

С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов

**Електронні методи і засоби
біомедичних вимірювань**

*Рекомендовано Вченою радою НТУУ «КПІ»
для студентів вищих навчальних закладів*

**Київ
2016 р.**

УДК 621.3.049.77

ББК 31.211

Я 68

*Рекомендовано Вченою радою Національного технічного університету України»
Київський політехнічний інститут як навчальний посібник для студентів вищих
навчальних закладів (протокол № від ___ 2015 р.)*

Р е ц е н з е н т и:

Коваленко О.В., доктор технічних наук, професор (Дніпропетровський
Національний технічний університет);

Г.М. Розорінов, доктор технічних наук, професор (Державний університет
телекомунікацій, м. Київ).

Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань: навчальний посібник /
С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов . – К.; Кафедра, 2015. – 211 с.: іл..

ISBN 966-8934-17-2

Ціль навчального посібника - введення читачів в проблематику и аналіз сучасного стану біомедичних вимірювань, у вигляді: короткого аналізу електронних методів та засобів біометрії, отримання сучасних перспективних елементів, пристроїв та систем і створення на їх основі сучасних електронних засобів для біомедичних вимірювань.

Навчальний посібник вміщує 3 частини, які складаються з 7 розділів, присвячених: генезису біосигналів та електронним методам біомедичних досліджень; сенсорам та наносенсорним системам, що використовуються в біометрії.

Навчальний посібник призначений для широкого кола читачів – від спеціалістів до студентів вузів електронних напрямків навчання .

УДК 621.3.049.77

ББК 31.211. Я 68

ISBN 966-8934-17-2

© С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов, 2015

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА.....6

ВСТУП.....7

Частина I. ГЕНЕЗИС БІОСИГНАЛІВ. МЕТОДИ БІОМЕТРИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Розділ 1. ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА

ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ.....9

1.1. Структурна схема процесу вимірів і класифікація
біосигналів. Характеристики біосигналів.....9

1.2. Методи біометричних досліджень.
Електрофізіологічні методи досліджень... ..15

1.3. Особливості знімання електрофізіологічної інформації..23
Контрольні запитання і завдання.....26

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА

ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ.....27

2.1. Методи виміру імпедансу тканин.....28

2.2. Електроємнісні методи фізіологічних досліджень.....29

2.3. Методи реєстрації біоелектричних потенціалів.....32

2.4. Діагностичні показники, що реєструються
електрофізіологічними методами.....38

Контрольні запитання і завдання.....41

Розділ 3. ОСОБЛИВОСТІ ВИМІРІВ ПІД ЧАС ШКІРЯНО-

ЕЛЕКТРОДНОМУ КОНТАКТІ.....42

3.1. Класифікація надшкірних і підшкірних електродів.....43

3.2. Артефакти електродних систем.....45

3.3. Типові конструкції електродів для
електрофізіологічних досліджень.....46

Контрольні запитання і завдання.....	49
Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ	
БІОПОТЕНЦІАЛІВ.....	50
4.1. Узагальнені функціональні схеми підсилювачів	
біопотенціалів.....	53
4.2. Вимірювальні перетворювачі електричних параметрів..	54
4.3. Особливості проектування вхідних каскадів	
підсилювачів біопотенціалів.....	57
Контрольні запитання і завдання.....	61

Частина II. СЕНСОРИ

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ	
ІХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ.....	63
5.1. Фізичні явища і перетворення енергії, які	
використовують у сенсорах.....	69
5.2. Різновиди і особливості фізичних величин.....	73
5.3. Вимірювання і перетворення фізичних величин.....	76
Контрольні запитання і завдання.....	80
Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ	
КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ.....	81
6.1. Будова й функції рецепторів.....	86
6.2. Оптоелектронні сенсори.....	92
6.3. Тензосенсори.....	98
6.4. Електромагнітні сенсори.....	104
6.5. Датчики температури. Терморезистори.....	108
6.6. П'єзоелектричні сенсори.....	114
6.7. Гальваноманітні сенсори. Сенсори Холу.....	119

6.8. Надвисокочастотні електромагнітні сенсори.....	125
6.9. Сенсорні датчики електронного керування.....	128
Контрольні запитання і завдання.....	135

Частина III. НАНОСЕНСОРНІ СИСТЕМИ

Розділ 7. НАНОСЕНСОРНИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ

СТРУКТУР	139
7.1. Сенсори на основі оптичних хвильоводів із фотонно-кристалічною структурою.....	145
7.2. Сенсори на основі вуглецевих нанотрубках.....	149
7.3. Нанобіосенсори.....	168
7.4. Мультисенсорні електронні детектори запаху і смаку..	185
7.5. Тенденції розвитку датчиків фізичних величин і способів вимірів в біометрії.....	201
Контрольні запитання і завдання.....	208
Список літератури.....	210

ПЕРЕДМОВА

Останніми роками тематика електронних методів та засобів біомедичних вимірювань знаходиться незмінно серед наукових пріоритетів розвинених індустріальних країн. Прийнято, і не без вагомих доказів, вважати, що розвиток біомедицини у найближчі десятиліття, ступінь використання біомедичної апаратури визначатиме статус кожної розвиненої держави в світі.

Дисципліна біометрії вивчає питання синтезу і застосування ідей, направлених на розуміння процесів вимірювання біомедичних сигналів, створення і виробництво нових елементів та пристроїв біометрії, адекватніших для застосування в різних країнах, з метою підвищення їх конкурентоздатності.

Можна відзначити два головні напрями розвитку науки, присвяченої біомедичним вимірюванням.

Перше – створення нових електронних методів та засобів вимірювань біомедичних сигналів.

Другий напрям – синтез нових сенсорів, в тому числі наносенсорів, з поліпшеними техніко-економічними показниками для створення на їх основі сучасних пристроїв для ефективних біомедичних вимірювань.

Для успішного розвитку електронних методів та засобів біомедичних вимірювань необхідні як сприятлива суспільна атмосфера для інновацій, так і високорозвинута наука в галузі електроніки вимірювань і комплексне навчання кадрів для роботи в різноманітних областях застосування біомедичних вимірювань.

Слід зазначити прогрес у використанні електронних методів в вимірювальних засобах, а саме в елементах, системах та пристроях. Більш того, очевидно взаємний вплив електроніки і вимірювальних засобах сьогодні і перспективи цього впливу на майбутні досягнення в галузі біомедичних вимірювань.

Матеріал навчального посібника узагальнює деякі, найбільш значущі, результати досліджень провідних, фірм, лабораторій науково-дослідних інститутів та кафедр університетів розвинених країн світу, а також результати досліджень та наробіток, одержаних в Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут» та в Дніпродзержинському державному технічному університеті.

Автори щиро вдячні рецензентам та колегам за цінні зауваження і рекомендації щодо вдосконалення окремих розділів рукопису посібника, які автори врахували під час її доопрацювання, що сприяло поліпшенню змісту навчального посібника.

ВСТУП

В даний час все гостріше настає необхідність забезпечити безвідмовну роботу машин і різного роду технологічного та іншого обладнання в різних сферах виробництва та інших сферах людської діяльності. Безвідмовна робота – це відсутність аварій, збоїв, і, отже, збереження людських життів та здоров'я, збереження навколишнього середовища, і, врешті-решт, зниження матеріальних втрат, неминучих при аваріях.

На сьогоднішній день ні одна з галузей експериментальної, клінічної або профілактичної медицини не може успішно розвиватися без широкого впровадження електронної медичної апаратури. Біометричні методи досліджень, контролю та моніторингу використовуються в космічній та підводній фізіології, спортивної та екстремальної медицині, то що. Крім цього у зв'язку з інтенсифікацією сучасного виробництва вельми актуальним стає проблема забезпечення надійності функціонування системи «Людина-Машина-Середовище» як основи будь якого виробництва, або практично любого з видів діяльності у сучасному суспільстві. Біометричні показники, та їх контроль, моніторинг, фіксація стають найсучаснішим інструментом керування, визначення та ідентифікації людини у сучасному суспільстві практично в любому прояві її діяльності.

Тому вивчення навчальної дисципліни «Біометрія» є актуальним для студентів, що навчаються за напрямом підготовки «Фізична та біомедична електроніка», студентів медичних спеціальностей та всіх бажаючих вивчати методи та апаратуру контролю та керування психофізіологічного та психоемоційного стану людини у сучасних умовах життя, виробництва, то що.

**Частина І. ГЕНЕЗИС БІОСИГНАЛІВ. МЕТОДИ
БІОМЕТРИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

**Частина І. ГЕНЕЗИС БІОСИГНАЛІВ. МЕТОДИ
БІОМЕТРИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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.

1.1. Структурна схема процесу вимірів і класифікація біосигналів. Характеристики біосигналів

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.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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.

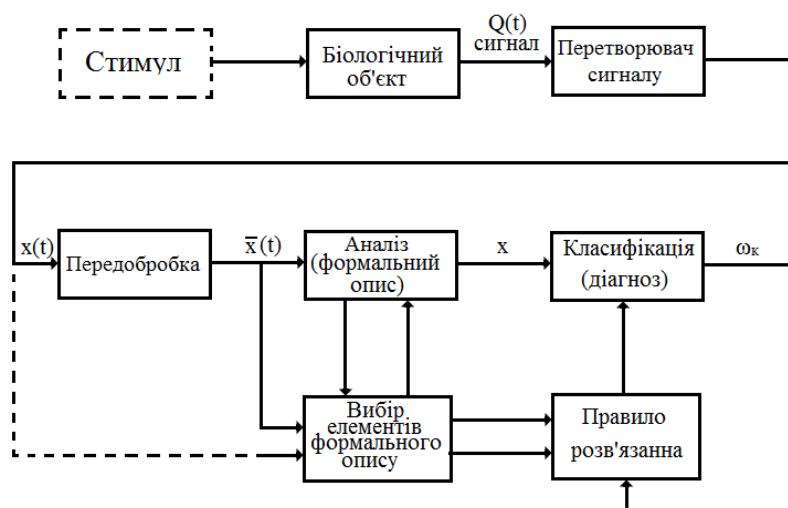


Рис. 1.1. Структурна схема процесу вимірювання і класифікації біологічних сигналів

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 працює пацієнт.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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

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/см²). 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 14 мкм, інтенсивність – 10 мВт/см².

Динаміку теплових полів усередині живого організму характеризує (у діапазоні дециметрових хвиль) радіотермічне електромагнітне випромінювання (його інтенсивність менше ніж 10^{-12} Вт/см²).

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 складових сигналу.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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 анамнези, 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 наступних підмножин:

1) топографія – інформація про структуру й розміщення окремих органів і систем в організмі;

2) морфологія – інформація про макро- і мікроскопічні образи окремих структур;

3) етіологія – інформація про причини виникнення окремих образів захворювань на структурах організму;

4) функція – інформація про нормальні й змінені функції організму;

5) процедури – інформація про методи досліджень і лікування, які вже було використано.

Для постановки діагнозу на основі даних клінічної інформації одержують безліч діагностичних гіпотез. Якщо наступні виміри обрані правильно (інформація Ω 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.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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 негативних результатів.

Існують наступні кількісні критерії оцінки вірогідності біометричної інформації:

1. Чутливість – імовірність того, що тест буде позитивним, якщо захворювання має місце:

$$Ч = \frac{ВП}{ВП + ФН} \cdot 100\% . \quad (1.1)$$

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

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

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

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

де $n = ВП + ФП + ВН + ФН$ – загальна кількість досліджень.

4. Позитивна умовна точність – імовірність наявності захворювання у випадку позитивного результату тесту:

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

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

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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

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
Електроенцефалограма (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

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

1.2. Методи біометричних досліджень. Електрофізіологічні методи досліджень

Інструментальні засоби медико-біологічних досліджень являють собою сукупність приладів, апаратів, систем, комплексів і пристосувань до них, у яких реалізують фізичні й фізико-хімічні методи дослідження різних біологічних об'єктів. Виконання цих досліджень дозволяє одержати діагностичну інформацію про стан об'єкта у вигляді безлічі медико-біологічних показників (МБП) і записів фізіологічних процесів, на підставі аналізу яких роблять діагностичний висновок. Таким чином, надійність і достовірність висновку значною мірою залежать від вибору діагностичного методу (або їх сукупності). Однак не завжди дослідник вільний у виборі методу дослідження. При оцінці можливостей того або іншого методу досліджень йому доводиться керуватися кількома міркуваннями, серед яких найбільш важливими є наступні:

- висока точність МБП, одержуваних за допомогою обраного методу для оцінки стану об'єкта;
- простота виконання всіх методичних прийомів з підготовки об'єкта дослідження за цим методом;
- простота й доступність технічних засобів для виконання досліджень за цим методом;
- наявність алгоритмів розрахунку МБП за даними експерименту і простоту медико-біологічної інтерпретації результатів досліджень;
- можливість комбінації цього методу з іншими.

На жаль, у медико-біологічній практиці відсутній універсальний метод, що дозволяє надавати повний обсяг необхідної діагностичної інформації для всіх випадків формування діагностичних висновків. Навіть у простих ситуаціях потрібне одночасне використання кількох методів діагностики, проведення комплексних досліджень. Водночас, не всі методи добре узгоджуються один з одним і можуть бути реалізовані водночас. Крім того, часте застосування найбільш ефективних методів сполучено з методичними прийомами, через які

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

виникають технологічні обмеження, що не дозволяють їх використовувати в реальних умовах експерименту, або їхнє застосування економічно не виправдано – пов'язано з високими витратами засобів і праці обслуговуючого персоналу. Одержувана при цьому інформація може відставати від моменту часу, коли вона необхідна для прийняття рішень про лікувальні заходи. Доводиться шукати компромісне рішення, використовувати, можливо, і менш ефективні методи, які в сукупності дозволяють одержати необхідну інформацію за більш короткий термін обстеження.

Електрофізіологічні й фотометричні методи медико-біологічних досліджень належать до найбільш популярних, широко розповсюджених на практиці. Понад 60% електронної медичної діагностичної апаратури, що випускається, становлять прилади і системи, за допомогою яких реалізують ці 2 методи. Це пояснюється більшими діагностичними можливостями електрофізіологічних і фотометричних методів, простотою й доступністю технічних засобів, використовуваних для їхньої реалізації.

Предмет вивчення в класичній електрофізіології становлять дослідження біоелектричної активності органів і систем живого організму. Народження електрофізіології пов'язують із дослідженнями Л. Гальвані, що відкрив у 1791 р. так звану *тваринну електрику*. Подальші дослідження в галузі вивчення біоелектричних процесів стали можливими тільки після розробки відповідного методичного й технічного забезпечення, що включає методику підготовки об'єкта для дослідження і визначення точок поверхні живого організму, з яких знімаються потенціали, обладнання для знімання біопотенціалів, підсилювачі й прилади, що реєструють сигнали тощо.

На сьогодні, *під біоелектричним потенціалом розуміють показник біоелектричної активності, обумовлений різницею потенціалів між двома точками живої тканини*. У класичних варіантах електрофізіологічних досліджень діагностичну інформацію одержують шляхом аналізу біоелектричних сигналів, що знімаються з різних

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

ділянок під шкірним покривом або з поверхні шкіри. Насамперед мова йде про електричну активність серця, електричне поле головного мозку, електричні потенціали кістякових, очних і судиннокеруючих м'язів і так звані *шкірно-гальванічні реакції*. Саме ці найважливіші електрофізіологічні процеси вимагають дуже уважного вивчення і створення електронної апаратури для їхнього аналізу. Особливу актуальність здобуває розробка апаратури для вимірювання й обробки електрокардіосигналу, який є основним показником для профілактичного і лікувального контролю над серцево-судинними захворюваннями. При дослідженні порушень мозкового кровообігу, пов'язаних із черепно-мозковими травмами, перевтомою, психічними розладами та іншими факторами, великого значення набуває реєстрація та аналіз електроенцефалічних сигналів, що характеризують біоелектричну активність різних ділянок головного мозку. Для досліджень функцій зору, здатності людини виконувати професійні обов'язки, пов'язані з великим навантаженням на зоровий аналізатор, виявлення захворювань ока і порушень зорово-моторних функцій, важливе місце займають методи досліджень біопотенціалів очних м'язів. Робота скелетно-м'язового апарата людини визначає його поставу, здатність виконання рухових функцій, можливість підключення, за необхідності біокерованого протезу та багато інших важливих функцій, тому так висока роль електроміографічних досліджень.

У клінічній практиці накопичено багатий експериментальний матеріал про поширення електричного струму різної частоти по живих тканинах і середовищах, який дозволяє встановити взаємозв'язок електричних величин з різними МБП життєдіяльності організму. Ці відносини використовують при розробці методів дослідження електричних параметрів живих об'єктів і оцінки через них відповідних МБП.

Електричний опір між будь-якими ділянками тіла являє собою комплексну величину – **імпеданс**. Абсолютні значення імпедансу не є

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

стабільними, залежать від багатьох факторів, тому їх не можуть розглядати як константи живого організму. Інтерес викликають відносні зміни значень імпедансу, причому доведено, що одним із головних факторів, що визначають електропровідність живої тканини, є ступінь її кровонаповнення. Отже, зміни електропровідності досліджуваної ділянки біооб'єкту викликаються, в основному, порушеннями в кровонаповненні його судин, тобто дозволяють судити про зміни об'єму цієї ділянки, її функціонального стану й структури, про дії зовнішніх подразників на організм у цілому і т. п. При вивченні змін електричних властивостей біологічних тканин різних органів і функціональних систем добре проявляються різні фізіологічні реакції організму на різні впливи. Реєструючи зміни електричного імпедансу тканин, роздільно активної й реактивної складової, діелектричної проникності біотканин, можна судити про процеси центрального і периферійного кровообігу, вимірювати такі параметри, як частота серцевих скорочень, тиск крові, швидкість кровотоку, швидкість пульсової хвилі, оцінити окисно-відновлювальні процеси і зміни тканин, пов'язані з появою новоутворень.

Цільовою функцією електрофізіологічної апаратури слід вважати одержання відображень процесів, що проявляються в зміні електричних параметрів – пасивних електричних властивостей або рівнів біопотенціалів; або числових значень деяких електричних властивостей біотканин, однозначно пов'язаних з процесами, що протікають у біооб'єкті [2,4]. Умовно цю функцію можна надати у вигляді наступної умовної схеми:

$$\{EP\} \xrightarrow{Q_{efn}} \begin{cases} \{P\}_e \\ \updownarrow \\ \{EC\}_e \end{cases} \in \{\PhiПЖ, МБП\} \rightarrow \{\PhiП\}, \quad (1.6)$$

де $\{\PhiПЖ\}$ – фізіологічні процеси, що характеризують життєдіяльність організму й пов'язані з роботою серця, м'язів, мозку та інших органів; $\{МБП\}$ – медико-біологічні показники, що характеризують ці процеси;

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

$\{\Phi\Pi\}$ – фізичні процеси й параметри полів, що породжують, відображають процеси життєдіяльності; $\{E\Pi\}$ – електричні прояви цих процесів (вони становлять тільки частину всіх можливих проявів, тому використано знак « \in »); $\{P\}_e$ – процеси, що реєструються (наприклад, біопотенціали, зміни електричного опору в часі, зміни функціональної ємності і т.п.); $\{EC\}_e$ – числові значення електричних властивостей біотканин (амплітуда потенціалу, значення опору, діелектричної проникності, тощо); Q_{efn} – оператор перетворення електрофізіологічного приладу; значок « $\uparrow\downarrow$ » означає взаємозв'язок між нескінченностями $\{P\}_e$ й $\{EC\}_e$; індекс «e» означає те, що ця інформація виявляється у формі електричних сигналів.

Як впливає з аналізу методів електрофізіологічних досліджень, для кожного з них характерною є деяка «система відведень» (С). Вона дозволяє підключити біологічний об'єкт до технічного засобу через систему електродів (СЕ), прив'язану, як правило, до певних анатомічних точок на тілі людини, і використовувану для одержання електричних сигналів досліджуваних процесів $\{U\}$, що несуть інформацію про біологічний об'єкт – див. рис. 1.2.

При цьому спосіб одержання інформативного сигналу для різних груп електрофізіологічних методів різний; різна й роль електродів у цьому процесі. Так, за реєстрації біопотенціалів електроди накладаються на точки тіла, де електрична активність є максимальною або має особливості, реєстрація яких дозволяє здійснювати діагностику, тому вони ніби «знімають» сигнал з біологічного об'єкта, тобто є вимірювальними (деякі можуть бути індиферентними). При імпедансних і електроємнісних дослідженнях за допомогою вимірювальних електродів досліджувана ділянка тіла включається в електричну схему. Але при цих дослідженнях електроди можна використовувати як **струмові електроди**, що підводять зовнішнє поле до біологічного об'єкта.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

При реєстрації біопотенціалів вимірювальні електроди підключають до обладнання з первинної обробки (ОПО), що містить підсилювальну частину (ПЧ) електрофізіологічного приладу або комплексу, основні проблеми проектування якої пов'язані з розробкою так званих *підсилювачів біопотенціалів* (ПБП). Схемотехнічне рішення цього вузла залежить від характеристик сигналу, що реєструється, місця накладення електрода і його взаємовпливу з іншими електродами «відведення». Саме в забезпеченні необхідного контакту біологічного об'єкта з електродом, який є вхідним елементом підсилювача, пов'язано багато технічних проблем проектування вхідних ланцюгів підсилювальних вузлів цього виду медичної апаратури. Наприклад, для реєстрації біопотенціалів серця (електрокардіографія) є характерним використання диференційних каскадів посилення із загальним вхідним опором, у багатьох випадках є доцільною гальванічна розв'язка в підсилювальній частині, є специфічні вимоги до смуги частот, завадостійкості і т.п.

Досягнення високого вхідного опору і високої завадостійкості ПБП є основною вимогою до підсилювальних вузлів і для інших методів реєстрації біопотенціалів (електроенцефалографія, електроміографія, електроокулографія, тощо – рис. 1.2, а).

