Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Конспект лекцій
з дисципліни
«Вимірювальні перетворювачі та датчики для медико-технічних систем»
для здобувачів вищої освіти за спеціальністю
163 – Біомедична інженерія

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

Розроблено в рамках проекту “Erasmus+ (CBHE) BioArt “Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів”

Developed in the frame of project “Erasmus+ (CBHE) BioArt“Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees” (586114-EPP- 1-2017-1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця
ВНТУ
2020

Рекомендовано - кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

Конспект лекцій з вивчення дисципліни «Вимірювальні перетворювачі та датчики для медико-технічних систем» для студентів спеціальності 163 - Біомедична інженерія освітня програма Біомедична інженерія / Уклад. Л.Г. Коваль. – Вінниця : ВНТУ, 2020.

Конспект лекцій призначений для студентів, які навчаються за рівнем бакалавра зі спеціальності 163 - Біомедична інженерія, освітня програма - Біомедична інженерія.

ЗМІСТ

Тема №1. Генезис біосигналів в організмі людини

Тема №2. Види електродів та перетворювачів біосигналів

Тема №3. Сенсори та фізичні явища перетворення енергій і фізичних величин

Тема №4. Особливості вимірів під час шкірно-електродного контакту

Тема №5. Сенсори для біохімічних досліджень

Тема №6. Датчики клінічних досліджень

Тема №7. Датчики для діагностичної апаратури

Тема №8. Теплові біомедичні сенсори

Тема №9. Інтелектуальні сенсори та наносенсорні системи

Тема №1.
ГЕНЕЗИС БІОСИГНАЛІВ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ

Життєдіяльність організму людини пов'язана з постійним обміном речовин, енергії та інформації як у самому організмі, так і між організмом і навколишнім середовищем. Ці обмінні процеси називають **метаболізмом.** Процеси обміну призводять до виникнення фізичних полів в організмі людини й у найближчому просторі навколо неї. Фізична природа цих полів різна (електрична, магнітна, електромагнітна, теплова, акустична, розподіл коефіцієнтів поглинання, опорів, відбиття, заломлення й т. п.). Відхилення метаболізму від норми (патологія) викликає зміни значень параметрів полів, які створює людський організм. Параметри цих полів у нормі та патології можуть бути обмірювані за допомогою електричних обладнань і систем, і за наявності кореляції між обмірюваними відхиленнями і захворюваннями це дає можливість лікареві встановити обґрунтований діагноз (класифікувати сигнал). При цьому, що вище точність вимірів і кількість вимірюваних параметрів, то більша вірогідність діагнозу.

Структурну схему процесу вимірів і класифікації біологічного сигналу (встановлення діагнозу) наведено на рис. 1.1.

За методами досліджень системи обробки й класифікації біосигнали поділяють на **активні** й **пасивні** [1,2]. При пасивних дослідженнях відсутній зовнішній вплив на біологічний об'єкт і його сигнал має природній (нативний) характер.

При активних дослідженнях сигнал *Q(t)* є наведеним зовнішнім впливом – **стимулом.**

З урахуванням здатності організму людини сприймати різноманітну зовнішню інформацію такий поділ має, у певному сенсі, умовний характер.

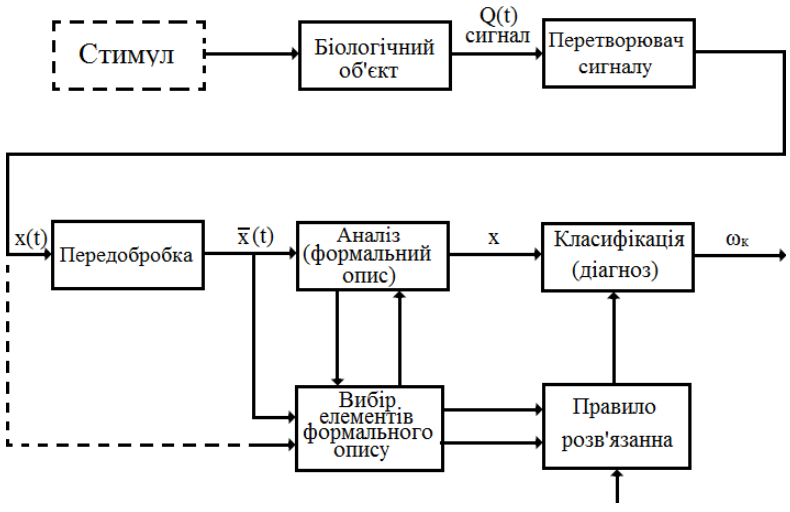


Рисунок 1.1. Структурна схема процесу вимірювання і класифікації біологічних сигналів

Біологічні сигнали організму людини містять інформацію про норму й патології в її діяльності. Цю інформацію класифікують у такий спосіб:

1. Вербальні дані (симптоми) – це дані, які повідомляє пацієнт (початок хвороби, її прояви та інтенсивність), і дані, отримані лікарем – ознаки або прояви хвороби, отримані лікарем за допомогою слуху, зору, промацування і т. п. До цих даних відносять також сімейну анамнезію, тобто інформацію про стан здоров'я пацієнта, його батьків, родичів і т. п. До анамнезу відносять також дані про навколишнє середовище, у якому живе і працюєпацієнт.

2. Дані, отримані за допомогою досліджень – фізичних, фізико-хімічних, аналітико-хімічних, які дозволяють кількісно оцінювати функціонування відповідного органу абосистеми.

У людському організмі є низка джерел акустичних сигналів (биття серця, коливання легенів, рух крові і скорочення шлунку, перистальтика кишечника тощо), тому лікарі використовують ці акустичні сигнали як одні з найважливіших джерел інформації. У сучасних дослідженнях використовують також ультразвукові сигнали від внутрішніх органів і м'язів у діапазоні близько 100 кГц(їхня інтенсивність близько 10□16 *Вт/см*2). Важливу інформацію містить також інфрачервоне випромінювання, яке характеризує температуру шкіри (за рахунок кровопостачання підшкірними капілярами). Довжина інфрачервоних хвиль у цьому випадку становить від 3 до 14мкм, інтенсивність – 10 *мВт/см*2 .

Динаміку теплових полів усередині живого організму характеризує (у діапазоні дециметрових хвиль) *радіотермічне електромагнітне випромінювання* (його інтенсивність менше ніж 10□12 *Вт/см*2).

Нарешті, *хімічна люмінесценція* в близькому інфрачервоному і оптичному діапазоні містить інформацію про насиченість крові киснем.

Усі ці різні за своєю фізичною природою сигнали реєструють за допомогою давачів-перетворювачів.

Наступний етап у системі генезису й обробки біосигналу (див. рис. 1.1) – це передобробка. Її метою є ліквідація паразитних складових біосигналу, які з урахуванням невеликої інтенсивності самих біосигналів, наявності інших сигналів, що маскують, – артефактів, створюють сигнал, який може призвести до встановлення неправильного діагнозу. Крім того, при використанні цифрових методів передобробка містить у собі також відповідне кодування і скорочення (редукцію) даних за рахунок відомих складовихсигналу.

На етапі аналізу (див. рис. 1.1) створюють *формальний(абстрактний)* опис сигналу з огляду наявності інформації в ньому, важливої для ухвалення рішення в останній класифікаційній фазі обробки.

Формальний опис (в обраному координатному базисі, тобто для обраних елементів формального опису) є математичним образом для кількісної оцінки відомих (заданих) синдромів і діагнозів [3].

Набори симптомів і даних утворюють сукупність, яку називають *синдромом*. Синдром можна одержати як із анамнезії, так і з результатів клінічних досліджень. Тому, в ідеальному випадку, можливо кількісно зіставити виявлені симптоми й конкретне захворювання.

Для оцінки безлічі симптомів необхідно брати до уваги інформацію з наступнихпідмножин:

1) топографія – інформація про структуру й розміщення окремих органів і систем ворганізмі;
2) морфологія – інформація про макро- і мікроскопічні образи окремихструктур;
3) етіологія – інформація про причини виникнення окремих образів захворювань на структурахорганізму;
4) функція – інформація про нормальні й змінені функції організму;
5) процедури – інформація про методи досліджень і лікування, які вже буловикористано.

Для постановки діагнозу на основі даних клінічної інформації одержують безліч діагностичних гіпотез. Якщо наступні виміри обрані правильно (інформація про підстроювання – див. рис. 1.1), то цю нескінченність можна послідовно обмежувати. Цей процес вимагає тестів з високою чутливістю.

Інший шлях – підтвердження (або непідтвердження) клінічної підозри на захворювання. Для цього необхідні тести з високою специфічністю.

