох сигналів (тобто застосувати до обох сигналів пряме перетворення Фур'є).
2. Від спектра ЕЕГ-сигналу відняти спектр ЕКГ-сигналу.
3. Відновити отриманий ЕЕГ-сигнал (тобто застосувати до результату обернене перетворення Фур'є). Отриманий сигнал буде позбавлений артефактів.

Перелічені дії ілюструє рис. 6.10, на якому показані спектри сигналів спектри ЕЕГ- та ЕКГ-сигналів з рис. 6.9 та їх різниця.

Відновлені сигнали показані на рис. 6.11. Добре видно різниця між другим (нефільтрованим, з артефактами) та третім (відфільтрованим, без артефактів) сигналами.

Важливо відзначити, що задача, проілюстрована в даному прикладі, вирішується за допомогою *дискретного* перетворення Фур'є, яке буде розглянуте в наступному розділі. Це є причи-

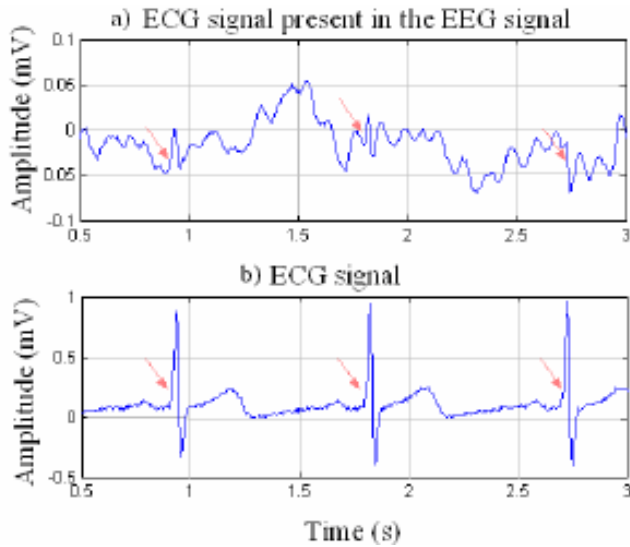


Рис. 6.9 – EEG-сигнал з артефактами від ЕКГ

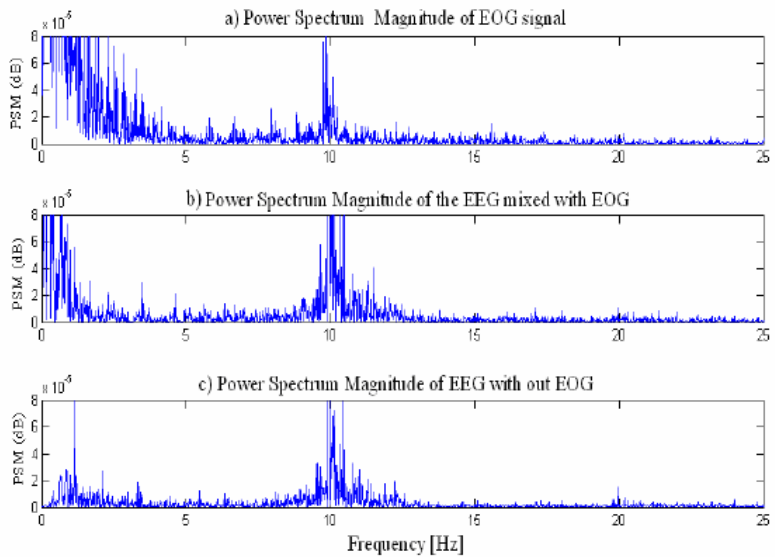


Рис. 6.10 – Спектри EEG- та ЕКГ-сигналів та їх різниця

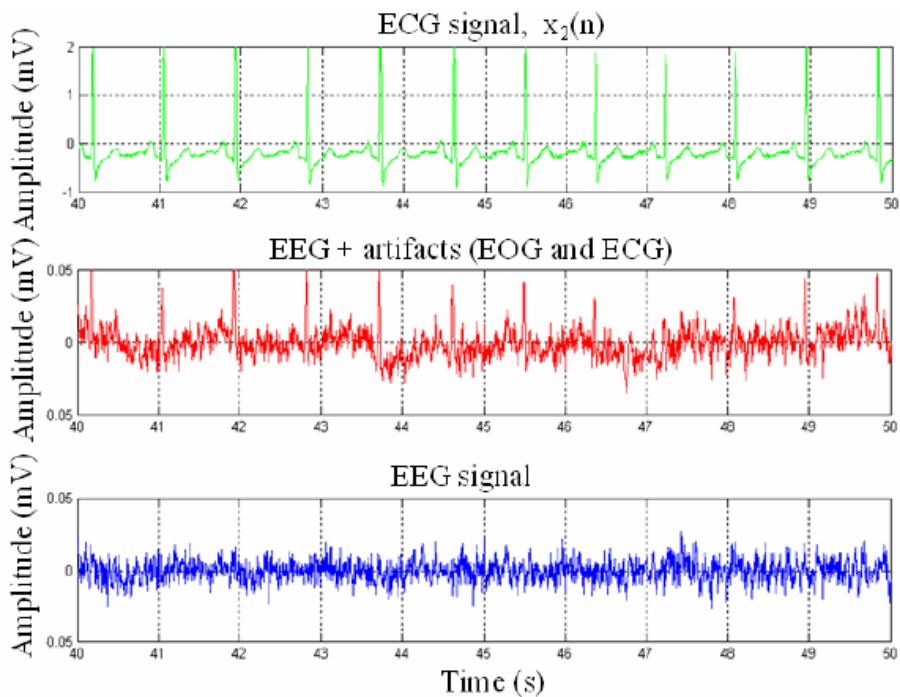


Рис. 6.11 – Відновлені зі спектрів EEG- та EKG-сигнали

ною того, що для реальний сигнал (а особливо стохастичний біосигнал) дуже важко записати у вигляді функції  $s(t)$ , щоб потім від неї знайти Фур'є-образ. Тому такі задачі вирішуються за допомогою *дискретизації* аналогового сигналу, тобто представлення його у цифровій формі (у вигляді масиву чисел). До цього масиву застосовується дискретне перетворення Фур'є, в результаті якого отримується Фур'є-образ (спектр) теж у вигляді масиву чисел. Всі подальші операції відбуваються з такими масивами. Оберенене перетворення Фур'є також існує в дискретному вигляді, і в результаті його отримується масив чисел, який, будучи пропущений через цифро-аналоговий перетворювач, може бути відтворений як аналоговий сигнал.

Обробка сигналів спектральними методами називається обробкою в *частотній області* і є важливою частиною цифрової обробки сигналів.

## Розділ 7

# Перетворення аналогових сигналів на цифрові

У першій половині ХХ століття при реєстрації і обробці інформації використовувалися вимірювальні прилади і пристрої аналогового типу, що працюють в реальному масштабі часу. Ситуація змінилася з розповсюдженням мікропроцесорної техніки та ЕОМ. Цифрова реєстрація і обробка інформації виявилася досконалішою і точнішою, більш універсальною, багатофункціональною та гнучкою. Потужність і простота цифрової обробки сигналів настільки переважають над аналоговою, що перетворення аналогових за природою сигналів в цифрову форму давно стало виробничим стандартом.

### 7.1 Квантування аналогових сигналів

Під *дискретизацією* сигналів розуміють перетворення функцій безперервних змінних у функції дискретних змінних, по яких початкові безперервні функції можуть бути відновлені із заданою точністю. Роль дискретних відліків виконують, як правило, квантовані значення функцій в дискретній шкалі ко-

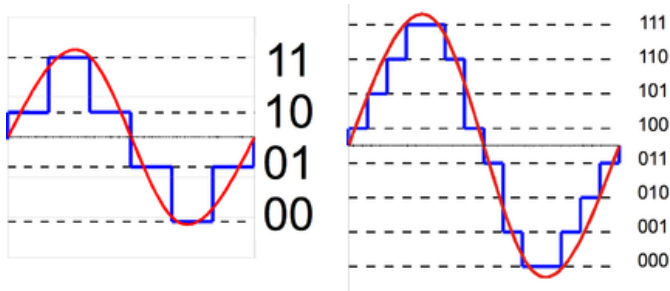


Рис. 7.1 – Квантування одного і того ж сигналу різною розрядністю. Ліворуч — 2 біти, праворуч — 3 біти

ординат. Під **квантуванням** розуміють перетворення безперервної по значеннях величини у величину з дискретною шкалою значень з кінцевої множини дозволених, які називають *рівнями квантування*. Суть квантування полягає в заміні незліченної множини можливих значень функції, в загальному випадку випадкових, зліченною множиною цифрових відліків. При цьому виконується округлення миттєвих значень вхідної функції  $s(t_i)$  в моменти часу  $t_i$  до найближчих значень

$$q_i(t_i) = \Delta s \left[ \frac{s(t_i)}{\Delta s} + \frac{1}{2} \right],$$

де  $\Delta s$  — крок квантування шкали цифрових відліків, а квадратні дужки  $[ \dots ]$  означають цілу частину виразу в них.

Квантування з постійним кроком  $\Delta s$  називається рівномірним.

Якщо рівні квантування нумеровані, то результатом перетворення є число, яке може бути виражене в будь-якій числовій системі. Округлення з певною розрядністю миттєвих значень безперервної аналогової величини з рівномірним кроком по аргументу є простим випадком дискретизації і квантування сигналів при їх перетворенні в цифрові сигнали (рис. 7.1).

Для більшості завдань обробки даних зазвичай потрібно значно менше інформації, чим її поступає від вимірювальних перетворювачів у вигляді безперервного аналогового сигналу. При статистичних флуктуаціях вимірюваних величин та обмежній похибці засобів вимірювань інформація про величину сигналу завжди обмежена. Рациональне виконання дискретизації та квантування початкових даних дає можливість зменшити витрати на зберігання та обробку інформації. Використання цифрових сигналів дозволяє застосовувати методи кодування інформації з можливістю подальшого виявлення і виправлення помилок при передачі, а також цифрова форма сигналів полегшує уніфікацію операцій перетворення інформації на всіх етапах її обробки.

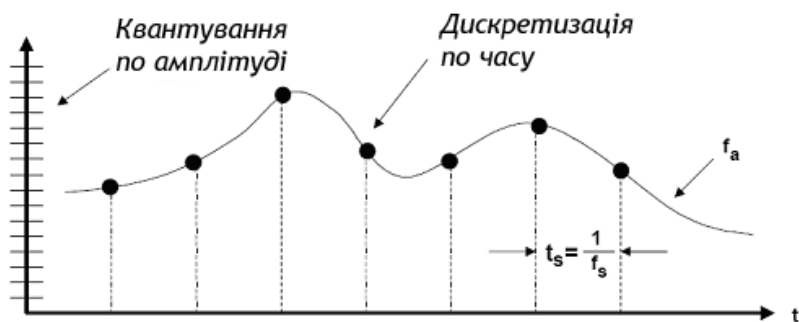


Рис. 7.2 – Дискретизація аналогового сигналу по часу та квантування його по амплітуді

Сутність дискретизації аналогових сигналів полягає в тому, що безперервність в часі аналогової функції  $s(t)$  замінюється послідовністю коротких імпульсів, амплітудні значення яких  $c_n$  визначаються за допомогою вагових функцій, або безпосередньо вибірками (відліками) миттєвих значень сигналу  $s(t)$  в моменти часу  $t_n$  (рис. 7.2). Представлення сигналу  $s(t)$  на інтервалі  $T$



сукупністю дискретних значень  $c_n$  записується у вигляді:

$$(c_1, c_2, \dots, c_n) = \mathbb{A} [s(t)],$$

де  $\mathbb{A}$  — оператор дискретизації. Операція відновлення сигналу  $s(t)$  записується у вигляді:

$$s'(t) = \mathbb{B} [(c_1, c_2, \dots, c_n)].$$

Вибір операторів  $\mathbb{A}$  і  $\mathbb{B}$  визначається необхідною точністю відновлення сигналу. Найбільш простими є лінійні оператори. У загальному випадку:

$$c_n = \int q_n(t) s(t) dt, \quad (7.1)$$

де  $q_n(t)$  — система вагових функцій.

Вибірка безперервних аналогових даних повинна здійснюватися через інтервал дискретизації  $t_s = \frac{1}{f_s}$ , який необхідно ретельно вибирати для точного представлення первинного аналогового сигналу. Чим більше число відліків (вищі частоти дискретизації), тим більш точним буде представлення сигналу в цифровому вигляді, тоді як у разі малого числа відліків (низькі частоти дискретизації) може бути досягнуте критичне значення частоти дискретизації, при якому втрачається інформація про сигнал.

