

Міністерство освіти і науки України  
Державний університет «Житомирська політехніка»

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

# **Отримання, перетворення та обробка біосигналів**

Навчальний посібник для студентів спеціальності  
163 – «Біомедична інженерія»

Житомир  
2023

*Р. О. Коломієць, Т. М. Нікітчук, Д. С. Морозов* Отримання, перетворення та обробка біосигналів: Навчальний посібник для студентів спеціальності 163 «Біомедична інженерія» – Житомир, Державний університет «Житомирська політехніка», 2023. – 293 с.

# Зміст

Передмова	9
I. Отримання біосигналів	10
1. Інформація в медицині	11
1.1. Класифікація медичної інформації. Норма і патологія	12
1.2. Основні методи медико-біологічних досліджень	15
1.3. Якісна та кількісна оцінка медико- біологічної інформації	20
2. Генезис біосигналів	23
2.1. Загальні властивості біосигналів	23
2.2. Мембранні потенціали. Потенціал спо- кою	25
2.2.1. Структура біологічних мембран	25
2.2.2. Електричні властивості мембран	29
2.2.3. Натрій-калієва помпа	41
2.3. Стимули та рецептори	43
2.4. Потенціал дії	47
2.4.1. Структура нервових волокон	48
2.4.2. Потенціал дії	51
2.5. Біомагнетизм	53
3. Вимірювальні перетворювачі для медико-біо- логічних вимірювань	56
3.1. Параметри і характеристики вимірюва- льних перетворювачів	58

3.2.	Класифікація вимірювальних перетворювачів	68
3.3.	Вимірювальні перетворювачі температури	72
3.4.	Вимірювальні перетворювачі тиску та деформацій	77
	3.4.1. <i>Тензометричний метод</i>	77
	3.4.2. <i>П'єзоелектричний метод</i>	79
	3.4.3. <i>Ємнісний метод</i>	80
	3.4.4. <i>Індукційний метод</i>	80
	3.4.5. <i>Резонансний метод</i>	81
3.5.	Фотоелектричні вимірювальні перетворювачі	81
	3.5.1. <i>Фотоелектричні ВП, що працюють на провіт</i>	82
	3.5.2. <i>Фотоелектричні ВП, що працюють на зворотне відбиття</i>	84
	3.5.3. <i>Фотоелектричні ВП, що працюють на розсіяне відбиття</i>	84
	3.5.4. <i>Чутливі елементи фотоелектричних ВП</i>	86
3.6.	Електроди для медико-біологічних вимірювань	87
4.	Основні типи сигналів, що використовуються у медичній практиці	91
4.1.	Біосигнали серця	91
	4.1.1. <i>Генезис біосигналів серця</i>	91
	4.1.2. <i>Електрокардіографічні відведення</i>	95

4.1.3.	<i>Трикутник Ейнтховена та електрична вісь серця</i>	100
4.1.4.	<i>Векторкардіографія</i>	102
4.1.5.	<i>Ехокардіографія</i>	106
4.1.6.	<i>Механокардіографічні методи</i>	107
4.2.	Біосигнали головного мозку	113
4.2.1.	<i>Електроенцефалографія</i>	115
4.2.2.	<i>Електрокортікографія</i>	124
4.3.	Біосигнали м'язів	127
4.4.	Інші види біосигналів	132
5.	Біомедичні зображення	136
5.1.	Фізичні принципи отримання основних видів біомедичних зображень	138
5.1.1.	<i>Рентгенівські зображення</i>	139
5.1.2.	<i>Ультрасонографія</i>	143
5.1.3.	<i>Комп'ютерна томографія</i>	147
5.1.4.	<i>Магнітно-резонансна томографія</i>	153
5.1.5.	<i>Методи радіонуклідних досліджень</i>	156
5.1.6.	<i>Флуоресцентна мікроскопія</i>	160
5.1.7.	<i>Трансмисійна електронна мікроскопія</i>	162
5.1.8.	<i>Медична термографія</i>	164
5.2.	Типи зображень	167
5.3.	Стандарт DICOM	170
5.3.1.	<i>Загальні положення</i>	170
5.3.2.	<i>Структура стандарту DICOM</i>	172
5.3.3.	<i>Модальності медичних зображень в DICOM</i>	174

5.3.4.	<i>Представлення DICOM-файлів</i>	178
5.3.5.	<i>Мережевий DICOM-протокол</i>	178
5.4.	DICOM Viewers. Засоби перегляду DICOM-файлів	182
5.4.1.	<i>Загальні вимоги до програм для перегляду DICOM-файлів</i>	182
5.4.2.	<i>Критерії для вибору DICOM Viewer'a</i>	183
5.4.3.	<i>Кілька популярних програм для перегляду DICOM-файлів</i>	185
II.	Перетворення біосигналів	190
6.	Сигнали та спектри	191
6.1.	Параметри сигналів	191
6.2.	Визначення спектра сигналу	197
6.2.1.	<i>Приклад: спектр меандра</i>	201
6.2.2.	<i>Властивості перетворення Фур'є</i>	204
7.	Перетворення аналогових сигналів схемотехнічними методами	207
7.1.	Загальна класифікація схемотехнічних методів перетворення сигналів	207
7.2.	Підсилення	208
7.3.	Частотна фільтрація	215
7.4.	Математичні дії із сигналами	220
8.	Перетворення аналогових сигналів на цифрові	223
8.1.	Квантування аналогових сигналів	223
8.2.	Спектр дискретизованого сигналу. Теорема Котельникова – Найквіста	227
8.3.	Аналого-цифрові перетворювачі	230
		233

III. Обробка біосигналів	
9. Обробка біосигналів у часовій області	234
9.1. Аналіз ЕКГ у часовій області	235
9.2. Контурно-часова методика	239
10. Обробка біосигналів у частотній області	243
10.1. Приклад: усунення на ЕЕГ-сигналі артефактів від ЕКГ	243
10.2. Основна ідея дискретного перетворення Фур'є	247
11. Основи вейвлет-перетворення	249
11.1. Обмеження використання перетворення Фур'є	249
11.2. Основна ідея крупномасштабного аналізу	254
11.3. Неперервне вейвлет-перетворення	256
11.3.1. Визначення НВП	256
11.3.2. Отримання НВП	258
11.3.3. Найбільш часто використовувані вейвлети	264
11.4. Основна ідея дискретного вейвлет-перетворення	266
12. Статистичні методи обробки інформації	268
12.1. Передумови використання статистичних методів у медицині	268
12.2. Генеральна та вибіркова сукупності	271
12.3. Усунення суб'єктивності при формуванні вибірки	274
12.4. Характеристики вибірки	276
12.5. Виявлення вірогідності відмінності середніх значень двох вибірок	279

12.6. Виявлення взаємозв'язку двох випадкових величин	282
12.7. Регресійний та дисперсійний аналізи даних результатів досліджень	283
Післямова	285
Предметний покажчик	287
Література	291



# 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» є другим виданням посібника «Отримання та обробка біосигналів», який вийшов у 2017 р.

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 університету. 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.

Всі зауваження та пропозиції щодо матеріалу навчального посібника просимо надсилати на електронну адресу [krt\\_kro@ztu.edu.ua](mailto:krt_kro@ztu.edu.ua).

**Частина I**

**ОТРИМАННЯ  
БІОСИГНАЛІВ**

## Розділ 1

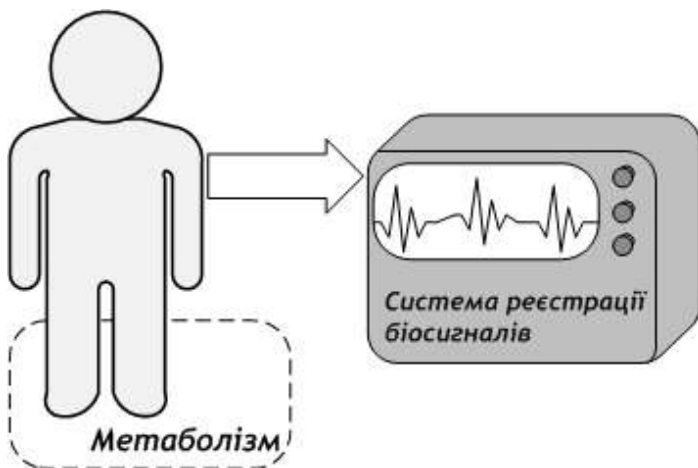
# Інформація в медицині

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 – це стійка динамічна рівновага в процесах обміну речовиною та енергією всередині організму і між організмом та навколишнім середовищем. Гомеостаз підтримується узгодженою безперервною роботою різних органів та систем органів (кровообігу, дихання, травлення, виділення, тощо), а провідну роль в ньому відіграє нервова система.

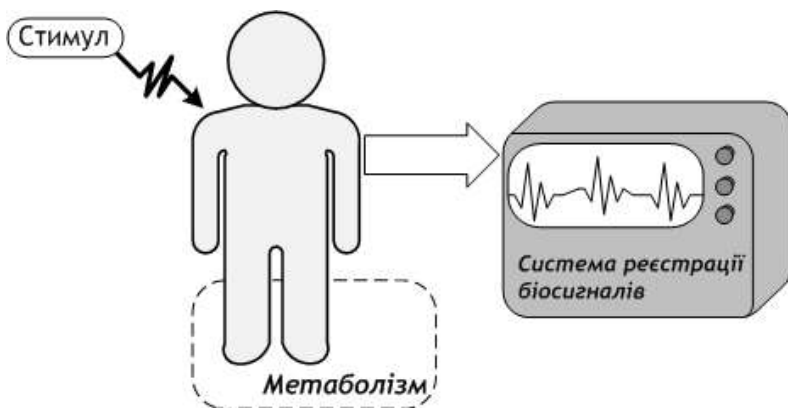
Інформацією у медицині є відомості про параметри та характеристики (динамічні або статичні) про роботу окремих клітин, тканин, органів, систем органів, а також всього організму в цілому. Такі відомості є необхідними для визначення миттєвого стану організму та побудови прогнозу його розвитку, і отримуються 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 вимірні, 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).



*Рис. 1.1 – Отримання нативного біосигналу*



*Рис. 1.2 – Отримання наведеного біосигналу*

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

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” – 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 (2023 рік) діє Міжнародна класифікація хвороб 11-го перегляду (МКХ-11, ICD-11), яка була представлена 18 червня 2018 року і набирала чинності з 1 січня 2022 року [2].

## **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).

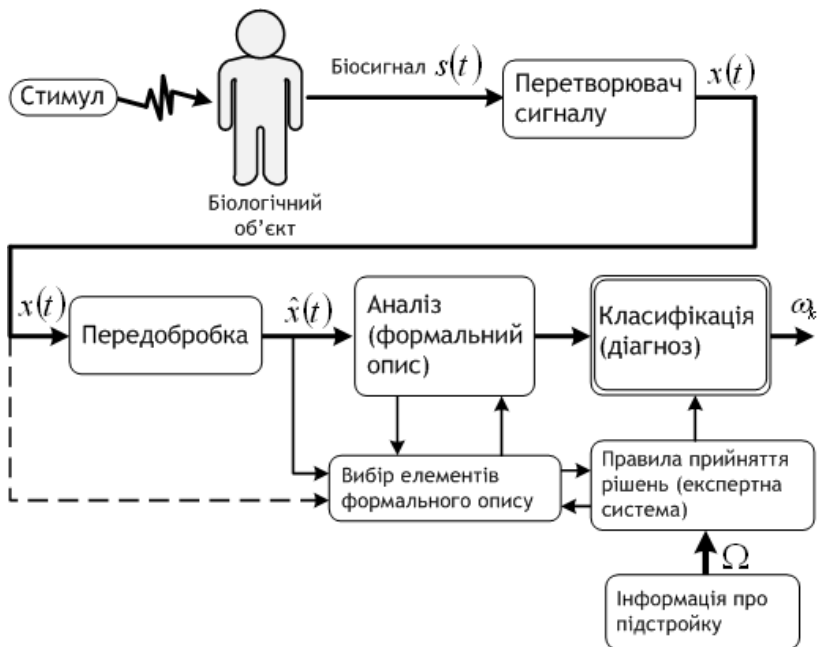


Рис. 1.3 – Загальна схема медико-біологічного дослідження

Під дією стимула (в загальному випадку – у випадку нативного 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 ме-

тою 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 кодування 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 навчаль-

ному 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 використовуються 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 підсилити, після чого за допомогою спеціальних апаратних засобів він передається по каналу зв'язку до вихідного 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 (або 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:

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

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

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

*Надійність або вірність тесту* – це ймовірність тесту дати вірну відповідь:

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

*Позитивна умовна точність* – ймовірність наявності хвороби у разі позитивного тесту:

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

*Негативна умовна точність* – ймовірність відсутності хвороби у разі негативного тесту:

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

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/органи</b>	<b>Розмах, мкВ</b>	<b>Частоти, Гц</b>
<b><i>Серце та кровоносна система</i></b>		
Електрокардіографія (ЕКГ)	50 – 5000	0,01 – 150
Векторкардіографія (ВКГ)	50 – 5000	0,01 – 150
Фетальна ЕКГ, ВКГ	10 – 300	0,01 – 150
Сфигмографія (СФГ)	–	0 – 20
Апекскардіографія (АКГ)	–	0 – 20
Ехокардіографія (ЕхоКГ)	–	10 – 20000
<b><i>Головний мозок</i></b>		
Електроенцефалографія (ЕЕГ)	2 – 300	0,1 --- 80
Електрокортікографія (ЕКоГ)	10 – 5000	0,1 --- 100
<b><i>М'язи</i></b>		
Електроміографія (ЕМГ)	1000 – 5000	0 – 10000
Електрогастрографія (ЕГГ)	10 – 8000	0,01 – 1
<b><i>Очі</i></b>		
Електроретінографія (ЕРГ)	5 – 1000	0 – 80
Електроокулографія (ЕОГ)	10 – 3000	0,05 – 100
Електронистагмографія (ЕНГ)	10 – 4000	2 – 2000
<b><i>Інше</i></b>		
Електроурертографія (ЕУГ)	10 – 400	20 – 100
Електрокохлеографія (ЕКхГ)		0 – 300
Тональна гранична аудіометрія	–	20 – 20000
Реографія	250 – 300	1000 – 10000



## **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 органоїдів 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, протяженність 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**

Клітинні мембрани складаються в основному з ліпідів та білків. В мембранах клітин ссавців міститься також

невелика кількість вуглеводів, що зв'язані з білками (гліко-протеїди) 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  $K^+$ ,  $Na^+$  та  $Cl^-$ . 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. Гортєру 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; Хьобер, 1926), вимірювання поверхневого натягу на межі ліпід – вода в залежності від добавок різних речовин (Д. Данієллі та Х. Давсон, 1935). Достатньо широкий огляд різних моделей біологічних мембран проведений в [6].

Тривалий час найпоширенішою моделлю біомембрани була модель Данієллі – 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 Данієллі – 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 доповнювалась і уточнювалась, 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, вивчення яких далеко не завершене, і точні фізичні механізми багатьох мембранних процесів остаточно не з'ясовані.

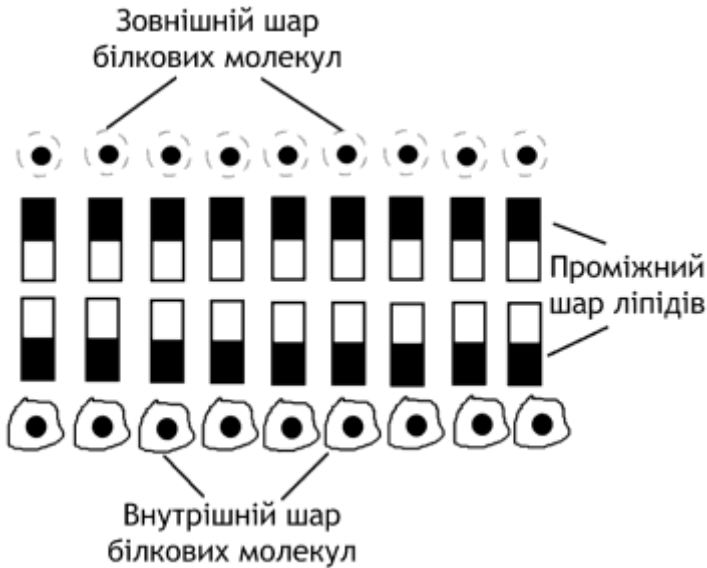
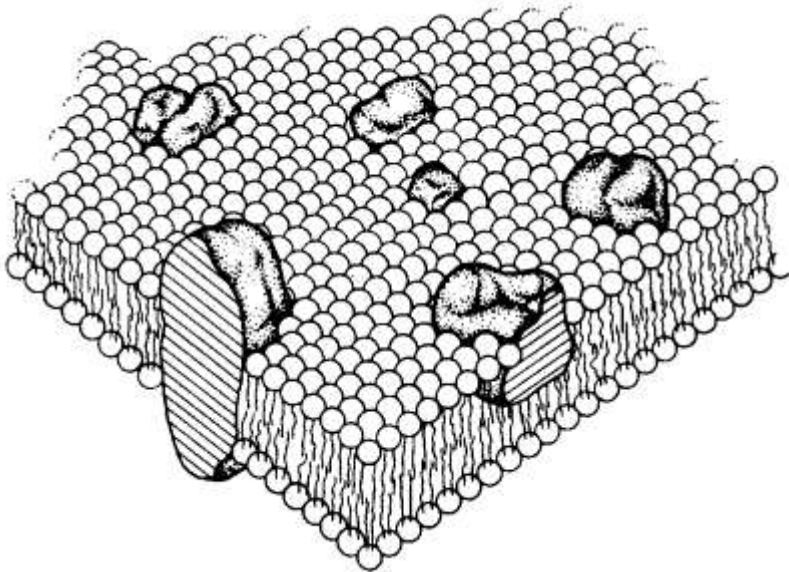


Рис. 2.1 – Модель біомембрани Данеллі – Давсона



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

### **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 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:

$$F = N_A e_0$$

де  $N_A = 6,022 \cdot 10^{23}$  – число Авогадро, і  $e_0$  – 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

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

одиницею вимірювання сили струму є ампер (А), який є однією з основних одиниць СІ та дорівнює Кл/с.

**5. Електрична провідність  $G$  або електричний 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:

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

Одиницею вимірювання провідності є сіменс (См), а одиницею 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 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. *Електрична 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  $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$  Ф/м – діелектрична стала, яка має фізичний зміст діелектричної проникності вакууму.

**8. Діелектрична проникність  $\epsilon_0$**  – 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 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  $25 \text{ \AA}$  (ангстрем,  $10^{-10}$  м). 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 трансмембранного 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  $\epsilon_1$  у середовище з діелектричною проникністю  $\epsilon_2$  визначається за формулою (рівняння Борна):

$$W = \frac{q^2}{2r} \left( \frac{1}{\epsilon_1} - \frac{1}{\epsilon_2} \right).$$

Діелектрична проникність води  $\epsilon_2$  дорівнює 81; для внутрішньої частини мембрани, як правило, використовують характерну для вуглеводнів величину  $\epsilon_1 = 2$ .

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 XX ст. Гюї та Чапменом, а у 20-х роках XX 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 протиіонів, 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.

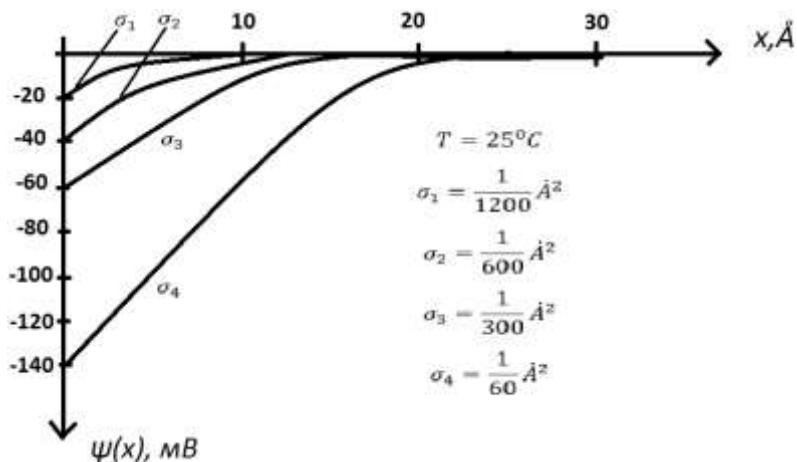


Рис. 2.3 – Залежність поверхневого потенціалу від відстані до поверхні зарядженої мембрани згідно теорії Гюї – Чапмена – Штерна

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

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

де  $c(x)$  та  $\Psi(x)$  – 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 відрізнитися від  $\Delta\Psi$  внаслідок асиметрії розподілу поверхневих зарядів.  $\Delta\Psi$  також називають *потенціалом спокою*, і саме цю величину вимірюють парою електродів.

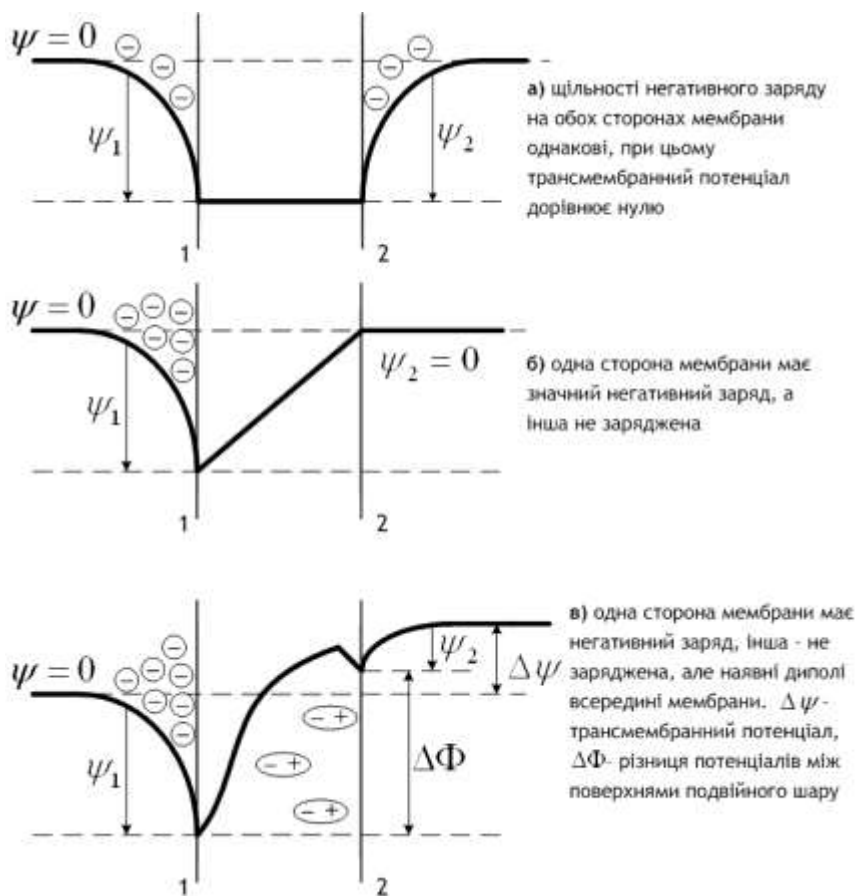
Загальний розподіл вільної енергії мембранних зарядів показаний на рис. 2.5.

Особливої уваги заслуговує основна складова транс-мембранного 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;  $c_{out}$  та  $c_{in}$  – 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.



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

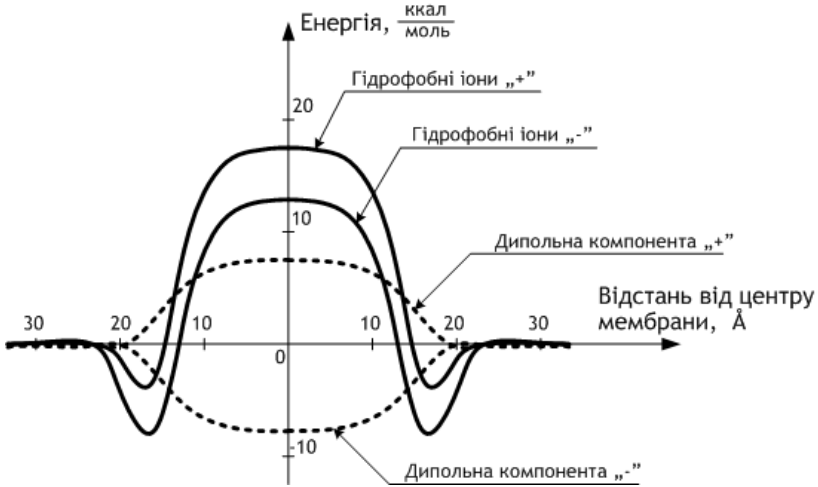


Рис. 2.5 – Теоретичний трансмембранний профіль вільної енергії з урахуванням вкладу енергії Борна, енергії електростатичного відображення та дипольних компонент

Насправді рівень мембранного потенціалу залежить не тільки від концентрації іонів калію, але і від концентрації іонів  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$  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 – 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 а.о.м.) і додаткової  $\beta$ -субодиниці (з молекулярною масою приблизно 55 000 а.о.м.) – рис. 2.6 [9]. Цитоплазматична сторона  $\alpha$ -субодиниці зв'язує одну молекулу АТФ<sup>1</sup> і три іони внутрішньоклітинного  $\text{Na}^+$ , який потім обмінює на два іони позаклітинного  $\text{K}^+$ . Для одного циклу обміну потрібен гідроліз однієї молекули АТФ, оскільки викачування іонів  $\text{Na}^+$  і  $\text{K}^+$  проти градієнтів їх концентрації пов'язане із затратами енергії. Натрій-калієву помпу називають електрогенним механізмом обміну, оскільки обмін трьох внутрішньоклітинних іонів  $\text{Na}^+$  на два позаклітинні іона  $\text{K}^+$  змінює сумарний внутрішньоклітинний заряд на -1.

Робота  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$ -помпи відбувається наступним чином. Обидві частини білкової молекули проходять через клітинну мембрану (рис. 2.6).  $\beta$ -субодиниця є глікопротеїном, і весь транспорт іонів  $\text{Na}^+$  і  $\text{K}^+$  іде через  $\alpha$ -субодиницю. Роз'єднання  $\alpha$ - і  $\beta$ -субодиниць зумовлює припинення активності.  $\beta$ -субодиниця має єдиний трансмембранний домен та три позаклітинні ділянки глікозилювання (позн. б 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  $\text{NH}_2$ -

---

<sup>1</sup> Аденозинтрифосфат (АТФ) – 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.

та СООН-кінцями, які розташовані всередині клітини. Вона має внутрішньоклітинні  $\text{Na}^+$ - та АТФ-зв'язувальні ділянки (позн. відп. 1 та 5 – рис. 2.6), ділянку фосфорилування (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  $\alpha$ -субодиноцею, 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  $\text{K}^+$ , фосфорилуючи  $\alpha$ -субодиноцею, яка набуває своєї попередньої конфігурації і виштовхує цей іон  $\text{K}^+$  у цитоплазму.

У клітинних мембранах різних біологічних тканин  $\alpha$ - і  $\beta$ -субодиноці 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 Нернста 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> Убаїн – фермент, який регулює діяльність натрій-калієвої помпи.

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

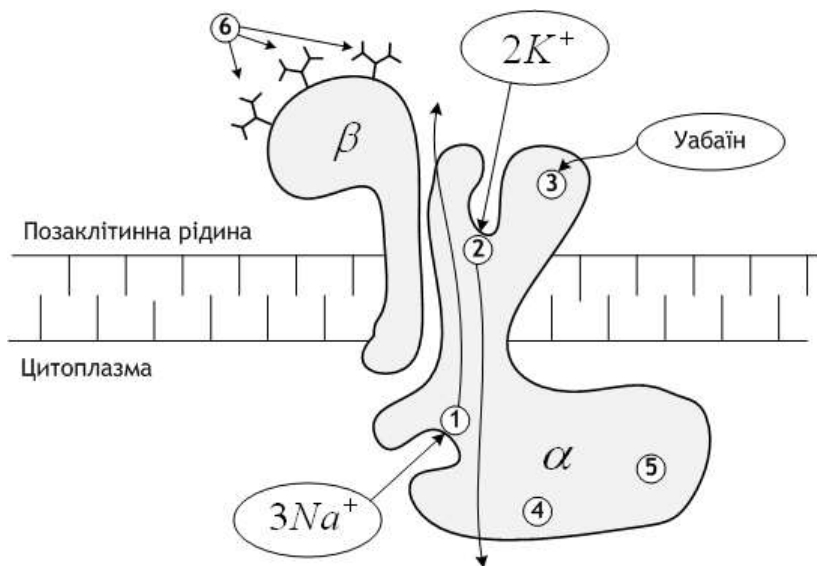


Рис. 2.6 –  $Na^+ - K^+$ -помпа

### 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 понад-порогового рівня.

**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 тривалі-

стю подразнення має вигляд гіперболи, яку називають *кривою Ланіка* (рис. 2.7), де реобаза – 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.