Класифікація (розпізнавання) діагностичних образів є окремою математичною дисципліною. Для біологічних сигналів велике значення (внаслідок високої складності моделювання процесів в організмі) має надійність вихідної інформації й результатів аналізу і класифікації, які оцінюють статистично за наступними критеріями[1,2.4]:

ВП – кількість достовірно позитивних результатів; ВН – кількість вірогідно негативних результатів; ФП – кількість фальшивих позитивних результатів; ФН – кількість фальшивих негативнихрезультатів.

Існують наступні кількісні критерії оцінки вірогідності біометричної інформації:

1. *Чутливість* – імовірність того, що тест буде позитивним, якщо захворювання маємісце:

$$Ч = \frac{ВП}{ВП + ФП} * 100\% \quad (1.1)$$

2. *Специфічність* – імовірність того, що тест буде негативним, а захворювання все ж маємісце:

$$С = \frac{ВН}{ВН + ФП} * 100\% \quad (1.2)$$

3. *Вірогідність (надійність)* – імовірність одержати правильну відповідь:

$$Д = \frac{ВП + ВН}{n} * 100\% \quad (1.3)$$

4. *Позитивна умовна точність* – імовірність наявності захворювання у випадку позитивного результатутесту:

$$ПУТ = \frac{ВП}{ВН + ФН} * 100\% \quad (1.4)$$

5. *Негативна умовна точність* – імовірність відсутності захворювання у випадку негативного результату тесту:

$$НУТ = \frac{ВН}{ВН + ФН} * 100\% \quad (1.5)$$

Характеристики біосигналів

Характеристики біосигналів у загальному вигляді наведено в таблиці. 1.1.

Таблиця 1.1 Характеристики біосигналів

Найменування	Частотний діапазон, Гц	Динамічний діапазон, мкв/мв	Примітка
Електроретинограма (ЕРГ)	0,2... 200	0,5...1	Оцінка функції сітківки ока
Електроокулограма (ЕОГ)	0... 100	10...5	Реєстрація рухової активності ока
Електроенцефалогра ма (ЕЕГ)	0,5... 100	2...200	Багатоканальна реєстрація потенціалів з поверхні скальпа
Поверхнева електроміограма (ПЕМГ)	0,01...500	50...5	Реєстрація електричної активності м'язів
Електрокардіограма (ЕКГ)	0,05... 100	1...10	Реєстрація електричної активності серця

Тема №2.
ВИДИ ЕЛЕКТРОДІВ ТА ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ БІОСИГНАЛІВ

В електрофізіологічних дослідженнях основну увагу приділяють вивченню електричних явищ у живому організмі, які проявляються в зміні як пасивних електричних властивостей біологічних тканин, органів і систем – імпедансу, провідності, ємності, діелектричній проникності, так і активних – величин і параметрів біоелектричних потенціалів, пов'язаних із процесами життєдіяльності. Пасивні електричні властивості відображають зміни в провідності біотканин за рахунок зміни кровонаповнення, складу й концентрації речовин у них. Біоелектричні потенціали, що виникають у живих клітинах, органах і тканинах людини й тварин – біопотенціали – відображають тонкі фізіологічні процеси переносу електричних зарядів, пов'язані із клітинним метаболізмом. Таким чином, будь-які функціональні і патологічні зміни в досліджуваних органах і системах позначаються на параметрах електричних сигналів, які є результатом електрофізіологічних досліджень.

Підключення біологічного об'єкта до зовнішнього електричного кола здійснюється за допомогою електродних систем, які містять залежно від методу дослідження від двох і більше електродів. **Електрод** визначається як

обладнання, що має струмоз’ємну поверхню, що контактує з біологічним об'єктом, і вихідні елементи [4,5]. **Струмоз’ємна поверхня електрода** – це його частина яка контактує з біологічним об'єктом, що й забезпечує з'єднання біологічного об'єкта із зовнішнім електричним колом для оцінки його електричних властивостей або знімання біоелектричного потенціалу його поверхні, безпосередньо або через пріелектродну контактну речовину.

Параметри електричних сигналів при вимірюванні електричного опору біотканин багато в чому визначаються процесами, що відбуваються на границі біотканин з електродами.

Більш складними для дослідження й наступного аналізу є біоелектричні процеси. Ці процеси супроводжують діяльність будь- якого органа або системи людини. Природа біоелектрогенезу була встановлена лише після появи теорії електролітичної дисоціації в розчинах Ареніуса. Оскільки живі тканини можна розглядати як системи електролітів, то електрогенез у них пов'язують із нерівномірним розподілом іонів.

Дослідження механізмів виникнення біопотенціалів з позицій теорії електролітичної дисоціації дозволило встановити низку факторів, що пояснюють біоелектрогенез у живих тканинах:

1. Цитоплазма клітин суттєво відрізняється за хімічним складом від міжклітинної рідини. Наприклад, у цитоплазмі нервових і м'язових клітинхребетнихтваринконцентраціяіонівкаліюу30−40разівбільша, а концентрація іонів натрію в 10 разів менша, ніж у між клітинній рідині.
2. Різниця іонних концентрацій створює умови для вирівнювання змісту іонів усередині й поза клітиною. Цьому процесу перешкоджає клітинна мембрана.
3. Мембранній системі активного транспорту іонів належить важлива роль у підтримці іонної асиметрії, а, отже, і іонного градієнту між цитоплазмою й між клітинною рідиною.
4. Мембранні процеси обумовлюють виборчу проникність плазматичних мембран для різних іонів. Внаслідок цього дифузія катіонів і аніонів через клітинні мембрани протікає з неоднаковою швидкістю, що за наявності градієнтів концентрації служить безпосередньою причиною виникнення мембранних потенціалів.

При розгляді живих тканин необхідно враховувати дифузію через клітинну мембрану іонів, концентрація яких поза й усередині клітини різна і які здатні проникати через мембрану. Дифузію іонів описують **рівнянням Гольдмана** [1], яке використовують для визначення мембранного потенціалу E:

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{P_{Na^+} \left[Na^+ \right]_e + P_{K^+} \left[K^+ \right]_e + P_{A^-} \left[A^- \right]_i}{P_{Na^+} \left[Na^+ \right]_i + P_{K^+} \left[K^+ \right]_i + P_{A^-} \left[A^- \right]_e} \right) \qquad (2.1)$$

де R – універсальна газова стала;

T – абсолютна температура;

F – число Фарадея;

n – валентність іонів, що дифундують;

P –проникність мембрани для кожного іона в певних умовах (у спокої й призбудженні);

$\left[Na^+ \right]_e$, $\left[K^+ \right]_e$, $\left[A^- \right]_e$ – концентрація іонів калію, натрію й аніонів відповідно позаклітинами

$\left[Na^+ \right]_i$, $\left[K^+ \right]_i$, $\left[A^- \right]_e$ – теж, усередині клітин.

Це рівняння має гарне термодинамічне обґрунтування, однак воно є лише наближеним описом процесів. Одержання більш точних співвідношень неможливо через нестачу даних, що характеризують механізм транспорту іонів через мембрану та їхню поведінку в тканинах. Аналіз рівняння Гольдмана дозволяє орієнтовно розраховувати різницю потенціалів між цитоплазмою і міжклітинним середовищем у спокої і збудженні для різних клітин. У першому випадку таку різницю потенціалів називають **потенціалом спокою,** у другому – **потенціалом збудження (абодії).**

Розрахункові й експериментальні дані свідчать, що всі клітини організму в умовах спокою характеризуються певним ступенем поляризації. Клітинна мембрана завжди заряджена, при цьому її внутрішня поверхня має негативний стосовно навколишнього середовища заряд. Ця різниця потенціалів для різних клітин різна, але завжди становить десятки мВ. Потенціал спокою створюється за рахунок більш швидкої дифузії через клітинну мембрану катіонів калію в порівнянні з дифузією аніонів органічних полімерів, що втримуються в цитоплазмі. Вибіркова проникність мембрани забезпечує виникнення ЕРС, яка перешкоджає повному вирівнюванню концентрації іонів між клітиною й середовищем.

Потенціал спокою характеризує збудливість живих тканин, тобто їхню здатність змінювати властивості і стан під дією подразника.

Ознакою порушення тканини є виникнення потенціалу дії внаслідок зміни іонної проникності клітинної мембрани.

Характерною рисою потенціалу дії є його здатність поширюватися уздовж клітинної мембрани з ділянки локального збудження, внаслідок чого відбувається поширення збудження по тканині. Цей процес являє собою багаторазово повторювану ретрансляцію потенціалу дії й руху електричного

струму від збуджених ділянок до не збуджених, що й охоплює сусідні ділянки мембрани.