Аналогічне завдання поставлено перед підсилювальними вузлами обладнань первинної обробки, призначених для забезпечення імпедансних методів дослідження (рис. 1.2, б). У низці випадків для цієї групи технічних засобів між вимірювальними електродами (ВЕ) і підсилювальним вузлом додатково включаються вимірювальні перетворювачі електричного параметра (ВПЕП), що здійснюють перетворення деякого електричного параметра (ЕП) об'єкта дослідження, пов'язаного з фізіологічними процесами, що відбуваються в ньому (наприклад, активного опору, повного електричного опору, електричного заряду, діелектричної проникності і т. п.) у параметри електричного сигналу $U_{\text{еп}}$. (найчастіше в амплітуду сигналу), який зазнає подальшої обробки.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

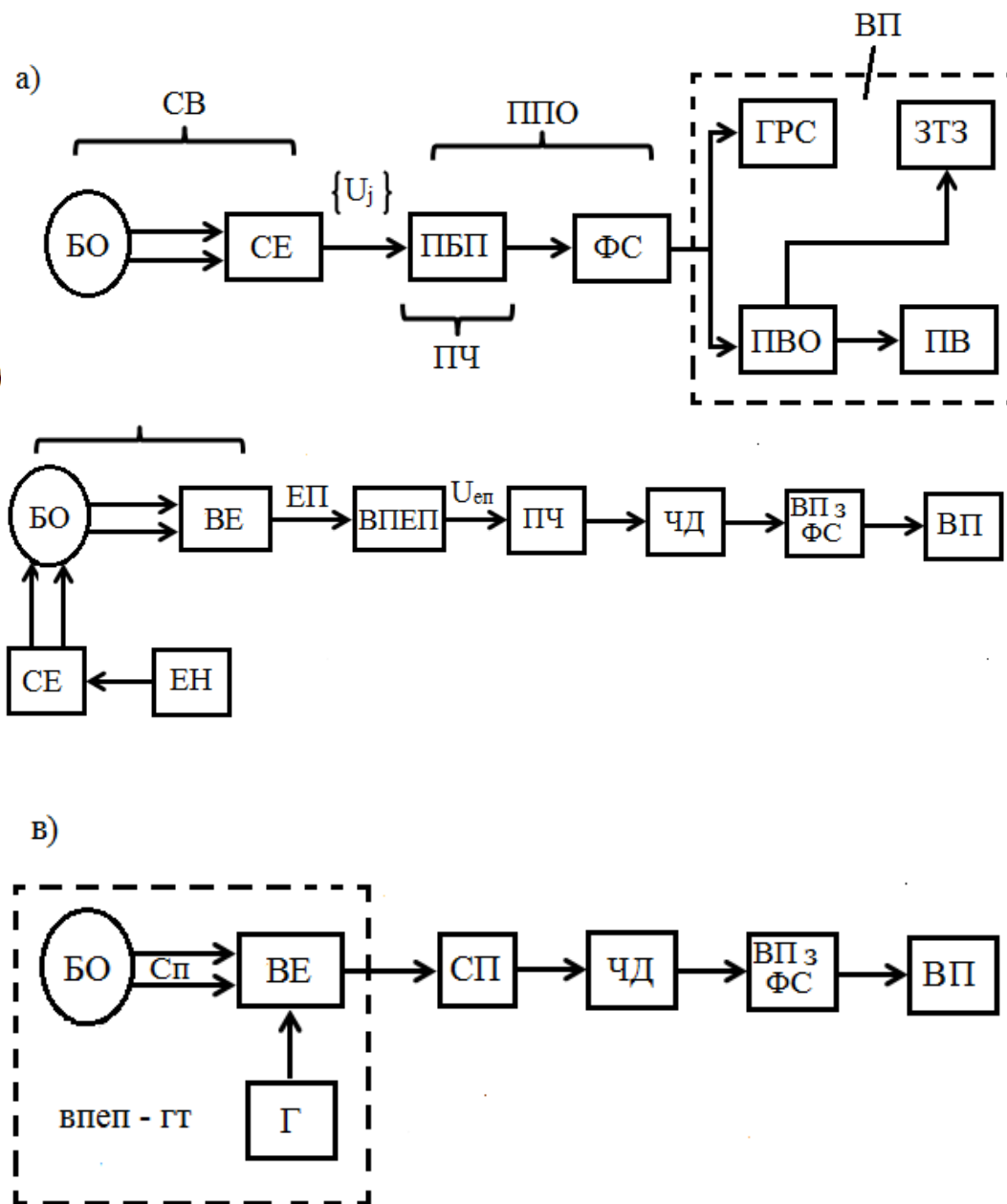


Рис. 1.2. Узагальнені схеми електрофізіологічних досліджень

Тип перетворення визначається технічними прийомами реалізації відповідного методу. За підсилювальною частиною часто впливає

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

частотний детектор (ЧД), що дозволяє виділити частотну огиву, у параметрах якої й утримується діагностична інформація. Для реєстрації або аналізу параметрів, що обгинає її, також треба підсилювати за допомогою вторинного підсилювача сигналів (ВП). Інша пара електродів – струмові електроди (СЕ) підключають до джерела електричної напруги (ЕН) заданої частки діапазону; для них немає необхідності в спеціальних електронних вузлах, що забезпечують їхнє з'єднання з ЕН.

Для групи методів електроємнісної реєстрації електроди самі утворюють перетворювач (рис. 1.2, в) – вимірювальний перетворювач електричного параметра генераторного типу (ВПЕПeГТ). Вимірювальні електроди в такому перетворювачі використовують як обкладинки конденсатора C_n , включеного в коливальний контур (КК), який входить у генератор (Г) високочастотного сигналу. Але й у цьому випадку сигнал з коливального контура $U_{кк}$ повинен бути посилений до відповідного рівня за допомогою смугових підсилювачів (СП), що мають задану смугу пропускання для забезпечення високої завадостійкості. Потім у структуру приладу зазвичай включають частотний детектор (ЧД), після чого знову підключають підсилювач – вторинний підсилювач сигналу (ВПС).

Важливою складовою розглянутих підсилювальних вузлів є вузли фільтрації сигналів (ФС), які дозволяють підняти відношення сигнал/шум і тим самим підвищити завадостійкість систем знімання сигналів.

Подальша структура технічних засобів електрофізіологічних досліджень – вихідне обладнання (ВО) – може бути досить різноманітним залежно від призначення проектованого засобу. Воно може включати графічний реєстратор сигналів (ГРС) на будь-який носій інформації (папір, плівка, тощо), обладнання виділення (або обчислення) необхідного інформативного параметра (обладнання вторинної обробки (ОВО)) з наступним відображенням результату виміру на обладнаннях відображення (ОВ), інтерфейс для зв'язку з

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

будь-якими зовнішніми технічними засобами (ЗТЗ) – накопичувачі інформації, комп'ютери та ін. Алгоритми, за якими працюють різні ВО визначаються формою вихідних сигналів і типом параметрів, що реєструються.

1.3. Особливості знімання електрофізіологічної інформації

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.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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 клітин хребетних тварин концентрація іонів калію у 30–40 разів більша, а концентрація іонів натрію в 10 разів менша, ніж у міжклітинній 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 міжклітинною 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.

5. 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

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

описують рівнянням Гольдмана [1], яке використовують для визначення мембранного потенціалу E :

$$E = \frac{RT}{Fn} \ln \frac{P_K [K_e^+] + P_{Na} [Na_e^+] + \dots + P_A [A_e^-]}{P_K [K_i^+] + P_{Na} [Na_i^+] + \dots + P_A [A_i^-]}, \quad (1.7)$$

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 при збудженні); $[K_e^+]$, $[Na_e^+]$, $[A_e^-]$ – концентрація іонів калію, натрію й аніонів відповідно поза клітинами; $[K_i^+]$, $[Na_i^+]$, $[A_i^-]$ – те ж, 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 (або дії)**.

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.

Розділ 1 ГЕНЕЗИС ТА ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ТА ЇХНІ ОСНОВНІ ПАРАМЕТРИ

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 незбуджених, що й охоплює сусідні ділянки мембрани.

Контрольні запитання та завдання

1. Дайте визначення електрода як обладнання для знімання електрофізіологічної інформації.
2. Перелічіть фактори, що пояснюють біоелектрогенез у живих тканинах.
3. Запишіть рівняння Гольдмана. Поясніть зміст коефіцієнтів, що входять у нього.
4. Що таке потенціал спокою й потенціал порушення?
5. Що є ознакою порушення тканини?
6. У яких напрямках можуть бути ефективними методи виміру імпедансу біотканин?
7. Розкажіть про відомі Вам електроємнісні методи фізіологічних досліджень.
8. Що таке *біоелектричний потенціал*?
9. Що таке *цільова функція електрофізіологічної апаратури*?
10. Розкажіть про узагальнені схеми електрофізіологічних досліджень.
11. Що таке *струмові електроди*?
12. Що таке *система відведень*?

Розділ 2

МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА
ДІЛЯНЦІ ШКІРО-ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

При проведенні будь-яких електрофізіологічних досліджень для знімання електричного сигналу, що характеризує досліджувані процеси, використовують електроди. Тому від їхніх метрологічних і медико-технічних характеристик насамперед залежить вірогідність одержуваної діагностичної інформації, змушує дослідників приділяти велику увагу їхньої конструкції, технічним параметрам і завадостійкості.

При підключенні живої тканини в електричне коло й пропущенні через неї постійного електричного струму спочатку відбувається стрибок струму до величини:

$$I_0 = \frac{U}{R_e}, \quad (2.1)$$

де U – величина струму, що прикладається від джерела, напруги, R_e – еквівалентний опір ланцюга електрод – об'єкт, а потім поступове зменшення цього струму I_T до постійної величини – див. рис. 2.1.

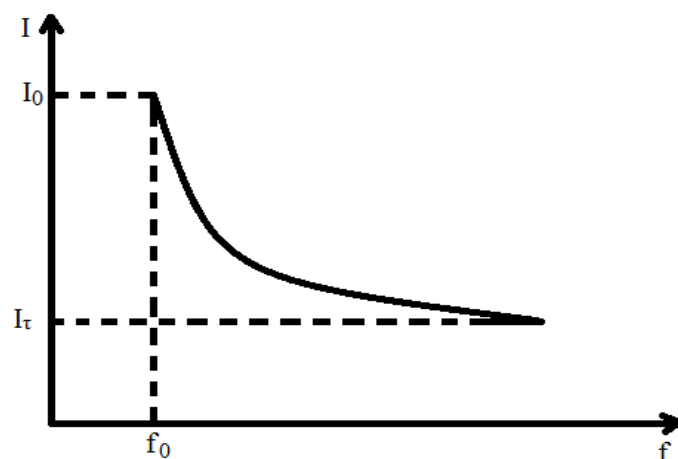


Рис. 2.1. Перехідний процес у біотканині при пропущенні через неї електричного струму

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

Такий характер струму пояснюється виникненням поляризаційної ємності, поява якої пов'язана з наявністю зустрічної ЕРС – ЕРС поляризації, яка породжується біооб'єктом у відповідь на протікання через нього струму зовнішнього джерела.

Електричні властивості контакту електрод – шкіра визначаються, в основному, поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами й величиною провідності – переходи: внутрішні тканини тіло – шкіра, шкіра – контактна рідина (електроліт) і електроліт – електрод (рис. 2.2.). Контактна рідина вводиться в проміжок між електродом і шкірою для поліпшення електричного контакту.

З достатнім ступенем точності рідини, що входять до складу організму, можна розглядати як електроліти, з якими контактують електроди.

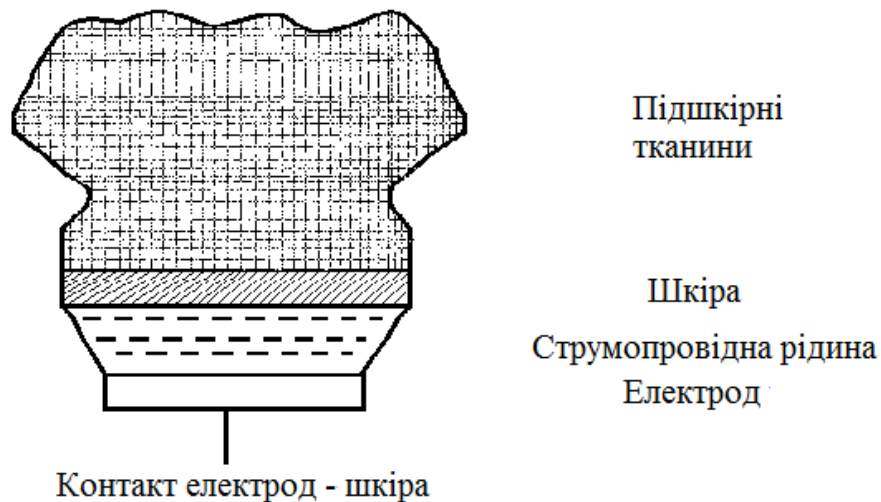


Рис. 2.2. Контакт електрод-шкіра

2.1. Методи виміру імпедансу тканин

Методи виміру імпедансу біотканин можуть бути ефективними у двох напрямках використання:

— при вивченні фізичних властивостей, складу й структури тканин;

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

— при вивченні змін, пов'язаних з фізіологічними процесами в організмі.

Другий напрямок саме характеризує можливості цих методів для фізіологічних досліджень, пов'язаних з реєстрацією процесів і МБП, які відображають стан організму. При виконанні електрофізіологічних досліджень цього типу необхідно враховувати низку особливостей, пов'язаних з виміром електричних параметрів біотканин, і зокрема те, що:

— електричний опір біотканин на змінному струмі менший, ніж на постійному; він то менший, що більша частота струму;

— при використанні мостових схем виміру необхідно використовувати засоби компенсації активної й реактивної складової імпедансу;

— складові імпедансу біотканини можна вважати постійними тільки за щільностей струму, що не перевищують 10 мкА/м^2 ; за більших величин струму біотканина поводить як нелінійний провідник;

— при обмеженні щільності струму вважається, що за постійного значення імпедансу фізіологічний стан не змінюється, а зміни імпедансу пов'язані зі змінами фізіологічного стану.

Останній висновок є не зовсім точним, тому що імпеданс залежить не тільки від фізіологічного стану, але й від багатьох факторів, що супроводжують процес дослідження: параметрів зовнішнього середовища, якості електродів і контактної рідини і т. п.

2.2. Електроємнісні методи фізіологічних досліджень

Електроємнісні методи реєстрації фізіологічних функцій засновані на реєстрації деякого характерного електричного параметра системи, утвореної досліджуваним об'єктом і сприймаючим органом первинного вимірювального перетворювача приладу. Цей параметр змінюється внаслідок зміни того або іншого фізіологічного фактора.

Відомо 2 варіанти виконання досліджень [6]:

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

— діелектрографія, при якій об'єкт дослідження розташовується між двома пластинами конденсатора, що служить сприймаючим органом приладу;

— конденсаторна плетизмографія, при реалізації якої об'єкт сам є однією з пластин конденсатора; при цьому реєструється зміна положення поверхні об'єкта (органа або організму) щодо нерухливого електрода.

Перший варіант дозволяє реєструвати внутрішні фізіологічні процеси, пов'язані зі зміною електричних параметрів біотканини (наприклад, зміною діелектричної проникності тканини при зміні кровотоку). Другий варіант дуже зручний для реєстрації пульсових коливань, об'ємних змін органів, рухових актів та інших процесів (особливо в тих випадках, коли контакт сприймаючого елемента з об'єктом небажаний або неприпустимий, як, наприклад, при запису венозного пульсу, рухів і пульсацій ока, переміщень внутрішніх органів і т. п.).

Для реалізації першого варіанта відомо кілька схем зв'язку об'єкта дослідження і сприймаючого елемента – рис. 2.3.

Загальним принципом побудови цих схем є безперервна реєстрація змін електричної ємності системи «досліджуваний об'єкт – сприймаючий орган». Цю ємність називають *функціональною ємністю*:

$$C_{\phi} = \varepsilon_0 \varepsilon_{cp} S / L, \quad (2.2)$$

де S – площа електродів; L – відстань між ними; ε_0 – електрична постійна; ε_{cp} – середня діелектрична проникність проміжку між електродами.

Основною схемою діелектрографії є приміщення досліджуваного об'єкта в простір між двома нерухливими електродами ВЕ1 і ВЕ2 – див. рис. 2.3, а. Інші схеми являють собою модифікації основної: у них сам об'єкт розташовується на контактному нерухливому електроді [1,6]. Цей електрод може бути або з'єднаний із приладом (рис. 2.3, б), або заземлюється (рис. 2.3, в). Останні 2 схеми не є, строго кажучи, безконтактними, особливо якщо об'єктом дослідження є тварина, що перебувають у постійному русі.

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

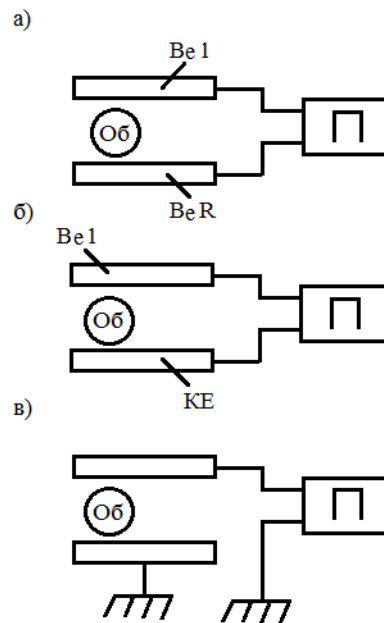
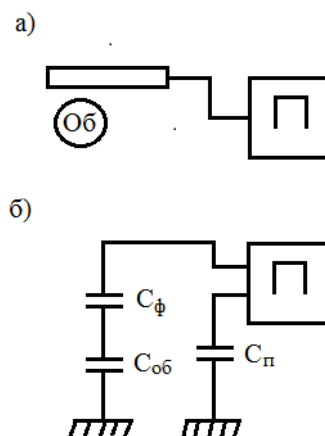


Рис. 2.3. Основні схеми електроємнісних методів фізіологічних досліджень

У такому випадку можливість реєстрації обмежується розмірами контактного електрода і довжиною проведення, що з'єднує контактні електроди з приладом. Якщо врахувати, що об'єкт дослідження завжди має «паразитну» ємність щодо заземлення, то можна виключити проведення контактного електрода й одержати одноелектродну схему з ізольованим приладом – рис. 2.4.



Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

Рис. 2.4. Одноелектродна схема електроємнісного методу фізіологічних досліджень

Враховуючи, що паразитні ємності приладу C_i й об'єкта $C_{об}$ (рис. 2.4, б) значно більші C_ϕ (C_i і $C_{об}$ становлять десятки пікофарад, а C_ϕ – частки пікофаради), то значення ємності всієї системи, що реєструється буде визначатися величиною C_ϕ .

2.3. Методи реєстрації біоелектричних потенціалів

Методи дослідження біоелектричних явищ у живому організмі призначені як для вивчення біопотенціалів однієї клітини й процесів порушення окремої групи клітин, так і для вивчення біоелектричної активності цілих органів або систем. У медичній практиці реєстрація біопотенціалів характерна, у першу чергу в нейрофізіології [1,6]. Для цього створено спеціальні методи мікроелектродних досліджень, що дозволяють вивчати біопотенціали груп нейронів або нервових волокон і навіть біопотенціали окремих нейронів. Основні складнощі виконання таких досліджень мають технологічний характер: утруднення пов'язані зі створенням мікроелектродів з контрольованою формою контактної поверхні й стереотаксичними операціями, що дозволяють контролювати положення електродів у досліджуваному органі.

При рішенні діагностичних завдань у клінічній практиці й контролі над станом людини в умовах трудової діяльності найбільшого поширення одержали ті методи, які вивчають електричні процеси, що протікають у цілому органі або функціональній системі. Розрізняють наступні основні класи таких досліджень [1,5]:

— **електрокардіографія (ЕКГ)** – метод реєстрації контактним способом біопотенціалів тіла, що виникають на різних ділянках поверхні або всередині нього за рахунок електричних процесів, що протікають у серці;

— **електроенцефалографія (ЕЕГ)** – метод реєстрації контактним способом на поверхні голови різниці потенціалів, що

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

характеризує біоелектричну активність різних ділянок головного мозку;

— **електроміографія (ЕМГ)** – метод реєстрації контактним способом різниці потенціалів і електричного поля на поверхні м'яза;

— **електроокулографія (ЕОГ)** – метод реєстрації змін біопотенціалів, обумовлених рухом очного яблука;

— **шкірно -гальванічна реакція (ШГР)** – метод реєстрації різниці потенціалів на шкірному покриві тіла, що виникає у відповідь на подразнення, що і є вираженням порушення нервової системи.

Крім перерахованих, у клінічній практиці починають впроваджувати й інші, відносно нові методи, що дозволяють вивчати електричні процеси в інших відділах організму. До таких методів можна віднести **електрогастрографію** – метод реєстрації біопотенціалів гладеньких м'язів; **електрокохлеографію** – реєстрація біопотенціалів м'язів голосового апарата, **електроглоотографію** – реєстрація біопотенціалів м'язів ковтального апарата тощо.

Кожний клас методів дослідження біоелектричних явищ містить у собі трохи їхніх різновидів, що різняться методично. Наприклад, виділяють скалярну й векторну ЕКГ, електрокардіотопографію (ЕКТП) і електрокардіотопотахографію (ЕКТТП) – методи реєстрації розподілу електричного поля і швидкості зміни цього поля по поверхні тіла. Метод ЕЕГ може бути доповнено методами електрокортикографії (ЕКОГ), що являють собою реєстрацію біопотенціалів безпосередньо на поверхні головного мозку; електросубкортикографію (ЕСКОГ), у процесі якої фіксують біопотенціали глибинних структур мозку; електроцеребелографію (ЕЦБП) – метод реєстрації біопотенціалів мозочка і т. п. Електроокулографія доповнюється іншими діагностичними методами, що дозволяють реєструвати інші прояви електричних процесів в органі зору – методи електроністагмографії й електроретинографії. Наприклад, електроретинографія являє собою метод реєстрації електричних потенціалів сітківки ока залежно від умов освітленості, світлової і темної адаптації, дії лікарських препаратів, захворювань очей і т. п. Електрична відповідь обумовлена тим, що очі є поляризованою системою, у якій

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

позитивний полюс розташований на роговиці, а негативним полюсом є сітківка. Наявність полюсів створює електричне поле навколо ока. Рухи очного яблука призводять до зміни орієнтації поля щодо встановлених певним чином електродів, яке фіксується у вигляді електричного сигналу – електроретинограми.

Електрофізіологічні методи відрізняються від інших методів досліджень відносно простотою апаратної реалізації. При зніманні біопотенціалів електроди виконують роль контакту між біооб'єктами й вхідним електричним колом підсилувача, вихід якого зазвичай підключено до самописного приладу або обладнання аналізу сигналів. Конструкції електродів для цих цілей достатньо різноманітні й визначаються завданнями і методом дослідження біоелектричних процесів, а також необхідною точністю реєстрації біопотенціалів.

Зв'язок параметрів електричних сигналів, що реєструються, зі станом досліджуваного органу або системи встановлюється відповідно до сучасних уявлень про природу виникнення біопотенціалів у різних системах організму.

Так, за допомогою електрокардіографії вивчають електричні процеси, що протікають у серці. Отже, ЕКГ відображає біоелектрогенез серця, і дослідник реєструє сумарні потенціали дії серцевого м'яза (міокарда). Шлях поширення порушення по серцю знаходить висвітлення у формі електрокардіосигналу, який реєструється при відведенні біопотенціалів з поверхні тіла, тобто на значній відстані від генератора. Природно, що кожному положенню електродів, що відводяться, на поверхні тіла відповідає певна форма й амплітуда сигналів. Для стандартизації знімання біопотенціалів при ЕКГ передбачено стандартні (або спеціально застережені) системи відведень, які й визначають різні варіанти ЕКГ.

При аналізі параметрів електрокардіосигналу необхідно враховувати неоднорідність клітинного складу серцевого м'яза, що брав участь у формуванні цього сигналу. Розрізняють типові скорочувальні й атипові серцеві м'язові клітини (міоцити), між якими виявлено істотні невідповідності в структурі й функціях, що відображаються в біоелектрогенезі. Так, властивість серцевого м'яза збуджуватися під впливом імпульсів порушення, що виникають у ній

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

самій, без зовнішніх подразників, обумовлено процесами в атипових волокнах міокарду, зосереджених у вигляді острівців у різних відділах серця. Основним серед них є ділянка в правому передсерді – **синоатріольний вузол**. Цей вузол збуджується автоматично, інші атипові волокна лише проводять це порушення. З них хвиля порушення надходить на типові міокардіальні волокна. Процес порушення поступово охоплює нові ділянки серцевого м'яза, причому для кожної групи клітин є характерною різна швидкість проведення порушення на окремих ділянках; час знаходження в збудженому стані певним чином узгоджено. Щоб ЕКГ стала діагностичним методом, необхідно виявляти зміни у всіх цих складних процесах за результатами реєстрації електрокардіосигналу за різних положень електродів на поверхні тіла.