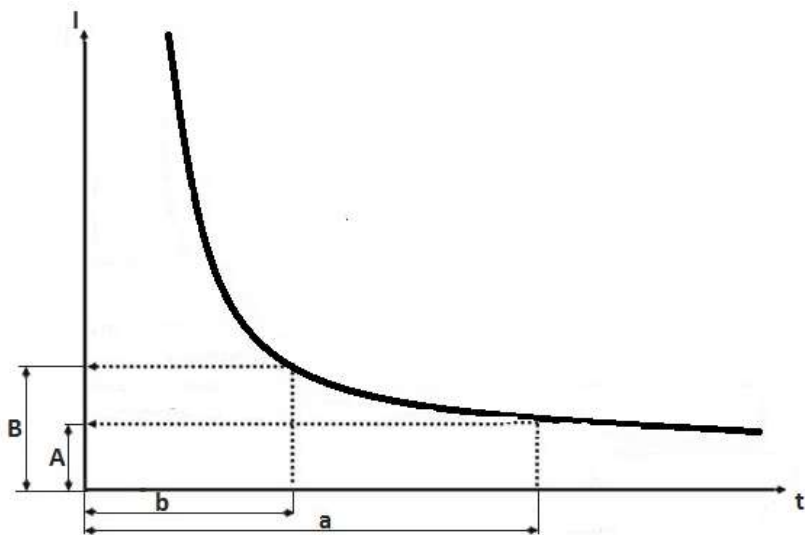


Рис. 2.7 – Крива Ланіка (*A* – реобаза, *B* – подвоєна реобаза, *a* – корисний час, *b* – хроноаксія)

**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) *терmoreцептори* – 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.

б) *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.

7) *рецептори болю* – являють собою нервові закінчення на шкірі. Звичано у людини їх від 50 до 100 на  $\text{см}^2$ . Біль можливо викликати як механічною дією, так і холодом, теплом, електрикою, хімічними речовинами тощо.

## 2.4. Потенціал дії

Окрім розглянутого вище трансмембранного потенцілу (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.

Одним з головних функціональних елементів нервової системи є нервова клітина – *нейрон*. Нейрон був відкри-

тий у 1835 р. 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*.

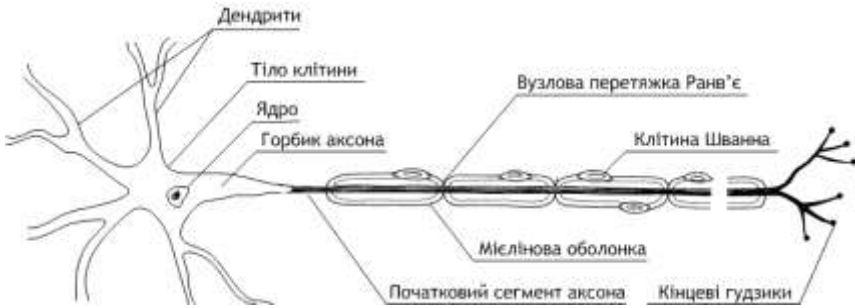


Рис. 2.8 – Структура рухового нейрона з мієлінізованим аксоном

#### 2.4.1. Структура нервових волокон

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 розгалужуються від тіла клітини. Також їх називають доцентровими волокнами, оскільки за їх допомогою нервові імпульси передаються у тіло клітини. Ці нервові волокна короткі, проте дуже розгалужені – їх сумарна площа поверхні у десятки і сотні разів перевищує площу поверхні тіла нейрона. По нервовому волокну пере-



даються фізико-хімічні зміни, які є наслідком як зміни електричної рівноваги, так і звільнення CO<sub>2</sub>, біохімічних реакцій за участю особливих речовин (медіаторів), а також тепла.

*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 1 м – *аксон*. Він починається з дещо потовщеної ділянки тіла нервової клітини – горбика аксона. Початкову частину аксона називають початковим сегментом. Ближче до закінчення аксон розгалужується тонші волокна, які закінчуються 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 розгалуджень 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.



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

Функцією мієліну є ізоляція аксона. Втрата мієліну супроводжується уповільненням або припиненням передавання нервових імпульсів демієлінізованими аксонами. Цей процес є причиною важкого автоімунного захворювання – розсіяного склерозу.

## 2.4.2. Потенціал дії

У випадку нанесення подразнення і передавання по аксону нервових імпульсів, виникають характерні короткочасні зміни потенціалів, які називають *потенціалом дії* і реєструють у разі досягнення імпульсом поверхневого електроду. 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 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 гіперполя-

ризації клітини. на протязі послідовних стадій розвитку потенціалу дії та короткого наступного періоду проникність мембрани для іонів  $K^+$  може збільшитися у 30 разів та більше.

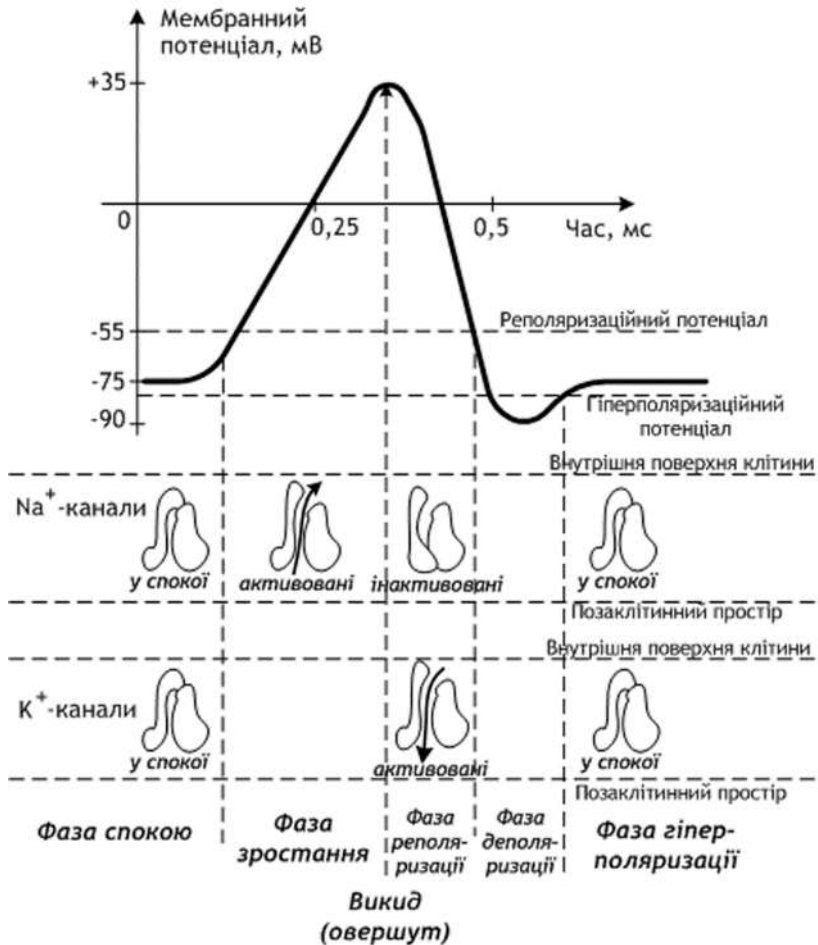


Рис. 2.10 – Зміни потенціал-залежних  $Na^+$ - і  $K^+$ -каналів, які викликають потенціал дії у нервових клітинах

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 в кінці 70-х років ХХ ст.

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 вимірюванні 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

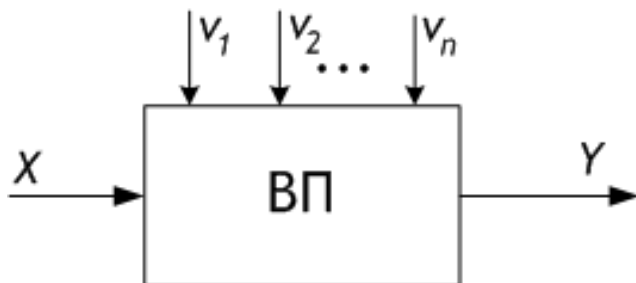
## Вимірювальні перетворювачі для медико-біологічних вимірювань

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



*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.



*Рис. 3.1 – Вимірювальний перетворювач*

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 може бути визначена і істинна функція перетворення. Можливо визначити лише дійсну функцію перетворення, приймаючи за  $X$  та  $Y$  деякі їх значення, знайдені експериментальним шляхом та наближені 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 таблиці 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  $K_{nom}(X) = \text{const}$  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*:

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

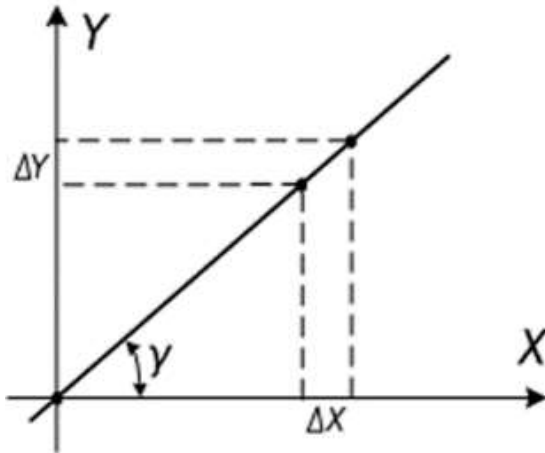


Рис. 3.2 – Характеристика лінійного ВП

**3. Діапазон вимірювань, або динамічний діапазон** – це діапазон значень вхідної величини, в якому можуть бути проведені вимірювання. Динамічний діапазон часто вимірюється у 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  $X$ :  $S = \operatorname{tg} \gamma$  – 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:

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

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

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

Окрім чутливості, також використовується термін *порог 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. Порог 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

$$P_T = 4k_B T \Delta f,$$

де  $k_B$  – 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:

$$U_T = \sqrt{P_T R} = \sqrt{4k_B T \Delta f R}$$

У напівпровідникових перетворювачах з різними структурами спостерігається температурний дрейф напруги зміщення та струмів переходів, які також погіршують поріг чутливості при перетворенні сигналів, які повільно змінюються. 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 співпадає 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]:

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

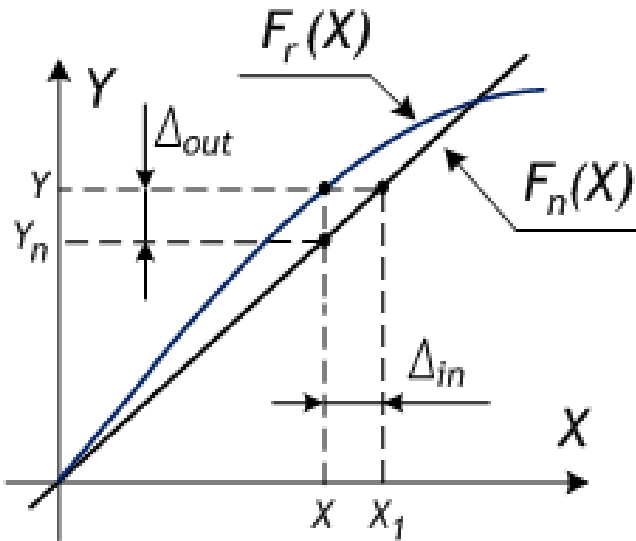


Рис. 3.3 – Графічне представлення похибки ВП на вході та виході

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  $Y$ :

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

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:

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

Відносні похибки по входу та по виходу визначаються як

$$\begin{aligned} \delta_{in} &= \frac{\Delta_{in}}{X} = \frac{K_r(X) - K_{nY}(X)}{K_{nY}(X)} = \frac{K_r(X)}{K_{nY}(X)} - 1, \\ \delta_{out} &= \frac{\Delta_{out}}{Y} = \frac{K_r(X) - K_n(X)}{K_n(X)} = 1 - \frac{K_n(X)}{K_r(X)}. \end{aligned}$$

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 ате-стації вимірювального приладу за зразковими мірами.

*Прогресуюча похибка* – це процес, який повільно змінюється у часі та обумовлений старінням елементів, з яких складається ВП. Цей процес нестаціонарний, і тому таку похибку можливо скорегувати лише у *даній 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 ВП N* – це різниця між істинним  $Y_r$  та прийнятим (вимірним)  $Y_1$  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.

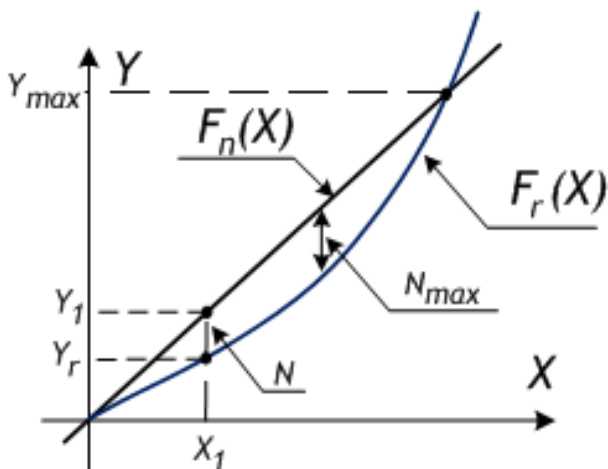


Рис. 3.4 – До визначення нелінійності ВП

Всі перелічені параметри і характеристики ВП називаються *статичними*, оскільки в них немає залежності від часу. 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 якої чутливість  $S$  не менше, ніж  $\frac{S_{max}}{\sqrt{2}}$  – рис. 3.5.

**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).

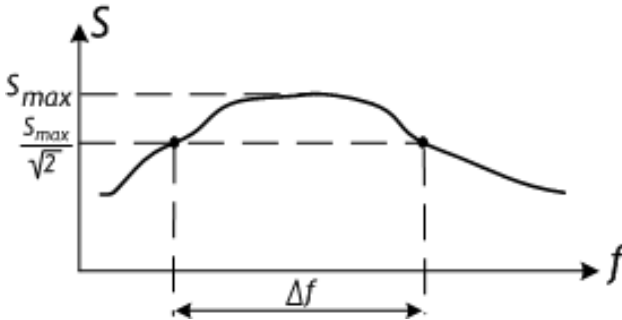


Рис. 3.5 – Смуга пропускання ВП

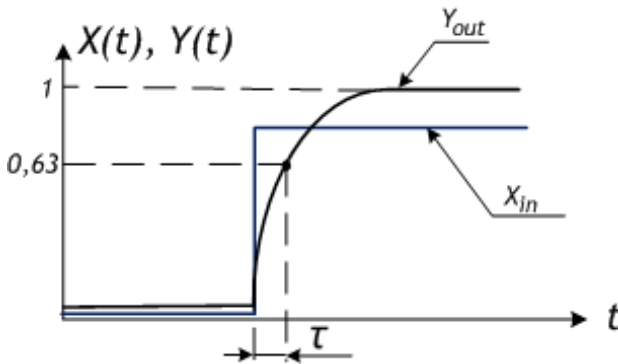


Рис. 3.6 – Стала часу ВП

## 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» 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.

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

*Параметричні ВП* (або «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.

Таблиця 3.1

**Вхідні та вихідні величини генераторних ВП**

<b>Вхідна величина</b>	<b>Фізичний ефект</b>	<b>Вихідна величина</b>
Температура	Термоелектричний ефект	Напруга
Потік оптичного випромінювання	Піроелектричний ефект	Заряд
	Зовнішній фотоефект	Струм
	Внутрішній фотоефект у напівпровіднику з <i>p-n</i> -переходом	Напруга
Сила, тиск	П'єзоелектричний ефект	Заряд
Швидкість	Електромагнітна індукція	Напруга
Переміщення	Ефект Холла	Напруга

Таблиця 3.2

**Вхідні та вихідні величини параметричних ВП**

<b>Вхідна величина</b>	<b>Параметр, що змінюється</b>	<b>Матеріали</b>
Температура	Електричний опір	Метали, напівпровідники
Потік оптичного випромінювання	Електричний опір	Напівпровідники
Сила, тиск	Електричний опір	Сплави нікелю, легований кремній
Переміщення	Магнітна проникність, електричний опір	Феромагнітні сплави, магнітно-резистивні метали (вісмут)
Вологість	Електричний опір, діелектрична проникність	Хлористий літій, оксид алюмінію, полімери

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  $U_{out}$  якої характеризує зміну імпедансу  $Z$  вимірювального перетворювача (рис. 3.7, б).

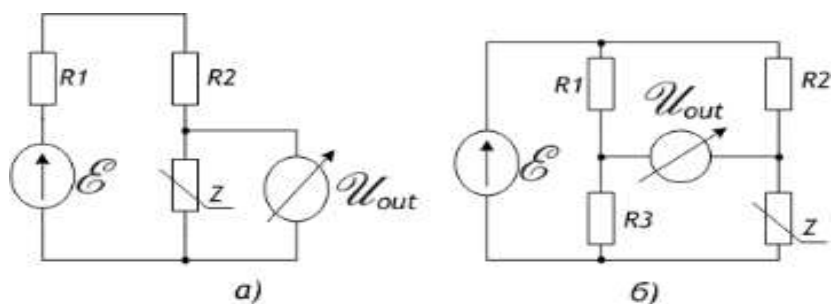


Рис. 3.7 – Основні схеми включення параметричних ВП

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).

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.

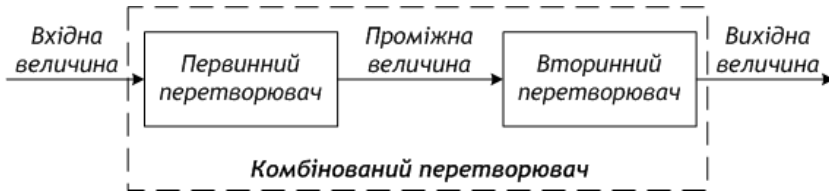


Рис. 3.8 – Комбінований вимірювальний перетворювач

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* та *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. Іс-

тотним 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 спайки 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  $+800$  °С, платино-платинородієвих до  $+1600$  °С, вольфрамо-молібденових до  $2400$  °С 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* – це 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 цих 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 заломлення 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 розчину 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'єзрезонатор. 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'єзрезонатор. 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'єзрезистивний, 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 дровові 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 металоскляному 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, турисин, титанат барію та інші. Суть п'єзоелектричного ефекту полягає в тому, що якщо спеціальним чином вирізані кварцові пластини піддати стисканню з силою  $F$ , то на її поверхні виникнуть заряди різних знаків. Значення заряду  $Q$  пов'язане із силою  $F$  співвідношенням

$$Q = kF$$

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 складається 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 кристалу кварцу, підключеного в електричну схему і його поляризація. У результаті зміни тиску частота коливань кристала змінюється. Підібравши 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 зворотнє 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.

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 досліджуванний 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 за-

слінки  $x$  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.

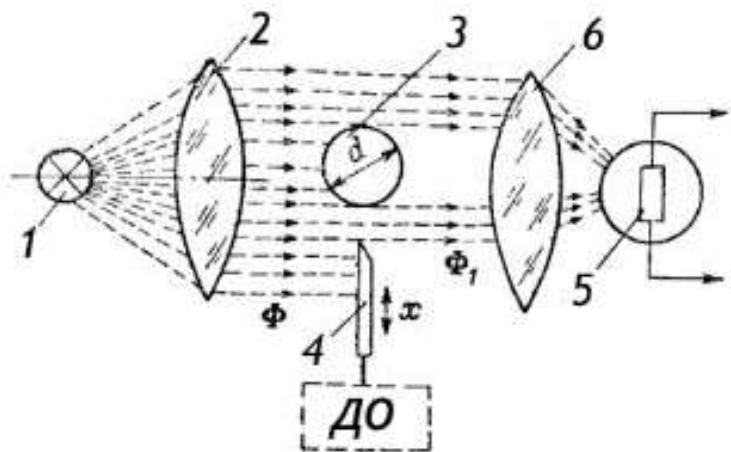


Рис. 3.9 – Фотоелектричний ВП, що працює на просвіт

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

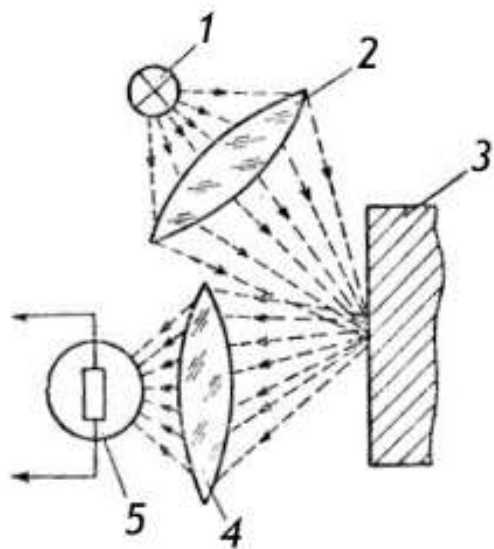
само конус, якщо лінзи випромінювача й приймача мають різний діаметр. Ефективний промінь не може виходити за межі діаграми спрямованості випромінювача й поля зору приймача.

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

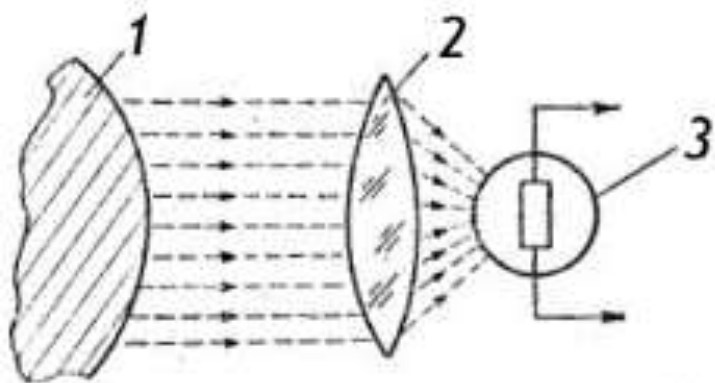
У ВП цього типу (рис. 3.10) джерело світла 1 і оптична система 2 формують вузький світловий промінь, який після віддзеркалення від об'єкту 3 потрапляє через збираючу і фокушуючу оптичну систему 4 на фотоелемент 5. Кількість відбитого світла, що потрапляє на фотоелемент, залежить від відбивної здатності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



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



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

### 3.5.4. Чутливі елементи фотоелектричних ВП

В якості чутливих елементів у фотоелектричних ВП використовуються фотоелементи із зовнішнім, вентильним 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).

*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 фотоелементу. Серед них виділяють фотодіоди (рис. 3.12, б), фототріоди (фототранзистори – рис. 3.12, в та фототиристоры – рис. 3.12, г) і фоторезистори (рис. 3.12, а).

Фотодіоди і фототріоди 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.

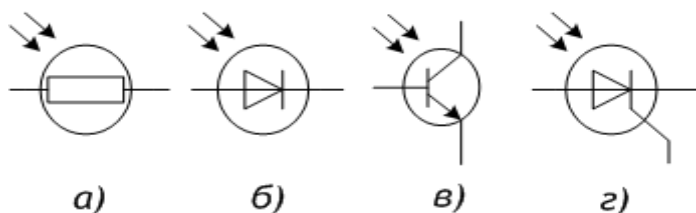


Рис. 3.12 – Умовні графічні позначення фотоелементів

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. Еле-

ктроди 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:

- швидко фіксуватися і зніматися;
- бути дешевими;
- мати високу стабільність електричних параметрів;
- мати високу еластичність при достатній механічній міцності;
- не давати артефактів чи створювати завад і втрат корисного сигналу, особливо на контактному опорі електрод – шкіра;
- не накопичувати іонів металів у навколишніх тканинах;
- бути стійкими до корозії;
- не бути токсичними, бути інертними до амінокислот та інших хімічно-активних речовин організму людини.

Величина контактного 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].

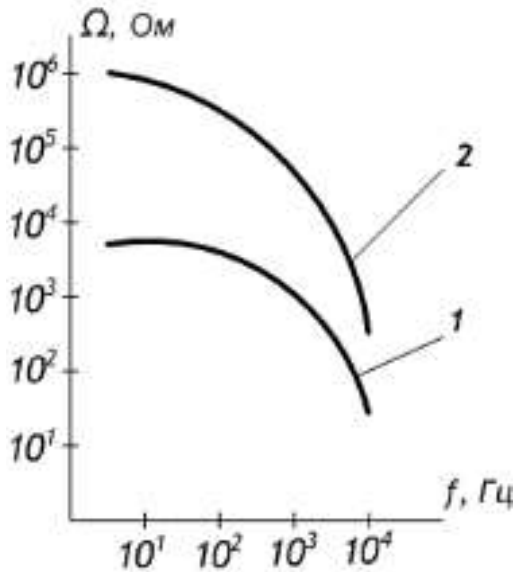


Рис. 3.13 – Частотна залежність опору електрод-шкіра

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 клеми вимірювального приладу.

## Розділ 4

# Основні типи сигналів, що використовуються у 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 sinoatrialis*) – 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 латинськими 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 вимірний 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 мілівольту (мВ) – рис. 4.2.

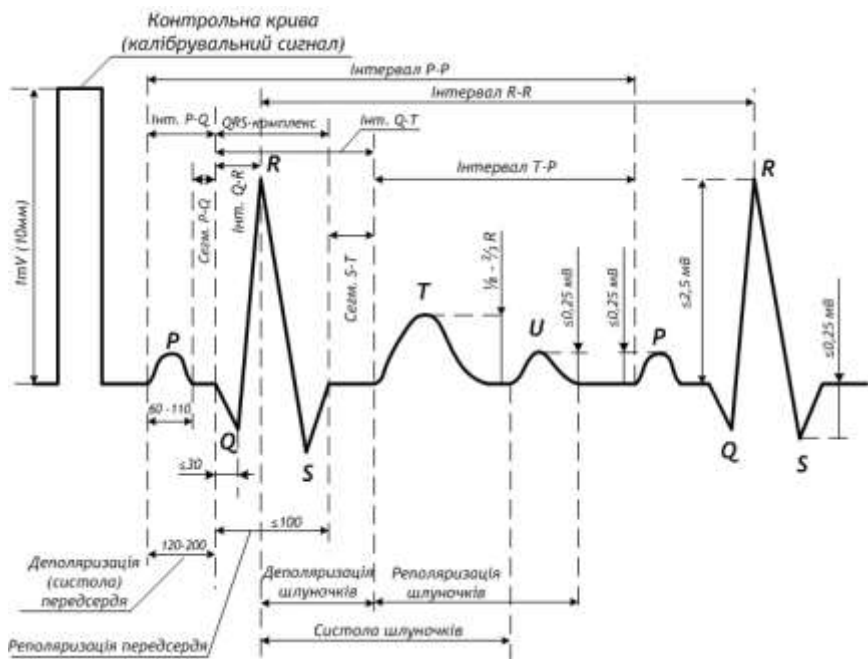


Рис. 4.2 – Базові хвилі ЕКГ

Генезис електричного біосигналу серця добре вивчений (див., наприклад, [8, 9, 19, 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 стрічкопротяжного 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 Пуркін'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.

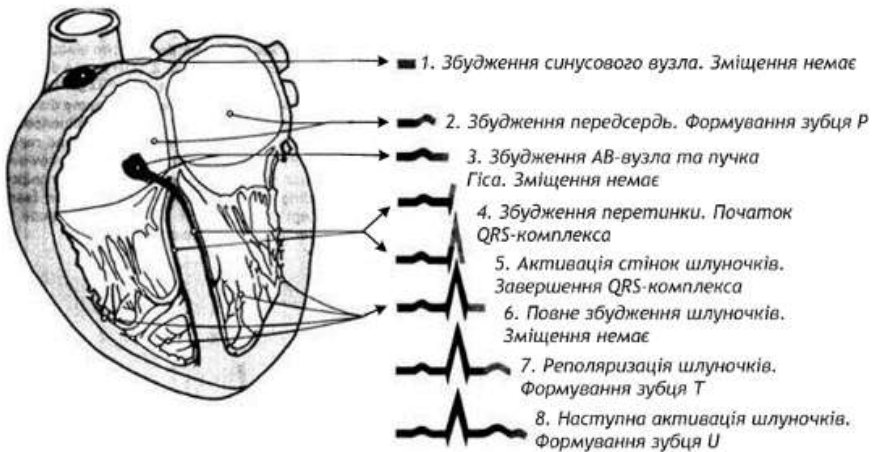


Рис. 4.3 – Формування ЕКГ-сигналу

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 діастоли 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 переддіастоли (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 передсердя 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.