Відліки у виразі (7.1) пов'язані з операцією інтеграції, що забезпечує високу завадостійкість дискретизації. Проте через складність технічної реалізації "зваженої" інтеграції, вона використовується достатньо рідко, при високих рівнях завад. Ширшого поширення набули методи, при яких сигнал  $s(t)$  замінюється сукупністю його миттєвих значень  $s(t_n)$  в моменти часу  $t_n$ . Роль вагових функцій в цьому випадку виконують так звані ґратчасті) функції. Відрізок часу  $\Delta t$  між сусідніми відліками називають кроком дискретизації. Дискретизація називається

рівномірною з частотою  $f_d = \frac{1}{\Delta t}$ , якщо значення  $\Delta t$  залишається сталим по всьому діапазону перетворення сигналу. При нерівномірній дискретизації значення  $\Delta t$  між вибірками може змінюватися за певною програмою або залежно від зміни яких-небудь параметрів сигналу. У подальшому буде розглядатися лише рівномірна дискретизація.

## 7.2 Спектр дискретизованого сигналу. Теорема Котельникова–Найквіста

Явища, що виникають при дискретизації, зручно розглядати шляхом аналізу зміни спектру в процесі дискретизації і подальшої обробки сигналів.

Головна вимога до частоти дискретизації визначається так званою *теоремою відліків*, або *теоремою Віттакера–Найквіста–Котельникова–Шеннона* (частіше її називають просто теоремою Котельникова–Найквіста), яка свідчить, що якщо безперервний сигнал  $s(t)$  має спектр, обмежений частотою  $f_{max}$ , то він може бути однозначно і без втрат відновлений за своїми дискретними відліками, узятими з частотою  $f_d = 2 \cdot f_{max}$ , або, по-іншому, за відліками, узятими з періодом

$$T_d = \frac{1}{2 \cdot f_{max}}.$$

Теорему відліків можна сформулювати зворотним чином:

Для того, щоб відновити сигнал за його відліками без втрат, необхідно, щоб частота дискретизації була хоча б у два рази більша за максимальну частоту первинного неперервного сигналу:

$$f_d \geq 2 \cdot f_{max}.$$

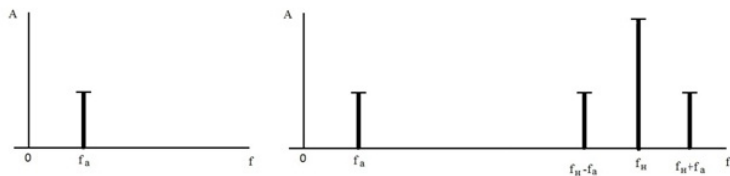


Рис. 7.3 – Спектр синусоїдального сигналу (ліворуч) та спектр його дискретизованого образу (праворуч)

Теорема відліків розглядає ідеальний випадок, коли сигнал почався нескінченно давно й ніколи не закінчиться, а також не має в часовій характеристиці точок розриву. Саме це має на увазі поняття «спектр, обмежений частотою  $f_{max}$ ».

Реальні сигнали скінченні у часі і, звичайно, мають у часовій характеристиці розриви, відповідно їх спектр нескінченний. У такому випадку повне відновлення сигналу неможливе і з теореми відліків випливають 2 наслідки:

- Будь-який аналоговий сигнал може бути відновлений з якою завгодно точністю за своїми дискретними відліками, узятими із частотою  $f_d > 2f_{max}$ , де  $f_{max}$  — максимальна частота, якою обмежений спектр реального сигналу.
- Якщо максимальна частота в сигналі перевищує половину частоти переривання, то способу відновити сигнал з дискретного в аналоговий без спотворення не існує.

Для простоти як початковий аналоговий сигнал  $s(t)$  можна розглядати гармонійне коливання з частотою  $f_a$ . Спектр такого коливання зображений на рис. 7.3 і має вид одиночної вертикальної лінії на частоті  $f_a$ . Відомо, що спектр гармонійного високочастотного коливання з частотою  $f_s$  при гармонійній амплітудній модуляції набуває дві додаткові бічні складові (рис. 7.3, праворуч).

Після дискретизації вхідного гармонійного коливання  $s(t)$  з частотою  $f_s > 2f_a$  отримуємо послідовність нескінченно корот-

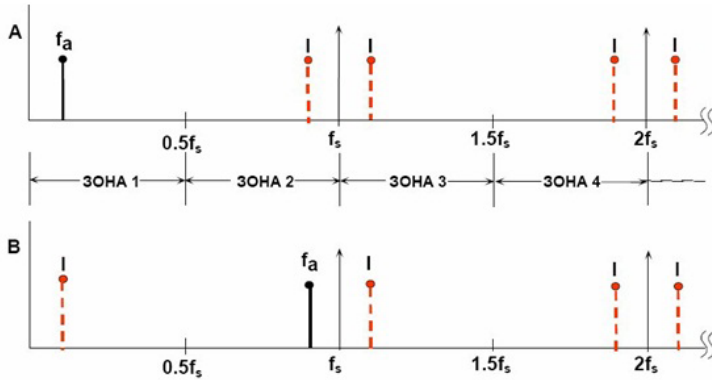


Рис. 7.4 – Спектр дискретизованого синусоїдального сигналу

ких імпульсів (у ідеалі) з амплітудою змінних по синусоїдальному закону з нульовою постійною складовою. Спектр такої послідовності представлений на рис. 7.4.

Ділянки спектра з кроком  $0,5f_s$  називають зонами Найквіста. Перша частотна зона Найквіста визначається як смуга спектру від 0 до  $f_s/2$ . Частотний спектр розділений на нескінченне число зон Найквіста, кожна по  $0,5f_s$ .

## 7.3 Аналого-цифрові перетворювачі

*Аналого-цифрові перетворювачі* (АЦП) призначені для перетворення аналогового сигналу (зазвичай напруги) в цифрову форму (послідовність цифрових значень напруги, виміряних з рівними проміжками часу). Одним з найважливіших параметрів АЦП є розрядність його вихідних даних. Саме цей параметр забезпечує відношення сигнал/шум перетворення і зрештою динамічний діапазон цифрового сигналу. Розрядність АЦП прагнуть збільшувати для збільшення відношення сигнал/шум. Відношення сигнал/шум АЦП у дБ можна визначити по фор-

мулі:

$$SN = n \cdot 6 + 3, 5,$$

де  $n$  — кількість двійкових розрядів на виході АЦП.

Не менш важливим параметром АЦП є час отримання на його виході наступного відліку цифрового сигналу. Отримати одночасно високу швидкість перетворення і велику розрядність є дуже складним завданням, для вирішення якої було розроблено велику кількість видів АЦП. Коротко оозглянемо їх основні характеристики та області застосування.

Найбільш швидкісним видом АЦП є *паралельні*. У цих видах АЦП великі потоки даних передаються в паралельному вигляді. Це приводить до того, що паралельні АЦП мають велику кількість зовнішніх виводів і в результаті габарити мікросхем паралельних АЦП достатньо великі. Ще однією особливістю паралельних АЦП є значний струм споживання. Перераховані недоліки даного виду АЦП є платою за високу швидкість перетворення аналогового сигналу в цифрову форму його представлення. Швидкість перетворення в паралельних АЦП досягає 500 мільйонів відліків в секунду (500 MSPS). По теоремі Котельникова максимальна частота вхідного сигналу може досягати 250 МГц. Як приклад можна назвати мікросхему AD6641-500 фірми Analog Devices або мікросхему ISLA214P50 фірми Intersil.

Для досягнення ще вищих швидкостей перетворення використовують паралельне з'єднання декількох паралельних АЦП, що працюють по черзі. При цьому для того, щоб забезпечити передачу даних до мікросхеми, яка їх обробляє, доводиться використовувати декілька паралельних шин (по одній на кожен АЦП). Як приклад подібного виду аналого-цифрових перетворювачів можна назвати мікросхему АЦП MAX109 фірми Maxim Integrated, що забезпечує швидкість перетворення до 2,2 GSPS.

Трохи більш економічним видом АЦП є *послідовно-паралельні* АЦП. У цих видах АЦП в процесі аналого-цифрового

перетворення беруть участь і цифро-аналогові перетворювачі. Висока швидкість подачі на вихід відліків аналогового сигналу реалізується за рахунок конвеєрної обробки. В результаті для послідовно-паралельних АЦП швидкість перетворення і швидкість видачі на вихід чергового цифрового відліку не співпадають. Як приклад можна назвати мікросхеми AD6645 і AD9430 фірми Analog Devices.

Найпоширенішим видом АЦП в даний час є АЦП *послідовного наближення*. Не дивлячись на те, що в даних видах аналого-цифрових перетворювачів неможлива конвеєрна обробка даних, а значить час перетворення і період видачі даних на виході АЦП співпадають, даний вид АЦП володіє достатньою швидкодією для роботи в широкому діапазоні задач.

## 7.4 Дискретне перетворення Фур'є

*Дискретне перетворення Фур'є* (ДПФ) береться від оцифрованого сигналу та являє собою сукупність чисел (вибірку), які є коефіцієнтами ряду Фур'є. В загальному випадку ці числа — комплексні. З початкової вибірки  $\{x_0, x_1, x_2, \dots, x_{N-1}\}$  шляхом використання формули для ДПФ отримується вибірка  $\{X_0, X_1, X_2, \dots, X_{N-1}\}$ , де  $N$  — розмір початкової вибірки, або загальна кількість відліків дискретизації.

Коефіцієнти ряду Фур'є при ДПФ визначаються як

$$\begin{aligned}
 X_k &= \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-i2\pi kn} = \\
 &= \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot [\cos(2\pi kn/N) - i \sin(2\pi kn/N)],
 \end{aligned}
 \tag{7.2}$$

Розглянемо короткий приклад застосування ДПФ. Нехай

$$N = 4 \text{ і маємо такі відліки: } \mathbf{x} = \begin{pmatrix} x_0 \\ x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 - i \\ -i \\ -1 + 2i \end{pmatrix} \text{ Покажемо,}$$

як обчислюється ДПФ у цьому випадку. Згідно формули (7.2) отримаємо:

$$\begin{aligned} X_0 &= e^{-i2\pi 0 \cdot 0/4} \cdot 1 + e^{-i2\pi 0 \cdot 1/4} \cdot (2 - i) + \\ &+ e^{-i2\pi 0 \cdot 2/4} \cdot (-i) + e^{-i2\pi 0 \cdot 3/4} \cdot (-1 + 2i) = 2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_1 &= e^{-i2\pi 1 \cdot 0/4} \cdot 1 + e^{-i2\pi 1 \cdot 1/4} \cdot (2 - i) + \\ &+ e^{-i2\pi 1 \cdot 2/4} \cdot (-i) + e^{-i2\pi 1 \cdot 3/4} \cdot (-1 + 2i) = -2 - 2i \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_2 &= e^{-i2\pi 2 \cdot 0/4} \cdot 1 + e^{-i2\pi 2 \cdot 1/4} \cdot (2 - i) + \\ &+ e^{-i2\pi 2 \cdot 2/4} \cdot (-i) + e^{-i2\pi 2 \cdot 3/4} \cdot (-1 + 2i) = -2i \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_3 &= e^{-i2\pi 3 \cdot 0/4} \cdot 1 + e^{-i2\pi 3 \cdot 1/4} \cdot (2 - i) + \\ &+ e^{-i2\pi 3 \cdot 2/4} \cdot (-i) + e^{-i2\pi 3 \cdot 3/4} \cdot (-1 + 2i) = 4 + 4i \end{aligned}$$

Таким чином, отримані наступні коефіцієнти ряду Фур'є.

$$\mathbf{X} = \begin{pmatrix} X_0 \\ X_1 \\ X_2 \\ X_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2 \\ -2 - 2i \\ -2i \\ 4 + 4i \end{pmatrix}$$

## Розділ 8

# Обробка біосигналів у часовій області

Базовою ідеєю обробки біосигналів у часовій області є знаходження в їх формі характерних ділянок з послідовним вимірюванням їх тривалостей та амплітуд. Такі характерні ділянки містять цінну діагностичну інформацію. Задача визначення інформаційно-цінних ознак біосигналів відноситься до загального класу задач розпізнавання образів і базується на методах математичної логіки, евристики, статистичного аналізу або комбінаціях різних методів.

У переважній більшості отримані біосигнали містять багато більше інформації, ніж фактично потрібно для ефективної діагностики стану пацієнта. Це називають надмірністю інформації. Наприклад, щоб діагностувати блокаду лівої ніжки передсердно-шлуночкового пучка за даними ЕКГ, лікар потребує тільки від одного до трьох комплексів ЕКГ із сукупності багатьох звичайно записаних. Але щоб діагностувати певні види серцевих аритмій, іноді потрібні декілька годин реєстрації ЕКГ (наприклад, при холтеровському моніторингу). Таким чином, важливим питанням подальшої обробки біосигналу є



скорочення кількості даних таким чином, щоб стало можливим обчислити діагностично найістотніші параметри.