Електроди для зйомки ЕЕГ

Використовують два типи електродів - поверхневі та підшкірні (останні в медицині вживають дуже рідко), звичайно діаметром від 7 до 10 мм, виготовлені на базі срібла. Поверхня електродів хлорідована (в розчині 5% NaClпри використанні сталого поляризаційного струму). Окремі електроди індивідуально розміщують на поверхні черепа за вибраним планом, або усю систему електродів фіксують на голові пацієнта гумовими ремінцями чи розташовують в ЕЕГ-капелюсі.

Для поверхневих електродів має бути забезпечений імпеданс, менший ніж 5 кОм (сучасні технології дозволяють забезпечити імпеданс біля 3 кОм). В разі розміщення металевого електрода у провідному середовищі утворюється електричний потенціал (між металом та розчином) порядка 100-200 мВ. Цей сталий потенціал під впливом артефактів за рахунок рухів може мати змінну компоненту, яка прийде на вхід пе-редпідсилювача, і є причиною коливань сталої складової ЕЕГ. З урахуванням рівня ЕЕГ таке коливання може бути значно більшим, ніж власний потенціал ЕЕГ. Для зменшення цієї потенціальної складової електрод не прикладають безпосередньо до шкіри. Між шкірою та електродом розміщують відповідну провідну пасту або електрод захищають одною-двома верствами тканини, яку змочують попередньо у фізіологічному розчині.

Тема №3.
СЕНСОРИ ТА ФІЗИЧНІ ЯВИЩА ПЕРЕТВОРЕННЯ ЕНЕРГІЙ І ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

У сенсорах Існує багато явищ і ефектів, видів перетворення інформації, властивостей речовини та енергії, які можна використовувати для створення сенсорів. В табл. 3.1. наведено деякі фізичні явища і види перетворення енергії, які використовують для створення сенсорів, а в таблиці 3.2. – перелік деяких фізико-технічних ефектів і властивостей та побудованих на їхній основі сенсорів. На сьогодні відомо понад 3 000 таких ефектів.

Таблиця 3.1. Фізичні явища і види перетворення енергії, яківикористовують для створення сенсорів

Ефект, явище, властивість	*Фізична сутність перетворювання*
1	**2**
Теплопровідність (теплова енергія – зміни фізичних властивостей)	Перехід теплоти всередині фізичного об'єкта із частини з більш високою температурою в частину з більш низькою температурою
Теплове випромінювання (теплова енергія – інфрачервоні промені)	Оптичне випромінювання при підвищенні температури фізичного об'єкта
Ефект Зеєбека (температура – електрика)	Виникнення ЕРС у мережі з біметалевими з'єднаннями за різної температури контактів різних металів
Піроелектричний ефект (теплова енергія – електрика)	Виникнення електричних зарядів на гранях деяких кристалів при підвищенні температури
Термоелектричний ефект (теплова енергія – електрони)	Випромінювання електронів при нагріванні металу у вакуумі
Електротермічний ефект Пельтьє (електрика – теплова енергія)	Поглинання або генерація теплової енергії при електричному струмі в мережі з біметалевими з'єднаннями
Електротермічний ефект Томсона (температура і електрика – теплова енергія)	Генерація або поглинання теплової енергії в електричній мережі з однорідного матеріалу за різних температур частин мережі
Фотогальванічний ефект (світло – електрика)	Виникнення вільних електронів і додатних дірок (виникнення ЕРС) у р-*n* – переході, який опромінюється світлом
Ефект фотопровідності (світло – електричний опір)	Зміна електричного опору напівпровідника при його опромінюванні світлом
Ефект Зеємана (світло, магнетизм – спектр)	Розщеплення спектральних лінійпри проходженні світла в магнітномуполі
Ефект Романа, або комбінаційне розсіювання світла (світло – світло)	Виникнення в речовині світлового випромінювання, відмінного за спектром від початкового монохроматичного випромінювання
Ефект Поккельса (світло та електрика – світло)	Розщеплення світлового променя на звичайний та незвичайний при проходженні через п'єзокристал з прикладеною до нього електричною напругою в напрямі, перпендикулярному до променя
Ефект Керра (світло та електрика – світло)	Розщеплення світлового променя на звичайний та незвичайний в ізотропній речовині з прикладеною до неї електричною напругою в напрямі, перпенди-кулярному до напряму променя

Ефект Фарадея (світло та магнетизм – світло)	Повернення площини поляризації лінійнополяризованого світлового променя, який проходити крізь парамагнітну речовину
Ефект Холу (магнетизм та електрика)	Виникнення різниці потенціалів на гранях твердого тіла при пропусканні крізь нього електричного струму і прикладанні магнітного поля перпендикулярно до напряму електричного струму
Магнітоопір (магнетизм та електрика – електричний опір)	Збільшення електричного опору твердого тіла в магнітному полі
Магнітострикція (магнетизм – «деформація)	Деформація феромагнітного тіла в магнітному полі
П'єзоелектричний ефект (тиск — електрика)	Виникнення різниці потенціалів на гранях сегнетоелектрика, який є підтиском
Ефект Доплера (звук та світло — частота	Зміна частоти при взаємному переміщуванні об'єктів порівняноз частотою, коли ці об'єктинерухомі
Ефект Мейснера (магнітне поле та температура — зміна намагніченості	Витискання магнітного поля з товщі провідника при переході його від нормального стану до надпровідного

Таблиця 3.2. Перелік деяких фізико-технічних ефектів і властивостей та побудованих на їхній основі сенсорів

Фізико-технічні ефекти	***Сенсори фізичних величин***
1	**2**
Температура	Сенсори температур, обмерзання, рівня води
Вологість, склад газів	Сенсори вмісту газу, вологості, роси
Тиск	Сенсори навантаження, тиску крові (сенсори сфігноманометра), сенсоривібрації
Світло (інфрачервоні, видимі та ультрафіолетові промені)	Сенсори світла, кольору, сенсори термографа. Сенсори аналізатора атмосфери
Звук (ультразвук)	Сенсори інфільтрації, рівня рідини, рівня сипких речовин, ехолота, пристрою неруйнуючого контролю металів
Електричні явища та властивості (електричний опір, ємність тощо)	Терморезистивний сенсори температур, сенсори товщини, тиску
Магнетизм	Сенсори витрати, потоку крові
Механічні деформації	Сенсори тиску, маси, зміщування

Радіація, рентгенівське випромінювання	Сенсори рівня, товщини, рентгенівського томографа
Електромагнітні надвисокі частоти, хвильові випромінювання	Сенсори вологості, інфільтрації.

Ідеальний сенсор ніяк не діє на об'єкт. Реальний сенсор завжди тією чи іншою мірою впливає на об'єкт шляхом передачі йому деякої енергії або речовини, просторового або тимчасового усереднення поля перетвореної фізичної величини і т. п. Ця обставина є причиною додаткових погрішностей перетворення – погрішностей взаємодії з об'єктом, і її необхідно враховувати при виборі, проектуванні, метрологічному забезпеченні і використанні сенсора. Перетворення сенсором фізичної величини пов'язано з витратою енергії. В одних сенсорах енергія відбирається від об'єкта, в інших – від допоміжного джерела енергії, а в третіх – крім енергії від об'єкта відбирається ще й частина речовини. Прикладами сенсорів 1-го виду є сенсор напруженості змінного магнітного поля, п'єзокерамічний сенсор акустичного тиску, 2-го виду – оптичний сенсор охоронної сигналізації, який складається із джерела й приймача світла; 3-го – електрохімічний сенсор змісту кисню в газовій суміші з поляризаційнимелектродом.

Найчастіше використовують сенсори, в яких вхідна перетворена величина модулює потік енергії допоміжного джерела на вихід сенсора або змінює параметр (наприклад, електричний опір, ємність, індуктивність) деякого елемента на виходісенсора.

У вимірювальних сенсорів перетворюючі елементи мають певні метрологічні характеристики, які при використанні сенсора забезпечують одержання вимірювальної інформації.

Тема №4.
ОСОБЛИВОСТІ ВИМІРІВ ПІД ЧАС ШКІРНО-ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

Біоелектричні сигнали, що реєструються за допомогою різних методів електрофізіологічних досліджень, особливо при реєстрації біопотенціалів (тобто під час відсутності зовнішніх джерел струму) є суттєво малими по амплітуді й займають ділянки низьких та інфранизьких частот.