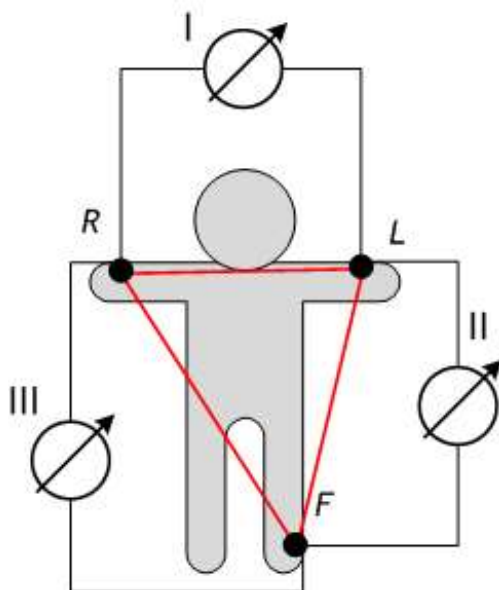
Записуючи різницю потенціалів між двома – права рука (R) і ліва рука (L), один з основоположників електрокардіографії В. Ейнтховен (Einthoven, 1903) запропонував таку позицію двох реєструючих електродів назвати першою стандартною позицією електродів (або першим відведенням), позначаючи її римською цифрою 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

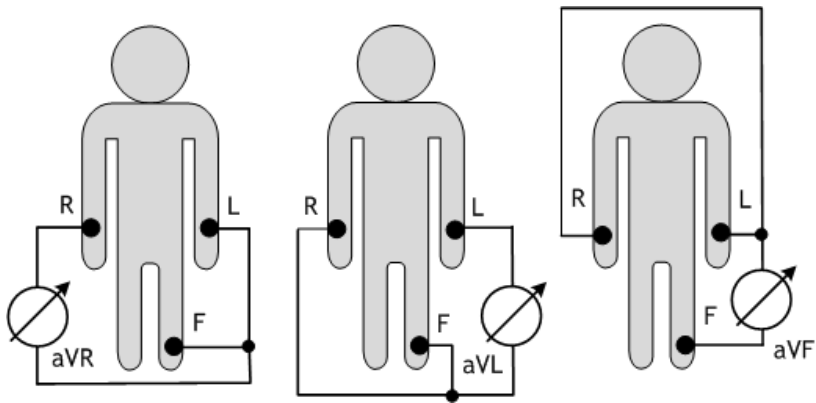


лівої руки – жовтий, до лівої ноги – зелений, а нейтральний (приєднується до правої ноги) – чорний.

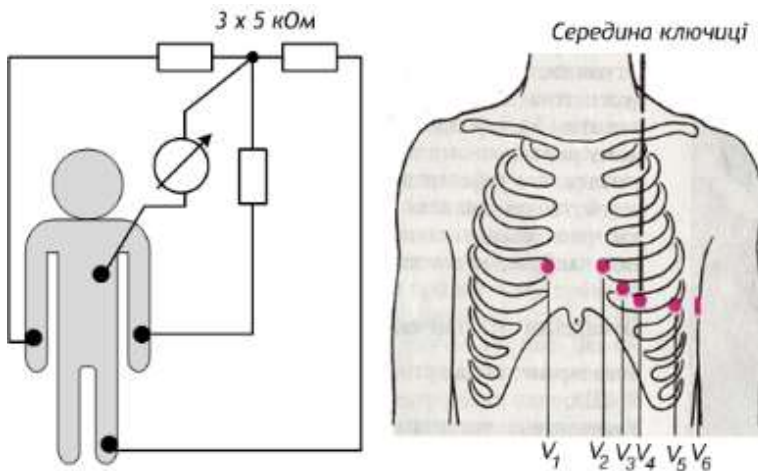


*Рис. 4.4 – Стандартні електрокардіографічні відведення за Ейнтховеном*

При записі ЕКГ у стандартних відведеннях за Ейнховеном 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).



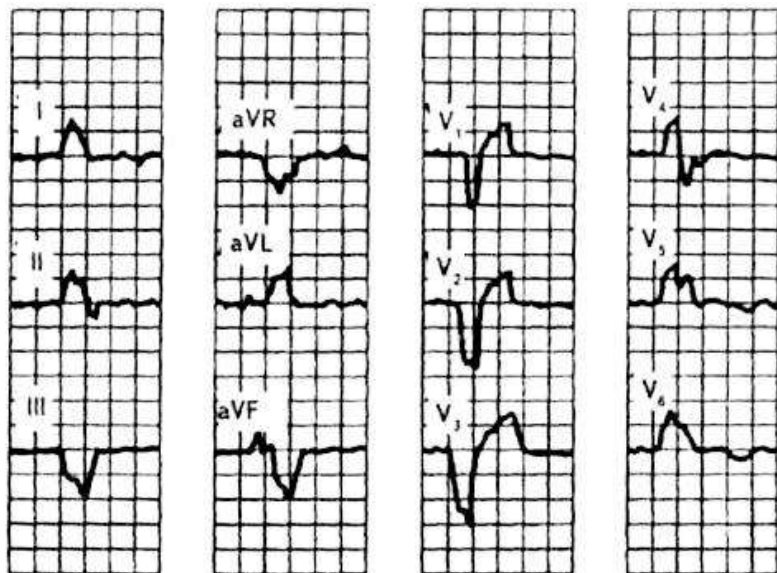
*Рис. 4.5 – Кінцеві уніполярні відведення за Гольдбергом*



*Рис. 4.6 – Стандартні електрокардіографічні відведення за Вільсоном*

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.



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

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 різноманіття 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 проекціями серцевого вектора (*трикутник Ейнтховена*). На рис. 4.9 графічно показаний кут  $\alpha$ , який визначає так звану електричну вісь серця (точніше – орієнтацію миттєвого вектора у фронтальній площині).

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

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

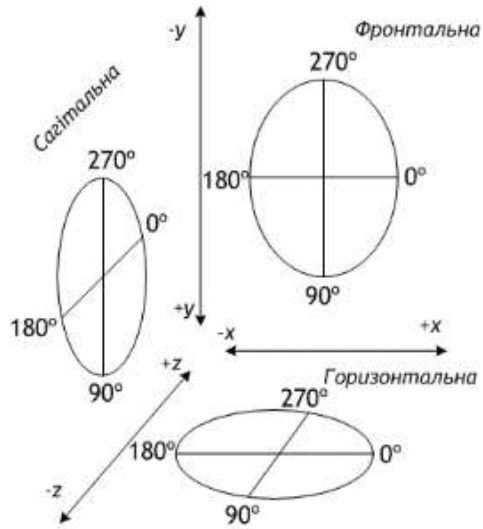


Рис. 4.8 – Способи позначення вісей, площин та кутів

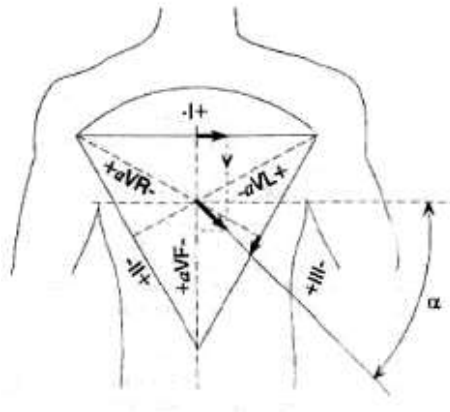


Рис. 4.9 – Трикутник Ейнтховена

У медичній практиці розрізняють такі основні орієнтації серцевого вектора:

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

#### **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]:

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

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

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

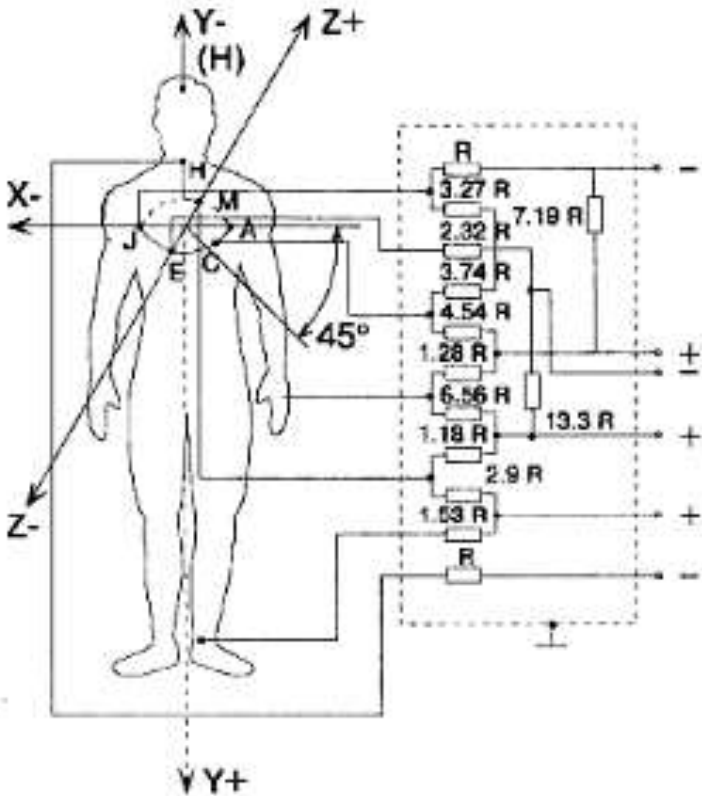


Рис. 4. 10 – Підключення електродів за Франком

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

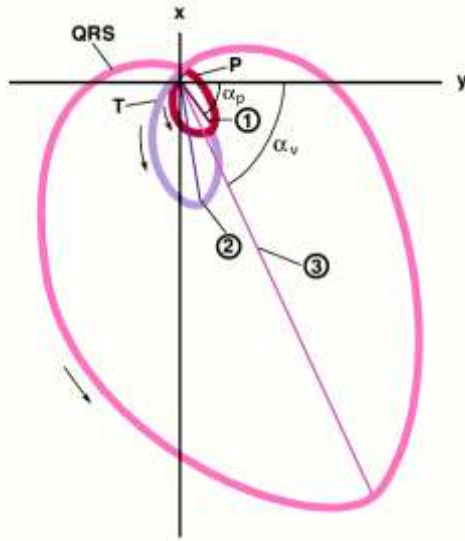


Рис. 4.11 – Типова ВКГ здорової людини

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 невизначно, 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 у.



Ізоелектрична (ізопотенціальна) точка – це проєкція ізоелектричної лінії електрокардіограми, тобто точка, з якої починаються і закінчуються рухи всіх векторів, або, інакше, всіх петель.

Петля Р 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...0,1 с. 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 напрямам: 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 трьохвимірною зображення серця (рис. 4.12).

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.



*Рис. 4.12 – Ехокардіограма, на якій добре видно 4 камери 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, тону су та еластичності стінок артерій.

Реєстрована на сонних артеріях сфигмограма центрального пульсу має виражену схожість з кривою тиску в ао-

рті, 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.

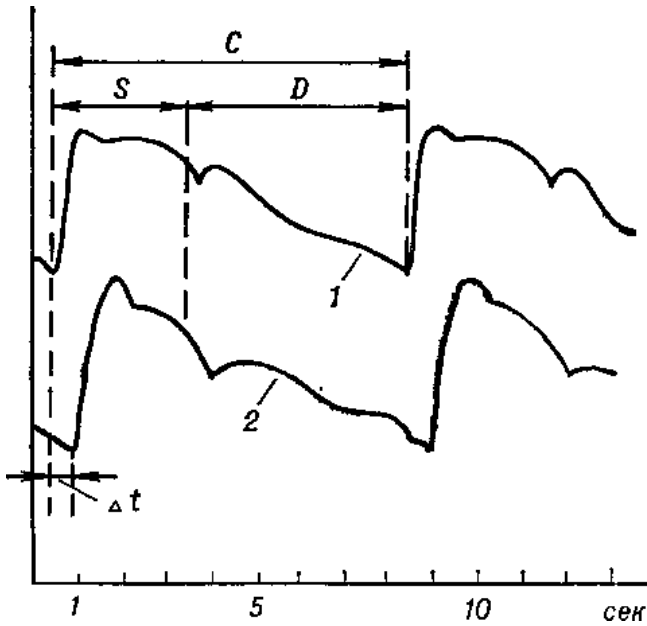


Рис. 4.13 – Схема визначення по каротидній (1) та стегновій (2) сфигмограмам основних фаз серцевого циклу

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 пробігу 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).

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

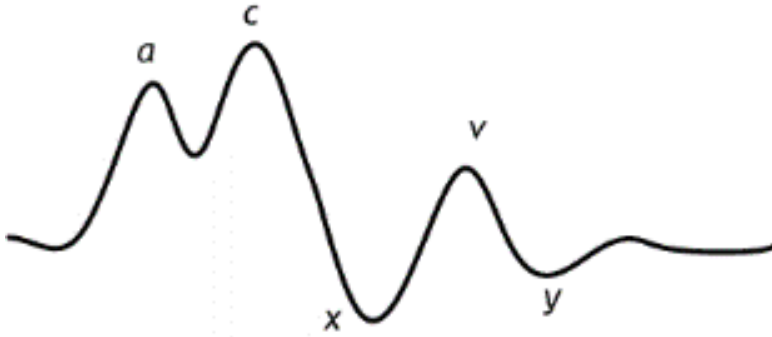
$$V = \frac{0,6 \cdot 1333 \cdot Q(P_s - P_d) \cdot S \cdot C}{1,06 \cdot a \cdot D},$$

де 0,6 – поправочний коефіцієнт; 1333 – коефіцієнт переведення значень тиску, виражених у мм.рт.ст. в іншу розмірність – в г/см<sup>2</sup>; 1,06 – щільність крові в г/см<sup>3</sup>;  $Q$  – площа перетину аорти в см<sup>2</sup>;  $P_s$  – тиск систоли в мм.рт.ст.;  $P_d$  – тиск діастоли в мм.рт.ст.;  $a$  – швидкість розповсюдження пульсової хвилі в 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 украй мало, і тому венозний пульс від-

биває 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 ємкісного 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 мм/с.



*Рис. 4.14 – Типова флебограма здорової людини*

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 літерами *a*, *c*, *x*, *v* та *у*. 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 венах знижується. Хвиля *v* (шлуночкова) – виникає тоді, коли передсердя наповнюються кров'ю і є показником розслаблення шлуночків. Хвиля *у* обумовлена надходженням крові у праве передсердя, в результаті чого тиск у венах знову знижується.

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 діастоли 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.

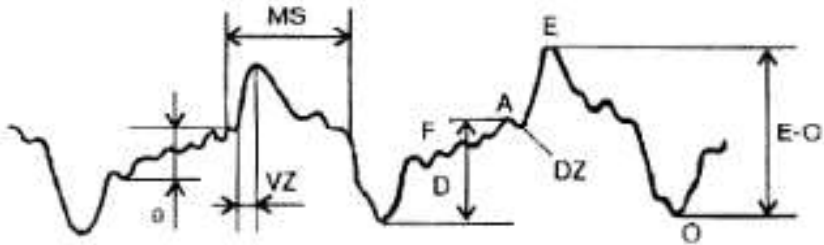


Рис. 4.15 – Типова апекскардіограма здорової людини

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

Як і всі інші відомі методи вивчення центральної гемодинаміки, механокардіографічні методи мають свої пере-

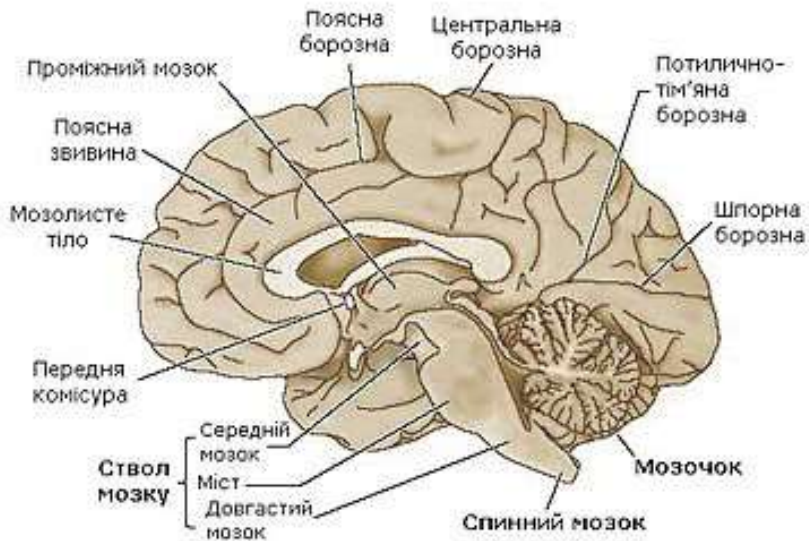


ваги та недоліки. До їх переваг відноситься технічна простота і нетравматичність процедури, можливість проводити будь-яку необхідну кількість повторних досліджень, а також відсутність впливу самої процедури на гемодинаміку. Недоліки методу полягають в неможливості точно визначити абсолютні значення ударного 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.

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



*Рис. 4.16 – Головний мозок людини*

Вважається, 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).

**Функції основних відділів головного мозку людини**

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

**4.2.1. Електроенцефалографія**

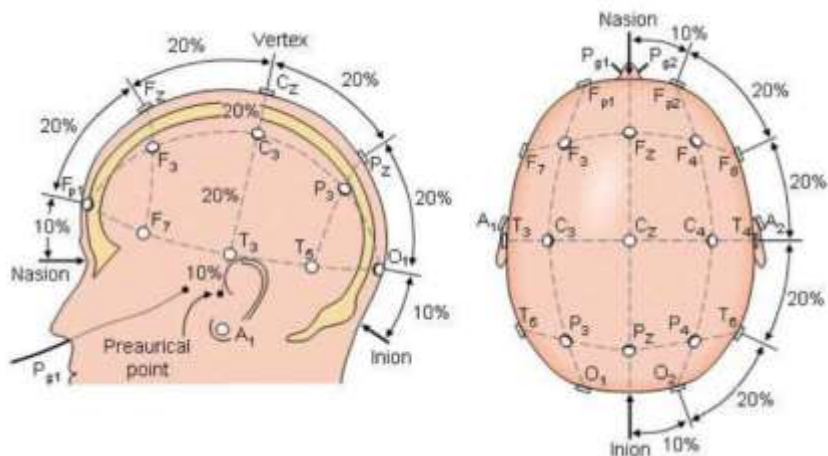
*Електроенцефалографія* (ЕЕГ) – це метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічний стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер. Метод полягає в реєстрації та аналізі сумарної біоелектричної активності головного 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 дослідях на тваринах (під назвою «електроцефалографія») 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.

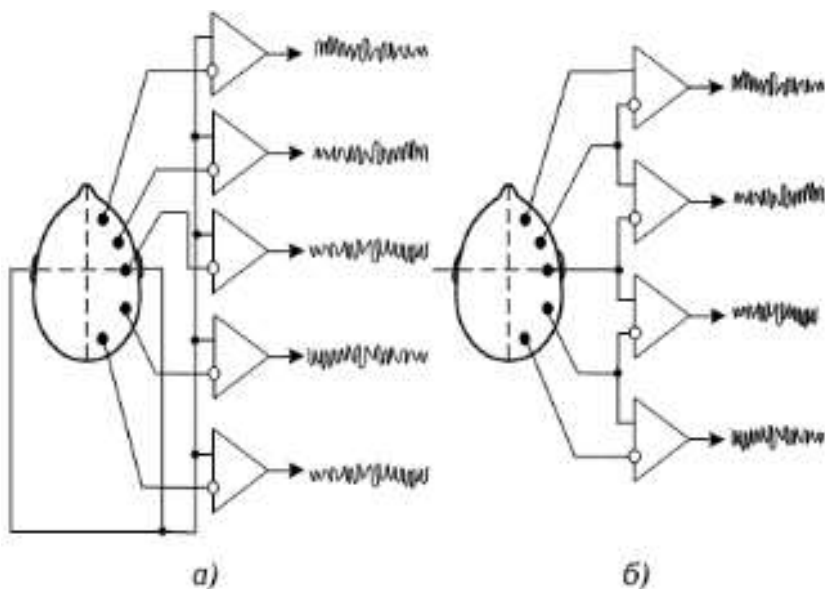
Схема розташування електродів на поверхні голови називається монтаж. У клінічній та науковій електроенцефалографії стандартом є схема «10 – 20», яку було введено у 1950-х роках канадським нейрофізіологом Генрі Джаспером. Для визначення місць накладання електродів через маківку (Vertex) проводяться два 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 меридіа-

нів. В медичній практиці прийняті такі позначення електродів: F (Frontalis) – лобні; T (Temporalis) – скроневі; C (Centralis) – центральні; P (Parientalis) – 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.



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

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.



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

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 використовуються спеціальні прецизійні підсилювачі змінного струму. Сучасні ЕЕГ-комплекси реалізовані на базі персональних комп'ютерів і дозволяють одночасно здійснювати запис сигналу та відобразити 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 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 мозкової пухлини). Проте  $\delta$ -ритм стає вираженими під час певних фаз природного сну, наркотичного сну, трансї 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 активації 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 виникає 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  $\alpha$ -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.

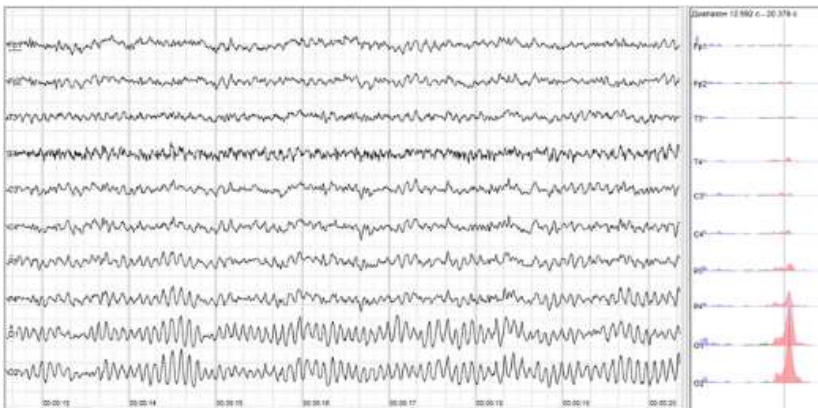
*Бета-ритм* ( $\beta$ ) – ритм у смузі частот від 13 до 30 Гц, хоча інколи  $\beta$ -активністю називають коливання з частотами у смузі від 18 до 32 Гц). Цей ритм з точки зору локалізації симетричний. Досягає максимуму найчастіше над передніми частинами черепа, здебільшого фронтально. У напрямку назад – зменшується. Але може бути і трохи асиметричним, на нього впливають рухи очей або невеликі стимули.  $\beta$ -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).

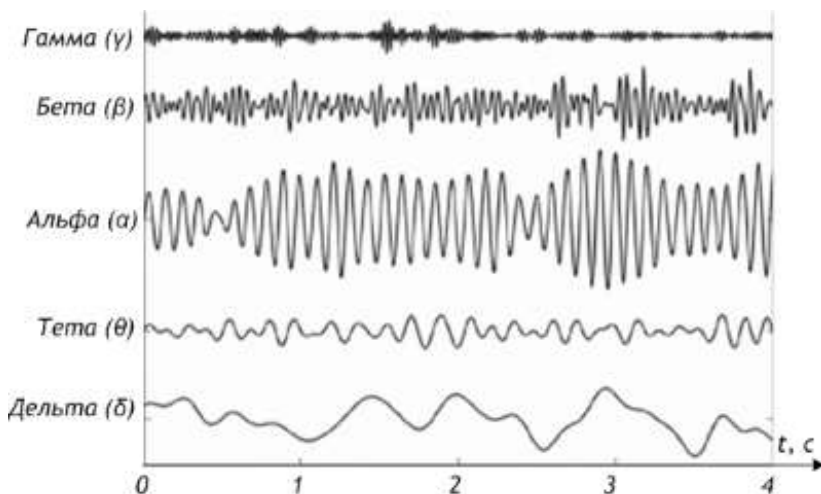
*Гамма-ритм* ( $\gamma$ ) – деякі автори цим терміном позначають активність мозку у смузі від 22 до 30 Гц. Це коливання амплітудою до 10 мкВ, вважається ознакою когнітивних процесів і свідомості. Наявність коливань цього діапазону амплітудою вище 15 мкВ є патологічною ознакою.

*Мю-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 загасає 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.



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

На рис. 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, гістограмами у правій частині рисунку є спектрами відповідних сигналів.



*Рис. 4.20 – Окремі ритми ЕЕГ здорової людини*

При зйомці наведеної (евокованої) ЕЕГ стимули супроводжуються в так званих залпах 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

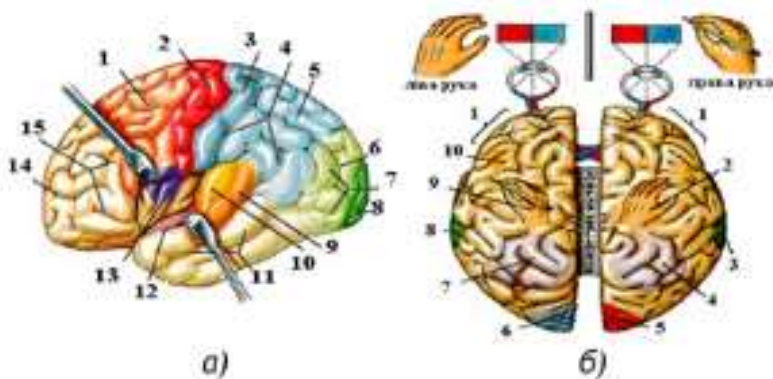
тієї ж активності у цих відведеннях. Крім того, можна в різних відведеннях виділити сполучену форму коливань (несучу хвилю, яка проявляється у різних підйомах та спаданнях рівня біосигналу), які в усіх відведеннях синхронні. Середня амплітуда залпу змінюється: в деяких відведеннях несуча хвиля слабкіша, в деяких – сильніша. Зміни, викликані стимуляцією, іноді досить слабкі (процес проходить так, якби па 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 плівки або до кортексу. У порівнянні з електроенцефалограмою (ЕЕГ) сигнал електрокортікограми (ЕКОГ) має більший рівень і суттєво більший динамічний діапазон.

За допомогою ЕКОГ можна детально встановити проекцію 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.



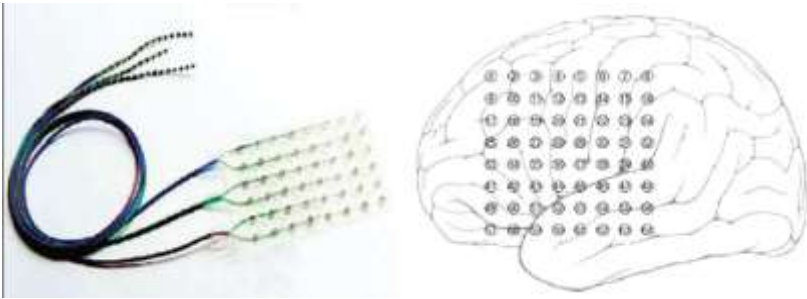
*Рис. 4.21 – Головні моторичні та сенсорні області кори мозку*

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

начені: 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.



*Рис. 4.22 – Електроди для ЕКОГ*

### 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 (іннервацію) 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 непряму 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  $Ca^{2+}$ , і виникає та розповсюджу-

ється 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.

Деполяризація 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 нерву, 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 мотонейронних елементів.

Для реєстрації ЕМГ часто використовуються плоскі електроди розмірами  $8 \times 12$  мм. Неполяризовані поверхневі шкірні електроди на вкриті шаром  $\text{AgCl}$ , їх контактний потенціал не перевищує мілівольта. ЕМГ являє складний інтерференційний образ, створений суперпозицією потенціалів великої кількості мотонейронних елементів, що знаходяться поблизу плоского електрода. Необхідно відповідним чином вибрати площу поверхні електродів та розмішувати їх на м'язі так, щоб визначена електрична активність правильно відображала загальну активність усіх мотонейронних 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 мотонейронного 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.

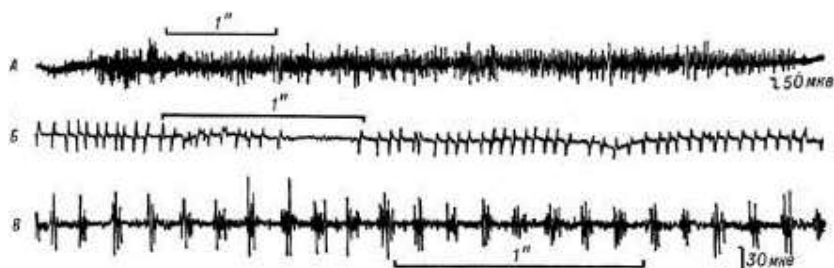
Голкові електроди (звичайно з платини) використовують для зчитування уніполярних або біполярних (диференціальних) ЕМГ. Активна площа таких електродів менше  $1 \text{ мм}^2$ .