## 8.1 Аналіз ЕКГ у часовій області

Аналіз ЕКГ у лікарській практиці провадиться майже виключно у часовій області. Передумовою для цього є (з технічного боку) досконалість сигналів ЕКГ (тобто їх достатній динамічний діапазон та мінімум артефактів). Звичайно розрізняють три взаємно пов'язані задачі:

1. Розпізнавання деяких первинних характеристичних складових ЕКГ. В обраному сегменті ЕКГ його елементи ділять на ті, які належать до ізолінії та на ті, що репрезентують хвилі, комплекси та інші графоелементи, які мають (або припускається, що мають) відповідне діагностичне значення.
2. Квантифікація графоелементів. Обчислюють (або оцінюють візуально) кривизну ліній, інтервали хвиль та комплексів, вимірюються їх амплітуди, тощо. Важливим є вимірювання окремих кардіоінтервалів. У найпростішому випадку на одному періоді ЕКГ встановлюють відому кількість характеристичних точок (на рис. 8.1 наведено 24 характеристичних точки). Точки обирають так, щоб вони визначали координати, з яких можна обчислити тривалості інтервалів та амплітуди графоелементів із заданого сегмента ЕКГ.
3. На базі відповідним чином встановлених ознак проводять класифікацію до відповідних діагностичних класів. При класифікації алгоритми послідовно розгалужуються і тим моделюють логічні міркування лікаря. Ясно, що прийняття рішення за допомогою ЕОМ (при цьому вживають більш, ніж 400 параметрів) дозволяє суттєво більш детально і швидко класифікувати пацієнта, ніж при візуальній

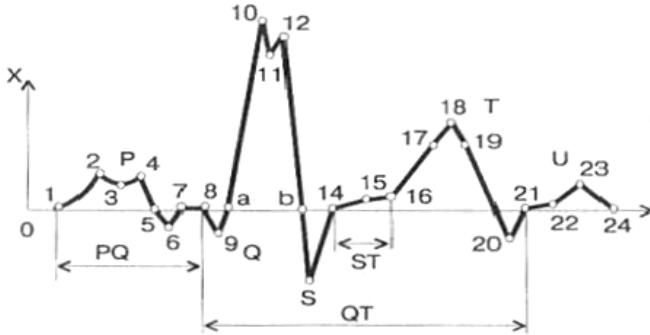


Рис. 8.1 – Характеристичні точки на ЕКГ

оцінці ЕКГ навіть кваліфікованим лікарем. Створення алгоритму класифікації потребує тісного співробітництва з лікарем (включаючи також і оцінку одержаних результатів). Це вірно і для автоматичного розпізнавання та класифікації усіх інших біосигналів.

Для автоматичного аналізу ЕКГ звичайно вживають 12 стандартних відведень (три Ейнтховсові, Гольдбергові  $aVF$ ,  $aVR$ ,  $aVL$  та шість грудних  $V_1 - V_6$ ). Амплітуду поодиноких графоелементів встановлюють з похибкою, не більшою  $\pm 5\%$ . Похибка визначення інтервалів часу не повинна перевищувати  $10\%$ .

Для аналізу QRS-комплексу та хвиль P і T у деяких установах також обчислюють відповідні площі над та під ізолініями (рис. 8.2) та визначають швидкість зміни напруги у районі QRS-комплексу  $S_{SR}$  та в області хвилі T  $S_T$ .  $S_{SR}$  обчислюють як відношення амплітуди QRS-комплексу до тривалості міжпікового значення напруги. Швидкість зміни T-хвилі звичайно обчислюють як відношення амплітуди хвилі до часу половини її тривалості. Для діагностики шерегу кардіозахворювань велике значення має крутизна ST-сегмента (на рис. 8.1 вона визначена

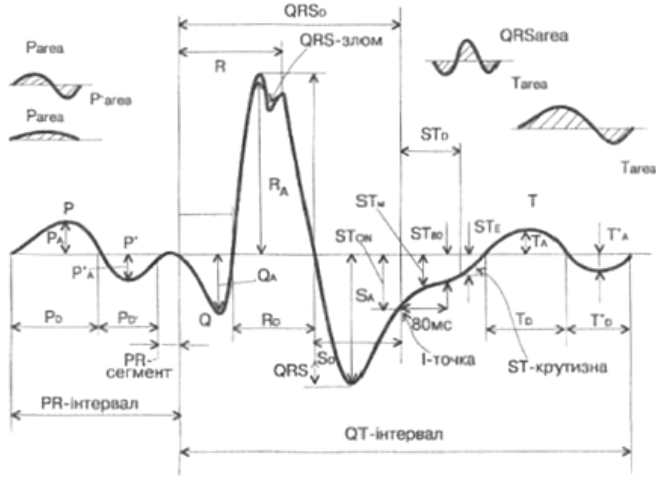


Рис. 8.2 – Характеристичні інтервали та амплітуди на ЕКГ

кутом, який утворює відрізок між характеристичними точками 14 - 16 та віссю часу).

Щоб легше виділяти окремі складові сигналу (наприклад, хвилі) в кардіології використовують при обробці триканальної ЕКГ множник граничної форми ( $k$ ):

$$M(k) = C_1 \sum_{i=1}^3 x'_i(k) + C_2 \sum_{i=1}^3 x''_i(k),$$

де  $k$  – номер елемента шерегу даних;  $x'(k) = (k + 1) - (k - 1)$  – перша похідна за часом;  $x''(k) = (k + 2) - 2(k) + (k - 2)$  – друга похідна за часом;  $C_1, C_2$  – константи.

**Встановлення екстремумів ЕКГ.** Для II відведення, якщо ЕКГ в нормі, вірно:  $\text{sign } P \neq \text{sign } Q$ ;  $\text{sign } Q \neq \text{sign } R$ ;  $\text{sign } R \neq \text{sign } S$ ;  $\text{sign } S \neq \text{sign } T$ .

Спрощений підхід:

1. Програмно в першу чергу знаходять найбільше значення ЕКГ-сигналу на усьому періоді або на даному сегменті.

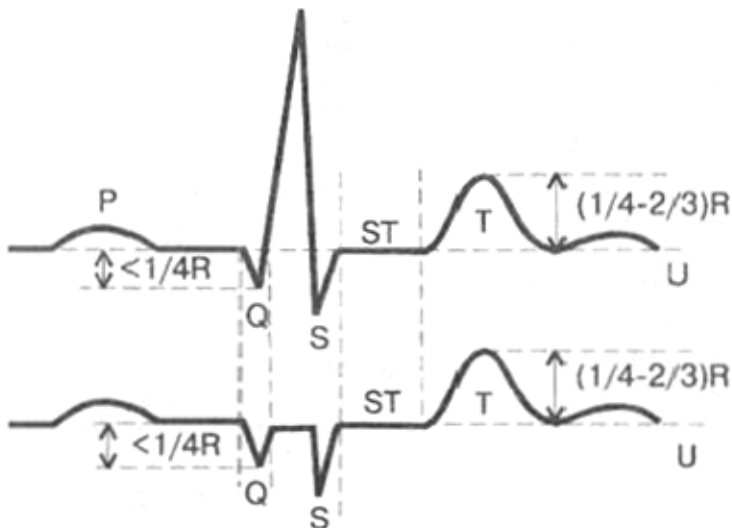


Рис. 8.3 – Початковий та проміжний сигнали ЕКГ

2. Далі усі значення сигналу навколо максимуму вважають нульовими, якщо вони не мають зворотного знаку. Результатом є одержання допоміжного сигналу (в нижній частині рис.3.18);
3. Підхід повторюють не менше 5 разів
4. Цим обчислюють часові моменти окремих екстремумів сигналу. Якщо вживали рівномірну дискретизацію, тоді для відомої тривалості періоду сигналу та кількості дискретів  $N$  (на періоді) легко визначити, який час пройшов від початку періоду до моменту екстремума (тобто до відповідного індекса). Наприклад, для індекса  $T_R$  час, що відповідає піку хвилі  $R$

$$t_r = \frac{T_R \cdot T}{N}.$$

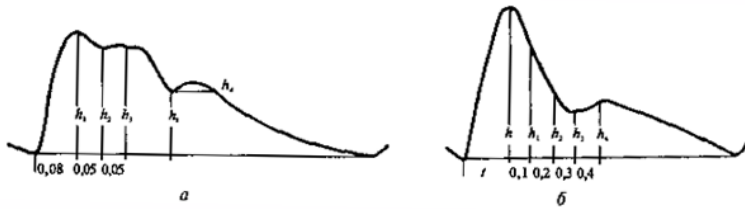


Рис. 8.4 – Ілюстрація методики контурно-часового аналізу сфігмограм центральних (а) і периферійних (б) артерій, запропонованої А. Д. Валтнерісом

## 8.2 Контурно-часова методика

Враховуючи відмінності у формі сигналів, до них застосовують контурно-часовий аналіз, який дозволяє визначити низку важливих показників саме по контурах сигналу. Недоліком такої методики є обчислення показників-компонент саме за контуром сигналу за один період тоді, коли наявні порушення в роботі того чи іншого органа можуть бути виявлені в наступних періодах. Тому контурно-часова методика застосовується в нескладних сигналах, а саме для сфігмограм центральних і периферійних артерій [22]. Відомо два способи вимірювання параметрів сфігмограм, які дозволяють досить чітко стандартизувати процес обробки цих сигналів. Перший призначається для обробки центральних сфігмограм, зареєстрованих на сонній, скроневій, підключичній артеріях (рис. 8.4, а).

При цьому визначаються такі параметри:

1. тривалість анакроти в секундах ( $t_1$ ) і висота систолічної частини сфігмограми ( $h_1$ ) на рівні вершини основної хвилі, тобто в момент часу  $t_1$  (у випадку труднощів з визначенням часу  $t_1$  вважають, що  $t_1 = 0,08$  с);
2. вимірюють параметр  $t_2 = \frac{t_3 - t_1}{2}$  і  $t_1$  — час катакротичного підйому (якщо виникають труднощі з визначенням цих

показників, тоді вважають, що  $t_2 = t_1 + 0,05$  і  $t_3 = t_1 + 0,1$ );

3.  $h_2$  — висота систолічної частини кривої в момент  $t_2$  і  $h_3$  — висота катакрати систолічної частини кривої у момент  $t_3$ ;
4. час мінімуму інцизури ( $t_4$ ) та висота інцизури в її найнижчій точці ( $h_4 = h_4$ );
5. час піку дикротичної хвилі ( $t_5$ ) та миттєве значення дикротичної хвилі ( $h_d$ ), яке відміряється від рівня інцизури, тобто амплітуда дикротичної хвилі дорівнює  $h_5 = h_d + h_4$ ;
6. ці миттєві значення кривих оцінюються у процентах до максимальної висоти сфигмограми, тобто до  $h_1$ .

Другий спосіб використовується при аналізі периферійних сфигмограм, які зареєстровані на променевій, гомілковій артеріях та на тильній артерії стопи (рис. 8.4, б).

При дослідженні як центральних, так і периферійних сфигмограм обов'язково визначають початковий момент ( $t_0$ ), коли висота систолічної частини кривої  $h_0$  є мінімальною. Параметри  $t_0$  і  $h_0$  приймають як рівні нулю та вважають їх за початок відліку імпульсу сфигмограми. Вимірюють також кінцевий момент часу ( $t_6$ ), коли діастолічна частина кривої мінімальна, ( $h_6 = 0$ ). За величинами параметрів  $t_0$  і  $t_6$  визначають тривалість одного імпульсу сфигмограми або період проходження імпульсів ( $T = t_6 - t_0$ ).

Далі за допомогою методу кусково-лінійної апроксимації сфигмографічний імпульс представляється таким виразом:

$$H(t) = \sum_{i=1}^6 H_i(t) = \sum_{i=1}^6 k_{1i}t + k_{2i}, \quad t \in (t_{i-1}, t_i),$$

де

$$k_{1i} = \frac{h_i - h_{i-1}}{t_i - t_{i-1}}, \quad k_{2i} = \frac{h_{i-1} - h_i t_{i-1}}{t_i - t_{i-1}}.$$

Форма лінеаризованого імпульсу показана на рис. 8.5.

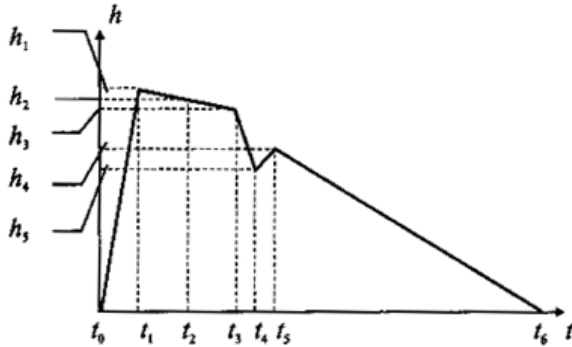


Рис. 8.5 – Лінеаризований імпульс сфигмограми, який отримано за методикою контурно-часового аналізу

Даний метод відбиває основні особливості форми імпульсу сфигмограми у вигляді векторів контурних  $\overline{H}$  та часових  $\overline{T}$  параметрів. Для центральних сфигмограм вектори контурних і часових параметрів є такими:

$$\overline{H} = (\overline{h_1, h_2, f_3, h_i, h_d}) \quad i = (\overline{t_a, t_a + 0, 05, t_a + 0, 1})$$

а для периферійних сфигмограм:

$$\overline{H} = (\overline{h, h_1, h_2, f_3, h_4}) \quad i = (\overline{t, t + 0, 1, t + 0, 2, t + 0, 3, t + 0, 4}) .$$

За допомогою контурно-часової методики можна зробити дослідження вікових змін форми сфигмограм центральних та периферійних артерій, а також встановити зв'язок фізичної активності з формою пульсограми, тобто вплив фізичної активності людини на процес старіння артеріальної системи.