Загальною вимогою, що висувається до поверхневих електродів, є вимога зменшення перехідного опору «електрод – шкіра», що впливає на

похибку реєстрації амплітуди електричного сигналу. Значення цього опору залежить від типу матеріалу електродів, властивостей шкіри, площі її зіткнення з електродом і від властивостей міжконтактного шару між електродом і шкірою.

Кожну поверхню складної морфологічної структури шкірно-електродного контакту можна представити на електричній еквівалентній схемі складним електричним колом, що містить опір і ємність. Такий ланцюг легко перерахувати в простий паралельний RC-ланцюг і одержати еквівалентні параметри контакту R_K й C_K. Ці параметри залежать від частоти струму, однак облік частотної залежності суттєво ускладнює аналіз, не даючи значного виграшу в точності оцінки погрішностей реєстрації.

Найчастіше електрична модель біологічного об'єкта представляють у низькочастотному діапазоні, де її можна зобразити у вигляді паралельного з'єднання активного електричного опору і ємності. Для інших умов у схемі доводиться враховувати низку додаткових факторів, тому еквівалентні схеми змінюються.

Крім електричних властивостей біологічної тканини в шкірно-електродному контакті необхідно враховувати характеристики й інших складових – рідини при електроді та електрода. Внаслідок неможливості забезпечення досить гарного й стійкого контакту електрода по всій його поверхні, між електродом і шкірою поміщають різні контактні засоби у вигляді електродних паст, тканинних прокладок, просочених фізіологічним розчином NaCl, і т.п. При цьому утворюється додатковий імпеданс контактного шару, що має активну і ємнісну складові. При розробці еквівалентних схем шкірно-електродного контакту слід також враховувати, що для реєстрації біопотенціалів використовують, як мінімум, 2 електроди [2].

Варіант еквівалентної схеми електродної пари, що відображає електрохімічні явища, які відбуваються в системі двох металевих електродів, накладених на біооб’єкт через електропровідне середовище, наведено на рис. 4.1.

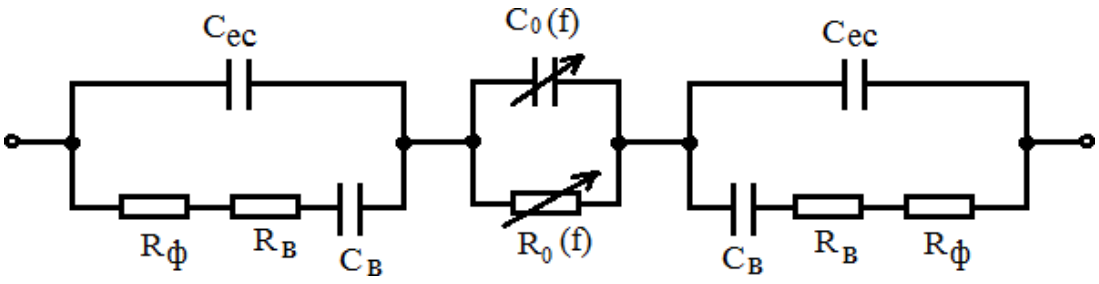


Рисунок 3.1. Еквівалентна схема, що відображає електрохімічні процеси при шкірно-електродному контакті: $C_0(f)$ і $R_0(f)$

4.1 Класифікація над шкірних і під шкірних електродів

До електродів як елементів знімання інформації пред'являють специфічні вимоги:

– забезпечення мінімальних викривлень сигналу, що реєструється, і відсутність дратівної дії (токсичної реакції) на біологічну тканину;

– швидка фіксація електрода на будь-якій ділянці тіла без артефактів і перешкод за рахунок його конструктивного оформлення;

– еластичність за достатньої механічної міцності і висока технологічність у виготовленні;

– економічність і високі експлуатаційні характеристики, тому що підготовка електродів до експерименту, стерилізація, підключення до біооб’єкта, обслуговування в процесі знімання біопотенціалів здійснює, як правило, молодший медичний персонал.

За електричними властивостями застосування в медицині електроди поділяють на 3 основні групи [2, 7].

До *електродів першої групи* відносять, головним чином, металеві електроди, такі, у яких електродна реакція проходить тільки між металом електрода і його катіонами *Me*□, що перебувають у розчині (ртутні, срібні, мідні, свинцеві, водневі, платинові, золоті, нікелеві і тощо). Рівноважний потенціал таких електродів визначається як:

$$\varphi = \varphi_0 + RT / nF * \ln\left[Me^+ \right] \qquad (4.1)$$

Однак більшість металів, які могли б використовувати як електроди першої групи, не застосовують для цих цілей. Вони швидко окислюються, пасивуються, їхня поверхня покривається плівкою хімічних сполук, що призводить до неконтрольованих флуктуацій потенціалу електрода.

Електроди другої групи утворюються з металу, його малорозчинної солі й аніонів цієї солі,концентрація яких визначає рівноважний потенціал таких електродів:

$$\varphi = \varphi_0 - RT / nF * \ln\left[Cl^- \right] \qquad (4.2)$$

Знак «-» перед *ln* зумовлений тим, що утворення негативних іонів (Cl^-. Br^- та ін.) з нейтральних атомів є процесом їхнього відновлення, а не окиснення, як у випадку позитивних іонів в електродах першої групи. Типовими прикладами електродів другої групи є хлор-срібний, сульфато-ртутний і каломельний електроди.

Електроди третьої групи(газові електроди) являють собою складні системи, оскільки їхні потенціали залежать не тільки від активності потенціало визначальних іонів у розчині (катіонів і аніонів), але й від парціального тиску газу в розчині [5]. Конструктивно електроди третьої групи являють собою пористі системи, наприклад, платинова чернь, графіт, іноді золото.

До окремої групи відносять скляні електроди, електродні потенціали яких залежать в основному від активності іонів водню.

Електричні властивості електродів є їхньою основною характеристикою, однак електроди класифікують і за іншими ознаками: призначенням, галуззю застосування, конструктивним виконанням, технічними характеристиками.

Можна виділити 4 групи електродів за призначенням:

– для одноразового використання – в основному в кабінетах функціональної діагностики;

– для тривалого, безперервного спостереження біоелектричних сигналів в умовах палат реанімації, інтенсивної терапії, при дослідженні стану людини в процесі трудової діяльності;

– для динамічних спостережень за наявності інтенсивних м'язових перешкод в умовах фізичних навантажень, у спортивній медицині й палатах реабілітації;

– для екстреного застосування в умовах швидкої допомоги.

Для електрофізіологічних застосувань використовують величезну кількість електродів різних видів, типів, параметрів і конструкцій, які дозволяють реєструвати потенціал, струм, опір (активний, реактивний і комплексний). Тому їхня практична класифікація є хоча й досить актуальною, але й досить складною. Найбільш загальною класифікаційною ознакою вважають вид контрольованого сигналу, наприклад, електроди для ЕКГ, ЕМГ, РПГ, ЕЕГ тощо.

З погляду уточнення вимог до вхідних ланцюгів електронних схем електроди можна класифікувати за ступенем провідності:

– провідні (оборотні, пористі,металеві);

– з низькою провідністю (резистивні,резистивно-ємнісні).

Крім того, електроди можна диференціювати за способом кріплення (на присосках, на притисках, за допомогою пластирів, у вигляді кліпс і прищіпок тощо), конструктивних особливостей і т. п.

4.2 Артефакти електродних систем

При використанні електродів для знімання інформації з біооб’єктів слід мати на увазі велику кількість факторів – артефактів, що впливають на одержувану інформацію, включаючи явища, які виникають на ділянках шкірно-електродного контакту, що й мають не біофізичну природу.

Перешкоди, що генеруються електродами, можна умовно розділити на 3 групи[1,6]:

– електродні потенціали й між електродні напруги, що виникають на границях розділу фаз (обмін зарядженими частками) при протіканні основних реакцій електрохімічної рівноваги, контактні потенціали;

– поляризація електродів, що полягає в зміні стаціонарних (без струмових) електродних потенціалів і відповідних їм між електродних напруг при замиканні електричного ланцюга;

– електрокінетичні явища, що виникають через взаємне відносне переміщення фаз уздовж поверхні розділу при механічних рухах; перешкоди цього виду часто називають *руховими* або *шумом руху*.

У низці завдань розглядають перешкоди, створювані незворотними дифузійними процесами, що руйнують електрод.

Таким чином, при проектуванні й експлуатації електродів і електродних систем найчастіше контролюють і досліджують наступні параметри електродів:

– величину електродного потенціалу;

– тимчасові зміни (динаміку) електродного потенціалу;

– рівень шумів руху;

– повний електродний опір;

– час установлення іонної рівноваги між біооб’єктом і контактуючим середовищем.