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



Рис. 4. 23 – Електроди для ЕМГ. а) голкові, б) присасвні, в) мультиелектроди

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).



*Рис. 4.24 – Електроміограма при скороченні загальних розгиначів пальців*

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, зареєстровані високочутливим апаратом,

вже відображають патологічно змінену електричну активність м'язів.

#### 4.4. Інші види біосигналів

Окрім перелічених видів біосигналів, у медичній практиці застосовується і багато інших. В рамках даного навчального посібника неможливо детально розглянути всі, тому далі дамо коротку характеристику тим біосигналам, які залишилися поза 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. Згадки про цей метод все ще подекуди можна зустріти в літературі, але на сьогоднішній день апаратно фоно-

графія витіснена ехокардіографією. Проте фонокардіографією також можна вважати вислуховування серцевого ритму за допомогою стетоскопа;

- *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 сфігмограми) – 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 дзеркальця, 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* (ЕГГ) – запис 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 і т.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 за нумерована 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: 32×32, 64×64, 128×128, 256×256, 512×512, 1024×1024, 1024×1280 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. 5.1). Останні поділяються на первинні, тобто ті, які пройшли через об'єкт без взаємодії з його речовиною (на рис. 5.1, позн. *Б і Д*), і на вторинні кванти (на рис. 5.1, 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. 5.1). 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. 5.1). Отримане зображення є проекцією характеристики ослаблення у всіх тканинах, які лежать на напрямку поширення рентгенівського випромінювання.

На рис. 5.2 показаний наочний приклад рентгенівського зображення. Цифрами позначені: 1 – повітря (відсут-

ність 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*.

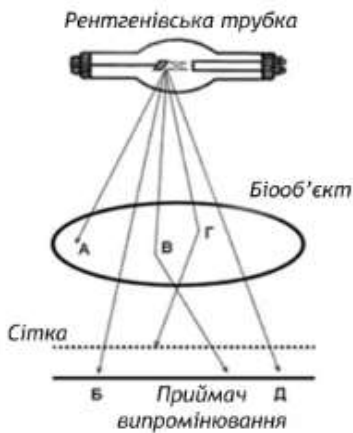


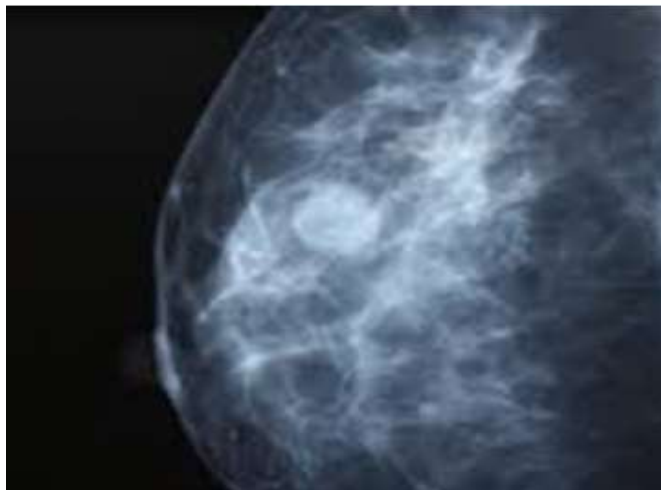
Рис. 5.1 – Схема формування рентгенівського зображення

Рис. 5.2 – Приклад рентгенограми стегна

Важливим різновидом рентгенографії є *мамографія* – дослідження молочних залоз за допомогою рентгену. 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 на відстані, з таким збільшенням, щоб можна було розрізнити всі деталі зображення. Аналіз рентгенівського знімка – велике мистецтво і включає в себе уміння розрізняти найменші зміни контрасту та роздільності, а також здатність виявляти аномальні структури.



*Рис. 5.3 – Приклад мамограми*

При діагностичній рентгенографії необхідно отримувати зображення щонайменше в двох проекціях. Це спричинено тим, що рентгенограма є плоским зображенням 3-вимірнього 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 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 рентгенівського 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 прийнятною 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**

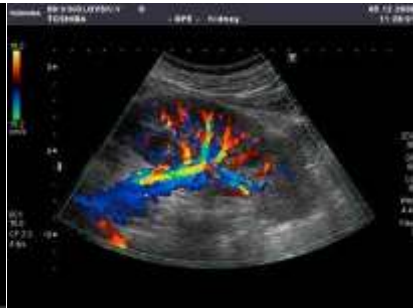
*Ультразвукове дослідження (УЗД)* на сьогоднішній день є одним з основних методів медичної візуалізації. У цьому методі використовуються здатність ультразвукових хвиль відбиватися від границь середовищ, які відрізняються за щільністю. Метод УЗД заснований на ехолокації глибоких тканин організму, а саме 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.

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 шийі, 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.



*Рис. 5.4 – УЗД-зображення нирки*



*Рис. 5.5 – УЗД-зображення кровотоку у судинах нирки*



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, 5.6). 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-хвилі 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 кишків, 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

(абцесс) – позначена літерою А; тканину з середньою ехогенністю (позначена L); гіперехоенну оболонку нирки (позначена С) та гіперехоенну мозкову тканину нирки (позначена М).

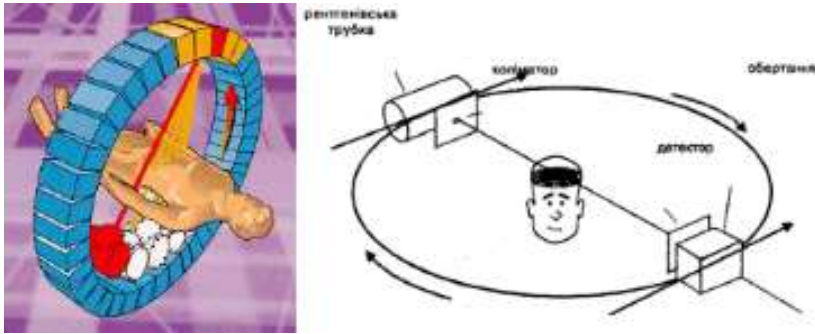
### **5.1.3. Комп'ютерна томографія**

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.



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



*Рис. 5.9 – КТ-реконструкція серця*

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: рентгеновська аксіальна комп'ютерна томографія. 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.

На основі використання контрастних речовин ґрунтується важливий вид КТ – *ангіографія* – метод візуалізації кровеносних судин. Це дослідження дозволяє виявити пошкодження і пороки розвитку кровеносних судин, такі як аневризми, звуження судин, мальформації, порушення прохідності судин (атеросклероз, тромбоз), пошкодження і дефекти розвитку різних органів, пухлини і т. д. На рис. 5.10 показана ангіограма кисті з яскраво вираженою ангіомою (до-

брюккісною пухлиною, яка розвивається виключно у новоутворених кровоносних (справжня ангиома) або лімфатичних судинах та порожнинах (лімфангиома)) на безіменному пальці

Таблиця 5.1

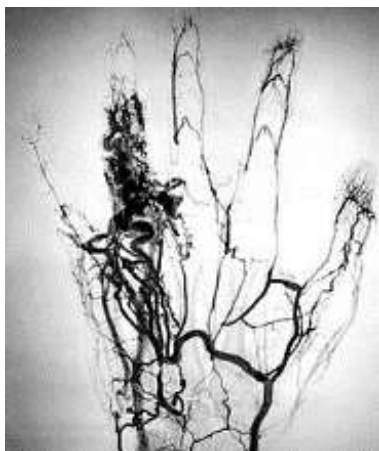
**Середні денситометричні показники**

<b>Речовина (тканина)</b>	<b>HU</b>
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 мозку	від +37 до +45
Біла речовина мозку	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 сьогоднішній день для всіх структур окрім серця, використовують техніку, яка носить назву *цифрова субтракційна ангиографія* (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.



*Рис. 5.10 – Приклад ангиограми кисті з ангиомою на безіменному пальці*



*Рис. 5.11 – Цифрова субтракційна ангиограма судин головного мозку*

#### **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 посиляє 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 металовмісних предметів (наприклад, кардіостимуляторів, протезів, металевих імплантів) є протипоказанням до застосування МРТ.

### **5.1.5. Методи радіонуклідних досліджень**

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 Ангера) 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 трубці. 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.

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).



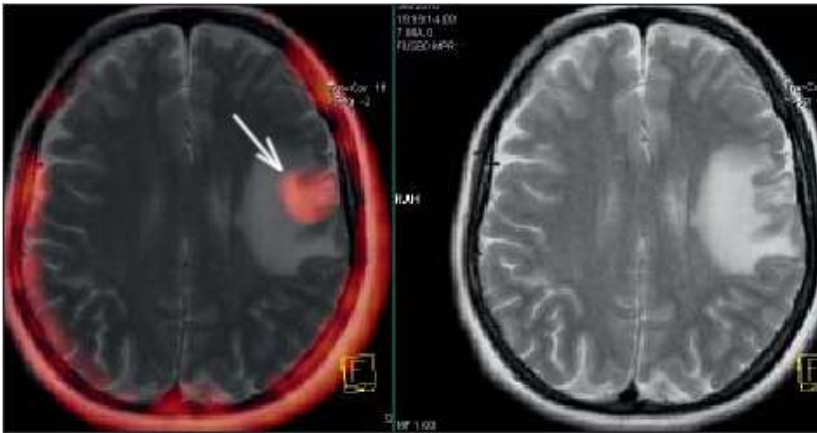
*Рис. 5.12 – Сцинтиграма легень при тромбоемболії дрібних гілок легневих артерій з переважним ураженням правої легені*



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

## 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 радіоізоотоп, введений пацієнтові внутрішньовенно, застосовується оберտальна 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.

Цей метод особливо широко використовується в онкології, оскільки РФП, які використовуються в ПЕТ, дуже сильно поглинаються різноманітними 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.

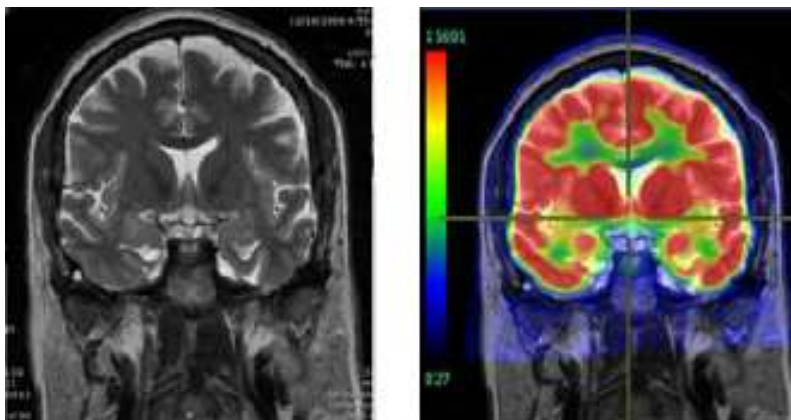


Рис. 5.15 – Порівняння зображень головного мозку, отриманих методом КТ (ліворуч) та ПЕТ (праворуч)

### 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 флуоресцює у край 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.

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.

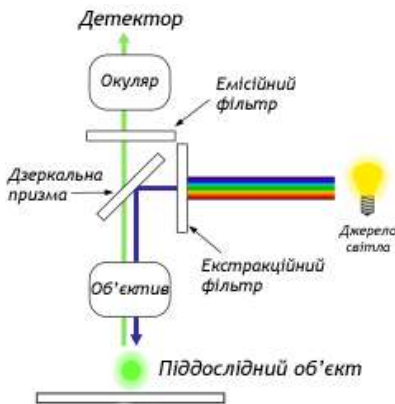


Рис. 5.16 – Схематичний принцип дії флуоресцентного мікроскопа

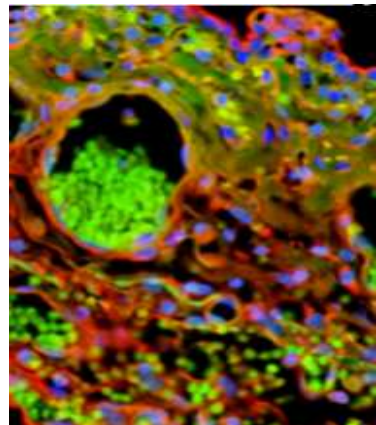


Рис. 5.17 – Зображення мікрооб'єкту, отримане методом флуоресцентної мікроскопії

### 5.1.7. Трансмійна електронна мїроскопїя

Принцип роботи трансмісійного електронного мїроскопа у дечому аналогічний проектору слайдів, з тією різницею, що замість світлових променів для отримання зображення досліджуваного об'єкта застосовується сфокусований пучок електронів. Робота електронного мїроскопа складається з наступних основних кроків (рис. 5.18). Джерело (електронна гармата) випускає потік електронів, які рухаються з прискоренням в напрямку досліджуваного препарату завдяки прикладеній позитивній напрузі. За допомогою металевих щільних діафрагм та магнітних лінз цей потік обмежується і фокусується, утворюючи тонкий пучок, сфокусований на препараті, який являє собою ультратонкий зріз біологічного зразка. При проходженні пучка електронів крізь препарат, підданий обробці солями важких металів, щільність пучка змінюється за рахунок розсіювання електронів. Частина пучка, що пройшла крізь досліджуваний препарат, проектується на екран або фотоприймач з мішенню з фосфорисцюючого матеріалу. Взаємодія електронів з матеріалом екрану призводить до появи світла і, отже, видимого зображення.

Електронна мїроскопїя з її високою роздільною здатністю відкриває багато нових деталей клітинних структур. Однак принципи формування зображення в електронному мїроскопі значно відрізняються від світлового мїроскопа. Ці відмінності необхідно враховувати для правильної інтерпретації електронно-мїроскопічних зображень. У звичайному мїроскопі зображення створюється за рахунок відмінностей в ступені поглинання світла різними ділянками досліджуваного об'єкта, в електронному – в основному за рахунок розсіювання об'єктом електронів. Ділянки клітин,

які сильно розсіюють електрони, будуть виглядати на екрані темними, а ділянки, що слабо розсіюють електрони – світлими.

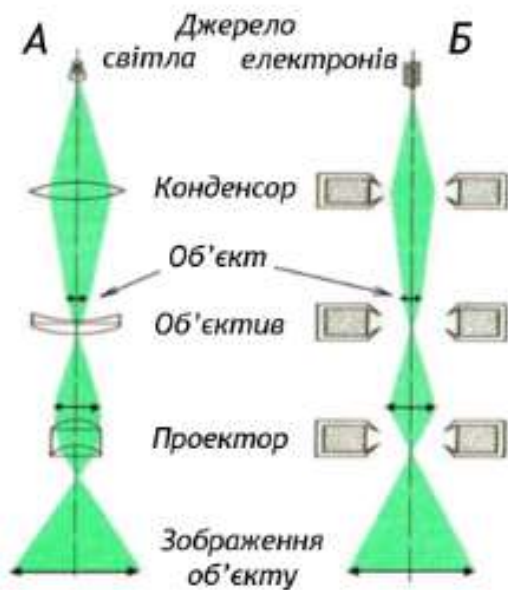
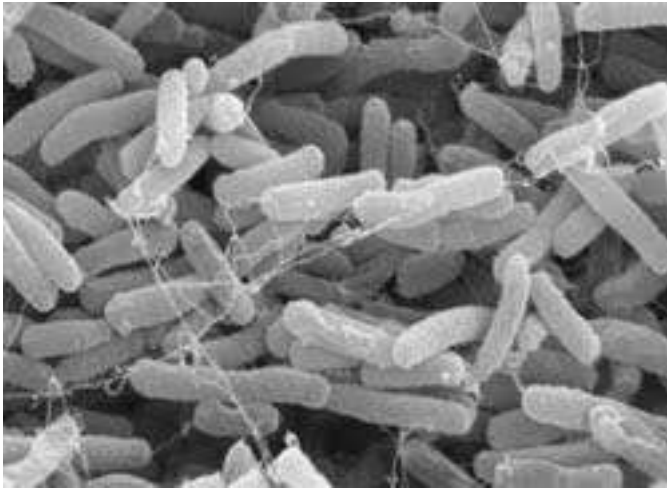


Рис. 5.18 – Порівняння принципів дії оптичного (А) та трансмісійного електронного (Б) мікроскопів

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



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

### **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.

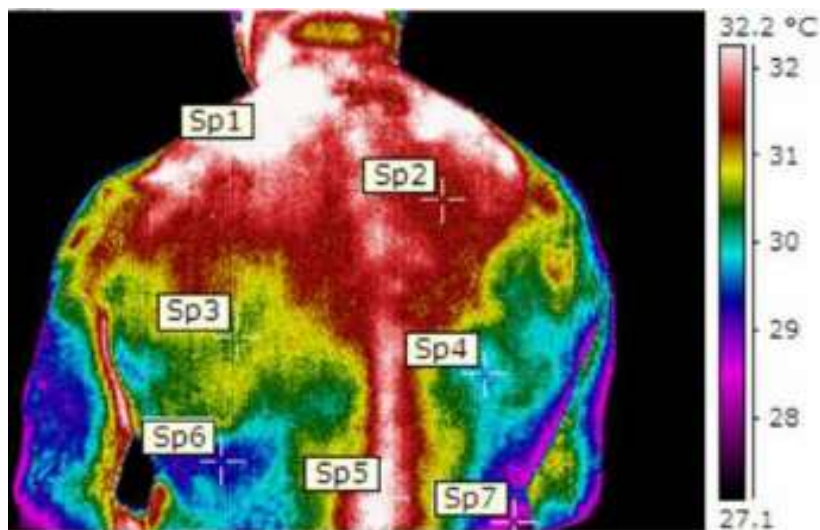


Рис. 5.20 – Фрагмент теплового портрету людини

При контактній термографії до ділянок тіла, які необхідно дослідити, лікар прикладає спеціальну пластину або фольгу, має внутрішній шар із специфічних рідких кри-

сталів. 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 одно- 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 мамографія. 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 дослідження, повинні бути підтверджені іншими аналізами і обстеженнями.

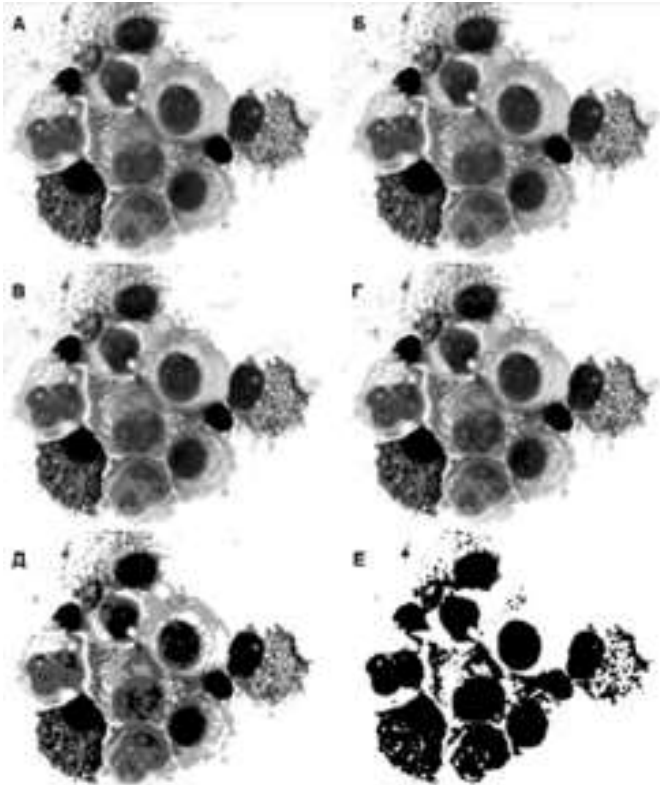
## 5.2. Типи зображень

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.

*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.



*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*



У палітрових зображеннях значення пікселів є посиленням 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 не-рекурсивними методами. Рекурсивні методи використовують результат обробки попереднього пікселя, нерекурсивні – не використовують. У більшості випадків використовуються нерекурсивні алгоритми обробки зображень.

## 5.3. Стандарт DICOM

### 5.3.1. Загальні положення

DICOM<sup>®</sup> (англ. *Digital Imaging and Communications in Medicine*) – це галузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів.

Використання стандарту DICOM у першу чергу дає можливість уніфікувати формат збереження зображень з різної біомедичної апаратури, в тому числі від різних виробників. Стандарт розвивається з урахуванням сучасних досягнень в галузі біомедичних зображень та є вільним для використання (тобто це некомерційний стандарт – за підтримку формату DICOM у своїй апаратурі або програмному забезпеченні не потрібно нікому платити роялті).

Стандарт DICOM розроблений Американським коледжем радіології (ACR – American College of Radiology) та Національною асоціацією виробників електрики (NEMA – National Electrical Manufacturers Association). Цей стандарт також відомий як стандарт NEMA PS3, і стандарт ISO 12052:2017 «Інформатика в галузі охорони здоров'я – Цифрові зображення та комунікація в медицині (DICOM), включаючи управління робочими процесами та даними».

Офіційне джерело інформації про стандарт DICOM— сайт <https://www.dicomstandard.org/current/>

У 2023 році актуальною є версія стандарту DICOM 3.0 (затверджений в 2016 р.).

Стандарт складається з двадцяти двох частин. Окремі частини присвячені структурі даних (тегам), способам представлення зображень, стандартизації шкали сірого кольору, аспектам безпеки, особливостям передачі зображень по мережам (зокрема, TCP/IP) тощо.

DICOM включає стандарти для способів візуалізації, такі як рентгенографія, УЗД, комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) та променева терапія. DICOM включає протоколи для обміну зображеннями (наприклад, за допомогою портативних носіїв, таких як

DVD), стиснення зображень, 3D візуалізації, презентації зображень та звітування про результати.

DICOM групує інформацію в набори даних. Наприклад, файл рентгенівського зображення грудної клітини може містити ідентифікатор пацієнта у файлі, так що зображення ніколи не може бути відокремлено від цієї інформації помилково. Це подібно до того, як такі формати зображень, як JPEG, також можуть мати вбудовані теги для ідентифікації та іншого опису зображення.

### 5.3.2. Структура стандарту DICOM

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.

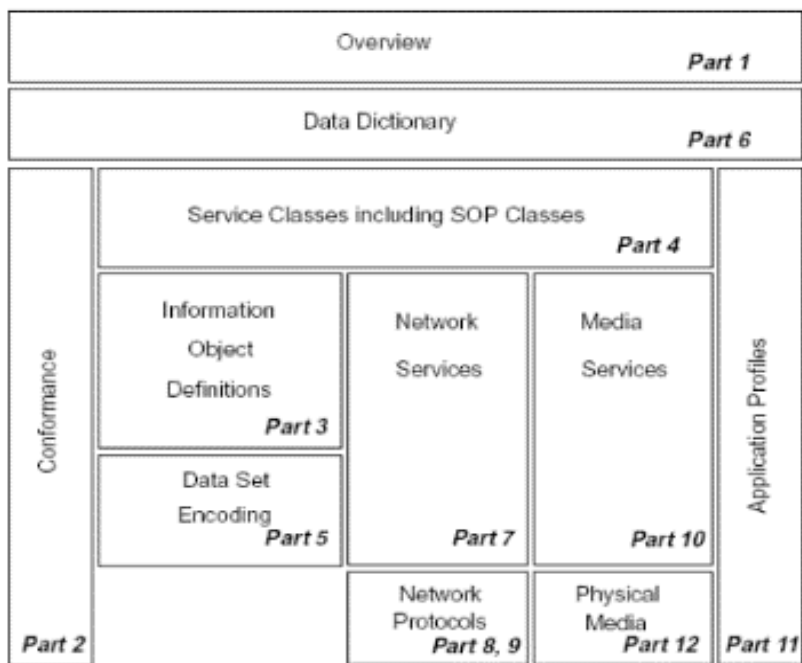


Рис. 5.22 – Поширений варіант схематичного зображення структури стандарту DICOM

- 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.

### **5.3.3. Модальності медичних зображень в DICOM**

Стандартом DICOM регламентуються наступні типи (у стандарті вони називаються модальностями (*modality*)) підтримуваних медичних зображень:

- **EPS** – Електрофізіологія серця (Cardiac Electrophysiology);
- **CR** – Комп'ютерна рентгенографія (Computed Radiography);

- **CT** – Комп'ютерна томографія (Computed Tomography);
- **DX** – Цифрова рентгенографія (Digital Radiography);
- **ECG** – Електрокардіографія (Electrocardiography);
- **ES** – Ендоскопія (Endoscopy);
- **XC** – Зовнішня фотографія (External-camera Photography);
- **GM** – Мікроскопія загального призначення (General Microscopy);
- **HD** – Криві кровотоку (Hemodynamic Waveform);
- **IO** – Рентгенографія ротової порожнини (Intra-oral Radiography);
- **IVUS** – Внутрішньосудинний ультразвук (Intravascular Ultrasound);
- **MR** – Магнітно-резонансна томографія (Magnetic Resonance);
- **MG** – Мамографія (Mammography);
- **MS** – Мікроскопія (Microscopy);
- **NM** – Ядерна медицина (Nuclear Medicine);
- **OP** – Офтальмологічна фотографія (Ophthalmic Photography);
- **PX** – Панорамна рентгенографія (Panoramic X-Ray);
- **PT** – Позитронно-емісійна томографія (Positron emission tomography)
- **RF** – Рентгенофлюороскопія (Radiofluoroscopy);
- **RG** – Рентгенографія (Radiographic imaging);
- **SM** – Слайд-мікроскопія (Slide Microscopy);
- **US** – Ультразвукова діагностика (Ultrasound);

- **XA** – Рентгенівська ангиографія (X-Ray Angiography);
- **BI** – Біомагнітні зображення (Biomagnetic imaging);
- **CD** – Кольорове доплерівське картування (Color flow Doppler);
- **DD** – Подвійне доплерівське картування (Duplex Doppler);
- **DG** – Діафаногія (Diaphanography);
- **LS** – Поверхневе лазерне сканування (Laser surface scan);
- **ST** – Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (Single photon emission computed tomography (SPECT));
- **TG** – Термографія (Thermography);
- **HC** – Тверда копія (зображення для друку, Hard Copy);
- **AU** – Аудіозаписи (Audio);
- **SR** – Документ структурованого звіту (SR Document);
- **SMR** – Стереометричне (об'ємне) зображення (Stereometric Relationship);
- **SC** – Вторинне захоплення (Secondary Capture);
- **OT** – Інше (Other).

До модальності Secondary Capture (SC) відносяться зображення, отримані шляхом вторинної обробки вже наявних медичних зображень, в тому числі:

- оцифровка аналогового відеосигналу за допомогою плат і пристроїв захоплення зображень (зазвичай



ставляться між комп'ютером діагностичного пристрою та його монітором);

- оцифровка зображень, експонованих на повторно використовувані аналогові носії (в спеціальних пристроях, що поставляються в складі PACS-систем);
- сканування рентгенівських плівок на спеціалізованих та офісних сканерах;
- захоплення зображення з екрану монітора;
- сканування паперових документів, наприклад роздруківок електрокардіограм.

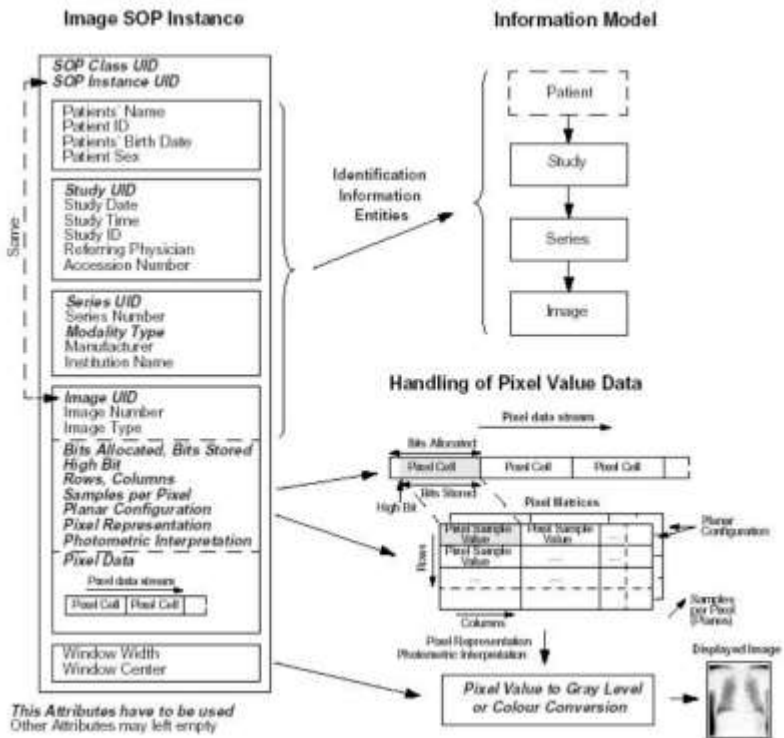


Рис. 5.23 – Інформаційна модель DICOM-файлу

#### **5.3.4. Представлення DICOM-файлів**

Формат для офлайн-медіа-файлів вказаний у частині 10 стандарту DICOM. Такі файли інколи називають «файлами частини 10» (Part's 10 files).