# Розділ 9

## Основи вейвлет-перетворення

Різноманітні математичні перетворення застосовуються до сигналу для того, щоб отримати про нього якусь додаткову інформацію, недоступну в початковому вигляді. У подальшому викладі сигнал в часовій області буде називатися початковим, а перетворений сигнал — трансформантою.

### 9.1 Обмеження використання перетворення Фур'є

Серед багатьох відомих перетворень сигналів найбільш популярним є перетворення Фур'є (ПФ). Більшість сигналів, що зустрічаються на практиці, представлені в часовій області, тобто сигнал є функцією часу. Таким чином, при відображенні сигналу на графіці однею з координат (незалежною) є вісь часу, а іншою координатою (залежною) — вісь амплітуд. Таким чином ми отримуємо амплітудно-часове представлення сигналу. Для більшості застосувань обробки сигналу це представлення



не є найкращим. У багатьох випадках найбільш значуща інформація прихована в частотній області сигналу. Частотний спектр є сукупність частотних (спектральних) компонент, він відображає наявність тих або інших частот в сигналі.

Дуже часто інформація, не помітна в часовому представленні сигналу, виявляється в його частотному представленні. Розглянемо як приклад біологічний сигнал, наприклад електрокардіограму (ЕКГ). Типовий вид ЕКГ добре відомий кардіологам. Будь-яке значне відхилення від нього розглядається як патологія. Ця патологія, однак, не завжди може бути помітна в часовому представленні сигналу. Тому в останніх моделях електрокардіографів для аналізу використовується і частотна область сигналу. Рішення про патологію виноситься тільки з використанням інформації частотної області.

Окрім ПФ існує і багато інших часто вживаних перетворень сигналу. Прикладами є перетворення Гільберта, віконне ПФ, розподіл Вігнера, перетворення Уолша, вейвлет-перетворення та багато інших. Для кожного перетворення можна вказати найбільш відповідну область застосування, переваги та недоліки, і вейвлет-перетворення (ВП) не є в цьому сенсі винятком.

Для того, що використовувати перетворення Фур'є, сигнал повинен бути *стаціонарним*, тобто всі його частотні складові повинні бути присутні в кожен момент часу. На жаль, багато сигналів не задовольняють цій вимозі. Тому на практиці цілком можлива ситуація, коли у двох різних за формою сигналів частотні спектри дуже схожі. Наприклад, на рис. 9.1 представлений детермінований сигнал, заданий виразом

$$s(t) = \cos(2\pi \cdot 10t) + \cos(2\pi \cdot 25t) + \cos(2\pi \cdot 50t) + \cos(2\pi \cdot 100t), \quad (9.1)$$

і який має чотири частотних компоненти — на частотах 10, 25, 50 та 100 Гц (див. спектр на рис. 9.2).

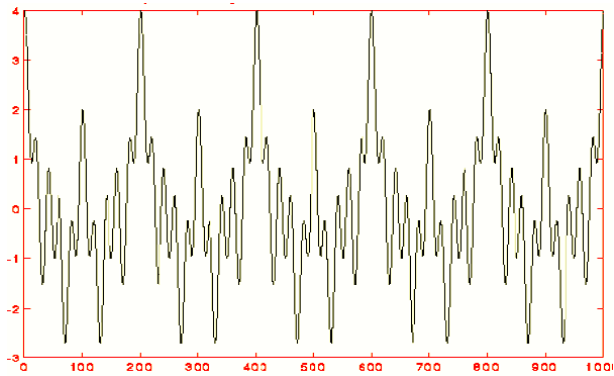


Рис. 9.1 – Детермінований сигнал, заданий виразом (9.1)

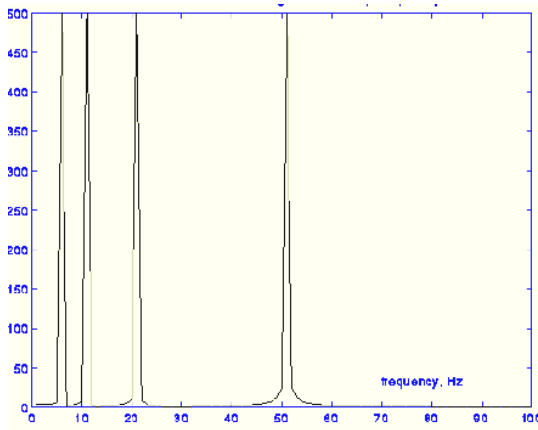


Рис. 9.2 – Спектр сигналу на рис. 9.1

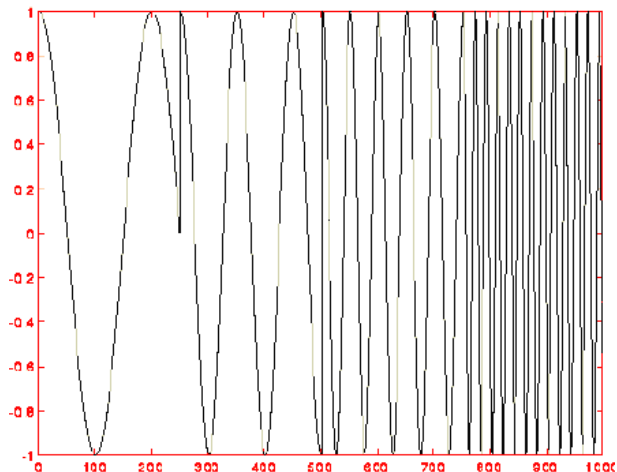


Рис. 9.3 – ЛЧМ-сигнал з частотами 10, 25, 50 та 100 Гц

На рис. 9.3 представлений сигнал з тими ж частотами, але в ньому вони йдуть «по черзі», тобто спочатку в сигналі є частота лише 10 Гц, потім — 25 Гц, потім — 50 Гц, і далі сигнал йде з частотою 100 Гц. Подібні сигнали називають сигналами з лінійною частотною модуляцією (ЛЧМ-сигналами). На рис. 9.4 представлений спектр цього сигналу. Видно, що на ньому присутні ті ж частоти, що і на рис. 9.2, але між ними є також частотні гармоніки. Ці проміжні гармоніки можуть біти легко подавлені за допомогою фільтрів, і таким чином спектр, зображений на рис. 9.4 легко може бути перетворений на спектр, представлений на рис. 9.2. Але ці спектри відносяться до абсолютно різних сигналів.

Перший сигнал є стаціонарним, другий — ні. З цього прикладу випливає важливий висновок:

Перетворення Фур'є не дає можливості сказати, *коли* у складі сигналу була та чи інша частота.

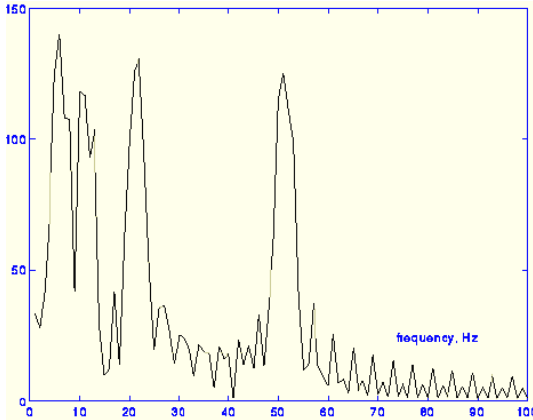


Рис. 9.4 – Спектр ЛЧМ-сигналу на рис. 9.3

Для подолання цього утруднення було придумане так зване *віконне перетворення Фур'є* (ВПФ). Суть його полягає у тому, що нестационарний сигнал розбивається на «ділянки стаціонарності», тобто інтервали, протягом яких сигнал залишається стаціонарним. Для кожного інтервалу робиться перетворення Фур'є, після чого отримані спектри додаються.

Першою проблемою ВКФ є визначення ділянок стаціонарності. Ми ще не знаємо, який у сигналу спектр, то звідки ми можемо знати, які в його складі частоти? І чи змінюються вони з часом? Чим коротші інтервали (так звані «вікна») ми використовуємо, тим ширші спектри від них отримуємо. А намагаючись отримати вузький спектр, ми ризикуємо взяти перетворення Фур'є від настільки довгого інтервалу існування сигналу, що на ньому він може бути нестационарним.

Ця проблема носить назву *принципу невизначеності Гейзенберга*. Цей принцип в застосуванні до ПФ свідчить що неможливо отримати частотно-часове представлення сигналу з скільки завгодно великою точністю, тобто не можна визначити для довільного моменту часу, які спектральні компоненти

присутні в сигналі. Єдине що ми можемо знати, так це часові інтервали, протягом яких в сигналі існують смуги частот. Ця проблема називається *проблемою роздільної здатності*.

Проблема роздільної здатності ПФ пов'язана з шириною віконної функції, що використовується. Ця ширина називається ще носієм функції. Якщо вікно достатнє вузьке, то говорять про *компактний носій*. Як ми побачимо надалі, ця термінологія особливо широко використовується в теорії вейвлет-перетворення

## 9.2 Основна ідея крупномасштабного аналізу

. Не дивлячись на те, що проблема роздільної здатності має фізичний характер і не може бути подолана, існує можливість аналізу сигналу за допомогою альтернативного підходу, який називається *кратномасштабним аналізом* (КМА). КМА, як видно з назви, аналізує сигнал на різних частотах і з різною роздільною здатністю одночасно. Кожна спектральна складова не аналізується окремо, як це було у випадку з ВПФ. КМА дозволяє отримати хорошу роздільну здатність за часом (погану по частоті) на високих частотах і хорошу роздільну здатність по частоті (погану за часом) на низьких частотах. Цей підхід стає особливо ефективним, коли сигнал має високочастотні компоненти короткої тривалості і протяжні низькочастотні компоненти. На щастя, саме такі сигнали і зустрічаються найчастіше на практиці. Наприклад, такий сигнал показаний на рис.9.5. Він має порівняно низькочастотну компоненту впродовж всього сигналу і відносно високу — на коротких інтервалах всередині сигналу.

Одним з найпоширеніх видів КМА є *вейвлет-перетворення*, яке непогано вирішує проблему балансу роздільних здатностей як по часу, так і по частоті.

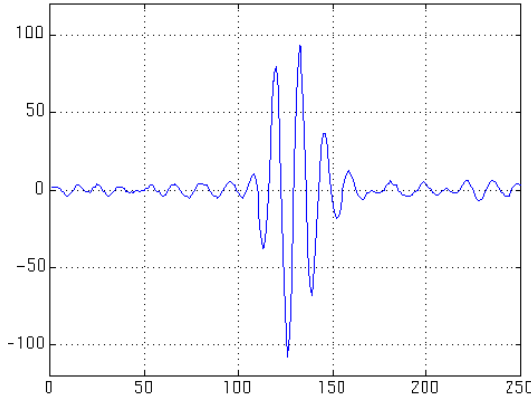


Рис. 9.5 – Приклад сигналу з тривалою низькочастотною компонентою та короткими високочастотними

## 9.3 Неперервне вейвлет-перетворення

### 9.3.1 Визначення НВП

*Неперервне вейвлет-перетворення* (НВП) виконується аналогічно ВПФ, в тому сенсі то сигнал перемножується з функцією (вейвлетом), так як і з віконною функцією при ВПФ, і перетворення виконується окремо для різних ділянок часу сигналу. Проте існує дві істотні різниці між ВПФ і НВП:

1. Не виконується ПФ зваженого з вейвлетом сигналу. Тому одиничний пік відповідає синусоїді, тобто від'ємні частоти не обчислюються.
2. Ширина вікна змінюється, так що перетворення обчислюється для кожної спектральної компоненти, що є найбільш важливою властивістю вейвлет-преобразовання.

Неперервне вейвлет-преобразовання визначається таким чином:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) dt, \quad (9.2)$$

де  $\psi(t)$  — функція перетворення, яка називається *материнським вейвлетом*. Слово *вейвлет* означає «маленька хвиля». Під маленькою розуміється те, що ця функція (вікно) має кінцеву ширину (компактний носій). Слово «хвиля» відображає той факт, що вейвлет-функція осцилює. Термін «материнський» означає, що функції з різною шириною носія, що використовуються у перетворенні, породжуються однією базовою функцією — материнським вейвлетом. Тобто материнський вейвлет є прототипом для всіх віконних функцій.