4.3 Типові конструкції електродів для електрофізіологічних досліджень

Основним елементом сполучення електрофізіологічної апаратури з організмом людини є електрод. Від його властивостей залежать надійність і вірогідність процесів, що реєструються, точність виміру діагностичних показників, наявність або відсутність патологічних явищ у ділянці контакту з біотканиною. Тому велике значення має правильний вибір типу й конструкції електрода з урахуванням особливостей того або іншого методу

електрофізіологічних досліджень. Однак теоретичний розрахунок конструкції будь-якого електроду (розрахунок форми й розмірів, вибір способу обробки поверхні і т.п.) пов'язаний з подоланням значних математичних труднощів, тому що для опису процесу виміру інтенсивності поля на поверхні складної форми, яку має тіло людини, або будь-якої властивості біотканини, необхідно використовувати апарат теорії електромагнітного поля. Водночас у ході проведення електрофізіологічних досліджень накопичено великий досвід з розробки конструкцій електродів для різних застосувань, користуючись яким можна запропонувати деякі рекомендації з використання відомихконструкцій.

Усі надшкірні (установлювані на поверхні тіла) електроди можна поділити на 2 групи: провідні, тобто ті, що мають гальванічний зв'язок з об'єктом, та ті, що не проводять, – що не володіють таким зв'язком. У групі провідних електродів основними (але не єдиними) є металеві електроди, причому тип металу відіграє важливу роль у визначенні експлуатаційних характеристик електрода. Іншим фактором, від якого залежать приелектродні процеси і надійність результатів досліджень, слід вважати струмопровідну рідину (електроліт), що міститься в шкірно-електродному просторі. Такий спільний аналіз характеристик системи «шкіра – електроліт – електрод» дозволяє одержати ясне уявлення про можливості пари електрод – рідина[1].

Як показує аналіз приелектродних процесів, найбільш прийнятними для біоелектричних досліджень є зворотні електроди, наприклад, хлорсрібний електрод і паста, що містить хлорне срібло AgCl, або цинковий електрод і паста, що містить сірчистий цинк $ZnSO_4$. Однак цинкові електроди шкідливі для здоров'я, а хлорсрібні

– дорогі. водночас хлорсрібні електроди мають важливі переваги, що змушують віддавати їм пальму першості при виконанні складних діагностичних завдань. Зворотність цих електродів після їхньої стабілізації забезпечує малі шуми й практично нульовий потенціал поляризації. Вони виробляють стабільні електродні потенціали, що не перевищують 0,8 В.

Власні електродні потенціали двох електродів під впливом зовнішньої температури змінюються неоднаково в часі, що призводить до дрейфу нульової ізолінії досліджуваного процесу. Однак величина дрейфу незначна, що дозволяє реєструвати більшу частину спектра біологічнихпроцесів.

Найбільше реальне застосування в електрофізіологічних дослідженнях знайшли на сьогодні металеві нашкірні електроди, незважаючи на їхні недоліки як електродів 1-й групи з електричних властивостей. Зазвичай ці електроди виробляють із листового металу (нержавіюча сталь, латунь, платина тощо.), а потім їм надається відповідна форма. Електрод не завжди плоский, він вигинається відповідно до профілю ділянки тіла, на яку накладається. При виготовленні таких електродів застосовують і плівкову технологію, коли шар металу товщиною частки мкм напилюється у вакуумі на пластмасову підкладку, а потім увесь електрод зазнає спеціальної обробки, яка зміцнює верхній шар. Такі електроди дуже гігієнічні, легко стерилізуються, за цією технологією можна зробити й дешеві одноразові електроди.

Значну проблему являє собою наявність перехідного опору електрод – шкіра. Існує кілька способів зниження перехідного опору:

– механічна обробка шкіри з метою зниження опору епідермісу (верхнього ороговілого шарушкіри);

– застосування струмопровідних паст, склад і властивості яких сприяють стабілізації характеристикелектродів;

– збільшення площіелектродів.

У моніторних системах, в умовах реанімації і палат інтенсивної терапії на перший план виступають вимоги тимчасової стабільності параметрів і нетоксичності електродів. Тому, незважаючи на свої недоліки, для таких завдань розроблено хлорсрібні електроди з пастою, що не поляризуються – так звані «плаваючі» електроди. У цих електродах вдається усунути артефакти руху, тому що в них відсутній прямий контакт струмоз’ємної частини електрода зі шкірою. Це досягається спеціальною конструкцією

електрода. Один із таких електродів показано на рис. 4.2. Він має чаше- або тарілкоподібну конструкцію корпуса 1, виконаного із пластмаси.

Усередині розташовується чутливий елемент 2 у вигляді сітки із хлористого срібла 8. Липка поличка 3 внутрішньою стороною приклеюється до корпуса, а зовнішньої – до тіла пацієнта. Поличка 4 служить для захисту липкого шару 3 до використання електрода. Електричний контакт 5 захищений спаєм 6, який служить також для кріплення елемента 2 до корпуса 1. Внутрішню поверхню електрода заповнюють струмопровідною пастою 7. При накладенні електрода на поверхню тіла з нього знімається захисний шар 4, електрод заповнюється пастою, а потім приклеюється по торцю дошкіри.

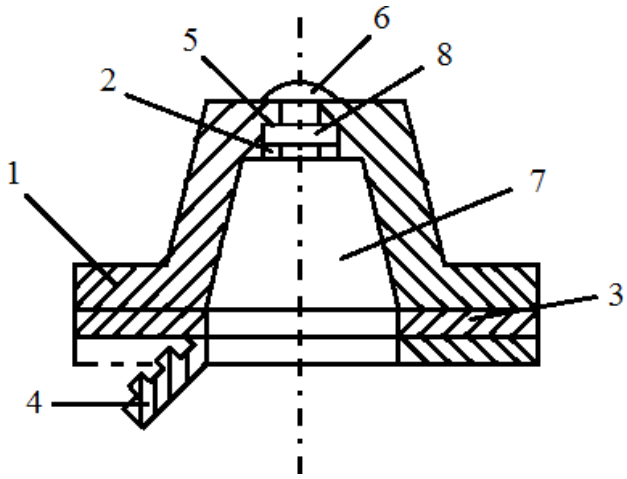


Рисунок 4.2. Плаваючий електрод-монітор: 1 – корпус; 2 – чутливий елемент; 3 – липка поличка; 4 – поличка; 5 – електричний контакт; 6 – спай; 7 – струмопровідна паста; 7, 8 – елементи кріплення.

Тема №5.
СЕНСОРИ ДЛЯ БІОХІМІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

За останні роки у вимірювальній техніці виділилася самостійна галузь, яку назвали ***сенсорикою*** (від англ. sense – почувати, сприймати). ***Сенсорика*** вивчає техніку конструювання, виготовлення і застосування сенсорів(датчиків).

У руслі загального напрямку технічного прогресу істотні зміни торкнулися й сенсорів. На зміну електромеханічним і електровакуумним приладам прийшли твердотільні (напівпровідникові, п'єзоелектричні, сегнетоелектричні і т. п.) обладнання, які надалі стали витіснятися

інтегральними мікросхемами. Розвиток техніки вимірювання магнітних і електричних полів, електромагнітних хвиль, малої кількості речовини в рідких і газоподібних середовищах значно розширили можливості вимірювання на віддалених, важкодоступних об'єктах, що й рухаються. Це зробило необов'язковим розміщення сенсорів безпосередньо поблизу об'єкту.

Загальні тенденції до мініатюризації й комп'ютеризації торкнулися й сенсорної техніки. При цьому сигнал сенсора у більшості випадків аналоговий, а для обробки в мікропроцесорі або ЕОМ необхідний цифровий. Таке перетворення здійснюється інтерфейсним обладнанням, яке містить аналого-цифровий перетворювач (АЦП). Останнім часом поряд зі створенням сенсорів, які вже мають цифровий сигнал на виході, спостерігається тенденція конструктивного об'єднання сенсорів з мікропроцесорним обладнанням.

Сучасні напівпровідникові технології дозволили також розширити сфери використання сенсорів, підвищити їхню точність, надійність, швидкодію, зручність сполучення з електронними вимірювальними схемами. Сучасні напівпровідникові, оптоелектронні та інші перетворювачі фізичних величин швидко революціонізують техніку, науку, побут. Вони найчастіше добре узгоджуються із цифровою обчислювальною технікою, виготовляються за високопродуктивними технологіями, які забезпечують їхню малу вартість за досить високих метрологічних характеристик. Вихідний сигнал сучасних сенсорів, як правило, цифровий, що виключає необхідність у додатковій його обробці за допомогою АЦП, зменшує енерговитрати, розміри й вартість електронних схем, збільшує час безвідмовної роботи, підвищує їхню надійність і ефективність.