DICOM обмежує імена файлів на DICOM-носіях до 8 символів (деякі системи неправильно використовують 8.3, але це не відповідає стандарту). З цих імен не слід витягувати інформацію (PS3.10, розділ 6.2.3.2). Це поширене джерело проблем із засобами отримання біомедичних зображень, створеними розробниками, які не уважно читали специфікації. Це є історичною вимогою для підтримки сумісності зі старими існуючими системами. Вона також передбачає наявність медіа-каталогу, файлу DICOMDIR, який надає інформацію про індекс та резюме для всіх файлів DICOM на носії. Інформація DICOMDIR надає істотно більше інформації про кожен файл, ніж будь-яке інше ім'я файлу, тому існує менша потреба у значущих іменах файлів.

Файли DICOM зазвичай мають розширення .dcm, якщо вони не є частиною медіа DICOM (у такому випадку стандарт вимагає, щоб вони не мали розширення).

Тип MIME для файлів DICOM визначається RFC 3240 як application/dicom.

Узагальнений ідентифікатор типу (актуально для систем, сумісних з Mac OS X) для DICOM-файлів – org.nema.dicom

#### **5.3.5. Мережевий DICOM-протокол**

Мережевий DICOM-протокол використовує TCP/IP для передачі медичної інформації від медичного облад-

нання в PACS і для зв'язку між PACS<sup>4</sup>. Протокол трирівневий – нижній рівень (відразу над TCP) носить назву DUL (DICOM Upper Layer); над ним – сервіси: DIMSE (DICOM Message protocol) і ACSE (Association Control protocol – standard OSI protocol); і вище – DICOM Application Interface. Над ними розташований рівень додатків (Medical Imaging Application).

Стандарт DICOM дозволяє виробляти інтеграцію медичного обладнання різних виробників, включаючи DICOM-сканери, DICOM-сервери, автоматизовані робочі місця і DICOM-принтери в єдину радіологічну або медичну інформаційну систему.

Мережевий стандарт DICOM включає в себе ряд мережевих (основних) сервісів:

- DICOM Store (сервіс зберігання) – запам'ятовування (збереження) зображень та іншої інформації;
- DICOM Query / Retrieve (сервіс запитів) – запит і отримання списку пацієнтів або досліджень з іншого DICOM-пристрою;
- DICOM Media Store (сервіс збереження на медіа) – збереження даних на носіях інформації для обміну даними;
- DICOM SCP (Service Class Protocol) – реалізує роль сервера в DICOM-мережі;
- DICOM SCU (Service Class User) – реалізує роль клієнта в DICOM-мережі;

---

<sup>4</sup> PACS (англ. **P**icture **A**rchiving and **C**ommunication **S**ystem) – системи передачі та архівації DICOM зображень, припускають створення спеціальних віддалених архівів на DICOM-серверах, де великий за обсягом архів може тривалий час існувати в „гарячому“ вигляді і бути швидко доступним для пошуку і перегляду по DICOM-мережі.

- DICOM Modality Worklist (робочий список досліджень) – список необхідних для пацієнтів досліджень, який може бути отриманий запитом користувача до системи;
- DICOM Print (сервіс друку) – служба друку на спеціалізованих DICOM-принтерах (плівкових з високою роздільною здатністю або повнокольорових), що працюють по DICOM-протоколу.

Стандарт DICOM включає в себе основні мережеві команди, кожна з яких здійснює як запит (request) – в основному відправляє „клієнт“ (SCU), так і відгук (response) – в основному відповідає „сервер“ (SCP):

- **Echo** – перевіряє наявність DICOM-з'єднання між двома DICOM-пристроями;
- **Find** – здійснює пошук DICOM-елементів або DICOM-файлів пацієнтів на обраному DICOM-пристрої;
- **Get** – зчитує DICOM-елементи пацієнтів з обраного DICOM-пристрою;
- **Set** – встановлює DICOM-елементи на обраному DICOM-пристрої;
- **Store** – зберігає DICOM-елементи або DICOM-файли на обраному DICOM-пристрої;
- **Move** – копіює (переносить) DICOM-елементи або DICOM-файли пацієнтів з одного DICOM-пристрою на інший.

Стандартом DICOM зарезервовано наступні номери портів TCP і UDP адміністратором Internet Assigned Numbers Authority (IANA):

- **104** – відомий (well-known) порт для DICOM по протоколу керування передачею (TCP) або протоколом дейтаграм користувача (UDP). Оскільки 104 знаходиться в резервній підмножині, багато операційних систем вимагають спеціальних привілеїв для його використання;
- **2761** – зареєстрований порт для DICOM з використанням інтегрованого безпечного рівня комунікації (ISCL) через TCP або UDP;
- **2762** – зареєстрований порт для забезпечення безпеки на транспортному рівні (TLS) через TCP або UDP;
- **11112** — зареєстрований порт для DICOM з використанням стандартного, відкритого зв'язку через TCP або UDP.

Стандарт рекомендує, але не вимагає використання цих номерів портів.

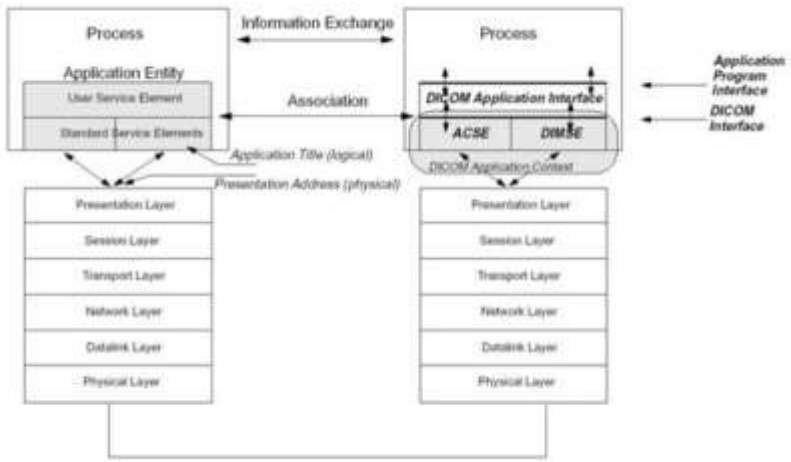


Рис. 5.24 – Представлення рівнів DICOM та TC/IP-протоколу

## **5.4. DICOM Viewers. Засоби перегляду DICOM-файлів**

### **5.4.1. Загальні вимоги до програм для перегляду DICOM-файлів**

Зображення DICOM потрібно переглядати за допомогою спеціального програмного забезпечення під назвою переглядачів DICOM (DICOM Viewers), яке може читати та відображати формат. Зображення разом із відповідними даними про пацієнтів часто зберігаються у базі даних – системі архівації та зв'язку зображень (PACS).

Основна функція програми для перегляду DICOM-файлу – зберігати в PACS інформацію про результати обстеження (візуалізації) разом із деталями пацієнта, а потім, коли це потрібно, переглядати та інтерпретувати (та, можливо, редагувати) медичні зображення, отримані з PACS. DICOM-зображення унікальні тим, що крім даних про зображення вони містять інформацію про пацієнтів.

Насправді стандарт DICOM не регламентує програмне забезпечення для перегляду DICOM-зображень. Шукаючи такі програми в Інтернеті, можливо знайти кілька десятків варіантів – деякі безкоштовні, деякі платні; деякі орієнтовані на студентів-медиків, інші – на досвідчених фахівців; різні програми з різними специфікаціями, системними вимогами, додатками та можливостями. Як класичний випадок парадоксу вибору, велика кількість лише утрудняє медичних працівників у виборі програмного забезпечення, яке найкраще відповідає їх вимогам. Метою цього і наступ-

ного параграфів є ілюстрація загальних можливостей і функцій програм для перегляду DICOM-зображень на прикладі кількох достатньо популярних та поширених продуктів.

Більшість DICOM Viewer'ів є безкоштовними для основного використання, велика кількість їх відносяться до Open Source Software (тобто мають відкритий вихідний код).

Програми для перегляду DICOM-файлів часто розробляються з акцентом на одній або декількох з наступних функцій:

- простий перегляд медичних зображень;
- навчання (медична морфологія);
- міні-сервери PACS;
- дослідження.

Наприклад, деякі програми призначені лише для базового перегляду. Тому вони не мають додаткових функцій, таких як редагування або аналіз зображення. Деякі програми мають можливість експортувати дані у формати JPEG або GIF, які можна використовувати в навчанні та презентаціях. Програмне забезпечення DICOM для клінік може певною мірою зберігати зображення на серверах mini-PACS. Деякі програми також пропонують розширені функції, наприклад, анонімізацію, що особливо корисно при проведенні клінічних досліджень.

#### **5.4.2. Критерії для вибору DICOM Viewer'а**

З точки зору лікарів, студентів-медиків та клініцистів, при пошуку програми для перегляду DICOM-файлів слід враховувати наступні моменти:

*1) Яке головне використання програмного забезпечення?*

Якщо ви студент-медик, можливо, ви просто шукаєте спосіб перегляду та вивчення клінічних зображень. З іншого боку, повноцінному рентгенологу знадобиться швидкісне програмне забезпечення зі спеціалізованими плагінами та структурованою звітністю. Крім того, певні програми можуть найкраще підходити для перегляду зображень з конкретних областей тіла.

*2) Яка у вас операційна система?*

Це Windows, Mac OS X чи Linux? Слід пам'ятати, що багато програми для перегляду DICOM-файлів – це за визначенням програми з GUI (Graphical User Interface – графічний інтерфейс користувача), вони розроблені для роботи на Windows або Mac чи Linux, але не на всіх системах (щоправда, трапляються і кросплатформенні винятки, але за цю кросплатформеність треба розплачуватися підвищеними системними вимогами). Тому, вирішуючи варіант, переконайтеся, що він працює в різних операційних системах, а якщо ні – то принаймні на тій, якою ви найчастіше користуєтесь.

*3) Ви використовуєте кілька пристроїв?*

Більшість лікарів та студентів сьогодні використовують не лише свої настільні комп'ютери, але й ноутбуки, планшети та смартфони. Ідеальний додаток DICOM дозволить легко отримати доступ до одних і тих же даних з декількох пристроїв.

*4) Які додаткові функції ви шукаєте?*

Більшість програм DICOM сьогодні читають загальні способи візуалізації, такі як КТ, МРТ та ультразвукові



зображення. Такі функції, як багатопланова реконструкція (MPR), зокрема 3D-реконструкція, необхідні для планування лікування, проте реалізовані далеко не у всіх програмах. Корисними додатковими функціями є візуалізація об'єму, прогнози максимальної та мінімальної інтенсивності, злиття (або накладання) зображень, таких як ПЕТ-КТ або ПЕТ-МРТ, також може допомогти в діагностиці та повідомленні.

#### *5) А як щодо інтеграції з PACS та зберігання даних?*

Програмне забезпечення DICOM повинно інтегруватися з сервером PACS, який пропонує достатньо місця для зберігання адекватного обсягу зображень разом з даними про пацієнтів. Сервер PACS може бути розташований в установі, і в цьому випадку програма повинна інтегруватися в нього безпосередньо, або це може бути хмарна система PACS, доступ до якої можна отримати в Інтернеті з будь-якого місця. Останнє особливо корисно, коли зображення потрібно зберігати та аналізувати з метою досліджень.

Далі коротко розглянемо кілька програм для перегляду DICOM-файлів, акцентуючись на вищезазначених цілях та особливо

### **5.4.3. Кілька популярних програм для перегляду DICOM-файлів**

#### *Navegatum DICOM Viewer*

Дуже простий у використанні, Navegatum має абсолютно інтуїтивний інтерфейс сенсорного екрану, прекрасно працює на планшетах, ноутбуках та ПК з Windows 10 та

Windows 8.1. Може бути встановлений безпосередньо з Windows Store. Програма зарекомендувала себе як один з найкращих безкоштовних та відкритих PACS-клієнтів та робочих DICOM-станцій через її простоту та сукупність виконуваних функцій.

Програма підтримує всі модальності, 3D-реконструкцію, візуалізацію об'єму (в тому числі й можливість масштабування та обертання), 3D-друк органів (з навчальною метою), перефарбування DICOM-зображень та зміну їх яскравості/контрастності.

З програмою можливо ознайомитися за адресою: <https://www.dicom-viewers.com/navegatum.html>

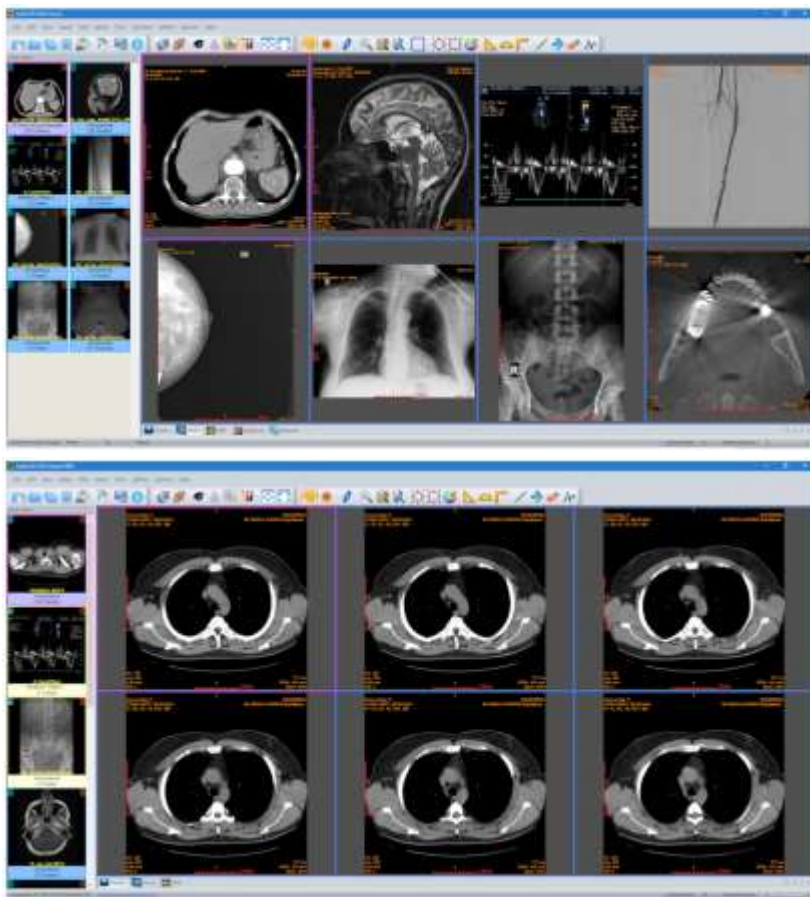


*Рис. 5.25 - Navegatum DICOM viewer*

### ***Sante DICOM Viewer***

Sante DICOM Viewer Free можна використовувати як окремий настільний додаток, але він також підходить для

створення DICOM CD/DVD. Він працює з CD/DVD без установки, не має додаткових програмних вимог, таких як .NET або Java-бібліотеки, і автоматично відкриває файл DICOMDIR у корені CD/DVD.



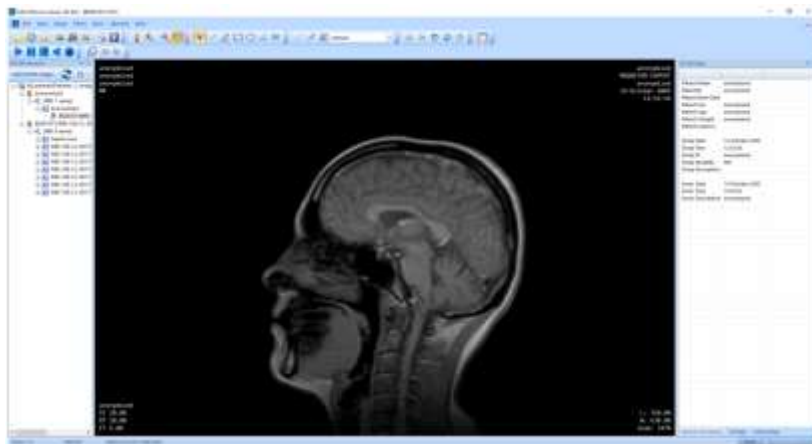
*Рис. 5.26 – Sante DICOM Viewer*

Програма підтримує всі модальності (CT, MR, US, CR, NM, XA, MG, DX тощо), всіх виробників та всі типи файлів DICOM (DICOM 3.0 / NEMA 2). Працює лише на ОС Windows 7 та вище.

Посилання: <https://www.santesoft.com/win/sante-dicom-viewer-pro/sante-dicom-viewer-pro.html>

### ***MicroDicom***

MicroDicom – це програма для первинної обробки та збереження медичних зображень у форматі DICOM. Вона оснащений найпоширенішими інструментами для маніпулювання зображеннями DICOM та має інтуїтивний інтерфейс користувача. MicroDicom безкоштовний для некомерційного використання. Робоча ОС – Windows. Програма також може бути використана як PACS-клієнт та/або DICOM-станція. Посилання: <http://www.microdicom.com>



*Рис. 5.27 – MicroDicom*

### *postDICOM*

postDICOM – on-line-середовище для пацієнтів, лікарів, клінік та лікарень. Використовуючи postDICOM, користувачі можуть розміщувати у хмарі медичні DICOM-зображення (комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія, ультразвукове дослідження, цифрова рентгенографія тощо) та клінічні документи (скановані документи, звіти, історія пацієнта тощо). Пізніше користувачі можуть переглядати і ділитися цими документами з лікарями та медичними групами. Завантажені файли DICOM передаються за допомогою так званого „тонкого клієнта“ (thin client) – переглядача DICOM, що працює в інтернет-браузері.

Посилання: <https://www.postdicom.com/>



*Рис. 5.28 – postDICOM*

**Частина II**

**ПЕРЕТВОРЕННЯ  
БІОСИГНАЛІВ**

## Розділ 6

# Сигнали та спектри

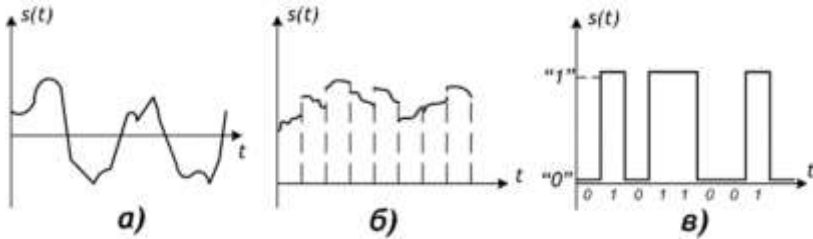
### 6.1. Параметри сигналів

*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*.

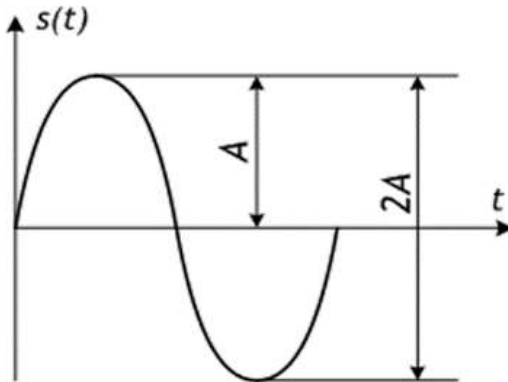
У більшості випадків сигнали задаються не на всій вісі часу, а лише у певні моменти  $t_n$ . Такі сигнали називають дискретними по часу, на відміну від неперервних по часу – заданих на всій вісі  $t$ . Наприклад, сигнал мовлення є повідомленням неперервним як по станам, так і по часу (рис. 6.1., *а*), а сенсор температури, який видає її значення через кожну хвилину, служить джерелом повідомлень, які неперервні 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.



*Рис. 6.2 – Амплітуда і розмах сигналу*



**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 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:

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

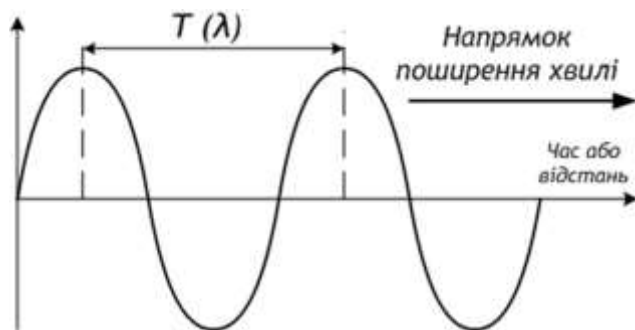


Рис. 6.3 – Період сигналу та довжина хвилі

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.

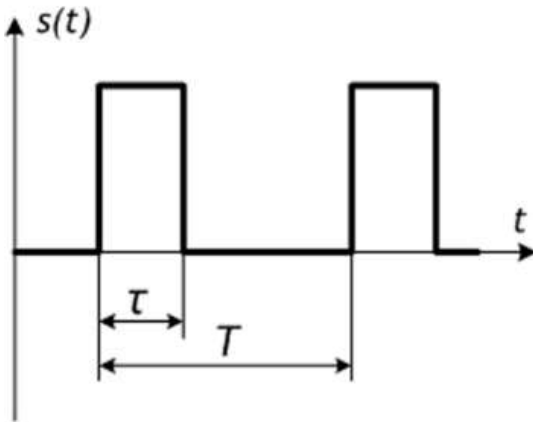


Рис. 6.4 – До визначення скважності сигналу

**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 рис. 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 імпульсу*  $\tau_1$ , а час, протягом якого відбувається зменшення сигналу від 0,9 до 0,1 долі амплітуди – *тривалістю спаду імпульсу*  $\tau_3$ . Відповідно за тривалість імпульсу приймається величина  $\tau_2$  – час, протягом якого сигнал залишається не меншим, ніж 0,9 рівня амплітуди. Також іноді сигнал характеризують *швидкістю зростання*  $U_{\uparrow}$  та *швидкістю спадання*  $U_{\downarrow}$ :

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

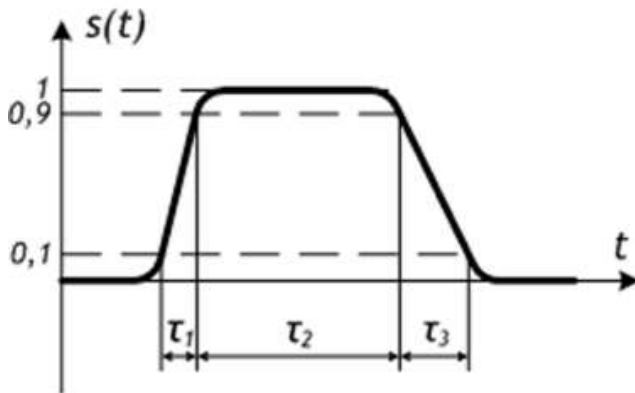


Рис. 6.5 – Фронт та спад сигналу

*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*:

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

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 *узгальненим 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

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

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 відрізьку  $[t_1; t_2]$  якщо

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

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  $\omega_k = 2\pi f$  – колова 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:

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

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

$$c_0 = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} s(t) dt, \quad a_k = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} s(t) \cos(kt) dt \quad (6.9)$$

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



$$s(t) = \frac{c_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} b_k \sin(k\omega t), \quad (6.10)$$

де

$$c_0 = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} s(t) dt, \quad b_k = \frac{1}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} s(t) \sin(kt) dt \quad (6.11)$$

### 6.2.1. Приклад: спектр меандра

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

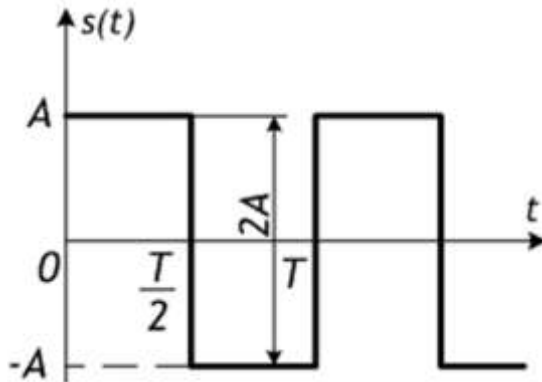


Рис. 6.6 – Меандр

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:

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

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:

$$\begin{aligned} b_1 &= -\frac{2}{\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{\pi}, \\ b_2 &= -\frac{2}{\pi} \cdot (1 - 1) = 0, \\ b_3 &= -\frac{2}{3\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{3\pi}, \\ b_4 &= 0, \\ b_5 &= -\frac{2}{5\pi} \cdot (-2) = \frac{4}{5\pi}, \end{aligned}$$

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.

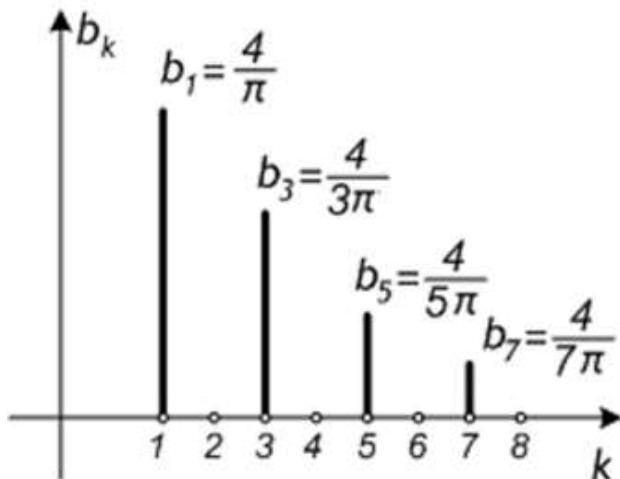


Рис. 6.7 – Спектр меандра (перші 7 гармонік)

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

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

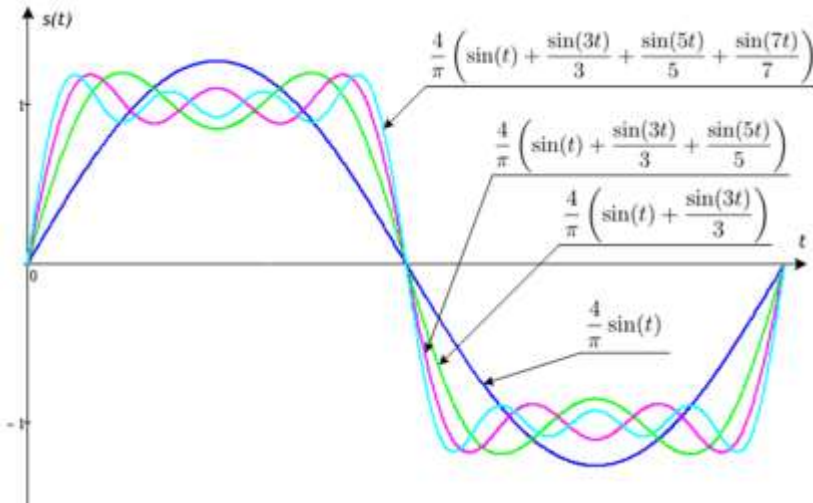


Рис. 6.8 – Утворення меандра шляхом додавання гармонік

### 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:

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

Прямим перетворенням Фур'є називається вираз

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

а оберненим перетворенням Фур'є – вираз

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

В останніх виразах  $t$  – час,  $\omega$  – колова частота,  $i = \sqrt{-1}$  – уявна одиниця, а  $\hat{S}(\omega)$  – 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:

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

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:

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

- 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.

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

- 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):

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

- 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, зображають 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).

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

# Розділ 7

## Перетворення аналогових сигналів схемотехнічними методами

### 7.1. Загальна класифікація схемотехнічних методів перетворення сигналів

Будь-який біосигнал за своєю природою є аналоговим. Якщо згадати особливості біосигналів (див. Розділ 2, Генезис біосигнал) – то стане ясно, що безпосередньо перетворити аналоговий біосигнал на цифровий неможливо, оскільки їх амплітуди вимірюються мікрвольтами та мілівольтами. Таким чином, в будь-якій біомедичній системі біосигнал спочатку підсилюється до такого рівня, щоб з ним можна було щось зробити (відфільтрувати, оцифрувати тощо).