Ще складніша для розшифрування сигналу ситуація виникає при електроенцефалографії, тому що головний мозок характеризується ще більшою різноманітністю клітинних структур, значно більшою кількістю клітин, складним характером взаємодії окремих структур.

Електроенцефалографія являє собою метод реєстрації змін різниці потенціалів на поверхні голови, що характеризують біоелектричну активність різних ділянок мозку. Ділянки мозку містять велику кількість нервових клітин, пов'язаних між собою, а самі ці клітини перебувають у хімічно активному середовищі, яке значно впливає на сумарний розподіл електричного поля. Мозок можна представити об'ємним, дуже анізотропним провідником, для оцінки електричних властивостей якого вивчають активну й реактивну складові імпедансу. Крім того, на амплітуду сигналу, що реєструється з поверхні голови, значний вплив справляють електричні властивості покривних тканин, волосяний покрив, якість накладення електродів і наявність струмопровідного шару між електродами й шкірою. Виключити вплив цих факторів дозволяють різні варіанти методу ЕЕГ – електрокортикографія і електроцеребрографія. Розшифрування записів електричних сигналів, що отримують при їхньому використанні, являє собою дуже складне медико-біологічне завдання. Крім того, їхнє застосування

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

пов'язано з порушенням цілісності черепних кісток. Тому ці методи застосовують значно рідше, та й то тільки в практиці нейрохірургічних клінік.

Електричну активність мозку прийнято ділити на спонтанну (фонову), спостережану за відсутності спеціальних зовнішніх подразнень, і активні, що з'являється на тлі спонтанної активності при прямому подразненні нервових клітин мозку. При цьому необхідно враховувати можливий взаємозв'язок електричної активності досліджуваної ділянки мозку з іншими ділянками, навіть далеко розташованими від цього. Дія подразника може бути короткою, але може довгостроково зберігатися у великих ділянках мозку, визначаючи їхню активність: можливий як єдиний режим активності нервових клітин мозку у відповідь на подразнення, так і порушення їхньої настроєності. Ці обставини підтверджують ефективність застосування ЕЕГ при проведенні функціональних досліджень.

Велика кількість факторів, що впливають на електричну активність головного мозку, утрудняє розшифрування електроенцефалограм, що являють собою запис одночасної сумарної електричної активності великої кількості нервових клітин. Щоб якось полегшити аналіз записів у практиці електроенцефалографічних досліджень, використовують різні системи стандартних відведень, що визначають постановку електродів на поверхню голови.

Незважаючи на відзначені труднощі, вивчення одночасних і досить тривалих записів ЕЕГ дозволяє локалізувати патологічне вогнище, диференціювати розвинений патологічний процес від осередкового, поверхневий від глибокого, визначити ступінь поширення вогнища, глибину й вагу ушкодження. Ці можливості методу ЕЕГ роблять його незамінним у терапевтичних завданнях при підозрі на порушення мозкового кровообігу, у хірургії (наприклад, при оцінці рівня некрозу), нейрохірургії (наприклад, при оцінці ступеня черепно-мозкових травм), психіатрії та інших галузей медицини.

Здається, що найбільш простою є інтерпретація результатів електроміографічних досліджень, тому що при цьому вивчають

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

біопотенціали певної групи м'язових волокон. Однак багато особливостей процесів у м'язах, характер їхніх змін за різних умов функціонування м'яза залишається неясним і таким, що важко розрізняється за результатами вивчення біопотенціалу.

Електричні явища в м'язах безпосередньо пов'язані з нервовою імпульсацією, що надходить від мотонейронів. Мотонейрон пов'язаний із групою м'язових волокон, разом з якими він утворює так звану «рухову одиницю». Тому при використанні методу електроміографії реєструють або потенціали окремих рухових одиниць у вигляді імпульсів різної амплітуди й тривалості (у цьому випадку вважається, що ритм коливань потенціалу відповідає ритму порушення мотонейрону), або так звану «інтерференційну» електроміограму сумарну активність, що відображає діяльність декількох рухових одиниць. Таким чином, електроміографія дозволяє судити про стан м'язової системи, виявляти особливості іннервації (порушення) рухових одиниць, оцінювати стан рухового апарата при хірургічних втручаннях, визначати наявність патологічних процесів при ранній діагностиці опорно-рухового апарата, а також контролювати процеси відновлення функцій цього апарата, коли клінічні симптоми ще слабо виражені. Перевагою методу є природність умов дослідження і повна безпека для пацієнта.

Метод електроокулографії являє собою один із варіантів методу електроміографії – він призначений для вивчення біопотенціалів очних м'язів. Значні діагностичні можливості цього методу при діагностиці захворювань органів зору, пов'язаних із порушенням рухів ока або ураженням сітчастої оболонки (пігментна дегенерація, відшарування сітківки, парез очей тощо), спеціальні методичні прийоми виконання досліджень і способи знімання біопотенціалів дозволяють виділити його в самостійний клас.

Складність і різноманіття форм біоелектричних сигналів, завдань досліджень і методів реєстрації, неоднозначність і нелінійність залежності параметрів сигналів від зовнішніх умов ускладнюють оцінку стану досліджуваних органів і тканин за записами, одержуваних за допомогою графічних реєстраторів. Тому великого значення набуває автоматичне визначення характерних

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

параметрів біоелектричних сигналів, проведене безпосередньо в процесі реєстрації. Точність і надійність визначення цих параметрів значною мірою залежать від методів реєстрації біопотенціалів, місця накладення і типу електродів.

Під **системою відведень** розуміють [2] просторове розташування електродів на поверхні тіла людини, спосіб виявлення різниці потенціалів між двома ділянками тіла. При цьому ділянка поверхні, на яку накладається електрод, визначається як позиція електрода, а гіпотетична лінія, що з'єднує електроди, за допомогою яких реєструється сигнал у конкретному відведенні, – як **вісь відведення**. Вісь кожного відведення ділиться на позитивну й негативну половини відповідно до полярності електричного сигналу, що реєструється.

2.4. Діагностичні показники, що реєструються електрофізіологічними методами

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 [6]. 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.

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

Електрод визначається як обладнання, що має струмоз'ємну поверхню, що контактує з біологічним об'єктом, і вихідні елементи. **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]:

1. Цитоплазма клітин суттєво відрізняється за хімічним складом від міжклітинної рідини. Наприклад, у цитоплазмі нервових і м'язових клітин хребетних тварин концентрація іонів калію у 30 разів більша, а концентрація іонів натрію в 10 разів менша, ніж у міжклітинній 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 міжклітинною рідиною.

4. Мембранні процеси обумовлюють виборчу проникність плазматичних мембран для різних іонів. Внаслідок цього дифузія катіонів і аніонів через клітинні мембрани протікає з неоднаковою

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

швидкістю, що за наявності градієнтів концентрації служить безпосередньою причиною виникнення мембранних потенціалів.

5. 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** [6], яке використовують для визначення мембранного потенціалу E :

$$E = \frac{RT}{Fn} \ln \frac{P_K [K_e^+] + P_{Na} [Na_e^+] + \dots + P_A [A_e^-]}{P_K [K_i^+] + P_{Na} [Na_i^+] + \dots + P_A [A_i^-]}, \quad (2.3)$$

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 при збудженні); $[K_e^+]$, $[Na_e^+]$, $[A_e^-]$ – концентрація іонів калію, натрію й аніонів відповідно поза клітинами; $[K_i^+]$, $[Na_i^+]$, $[A_i^-]$ – те ж, 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 (або дії)**.

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.

Розділ 2. МЕТОДИ ВИМІРУ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ДІЛЯНЦІ ШКІРО- ЕЛЕКТРОДНОГО КОНТАКТУ

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 незбуджених, що й охоплює сусідні ділянки мембрани.

Контрольні запитання та завдання

1. Дайте визначення електрода як обладнання для знімання електрофізіологічної інформації.
2. Перелічіть фактори, що пояснюють біоелектрогенез у живих тканинах.
3. Запишіть рівняння Гольдмана. Поясніть зміст коефіцієнтів, що входять у нього.
4. Що таке потенціал спокою й потенціал порушення?
5. Що є ознакою порушення тканини?
6. У яких напрямках можуть бути ефективними методи виміру імпедансу біотканин?
7. Розкажіть про відомі Вам електроємнісні методи фізіологічних досліджень.
8. Розкажіть про відомі Вам методи реєстрації біопотенціалів.
9. На які види прийнято ділити електричну активність мозку?
10. Які особливості методу електроенцефалографії Ви знаєте?
11. Що таке *система відведень*?
12. Які класи діагностичних показників Ви знаєте? Охарактеризуйте їх.

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

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 погрешностей 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

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

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. 3.1.

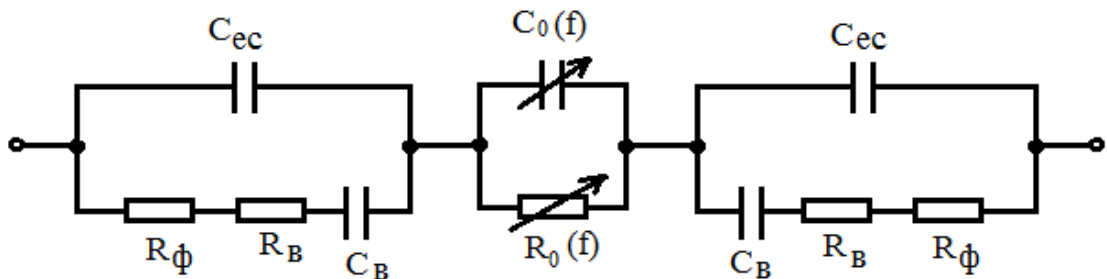


Рис. 3.1. Еквівалентна схема, що відображає електрохімічні процеси при шкірно-електродному контакті: $C_0(f)$ і $R_0(f)$

3.1. Класифікація надшкірних і підшкірних 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

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

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:

$$\varphi = \varphi_0 + RT/nF \cdot \ln[Me^+]. \quad (3.1)$$

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:

$$\varphi = \varphi_0 - RT/nF \cdot \ln[Cl^-]. \quad (3.2)$$

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 потенціаловизначальних 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;

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

— 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.

3.2. 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 міжелектродні 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 (безструмових) електродних потенціалів і відповідних їм міжелектродних напруг при замиканні електричного ланцюга;

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

— 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 установаження іонної рівноваги між біооб'єктом і контактуючим середовищем.

3.3. 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 відомих конструкцій.

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

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 ізоляції досліджуваного процесу. Однак величина дрейфу незначна, що дозволяє реєструвати більшу частину спектра біологічних процесів.

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 напильється у вакуумі на пластмасову підкладку, а потім увесь

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

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 шару шкіри);

- застосування струмопровідних паст, склад і властивості яких сприяють стабілізації характеристик електродів;

- збільшення площі електродів.

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 поляризується – 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. 3.2. Він має чаше- або тарілкоподібну конструкцію корпусу 1, виконаного із пластмаси.

Усередині розташовується чутливий елемент 2 у вигляді сітки із хлористого срібла 8. Липка поличка 3 внутрішньою стороною приклеюється до корпусу, 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 корпусу 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 до шкіри.

Розділ 3. ВИМІРИ БІОПЕНЦІАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ КОНТАКТІВ «ЕЛЕКТРОД- ШКІРА»

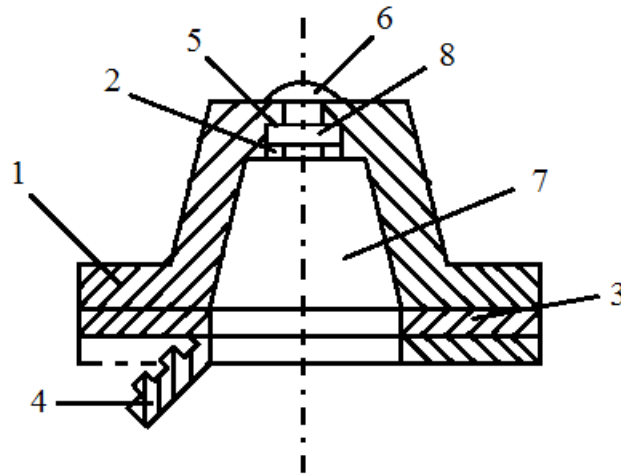


Рис. 3.2. Плаваючий електрод-монітор: 1 – корпус; 2 – чутливий елемент; 3 – липка полицка; 4 – полицка; 5 – електричний контакт; 6 – спай; 7 – струмопровідна паста; 7, 8 – елементи кріплення.

Контрольні питання та завдання

1. Перелічіть вимоги, які висувають до електролітів як елементів знімання інформації.
2. Що таке електроди 1-ї групи?
3. Що таке електроди 2-ї групи?
4. Що таке електроди 3-ї групи?
5. Які групи електродів за призначенням Ви знаєте?
6. Які перешкоди, що генеруються електродами, Ви знаєте?
7. Які надшкірні електроди Ви знаєте? Охарактеризуйте їх.

**Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ
БІОПОТЕНЦІАЛІВ**

При проектуванні підсилювачів біопотенціалів (ПБП) найбільш складними етапами є [6,7]:

- складання функціональної схеми обладнання, аналіз вимог до окремих блоків;
- узгодження вхідного ланцюга й розрахунок перших каскадів посилення.

Ідеальним для реєстрації біопотенціалів є підсилювач, якій має нескінченно більший повний вхідний опір, повністю пригнічує завади від силової мережі, нечутливий до потенціалів поляризації електродів і різницевої перешкод, що лежать за межами смуги частот корисного сигналу, не має власних шумів, здатний зберігати свої характеристики за впливу на нього короткочасних перевантажень, а також не вносить частотних і нелінійних викривлень у смугі частот і динамічному діапазоні корисного сигналу. Однак побудувати такий підсилювач практично неможливо, тому при розробці ПБП прагнуть реалізувати низку вимог до них.

1. Вхідний опір підсилювача повинен бути за можливості не нижче опору біооб'єкту з урахуванням опору переходу «шкіра – електрод» для того, щоб не навантажувати джерело порушення, яким є біологічний об'єкт.

Наприклад, для знімання потенціалів з біологічно активних точок (БАТ) рекомендується дотримувати виконання співвідношення $R_{ex} > (1/\delta)R_{max}$, де R_{ex} – вхідний опір підсилювача, δ – максимально допустима погрішність виміру, R_{max} – максимальний внутрішній опір джерела біопотенціалів, за яке ухвалюють результат виміру опору ланцюга системи «електрод – шкіра – електрод». При цьому враховується, що навантаження на біологічно активні точки може суттєво впливати на точність вимірів, змінюючи властивості каналів, пов'язаних із цими точками. Для інших вимірювальних систем ці умови можуть бути менш твердими.

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

Для частот досліджуваних сигналів до сотень кілогерців (наприклад, при електроємнісних або імпедансних дослідженнях) можна враховувати тільки активні складові вхідних опорів ПБП.

Іноді при розрахунку припустимого значення вхідного опору підсилювача використовують уявлення про припустиме відношення сигнал/шум. У цьому випадку розрахункове відношення має такий вигляд:

$$|Z_n| > 2 \frac{Z_n}{\frac{100}{\psi_{cn}} + 1}, \quad (4.1)$$

де Z_n – паразитний опір приелектродної зони (електрод – тканина);
 ψ_{cn} – задана величина відношення сигнал/перешкода.

2. Коефіцієнт передачі й смуга частот ПБП вибирають з таким розрахунком, щоб за максимального розмаху корисного сигналу сумарні корисний сигнал і сигнали всіх видів перешкод не вийшли за межі лінійної ділянки ПБП із метою мінімізації викривлень величини сигналу.

Викривлення, внесені будь-якими підсилювачами, поділяють на лінійні й нелінійні. Лінійні викривлення виникають внаслідок залежності коефіцієнту передачі обладнання від частоти сигналу. Ці викривлення не змінюються за зміни амплітуди сигналу. Нелінійні викривлення залежать від амплітуди, але не залежать від частоти; вони пов'язані з нелінійністю амплітудної характеристики передачі підсилювача. При реєстрації біопотенціалів за допомогою самописних приладів виникають додаткові динамічні викривлення. Вони з'являються тоді, коли швидкість зміни амплітуди сигналу на вході вище часу перехідних процесів в обладнанні реєстрації. Такі викривлення пов'язані з обмеженнями швидкодії схем, тобто з обмеженнями в ділянці верхніх частот.

Реєстрація неспотвореної форми й спектра сигналу дозволяє зберегти максимальну діагностичну інформацію в корисному сигналі, особливо у тому випадку, коли заздалегідь не відомі інформативні ознаки сигналу. Однак збереження такого сигналу створює й низку серйозних труднощів для його реєстрації й наступного аналізу. На

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

практиці реєстрація сигналів у повному обсязі не завжди доцільна, особливо, коли відомі інформативні параметри. В цих випадках можливі значні викривлення сигналів, але за умови, щоб вони не вносили викривлення у вимірюваний параметр. Так, наприклад, у дослідницьких цілях реєстрація електрокардіосигналу проводиться в діапазоні частот від 0,05 до 800 Гц, для клінічних цілей – у межах від 0,1 до 100 Гц, а при реєстрації частоти серцевих скорочень – від 1 до 16 Гц. Нелінійні викривлення в 1-му випадку прагнуть зробити менше 1%, в 2-му – 5%, а в 3-му викривлення припустимі до 50%, аби тільки вони не викликали пропусків зайвих спрацьовувань вихідного формуючого обладнання.

3. Вхідні каскади ПБП будують з таким розрахунком, щоб забезпечити придушення найбільш істотних перешкод і мінімальний рівень власних шумів при досить простих схемотехнічних рішеннях.

Під перешкодами розуміють порівнянні з величиною корисного сигналу напруги, що має місце в потенціалах, які визначають за допомогою електродів. Завади за їхнім видом, походженням й впливом на параметри корисного сигналу можна розділити на адитивні й мультиплікативні.

Адитивні завади складаються із сигналів: вони вносять найбільшу похибку і з ними сутужніше всього боротися. Їх поділяють на синфазні (сигнал середнього рівня) і різницеві.

На поверхні тіла відносно Землі є присутнім напруга синфазної завади частотою 50 Гц, амплітуду й фазу якої можна вважати практично однаковою у всіх точках. Інфранизькочастотні синфазні завади створюються середнім рівнем поляризаційних потенціалів електродів, а середньочастотні – середнім рівнем біоелектричної активності сусідніх органів і шкірно-гальванічним рефлексом.

Ці ж причини можуть призвести до виникнення різницевих перешкод, миттєві значення яких на входах підсилювача однакові за величиною і протилежні за знаком. Різницеву перешкоду можуть створювати магнітні поля, що пронизують контур, утворені дротами, які з'єднують електроди з ПБП, а також сильні магнітні поля, що впливають безпосередньо на підсилювач.

Мультиплікативні завади змінюють параметр одного з елементів контуру передачі сигналу (наприклад, опору системи «шкіра – електроліт – електрод» при висиханні електроліту або при рухах пацієнта), міняють коефіцієнт передачі корисного сигналу, викликаючи появу модуляції корисного сигналу перешкодою.

Ще одна група перешкод пов'язана із властивостями ПБП. Оскільки в сучасних підсилювачах найчастіше використовують схеми на операційних підсилювачах (ОП), то складовими цієї групи є погрішності роботи ОП. До них відносять погрішності, що виникають через:

- нестабільність джерел харчування;
- температурний дрейф;
- неточності установки опорів;
- кінцеві величини коефіцієнта підсилення;
- кінцеві значення вхідних і вихідних опорів і т. п.

Рівень власних шумів ПБП визначаються шляхом розподілу величини вихідної шумової напруги при підключенні до входу ПБП замість джерела біопотенціалів резистора, однакового за величиною вхідному опору реального джерела сигналу на коефіцієнт передачі підсилювача для корисного сигналу. Основний внесок у шуми ПБП дають перші каскади посилення, тому іноді їх виконують на начіпних елементах, використовуючи польові транзистори або транзистори в мікрорежимі.

4.1. Узагальнені функціональні схеми підсилювачів біопотенціалів

Оскільки вимоги по смузі частот корисного сигналу, динамічному діапазону, коефіцієнту підсилення та іншим параметрам, характер перешкод і шумів при відведенні біопотенціалів за допомогою електродів подібні, то можна запропонувати узагальнену функціональну схему ПБП, придатну для побудови підсилювальних каналів апаратури, призначеної для більшості методів дослідження біоелектричної активності. Як правило, це підсилювачі «прямого посилення».

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

На рис. 4.1. наведено узагальнену схему підсилювального каналу, побудовану виходячи з функцій, які повинні бути виконані для забезпечення високої якості передачі корисного сигналу.

В окремих випадках реалізації ПБП якісь блоки можуть бути сполучені, але при проектуванні будь-якого високоякісного ПБП повинні бути врахованими функції всіх блоків, включених у цю схему.

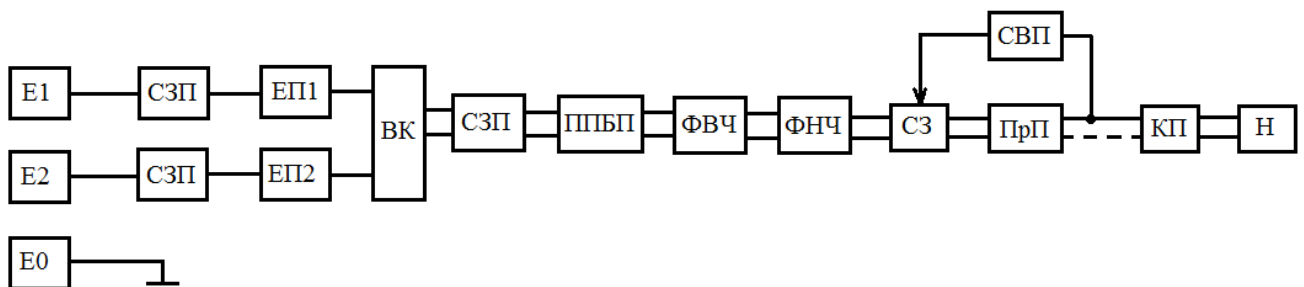


Рис. 4.1. Узагальнена схема підсилювального каналу:

Е – електроди (1, 2 – активні); *Е0* – індиферентний електрод; *ВК* – вхідне коло;

ЕП – електродні підсилювачі; *СЗП* – схема захисту від перевантаження;

ППБП – попередній підсилювач біопотенціалів;

ФНЧ – фільтр нижніх частот; *ФВЧ* – фільтр верхніх частот;

СЗ – схема заспокоєння; *ПрП* – проміжний підсилювач;

СВП – схема визначення перевантаження;

КП – кінцевий підсилювач з регулюванням положення нульової лінії.