Досягнення в підвищенні чутливості сенсорів вражають уяву. Наприклад, за рахунок високої чутливості аналітичних сенсорів створено зручні автоматичні системи безконтактної ідентифікації людини за запахом замість використання для цього відбитків пальців. Десять волоконнооптичних сенсорів такої системи здатні розрізняти мізерні концентрації хімічних речовин і мають чутливість значно вищу, чим у таких високочутливих до запаху тварин, як собаки. Для довідки: загальна площа рецепторів заходу в людини становить 4,8 $см^2$, у собаки – 130 $см^2$, у кролика вони розташовані на всій поверхні тіла.

Сенсор – це перетворювач однобічної дії, призначений для перетворення однієї фізичної величини в іншу, зручну для подальшого використання. Таким чином, сенсор – це конструктивна і схематична, що має інформаційний контакт із об'єктом, сукупність одного або декількох вимірювальних перетворювачів і допоміжних обладнань, розміщених безпосередньо на об'єкті, біля нього або на деякій відстані від нього, яка призначено для перетворення однієї або декількох (для багатофункціональних сенсорів) фізичних величин в інші фізичні величини, зручні для подальших перетворень, передавання на відстань, використання для вирішення різних завдань[4,7].

Головним елементом сенсора є чутливий перетворюючий елемент, дія якого базується на деякому фізико-технічному ефекті (принципі). Фізичний механізм перетворення сенсором фізичної величини – це фізичне явище або сукупність фізичних явищ, використовуваних у сенсорі для перетворення значення фізичної величини у вихідний інформаційний сигнал.

Метод перетворення в сенсорі фізичної величини – це спосіб або сукупність способів використання принципу перетворення технічних засобів для його практичної реалізації.

Алгоритм перетворення фізичної величини **–** це послідовність операцій (дій) практичного виконання перетворення фізичної величини у вихідний інформаційний сигнал. За принципом перетворення сенсори поділяють на:

— сенсори прямого одно- багатоступінчастого перетворення і сенсори непрямого перетворення (з використанням проміжних зворотних перетворень);
— сенсори одно- і багатофункціональні (які можуть перетворювати кілька фізичних величин);
— сенсори безконтактні і контактні (які мають механічний контакт із об'єктом).

Перетворення фізичної величини в сенсорах пов'язано з витратою енергії, речовини або енергії й речовини водночас. Вихідна інформація сенсора завжди відображає значення перетвореної вхідної величини з деякою помилкою, яка залежить від використовуваного фізичного принципу і методу перетворення, конструкції сенсора, його узгодження з об'єктом і технічними засобами, які використовують вихідний інформаційний сигнал сенсора.

Основними якостями сенсорів як перетворювачів є наступні:

1. безпосередня взаємодія з об'єктом (насамперед, інформаційна);
2. наявність входу й виходу;
3. одно спрямованість дії;

4. наявність одного або декількох перетворюючих елементів, першим з яких є чутливий перетворюючий елемент;

5. однозначний функціональний і не обов'язковий лінійний зв'язок між вхідною перетвореною величиною і вихідною фізичною величиною, яку часто називають *вихідним сигналом*;

6. наявність на вході інформативної фізичної величини (або декількох інформативних фізичних величин у багато функціонального сенсора) і неінформативних фізичних величин;

7. наявність нормованих метрологічних характеристик;

8. конструктивна, схемотехнічна й функціональна закінченість;

9. конструктивний, електричний та інформаційний зв'язок з іншими технічними засобами автоматичної системи, яка є сумісною з використовуємим сенсором.

Аналогами сенсорів у біологічних системах є рецептори, за допомогою яких людей сприймає звук, світло, колір, запахи та інші характеристики зовнішнього середовища [4].

На рис. 5.1. зображено схему, яка ілюструє аналогію між процесами одержання, обробки й перетворення інформації людиною й технічною системою. У людини й технічної системи є загальні риси в розумінні змісту й набору виконуваних ними функцій. Так, органами почуттів людину є: зір, слух, смак, нюх, дотик – їм відповідають певні органи чуттів (око, ніс, і т. п.). Головний мозок відповідає ЕОМ (мікропроцесору), далі випливають виконавчі органи - ноги, руки та іншіоргани.

Механізм поведінки людини виглядає в такий спосіб. Зовнішній подразник у вигляді певних сигналів надходить у головний мозок, формуючи відчуття. Люди відповідно до відчуттів реалізують свою поведінку. Виберемо конкретний приклад. Якщо комар сяде на тіло й почне висмоктувати кров, то за рахунок дотику людина буде відчувати біль і сверблячку. Слідом за цим мозком ухвалюється рішення прогнати або вбити комара. Відповідно до ухваленого рішення визначаються наступні дії і мозок видає необхідні сигнали рукам і ногам (причому дії можуть бути як усвідомленими, так і неусвідомленими).

Щось подібне відбувається й у технічній системі, яка складається із сенсора і ЕОМ (мікроЕОМ), див. рис. 7.2. Порівняємо обидві системи. Сенсори відповідають органам чуттів людини. Процесор і пам'ять системи виконують функції, аналогічні функціям головного мозку людини. Так, у людини відбуваються процеси розрахунків і запам'ятовування. Далі в людини, відповідно до сигналів мозку, приводяться в дію руки, ноги, тулуб.

А в технічній системі за командами процесора діє «механічна рука» або інші виконавчі механізми.

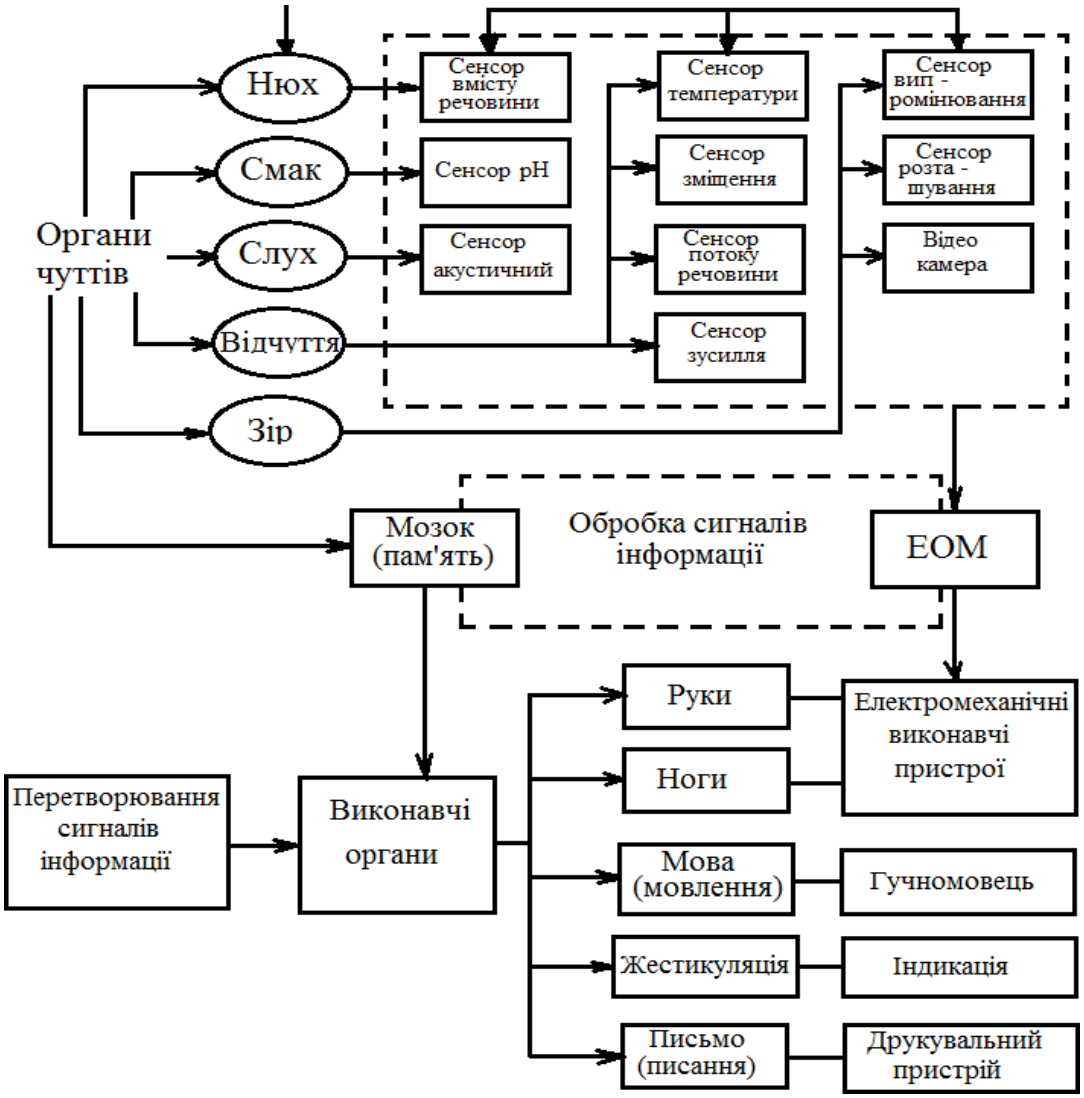


Рисунок 5.1. Аналогія між процесами одержання, обробки і перетворення сигналів у біологічних (люди) і технічних системах