Як видно з виразу (9.2), перетворений сигнал є функцією двох змінних —  $\tau$  і  $s$ , які називаються параметрами зміщення та масштабу відповідно. Термін «зміщення» тут використовується тому ж сенсі, що і при ПФ: він відноситься до місцеположення вікна, і вікно рухається уздовж сигналу. Цей термін відноситься таким чином, до часової інформації, присутньої в результаті перетворення. Проте при ВП ми не маємо частотного параметра, як це було при ВПФ. Замість нього тут є параметр масштабу, який можна визначити як величину, зворотну частоті. Параметр масштабу у вейвлет-аналізі має аналогію з масштабом географічних карт. Великі значення масштабу відповідають малій кількості деталей, глобальному представленню сигналу, а низькі значення масштабу дозволяють розрізнити деталі. Аналогічно, в термінах частоти, низькі частоти відповідають глобальній інформації про сигнал (яка міститься на всій його протяжності), а високі частоти — детальній інформації, пригнаній прихованим особливостям, які мають зазвичай малу протяжність. Масштабування, як математична операція, розширює або стискає сигнал. Великі значення масштабів відповідають розширенню сигналу, а малі — стисненню. Якщо  $f(t)$  — початкова функція, то  $f(st)$  відповідає стисненій версії  $f(t)$ , якщо  $s > 1$  і розширеній версії, якщо  $s < 1$ . Проте у визначенні вейвлет-перетворення (вираз (9.2)) коефіцієнт масштабу стоїть

у знаменнику. Тому при  $s > 1$  сигнал буде розширюватися, а при  $s < 1$  — стискатися.

Для відновлення сигналу з вейвлет-образу використовується *обернене вейвлет-перетворення*:

$$f(t) = \int_0^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{s^2} \Psi(s, \tau) \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) ds d\tau. \quad (9.3)$$

Знайшовши вейвлет-образ (або його ще називають вейвлет-спектром), можливо визначити повну енергію сигналу:

$$E_f = \int |f(t)|^2 dt = \int \int \Psi^2(s, \tau) \frac{1}{s^2} ds d\tau$$

та *глобальний спектр енергій* — розподіл повної енергії по масштабах (так звану *скейлограму вейвлет-перетворення*):

$$E_\Psi(s) = \int \Psi^2(s, \tau) d\tau.$$

### 9.3.2 Отримання НВП

Далі приведена інтерпретація виразу (9.2). Нехай  $x(t)$  — аналізований сигнал. Вибирається материнський вейвлет, який буде прототипом для всіх функцій (вікон), які виходять з нього шляхом стиснення (розширення). Існує декілька функцій, що застосовуються в якості материнських вейвлетів. Розглядатися буде приклад з так званим вейвлетом Морле .

Після вибору материнської функції обчислення починаються з масштабу  $s = 1$ . НВП обчислюється для всіх значень  $s$ , менших і більших 1. Проте повне перетворення зазвичай не потрібне, оскільки реальні сигнали обмежені по смузі. Тому число масштабів може бути обмежене. У прикладах цього розділу ми також використовуємо обмежену кількість масштабів.



Процедура аналізу стартує з масштабу  $s = 1$  і продовжується при значеннях  $s$ , що збільшуються, тобто аналіз починається з високих частот і проводиться у бік низьких частот. Перше значення  $s$  відповідає найбільш стислому вейвлету. При збільшенні значення  $s$  вейвлет розширюється.

Вейвлет поміщається в початок сигналу, в точку, яка відповідає моменту часу  $t = 0$ . Вейвлет-функція масштабу  $s = 1$  перемножується з сигналом та інтегрується на всьому часовому інтервалі. Інтеграл помножується на константу  $\frac{1}{\sqrt{|s|}}$  для нормалізації, тобто для того, щоб сигнал на кожному масштабі мав би однакову енергію.

Вейвлет масштабу  $s = 1$  потім зрушується праворуч на  $\tau$  до точки  $t = \tau$ , і процедура повторюється. Отримуємо ще одне значення, яке відповідає  $t = \tau, s = 1$  на частотно-часовій площині.

Ця процедура повторюється доти, доки вейвлет не досягне кінця сигналу. Таким чином отримуємо рядок точок на масштабно-часовій площині для масштабу  $s = 1$ .

Тепер збільшимо  $s$  на деяке значення. Взагалі кажучи, оскільки перетворення неперервне, то  $\tau$  і  $s$  повинні змінюватися неперервно. При виконанні перетворення в комп'ютері ми обчислюємо апроксимацію, збільшуючи обидва параметри на деяке мале значення. Тим самим ми здійснюємо дискретизацію масштабно-часової площини.

Приведена вище процедура повторюється для кожного значення  $s$ . При цьому рядок за рядком заповнюється масштабно-часова площина. Нижче рисунки ілюструють процес перетворення крок за кроком.

На рис.9.6 показані сигнал і вейвлет-функція для чотирьох різних значень  $\tau$ . Як сигнал використовуємо обмежену версію сигналу, показаного на рис. 9.5. Значення масштабу  $s = 1$ , відповідає найменшому значенню, або найбільшій частоті. На рисунку видно, наскільки компактний носій. Він повинен бути

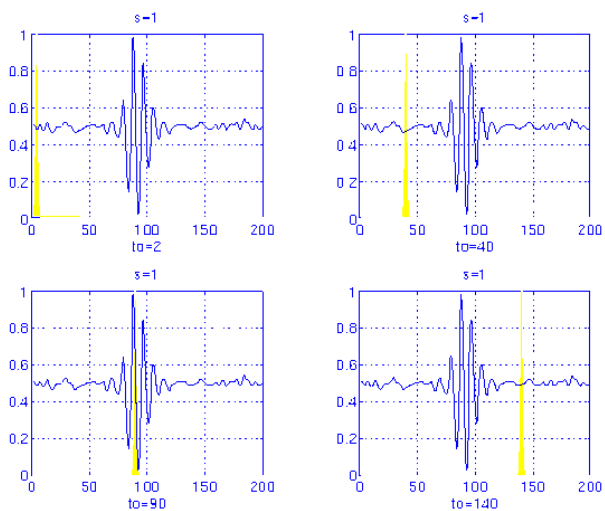


Рис. 9.6 – Пример ВП сигнала при  $s = 1$

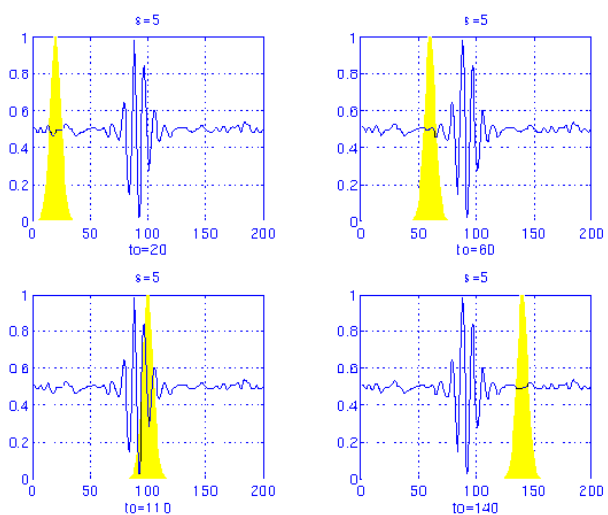


Рис. 9.7 – Пример ВП сигнала при  $s = 5$

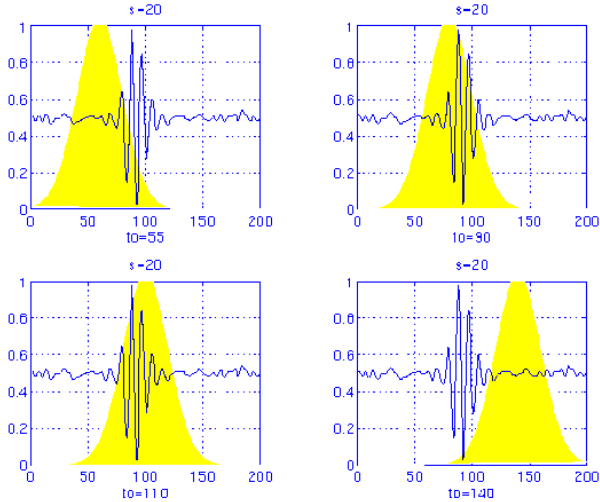


Рис. 9.8 – Приклад ВП сигналу при  $s = 20$

таким же вузьким, як і тривалість найвищої частоти сигналу. На рисунку показані чотири різні позиції вейвлет-функції в точках  $t_0 = 2, t_0 = 40, t_0 = 90$  і  $t_0 = 140$ . У кожній позиції вона перемножується із сигналом. Добуток буде ненульовим лише тоді, коли сигнал перетинається з носієм вейвлета, і нульовим — в решті випадків. Зміщення вейвлета за часом відповідає часовій локалізації сигналу, а зміщення по масштабу — масштабна (частотна) локалізація.

Якщо в сигналі присутні спектральні компоненти, відповідні поточному значенню  $s$  (яке в даному випадку 1), той добуток вейвлета з сигналом в інтервалі, де ця спектральна компонента присутня, дає відносно велике значення, інакше — добуток малий або дорівнює нулю. Сигнал, показаний на рис. 9.6, має спектральні компоненти, порівнянні з шириною вікна при  $s = 1$  на інтервалі біля  $t = 100$  мс.

НВП сигналу, показаного на рис. 9.6, дає великі значення для низьких масштабів близько часу  $t = 100$  мс і малі значення

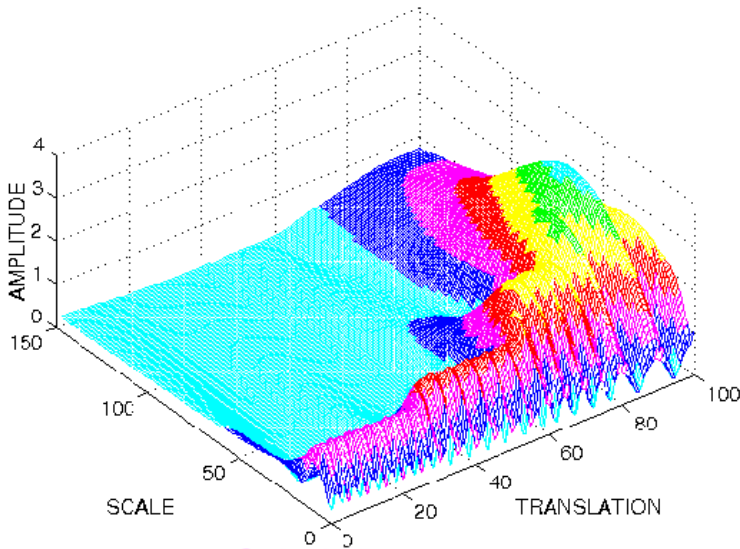


Рис. 9.9 – Вейвлет-образ сигналу з рис. 9.5

в решті інтервалів часу. Для високих масштабів, навпаки, НВП дає великі значення майже на всій тривалості сигналу, оскільки низькі частоти присутні в ньому весь час.

На рис. 9.7 та 9.8 показаний той же процес для масштабів  $s = 5$  і  $s = 20$  відповідно. Відзначимо, що ширина вікна змінюється із збільшенням масштабу. Із збільшенням ширини вікна перетворення виділяє все більш низькі частоти. Кінець кінцем ми отримуємо точку на масштабно-часовій площині для кожного значення масштабу і часу. Обчислення при фіксованому масштабі дають рядок на площині, а обчислення при фіксованому часі — стовпець. Кінцевий результат неведений на рис. 9.9. Малі масштаби відповідають високим частотам. Тому, на рис. 9.9 частина графіка, де масштаби близькі нулю, відповідає високим частотам. Верхня частота аналізованого сигналу 30 Гц і вона з'являється на найменших масштабах

при зміщеннях від 0 до 30. Найнижча частота сигналу — 5 Гц з'являється в кінці осі зміщень і на найбільших масштабах, як і очікувалося.

### 9.3.3 Найбільш часто використовувані вейвлети

При конструюванні базисної аналізуючої функції  $\psi(t)$  повинні виконуватися наступні необхідні умови.

1. *Локалізація* — вейвлет повинен бути локалізований поблизу нуля аргументу як в часовому, так і в частотному просторі.
2. *Нульове середнє*:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0.$$

Як наслідок, вейвлет повинен бути знакозмінною функцією.

3. *Обмеженість*:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty.$$

4. Вейвлет повинен бути достатньо швидко затухаючою функцією часової (просторової) змінної.

Вейвлет називається *ортogonalним*, якщо сімейство  $\{\psi_k\}$  представляє ортонормований базис функціонального простору  $\mathbb{L}^2(\mathbb{R})$ . В цьому випадку будь-яка функція може бути представлена у вигляді ряду

$$f(t) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} c_{jk} \psi_{jk}(t),$$

де

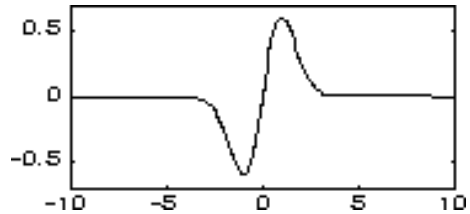
$$c_{jk} = 2^{\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi(2^j t - k) dt.$$

Вейвлети прийнято класифікувати за виглядом та особливостями функції або за іменем вченого, який вперше запропонував той чи інший вейвлет. Відомі вейвлети Хаара, Симлета, Добеши, Коїфлетса, Гауса, Морле, Шенона, Мейера, біортогональний та зворотній біортогональний, частотний В-сплайновий, «мексиканський капелюх», «французький капелюх» та інші.