До схемотехнічних методів перетворення біосигналів відносяться насамперед *підсилення, частотна фільтрація та математичні перетворення* (інтегрування, диференціювання тощо).

Якщо підсилення біосигналу робиться винятково схемотехнічними методами (тобто за допомогою спеціального електронного вузла – підсилювача), то фільтрацію та

математичні дії з біосигналом можна також зробити і за допомогою методів цифрової схемотехніки та/або мікроконтролерів. Але беззаперечною перевагою методів аналогової схемотехніки є їх швидкодія – ніколи ніяка цифрова обробка не буде швидша, ніж аналогове перетворення. Тому в цьому розділі ми розглянемо типові електричні схеми вузлів, які виконують названі операції із сигналами та методи їх розрахунку.

В схемотехніці широко користуються поняттям «чорної скриньки» – пристрою, схема якого невідома, але відомий взаємозв'язок між вихідним та вхідним сигналами. По великому рахунку, ми вже стикалися з цим поняттям, коли розглядали вимірювальні перетворювачі (Розділ 3). Всі інші електронні вузли, які будуть розглядатися в цьому розділі – також в першому наближенні розглядаються як «чорні скриньки», і лише після того, як буде пояснений зв'язок між вихідним та вхідним сигналами – буде деталізована схема вузла.

## 7.2. Підсилення

*Підсилення* вхідного сигналу  $s_{in}(t)$  до деякого рівня вихідного сигналу  $s_{out}(t)$  еквівалентне тому, що вхідний сигнал множиться на деякий коефіцієнт  $K > 1$ :

$$s_{out}(t) = K \cdot s_{in}(t),$$

де цей коефіцієнт  $K$  називається *коефіцієнтом підсилення*.

Строго кажучи, з точки зору електроніки розмірність коефіцієнту підсилення визначається видом вхідного (або вихідного) сигналу: розрізняють коефіцієнт підсилення по струму:



$$K_I = \frac{I_{out}}{I_{in}};$$

коефіцієнт підсилення по напрузі:

$$K_U = \frac{U_{out}}{U_{in}};$$

та коефіцієнт підсилення по потужності:

$$K_P = \frac{P_{out}}{P_{in}}.$$

Враховуючи те, що електрична потужність – це добуток струму на напругу, можна записати:

$$P = UI \Rightarrow K_P = \frac{U_{out}I_{out}}{U_{in}I_{in}} = K_U K_I,$$

тобто коефіцієнт підсилення по потужності – це добуток коефіцієнтів підсилення по напрузі та по струму.

Як правило, коли говорять про «коефіцієнт підсилення» – то найчастіше мається на увазі саме коефіцієнт підсилення по напрузі, якщо це не так – то це спеціально оговорюється. В подальшому ми також будемо розглядати винятково коефіцієнт підсилення по напрузі.

Існує дуже багато різноманітних схем підсилювачів сигналів (на транзисторах біполярний і польових, операційних підсилювачах, тиристорах, інших нелінійних електро-радіоелементів тощо). Проте в цьому розділі ми розглянемо лише схеми на операційних підсилювачах (ОП), оскільки вони мають найкращі характеристики, маючи при цьому найпростішу методику розрахунку та будучи при цьому найдешевшими.

*Операційний підсилювач* (ОП, англ. *operational amplifier* – «ор амп») – це підсилювач постійного струму з великим коефіцієнтом підсилення, який має диференціаль-

ний вхід і, як правило, один спільний вихід. Назва «операційний підсилювач» історично зв'язана з призначенням перших схем. Операційний підсилювач був спроектований у 30-і роки на лампах для виконання математичних операцій шляхом використання напруги як аналогової величини для моделювання базових математичних операцій (додавання, віднімання, інтегрування, диференціювання та інших). У сучасній електронній техніці операційні підсилювачі застосовують надзвичайно широко як багатоцільові елементи для побудови апаратури різного призначення: підсилювачів, генераторів синусоїдних та імпульсних сигналів, стабілізаторів напруги, активних фільтрів і т.п.

Сучасні ОП – це мікросхеми. Принципові схеми реальних операційних підсилювачів інколи наводяться в довідниках, але, як правило, у практичних застосуваннях можна користуватися мікросхемою ОП як окремим напівпровідниковим приладом, не цікавлячись її будовою.

Структури операційних підсилювачів різних марок відрізняються, але основи побудови однакові. Більшість ОП виконують трикаскадними з безпосередніми зв'язками між каскадами. Це три функціональні блоки:

- 1) Вхідний каскад, який виконується за схемою диференціального підсилювача і забезпечує високий вхідний опір приладу та підсилення на фоні малих шумів. ОП має два входи – прямий (неінвертуючий) і інверсний (інвертуючий) і один вихід.
- 2) Підсилювач напруги, який має дуже великий коефіцієнт підсилення за напругою.

- 3) Вихідний підсилювач, який зазвичай виконується за схемою емітерного повторювача, що забезпечує підсилення за потужністю, малий вихідний опір та високу навантажувальну здатність за струмом.

З розвитком інтегральної технології ОП стали виготовляти двокаскадними без підсилювача напруги. Для полегшення виділення змінного сигналу на виході ОП живлення схеми виконують двополярним як послідовне з'єднання двох джерел з заземленою середньою точкою (розщеплене живлення). ОП здатні працювати у широкому діапазоні напруг джерел живлення з типовими значеннями для загального застосування від  $\pm 1,5$  (В) до  $\pm 18$  (В) (рис. 7.1).

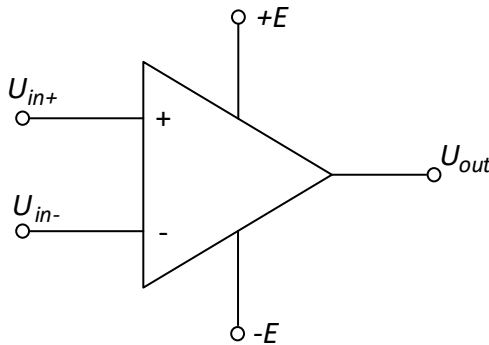


Рис. 7.1 – Умовне графічне позначення та призначення виводів ОП

Ідеальний ОП є фізичною абстракцією, тобто не може реально існувати, проте дає змогу суттєво спростити розгляд роботи схем, до складу яких входять реальні ОП.

- 1) Нескінченно великий коефіцієнт підсилення за напругою для всього частотного діапазону:

$$K_U = \text{const}; K_U \rightarrow \infty.$$

- 2) Нескінченно великий вхідний опір обох входів ОП (іншими словами, струм, що протікає через ці входи, дорівнює нулю):

$$R_{in} \rightarrow \infty; I_{in} \rightarrow 0.$$

- 3) Нульовий вихідний опір ОП (тобто для наступного каскаду ОП є ідеальним джерелом напруги):

$$R_{out} \rightarrow 0.$$

- 4) Нескінченно велика швидкість наростання напруги на виході ОП.  
5) Смуга пропускання: від постійного струму до нескінченності.

З вищезазначених характеристик ідеального ОП виходить найважливіша властивість ідеального ОП, охопленого ланкою негативного зворотного зв'язку: ідеальний ОП, охоплений негативним зворотним зв'язком, підтримує однакову напругу на своїх входах:

$$U_{in+} - U_{in-} = 0.$$

Взагалі робота ОП описується в термінах зворотного зв'язку, що дещо виходить за рамки даного посібника (можливо, ми виправимо це в наступному виданні – *авт.*). В якості ґрунтовної літератури по ОП ми б порадили ознайомитися з [21], як однією з найкращих фундаментальних праць по цій темі. Далі ми наведемо лише схеми і формули

для їх розрахунку, не вдаючись у їх виведення та деталі роботи.

Щодо підсилення, то ОП з цією метою можна включати двома способами: в інвертуючу схему (рис. 7.2 і 7.3), та неінвертуючу схему (рис. 7.4 та 7.5).

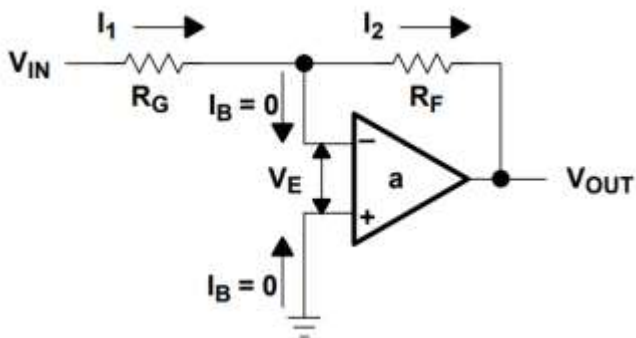


Рис. 7.2 – Включення ОП по інвертуючій схемі

Інвертуюча схема включення ОП (рис. 7.3) розраховується за формулою:

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = -\frac{R_F}{R_G},$$

де  $V_{IN}$  та  $V_{OUT}$  – відповідно вхідна та вихідна напруги,  $R_F$  – опір ланки зворотного зв'язку ( $R_{Feedback}$ , як правило, він становить не менше 10 кОм),  $R_G$  – опір, яким задається коефіцієнт підсилення ( $R_{Gain}$ ). Знак «мінус» в останній формулі підкреслює той факт, що сигнал інвертується (див. рис. 7.3). Струми в цій схемі дорівнюють:

$$I_1 = \frac{V_{IN}}{R_G} = I_2 = \frac{V_{OUT}}{R_F}.$$

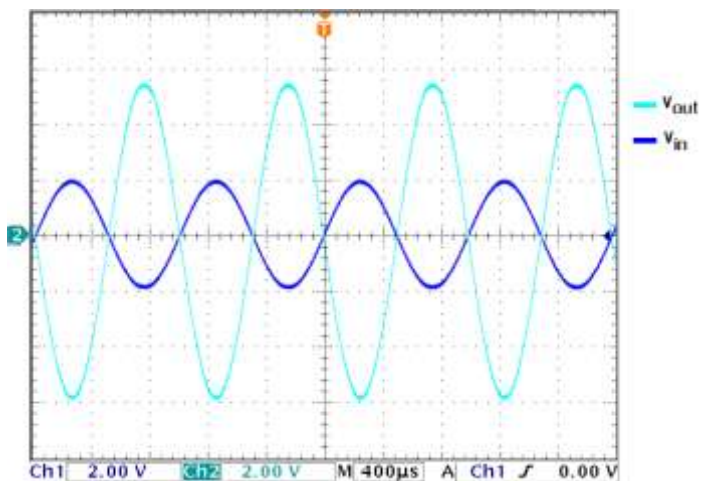


Рис. 7.3 – Осцилограми вхідного та вихідного сигналів для інвертуючої схеми включення ОП

Неінвертуюча схема (рис. 7.4) розраховується за формулою:

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{R_F + R_G}{R_G} = 1 + \frac{R_F}{R_G},$$

де для  $R_F$  – точно так же, як і у випадку інвертуючої схеми, повинно мати значення не менше 10 кОм. Це, звісно, не догма, але у випадку, коли  $R_F$  має відносно малий опір – струм зворотного зв’язку ОП суттєво зростає і він починає грітися.

Вибір конкретної схеми включення ОП (інвертуюча чи неінвертуюча) обумовлений тим, чи важлива фаза вхідного сигналу і який кут зсуву фази вносять наступні вузли схеми передобробки. Інверсія сигналу означає зсув фази на  $180^\circ$  (відповідно дві інверсії змінюють фазу на  $360^\circ$ , або можна вважати що не змінюють).

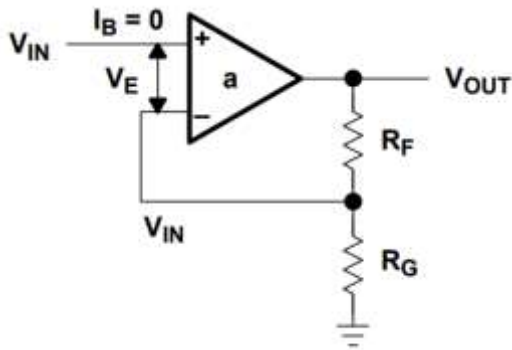


Рис. 7.4 – Включення ОП по неінвертуючій схемі

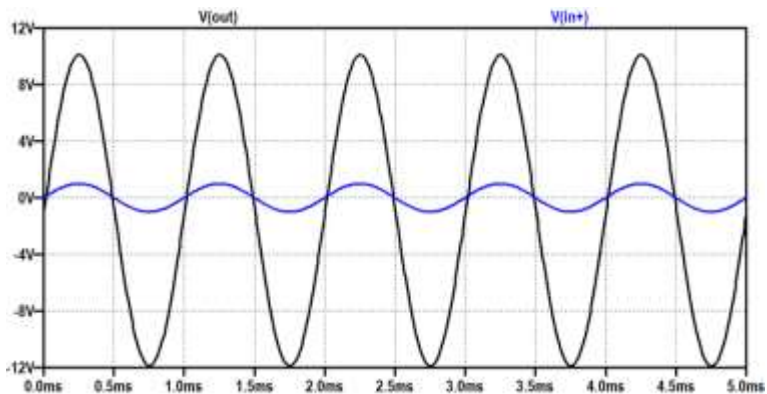


Рис. 7.5 – Осцилограми вхідного та вихідного сигналів для інвертуючої схеми включення ОП

### 7.3. Частотна фільтрація

Фільтри застосовуються тоді, коли потрібно пропустити не весь сигнал, а лише певні частоти в його складі (тобто не весь спектр сигналу, а лише деяку його частину).

Існує 4 групи фільтрів: фільтри низьких частот (ФНЧ), високих частот (ФВЧ), смугові фільтри (СФ) та загороджувальні фільтри (ЗФ). В основу цієї класифікації покладено загальний вигляд *амплітудно-частотної характеристики* (АЧХ) фільтра – залежності амплітуди вихідного сигналу від його частоти. Базовими фільтрами є ФНЧ та ФВЧ, а СФ та ЗФ утворюються шляхом комбінації ФНЧ та ФВЧ: якщо їх включити послідовно – то можна отримати ЗФ, а якщо паралельно – то СФ.

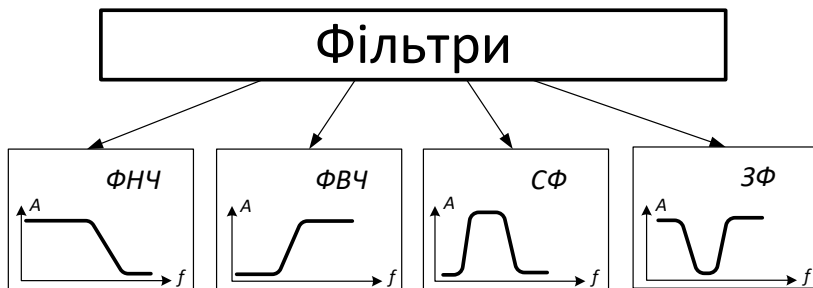


Рис. 7.6 – Класифікація фільтрів по виду АЧХ

На ОП роблять так звані активні фільтри – фільтри, які можуть одночасно з фільтрацією підсилювати сигнал, але вимагають при цьому певної енергії (напруги) живлення.

На одному ОП можна виконати фільтр або першого, або другого порядку. Якщо потрібен фільтр вищого порядку, то його утворюють, комбінуючи прості схеми.

Далі будуть наведені схеми та формули для їх розрахунку.



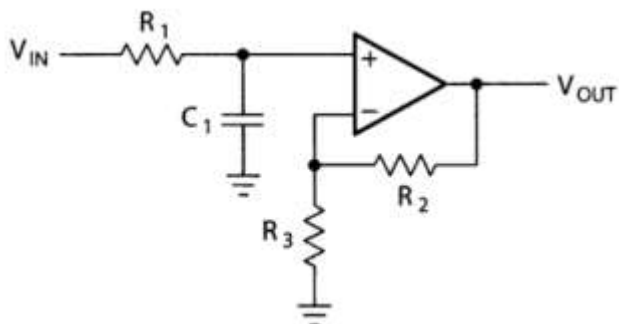


Рис. 7.7 – Неінвертучий фільтр першого порядку

### Неінвертуючий фільтр першого порядку

Схема наведена на рис. 7.7. Формули для розрахунку:

$$R_1 = \frac{a_1}{2\pi f_c C_1}; \quad R_2 = R_3(A - 1)$$

де  $f_c$  – потрібна частота зрізу ( $f_{cut}$ ), а коефіцієнт  $a_1$  – береться з відповідної довідникової таблиці у [21] в залежності від того, яка потрібна апроксимація АЧХ (за Баттервортом, Бесселем чи Чебишовим), а  $A$  – коефіцієнт підсилення в області пропускання:

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_3}$$

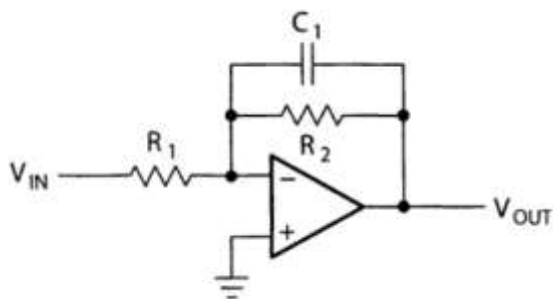


Рис. 7.8 – Інвертучий фільтр першого порядку

### *Інвертуючий фільтр першого порядку*

Схема приведена на рис. 7.8. Розраховується за формулою:

$$R_1 = \frac{a_1}{2\pi f_c C_1} = R_2,$$

Ці дві схеми мають середню крутизну наростання/спаду АЧХ приблизно 20 дБ/дек.

Для отримання ФВЧ потрібно поміняти місцями резистор  $R_1$  і конденсатор  $C_1$ , але формули для розрахунку від цього не поміняються.

*Неінвертуючий фільтр другого порядку* (схема Саллена – Кея) – має крутизну наростання/спаду АЧХ приблизно 40 дБ/дек. Схема представлена на рис. 7.9, формули для розрахунку:

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2},$$

де коефіцієнти  $a_1$  та  $b_1$  – беруться з відповідної довідникової таблиці у [21] в залежності від того, яка потрібна апроксимація АЧХ (за Баттервортом, Бесселем чи Чебишовим).

Зверніть увагу на два нюанси цієї формули:

- 1) У чисельнику стоїть дещо нестандартний знак « $\mp$ », який означає, що спочатку треба віднімати. Таким чином, для коректної роботи схеми Саллена – Кея потрібно, щоб виконувалася умова  $R_1 < R_2$ .
- 2) Отримане число повинне бути дійсним, а не комплексним. Це означає, що вираз під квадратним коренем не може бути від'ємним, що еквівалентне умові:

$$C_2 > C_1 \frac{4b_1}{a_1^2}.$$

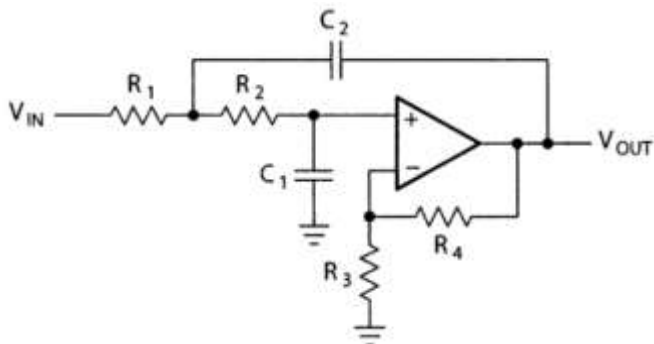


Рис. 7.9 – Схема Саллена – Кея

В схемі Саллена – Кея резистори  $R_3$  та  $R_4$  служать для регулювання коефіцієнту підсилення в області пропускання так само, ніби ця схема – неінвертуючий підсилювач,  $R_4 = R_F$ ,  $R_3 = R_G$ .

**Інвертуючий фільтр другого порядку** (схема з багатопетлевим зворотним зв'язком) – має крутизну наростання/спаду АЧХ приблизно 40 дБ/дек. Схема представлена на рис. 7.10, формули для розрахунку:

$$A = -\frac{R_2}{R_1};$$

$$R_2 = \frac{a_1 C_2 - \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2 (1 - A)}}{4\pi f_c C_1 C_2};$$

$$R_1 = \frac{R_2}{-A};$$

$$R_3 = \frac{b_1}{4\pi^2 f_c^2 C_1 C_2 R_2}.$$

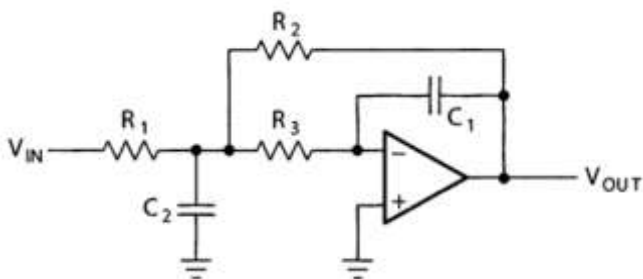


Рис. 7.10 – Схема з багатопетльовим зворотним зв'язком

Враховуючи те, що у формулі для розрахунку  $R_2$  також є квадратний корінь (під яким повинно додатне число), то тут також спочатку потрібно перевірити виконання вимоги:

$$C_2 > C_1 \frac{4b_1(1 - A)}{a_1^2}.$$

Також зверніть увагу, що ця схема – інвертуюча, а тому тут коефіцієнт підсилення в області пропускання  $A$  є від'ємним числом і саме таким воно повинно підставлятися у відповідні формули.

## 7.4. Математичні дії із сигналами

До таких дій відносяться насамперед диференціювання, інтегрування і додавання. Інші дії (піднесення до степені, логарифмування тощо) із сигналами виконуються достатньо рідко і їх, мабуть, краще робити цифровими методами, оскільки у схемах для їх виконання присутні нелінійні елементи (діоди, транзистори), підбір яких для забезпечення точності дій може викликати певні труднощі.

Операція *інтегрування* виконується за допомогою схеми інвертуючого ФНЧ першого порядку (рис. 7.7). Для цієї схеми також справедливий вираз:

$$V_{OUT}(t) = -\frac{1}{R_1 C_1} \int V_{IN}(t) dt.$$

Щодо операції *диференціювання*, то вона виконується дуже схожою схемою ФВЧ (рис. 7.11 – зверніть увагу, що на цьому рисунку поміняні місцями резистори і конденсатор в схемі на рис. 7.8).

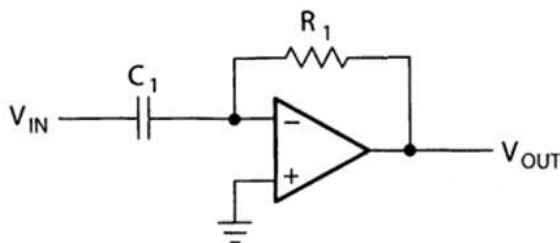


Рис. 7.11 – Диференціатор на ОП

Для цієї схеми справедливий вираз

$$V_{OUT}(t) = -R_1 C_1 \frac{dV_{IN}(t)}{dt},$$

тобто вона є диференціатором.

Операція додавання довільної кількості сигналів реалізується за допомогою вузла, який називається *суматором*. Схема інвертуючого суматора показана на рис. 7.12. Існує також схема неінвертуючого суматора, але у [21] вказують, що її важко використовувати, оскільки стабільністю

роботи вона похвалитися не може (попросту кажучи – вона спотворює сигнал).

Кількість входів на схемі рис. 7.12 може бути довільною, вихідна напруга при цьому дорівнює:

$$V_{OUT} = -\left(\frac{R_F}{R_1}V_1 + \frac{R_F}{R_2}V_2 + \dots + \frac{R_F}{R_N}V_N\right).$$

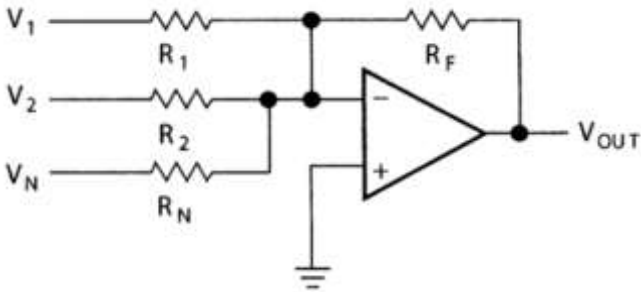


Рис. 7.12 – Інвертуючий суматор

# Розділ 8

## 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.

### 8.1. 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 координат. Під *квантуванням* розумі-

ють 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, зліченою множиною цифрових відліків. При цьому виконується округлення миттєвих значень вхідної функції  $s(t_i)$  в моменті 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 [...] 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. 8.1).

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 обмеженій похибці засобів вимірювань інформація про величину сигналу завжди обмежена. Раціональне 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.

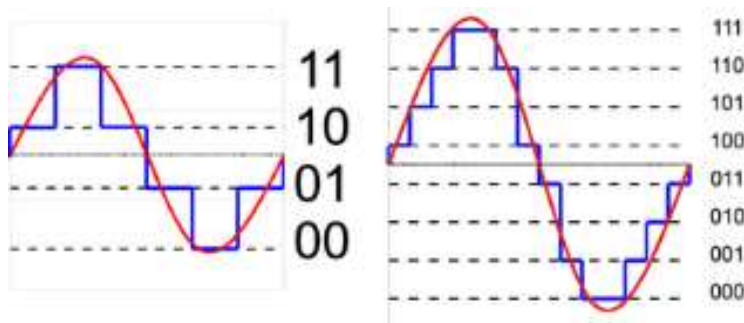


Рис. 8.1 – Квантування одного і того ж сигналу різною розрядністю. Ліворуч – 2 біти, праворуч – 3 біти

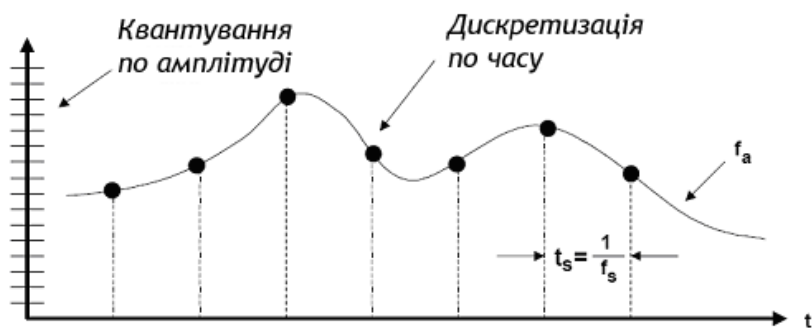


Рис. 8.2 – Дискретизація аналогового сигналу по часу та квантування його по амплітуді

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. 8.2). Представлення сигналу  $s(t)$  на інтервалі  $T$  сукупністю дискретних значень  $c_n$  записується у вигляді:

$$(c_1, c_2, c_3, \dots, c_n) = \mathbb{A}[s(t)],$$

де  $\mathbb{A}$  – оператор дискретизації. Операція відновлення сигналу  $s'(t)$  записується у вигляді:

$$s'(t) = \mathbb{B}[(c_1, c_2, c_3, \dots, c_n)].$$

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

$$c_n = \int q_n(t) s(t) dt, \quad (8.1)$$

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

Вибірка безперервних аналогових даних повинна здійснюватися через інтервал дискретизації  $t_s = \frac{1}{f_d}$  (де  $f_d$  – частота дискретизації), 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 (8.1) 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.

## 8.2. 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 Вітмекера--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  $f_d = 2f_{max}$ , або, по-іншому, за відліками, узятими з періодом

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

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:**

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

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:

- 1) Будь-який аналоговий сигнал може бути відновлений з якою завгодно точністю за своїми дискретними відліками, узятими із частотою  $f_d \geq 2f_{max}$ , де  $f_{max}$  – максимальна частота, якою обмежений спектр реального сигналу.
- 2) Якщо максимальна частота в сигналі перевищує половину частоти диск, 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. 8.3 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. 8.3, праворуч).

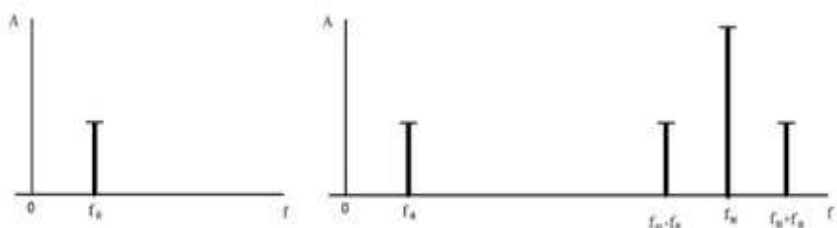


Рис. 8.3 – Спектр синусоїдального сигналу (ліворуч) та спектр його дискретизованого образу (праворуч)

Після дискретизації вхідного гармонійного коливання  $s(t)$  з частотою  $f_s > 2f_a$  отримаємо послідовність нескінченно коротких імпульсів (у ідеалі) з амплітудою змінних по синусоїдальному закону з нульовою постійною складовою. Спектр такої послідовності представлений на рис. 8.4.