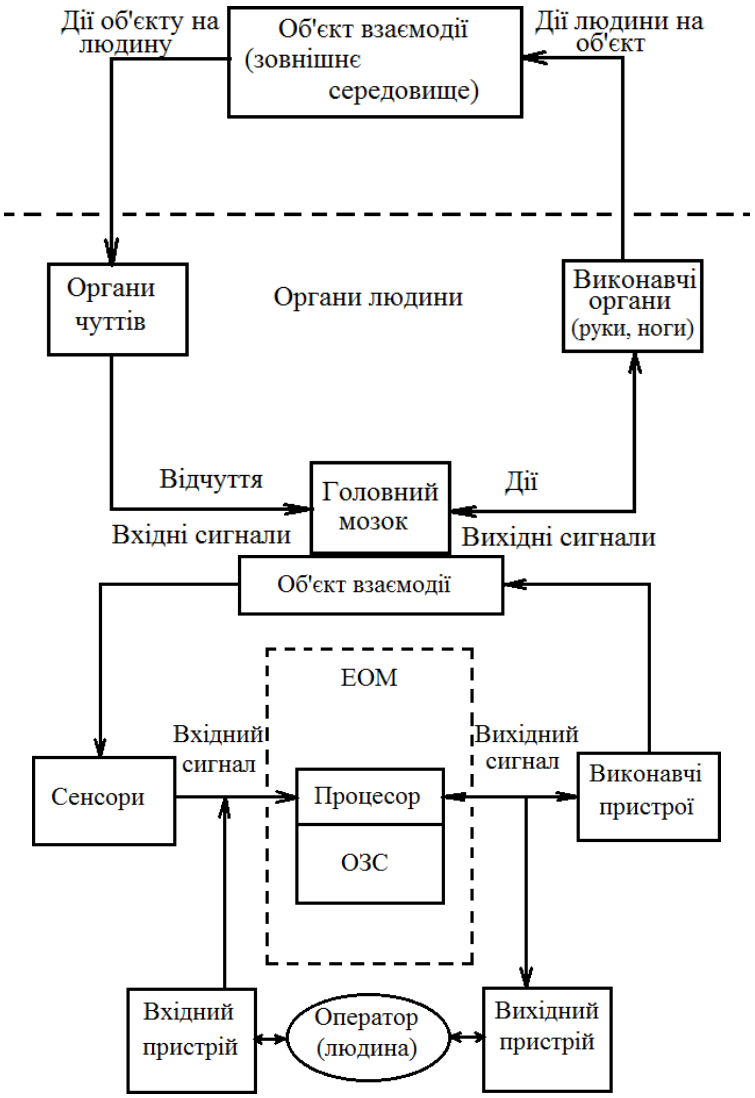


Рисунок 5.2. Спрощені моделі систем, які відображають загальні риси, основні елементи й виконувані функції: а – людини; б – технічної автоматичної системи.

Таким чином, система з ЕОМ і сенсорами дуже схожа функціонально зі схемою поведінкилюдини.

Тема №6.
ДАТЧИКИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Тема №7.
ДАТЧИКИ ДЛЯ ДІАГНОСТИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Тема №8.
ТЕПЛОВІ БІОМЕДИЧНІ СЕНСОРИ

Тема №9.
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ СЕНСОРИ ТА НАНОСЕНСОРНІ СИСТЕМИ

Для створення інтерфейсу між навколишнім середовищем і електронною технікою необхідна система засобів, обладнаних сенсорами (первинними перетворювачами або датчиками), які сприймають інформацію про стан усіх тіл і фізичних полів. Розвиваючись, людство все більше прагне зрозуміти і засвоїти природні механізми, що тисячоліттями функціонують у біологічних організмах, у тому числі ілюдському.

Іноді результатом таких спроб стає створення електронної техніки, що імітує роботу органів відчуття людини аботварин.

До фізичних, хімічних і біологічних наносенсорів пред'являють різноманітні і часто протилежні вимоги:

– висока чутливість;

– великий динамічний діапазон вхідної величини;

– простий вид функціональної залежності між вхідним сигналом і вихідним (переважно – лінійний);

– відсутність дрейфів і старіння;

– висока швидкодія;

– відсутність гістерезису;

– висока надійність і великий термін служби;

– малі габаритні розміри і маса;

– легкість виготовлення;

– низька вартість.

Враховуючи величезну різноманітність сенсорів і спрямованість книги, розглянемо приклади сенсорів, які виготовляють із застосуванням нанотехнологічних методів.

Наносенсори – це чутливі елементи, дія яких ґрунтується на наномасштабних ефектах [8,9]. На сьогодні наносенсори знаходять широке застосування в контролі над станом складних систем, у побутовій техніці і в біомедицині.

Розглянемо, як за допомогою наноелектромеханічних систем (НЕМС) побудувати нанорецептор, який зміг би відокремлювати молекули тільки

одного типу. Класичний нанорецептор, який називається *молекулярним сортуючим ротором* (далі МСР), був запропонований Еріком Дрекслером. Кожний ротор має «гнізда» по колу, конфігуровані під певні молекули (рис.9.1).

Знаходячись в оточенні молекул, «гнізда» селективно захоплюють тільки задані молекули і утримують їх до тих пір, поки молекула не опиниться усередині пристрою. Від «гнізда» її від'єднує стрижень, розташований в середині ротора. Такі ротори можуть бути спроектовані з 10^5 атомів і мати розміри порядку (7х14х14 нм) при масі $2х10^{-21}$кг.