4.2. Вимірювальні перетворювачі електричних параметрів

Апаратура для імпедансних і електроємнісних вимірів орієнтована на одержання специфічної інформації про фізіологічні процеси електричних параметрів, що виражаються у величинах біотоканін. Ці виміри залежно від мети розв'язуваного завдання проводять у різних частотних діапазонах. Постійний струм та інфранизькочастотний діапазон (до 10 Гц) найчастіше використовують при визначенні стану шкіряного покриву, включаючи

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

рефлекторні зони людини і БАК. Низькі й середні частоти знаходять застосування переважно при дослідженні функції легенів і параметрів серцево-судинної системи. Наприклад, відомі прилади для трансторакальної реоплетизмографії, реоенцефалографії й визначення венозного кровотоку, що працюють на частотах 4 кГц і 50 кГц. На високих частотах (до 0,5 МГц) проводять дослідження дихальної функції легенів, а при оцінці змін діелектричних властивостей тканин з появою новоутворень використовують частоти до 100 МГц і т. п. Відомі також методики, за реалізації яких зондування ділянки, що цікавить, здійснюється послідовно на декількох частотах. Здійснити вимір електричних параметрів дозволяють вимірювальні перетворювачі електричних параметрів (ВПЕП).

Відома велика кількість варіантів вимірювальних перетворювачів цього типу. Їх можна класифікувати за способами підключення до об'єкта дослідження, електричним параметром, який перетворюється в ВПЕП, параметром вихідного сигналу, який використовують для передачі інформації про вимірювану електричну властивість, схемотехнічним рішенням тощо [1-3, 7].

За способами підключення до об'єкта дослідження ВПЕП поділяють на **контактні і безконтактні**. **Контактні ВПЕП** використовують при імпедансних дослідженнях, і вони підключаються до біологічного об'єкта за допомогою електродів. **Безконтактні перетворювачі** характерні для електроємнісних методів дослідження, наприклад, для діелектрографії.

За електричним параметром, перетвореним в електричний сигнал, у ВПЕП розрізняють перетворювачі «опір – напруга» (ОН), «струм – напруга» (СН), «заряд – напруга» (ЗН) і перетворювачі генераторного типу (ГТ).

Вимірювальні перетворювачі опору і струму в напругу (ВПЕП_{ОН} і ВПЕП-ТН) призначено для одержання електричного сигналу, параметри якого пропорційні значенню вимірюваного опору або струму.

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

Перетворювачі заряду в напругу (ВПЕПеЗН) забезпечують одержання вихідної напруги, пропорційної електричному заряду, що попадає на їхній вхід.

Генераторні перетворювачі (ВПЕПеГТ) являють собою генератори напруг заданої форми (найчастіше використовують генератори синусоїдальної напруги), у яких один з елементів, від величини якого залежить частота (іноді амплітуда) напруги, що генерується, пов'язаний з об'єктом дослідження. Прикладом перетворювачів такого типу є генератор гармонійних сигналів з використанням коливального контура, ємність (або індуктивність) якого залежить від досліджуваних властивостей біологічного об'єкта.

За параметрами вихідного сигналу, використовуваного для передачі інформації про вимірювану електричну властивість об'єкта, розрізняють перетворювачі, у яких корисна інформація втримується в амплітуді, частоті або фазі – для безперервного сигналу, або в амплітуді, частоті повторення, кількості імпульсів за еталонний інтервал, часу затримки, тривалості імпульсу – для імпульсних сигналів.

Кожний тип перетворювача має багато варіантів схемотехнічних рішень. Найбільший інтерес серед них являють собою **мостові і потенціовимірювальні** схеми ІПЕП.

Мостові перетворювачі використовують як базові для вимірювання різних електричних властивостей об'єкта дослідження. Наприклад, при вимірюванні активного опору (або імпедансу) біотканини досліджувана ділянка біооб'єкту включається замість одного з резисторів у чотириплечовий резисторний міст. В іншому варіанті мостової схеми, принаймні, один із резисторів має бути змінним. Міст із його допомогою балансує, потім замість одного підключається невідомий опір і міст балансує знову. Відлік величини невідомого опору можна одержати за зміни опору змінного резистора.

4.3. Особливості проектування вхідних каскадів підсилювачів біопотенціалів

При реєстрації біопотенціалів виникає низка проблем, пов'язаних із особливістю будови й функціонування біооб'єкту: високий рівень перешкод у широкому діапазоні частот, який зазвичай «охоплює» частотний спектр досліджуваного сигналу й достатньо високий вихідний опір біооб'єкту. Значний внесок рівень перешкод вносять електроди, які реєструють, що в сукупності дає рівень перешкод на певній ділянці спектра вище, чим рівень корисного сигналу. Ці і низка інших особливостей біооб'єктів висувають особливі вимоги до проектування ПБП.

На рис. 4.2 показано варіант еквівалентної схеми взаємодії біооб'єкту через електроди E1 і E2 з ПБП. Для вирішення завдання синтезу схеми ПБП і розрахунку його параметрів зручно класифікувати завади стосовно амплітудно-частотних властивостей корисного сигналу і місця їхньою додатку стосовно біооб'єкту і ПБП.

Сам біооб'єкт стосовно ПБП генерує шуканий корисний сигнал e_i . Сигнали завади за своєю природою можуть бути перешкодою тільки для корисного сигналу. В інших дослідженнях ці сигнали можуть стати шуканими сигналами, а корисний сигнал – перешкодою. До електродів усі ці сигнали подаються через відповідні комплексні опори.

Друга група перешкод пов'язана із властивістю взаємодії біооб'єкта (в основному як електроліту) з електродами. Серед основних перешкод тут виділяють ЕРС поляризації електродів $e_{пол}$, напруга дрейфу $e_{др}$, напруга електричного шуму $e_{еш}$, напруга електромеханічного шуму $e_{емш}$.

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

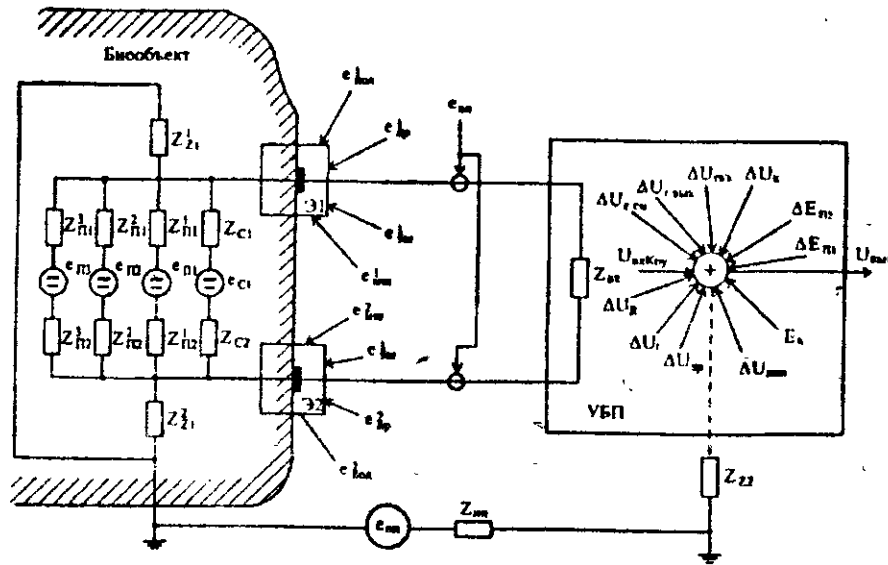


Рис. 4.2. Еквівалентна схема підключення біоб'єкта до ПБП із урахуванням перешкод

Третя група перешкод впливає на сполучні проведення між електродами й ПБП, яка названа умовно як ЕРС повітряних перешкод e_{en} .

Четверта група перешкод пов'язана із властивостями ПБП, і оскільки як ці підсилювачі використовують ОП, то й складові цих погрішностей є погрішностями роботи ОП:

- погрішності від нестабільності джерела харчування $\Delta E_{n1}, \Delta E_{n2}$;
- погрішність від температурного дрейфу ΔU_{op} ;
- погрішність від операційних підсилювачів ΔU_{ov} ;
- погрішність від напруги зсуву $\Delta U_{e_{cm}}$;
- погрішність від наявності вхідного струму ΔU_i ;
- погрішність від кінцівки коефіцієнта підсилення ΔU_k ;
- погрішність від вхідних і вихідних опорів ОП $\Delta U_{BX OV}, \Delta U_{VIX OV}$;
- динамічні погрішності роботи ОП $\Delta U_{дин OV}$.

При проектуванні ПБП із урахуванням наявних перешкод і параметрів біоб'єктів зазвичай прагнуть реалізувати наступні вимоги:

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

1. Вхідний опір підсилювача повинен бути за можливості не нижчим опору біооб'єкту з урахуванням опору електродів і приелектродного шару.

2. Коефіцієнт передачі ОП вибирається з таким розрахунком, щоб за максимального посилення корисного сигналу сумарні корисний сигнал і сигнали всіх видів перешкод при передачі на вихід підсилювача не вийшли за межі лінійної ділянки.

3. Вхідні каскади ПБП будують з таким розрахунком, щоб забезпечити придушення найбільш істотних перешкод при досить малих схемотехнічних рішеннях.

Стосовно входів ПБП завади класифікують як синфазні і диференційні (поздовжні і поперечні), причому синфазні завади зазвичай вищі корисного сигналу e_n . Наприклад, ЕРС електрокардіосигналу орієнтовно у 800 разів менше напруги поляризації хлорсрібних електродів, а спадання напруги від блукаючих «земляних» струмів на різних опорах і при видаленні від двох точок заземлення на відстань близько 500 м може досягати 10–15 В. Ці особливості взаємодії з біооб'єктом зорієнтували розробників електронної медичної апаратури на застосування у вхідних каскадах ПБП підсилювачів з високим коефіцієнтом придушення синфазних перешкод.

При проектуванні вхідного каскаду за схемою придушення синфазних перешкод диференційним підсилювачем можна керуватися наступною схемою розрахунку.

1. Розрахувати сумарну вхідну напругу $U_{\text{вх1}}$, несинфазної напруги E_{n1} й корисного сигналу E_c з урахуванням захисту вхідних ланцюгів екраном $U_{\text{вх1}} = E_{n1} + E_c$.

2. Розрахувати величину вхідної напруги $U_{\text{вх1}}$ від синфазних перешкод E_{n2} з урахуванням обраного коефіцієнта посилення K_y :

$$U_{\text{вх1}} = E_{n2} / K_y .$$

3. Розрахувати вихідну перешкоду $U_{\text{вх2}}$ від погрішності побудови ПБП.

4. Розрахувати вхідну напругу $U_{\text{вх2}}$ від джерел, підключених до ПБП як джерела синфазного сигналу, але які дають несинфазну

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

перешкоду (нерівномірне висихання електродної пасти, шуми від механічних зсувів електродів і т. п.).

5. Вибрати коефіцієнт передачі ПБП K_{oy} із умови:

$$U_{вих1} + U_{вих2} + (U_{вх1} + U_{вх2})K_{oy} \leq (0,5 \div 0,9)U_{вих}^{огг}, \quad (4.2)$$

де $U_{вих}^{огг}$ – напруга насичення ПБП.

6. При утрудненні у виконанні останньої нерівності необхідно вибрати схему з більшою величиною коефіцієнта підсилення. За великої і стійкої складової завади можна включати ланцюги компенсації постійної складової.

7. Побудувати спектральні й амплітудно-частотні характеристики сигналу завади й корисного сигналу для вихідної напруги вхідного каскаду.

8. За необхідності вибрати й розрахувати фільтри придушення перешкод.

9. При недостатньому посиленні вхідного сигналу отриманими схемами вибрати й розрахувати схему додаткової підсилювальної ланки.

Вихідні дані про величини імпедансів біооб'єктів і електродів, а також дані про величини ЕРС корисного сигналу і завади можна одержати експериментально і на основі відповідних літературних джерел.

Табл. 4.1 Амплітудно-частотні характеристики деяких електрофізіологічних сигналів

Тип сигналу	Величина ЕРС	Частотний діапазон, Гц
ЕКГ	1–5 мВ	0,05–75
ЕЕГ	10–150 мВ	0,5–50
ЕМГ	до 1 мВ	до 2000
ЕРС БАК	Характерні величини 50 – 60 мВ, у патології зниження до нуля або підйом до 100 мВ	0–0,01

Розділ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

У табл. 4.1. наведено деякі дані по амплітудно-частотних характеристиках деяких електрофізіологічних сигналів, причому багато дослідників БАК наводять дані про те, що при вимірюванні величини ЕРС БАК інформативність одержуваних даних падає при навантаженні з боку вимірювальних трактів. Тому рекомендовано використовувати високоомне електронне обладнання.

Контрольні питання та завдання

1. Які вимоги пред'являються до ПБП?
2. Які завади в ПБП ви знаєте?
3. Нарисуйте узагальнену схему ПБП. Поясніть рисунок.
4. Які вимірювальні перетворювачі електричних параметрів Ви знаєте?
5. Якою схемою розрахунку необхідно користуватися при проектуванні вхідного каскаду ПБП?
6. Які АЧХ електрофізіологічних сигналів Ви знаєте?

Частина II. СЕНСОРИ

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

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 обов'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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

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 увагу. 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 запаху в людини становить $4,8 \text{ см}^2$, у собаки – 130 см^2 , у кролика вони розташовані на всій поверхні тіла.

Сенсор – це перетворювач однієї 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 призначена 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.

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

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) односпрямованість 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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

багатофункціонального 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 використовуваним 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 людини є: зір, слух, смак, нюх, дотик – їм відповідають певні органи чуттів (око, ніс, і т. п.). Головний мозок відповідає ЕОМ (мікропроцесору), далі впливають виконавчі органи – ноги, руки та інші органи.

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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

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

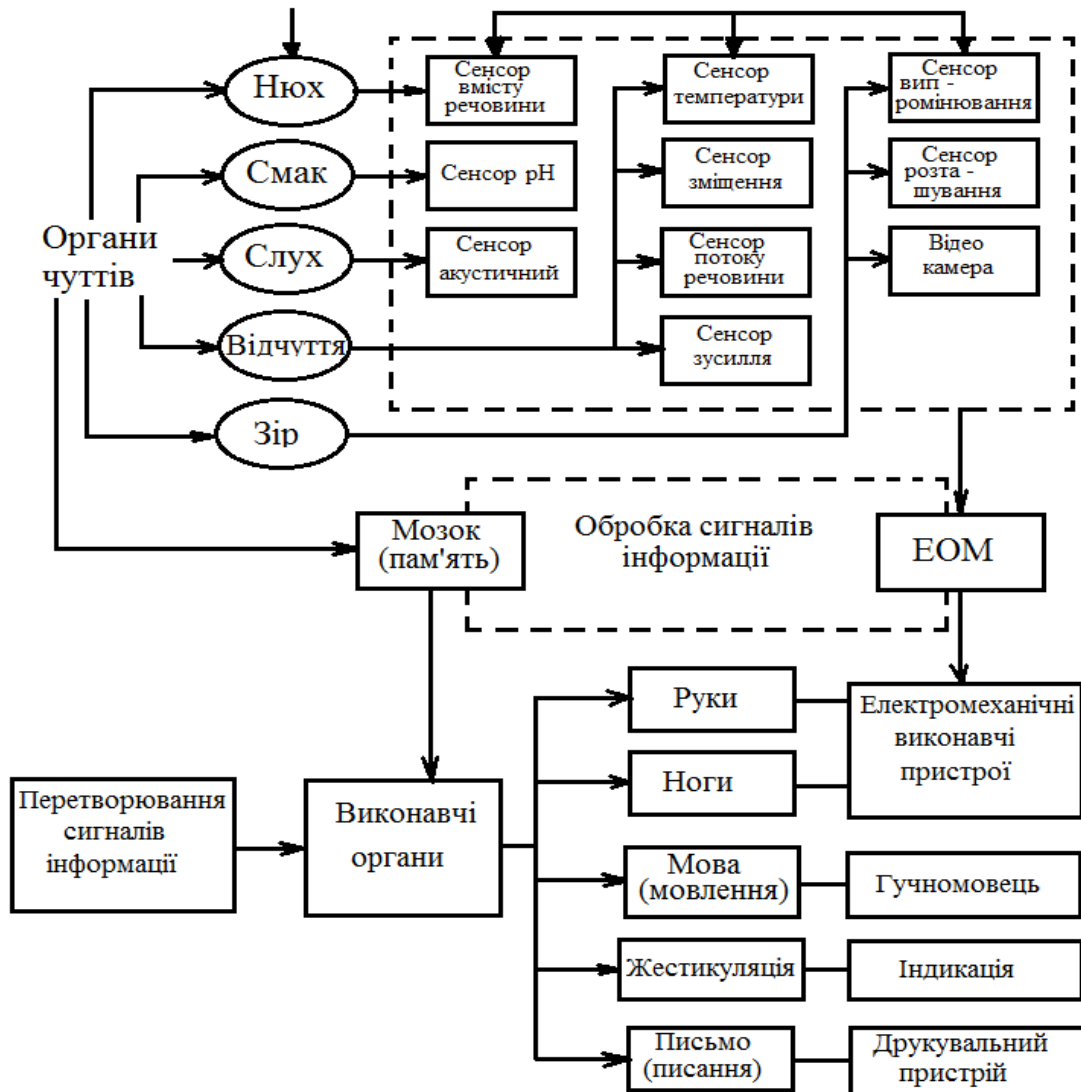


Рис. 5.1. Аналогія між процесами одержання, обробки і перетворення сигналів у біологічних (люди) і технічних системах

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

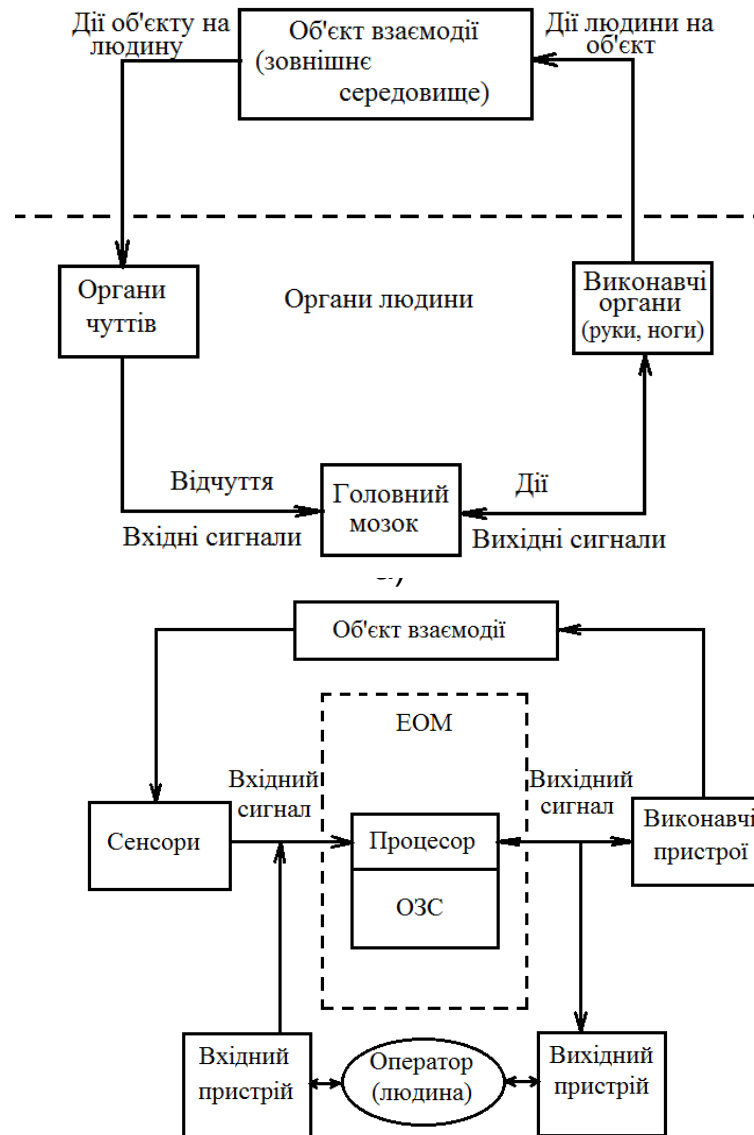


Рис. 5.2. Спрощені моделі систем, які відображають загальні риси, основні елементи й виконувані функції: а – людини; б – технічної автоматичної системи.

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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

5.1. Фізичні явища і перетворення енергії, які використовують

У сенсорах існує багато явищ і ефектів, видів перетворення інформації, властивостей речовини та енергії, які можна використовувати для створення сенсорів. В табл. 5.1. наведено деякі фізичні явища і види перетворення енергії, які використовують для створення сенсорів, а в таблиці 5.2. – перелік деяких фізико-технічних ефектів і властивостей та побудованих на їхній основі сенсорів. На сьогодні відомо понад 3 000 таких ефектів.

Табл. 5.1. Фізичні явища і види перетворення енергії, які використовують 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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Продовження табл. 5.1

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-п – переході, який опромінюється світлом
Ефект фотопровідності (світло – електричний опір)	Зміна електричного опору напівпровідника при його опромінюванні світлом
Ефект Зеємана (світло, магнетизм – спектр)	Розщеплення спектральних ліній при проходженні світла в магнітному полі
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

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

	речовині з прикладеною до неї електричною напругою в напрямі, перпенди-кулярному до напрямку променя
--	--

Закінчення табл. 5.1

Ефект Фарадея (світло та магнетизм – світло)	Повернення площини поляризації лінійнополяризованого світлового променя, який проходить 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 напрямку 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 під тиском
Ефект Доплера (звук та світло — частота)	Зміна частоти при взаємному переміщенні об'єктів порівняно з частотою, коли ці об'єкти нерухомі
Ефект Мейснера (магнітне поле та температура — зміна намагніченості)	Витискання магнітного поля з товщі провідника при переході його від нормального стану до надпровідного

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Табл. 5.2. 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), сенсори вібрації
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.

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

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 поляризаційним електродом.

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 виході сенсора.

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

5.2. Різновиди і особливості фізичних величин

Фізична величина – це загальноприйнята або встановлена законодавчо характеристика деякої якості або деяка якість, загальна в якісному відношенні для багатьох матеріальних (фізичних) об'єктів (фізичних систем, їхніх станів і процесів, які в них відбуваються), але індивідуальна для кожного матеріального об'єкта в кількісному відношенні.

Поняття фізичної величини належить до фундаментальних понять метрології, тому що воно є суттю кількісної оцінки результатів вимірів. Фізичну величину вимірюють виявленням ефекту, який є

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

результатом її дії на чутливий перетворюючий елемент сенсора. Цей ефект перетворюється в іншу фізичну величину, яку визначають як сигнал вимірювальної інформації. Тому щоб виміряти фізичну величину, потрібно мати об'єкт із якістю, яку відображає вимірювана фізична величина, і засіб виміру цієї фізичної величини з обраною шкалою й системою одиниць.

Фізичні величини, які визначають незалежно одна від іншої, називаються *основними величинами системи фізичних величин*. Їх є 7: довжина, маса, час, температура, електричний струм, сила світла і кількість речовини. Інші фізичні величини визначаються через основні і тому їх називають *похідними величинами системи фізичних величин*.

Між фізичними величинами існують зв'язки (залежності), які можна виражати математичними формулами, які, у свою чергу, використовують для відображення законів природи.