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

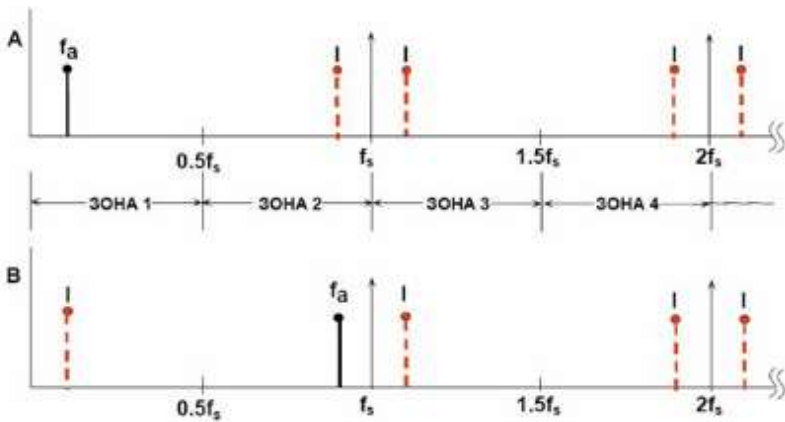


Рис. 8.4 – Спектр дискретизованого синусоїдального сигналу

### 8.3. 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 формулі:

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

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 розглянемо 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 пере-

творювачі. 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 швидкістю для роботи в широкому діапазоні задач.



**Частина III**

**ОБРОБКА  
БІОСИГНАЛІВ**

## Розділ 9

# 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 набагато 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.

## 9.1. 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. 9.1 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 парамет-

рів) дозволяє суттєво більш детально і швидко класифікувати пацієнта, ніж при візуальній 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.

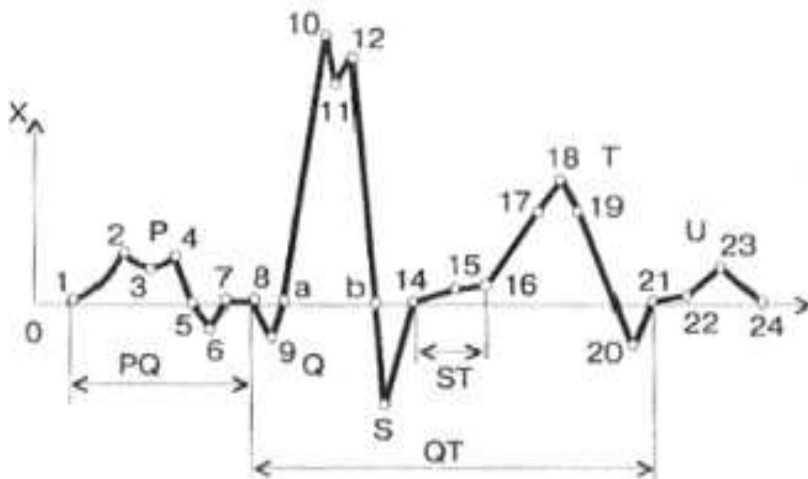


Рис. 9.1 – Характеристичні точки на ЕКГ

Для автоматичного аналізу ЕКГ звичайно вживають 12 стандартних відведень (три Ейнтховсові, Гольдбергові aVF, aVR, aVL та шість грудних V<sub>1</sub> – V<sub>6</sub>). Амплітуду поодиноких графоелементів встановлюють з похибкою, не більшою  $\pm 5\%$ . Похибка визначення інтервалів часу не повинна перевищувати 10%.

Для аналізу QRS-комплексу та хвиль Р і Т доволі часто також обчислюють відповідні площі над та під ізоліні-

ями (рис. 8.2) та визначають швидкість зміни напруги у районі QRS-комплексу  $S_{SR}$  та в області хвилі Т  $S_T$ .  $S_{SR}$  обчислюють як відношення амплітуди QRS-комплексу до тривалості міжпікового значення напруги. Швидкість зміни Т-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 кутом, який утворює відрізок між характеристичними точками 14 – 16 та віссю часу).

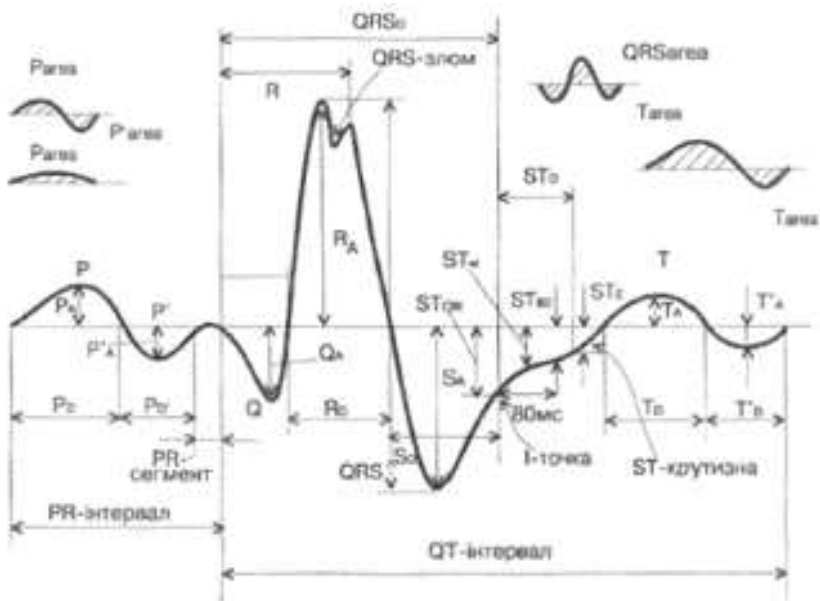


Рис. 8.2 – Характеристичні інтервали та амплітуди на ЕКГ

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

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

де  $k$  – номер елемента шерегу даних;  $x'(k) = x(k+1) - x(k-1)$  – перша похідна за часом;  $x''(k) = x(k+2) - 2x(k) + x(k-2)$  – 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.
- 2) Далі усі значення сигналу навколо максимуму вважають нульовими, якщо вони не мають зворотного знаку. Результатом є одержання допоміжного сигналу (в нижній частині рис. 8.3).
- 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  $T$  та кількості дискретів  $N$  (на періоді  $T$ ) легко визначити, який час пройшов від початку періоду до моменту екстремуму (тобто до відповідного індексу). Наприклад, для індексу  $T_R$  час, що відповідає піку хвилі R

$$t_R = \frac{T_R \cdot T}{N}$$

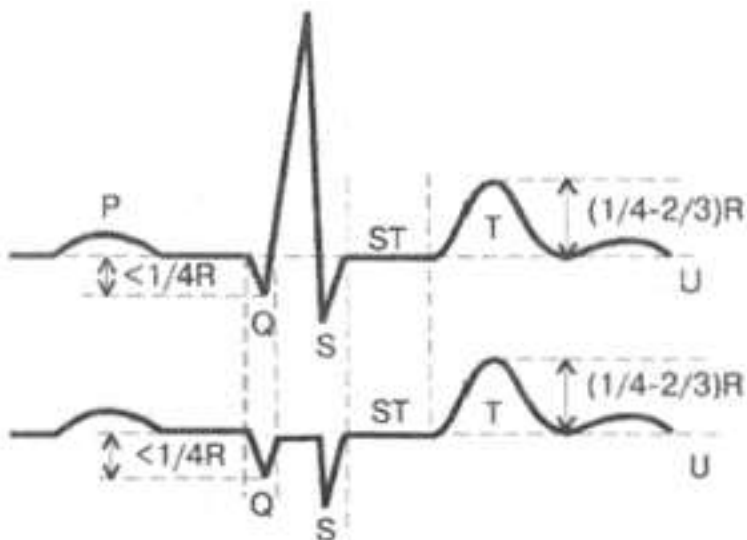


Рис. 8.3 – Початковий та проміжний сигнали ЕКГ

## 9.2. 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 органу можуть бути виявлені в наступних періодах. Тому контурно-часова методика застосовується в нескладних сигналах, а саме для сфигмограм центральних і периферійних артерій [22]. Відомо два способи вимірювання параметрів сфигмограм, які дозволяють досить чітко стандартизувати процес обробки цих сигналів. Перший призначається для обробки центральних

сфигмограм, зареєстрованих на сонній, скроневій, підключичній артеріях (рис. 8.4, а).

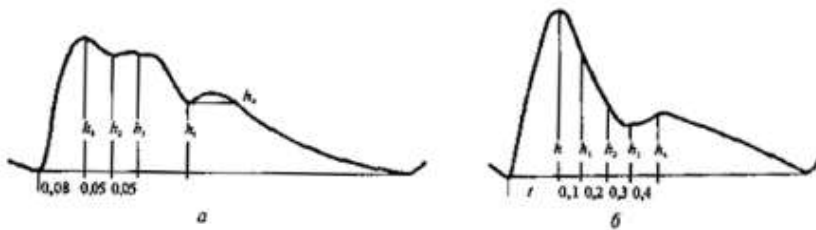


Рис. 8.4 – Ілюстрація методики контурно-часового аналізу сфигмограм центральних (а) і периферійних (б) артерій, запропонованої А.Д. Валтнерісом

При цьому визначаються такі параметри:

- 1) тривалість анакrotи в секундах ( $t_1$ ) і висота систолічної частини сфигмограми ( $h_1$ ) 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 катакrotичного 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 катакrotи систолічної частини кривої у момент  $t_3$ ;
- 4) час мінімуму інцизури ( $t_4$ ) та висота інцизури в її найнижчій точці ( $h_1 = h_4$ );
- 5) час піку дикротичної хвилі ( $t_5$ ) та миттєве значення дикротичної хвилі ( $h_d$ ), яке відмірюється від рівня



інцизури, тобто амплітуда дикротичної хвилі дорівнює  $h_5 = h_d + h_1$ ;

- б) 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:

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

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.

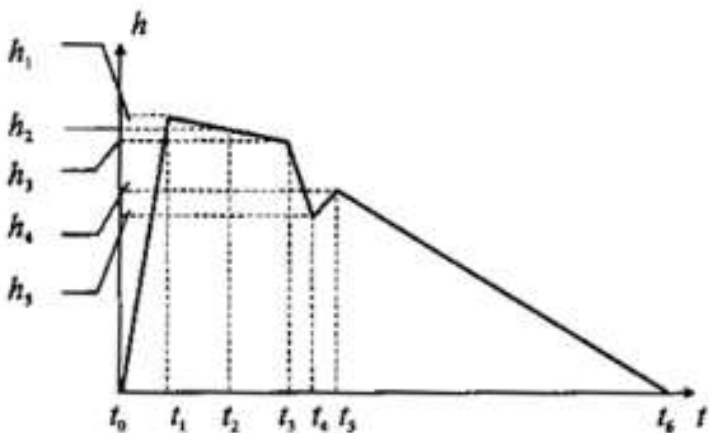


Рис. 8.5 – Лінеаризований імпульс сфигмограми, який отримано за методикою контурно-часового аналізу

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

$$\bar{H} = (\overline{h_1, h_2, f_3, h_4, h_d}); \quad \bar{T} = (\overline{t_a, t_a + 0,05t_a, t_a + 0,1}),$$

а для периферійних сфигмограм:

$$\bar{H} = (\overline{h, h_1, h_2, f_3, h_4});$$

$$\bar{T} = (\overline{t, t + 0,1, t + 0,2, t + 0,3, t + 0,4}).$$

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 10

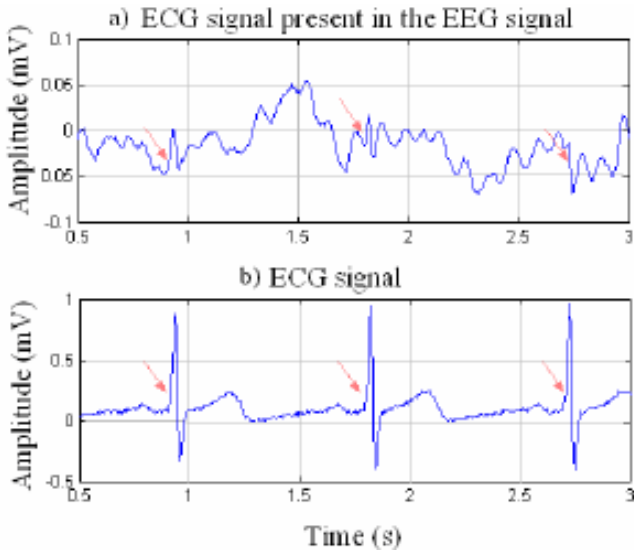
# Обробка біосигналів у частотній області

Цей розділ міг би бути продовженням Розділу 6 про сигнали та спектри, оскільки обробка сигналів у частотній області так чи інакше зводиться до маніпуляцій з їх спектрами, які отримуються шляхом перетворення Фур'є.

Оскільки в перетворення Фур'є ми вже знаємо (див. Розділ 6), то будемо вважати, що спектр сигналу в нас вже є.

### **10.1. Приклад: усунення на ЕЕГ-сигналі артефактів від ЕКГ**

Хорошим прикладом використання спектрів може бути усунення з ЕЕГ-сигналу артефактів від ЕКГ [22]. На рис. 10.1 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?



*Рис. 10.1 – EEG-сигнал з артефактами від ЕКГ*

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 EEG-сигналу відняти спектр ЕКГ-сигналу.
- 3) Відновити отриманий EEG-сигнал (тобто застосувати до результату обернене перетворення Фур'є).

Отриманий сигнал буде позбавлений артефактів.

Перелічені дії ілюструє рис. 10.2, на якому показані спектри сигналів спектри EEG- та ЕКГ-сигналів з рис. 10.1 та їх різниця.

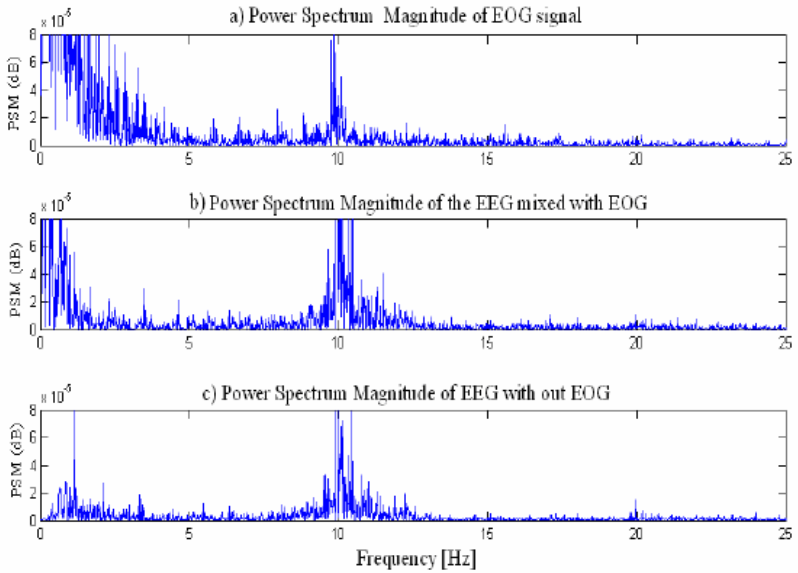


Рис. 10.2 – Спектри EEG- та EKG-сигналів та їх різниця

Відновлені сигнали показані на рис. 10.3. Добре видна 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 пізніше. Це є причиною того, що 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. Обернене 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.

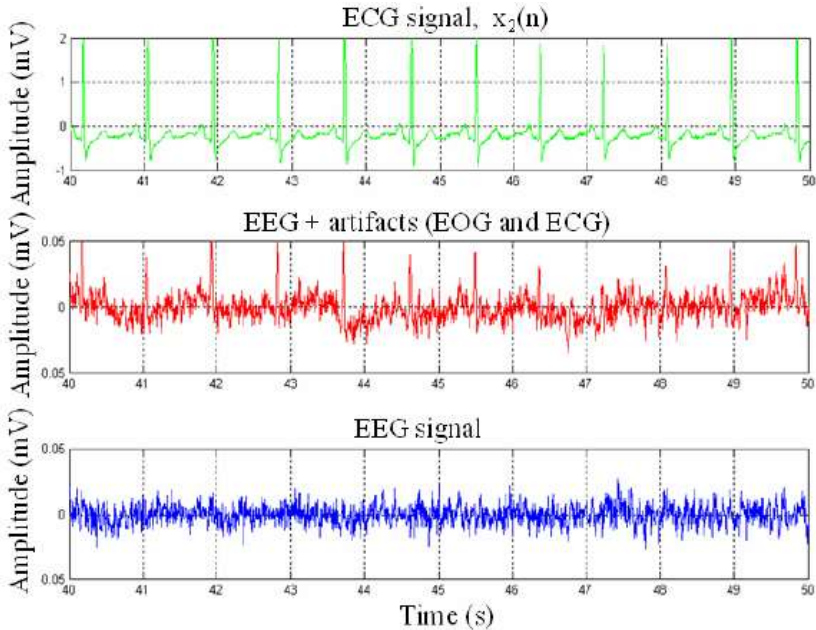


Рис. 6.11 – Відновлені зі спектрів EEG- та EKG-сигнали

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

## 10.2. Основна ідея дискретного 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. Оскільки алгоритми ДПФ не виконуються «руками», а призначені для виконання на комп'ютері або спеціалізованім сигнальним процесором – то традиційно при описанні формул ДПФ використовується нумерація не з 1, а з 0, оскільки майже в усіх мовах програмування нумерування елементів масивів (а вибірки  $x$  та  $X$  є саме масивами).

Коефіцієнти ряду Фур'є при ДПФ визначаються як

$$\begin{aligned} X_k &= \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-i\frac{2\pi kn}{N}} = \\ &= \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot \left[ \cos\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) - i \sin\left(\frac{2\pi kn}{N}\right) \right] \end{aligned} \quad (10.1)$$

Розглянемо короткий приклад застосування ДПФ. Нехай  $N = 4$  і маємо такі відліки:

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} x_0 \\ x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 - i \\ -i \\ -1 + 2i \end{pmatrix}.$$

Покажемо, як обчислюється ДПФ у цьому випадку.  
Згідно формули (10.1) отримаємо:

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

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

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

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

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 11

## 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.

### 11.1. 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 однією 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 сукупністю 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. 11.1 представлений детермінований сигнал, заданий виразом

$$s(t) = \cos(2\pi \cdot 10t) + \cos(2\pi \cdot 25t) + \cos(2\pi \cdot 50t) + \cos(2\pi \cdot 100t), \quad (11.1)$$

і який має чотири частотних компоненти – на частотах 10, 25, 50 та 100 Гц (див. спектр на рис. 11.2).

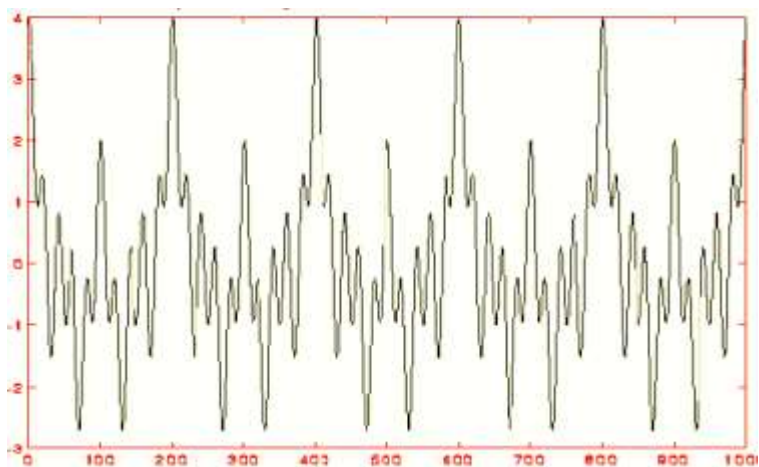


Рис. 11.1 – Детермінований сигнал, заданий виразом (11.1)

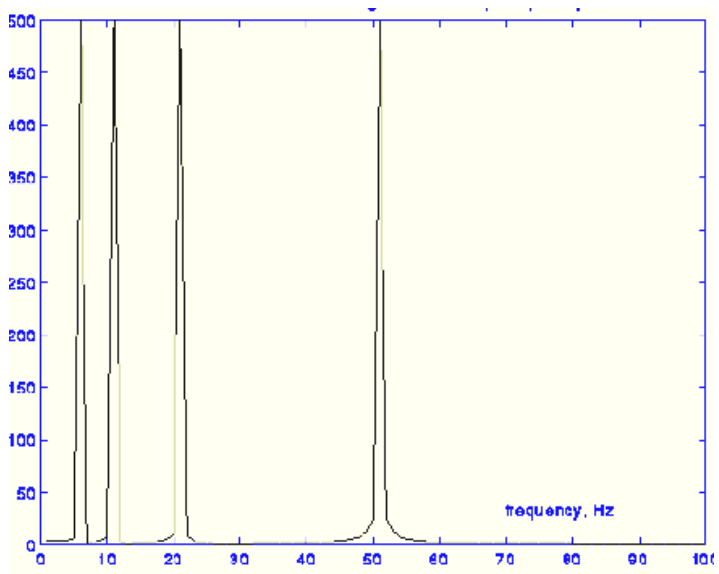
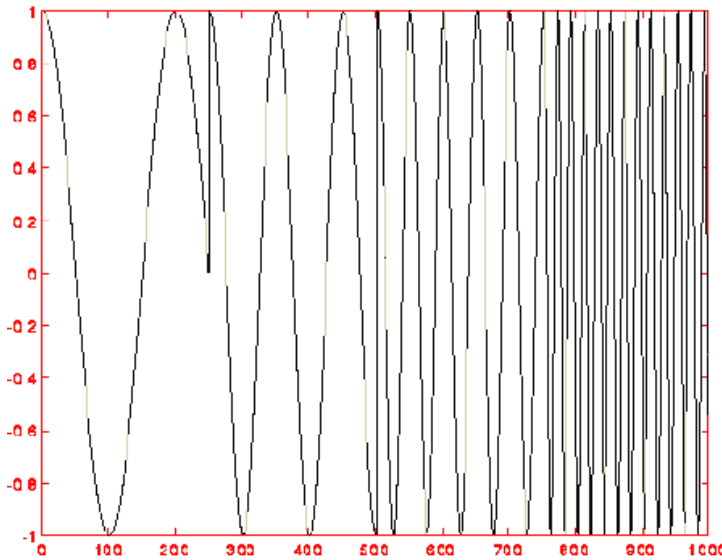


Рис. 11.2 – Спектр сигналу на рис. 11.1

На рис. 11.3 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. 11.4 представлений спектр цього сигналу. Видно, що на ньому присутні ті ж частоти, що і на рис. 11.2, але між ними є також частотні гармоніки. Ці проміжні гармоніки можуть біти легко подавлені за допомогою фільтрів, і таким чином спектр, зображений на рис. 11.4 легко може бути перетворений на спектр, представлений на рис. 11.2. Але ці спектри відносяться до абсолютно різних сигналів.



*Рис. 11.3 – ЛЧМ-сигнал з частотами 10, 25, 50 та 100 Гц*

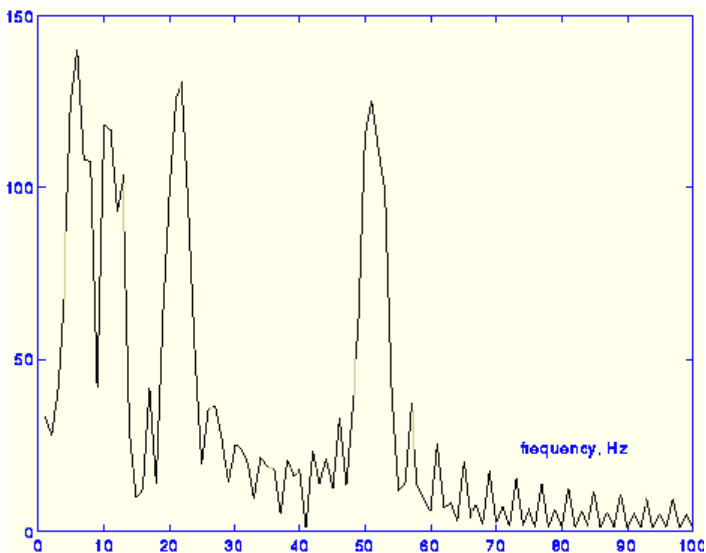


Рис. 11.4 – Спектр ЛЧМ-сигналу на рис. 11.3

Перший сигнал є стаціонарним, другий – ні. З цього прикладу впливає важливий висновок:

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

Для подолання цього утруднення було придумане так зване *віконне перетворення Фур'є* (ВКФ). 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

## **11.2. 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 (або крупномасштабним) 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. 11.5. 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.

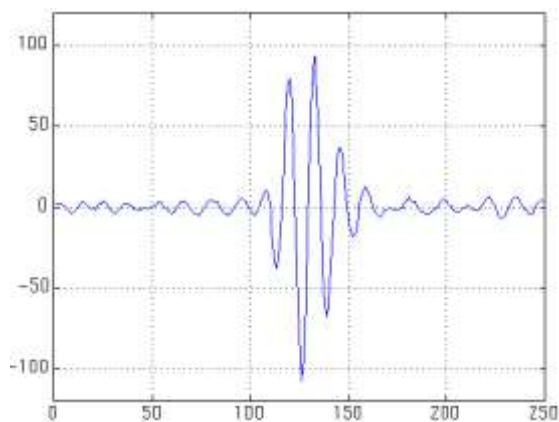


Рис. 11.5 – Приклад сигналу з тривалою низькочастотною компонентою та короткими високочастотними

## 11.3. Неперервне вейвлет-перетворення

### 11.3.1. Визначення НВП

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП, *continuous wavelet transform – CWT*) виконується аналогічно ВПФ, в тому сенсі, що 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-перетворення.

Неперервне вейвлет-перетворення визначається таким чином:

$$\text{CWT}_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) dt, \quad (11.2)$$

де  $\psi(t)$  – функція перетворення, яка називається *материнським вейвлетом*.

Слово *вейвлет* дослівно 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 (11.2), 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, притаманій 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

(11.2)) коефіцієнт масштабу стоїть у знаменнику. Тому при  $s > 1$  сигнал буде розширюватися, а при  $s < 1$  – стискатися.

Для відновлення сигналу з вейвлет-образу використовується оберене вейвлет-перетворення:

$$f(t) = \int_0^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{s^2} \Psi(s, \tau) \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) ds d\tau \quad (11.2)$$

Знайшовши вейвлет-образ (або його ще називають *вейвлет-спектром*), можливо визначити повну енергію сигналу:

$$E_f = \int |f(t)|^2 dt = \iint \Psi^2(s, \tau) ds d\tau$$

та *глобальний спектр енергій* – розподіл повної енергії по масштабах (так звану *скейлограму вейвлет-перетворення*):

$$E_\Psi(s) = \int \Psi^2(s, \tau) d\tau.$$

### 11.3.2. Отримання НВП

Далі приведена інтерпретація виразу (11.2). 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 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.

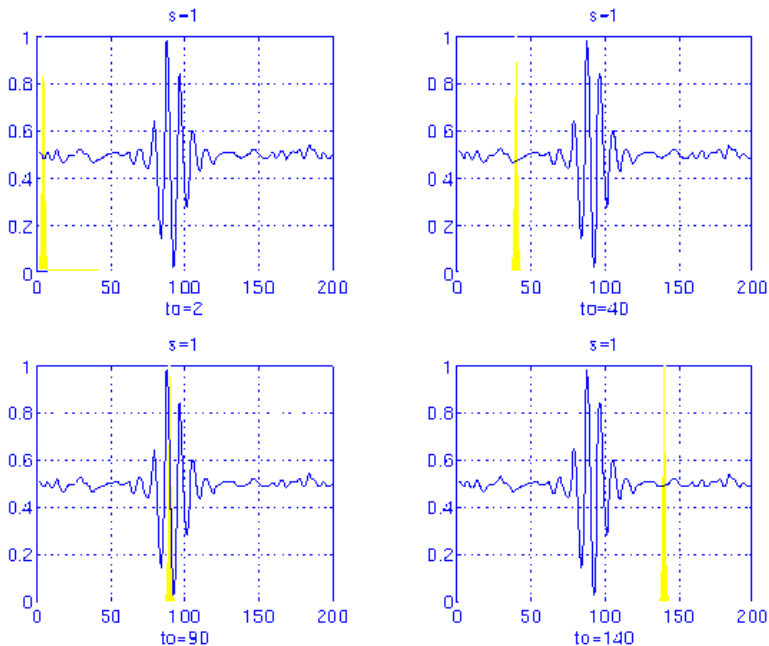


Рис. 9.6 – Приклад ВП сигналу при  $s=1$

На рис. 11.6 показані сигнал і вейвлет-функція для чотирьох різних значень  $\tau$ . Як сигнал використовуємо обмежену версію сигналу, показаного на рис. 11.5. Значення масштабу  $s = 1$ , відповідає найменшому значенню, або найбільшій частоті. На рисунку видно, наскільки компактний носій. Він повинен бути таким же вузьким, як і тривалість

найвищої частоти сигналу. На рисунку показані чотири різні позиції вейвлет-функції в точках  $t_2 = 2$ ,  $t_0 = 40$ ,  $t_0 = 90$  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.