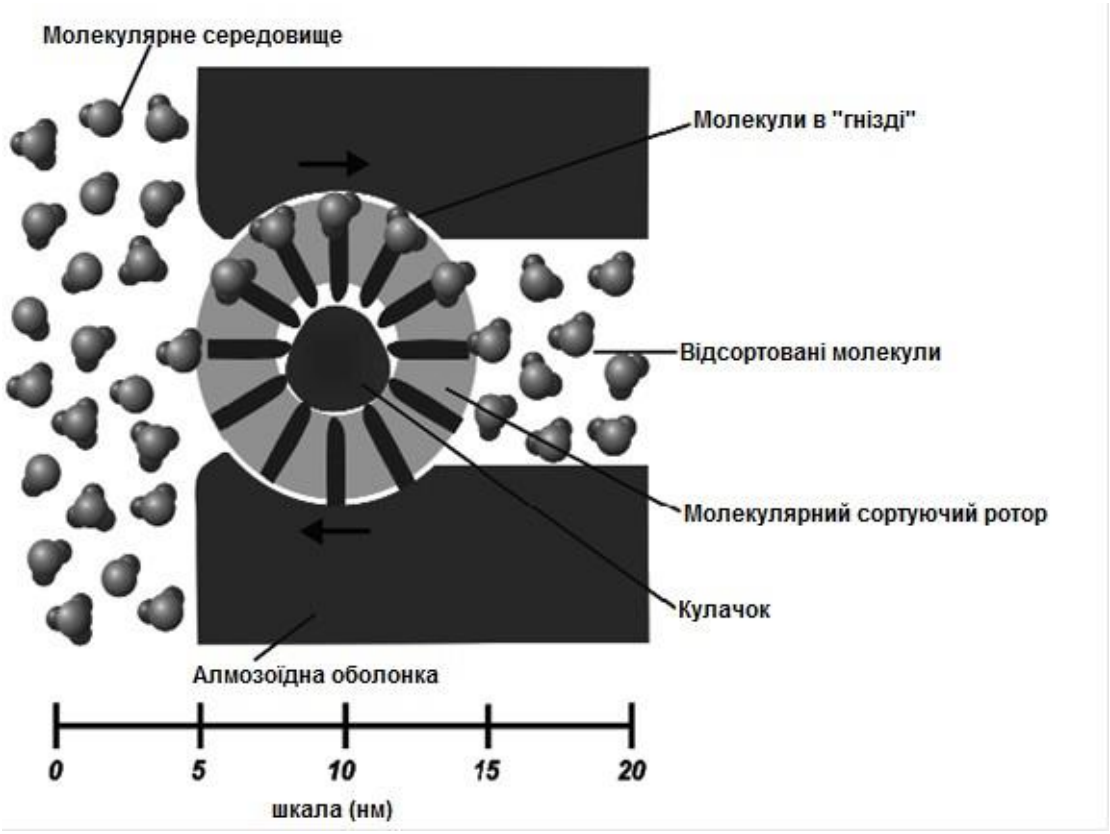


Рисунок9.1. Молекулярний сортуючий ротор

Вони можуть сортувати молекули, що складаються з 20 і менше атомів, зі швидкістю 10^6 молекул/с при енерговитратах у 10^{-22} Дж на 1 молекулу. МСР дозволяє створювати тиск в 30 000 атмосфер, споживаючи 10^{-19}Дж.

Ротори можуть бути використані як для завантаження, так і для вивантаження молекул газів, води і глюкози. Кожен ротор має 12 «гнізд» для приєднання молекул, розташованих по довжині кола ротора. МСР дозволять завантажувати в резервуари хімічно чисті речовини, в яких небуде жодної чужорідної молекули. Приєднувальні «гнізда» роторів мають специфічну структуру і конструюватимуться за прикладом будови активних центрів деяких ферментів (атом за атомом).

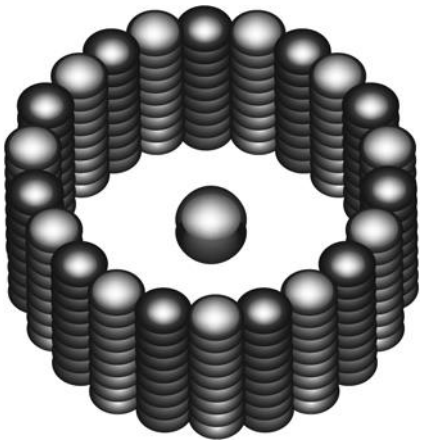


Рисунок 9.2. Нанотрубка у вигляді«гнізда»



Рисунок 9.3. Сортуючі рецептори Фрайтаса

Так, фермент гексокіназа має приєднувальні «гнізда» для глюкози. Для більшості «приєднувальних гнізд» молекул, витягнутих у довжину і які мають лінійну структуру, можна використовувати вуглецеві нанотрубки (рис. 9.2).

Рецептор по сигналу з комп'ютера, автоматично набуває форму шуканої молекули (рис. 9.3).

Тактильні сенсори

Тактильні сенсори – це сенсори, що відчувають дотик до своєї поверхні. Їх можна використовувати як клавіатуру, лічильники об’єктів, системи управління технологічними процесами, побутову техніку. Тактильні сенсори дозволяють одержувати інформацію про силу, що діє на майданчик, місце її прикладання в одно- або двовимірному просторі, геометричні і фізичні характеристики об'єкту, що необхідно знати і враховувати в різних маніпуляторах,робототехніці.

Складні сенсори дозволяють визначати ряд характеристик тіла, приведеного удотик. Великого поширення набули пристрої для зчитування

рисунка папілярних ліній і узорів з пучок пальців (ідентифікація особи в криміналістиці, ключ або пароль для отримання доступу, запобігання терористичних атак тощо).

Різні методи нанотехнології дозволяють виготовляти мембранні сенсори мікронних і субмікронних розмірів. У результаті локальної деформації гнучкого приповерхневого шару змінюється електричний опір або ємність відповідної комірки. Координати місця контакту визначають за допомогою двовимірних матричних датчиків. На основі матричних тактильних сенсорів створені системи для реєстрації і розпізнавання відбитків пальців. Мембранні ємнісні сенсори формують методами планарної технології на поверхні кремнієвого чіпа з мікросхемою для первинної обробки сигналів. Під кожним пікселем розташовано 158 польових транзисторів. Вбудований контролер і програмована пам'ять забезпечують первинну обробку вхідної інформації.

Основні параметри такої системи:

- кількість пікселіввматриці 20584(124x166);
- розміripікселя 81,6 x 81,6мкм;
- розмірисенсорноїматриці 10,1x13,5мм;
- часоцифруваннязображення 2мс;
- часідентифікаціїзображення 100мс;
- споживанапотужність 190мкВт.

Проект «Розумний пил»

У 1998 році американські вчені з військового агентства «DARPA» висунули концепцію «розумного пилу» (smartdust) [9]. Суть її полягає в тому, щоб розкидати з літаків над зоною бойових дій тисячі крихітних сенсорів-радіопередавачів, які непомітно для супротивника стануть відстежувати всі його переміщення і дії. Передбачалося також, що прості окремі сенсори будуть самоорганізовуватися в складну, наділену штучним інтелектом мережу, яка зможе проводити фільтрацію і первинну обробку зібраних даних.

Однією з вдалих розробок у цьому напрямі став спільний проект Каліфорнійського університету в Берклі і корпорації «Intel», в рамках якого були створені розумні сенсори «Motes» (у перекладі з англ. – «пилинки»). Це мініатюрні чутливі прилади розміром як пігулка аспірину здатні автономно працювати в будь-яких умовах і за допомогою радіохвиль об'єднуватися в локальні мережі для передачі зібраної інформації центральному комп'ютеру.

Дослідники виготовили кілька сотень експериментальних «розумних пилинок». Всі «пилинки» обладнані сенсорами і радіопередавачами, що передають сигнал по ланцюжку від одного робота до іншого. Оскільки обсяг пам'яті «пилинки» складає лише декілька кілобайт, то для їх спільної роботи розробили специфічну

«крихітну» операційну систему TinyOS, що оперує файлами розміром близько 200 байт, і відповідну систему баз даних «Tiny DB», яка проводить обробку даних у середині мережі. Варто відзначити, що при цьому вони відрізняються достатньо тривалим терміном служби – джерел їхнього живлення вистачає на декілька років. Секрет такої довготривалої роботи «пилинок» полягає в тому, що вони вмикаються лише на короткий час: роблять виміри, передають сигнал – і знову вимикаються.

Перші випробування «розумного пилу» проводили в березні 2001 року на військовій базі в Каліфорнії. Тоді з літака було скинуто шість «розумних пилинок». Потрапивши на землю, вони відразу об'єдналися в бездротову мережу і приступили до вимірювання напруженості магнітного поля навколо себе. Під час проїзду машини вони розрахували її швидкість і визначили напрям руху, повідомляючи ці дані переносному комп'ютеру, що знаходиться в найближчомутаборі.

Завдяки таким якостям, як бездротовість, автономність, мініатюрність, множинність, надійність і відносно низькавартість, «розумний пил» вже стрімко знаходить застосування в повсякденному людському житті. Крім військового і поліцейського застосування, сенсорні самоорганізовані мережі можна використовувати і вмирних цілях від спостереження за навколишнім середовищем до нагляду за літніми людьми.

Так, наприклад, біолог університету Берклі в Каліфорнії Тодд Доусон розвернув у місцевому ботанічному саду мережу з 80-ти мініатюрних приладів виробництва корпорації «Intel» і одержав першу в світі тривимірну картину змін мікроклімату у вічнозеленому лісі. Аналогічний, але більш масштабний проект з дослідження екосистем здійснює зараз університет Каліфорнії в лісовому заповіднику біля міста Палм-Спрінгс[9].

Інші дослідники використовують «motes» для моделювання наслідків землетрусів, моніторингу руху транспорту у військових зонах, розрахунку використання води в сільському господарстві, отримання інформації про стан будівель, доріг, забруднення водоймищ тощо.

Крім позитивних сфер застосування, «розумний пил» можна використовувати як пристрій, що непомітно підслуховує і підглядає, даючи своїм власникам великі можливості для вторгнення в особисте життя громадян. А за широкого розповсюдження цієї технології вірогідність

зловживань одержаною інформацією може тільки зростати. Але оскільки зупинити науково-технічний прогрес ще нікому не вдавалося, це, мабуть, повинно привести до вдосконалення законів з урахуванням нових технічних можливостей з проникненням в особисте життя людини.

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.