Для забезпечення єдності вимірів, тобто для забезпечення можливості порівняння результатів вимірів однієї й тієї ж фізичної величини, одиниці фізичних величин установлюють за певними правилами і їх закріплюють законодавчо.

Одиниця фізичної величини – це фізична величина постійного розміру, яка відображається відповідним числом і служить для кількісного вираження значень однорідних з нею фізичних величин.

Величина одиниці фізичної величини – це кількісна характеристика, тобто кількісний зміст одиниці фізичної величини в зазначеному матеріальному об'єкті, як його властивості. Величина одиниці фізичної величини відтворюється спеціальними технічними засобами – еталонами й заходами.

Розмірність фізичної величини – це певне співвідношення основних фізичних величин, яке не залежить від вибору одиниці, тобто це вираження, яке відображає зв'язок фізичної величини з основними фізичними величинами системи фізичних величин.

Фізичні величини умовно поділяють на **інтенсивні** та **екстенсивні**.

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Інтенсивна фізична величина – це якість матеріального об'єкта, яка проявляється в співвідношеннях еквівалентності й порядку. Наприклад, такі властивості об'єктів, як теплота, твердість, м'якість, вологість можна характеризувати як «твердіше – м'якше», «тепліше – холодніше», «вологіше – сухіше» завдяки конкретним числовим значенням. До інтенсивних величин належать також відносні величини (відносини однорідних величин). Замість терміна «інтенсивна фізична величина» часто використовують терміни «параметр» і «фактор».

Екстенсивна фізична величина – це якості матеріального об'єкта, які проявляються у відносинах еквівалентності, порядку і адитивності. Це, наприклад, маса, тиск, довжина. Замість терміна «екстенсивна фізична величина» часто використовують термін «параметр».

Дискретні фізичні величини змінюються в часі й/або в просторі так, що між початковим і кінцевим (на деякому інтервалі) їхніми значеннями утримується тільки кінцева кількість їх проміжних значень.

Квантування фізичної величини – це поділ її рівновіддаленими мітками на інтервали (кванти) однакового розміру.

Природньо-квантована фізична величина – це фізична величина, розділена на кванти природнім чином (наприклад, електричний заряд, маса, енергія світла).

Штучно-квантована фізична величина – це фізична величина, розділена штучно на деякі однакові за розміром кванти або інтервали з відомими абсолютними й відносними значеннями (наприклад, інтервал часу, розділений рівновіддаленими в часі короткими імпульсами, довжина лінійки з рівновіддаленими мітками).

На вхід сенсора завжди діє деяка кількість фізичних величин. Одну з них (або декілька, якщо сенсор багатфункціональний), яку сенсор перетворить у вимірювальний вихідний сигнал і яка також є фізичною величиною, називають **вимірюваною, або перетвореною, тобто інформативною фізичною величиною**. Інші

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

фізичні величини, які діють на сенсор, називають *фізичними величинами, що впливають*. **Фізична величина, що впливає**, – це

фізична величина, яка впливає на результат виміру (перетворення), але яка не є вимірюваною (перетвореною) величиною.

Фізичні величини розділяють також на **адитивні** й **неадитивні**, використовуючи такий поділ для математичного опису моделі взаємодії сенсорів з об'єктом.

Адитивні фізичні величини – це такі фізичні величини, які за певних обставин можуть бути підсумовані експериментально, наприклад, маса, електричний струм.

Неадитивні фізичні величини – це такі фізичні величини, розміри (значення) яких не можуть бути експериментально підсумованими, а їхні наближені моделі відтворюються з використанням різних вимірювальних перетворень і шкали фізичних величин.

5.3. Вимірювання і перетворення фізичних величин

Процедура вимірювання – це послідовність вимірювальних операцій, яка забезпечує вимірювання відповідно до обраного методу.

Основні вимоги до вимірювання:

- єдність функцій і мети вимірювання;
- спільність засобів одержання первинної інформації про властивості об'єктів вимірів безпосередньо від самих об'єктів;
- спільність основних етапів підготовки до вимірювання;
- єдність методології визначення ступеню досягнення мети.

Загальна функція вимірювання полягає в одержанні на числовій осі абстрактного відображення числом, математичним поняттям реальної властивості об'єкта в реальних умовах його функціонування.

Принцип вимірювання – це фізичне явище, покладене в основу вимірювання (наприклад, вимір температури тіла за зміни його розміру).

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Основним етапом підготовки до вимірювання є вибір методу вимірювання, виду й типу засобу вимірювання, які дають можливість за мінімальних витратах із необхідною точністю перетворити

значення вимірюваної фізичної величини у вихідний сигнал сенсора, а далі перетворити цей сигнал у сукупність чисел, яка відображає властивість об'єкта, яку вимірюють.

Операція, яка забезпечує відображення розміру вхідної фізичної величини, яка перетворюється, розміром вихідної фізичної величини, яка функціонально пов'язана із вхідною, називається **вимірювальним перетворенням**, а технічне обладнання, виконане з використанням деякого фізичного принципу й призначене для одного вимірювального перетворення – **вимірювальним перетворювачем**.

Принцип перетворення – це фізичний ефект або сукупність фізичних ефектів, на якому (яких) засноване перетворення.

Вимірювальні перетворення розділяють на перетворення зі зміною і без зміни роду фізичної величини. Вимірювальні перетворення бувають **лінійні і нелінійні**. Використання вимірювальних перетворювачів є єдиним методом практичної побудови засобів вимірювання, які розглядають як функціонально закінчені технічні обладнання, за допомогою яких вирішують конкретні завдання. Своєю чергою, вимірювальні перетворювачі, які є елементами засобів вимірів, може бути також функціонально закінченим технічним обладнанням.

Технічний засіб перетворення фізичної величини (або вимірювальний перетворювач, сенсор) – це засіб вимірювальної операції (вимірювального перетворення), який реалізує задану залежність між інформативними параметрами вихідного і вхідного сигналів (фізичних величин), формує сигнал вимірювальної інформації, зручний для подальшого використання, але не придатний для безпосереднього сприйняття оператором [5].

Сенсор має безпосередній інформаційний контакт із вимірюваною фізичною величиною, яка вважається такою для засобу виміру в цілому, і найчастіше, перетворює неелектричні

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

фізичні величини, кількість яких значно перевищує кількість електричних фізичних величин.

Методи перетворення фізичних величин і вимірювальні засоби (обладнання й перетворювачі) умовно поділяють на **аналогові** і **цифрові**.

Аналогове вимірювальне перетворення – це вимірювальна операція, за якої вхідна фізична величина перетворюється в аналогову (безперервну) вихідну, величина якої функціонально пов'язана з величиною вхідної фізичної величини. Найчастіше при цьому результатом вимірювального перетворення є інформативний параметр сигналу, величина якого відображає значення перетвореної фізичної величини.

Аналоговий сигнал містить більше інформації, ніж цифровий. Однак цифровий сигнал більш зручний для подальших перетворень. Це дає можливість максимально використовувати й суттєво поліпшити динамічні властивості засобів вимірів і вимірювальних перетворювачів, що особливо важливо у випадку вимірювання й перетворення швидко мінливих у часі фізичних величин.

Аналогові методи перетворення фізичних величин забезпечують доступність використання у вимірювальній техніці великої кількості різноманітних фізико-технічних ефектів. Нерідко аналогові методи є єдиною можливістю сприйняття й перетворення фізичної величини. Тому ці методи засновані на використанні безперервних фізичних процесів, які широко використовують у вимірювальній техніці, особливо у сенсорах.

У цифрових вимірюваннях числове значення виробляється у вимірювальному обладнанні або виводиться з нього за рахунок використання операцій з числами (дискретними сигналами). За цифрового методу інформацію (дискретні значення сигналів) обробляють послідовно в часі, тривалість обробки швидко зростає при підвищенні вимог до точності.

Цифрові методи відображення вимірюваних величин більш точні, чим аналогові. Тому вибирати той або інший метод вимірювання необхідно в кожному конкретному випадку на основі аналізу, виконаного з урахуванням усіх вимог і обмежень.

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Помилка перетворення (як і помилка вимірювання) може бути обумовлена недосконалістю методу перетворення, способів перетворення й попередньої обробки сигналів виміральної інформації в вимірчо-перетворюючому блоці інформаційної частини сенсора.

Методологічно поява помилки перетворення фізичної величини пояснюється наступними причинами:

- неможливістю точно й вичерпно охарактеризувати об'єкт, створивши його точну фізичну й математичну моделі;
- випадковим впливом зовнішніх факторів, які неможливо повністю виявити, оцінити, врахувати й (або) усунути;
- обмеженістю точності перетворень малих значень фізичних величин через обмежену точність перетворюючих елементів.

На результати перетворення суттєво впливають не тільки особливості взаємодії сенсорів з полем фізичної величини, але й інерційні властивості сенсорів, причому це може відбуватися як за контактного, так і за безконтактного перетворень. Однак, за безконтактного перетворення помилок від взаємодії значно менше, ніж за контактного.

Підвищення вимог до точності перетворень сенсорами фізичних величин забезпечують розробкою оптимальних алгоритмів перетворень та їхнім математичним моделюванням.

Розділ 5. ПОНЯТТЯ ПРО СЕНСОРИ І ОСОБЛИВОСТІ ЇХНЬОГО ФУНКЦІОНУВАННЯ

Контрольні питання та завдання

1. Перелічіть основні ознаки вимірювання.
2. У чому полягає основна функція вимірювання?
3. Що собою являють принципи перетворення і вимірювання?
4. Що означає технічний засіб перетворення фізичної величини?
5. Що таке аналогове вимірювальне перетворення?
6. Які вимірювальні перетворення ви знаєте?
7. У чому полягає фізична сутність перетворення для сенсора?
8. Що мають на увазі під алгоритмом перетворення сенсором?
9. Що таке фізична величина?
10. Назвіть основні фізичні величини системи фізичних величин.
11. Дайте визначення:
 - одиниці фізичної величини;
 - розмірності фізичної величини;
 - значення фізичної величини.
12. Що таке *інтенсивна й екстенсивна фізична величина*?
13. Що таке *адитивна й неадитивна фізична величина*?
14. Наведіть визначення сенсора.
15. Перелічіть основні складові частини сенсора.
16. Перелічіть основні якості сенсорів як перетворювачів.
17. Наведіть спрощені моделі біологічної і технічної систем, які відображають їхні загальні риси, основні елементи і виконувані функції.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Для всіх живих організмів існує свій певний рівень координації й регуляції, який забезпечує необхідний зв'язок між стимулом і реакцією. Людина, як і увесь тваринний світ, має дві різні, але взаємозалежні системи координації – нервову й ендокринну. **Нервова система** діє дуже швидко. Її ефекти чітко локалізовані, а в основі її діяльності лежить електрична і хімічна передача. **Ендокринна система** діє більш вільно, її ефекти мають дифузійний характер, а в основі її дії лежить хімічна передача сигналу через систему кровообігу.

Нервова система складається з високодиференційованих клітин, функція яких полягає в тому, щоб сприймати інформацію, кодувати її у формі електричних імпульсів і передавати (нерідко на значні відстані) іншим диференційованим клітинам, здатним реагувати відповідним чином.

У багатоклітинних тварин уся сенсорна інформація сприймається видозміненими нервовими клітинами, які називають **рецепторами**. Сприйнята рецепторами інформація передається ефекторним клітинам і викликає їхню реакцію, певним чином пов'язану зі стимулом. Зв'язок між рецепторами й ефекторами здійснюють провідні клітини нервової системи й нейрони. Вони є основними структурними й функціональними елементами нервової системи і їхні розосереджені відростки пронизують увесь організм, утворюючи складну систему зв'язків.

Нервові сигнали передаються по нейронах у вигляді електричних імпульсів, які впливають на скорочення м'язів і секреторну активність залоз. Про це було відомо вже понад 200 років тому. Однак механізм виникнення й поширення цих імпульсів було з'ясовано тільки 50 років тому, коли було виявлено гігантські аксони кальмара товщиною близько 1 мм. Вони інвертують мускулатуру мантиї й викликають її швидке скорочення, коли тварині

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

необхідно рятуватися від ворога. На рис. 6.1 показано обладнання, що використовується на сьогодні для вивчення електричної активності нейронів [1,7].

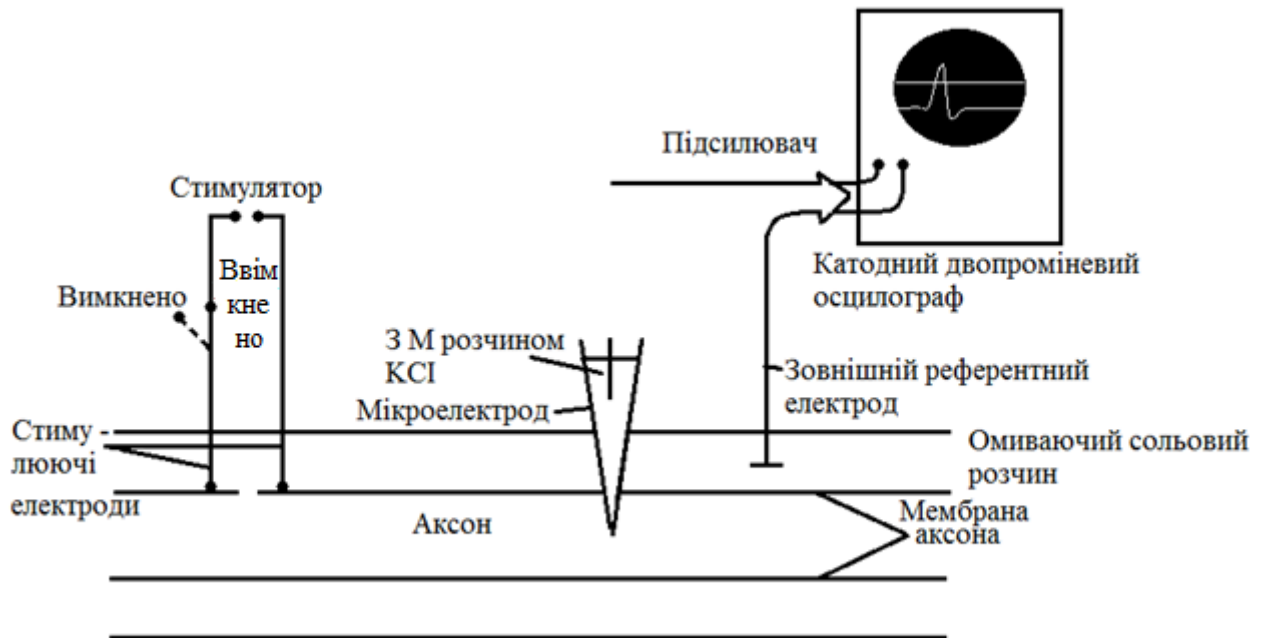


Рис. 6.1. Схема системи реєстрації електричної активності аксона

Найважливішу його частину являє собою скляна мікротрубочка, витягнута на кінці в капіляр діаметром близько 5 мкм і заповнена розчином, що проводить електричний струм. Цей мікроелектрод вводять в аксон, а другий електрод, що має вигляд маленької металевої пластинки, поміщають у сольовий розчин, який обмиває досліджуваний нейрон. Електроди з'єднані з підсилювачем, що замикають ланцюг. Сигнал, посилений десь у 1000 разів, передається на 1 двопроменевий осцилограф. Стимулятор подає струм, який збуджує потенціал дії аксона. Усі переміщення здійснюють за допомогою мікроманіпулятора – спеціального обладнання, яке дозволяє з великою точністю регулювати положення мікроелектрода.

Коли датчик мікроелектрода проходить через плазматичну мембрану аксона, промені осцилографа розходяться. Відстань між променями показує різницю потенціалів між двома електродами. Ця

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

різниця називається *потенціалом спокою* аксона й становить для всіх відомих вимірювання величину порядку 65 мВ.

Скоординована діяльність організму заснована на невинному одержанні інформації із зовнішнього й внутрішнього середовища. Якщо який-небудь сигнал викликає зміну поведінки тварини, він називається **стимулом (подразником)**. Спеціальні клітини, які сприймають стимули, називають **рецепторами**. Рецептор найпростішого, найбільш примітивного типу, складається з однієї неспеціалізованої нервової клітини – первинного сенсорного нейрона, периферичне закінчення якого здатне сприймати подразнення й виробляти нервовий імпульс, який направляється в мозок. Прикладом можуть служити шкірні механорецептори. Більш складні рецептори називають **вторинними сенсорними клітинами** і являють собою видозмінені епітеліальні клітини, здатні сприймати стимули. Ці клітини утворюють синапси з відповідними сенсорними нейронами, які передають імпульси в мозок. Найбільш складними рецепторами є органи чуття, які складаються з великої кількості чутливих клітин. Прикладом складності, якої досягають органи чуття, може служити будова ока. У ньому є вторинні сприймаючі клітини двох типів: палички й колбочки, дуже велика кількість нейронів і ціла низка допоміжних структур, таких як кришталік і райдужна оболонка. Допоміжні структури часто виконують подвійну функцію – запобігають дії сторонніх стимулів і підсилюють дію необхідного стимулу.

Залежно від розміщення в тілі й характеру сприйнятих стимулів усі рецептори поділяють на три типи:

1) **екстерорецептори**, які реагують на стимули, що надходять із зовнішнього середовища (наприклад, вухо, яке сприймає звуки);

2) **інтерорецептори**, що сприймають стимули, надходять із внутрішнього середовища організму (наприклад, рецептори сонних артерій, які реагують на зміну кров'яного тиску й зміст CO₂ у крові);

3) **пропріорецептори** – відповідають за стимули, пов'язані з положенням і рухом частин тіла і скорочень м'язів.

У таблиці 6.1. наведено схему класифікації рецепторів, яка заснована на природі сприйнятих ними стимулів.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Таблиця 6.1. Типи рецепторів і сприйняті ними стимули

Тип рецепторів	Енергетична природа стимулу	Тип стимулу
Фоторецептори	Електромагнітна	Світло
Електрорецептори	Електромагнітна	Електрика
Механорецептори	Механічна	Звук, дотик, тиск, гравітація
Терморецептори	Теплова	Зміна температури
Хеморецептори	Хімічна	Вологість, запах, смак

Тварини сприймають стимули у вигляді одного з видів енергії, наведених у табл. 6.1. Структури, які перетворюють енергію подразника в електричні сигнали, що виникають в аксонах, називають перетворювачами, і в цьому сенсі рецептори діють як **біологічні перетворювачі**.

Усі рецептори, які перетворюють енергію стимулу, кодують різноманітні стимули в нервові імпульси, які передаються в мозок, де вони розшифровуються й використовуються для вироблення необхідної реакції. Характер цієї реакції, її величина і тривалість перебувають у прямій залежності від природи стимулу.

Механізм перетворення. Усі рецепторні клітини є збудливими й, подібно до нейронів і м'язових волокон, можуть відповідати на відповідні стимули швидкою зміною електричних характеристик. Під час відсутності подразника вони здатні підтримувати потенціал спокою, але за стимуляції їхній мембранний потенціал змінюється.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Нижче наведено дані про механізм перетворення рецепторних сигналів на прикладі рецепторних клітин м'язових веретен і шкірних механорецепторів – тілець Пачіні:

1) рецепторний потенціал виникає в результаті того, що під дією стимулу зростає проникність мембрани сенсорної клітини для іонів Na^+ і K^+ , які переміщуються в напрямку їхніх електрохімічних градієнтів;

2) величина рецепторного потенціалу змінюється залежно від сили подразника;

3) коли рецепторний потенціал досягає певної граничної величини, він збуджує потенціал дії, який поширюється в сенсорному нервовому волокні, яке відходить від рецептора – рис. 10.2.

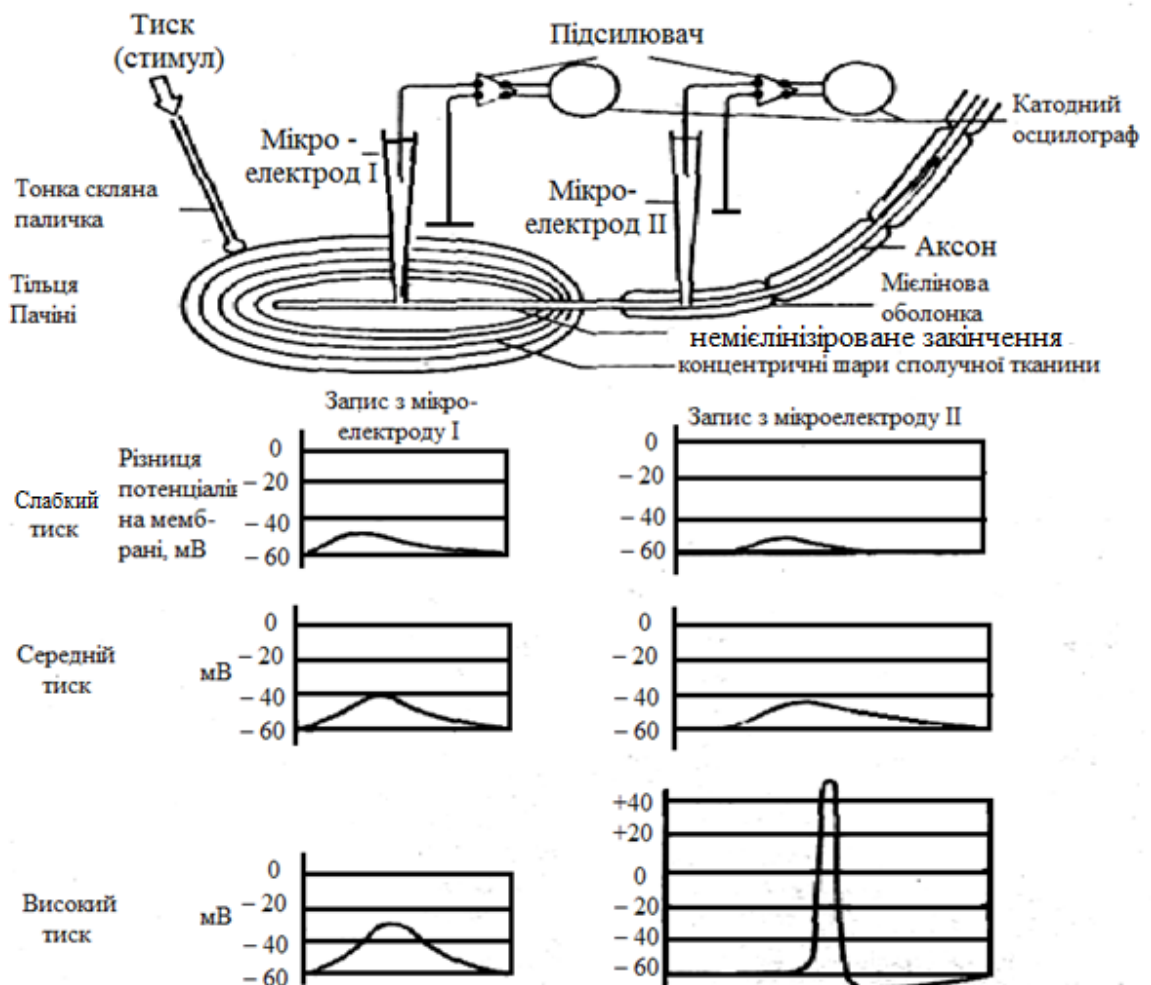


Рис. 6.2. Схема реєстрації електричної активності рецепторних клітин м'язових веретен і шкірних механорецепторів

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Запис електричної активності здійснюється за допомогою двох мікроелектродів 1 і 2. Мікроелектрод 2 вводиться в закінчення аксона сенсорного нейрона, який перебуває в середині тільця Пачіні. Натискання тонкою скляною паличкою, яка діє як стимул, викликає на закінченні аксона локальний рецепторний потенціал. Цей потенціал у міру збільшення тиску зростає й, досягнувши певної граничної величини, збуджує в сенсорному нейроні потенціал дії.