Далі наводяться приклади деяких найбільш поширених вейвлетів з аналітичними виразами та графіками.

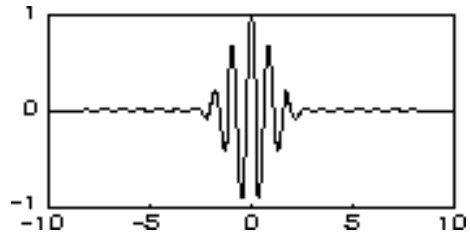
### *Класичний вейвлет*

$$\psi(t) = t \cdot e^{-\frac{t^2}{2}}$$



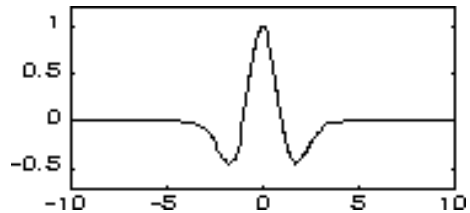
### *Вейвлет Морле*

$$\psi(t) = e^{ikt - \frac{t^2}{2}}$$



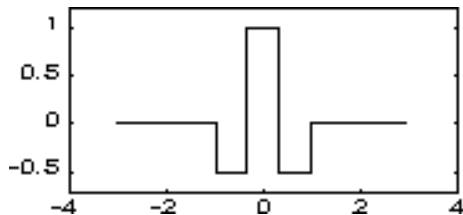
### *«Мексиканський капелюх»*

$$\psi(t) = (1 - t^2) e^{-\frac{t^2}{2}}$$



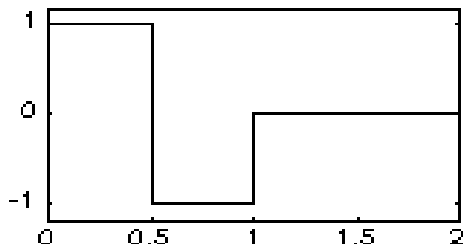
«Французький капелюх»

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & |t| < 1/3, \\ -1/2, & 1/3 < |t| \leq 1, \\ 0, & |t| > 1 \end{cases}$$



Вейвлет Хаара

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < 1/2, \\ -1/2, & 1/2 \leq t < 1, \\ 0, & t < 0, t \geq 1 \end{cases}$$



## 9.4 Дискретне вейвлет-перетворення

Неперервне вейвлет-перетворення вимагає великої кількості обчислень. Крім того, в результаті виходить надмірна кількість коефіцієнтів, яка набагато перевершує кількість відліків початкового сигналу. *Дискретне вейвлет-перетворення* (ДВП) забезпечує достатньо інформації як для аналізу сигналу, так і для його синтезу, будучи разом з тим економним, як по числу операцій, так і по необхідній пам'яті.

ДВП оперує з дискретними значеннями параметрів  $s$  і  $\tau$ , які задаються, як правило, у вигляді степеневих функцій:

$$a = a_0^{-m}, \quad b = k \cdot a_0^{-m}, \quad a_0 > 1, \quad m, k \in \mathbb{Z},$$

де  $\mathbb{Z}$  — множина цілих чисел,  $m$  — параметр масштабу,  $k$  — параметр зсуву. Базис простору  $L^2(\mathbb{R})$  у дискретному представленні:

$$\psi_{k,m} = |a_0|^{m/2} \psi(a_0^m t - k), \quad m, k \in \mathbb{Z}, \quad \psi(y) \in L^2(\mathbb{R}).$$

Вейвлет-коефіцієнти прямого перетворення:

$$C_{m,k} = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi_{m,k}(t) dt.$$

У загальному випадку, значення  $a$  може бути довільним, але зазвичай приймається рівним 2, при цьому перетворення називається *діадним вейвлет-перетворенням*. Для діадного перетворення розроблений швидкий алгоритм обчислень, аналогічний швидкому перетворенню Фур'є, що зумовило його широке використання при аналізі дискретних функцій і масивів цифрових даних. Зворотнє дискретне перетворення для безперервних сигналів при нормованому ортогональному вейвлетному базисі простору:

$$s(t) = \sum_{-\infty}^{+\infty} C_{m,k} \psi_{m,k}(t).$$



## Розділ 10

# Статистичні методи обробки інформації

Математична статистика — це розділ математики, присвячений методам збирання, аналізу й обробки статистичних даних для наукових і практичних цілей.

Сучасна математична статистика поділяється на описову та аналітичну. Описова статистика охоплює методи збирання статистичних даних, представлення їх у формі таблиць, розподілів, графіків тощо. Аналітична статистика називається також теорією статистичних висновків, які мають прикладне значення для медичної практики.

Основою наукового медичного дослідження є спостереження, в результаті якого дослідник робить вимірювання, одержуючи кількісні величини, що характеризують ту чи іншу ознаку. Це первинна медична статистична інформація.

Розрізняють два види спостережень. При спостереженнях першого типу робиться  $N$  вимірювань досліджуваної ознаки у даного об'єкта, сигналу чи процесу (наприклад, вимірюють концентрацію цукру в крові в одного пацієнта новим методом). При спостереженнях другого типу проводяться одиничні

вимірювання досліджуваної ознаки у кожного з  $n$  однорідних об'єктів (наприклад, вимірюють концентрацію цукру в крові у  $n$  пацієнтів).

Можна довести, що ці типи спостережень принципово різні. Перший тип охоплює тривалий процес і застосовується у випадках, коли необхідно простежити, як досліджувана ознака змінюється з часом. При проведенні спостережень другого типу потрібно, щоб умови, в яких відбуваються спостереження різних об'єктів, залишилися незмінними від спостереження до спостереження, від об'єкта до об'єкта.

Експериментальні дані в галузі біотехнічної науки, як правило, являють собою результати вимірювання деяких параметрів (наприклад, значення мінімальної та максимальної амплітуди пульсового сигналу, температури, тиску і т.д.). Отримані значення випадкової величини — це проста статистична сукупність, або простий статистичний ряд, що підлягає обробці й науковому аналізу.

## 10.1 Генеральна та вибіркова сукупності

Множина об'єктів дослідження, що об'єднані загальними, суттєвими для цього дослідження властивостями (ознаками) називається *сукупністю*.

Обсяг сукупності ( $n$ ) — це кількість об'єктів (елементів) сукупності.

**Генеральна сукупність** — найбільша сукупність обсягом  $n$ , яка об'єднує всі об'єкти дослідження із загальними, суттєвими для цього дослідження ознаками. Звичайно, краще провести дослідження для всієї генеральної сукупності, однак здебільшого це зробити неможливо через надто велику кількість об'єктів або їх недоступність. Тому з генеральної суку-

пності обирають для вивчення частину об'єктів, які утворюють *вибірку*.

**Вибірка** (або *вибіркова сукупність*) — це група елементів, яка вибрана для дослідження з усієї генеральної сукупності елементів. Вибірка повинна мати ті самі загальні суттєві для дослідження ознаки, що й генеральна сукупність.

Для того, щоб властивості вибірки досить добре відбивали властивості генеральної сукупності, вибірка має бути репрезентативною. Це можливо у тому випадку, коли вибірка формується випадковим чином. За одними ознаками елементи вибірки можуть збігатися разом (наприклад, стать, вік), значення інших ознак змінюються від одного до іншого (наприклад, вага, зріст). Предметом вивчення у статистиці є саме ті ознаки, що змінюються. Вони поділяються на якісні та кількісні.

Якісні ознаки не піддаються безпосередній кількісній оцінці, однак мають ряд якісних градацій, що дозволяє порівнювати між собою окремі об'єкти за ступенем виразності даної ознаки (наприклад, інтенсивність болю, відсоток шуму в сигналі тощо).

Кількісні ознаки являють собою результати підрахунку або вимірювання. Вони поділяються на *безперервні* та *дискретні*. Безперервні величини можуть набувати будь-яких значень із деякого інтервалу (наприклад, вага людини, температура тіла тощо). Дискретні величини можуть набувати лише визначених значень, які можна пронумерувати (наприклад, кількість хворих, що пройшли обстеження, протягом кожної години).

В результаті досліджень дослідник отримує числові значення (*варіанти*), які відрізняються між собою. Часто за такими первинними даними складно зробити однозначні висновки, тому вони потребують обробки, яка починається з їх групування.

*Групування* — це процес систематизації, упорядкування первинних даних з метою отримання інформації, що містяться в них. Ряд варіант, що розташовані у порядку зростання числових значень, називається *варіаційним рядом*. Якщо кіль-

кiсть варiант велика, то варiацiйний ряд розбивають на рiвнi iнтервали. Перше завдання при групуваннi варiацiйного ряду полягає в тому, щоб розбити весь дiапазон змiни ознаки у виборцi (мiж максимальними i мiнiмальними варiантами вибiрки) на iнтервали. Це потребує визначення кiлькостi iнтервалiв групування i ширини кожного iз них. Зазвичай обирають iнтервали однакової ширини. Групування роблять для того, щоб побудувати емпiричний розподiл i сформулювати за його допомогою припущення про форму розподiлу дослiджуваної ознаки у генеральнiй сукупностi, з якої взята вибiрка.

## 10.2 Характеристика вибiрки

Питання про вибiр кiлькостi та ширини iнтервалiв групування вирiшують у кожному конкретному випадку, виходячи iз цiлей дослiдження, обсягу вибiрки i ступеня варiювання ознаки у виборцi. Однак приблизно кiлькiсть iнтервалiв  $k$  можна оцiнити тiльки з обсягу вибiрки  $n$ . Кiлькiсть iнтервалiв можна визначити за формулою Стерджеса:

$$k = 1 + 3,32 \lg(1,37n),$$

або за допомогою таблицi

Обсяг вибiрки, $n$	, Кiлькiсть iнтервалiв, $k$
25...40	5...6
40...60	6...8
60...100	7...10
100...200	6...12
>200	10...15

Коли кількість інтервалів обрано, то ширина кожного з них визначається за наступною формулою:

$$h = \frac{x_{max} - x_{min}}{k},$$

де  $x_{max}$  та  $x_{min}$  — відповідно максимальна і мінімальна варіанти вибірки. Зазначену різницю називають *розмахом варіації*:

$$R = x_{max} - x_{min}.$$

Але інформативність цього показника невелика, оскільки можна навести багато прикладів розподілів, які значно відрізняються а формою, але мають однаковий розмах. Тому він здебільшого використовується при малих (не більше 10) обсягах вибірки.

Частоти інтервалів  $n_i$  — частоти того, наскільки часто у вибірці зустрічаються варіанти, які належать до кожного інтервалу групування. Загальна кількість частот завжди дорівнює обсягу вибірки  $n$ .

Вибіркове середнє значення ( $\bar{X}$ ) — центр вибірки, біля якого групуються елементи вибірки:

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i,$$

де  $n$  — кількість спостережень;  $x_i$  — значення величини (варіанти), що досліджується.

Знаючи середнє арифметичне значення даних експерименту, виникає питання: як обчислити середню величину, на яку вірізняються дані від середнього арифметичного? Різницю між будь-яким вимірюванням у вибірці та середнім арифметичним цієї ж вибірки називають *відхиленням варіанти* або ж *вибірковим середнім*  $x_i$  від  $\bar{X}$ :  $x_i - \bar{X}$ . Якщо обчислити відхилення для усіх варіант, то серед отриманих значень будуть від'ємні та

додатні, які у сумі даватимуть 0, тобто взаємно компенсуються. Для того, щоб уникнути компенсації додатніх і від'ємних значень, існує декілька способів. Найпоширеніший — піднесення кожної різниці  $x_i - \bar{X}$  до квадрату (квадрати як від'ємних, так і додатніх величин є величинами додатними). Додаючи квадрати усіх різниць та ділячи на кількість цих різниць, отримуємо величину, яка називається **дисперсією** (позначається  $D$ ). Фактично вона показує середнє арифметичне квадратів відхилень. Для того, щоб позбутися квадрату величини, обчислюємо корінь квадратний з дисперсії. Отримане значення називають **середнім квадратичним відхиленням** (позначається  $\sigma$ ).

Вибіркове середнє квадратичне відхилення ( $\sigma$ ) — це ступінь відхилення елементів вибірки щодо середнього значення. Чим більше значення середнього квадратичного відхилення, тим далі відхиляються значення елементів вибірки від середнього значення:

$$\sigma = \sqrt{D} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}}.$$

Знайдемо ширину довірчого інтервалу, в який з довірчою ймовірністю  $\alpha$  потраляє справжнє значення (тобто математичне очікування  $\mu$  генеральної сукупності).

**Стандартна похибка** ( $m_X$ ) показує, наскільки значення вибіркової середньої близьке до середнього значення генеральної сукупності.