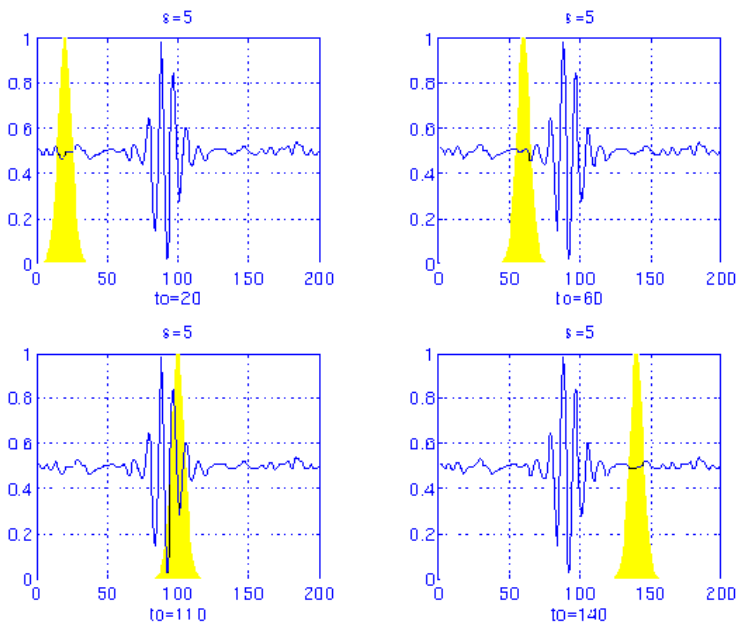


Рис. 11.7 – Приклад ВП сигналу при  $s = 5$

Якщо в сигналі присутні спектральні компоненти, відповідні поточному значенню  $s$  (яке в даному випадку 1), то 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. 11.6, має спектральні компоненти, порівнянні з шириною вікна при  $s = 1$  на інтервалі біля  $t = 100$  мс.

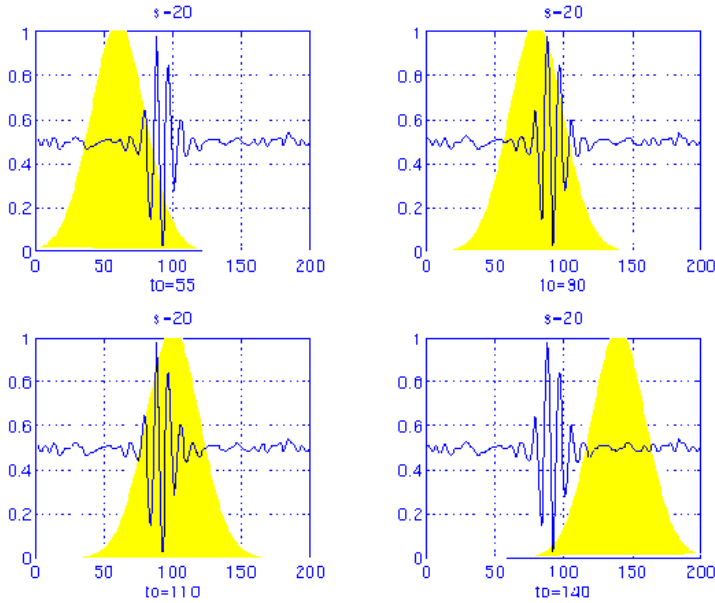
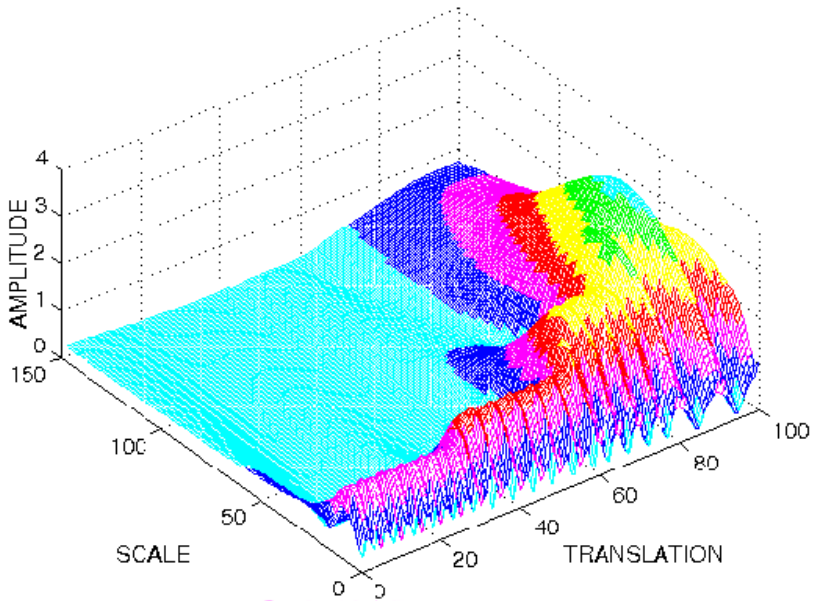


Рис. 11.8 – Приклад ВП сигналу при  $s = 20$

НВП сигналу, показаного на рис. 11.6, дає великі значення для низьких масштабів близько часу  $t = 100$  мс і малі значення 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. 11.7 та 11.8 показаний той же процес для масштабів  $s = 5$  і  $s = 20$  відповідно. Відзначимо, що ширина вікна змінюється із збільшенням масштабу.



*Рис. 11.9 – Вейвлет-образ сигналу з рис. 11.5*

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. 11.9. Малі масштаби відповідають високим частотам. Тому, на рис. 11.9 частина графіка, де масштаби близькі до нуля, 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.

### 11.3.3. 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  $L^2(\mathbb{R})$ . В цьому випадку будь-яка функція може бути представлена у вигляді ряду

$$f(t) = \sum_{j,k=-\infty}^{+\infty} c_{jk} \psi_{jk}(t),$$

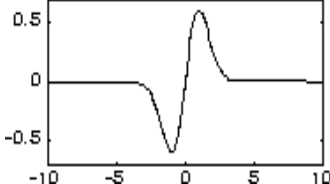
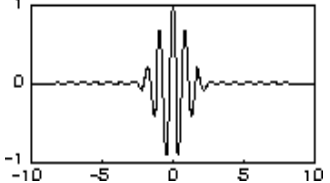
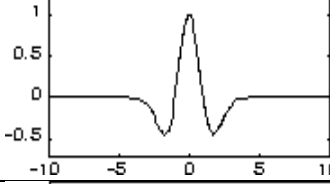
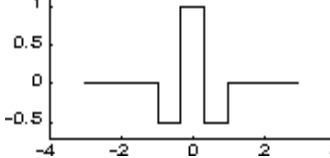
де

$$c_{jk} = 2^{\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi(2^{jt} - k) dt.$$



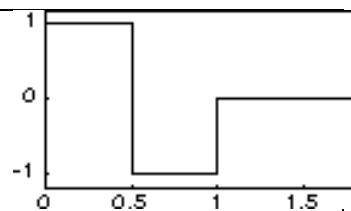
Вейвлети прийнято класифікувати за виглядом та особливостями функції або за іменем вченого, який вперше запропонував той чи інший вейвлет. Відомі вейвлети Хаара, Симлета, Добеши, Коїфлетса, Гауса, Морле, Шенона, Мейера, біортогональний та зворотній біортогональний, частотний В-сплайновий, «мексиканський капелюх», «французький капелюх» та інші.

Далі наводяться приклади деяких найбільш поширених вейвлетів з аналітичними виразами та графіками.

<p><b>Класичний вейвлет</b></p> $\psi(t) = t \cdot e^{-\frac{t^2}{2}}$	
<p><b>Вейвлет Морле</b></p> $\psi(t) = e^{ikt - \frac{t^2}{2}}$	
<p><b>«Мексиканський капелюх»</b></p> $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-\frac{t^2}{2}}$	
<p><b>«Французький капелюх»</b></p> $\psi(t) = \begin{cases} 1, &  t  < 1/3 \\ -1/2, & 1/3 <  t  \leq 1 \\ 0, &  t  > 1 \end{cases}$	

**Вейвлет Хаара**

$$\psi(t) = \begin{cases} 0, & 0 \leq t < 1/2 \\ -1/2, & 1/2 \leq t < 1 \\ 0, & t < 0, t > 1 \end{cases}$$



## 11.4. Основна ідея дискретного 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 економічним, 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:

$$\psi_{k,m} = |a_0|^{m/2} \psi(a_0^m t - k), \quad m, k \in \mathbb{Z},$$

$$\psi(y) \in L^2(\mathbb{R})$$

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. Зворотне дискретне перетворення для безперервних сигналів при нормованому ортогональному вейвлетному базисі простору:

$$s(t) = \sum_{-\infty}^{+\infty} C_{m,k} \psi_{m,k}(t).$$

## Розділ 12

# Статистичні методи обробки інформації

### 12.1. Передумови використання статистичних методів у медицині

З початку XXI століття зросла увага до доказової медицини. *Доказова медицина* (також відома як евіденційна медицина або медицина наукового доказу) –це підхід до практики медицини, в якому прийняття рішень про діагностику, лікування та догляд за пацієнтами ґрунтується на найкращих наявних наукових доказах. Основним принципом доказової медицини є використання наукової інформації з результатами досліджень, клінічних випробувань та епідеміологічних досліджень для прийняття рішень про найефективніші методи лікування та діагностики.

Доказова медицина заснована на таких основних принципах:

- 1) систематичний огляд наукових доказів: медичні рекомендації та рішення базуються на аналізі результатів багатьох досліджень, які можуть бути синтезовані в систематичних оглядах або мета-аналізах;
- 2) ієрархія доказів: дані з різних досліджень оцінюються залежно від якості дизайну досліджень, роз-

- міру вибірки та інших факторів; контрольовані клінічні випробування зазвичай вважаються найвищою якістю доказів;
- 3) індивідуалізація лікування: доказова медицина підкреслює важливість врахування індивідуальних особливостей пацієнтів при прийнятті рішень про лікування;
  - 4) постійне оновлення знань: медичні практики і рекомендації оновлюються на основі нових даних та досліджень, що дозволяє вдосконалювати лікування та догляд за пацієнтами;
  - 5) розуміння ризиків та користі: прийняття рішень засновано на збалансованому оцінюванні можливих ризиків та очікуваних користей від конкретного лікування.

Доказова медицина є важливою стратегією для покращення якості медичної допомоги та забезпечення ефективного та безпечного лікування пацієнтів. Але реалізувати принципи доказової медицини неможлива без використання статистичних методів.

Особлива важливість статистичних методів обумовлена тим, що клінічні дослідження з точки зору математичної статистики є вибірковими дослідженнями. З одного боку – це дає можливість використання методів математичної статистики, але з іншого – це вимагає дотримання певних умов при їх проведенні, щоби зроблені висновки були обґрунтованими.

Використання статистичних методів (і залучення до роботи спеціаліста з біостатистики) починається ще перед плануванням клінічних випробувань – при формулюванні

цілей, оскільки від цього залежить вибір методів, і, як наслідок – висновки.

Оскільки результати клінічних досліджень поширюються потім на всю сукупність пацієнтів з відповідним захворюванням, то основними проблемами, які необхідно вирішити при плануванні досліджень (з точки зору математичної статистики), є:

- забезпечення репрезентативності вибірки всієї генеральної сукупності (за розмірами та структурою);
- усунення можливих джерел систематичних похибок;
- вибір методів оброблення інформації, які відповідають поставленим цілям та особливостям даних, що аналізуються.

*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.

## **12.2. 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 сукупності 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 *неперервні* 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 кількість варіант велика, то варіаційний ряд розбивають на рівні інтервали. Перше завдання при групуванні варіаційного ряду полягає в тому, щоб розбити весь діапазон зміни ознаки у виборці (між максимальними і мінімальними варіантами вибірки) на інтервали. Це потребує визначення кількості інтервалів групування і ширини кожного із них. Зазвичай обирають інтервали однакової ширини. Групування роблять для того, щоб побудувати емпіричний розподіл і сформулювати за його допомогою припущення про форму розподілу досліджуваної ознаки у генеральній сукупності, з якої взята вибірка.

### **12.3. Усунення суб'єктивності при формуванні вибірки**

До методів, які забезпечують однорідність та репрезентативність вибірки, відносять рандомізацію та подвійний сліпий метод.

*Подвійний сліпий метод* використовується переважно у дослідженнях ефективності нових лікарських препаратів та полягає у тому, що ні пацієнт, ні лікар, ні середній медичний персонал не знають – чи дають пацієнту препарат, чи плацебо. Використання подвійного сліпого методу дозволяє позбавитися ефекту хибного переконання (вплив якого можливий на 30...50% пацієнтів).

*Рандомізація* полягає у тому, що дослідні дані для груп вибираються випадковим чином з генеральної сукупності. Застосування цього методу забезпечує виконання вимоги випадковості та незалежності спостережень та усуває ефект упередження при розподілі даних (або пацієнтів) по групам, що може суттєво спотворити результати досліджень внаслідок формування неоднорідних вибірок.

Якщо не застосовувати рандомізацію, по висновки можуть бути некоректними внаслідок не випадкового формування виборок та, відповідно, порушення вимоги випадковості та незалежності результатів вимірювань (або спостережень).

Виконується рандомізація за допомогою таблиць випадкових чисел або спеціальних програм-генераторів випадкових чисел. Наприклад, планується провести дослідження ефективності деякого лікарського препарату на 100 пацієнтах. Тоді припускається, що 50 з них (тобто половині)

буде даватися реальний препарат, а іншим 50 (другій половині) – плацебо. для цього пацієнтів випадковим чином перенумеровують від 1 до 100, після чого, використовуючи програмний генератор випадкових чисел, генерують 50 випадкових чисел в інтервалі від 1 до 100. Пацієнтам, номери яких співпадають з номерами, що видала програма – дають препарат, а іншим – плацебо. Досить часто трапляється так, що всіх 100 пацієнтів немає в наявності, і дослідження проводять по мірі поступання пацієнтів у клініку. В такому випадку генерують послідовність випадкових чисел в такій кількості, скільки планується провести досліджень. По мірі надходження чергового пацієнта дивляться – якщо відповідне число з послідовності є непарним – то людині призначають препарат, а якщо парним – то плацебо. Наприклад, якщо взяти ряд чисел 1, 0, 0, 9, 7, 3, 2, 5, 3, 3, 7, 6 –то відповідно першому, четвертому, п'ятому, шостому, восьмому, дев'ятому, десятому та одинадцятому пацієнтам назначать препарат, а другому, третьому, сьомому та дванадцятому – плацебо.

Для обчислення об'єму вибірки  $n$  при оцінці розміру долей (підгруп) використовують формулу:

$$n = \frac{\frac{t_{n,\alpha}^2 PQ}{d^2}}{1 + \frac{1}{N} \left( \frac{t_{n,\alpha}^2 PQ}{d^2} - 1 \right)},$$

де  $N$  – розмір генеральної сукупності;  $P$  – бажаний розмір оцінюваної доли (тобто скільки відсотків від усієї генеральної сукупності становить контрольна група);  $Q = 1 - P$ ;  $d$

– абсолютна гранично допустима помилка у визначенні розміру доли;  $t_{n,\alpha}$  – критичне значення розподілу Стьюдента для числа ступенів вільності  $n$  та рівня значимості  $\alpha$ . Проте, оскільки  $n$  точно не відоме, беруть наближене значення  $t_{n,\alpha} \approx 2$ .

Ця формула має границю при збільшенні розміру генеральної сукупності:

$$\lim_{N \rightarrow \infty} n = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\frac{t_{n,\alpha}^2 PQ}{d^2}}{1 + \frac{1}{N} \left( \frac{t_{n,\alpha}^2 PQ}{d^2} - 1 \right)} = \frac{t_{n,\alpha}^2 PQ}{d^2}.$$

## 12.4. Характеристики вибірки

Питання про вибір кількості та ширини інтервалів групування вирішують у кожному конкретному випадку, виходячи із цілей дослідження, обсягу вибірки і ступеня варіювання ознаки у вибірці. Однак приблизно кількість інтервалів  $k$  можна оцінити тільки з обсягу вибірки  $n$ . Кількість інтервалів можна визначити за *формулою Стерджеса*:

$$k = 1 + 3,32 \lg(1,37n),$$

або за допомогою таблиці:

Обсяг вибірки, $n$	Кількість інтервалів, $k$
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*:

$$R_v = x_{max} - x_{min}.$$

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 відрізняються 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 обчи-

слити 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 додатних та від'ємних значень, існує декілька способів. Найпоширеніший – піднесення кожної різниці  $x_i - \bar{X}$  до квадрату (квадрати як від'ємних, так і додатних 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  $\alpha$  потрапляє 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* (або *надійність межі помилки*) прямого вимірювання визначається формулою

$$\delta = \pm |t_{\alpha,n} \cdot m_x|$$

де  $t_{\alpha,n}$  – коефіцієнт нормованого відхилення (*критерій Стьюдента*), що залежить від кількості ступенів свободи і вибраної надійної імовірності  $\alpha$ . Надійний інтервал визначається за формулою

$$\bar{X} - \delta \leq X \leq \bar{X} + \delta.$$

## **12.5. 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 трапляється 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:

- 1) 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;
- 2) для перевірки гіпотези про однаковість генеральних середніх двох залежних, пов'язаних вибірок. Так, наприклад, вимірюється в'язкість крові звичайним, лабораторним чином, та в'язкість крові у тих самих людей непрямым 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 скла-

дний, невідомий закон розподілу, відмінний від нормального закону, використовують непараметричні методи статистики.

## 12.6. 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 Пірсона між двома змінними дорівнює коваріації двох змінних, або сумі добутків відхилень, поділеній на добуток їх стандартних відхилень. Нехай, є дві вибірки  $x^{[m]} = (x_1, x_2, \dots, x_m)$  та  $y^{[m]} = (y_1, y_2, \dots, y_m)$ . Тоді коефіцієнт кореляції розраховується за формулою:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{X})(y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{X})^2 (y_i - \bar{Y})^2}} = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sqrt{\sigma_x^2 \sigma_y^2}},$$

де  $\bar{X}$ ,  $\bar{Y}$  – вибіркові середні  $x^{[m]}$  та  $y^{[m]}$ , а  $\sigma_x^2$  та  $\sigma_y^2$  – вибіркові дисперсії.

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 проміжного 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.

## **12.7. 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 напрямок 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 дослідю.

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;  $X_1, X_2, \dots, X_{16}$  – незалежні змінні;  $a_0, a_1, a_2, \dots, a_{16}$  – шукані коефіцієнти регресії.

## 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 посиланнями 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 відлякуючи 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, до-

питливий 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 :)

Коломієць Р.

Нікітчук Т.

Морозов Д.

Житомир, 2023 р.

# Предметний покажчик

- Аксони** 49  
**Альфа-ритм** 120  
**Амплітуда** 193  
**Амплітудно-частотна характеристика фільтра** 216  
**Аналого-цифрові перетворювачі** 230  
**Анамнез** 18  
**Ангіографія** 152  
**Апекскардіографія** 111  
**Артефакти** 18, 51
- Бета-ритм** 121  
**Біологічна мембрана** 25  
**Біологічні ВП** 72  
**Біомагнетизм** 53  
**Біосигнал** 12, 23  
- наведений 12, 13  
- природний 12, 13
- Варіаційний ряд** 273  
**Вейвлет** 256  
**Векторкардіографія** 112  
**Віконне перетворення Фур'є** 253  
**Вибіркова сукупність** 272  
**Вимірювальне перетворення** 57
- Вимірювальний перетворювач** 57  
**Випадкові похибки ВП** 67
- Гамма-ритм** 122  
**Гармоніки** 200  
**Генеральна сукупність** 272  
**Генераторні ВП** 69, 70  
**Гомеостаз** 11  
**Градууювальна характеристика ВП** 60  
**Групування** 273
- Дельта-ритм** 119  
**Дендрити** 48  
**Діелектрична проникність** 32  
**Динамічний діапазон** 61  
**Дискретне вейвлет-перетворення** 266  
**Дискретне перетворення Фур'є** 247  
**Дискретизація сигналів** 223  
**Дисперсія** 278  
**Довжина хвилі** 193  
**Доплерографія** 143
- Електрична напруга** 30

Електрична провідність 31  
Електричний заряд 29  
Електричний опір 31  
Електричний струм 30  
Електроди 87  
Електроенцефалографія 115  
Електрокардіограма 91  
Електрокардіографічне відведення 96  
Електрокортикографія 124  
Електроміографія 127  
Електрореографія 132  
Енергія сигналу 196  
Етичний критерій 22  
Ехокардіографія 106

### **Закон:**

- «все або нічого» 44
- Ома 31
- Пфлюгера 44
- сили подразнення 44
- тривалості подразнення 44

### **Катаболізм 42**

Клітини Шванна 49, 50  
Коефіцієнт кореляції 282  
Коефіцієнт перетворення 60  
Комбінований ВП 71, 72  
Контрастна речовина 150  
Контурно-часова методика 239  
Крива Лапіка 45

Критерій Стьюдента 280

### **Магнітно-резонансна томографія 152**

Мамографія 140  
Меандр 201  
Метаболізм 11  
Методи досліджень 14

- аналітико-хімічні 15
- фізико-хімічні 15
- фізичні 15

Модель біомембрани Данієллі – Давсона 27, 28  
Модель Борна 32  
Мю-ритм 122

### **Надійність тесту 21**

Надійний інтервал 279  
Натрій-калієва помпа 40  
Негативна умовна точність 22  
Нейрон 47, 48  
Нелінійність ВП 72  
Неперервне вейвлет-перетворення 256  
Неперервне перетворення Фур'є 204  
Нервові волокна 48

- аферентні 48
- еферентні 49

Норма 14



Однофотонна емісійна  
комп'ютерна томографія 157  
Операційний підсилювач 209

**П**араметричні ВП 69, 70  
Патологія 14  
Період коливання 193  
Піксель 137  
Пірометри випромінювання  
75  
Подвійний сліпий метод 274  
Позитивна умовна точність 22  
Позитронно-емісійна томогра-  
фія 158  
Поріг чутливості 63  
Потенціал:  
- дії 49, 51  
- дипольний 35  
- поверхневий 35  
- рівноважний 37  
- спокою 37  
- трансмембранний 37  
Похибка ВП 64  
Приведена функція перетво-  
рення 61  
Принцип невизначеності Гей-  
зенберга 54  
Прогресуюча похибка ВП 68

**Р**андомізація 274  
Регресійний аналіз 283  
Рентгенівське зображення 139

Рентгенівська комп'ютерна  
томографія 147  
Рецептори 38, 41, 42  
Рівень значущості 281  
Рівняння:  
- Больцмана 37  
- Борна 34  
- Голдмана – Ходжкіна –  
Каца 40  
- Нернста 38  
Рідинно-мозаїчна модель біо-  
мембрани Сінгера –  
Ніколсона 28, 29  
Роздільна здатність ВП 67  
Роздільна здатність зобра-  
ження 169  
Розмах варіації 277  
Розмах сигналу 192

**С**ереднє квадратичне відхи-  
лення 278  
Сигма-ритм 121  
Сигнал 12, 191  
Симптом 18, 20  
Синдром 18  
Систематична похибка ВП 67  
Скважність 194  
Смуга пропускання ВП 68  
Спектр сигналу 200  
Стала часу ВП 68  
Стандарт DICOM 170  
Стандартна похибка 278  
Стационарний сигнал 250  
Стимул 12, 42

Специфічність тесту 21  
Сфигмографія 107  
Сцинтиграфія 156

**Т**еорема Котельникова—Найквіста 227

Теорія поверхневого потенціалу (Гюї – Чапмена – Штерна) 35

Термографія 164

Терморезистор 73

Термопара 74

Тета-ритм 120

Трансмісійна електронна мікроскопія 161

Трикутник Ейнтховена 100

**У**загальнений ряд Фур'є 198  
Ультразвукове дослідження 142

**Ф**лебографія 109

Флуоресцентна мікроскопія 159

Формула Стеджерса 276

Фотоелектричні ВП 81

Функція перетворення ВП 60

**Ц**ифрова субстракційна ангіографія 152

**Ч**астота 192

Частота дискретизації сигналу 227, 228

Число Фарадея 30

Чутливість ВП 62

Чутливість тесту 18, 19

**Ш**видкодія ВП 68

Шкала одиниць Хаунсфілда 150

**Я**дерний магнітний резонанс 153

# Література

1. *J. Loscalzo, A. S. Fauci, D. L. Kasper, S. Hauser, D. Longo, L. J. Jameson* Harrison's Principles of Internal Medicine – McGraw-Hill Professional, 2022.
2. ICD-11. International Classification of Diseases 11th Revision. The global standard for diagnostic health information - <https://icd.who.int/en>
3. *В. Я. Кутковецький* Розпізнавання образів: навчальний посібник – Миколаїв, МДГУ ім. П. Могили, 2003. – 196 с.
4. *В. Г. Абакумов, В. О. Геранін, О. І. Рибін, Й. Сватош, Ю. С. Синькоп* Біомедичні сигнали та їх обробка: навчальний посібник – К.: «ВЕК+», 1997. – 352 с.
5. *В.С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А Ващенко та ін.* Біофізика і біомеханіка: підручник – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – 344 с.
6. *Robert B. Gennis* Biomembranes: Molecular Structure and Function – Springer, 1989. – 533 p.
7. *Л. І. Остапченко, І. В. Компанець, Т. Б. Синельник* Біологічні мембрани та основи внутрішньоклітинної сигналізації: методи дослідження : навч. посіб. – К.: ВПЦ "Київський університет", 2017. – 447 с.
8. *В. І. Філімонов* Фізіологія людини: підручник (4-те видання) – Всеукраїнське спеціалізоване видавництво «Медицина», 2021. – 488 с.
9. *В. Ф. Ганонг* Фізіологія людини: Підручник / пер. з англ. – Львів, БаК, 2002. –784 с.

10. Г. М. Чайченко, В. О. Цибенко, В. Д. Сокур Фізіологія людини і тварин: Підручник – К.: Вища школа, 2003. – 463 с.
11. В. М. Ванько, Є. С. Поліщук та ін. Вимірювальні перетворювачі (сенсори): Підручник – Львів, вид-во Львівської політехніки, 2015. – 584 с.
12. З. Ю. Готра, Л. Я. Ільницький, Є. С. Поліщук та ін. Давачі: довідник – Львів: «Каменярь», 1995. – 312 с.
13. Donald G. Buerk Biosensors: Theory and Applications – Boca Raton, CRC Press, 2014. – 232 p.
14. Настанова з кардіології/ За ред. В.М. Коваленка. – К.: МОРІОН, 2009. — 1368 с.
15. А. С. Головацький, В. Г. Черкасов, М. Р. Сапін, А. І. Парахін Анатомія людини. У трьох томах. Том 2. – Вінниця, «Нова книга», 2007. – 456 с.
16. The Physics of Medical Imaging / Edited by Steve Webb – Adam Higer Publ., Bristol and Philadelphia, 1991.
17. Б. І. Яворський, Т. М. Рафа 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.
19. Л. О. Момоток, Л. В. Юшина, О. В. Рожнова Основи медичної інформатики: Підручник – К.: Медицина, 2008. – 168 с.
20. Електронний ресурс. Стандарт DICOM. <https://www.dicomstandard.org/current/>
21. Ron Mancini OPamps for Everyone – Texas Instruments Inc., 2002. – 464 p.

22. *D. C. Reddy* Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques – McGraw-Hill Education (India), Pvt Limited, 2005.
23. *L. Debnath , F. A. Shah* Wavelet Transforms and Their Applications - Springer, 2015. - 533 p.
24. *В. М. Шутко, М. О. Шутко, О. О. Колганова, О. Д. Пономарчук* Методи та засоби стиснення інформації: навчальний посібник – К.: НАУ, 2012. – 168 с.
25. *І. І. Хаїмзон, В.Т. Желіба* Основи медичної інформатики – К.: Вища школа, 2008. – 181с.