6.1. Будова й функції рецепторів

У тваринному світі існує велика різноманітність у будові й функціях рецепторів. Найбільш примітивним типом рецепторів є **механорецептори**. Вони сприймають різноманітні механічні стимули, такі як **тиск, сила ваги, переміщення і вібрація**.

Тиск і торкання. Відмінність між торканням і тиском є лише кількісною, і сприйняття цих стимулів залежить від розміщення рецепторів у шкірі. Рецептори торкання чутливі до слабкого тиску, розміщені близько до поверхні шкіри і являють собою численні найтонші вільні закінчення сенсорних нейронів (первинних сенсорних клітин). Вони можуть прикріплюватися до волосків у волосяних фолікулах і реагують на деформацію шкіри або волоска. Рецептори торкання зосереджені в певних частинах тіла й обумовлюють підвищену чутливість цих ділянок. Наприклад, кінчик язика може розрізнити 2 стимули, розділені відстанню всього 1 мм, тоді як у середині спини це можливо тільки в тому випадку, коли відстань між точками, які подразнюються, становить не менше 60 мм.

За сприйняття торкання відповідають також спеціалізовані рецептори, які називають **тільцями Мейснера**, вони складаються з одного звитого нервового закінчення, покладеного в капсулу, що заповнена рідиною.

У шкірі, суглобах, сухожиллях і м'язах перебувають **тільця Пачіні**, які складаються із закінчення одного нейрона, оточеного з'єднуючими пластинками. Ці рецептори реагують на тиск.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Вважається, що у всіх рецепторах, які сприймають тиск і торкання, рецепторний потенціал виникає в результаті деформації клітинної мембрани, що призводить до підвищення її проникності для іонів.

М'язове веретено. У м'язах ссавців, амфібій, ракоподібних і комах є спеціалізовані пропріорецептори, які називають *м'язовими веретенами*. Вони діють як рецептори розтягання у всіх процесах, пов'язаних з регулюванням м'язового скорочення. М'язові веретена виконують 3 головні функції, одна з яких є статичною, а 2 інші – динамічними. Отже, вони:

1) посилають у ЦНС інформацію про положення і стан м'язів і пов'язаних з ними структур (статична функція);

2) рефлекторно підсилюють скорочення м'яза і цим усувають його подовження при збільшенні розтягувальної напруги (динамічна функція);

3) змінюють напругу м'яза й «набудовують» її на нову довжину (динамічна функція).

Терморецептори. У тварин є 2 типи рецепторів, які зазвичай вважають відповідальними за температурну чутливість. Вважається, що на тепло реагують **тільца Руфіні**, а на холод – **колбочки Краузе**. Однак основними температурними рецепторами шкіри, швидше за все, є численні нервові закінчення – рис. 11.1.

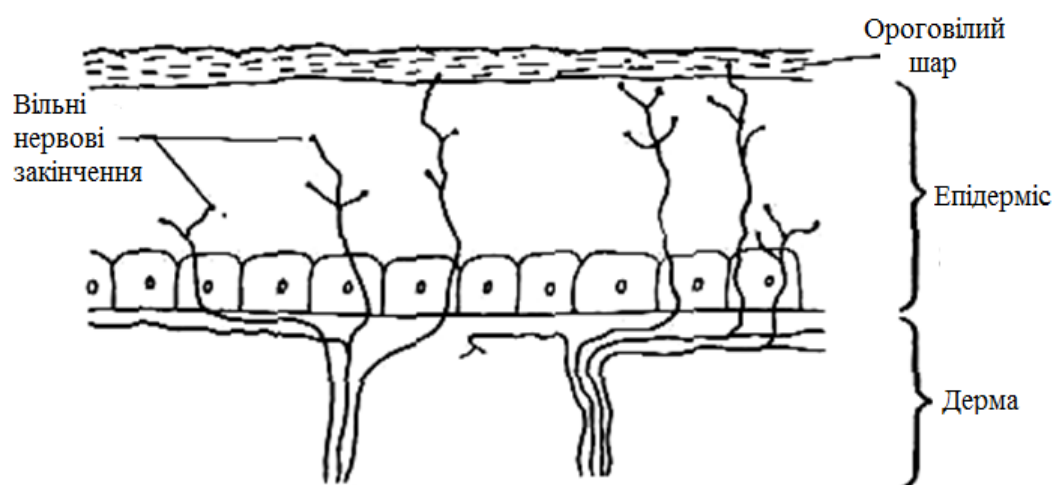


Рис. 6.3. Вільні нервові закінчення, які реагують на температуру

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Хеморецептори. Відчуття смаку й запаху пов'язані з дією хімічних речовин, які збуджують специфічні хеморецептори і мають важливе значення в харчуванні, уникненні небезпеки, формуванні поведінки й тощо.

Смак. Багато відчуттів, які сприймаються як смакові, у дійсності обумовлені подразненням як рецепторів смаку, так і нюху. Якщо людина із зав'язаними очами й затиснутим носом (щоб хімічні подразники не діяли на орган нюху), буде жувати грушу або цибулю, то навряд чи зможе їх розрізнити. Це свідчить про малу чутливість смакових рецепторів. Смакові подразники взаємодіють зі специфічними молекулами, які перебувають у мікроворсинках сенсорних клітин, занурених у бокалоподібні отвори – смакові горбки, розташовані на верхній і бічній поверхнях язика.

Існує 4 типи смакових відчуттів; нерівномірний розподіл рецепторів, які їх сприймають можна продемонструвати, якщо нанести на різні ділянки язика різні речовини: солодку (сахарин), кислу (слабку кислоту), солону (морську сіль) і гірку (хінін). Дотепер не вдалося знайти будь-яку кореляцію між хімічною будовою речовин та їхнім смаком. Вважають, що рецепторний потенціал виникає в рецепторній клітині під дією речовин, які проникають через її мембрану або тих, які взаємодіють з рецепторними молекулами на поверхні цієї мембрани. Для стимуляції смакових рецепторів потрібні більш високі концентрації речовин, чим для стимуляції рецепторів нюху.

Нюх. Нюхові відчуття мають більшу гостроту, чим смакові, і викликаються пахучими речовинами, які перебувають у повітрі. Ці речовини розчиняються в слизу і стимулюють нюхальний епітелій, який розміщується у верхній частині носової порожнини. У кожній половині носа є нюхова ділянка площею близько 2,5 мм² із клітинами 3-х типів.

У 1963 р. Аморс висунув стереохімічну теорію нюху, відповідно до якої існує взаємозв'язок між властивостями рецепторних молекул, які перебувають на віках нюхальних клітин, і конфігурацією й розмірами молекул пахучих речовин. Він припустив, що існує 7 запахів, таких як гнильний, гострий, солодкий і т. п., кожному з яких

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

відповідають свої специфічні рецептори. Усього можна розрізнати близько 10 000 запахів, що, на думку Аморса, пов'язано з різним ступенем стимуляції рецепторів тих або інших типів. Найсильніші нюхові відчуття викликають речовини, розчинені у воді і жирах.

Смак і нюх у комах. Органи смаку в комах мають винятково високу чутливість і досить добре вивчені. Ці органи – **смакові волоски**, які розміщені на вусиках, на максиллярних і губних щупальцях, і на лапках. Вони являють собою порожнисті утворення, які містять закінчення сенсорних нейронів, і чутливі як до хімічних речовин, так і до механічних впливів.

У мухи є смаковий рефлекс, який полягає у витягуванні хоботка, коли лапки торкаються їстівної речовини. Гранична концентрація сахарози для виникнення цього ефекту становить у мухи всього лише $0,8 \cdot 10^{-4}$ Моль, тоді як у людини вона дорівнює $0,2 \cdot 10^{-1}$ Моль.

Властивості рецепторів

Вступ у ЦНС сигналів від рецепторів забезпечує організм усією необхідною для нього інформацією. Рецептори володіють двома дуже важливими властивостями, які забезпечують їхню ефективність і надійність. Ці властивості – чутливість і здатність до дозвілу, і їх забезпечують спеціальні структури й утворення, про які ми будемо говорити нижче.

Деякі рецепторні органи, наприклад, рецептори розтягування в м'язах складаються з дуже великої кількості чутливих клітин, які мають різні пороги подразнення. Клітини з низьким порогом збуджуються під дією слабких імпульсів, а в міру зростання сили подразника в нервовому волокні, яке відходить від клітини, частота імпульсів збільшується. У певній точці настає насичення, і далі посилення стимулу вже не підвищує частоту нервових імпульсів. Однак при цьому збуджуються сенсорні клітини з більш високим порогом чутливості, і тепер ці клітини також посиляють імпульси, частота яких пропорційна силі діючого стимулу. Таким чином, діапазон ефективного сприйняття розширюється.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Адаптація. За тривалого впливу сильного подразника більшість рецепторів спочатку збуджує в сенсорному нейроні імпульси з великою частотою, але поступово частота зменшується і це ослаблення відгуку в часі називають **адаптацією**. Наприклад, увійшовши в кімнату, Ви можете відразу звернути увагу на цокання годинника, але потім перестанете на нього зважати. Швидкість наростання й ступінь адаптації рецепторної клітини залежать від її функції. У цьому сенсі існують 2 типи рецепторів: ті, які повільно і швидко адаптуються.

Рецептори, що швидко адаптуються(фазні) в момент «включення» або «вимикання» стимулу, відповідають на зміни його інтенсивності високочастотним розрядом імпульсів. Саме так функціонують, наприклад, тільця Пачіні, які реагують на торкання, та інші рецептори, які реагують на випадкові зміни стимулу: ці рецептори подають інформацію про його динаміку.

Рецептори, що повільно адаптуються (тонічні), реагують на постійний стимул поступово зменшуваною частотою імпульсів.

Вважається, що адаптація пов'язана зі зменшенням проникності мембрани рецептора для іонів внаслідок невпинної стимуляції. При цьому амплітуда й частота рецепторного потенціалу поступово зменшуються, і коли величина стимулу стане нижче граничного значення, імпульсація в чутливому нейроні припиняється.

Значення адаптації сенсорних клітин полягає в тому, що вона дозволяє тварині одержувати точну інформацію про зміни в навколишньому середовищі.

Конвергенція і сумація. У багатьох сенсорних органах висока чутливість досягається завдяки особливому анатомічному розміщенню рецепторів і нейронів, так званої **конвергенції**. У цих випадках вихідні шляхи від декількох рецепторних клітин сходяться (або, як кажуть, конвергують) до одного сенсорного нейрона. Як правило, ці клітини не більші за розмірами, присутні в більших кількостях і надзвичайно чутливі до стимуляції. Їхній загальний вплив на сенсорний нейрон називається **сумацією**. Яскравий приклад конвергенції та сумації – функція паличок у сітківці ока

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

савців. Деякі із цих клітин здатні реагувати навіть на один квант світла, але рецепторний потенціал, який створюється в них, недостатній для порушення потенціалу дії, який поширюється у волокні зоровим нервом. Деяка кількість паличок (від 2 – 3 до кількох сотень) зв'язані через біполярні нейрони з одним волокном зорового нерва. Щоб створити в ньому імпульс, необхідна стимуляція, як мінімум, шести паличок. Підвищена чутливість до світла, обумовлена такою загальною дією паличок, служить прекрасним пристосуванням для сутінкового зору, добре розвиненого у тварин, які ведуть нічний спосіб життя, наприклад, у сов, борсуків, лисиць. Однак ця висока чутливість пов'язана зі зменшенням гостроти зору, у чому можна легко переконатися, якщо спробувати читати при слабкому освітленні. В очі людини і тварин, які ведуть денний спосіб життя, цей дефект паличкового зору долається завдяки наявності колбочок, яким (за деякими винятками) не властива конвергенція, яка призводить до сумації. Жертвуючи чутливістю, система колбочок забезпечує високу гостроту зору.

Спонтанна активність. У деяких органах чуттів нервові імпульси виникають у сенсорних нейронах і за відсутності стимулу. Ця обставина дає дві важливі переваги. По-перше, при цьому підвищується чутливість рецептора, забезпечуючи його миттєву реакцію на стимуляцію. По-друге, ця система дозволяє реєструвати напрямок зміни стимулу шляхом збільшення або зменшення частоти імпульсів сенсорного нейрону. Наприклад, у рецепторах інфрачервоного випромінювання, розміщених у ямках голови гримучої змії і діючих як локатори при виявленні жертви або ворога, існує спонтанна активність, завдяки якій вони здатні вловлювати підвищення або зниження температури всього на $0,1^{\circ}\text{C}$.

Зворотний зв'язок у регуляції рецепторів

У деяких органах чуттів поріг чутливості може знижуватися або підвищуватися під дією еферентних імпульсів, що надходять зі ЦНС, завдяки чому рецептор може мати однакову чутливість до стимулів різної інтенсивності. У багатьох випадках ця регуляція здійснюється

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

за принципом зворотного зв'язку з рецептором і викликає зміни в допоміжних структурах, завдяки чому рецепторна клітина функціонує в іншому діапазоні величин стимулу. Такі зміни відбуваються, наприклад, у м'язовому веретені й у райдужній оболонці ока.

6.2. Оптиелектронні сенсори

Оптиелектронні сенсори перетворюють електричну енергію в оптичне випромінювання й навпаки.

Оптиелектронні сенсори працюють у діапазонах довжин електромагнітних хвиль від далеких інфрачервоних (0,76... 1000 мкм) до ультрафіолетового (10^3 ... 0,4 мкм). Людина сприймає видиме оптичне випромінювання з довжиною хвиль 380–780 нм.

Джерелом випромінювання може бути безпосередньо об'єкт. В іншому випадку об'єкт може бути опромінено спеціальним джерелом, а фоточутливий перетворювач зі оптичною системою, яка збирає, перетворить відбите від об'єкта випромінювання в електричний вихідний сигнал.

Розрізняють три основні можливості використання світла як носія інформації: для формування точкового, плоского й просторового зображень.

У першому випадку використовують окреме світлове випромінювання, наприклад, лазерний промінь, переданий по світловоду (оптоволоконній лінії), на яке послідовно в часі «накладається» інформаційний сигнал (тобто здійснюється відповідна модуляція носія – світла), і модульований сигнал підводить до оптиелектронного перетворювача – фотодетектора. Модуляція може здійснюватися як суто оптичним способом, наприклад, з використанням здатності дзеркала, що відбиває зображення і обертається, так і впливом на фактичні властивості й характеристики випромінювання інших фізичних факторів.

У другому випадку для одночасного сприйняття плоского світлового зображення, як його сприймає людина, використовують групу паралельних відеоприймачів (фотодетекторів) з паралельної

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

або послідовної (у часі) передачею відповідних електричних сигналів і наступною обробкою (відновленням) зображення.

У третьому випадку формується просторове зображення – голограма.

Значну кількість інформації люди сприймають візуально. Світло як носій інформації в технічних системах має низку особливостей і **переваг** у порівнянні з іншими фізичними носіями:

1) багато фізичних величин можна описувати за допомогою амплітуди, частоти або фази світлового випромінювання;

2) досягається високий тимчасовий дозвіл ($<10^{-14}$ с);

3) забезпечується високий дозвіл при вимірюванні довжин (відстаней) порядку нанометрів;

4) можливим є 2-х і 3-х мірне структурування зображень;

5) можлива передача світла на більші відстані, вона не обмежується багатьма бар'єрами, наприклад, високою температурою і середовищем передачі;

6) енергія світла для багатьох об'єктів виявляється достатньою для проведення випробувань, вимірів і контролю; вона слабо поглинається цими об'єктами;

7) безконтактне приймання інформації виключає вплив на досліджуваний об'єкт;

8) за рахунок незначної чутливості до зовнішніх магнітних і електричних полів досягається висока перешкодозахищеність;

9) використання способів прямого й зворотного перетворень електричних і оптичних сигналів комерційно виправдане, причому значною мірою завдяки використанню напівпровідникових обладнань.

Однак існує і низка **недоліків**:

1) траса передачі світлового випромінювання може бути легко заблокована;

2) оптичні чутливі елементи чутливі до наявності пилу;

3) оптичне випромінювання згодом (наприклад, при старінні джерела) часто втрачає просторову однорідність;

4) генерування когерентного випромінювання за допомогою лазерів є можливим в обмеженому діапазоні довжин хвиль.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

В оптоелектронних сенсорах як чутливі перетворювачі використовують фоторезистори, фотодіоди, фототранзистори, фотопримножувачі, болометри, піроелектричні перетворювачі та ін.

У малогабаритних чутливих оптоелектронних перетворювачах найчастіше використовують елементи на основі ефектів фотоелектронної емісії, фотопровідності, фотогальванічного ефекту, піроелектричного ефекту [2,4].

Фотоелектронна емісія – це випускання електронів при падінні світла на фізичне тіло. Оскільки енергія фотоелектронів пропорційна hc/λ , де h – постійна Планка; c – швидкість світла у вакуумі; λ – довжина хвилі світла, то що коротшою буде довжина хвилі, то більшою буде енергія електрону, що іспускається поверхнею речовини, на яку він падає.

Фотогальванічний ефект полягає у виникненні ЕРС на виходах $p-n$ переходу в напівпровіднику, який опромінюється світлом. Під дією світла в $p-n$ переході з'являються вільні електрони й дірки і генерується ЕРС. За цим принципом працюють фотодіоди, фототранзистори, оптико-електронні частини твердотілих сенсорів, що працюють у двох вимірах. Фотогальванічні сенсори мають порівняно малу інерційність і більшу чутливість у діапазоні від близької інфрачервоної зони до видимого світла.

Піроелектричний ефект – це виникнення електричних зарядів на поверхні тіла внаслідок змін його поверхневої температури. Піроелектричний ефект мають такі матеріали, як $LiTaO_3$, $PbTiO_3$, $BaTiO_3$ і багато інших.

У таблиці 6.2. наведено деякі порівняльні характеристики оптоелектронних сенсорів.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

*Таблиця 6.2. Порівняльні характеристики
оптоелектронних сенсорів*

Принцип дії	Виконуючий прилад	Робоча ділянка спектра	Позитивні якості та особливості
1	2	3	4
Фотоелектрон-на Емісія	Фотоелектрон-ний помножувач	–	Висока чутливість, добре відношення сигнал – шум, великий вихідний сигнал, мала інерційність, можливість підрахунку фото імпульсів
–	Фотоелемент вакуумний	–	Висока чутливість, мала інерційність, можливість підрахунку фото імпульсів
Фотопровідність	Фоторезистор	–	Висока чутливість, малі розміри та вартість, максимальна чутливість на хвилі 520 нм
Фотогальванічний ефект	Фотодіод, чутливий до ультрафіолетових променів	Ультрафіолетова $10^3 \dots 0,4$ мкм	Малі розміри, твердотіла конструкція, не потребує джерела електричного струму

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Продовження табл. 6.2.

1	2	3	4
–	Фотодіод, чутливий до видимої ділянки спектра	Видима 0,4...0,76 мкм	Не потребує джерела електричного струму Широкий динамічний діапазон, великий вихідний сигнал
–	Фотодіод, чутливий до ближньої інфрачервоно ї ділянки спектра	Ближня інфрачервон а 0,76...1,5 мкм	Малі розміри і вартість, твердотіла конструкція, простота узгодження з транзисторами, не потребує джерела електричного струму, мала інерційність.
	Фототранзистор	Ближня інфрачервон а 0,76...1,5 мкм	Великий вихідний сигнал, мала вартість, добре узгодження з транзисторами
–	Фототиристор		Можливість керування великими струмами, зручність використання у високовольтних схемах

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Продовження табл. 6.2

1	2	3	4
–	Фототиристор із вмонтованою схемою		Можливість керування великими струмами, зручність використання у високовольтних схемах, висока чутливість
–	Лінійка фотодіодів		Можливі різні фотоприймальні поверхні, вмонтована схема розгортки
–	Лінійка фотодіодів з автоматичною розгорткою		Великий вихідний сигнал у режимі накопичення, можливість виконання з великою кількістю елементів
Фотоперетворювальні елементи	Сенсори зображення з автоматичною розгорткою (МОП, ППЗ та ПЗС матриці)		Простота об'єднання матриці елементів з комутивною схемою, схемою розгортки, регістрами передачі та іншими схемами

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Продовження табл. 6.2

1	2	3	4
–	Інфрачервоний перетворювач. Оптрон	Інфрачервоний а 0,76 мкм...1 мм	Не потребує джерела електричного струму і охолодження Комбінація фотоприймального елемента з оптичним випромінювачем, забезпечення повної електричної ізоляції, можливість роботи з аналоговими сигналами
	Фотопереривач		Комбінація оптоприймального елемента з оптичним випромінювачем, відкритий фотовхід дає можливість розміщувати об'єкт на шляху випромінювача

6.3. Тензосенсори

Тензосенсори слугують для вимірювання сили. У них в основному застосовують мостову схему, яка складається з тензорезисторів – рис. 6.4, а [2]. Перетворювальна характеристика на рис. 6.4, б являє собою залежність вихідної напруги мостової схеми $U_{\text{вих}}$ від прикладеного до мембрани надлишкового тиску q , для двох значень температури T_0 й T_1 – визначають наступні параметри, наведені нижче.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

1. Початковий розбаланс U_0 – вихідна напруга тензорезисторної схеми за нульового тиску ($q = 0$) і температури T_0 . Розбаланс викликається технологічним розкидом номіналів тензорезисторів, утвореним у процесі їхнього виготовлення, а також початковою деформацією чутливих елементів. За розкиду номіналів в 1% і напруги харчування моста E у декілька вольт розбаланс становить, у найгіршому разі, кілька десятків відсотків від номінального значення вихідного сигналу.

2. Діапазон лінійного перетворення Δq – ділянка тисків, у якій вихідний сигнал мостової схеми $U_{вих}$ лінійно (з певним ступенем точності) залежить від тиску q :

$$\Delta q = q_{ном}^+ - q_{ном}^-, \quad (6.1)$$

де $q_{ном}^+$ й $q_{ном}^-$ – номінальні діапазони перетворення позитивного і негативного надлишкового тисків відповідно.

Різні тензосенсори мають різні діапазони лінійного перетворення, які змінюються в широких межах від одиниць кілоПаскаля до сотень мегаПаскалів. Нелінійність перетворювальної характеристики визначають кількома причинами, які можна умовно розбити на 3 категорії:

- а) нелінійність перетворення тиску в механічні напруження;
- б) нелінійність п'єзрезистивного ефекту;
- в) нелінійність вимірювальної електричної схеми.