Стандартне відхилення виражається у таких одиницях, у яких і вимірювана ознака. Якщо потрібно порівняти між собою ступінь варіювання ознак, виражених у різних одиницях виміру, використовують коефіцієнт варіації  $V$ , що є відношенням середнього квадратичного відхилення до математичного очікування (виражається у відсотках):

$$V = \frac{\sigma}{\bar{X}} \cdot 100\%.$$

**Надійний інтервал** дозволяє визначити межі, в яких з тією чи іншою імовірністю можуть знаходитися істинні значення величини, яка досліджується. Як надійні використовуються такі значення ймовірностей:  $\alpha_1 = 0,95$ ;  $\alpha_2 = 0,99$ ;  $\alpha_3 = 0,999$ . У медицині, у разі особливо відповідальних експериментів, вибирають  $\alpha_3 = 0,999$ , в інших випадках —  $\alpha_1 = 0,95$ .

**Точність** (надійність межі помилки) прямого вимірювання визначається формулою

$$\delta = \pm |t \cdot m_X|,$$

де  $t$  — коефіцієнт нормованого відхилення (*критерій Стьюдента*), що залежить від кількості ступенів свободи і вибраної надійної імовірності  $\alpha$ . Надійний інтервал визначається за формулою

$$\bar{X} - \delta \leq X \leq \bar{X} + \delta.$$

### 10.3 Виявлення вірогідності відмінності середніх значень двох вибірок

*Випадкова подія* — подія, яка може трапитися чи не трапитися без певної закономірності для цього.

*Випадкова величина* — величина, яка набуває різних значень без певної закономірності, тобто випадково.

*Ймовірність* ( $p$ ) — це параметр, який характеризує частоту випадкової події. Ймовірність змінюється від 0 до 1. Випадок  $p = 0$  означає, що випадкова подія ніколи не трапляється, випадок  $p = 1$  означає, що випадкова подія трапляється завжди.

*Незалежними* називаються події, коли настання однієї з них не змінює імовірність настання іншої. У протилежному випадку події називаються *залежними*.

Задача виявлення вірогідності відмінностей середніх арифметичних значень двох незалежних вибірок нерідко трапляє-

ться в медичній практиці. Використовуючи цей метод, можна встановити, чи різниця двох незалежних вибірок спричинена випадковим фактором, чи вона зумовлена якимись зовнішніми чинниками. Так, наприклад, порівнюючи середні значення частоти серцевих скорочень контрольної групи хворих ( $\bar{X} = 145, 7$ ) та групи, що досліджується ( $\bar{X} = 125, 6$ ), можна бачити, що вони відрізняються. Мета цього методу полягає у вирішенні проблеми: чи можна за цими даними зробити висновок про більшу ефективність нового технічного засобу реєстрації чи обробки сигналу або впливу нового препарату?

Для розв'язання задач такого типу використовують *критерій відмінності*, або *t-критерій Стьюдента*. Критерій Стьюдента найбільш часто використовується для перевірки гіпотези: «Середні двох вибірок належать до однієї і тієї самої сукупності». Критерій дозволяє знайти імовірність того, що ці середні відносяться до однієї сукупності. Якщо ця імовірність  $p$  нижче рівня значущості ( $p < 0, 05$ ), тоді треба вважати, що вибірки відносять до двох різних сукупностей.

*Рівень значущості* — це максимальне значення імовірності виникнення події, при якому подія вважається практично неможливою. У медицині найбільш поширений рівень значущості  $p = 0, 05$ . Тому, якщо імовірність, з якою подія може трапитися випадковим чином  $p < 0, 05$ , то треба вважати, що ця подія малоімовірна, і якщо вона все таки трапилася, то це не було випадково.

При використанні *t-критерію* виділяють два випадки:

- для перевірки гіпотези про однаковість генеральних середніх двох незалежних, непов'язаних вибірок. Так, наприклад, є контрольна група пацієнтів та група, що досліджується. Ці групи складаються з різних пацієнтів, кількість яких може бути різною. У цьому разі використовується двовибірковий *t-критерій*;



- для перевірки гіпотези про однаковість генеральних середніх двох залежних, пов'язаних вибірок. Так, наприклад, вимірюється вязкість крові звичайним, лабораторним чином, та в'язкість крові у тих самих людей непрямим методом, тобто виходячи із математичної залежності іншої величини. Тобто, коли одна і та сама група об'єктів породжує чисельний матеріал. У цьому разі використовується парний  $t$ -критерій.

Для використання обох цих критеріїв, ознака, що досліджується в кожній із груп, повинна мати нормальний закон розподілу. У разі, коли розподіл спостережень має складний, невідомий закон розподілу, відмінний від нормального закону, використовують *непараметричні методи статистики*.

## 10.4 Виявлення взаємозв'язку двох випадкових величин

Важливим завданням статистичної обробки даних медичних досліджень є також виявлення взаємозв'язку між вибірками. Для оцінки ступеня взаємозв'язку використовують коефіцієнт кореляції.

*Коефіцієнт кореляції* ( $r$ ) — це параметр, що характеризує степінь лінійного взаємозв'язку між двома вибірками. Коефіцієнт кореляції змінюється від  $-1$  (сувора обернена лінійна залежність) до  $+1$  (сувора пряма пропорційна залежність). При значенні  $0$  лінійної залежності між двома вибірками не існує. На практиці коефіцієнт кореляції набуває деякого проміжне значення. Оцінюють глибину кореляційного зв'язку між величинами, виходячи з таких критеріїв:

- $0,0 < r < 0,4$  — лінійного взаємозв'язку між параметрами виявити не вдалося;
- $0,3 < r < 0,6$  — зв'язок між параметрами помірний;

- $0,6 < r < 0,8$  — присутній лінійний зв'язок між параметрами;
- $0,8 < r < 0,95$  — зв'язок між параметрами сильний;
- $0,95 < r < 1,0$  — зв'язок між параметрами дуже сильний.

Кореляційний аналіз дозволяє отримати кореляційну матрицю, яка містить коефіцієнти кореляції між різними параметрами.

## 10.5 Регресійний та дисперсійний аналізи даних результатів досліджень

*Змінна* — будь-яка величина, що варіюється. *Незалежна змінна* — змінна, варіювання якої трапляється незалежно від інших величин. *Залежна змінна* — величина, що змінюється при зміні однієї чи більшого числа незалежних змінних.

*Регресійний аналіз* — це метод визначення функції  $Y = f(X)$ , крива якої найкраще апроксимує (характеризує напрямком розміщення) серію експериментальних точок. В основу цього методу покладено вимогу найбільшої відповідності шуканого рівняння взаємозв'язку ознак  $X$  та  $Y$ , тобто функції  $Y = f(X)$ , графік якої найкраще буде наближатися до точок емпіричної кривої, що побудована за даними досліду.

Регресія використовується для аналізу впливу на окрему незалежну змінну значень однієї чи більше незалежних змінних. Так, наприклад, на ступінь захворюваності людини впливає декілька факторів: вік, вага та імунний статус. Регресія пропорційно розподіляє міру захворюваності між цими факторами на підставі даних захворювання, що досліджується.

Експериментальні дані апроксимуються лінійним рівнянням до 16-го порядку:

$$Y = a_0 + a_1X_1 + a_2X_2 + \dots + a_{16}X_{16}$$

де  $Y$  — залежна змінна;  
 $X_1, \dots, X_{16}$  — незалежні змінні;  
 $a_0, a_1, \dots, a_{16}$  - шукані коефіцієнти регресії.

## 10.6 Сучасні програми медичної статистики для обробки даних досліджень

У медичній статистиці сучасні інформаційні технології застосовуються на кожному етапі розробки і проведення спостережень, а саме: при розробці форм, формуванні плану вибірки, збору і введенні даних, їх обробці та аналізі, а також наданні інформації користувачеві.

Програми комп'ютерної обробки статистичних даних поділяють на професійні, напівпрофесійні і спеціалізовані. Професійні пакети володіють значною кількістю методів аналізу даних, напівпрофесійні — мають універсальні функції, а спеціалізовані пакети орієнтуються лише на вузьку область аналізу.

Найбільш популярним додатком для роботи зі статистичними даними є **MS Excel**. Це табличний процесор з математичними можливостями та статистичними функціями. Цей додаток впорається із задачею накопичення даних, виконанням проміжних обчислень та побудовою нескладних діаграм. Однак він не має засобів для побудови якісних наукових графіків. Тому краще статистичний аналіз даних виконувати в програмах, що призначені саме для таких цілей. Наприклад, можна скористатися макрос-додатком **XLSTAT-Pro** для **MS Excel** який, у який вбудовано більше 50 статистичних функцій.

**STADIA**. Це вітчизняний додаток. Він включає в себе усі необхідні функції для роботи та аналізу статистичних даних. Проте функціональні можливості програми практично не змі-

нилися з 1996 року, а тому графіки та діаграми, побудовані з допомогою додатку, виглядають архаїчно. Колірне співвідношення (червоний шрифт на зеленому фоні) втомлює при тривалій роботі.

**SPSS.** Використовується найчастіше для статистичної обробки даних. Відрізняється гнучкістю та потужністю. Додаток може бути використаним для різних видів статистичних розрахунків у біомедицині. Є у наявності русифікована версія SPSS 12.0.2 для Windows. Також 2002 року Київським видавництвом «Діасофт» було видано підручник про SPSS під назвою «SPSS 10: Мистецтво обробки інформації. Аналіз статистичних даних і відновлення прихованих закономірностей».

**STATA.** Професійний статистичний програмний пакет, що може бути використай у біомедичних цілях. Є одним із найпопулярніших додатків серед освітніх та наукових установ США. Для користувачів системи видається спеціальний журнал. Недоліком додатку є те, що немає можливості використання демо-версії.

**STATISTICA.** Виробником програми є фірма StatSoft Inc. (США), котра працює на ринку статистичних додатків починаючи з 1985 року. STATISTICA вміщує у собі значну кількість методів статистичного аналізу (більш ніж 250 функцій), що об'єднані спеціалізованими статистичними модулями. Даний додаток не є складним в освоєнні, а тому може бути рекомендований для різних біомедичних досліджень. На сьогоднішній день випущена сьома версія. Також пропонується повністю русифікована 6-а версія програми. Сам пакет STATISTICA описаний в декількох книгах, одна з яких, для медичних працівників: О.Ю. Реброва «Статистичний аналіз медичних даних. Застосування пакета прикладних програм STATISTICA.»

**JMR.** Додаток лідирує на ринку обробки та аналізу статистичних даних. Реалізує цей додаток SAS Institute. Однак

особливих переваг для медико-біологічної статистики цей програмний продукт не має.

**NCSS.** Програма вийшла на ринок 1981 року та розрахована на непрофесіоналів в області статистичної обробки. Інтерфейс системи дещо незвичний у використанні, однак усі дії супроводжуються підказками. Доступна також демо-версія NCSS 11.

**SYSTAT.** Зазначений додаток призначений для персональних комп'ютерів. Компанія Systat Software має у доробку досить популярні пакети SigmaStat і SigmaPlot, які є відповідно, програмою побудови діаграм (SP) та програмою статистичної обробки (SS). Можна використовувати у комплексі, що дозволяє не лише статистичну обробку а і візуалізацію даних.

**STATGRAPHICS PLUS.** Ця статистична програма є досить потужною, адже містить у собі більше 250 статистичних функцій. Остання доступна версія - 5.1. Є можливість ознайомлення з допомогою демо-версії. Додаток є досить популярним у вітчизняних дослідників.

**MINITAB 14.** Є у наявності демо-версія програми, яка працює 30 днів. Даний програмний пакет досить зручний у роботі, має гарний інтерфейс, та реалізує можливості візуалізації результатів роботи.

**PRISM.** Додаток створений спеціально для біомедичних цілей. Має зрозумілий інтерфейс, що дозволяє швидко проаналізувати дані та побудувати якісні графіки. Додаток включає основні статистичні функції. Однак програма не може повністю замінити серйозні статистичні пакети.

# Післямова

Даний навчальний курс викладений коротко, інколи навіть у конспективній формі. Інформації дуже багато, і ми намагалися викласти основну, але не перетворювати підручник на «талмуд». Природно, що окремі питання отримання та обробки біомедичної інформації залишилися «за кадром». Серед них питання медичної ендоскопії, фотоплетизмографії, вимірювання шкірно-гальванічного потенціалу, алгоритми розпізнавання та обробки біомедичних зображень (їх настільки багато, що вони можуть бути предметом цілого окремого навчального курсу), перетворення Уолша, Адамара, Гільберта та Радона, вейвлети Добеши, обробка медико-біологічної інформації у фазовій площині та фрактальний аналіз, алгоритми статистичної обробки інформації.

Частково ми намагалися компенсувати цей недолік посиленнями на літературні джерела, але тут теж доводилося знаходити певний баланс між бажанням навести максимум бібліографії (і перетворити підручник на дисертацію) або згадати лише основні джерела інформації (і дати можливість студенту самостійно знайти недостаючу інформацію, не віддякуючи його переліком літературних джерел у кількості кількох сотень).