3. Зсув перетворювальної характеристики q_0 . Зумовлений розбіжністю в діапазонах $q_{ном}^+$ і $q_{ном}^-$ лінійного перетворення позитивного і негативного тисків. Своєю чергою, відзначену розбіжність пояснюють, по-перше, різною нелінійністю при подачі надлишкового тиску з різних сторін мембрани (так званий *балон-ефект*). По-друге, початковою деформацією мембрани за нульовим тиском ($q = 0$) і нормальної температури ($T = T_0$). Ця деформація визначається механічними напругами, які виникають на границі кремній – двоокис кремнію після термічного окиснення.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

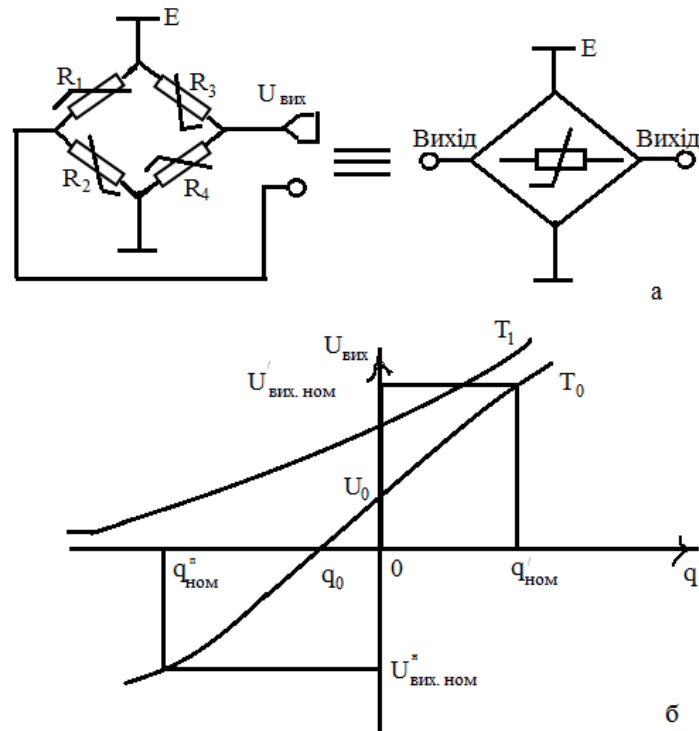


Рис. 6.4. Мостова тензорезисторна схема (а) і перетворювальна характеристика (б) інтегрального тензоперетворювача

Зсув q_0 визначають наступним виразом:

$$q_0 = (q_{ном}^+ + q_{ном}^-) / 2. \quad (6.2)$$

Для мембран діаметром 1 мм, товщиною 10 – 20 мкм і за товщини окисла SiO_2 порядку 0,4–0,6 мкм зсув q_0 може досягати 10 кПа.

4. Чутливість тензосенсорів S_0 (за температури T_0).
Визначають як відношення збільшення вихідного сигналу до збільшення прикладеного тиску, віднесене до величини напруги харчування мостової схеми E :

$$S_0 = \frac{\partial U_{вих}}{\partial q} \frac{1}{E} \Big|_{T=T_0}. \quad (6.3)$$

Чутливість S_0 , визначену виразом (6.3) вірніше було б назвати диференційною чутливістю, на відміну від інтегральної, одержуваної з виразу:

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

$$S = U_{вих} / (E \cdot q). \quad (6.4)$$

Для лінійної перетворюючої характеристики ці вирази збігаються.

5. Температурний дрейф нуля ζ (%/град) – збільшення вихідної напруги за відсутності прикладеного тиску, віднесене до номінального значення вихідного сигналу $U_{вих. ном.}$ за зміни температури на 1°C :

$$\zeta = \frac{\partial U_{вих.}}{\partial T} \frac{1}{U_{вих. ном.}} \cdot 100\%. \quad (6.5)$$

Напругу $U_{вих. ном.}$, своєю чергою, визначають як:

$$U_{вих. ном.} = S_0 \cdot \zeta \cdot q_{ном.}, \quad (6.6)$$

де $q_{ном} = q_{ном}^+ - q_{ном}^-$.

Температурний дрейф викликається кількома причинами, основна з яких – є технологічний розкид температурного коефіцієнта опору (ТКО).

6. Температурний коефіцієнт чутливості (ТКЧ) (%/град) – відносна зміна чутливості за зміни температури на 1°C :

$$\xi = \frac{\partial S}{\partial T} \frac{1}{S_0} \cdot 100\%. \quad (6.7)$$

Цей параметр обумовлено наявністю температурної залежності тензочутливості напівпровідникових тензорезисторів і визначається, в основному, ступенем легування домішками, а також залежністю пружних постійних від температури.

Таким чином погрішності тензосенсорів, що реально існують, визначаються принципом їхньої роботи і технологією виготовлення. Тому для створення уніфікованих датчиків, які забезпечують повну взаємозамінність при установці в різні комплекси й системи, є необхідним узгодження наступних параметрів:

- 1) напруги U_0 (балансування мостової схеми);
- 2) номінальної вихідної напруги (градуювання);
- 3) дрейфу нуля в заданому діапазоні температур;
- 4) зміни чутливості перетворювача з температурою.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Балансування мостової схеми тензосенсорів просто здійснюється зовнішнім резистором, включеним паралельно або послідовно з одним із плечей моста. Однак таке включення балансуєчого резистора може внести додаткову погрішність у температурний дрейф нуля мостової схеми, якщо цей резистор має ТКО, відмінний від ТКО тензорезистора (якщо він перебуває в різних теплових умовах із тензосенсором).

Тому при кожному балансуванні важливо використовувати підстроєчні компоненти, виготовлені на одній підбивці за один технологічний цикл. Такими компонентами можуть бути, наприклад, магазини дифузійних резисторів.

Схемні методи термокомпенсації в тензосенсорах

Розробка схем компенсації ґрунтується на конкретних експериментальних характеристиках перетворювачів, не залежно від причин їхнього походження.

Для компенсації адитивної складової температурної погрішності тензосенсорів зазвичай використовують симетричну, наприклад, мостову схему включення тензорезисторів. Температурний дрейф нуля такої схеми визначають вже не абсолютним значенням ТКО тензорезисторів, які входять у неї, а розкидом їхніх значень. На практиці розкид ТКО тензорезисторів, виготовлених навіть на одному кристалі, може значно перевищувати 10%, що призводить до зниження ефективності компенсації за рахунок використання мостової схеми і вимагає застосування додаткових прийомів.

Використовують **пасивні і активні** схеми термокомпенсації.

Пасивні схеми термокомпенсації допускають включення в плечі моста пасивних елементів (постійних резисторів, термісторів тощо), які забезпечують необхідну корекцію значень ТКО плечей моста. Умови збереження балансу мостової схеми із чотирма тензорезисторами (див. рис. 6.5.) за зміни температури можна записати у вигляді наступних рівнянь:

$$R_1 R_4 = R_2 R_3; \eta_1 + \eta_4 = \eta_2 + \eta_3, \quad (6.8)$$

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

де R_1, R_2, R_3, R_4 – опори тензорезисторів за температури T_0 ; $\eta_1, \eta_2, \eta_3, \eta_4$ – ТКО тензорезисторів.

Подібні схеми дозволяють знизити адитивну складову температурної погрішності в понад 6 разів.

Умови (6.8), отримані для випадку лінійної апроксимації температурних залежностей опорів тензорезисторів, мають вигляд:

$$R = R_0[1 + \eta(T - T_0)], \quad (6.9)$$

де R, R_0 – опори тензорезисторів за температур T і T_0 .

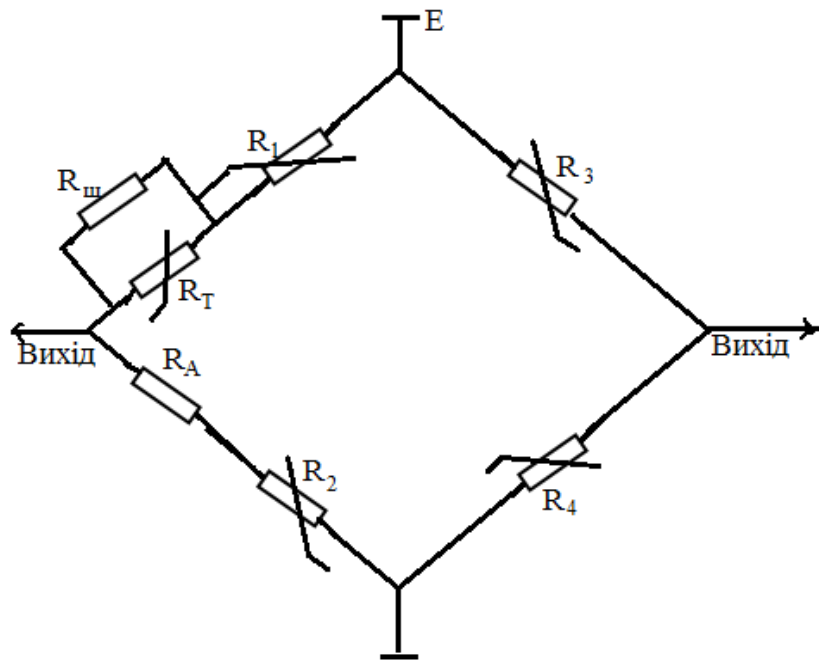


Рис. 6.5. Схема температурної компенсації дрейфу нуля з використанням термістора

На рис. 6.5. показано коло температурної компенсації з використанням термістора R_T .

За допомогою вибору номіналів стабільних резисторів R_u і R_d забезпечують необхідне значення ТКО компенсаційного ланцюга й одночасне балансування моста. Однак для створення ідентичних температурних умов термістор повинен бути розміщений у

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

безпосередній близькості від тензорезистора. Для мініатюрних тензосенсорів таке є рішення неприйнятним. Виготовлення ж термістора в складі тензомодуля, наприклад, за допомогою інтегральної технології вимагає ускладнення всього технологічного процесу. Найбільшого поширення одержав метод компенсації температурного дрейфу нуля за допомогою включення двох компенсаційних резисторів – додаткового R_A й шунтуючого $R_{\text{ш}}$, показаних на рис. 6.6.

Схема на рис. 6.6 відрізняється від схеми на рис. 6.4. тим, що додатковий резистор R_A переставлений в інше плече мосту і послідовно з'єднаний з паралельно підключеними шунтуючим резистором $R_{\text{ш}}$ та терморезистором R_1 .

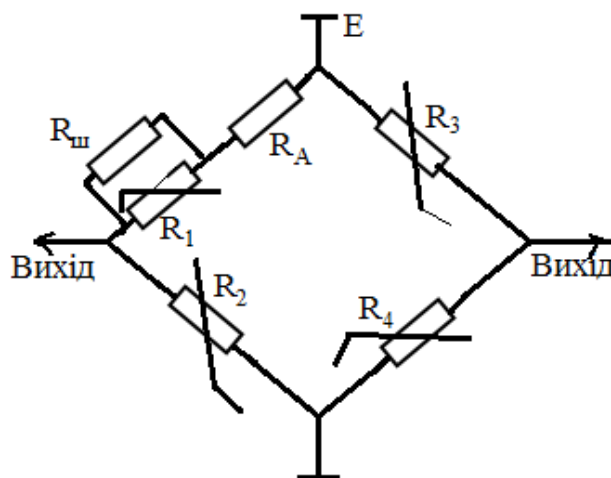


Рис. 6.6. Схема температурної компенсації дрейфу нуля з використанням зовнішніх термостабільних резисторів

6.4. Електромагнітні сенсори

Основною ділянкою застосування електромагнітних сенсорів є вимір кутових і лінійних механічних переміщень.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Перетворення фізичних величин електромагнітними сенсорами здійснюють на основі двох принципів: взаємодії електромагнітного поля з об'єктом і взаємодії з об'єктом магнітних потоків, створених електричним струмом, що протікають у контурі. Існує багато різноманітних електромагнітних сенсорів, дія яких ґрунтується на цих принципах. Серед сенсорів першого типу – індуктивні, трансформаторні, індукційні, а другого – електромагнітні високочастотні сенсори.

Індуктивні чутливі елементи перетворюють вхідний сигнал з використанням залежності їхньої індуктивності від зміни опору магнітного ланцюга. Індуктивність індуктивного чутливого перетворюючого елемента:

$$L = \frac{n^2}{R_m}, \quad (6.10)$$

де n – кількість витків обмотки; R_m – магнітний опір.

Використовують індуктивні чутливі перетворювачі з якорями, що рухаються під кутом, уздовж або поперек. На рис. 6.7. а наведено схему однообмоточного чутливого елемента для перетворення лінійних переміщень. При переміщенні осердя 3, що рухається, щодо нерухливої котушки 2 змінюється повітряний зазор. Відповідно, змінюється магнітний опір ланцюга осердя й індуктивна складова $XL_1 = \omega L_1$.

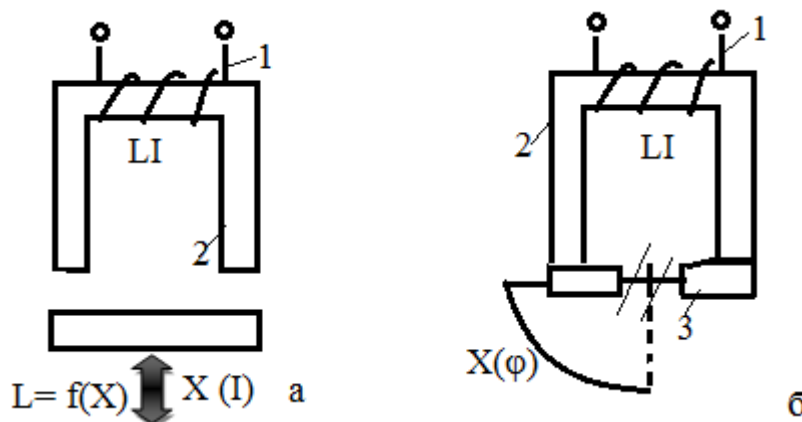


Рис. 6.7. Схеми чутливих перетворюючих елементів індуктивних сенсорів переміщень: а – лінійні переміщення; б – кутові переміщення

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Завдяки функціональному зв'язку $\omega L_1 = f(l)$ (де l – довжина повітряного зазору), переміщення перетвориться в параметр ωL_1 , який, якщо буде потреба, можна перетворити у вихідний електричний сигнал.

На рис. 6.7, б наведено схему індуктивного чутливого перетворюючого елемента кутових переміщень $\varphi = f(X)$. Перетворення змін кута φ , тобто положень осердя 3 у зміну параметра ωL_1 котушки індуктивності в цьому випадку здійснюють аналогічно до попереднього випадку за рахунок зміни магнітного опору ланцюга обмотки.

Індуктивний трансформаторний чутливий перетворюючий елемент – рис. 6.8, а, при переміщенні осердя 4 щодо котушки 1 забезпечує зміну наведеної в ній електрорушійної сили. У ньому формується електричний вихідний сигнал $U_{вих.}$. Чутливий перетворюючий елемент 1 не захищений від впливу зовнішніх неінформативних впливів. Тому кращим є диференційний чутливий індуктивний трансформаторний елемент – рис. 6.8, б. Він складається із двох однакових частин, завдяки чому, у випадку, коли відсутній рух сердечника 7 щодо котушок 1 і 2, в обмотках 5 і 6 індукуються однакові електрорушійні сили. Електричне з'єднання обмоток 5 і 6 сприяє тому, що вихідний сигнал $U_{вих.}$ за нерухливого сердечника дорівнює нулю. При зсуві осердя 7 в одному напрямку магнітний потік зростає (зменшується магнітний опір) і навпаки. Сумарна електрорушійна сила послідовно з'єднаних вихідних обмоток пропорційна величині переміщення осердя 7.

В електродинамічному чутливому перетворюючому елементі за зміни магнітного потоку Φ , який пронизує обмотку, індукується напруга:

$$U = n \frac{d\Phi}{dt}, \quad (6.11)$$

де n – число витків обмотки.

Принцип дії такого елемента добре відомий, тому що його широко використовують в електровимірному обладнанні, де

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

електричний струм перетворюється в рух стрілки щодо шкали приладу. Зв'язавши рух дротової рамки з дією перетвореної фізичної величини, одержуємо електричний вихідний сигнал, який відображає зміну значення цієї фізичної величини.

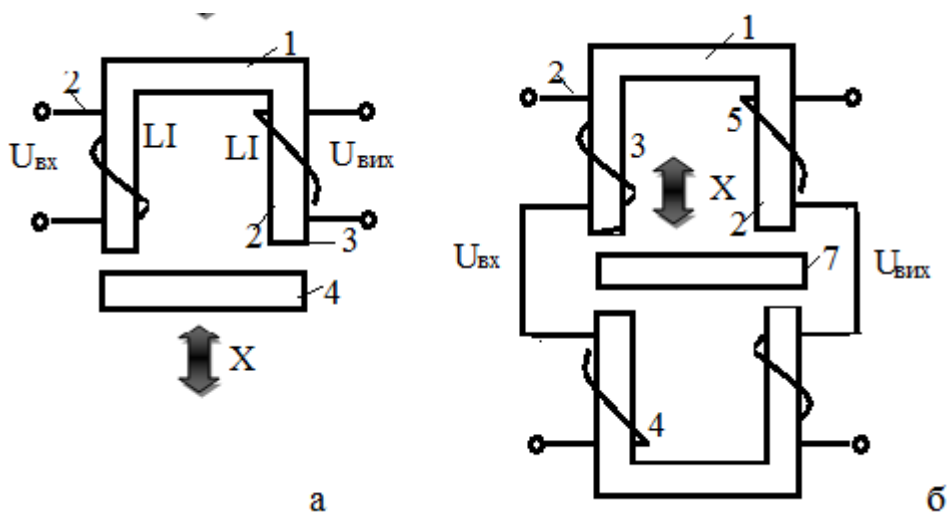
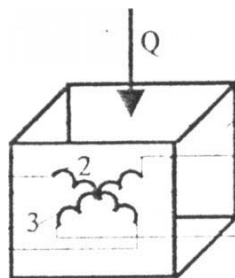


Рис. 6.8.. Схеми індуктивних трансформаторних чутливих перетворюючих елементів лінійних переміщень: а – індуктивний трансформаторний чутливий перетворюючий елемент; б – диференційний чутливий перетворювальний елемент.

Магнітопружний чутливий перетворюючий елемент – рис. 6.9 забезпечує перетворення вхідної фізичної величини (механічний або акустичний тиск, вібрація й т.п.) у вихідний сигнал завдяки зміні магнітної проникності феромагнітного матеріалу осердя 1, виготовленого із залізонікельового сплаву, під дією механічної сили Q .



Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Рис. 6.9. Схема магнітопружного індукційного чутливого елемента

Осердя прямокутної форми має симетрично розташовані отвори, в яких розміщено обмотки 2 і 3, площини обмоток взаємно перпендикулярні. Обмотку 2 приєднано до джерела стабільної напруги U_{ex} . За повної повної симетрії осердя та ізотропності матеріалу, з якого він виготовлений, індуктивному зв'язку між обмотками 2 і 3 не виникає, оскільки магнітний потік обмотки 2 не перетинає обмотку 3. Тому якщо не відбувається зовнішнього механічного впливу на осердя, то механічних напруг у магнітопроводі немає і електрорушійна сила в обмотці 3 дорівнює нулю.

Якщо на осердя діє механічна сила Q , то порушується ізотропність його матеріалу – під дією механічних напруг змінюються його магнітні властивості. Внаслідок цього, за зміни напруженості магнітного потоку в обмотці 2, частина цього потоку перетікає в обмотку 3 і в неї наводиться електрорушійна сила, пропорційна механічному впливу, прикладеному до осердя.

При погрішностях 1 ... 4% малогабаритні магнітопружні чутливі перетворюючі елементи перетворюють механічні силові впливи величинами порядку $10^5 - 10^6$ Н, є високонадійними і простими конструкціями.

У **гальваномагнітних сенсорах** використовують **гальваномагнітний ефект**, який полягає в зміні електричних параметрів чутливих перетворюючих елементів під дією магнітного поля або при виникненні в них електрорушійної сили.

6.5. Датчики температури. Терморезистори

Для поточного контролю й регулювання температури різних процесів використовують різноманітні датчики температури. Прилад, у строго заданих межах, має підтримувати температуру в лікарняних інкубаторах для немовлят.

Існує велика кількість способів вимірів температури різноманітними датчиками, дію яких засновано на різних принципах.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Якщо обладнання містить датчик температури та інші необхідні компоненти, які забезпечують відображення значення температури, то таке обладнання називають **термометром**.

Температурні датчики відрізняють від інших найбільшою різноманітністю і поширеністю.

Вплив температури на електрофізичні властивості напівпровідників проявляється в зміні концентрації носіїв заряду

відповідно до зміни їхньої електричної провідності. На цьому принципі працюють напівпровідникові терморезистори (термістори). У більшості напівпровідників за температур понад 50°C концентрація носіїв заряду змінюється за рахунок власних носіїв, а за низьких температур – за рахунок домішок. Відповідним вибором напівпровідника й домішки (по величині енергії іонізації) можна одержати високу чутливість на практично будь-якій ділянці діапазону температур.

Терморезистори, опір яких змінюється під впливом температури, використовують досить часто в різних обладнаннях завдяки порівняно малій вартості датчиків цього типу.

Існує три типи терморезисторів:

1. **З негативною характеристикою** (їхній опір зменшується за підвищення температури);
2. **З позитивною характеристикою** (з підвищенням температури їхній опір збільшується);
3. **Із критичною характеристикою** (опір значно змінюється за граничного значення температури).

Звичайний опір під впливом температури змінюється досить різко. Для розширення лінійної ділянки цієї зміни паралельно або послідовно до терморезистора підключають постійні резистори.

Напівпровідникові термістори найчастіше являють собою термічно чутливі кремнієві резистори. Опір термісторів з негативною характеристикою становить $2 - 6\%/K$, що орієнтовно в 10 разів більше, ніж у металів.

Зміна опору термісторів може відбуватися через зміну температури навколишнього середовища або за рахунок

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

внутрішнього саморозігріву при протіканні через обладнання електричного струму, що необхідно враховувати при їхньому практичному використанні.

Основні параметри терморезисторів. Температурна залежність опору

Залежність опору термісторів від температури в інтервалі температур біля кількох десятків градусів апроксимується експонентною залежністю:

$$R_T = R_H \exp \left[B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_H} \right) \right], \quad (6.12)$$

де R_T – опір термістора за температури T (у град. К); R_H – опір термістора за температури T_H (у град. К); B – постійний коефіцієнт, що залежить від матеріалу, з якого виготовлено термістор.