Тому зараз, коли навчальний посібник вже написаний, нам здається, що його можна було б назвати «Основи отримання та обробки біосигналів». Але з іншого боку, допитливий студент

міг би подумати: «А-а, це всього-навсього “основи”... Нічого й читати...» І тому ми не вводили «основи» в назву посібника.

Ми сподіваємося, що комусь ця книжка допоможе просто успішно здати залік, хтось може навіть у ній знайти ідею для бакалаврської або магістерської роботи, хтось під впливом цієї книжки вирішить поступати в аспірантуру після закінчення навчання, а комусь ця книжка буде просто приємним читанням. Ми старалися :)

З повагою,  
автори.

# Index

- АЦП послідовного наближення, 182
- адаптоелектроокулографія, 118
- аксони, 43
- акустичні ВП, 67
- акустична імпедансометрія, 118
- альфа-ритм, 106
- амплітуда, 157
- аналого-цифрові перетворювачі, 180
- аналоговий сигнал, 156
- анамнез, 15, 17
- ангіографія, 133
- апекскардіографія, 98
- артефакти біосигналів, 14, 47
- бінарне зображення, 147
- біологічні ВП, 63
- біосигнал, 10, 20
- евокований, 10
- наведений, 10
- нативний, 10
- балістокардіографія, 117
- бета-ритм, 107
- відеоністагмографія, 118
- віконне перетворення Фур'є, 196
- варіаційний ряд, 211
- вейвлет, 199
- вейвлет «мексиканський капелюх», 206
- вейвлет «французький капелюх», 207
- вейвлет Морле, 206
- вейвлет Хаара, 207
- векторелектроокулографія, 117
- векторкардіографія, 90
- векторне зображення, 147
- векторретинографія, 117
- вербальна інформація, 17
- вибіркова сукупність, 211
- вибіркове середнє, 213
- вимірювальне перетворення, 50
- вимірювальний перетворювач, 50
- випадкові похибки ВП, 58



випадкова величина, 215  
випадкова подія, 215

гіперехогенні тканини, 127  
гіпоехогенні тканини, 127  
гамма-ритм, 107  
генезис електричного сигналу серця, 82  
генеральна сукупність, 210  
генераторні ВП, 61  
гомеостаз, 9  
градувальна характеристика ВП, 52  
групування, 211

діапазон вимірювань, 52  
діелектрична проникність, 29  
дельта-ритм, 105  
дендрити, 42  
детермінований сигнал, 157  
динамічний діапазон, 52  
динамокардіографія, 117  
дискретизація сигналів, 174  
дискретне вейвлет-перетворення, 207  
дискретне перетворення Фур'є, 182  
дискретний сигнал, 156  
дисперсія, 214  
довжина хвилі, 157  
доплерографія, 126

евокована ЕЕГ, 108  
електрортіографія, 109

електрична ємність, 28  
електрична напруга, 27  
електрична провідність, 27  
електричний заряд, 25  
електричний опір, 27  
електрогастрографія, 118  
електроди, 77  
електроенцефалографія, 102  
електрокардіограма, 81  
електрокардіографічне відведення, 85  
електрокохлеографія, 118  
електроміографія, 112  
електроокулографія, 117  
електрореографія, 116  
електроретинографія, 117  
енергія сигналу, 160  
етичний критерій, 19  
ехокардіографія, 94

залежні події, 215

ймовірність, 215

кардіоінтервалографія, 117  
клітинна мембрана, 22  
класичний вейвлет, 206  
коефіцієнт кореляції, 217  
коефіцієнт перетворення, 52  
комбінований ВП, 62  
контрастна речовина, 132  
контурно-часова методика, 189  
критерій Стьюдента, 215, 216  
крупномасштабний аналіз, 197

мі-ритм, 107  
 магнітно-резонансна томографія, 135  
 мамографія, 122  
 метаболізм, 9  
 методи радіонуклідного дослідження, 137  
 модель Борна, 30  
 модель Данієллі – Давсона, 24  
  
 надійність тесту, 18  
 надійний інтервал, 215  
 напівтонове зображення, 149  
 натрій-калієва помпа, 35  
 негативна умовна точність, 19  
 незалежні події, 215  
 нейрон, 41  
 нейтральний електрод, 79  
 нелінійність ВП, 58  
 неперервне вейвлет-перетворення, 198  
 неперервне перетворення Фур'є, 168  
 нервові волокна, 42  
     аферентні, 42  
     еферентні, 43  
 норма, 11  
 нульовий електрод, 79  
 однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, 139  
  
 оптична ністагмографія, 118  
 п'єзоелектричні ВП, 68  
 піксель, 120  
 пірометри випромінювання, 66  
 палітрове зображення, 149  
 паралельні АЦП, 181  
 параметричні ВП, 61  
 патологія, 12  
 період, 158  
 питомий електричний опір, 27  
 пневмографія, 118  
 повнокольорове зображення, 149  
 позитивна умовна точність, 18  
 позитронно-емісійна томографія, 140  
 полікардіографія, 117  
 поріг чутливості, 54  
 послідовно-паралельні АЦП, 181  
 постійна складова сигналу, 161  
 потенціал  
     дії, 41, 44  
     рівноважний, 33  
     спокою, 33  
     трансмембранний, 32  
 потенціальний електрод, 79  
 потужність сигналу, 161  
 похибка ВП, 55

природні, 10  
прицип невизначеності Гейзенберга, 196  
прогресуюча похибка ВП, 58  
рівень значущості, 216  
рівняння  
    Больцмана, 31  
    Борна, 30  
    Голдманна – Ходжкіна – Катца, 35  
    Нернста, 33  
рідинно-мозаїчна модель мембрани, 24  
растрове зображення, 147  
регресійний аналіз, 218  
рентгенівська комп'ютерна томографія, 129  
рентгенівське зображення, 121  
рентгеноскопія, 122  
рецептор, 38  
роздільна здатність ВП, 58  
роздільна здатність зображення, 150  
розмах, 157  
розмах варіації, 213  
середнє значення сигналу, 161  
середнє квадратичне відхилення, 214  
серцевий синусовий вузол, 80  
сигма-ритм, 107  
сигнал, 156  
сила електричного струму, 27  
симптом, 15, 17  
синдром, 15  
систематична похибка ВП, 58  
скважність, 159  
смуга пропускання ВП, 59  
спектр сигналу, 164  
специфічність тесту, 16, 18  
стала часу, 60  
стандарт DICOM, 151  
стандартна похибка, 214  
стимул, 38  
сфигмографія, 95  
сцинтиграфія, 137  
теорія поверхневого потенціалу, 31  
теорема Котельникова–Найквіста, 178  
термографія, 145  
термопара, 65  
терморезистор, 64  
тета-ритм, 105  
тональна гранична аудіометрія, 118  
трансмісійна електронна мікроскопія, 143  
тривалість спаду імпульсу, 160  
тривалість фронту імпульсу, 160  
трикутник Ейнтховена, 87

узагальнений ряд Фур'є, 162  
ультразвукове дослідження,  
125

флебографія, 97  
флуоресцентна мікроскопія,  
141

флюороскопія, 122  
фонокардіографія, 117  
формула Стеджерса, 212  
фотоелектричні ВП, 72  
функція перетворення, 51

цифрова субстракційна анги-  
ографія, 134

частота, 157  
число Фарадея, 26  
чутливість ВП, 53  
чутливість тесту, 16, 18

швидкодія ВП, 59  
шкала Хаунсфілда, 132

ядерний магнітний резонанс,  
135

# Бібліографія

- [1] Норма в медицинской практике: справ. пособие / под ред. А. В. Литвинова. — М.: «МЕДпресс-информ», 2012. — 144 с. ISBN 978-5-98322-841-2
  
- [2] International statistical classification of diseases and related health problems. — 10th revision, edition 2010. — 3 vols. ISBN 978-924-154834-2
  
- [3] *Кутковецький В. Я.* Розпізнавання образів: навчальний посібник — Миколаїв, МДГУ ім. П. Могили, 2003. — 196 с. — ISBN 9967-458-81-4: 9.80
  
- [4] Біомедичні сигнали та їх обробка: навчальний посібник / В. Г. Абакумов, В. О. Геранін, О. І. Рибін, Й. Сватош, Ю. С. Синєкоп — К.: «ВЕК+», 1997. — 352 с. ISBN 966-7140-06-7
  
- [5] *Волькенштейн М. В.* Биофизика (2-е изд.) — М.: Наука, 1988. - 592 с. ISBN 5-02-013835-5
  
- [6] *Геннис Р.* Биомембраны. Молекулярная структура и функции / пер. с англ. — М.: Мир, 1997. — 624 с. ISBN 5-03-002419-0

- [7] *Рыбалъченко В. К., Коганов М. М.* Структура и функции мембран: практикум — К.: Вища школа, 1988. — 312 с. ISBN 5-11-000095-6
- [8] *Рафф Г.* Секреты физиологии / пер. с англ. — М.—СПб.: «БИНОМ» — «Невский диалект», 2001. — 448 с. ISBN 5-7989-0225-0 (БИНОМ), ISBN 5-7940-0088-0 (Невский диалект), ISBN 0-683-30238-8 (англ.)
- [9] *Ганонс' В. Ф.* Фізіологія людини: Підручник / пер. з англ. — Львів, БаК, 2002. — 784 с. ISBN 966-7065-38-3
- [10] *Чайченко Г. М.* Фізіологія людини і тварин: Підручник / Г. М. Чайченко, В. О. Цибенко, В. Д. Сокур — К.: Вища школа, 2003. — 463 с. ISBN 966-642-013-9
- [11] *Ванько В. М., Поліщук Є. С. та ін.* Вимірювальні перетворювачі (сенсори): Підручник — Львів, вид-во Львівської політехніки, 2015. — 584 с. — ISBN 978-617-607-777-0
- [12] *Готра З. Ю., Ільницький Л. Я., Поліщук Є. С. та ін.* Давачі: довідник — Львів: «Каменяр», 1995. - 312 с. — ISBN 5-7745-0233-3
- [13] Биосенсоры: основы и приложения. Пер. с англ. / Под ред. Э. Тёрнера, И. Карубе, Дж. Уилсона. — М.: Мир, 1992. — 614 с. — ISBN 5-03-001186-2
- [14] *Зубдинов Ю. И.* Азбука ЭКГ (изд. 3-е) — Ростов-на-Дону, изд-во "Феникс 2003. - 160 с. — ISBN 5-222-02964-6
- [15] *Головацький А. С., Черкасов В. Г., Сапін М. Р., Парахін А. І.* Анатомія людини. У трьох томах. Том 2. — Вінниця, «Нова книга», 2007. — 456 с. — ISBN 966-382-022-5 (повне зібрання), ISBN 978-966-382-062-0 (2-й том).

- [16] Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах — под. ред. С. Уэбба — М., Мир, 1991. — ISBN 5-03-001925-5
- [17] *Яворський Б. І., Рафа Т. М.* Методи та засоби комп'ютерної реконструктивної томографії: Навчальний посібник — Тернопіль: ТНТУ, 2010. — 100 с.
- [18] *David A. Lisle* Imaging for Students — Fourth Edition — CRC Press, 2012 — 312 p. — ISBN 9781444121827
- [19] Основи медичної інформатики: Підручник / Л. О. Момоток, Л. В. Юшина, О. В. Рожнова — К.: Медицина, 2008. — 168 с. — ISBN 978-966-8144-74-5.
- [20] Електронний ресурс. Стандарт DICOM: <http://www.cabiatl.com/mricro/dicom/index.html>
- [21] *A. Garcés Correa, E. Laciari, H. D. Patino, M. E. Valentinuzzi* Artifact removal from EEG signals using adaptive filters in cascade — Journal of Physics: Conference Series 90 (2007). DOI: 10.1088/1742-6596/90/1/012081
- [22] *Валтнерис А.Д.* Сфигмография как метод оценки изменения гемодинамики под влиянием физической загрузки: монография / А.Д. Валтнерис, Я.А. Яуя. — Рига : Зинатне, 1988 г. — 132 с.
- [23] *R. Polikar* The Wavelet Tutorial — Електронний ресурс, режим доступу: <http://web.iitd.ac.in/~sumeet/WaveletTutorial.pdf>  
Переклад: *Р. Поликар* Введение в вейвлет-переобразование — Електронний ресурс, режим доступу: <http://www.autex.spb.su/download/wavelet/books/tutorial.pdf>
- [24] *Витязев В. В.* Вейвлет-анализ временных рядов / учебное пособие — С-Пб., Изд-во С.-Петербургского университета, 2001. - 62 с.

- [25] *Шутко В. М., Шутко М. О., Колганова О. О., Пономарчук О. Д.* Методи та засоби стиснення інформації / навчальний посібник — К.: НАУ, 2012. — 168 с. — ISBN 978-966-598-754-3
- [26] *Хаймзон І.І., Желіба В.Т.* Основи медичної інформатики — К.: Вища школа, 1998. — 181с.