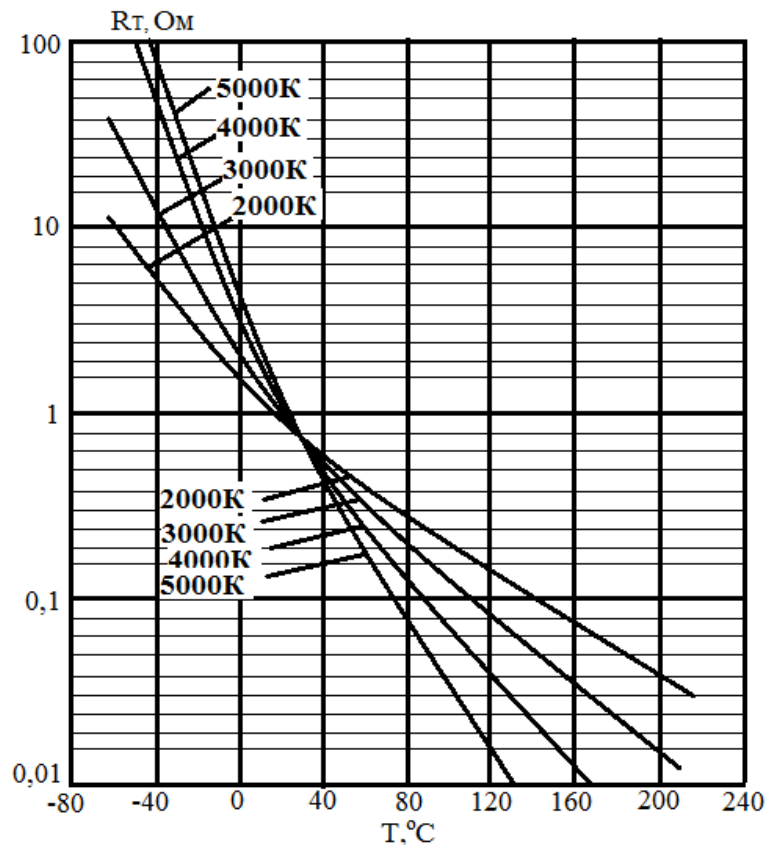


Рис. 6.10. Залежність опір/температура за різних значень

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

коефіцієнту B

Ця залежність наближена, тому що величина B дійсно залежить від температури. На практиці використовують стандартні табличні $\frac{R}{T}$ – характеристики.

Коефіцієнт температурної чутливості B . Як було сказано вище, цей коефіцієнт залежить від температури. Тому необхідно знати температуру, за якої було визначено значення коефіцієнту B .

Температурний коефіцієнт опору. Температурний коефіцієнт опору α характеризує відносну зміну опору за зміни температури на один градус:

$$\alpha = \frac{1}{R} \frac{dR}{dT}; \Delta T = \frac{1}{\alpha \cdot R}; \Delta R = \alpha \cdot R \cdot \Delta T. \quad (6.13)$$

На практиці використовують стандартизовані табличні $\frac{R}{T}$ – характеристики. У цих таблицях значення α наводять з точністю до 5°C . Для розрахунків за температур, які не ввійшли в таблицю, необхідно користуватися формулами апроксимації.

Вольтамперні характеристики. Для навантажених термісторів (включених у ланцюг електричної напруги) з урахуванням ефекту саморозігріву використовують наступне співвідношення:

$$P = U \cdot I = \frac{dH}{dt} = \sigma_m (T - T_A) = C_{TH} \frac{dT}{dt}, \quad (6.14)$$

де P – потужність, що надходить на термістор; U – миттєве значення напруги на термісторі; $\frac{dH}{dt}$ – зміна накопиченої теплової енергії в часі; T – миттєве значення температури термістора; T_A – температура навколишнього середовища; C_{TH} – коефіцієнт енергетичної чутливості термістора; $\frac{dT}{dt}$ – зміна температури в часі.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

За подачі на термістор постійної електричної потужності його температура спочатку небагато збільшується, потім зменшується. Після закінчення певного часу настає постійний тепловий режим.

Внаслідок теплової рівноваги виконується умова $\frac{dT}{dt} = 0$.

На рис. 6.11. наведено типову вольт-амперну характеристику термістора.

На початковій ділянці характеристики зберігається лінійна залежність, тому що за малих струмів потужність, яка виділяється, є недостатньою для значної зміни температури термістора, опір не змінюється, тому виконується закон Ома. При збільшенні струму нагрівання стає помітним, опір термістора зменшується й крутість характеристики знижується. Досягши деякого мінімального значення, спадання напруги на термісторі за подальшого збільшення струму починає зменшуватися.

Максимальна потужність розсіювання P_{\max} – це максимальна потужність, яку розсіює термістор, не викликаючи незворотних змін своїх параметрів. Максимальну потужність можна виразити через коефіцієнт розсіювання δT_H :

$$P_{\max} = \delta T_H (T_{\max} - T_A). \quad (6.15)$$

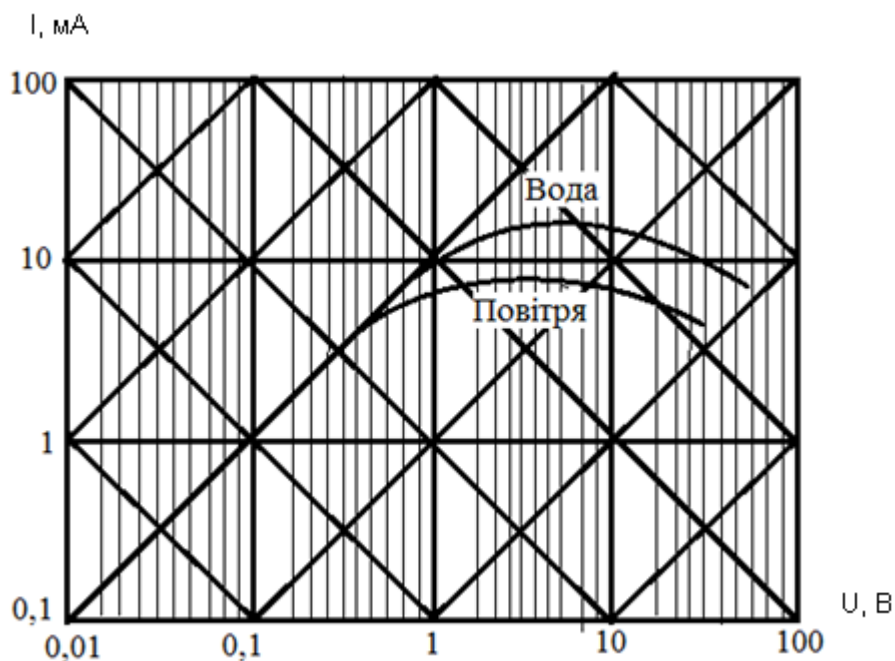


Рис. 6.11. Вольт-амперна характеристика термістора

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Коефіцієнт розсіювання. Коефіцієнт розсіювання δT_H дорівнює потужності, яка розсіюється на термісторі, за якої його температура зменшується на 1°C :

$$\delta T_H = \frac{dP}{dT}. \quad (6.16)$$

При визначенні δT_H термістор навантажується такою потужністю, за якої його температура T_2 буде дорівнювати 85°C :

$$\delta T_H = \frac{P}{(T_2 - T_1)}, \quad (6.17)$$

де T_1 – температура навколишнього середовища; T_2 – температура термістора (85°C).

Коефіцієнт енергетичної чутливості. Коефіцієнт енергетичної чутливості C_{TH} дорівнює кількості теплоти, необхідної для зміни температури термістора на 1°K . Величина C_{TH} вимірюється в мДж/К:

$$C_{TH} = \frac{\delta H}{\delta T}. \quad (6.18)$$

Взаємозв'язок коефіцієнта енергетичної чутливості, коефіцієнта розсіювання і постійної часу τ_{TH} виражається наступною залежністю:

$$C_{TH} = \delta_{TH} \tau_{TH}. \quad (6.19)$$

Постійна часу охолодження τ_c . Постійна часу τ_c значною мірою залежить від конструкції термістора. Вона дорівнює часу, упродовж якого температура ненавантаженого термістора змінюється на 63,2% від різниці температури термістора й температури навколишнього середовища. Для визначення величини τ_c термістор розігрівають шляхом пропускання електричного струму до температури 85°C і вимірюють час, за якого він охолоне до $47,1^\circ\text{C}$ за температури навколишнього середовища 25°C . Що менший розмір обладнання, то менший час охолодження.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

6.6. П'єзоелектричні сенсори

Одним із найбільш перспективних напрямків в електроніці пов'язаний з розробкою п'єзоелектричних сенсорів. У них використовують і класичний п'єзоелектрик – кварц, і такі сучасні матеріали, як ніобат літію, германат вісмуту, п'єзокераміка й напівпровідникові сегнетоелектричні плівки [2,9].

Суть **прямого п'єзоефекту** полягає у тому, що в результаті механічної деформації п'єзоелектрику (кристалу, що володіє п'єзоефектом) відбувається його електрична поляризація і на його поверхні виникають зв'язані електричні заряди. За зміни напрямку дії зовнішніх деформуючих сил на протилежний, знаки цих зарядів змінюються на протилежні. **Зворотний п'єзоефект** виражається в появі механічної напруги й деформації за впливу на п'єзоелектрик електричного поля.

Фізика п'єзоелектричного ефекту може бути пояснена в такий спосіб. За відсутності механічної деформації в напрямку, у якому спостерігають п'єзоефект, елементарні диполі в обсязі п'єзоелектрика орієнтовані хаотично, у результаті чого їхні елементарні поля взаємно компенсують один одного і поляризація відсутня. За механічної деформації п'єзокристала орієнтація диполів змінюється таким чином, що взаємна компенсація їхніх елементарних полів порушується і п'єзокристал поляризується.

Поляризація, що виникла в результаті прямого п'єзоефекту, своєю чергою (у цьому випадку, завдяки зворотному п'єзоефекту), викликає появу додаткової складової механічної напруги. Це явище називають *зворотною п'єзоелектричною реакцією*. Виникнення додаткової складової механічної напруги рівносильне зміні первісного значення пружності кристала. Величина цієї зміни залежить від властивостей п'єзоелектричного кристала.

Повного перетворення механічної енергії в енергію електричної поляризації не відбувається. Величина перетворення свідчить про інтенсивність п'єзоефекту й характеризується коефіцієнтом електромеханічного зв'язку k_3 , квадрат якого показує, яку частину

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

електричної (механічної) енергії кристал перетворює в механічну (електричну). Значення коефіцієнта електромеханічного зв'язку k_3 залежить від напрямку, в якому прикладається до кристала зовнішня сила типу п'єзоелектрика і т. п. У так званих «слабких» п'єзоелектриках, до яких належить і кварц, значення $k_3 \approx 0,1$. Для «сильних» п'єзоелектриків, наприклад, п'єзокераміки, $k_3 \rightarrow 0,9$.

Існують кристали, у яких результуючий дипольний момент відмінний від нуля за відсутності механічного впливу або зовнішнього електричного поля. Ці спонтанно поляризовані кристали називають **піроелектриками** (від грецького «*піро*» – горю). За зміни їхньої температури спонтанна поляризація змінюється, що дозволяє використовувати такі кристали, як датчики температури.

Коли зовнішнє електричне поле відсутнє, сегнетоелектричні кристали містять у своєму об'ємі ділянки (домени) із протилежним напрямком поляризації. Такий стан кристала називають **сегнетоелектричним**. Під дією зовнішнього електричного поля домени переорієнтуються і кристал поляризується в одному напрямку.

Діелектрична проникність сегнетоелектриків суттєво залежить від напруженості зовнішнього електричного поля. Залежність діелектричної проникності від температури має різко виражені максимуми в точках Кюрі.

У сегнетоелектричній ділянці залежність між поляризацією і електричним полем має нелінійний характер, нелінійною є також залежність п'єзоелектричної поляризації від механічної напруги. Спостерігається і явище поляризації.

У сегнетоелектриків існує інерційність п'єзоелектричного ефекту: повна поляризація, яка відповідає певній механічній нарузі, встановлюється не миттєво, а через якийсь час, інтервал якого досягає кількох хвилин. Має місце і запізнення пружної деформації. Зараз відомо близько 1500 кристалічних речовин, які мають п'єзоелектричний ефект, але практичне застосування в п'єзоелектроніці знайшли лише деякі з них, головним чином ті, у яких зберігають значення електрофізичних параметрів за впливу

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

зовнішніх дестабілізуючих факторів, мають мале внутрішнє тертя, велику механічну міцність і т.п.

Класифікація п'єзоелектричних перетворювачів

Існують різні типи п'єзоелектричних перетворювачів, дію яких може бути описано узагальненою еквівалентною схемою, наведеною на рис. 6.12.

Вибором орієнтації п'єзоелемента досягають максимального поглинання небажаних резонансів і, навпаки, мінімального загасання на власній частоті, якщо перетворювач використовують як резонатор, який стабілізує частоту коливань генератора.

Прийнято наступну **класифікацію** перетворювачів.

1) Квазістатичні перетворювачі. Прикладом такого перетворювача може служити п'єзоелектрична пластина, яка перебуває під дією постійної або вільно мінливої механічної сили й різниці потенціалів, що дорівнює добутку товщини пластини на напруженість поля в її середині. При цьому електроди наносять на більші грані пластини, тобто поле спрямоване по осі, орієнтованої уздовж товщини.

За відсутності зовнішньої механічної напруги перетворювач поводить себе як звичайний конденсатор. У загальному випадку, перетворювач вважають квазістатичним, якщо процес перетворення може бути представлено коливаннями, частота яких значно нижче найнижчої частоти з усіх частот еквівалентної електричної схеми (рис. 6.12).

До таких перетворювачів належать деякі типи п'єзоелектричних манометрів і акселерометрів.

2) Аперіодичні («безрезонансні») перетворювачі. Особливість таких перетворювачів полягає в штучному гасінні резонансів у всьому діапазоні використовуваних частот. Це досягається конструктивно за рахунок великого загасання, введення в систему деталей, які демпфують резонансні коливання, а також раціональним вибором геометрії п'єзоелемента, що забезпечує видалення резонансних частот від границі робочої ділянки.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

До аперіодичних перетворювачів відносять п'єзоелектричні звукознімачі, телефони й мікрофони.

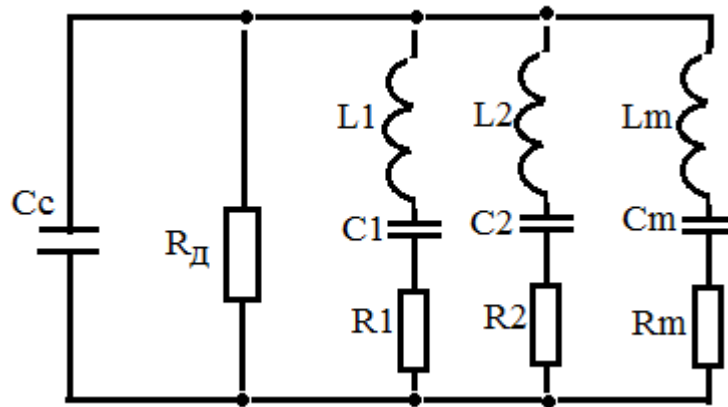


Рис. 6.12. Еквівалентна схема п'єзоелектричного перетворювача: C_c – статична (міжелектродна) ємність; R_d – опір діелектричних втрат; $L_1, C_1, R_1, L_m, C_m, R_m$ – необмежена кількість послідовних коливальних ланцюгів, які відображають можливі моди коливань

3) Резонансні перетворювачі. Цей тип перетворювачів, на відміну від двох попередніх, являє собою високодобротну коливальну систему. Резонансні перетворювачі умовно розділяють на властиво п'єзоелектричні резонатори, використовувані для стабілізації частоти й частотної селекції, і п'єзоелектричні перетворювачі фізичних величин – випромінювачі й приймачі ультразвуку, п'єзоелектричні трансформатори, п'єзоелектричні термометри, гігрометри, вимірники сили і т. п.

Залежно від призначення п'єзоелектричні перетворювачі фізичних величин можна також розділити на 2 групи: енергетичні перетворювачі й вимірвальні перетворювачі – сенсори. Для першої групи є характерним перетворення енергії з однієї форми в іншу (сюди належать п'єзоелектричні двигуни, високовольтні джерела напруги, реле, випромінювачі ультразвуку і т. п.), до другої групи – датчики для одержання необхідної інформації (сенсори вібрації, тиску, сили, температури, переміщень, маси, механічного опору середовища і т. п.).

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Наприклад, принцип дії сенсора точки роси полягає в аналогічному збільшенні втрат енергії при конденсації пари на поверхні термочутливого п'єзоелемента, який водночас вимірює й температуру. За допомогою системи автоматичного регулювання підігріву підтримують сталість температури, яка відповідає точці роси.

Імпедансочутливі п'єзоперетворювачі дозволяють також вимірювати тиск газу, тому що від тиску залежить імпеданс середовища.

4) Гіроскопічні п'єзоперетворювачі. При обертанні п'єзоелемента на нього діють сили Коріоліса, які викликають деформації зсуву. Як самі сили, так і деформації змінюються за гармонійним законом з резонансною частотою п'єзоперетворювача, причому амплітуда деформації пропорційна швидкості обертання. П'єзоелектрична поляризація, змінюючись залежно від швидкості обертання, викликає відповідну зміну амплітуди напруги на електродах п'єзоелемента. Таким чином, відбувається перетворення кутової швидкості в амплітуду електричних коливань.

Найбільш ефективними є п'єзоелектричні гіроскопи, які мають високий коефіцієнт електромеханічного зв'язку. У них використовують п'єзоелементи крутильних коливань, які мають форму суцільного або порожнього циліндра. Напрямки поляризації верхньої і нижньої половин циліндра є протилежними, тому коливання крутіння може бути порушено за допомогою двох електродів.

5) П'єзонапівпровідникові перетворювачі. В останні роки, крім розглянутих вище п'єзодіелектричних перетворювачів з п'єзоелементами з монокристалів і кераміки, почали використовувати п'єзонапівпровідникові перетворювачі, які мають переваги на частотах понад 100 МГц за рахунок порівняльної простоти одержання тонких перетворюючих прошарків методами напівпровідникової технології.

6) П'єзоелектричні генератори – сенсори фізичних величин. Кварцові генератори використовують не тільки для

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

стабілізації частоти коливань, але й як сенсори різних фізичних величин.

Останнім часом розроблено велику кількість різноманітних п'єзорезонансних частотних перетворювачів, у тому числі й кварцових, які забезпечують вимір температури, тиску, прискорення, сили, вологості газів і т. п.

6.7. Гальваномагнітні сенсори. Сенсори Холу

До гальваномагнітних сенсорів відносять сенсори Холу і магніторезистори [2].

Сенсор Холу – це напівпровідникове обладнання, яке виробляє ЕРС, величина якої пропорційна силі струму в ланцюзі живлення датчика й напруженості поля, яке пронизує сенсор. Дію сенсора Холу засновано на ефекті Холу.

На заряд q , який рухається в магнітному полі зі швидкістю v , діє сила Лоренца:

$$F = q[v \cdot B], \quad (6.20)$$

де B – індукція магнітного поля. Якщо $v \perp B$, то $F = q \cdot v$. Розглянемо пластинку напівпровідника p -типу, через яку протікає струм, спрямований перпендикулярно до зовнішнього магнітного поля – рис. 6.13. Сила Лоренца буде переміщати дірки до верхньої грані напівпровідника, внаслідок чого їхня концентрація там збільшиться, а на нижній грані – зменшиться. У результаті нерівномірного розподілу зарядів виникає електричне поле, спрямоване від верхньої грані до нижньої. Це поле перешкоджає поділу зарядів, і як тільки створена Кулонівська сила стане рівною силі Лоренца ($q \cdot E_x = q \cdot v \cdot B$), подальший перерозподіл зарядів припиняється. За такої рівноваги дірки рухаються через пластину не прискорюючись. Різниця потенціалів між верхньою й нижньою гранями пластини однакова:

$$U_x = E_x a = v \cdot B \cdot a. \quad (6.21)$$

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Явище виникнення поперечної ЕРС у напівпровіднику, поміщеному в магнітне поле, називається **ефектом Холу**, а величина U_x – відповідно, напругою Холу.

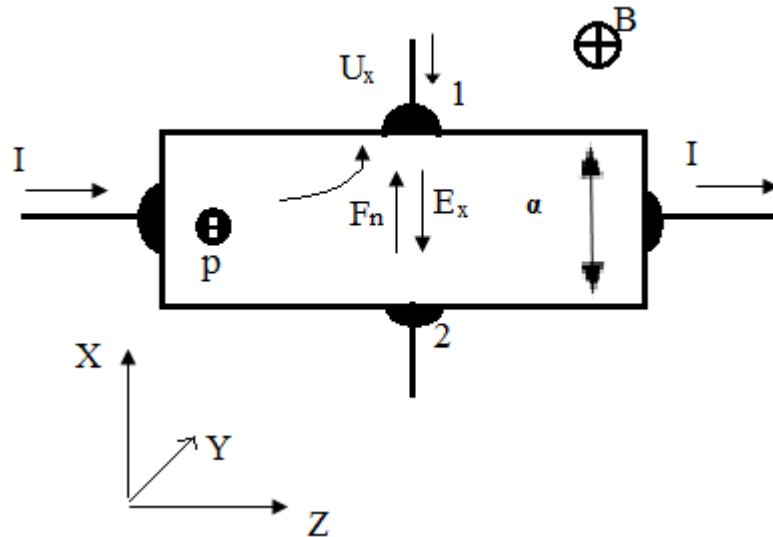


Рис. 6.13. Виникнення ЕРС Холу

Підставивши в (6.26) значення швидкості, знайдене з формули для струму через пластинку:

$$I = j = q \cdot e \cdot a \cdot v \cdot d, \quad (6.22)$$

де d – товщина пластинки в напрямку Y ; e – заряд електрона, одержимо наступний вираз:

$$U_x = \frac{IB}{q \cdot e \cdot d}. \quad (6.23)$$

Величина

$$R = \frac{1}{q \cdot e} i \quad (6.24)$$

Називається *коефіцієнтом Холу*. Формула (6.24) слухна для нескінченно довгого провідника в напрямку Z , однак практично її можна використовувати, якщо довжина провідника понад $2 \dots 3d$.

У напівпровіднику n -типу за тих же напрямків I і B (рис. 6.13) під дією сили Лоренца електрони відхиляються в тому ж напрямку, що й дірки, тобто до верхньої грані. Це обумовлено тим, що хоча

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

напрямок швидкості електронів і протилежний напрямку швидкості дірок, що збігається з напрямком струму, знак заряду електрона також протилежний знаку заряду дірки.

Коефіцієнт Холу для напівпровідника n -типу:

$$R = -\frac{1}{q \cdot e}. \quad (6.25)$$

Полярність напруги Холу в цьому випадку протилежна полярності напруги для діркового напівпровідника.

При одержанні формул (6.23) і (6.24) не враховано той факт, що внаслідок розсіювання носіїв зарядів у напівпровіднику їхні швидкості неоднакові. Облік поділу за швидкостями призводить до необхідності множення правих частин виражень (6.23) і (6.24) на коефіцієнт A , величина якого залежно від механізму розсіювання перебуває в межах 1 ... 2.

У напівпровіднику із провідністю, обумовленою носіями зарядів обох типів, електрони й дірки відхиляються в одну сторону. У цьому випадку значення R менше, чим для напівпровідника з носіями струму одного типу й визначається за формулою:

$$R = \frac{A(\mu_p^2 P - \mu_n^2)}{q(\mu_p P + \mu_n n)^2}. \quad (6.26)$$

Вимірюючи значення коефіцієнта Холу в n -напівпровіднику (17.4) і його електричну провідність $\sigma_n = q \cdot \mu_n e$, можна визначити значення μ_n для цього напівпровідника (при заданому значенні A). За постійного струму через зразок величина U_x визначається тільки індукцією магнітного поля. Тому сенсори Холу широко використовують для вимірів індукції магнітних полів.

Максимальне значення $U_{x \max}$ визначається максимально допустимим струмом I_{\max} через сенсор, що, у свою чергу, визначається максимальною робочою температурою датчика. Для роботи в стаціонарному режимі необхідно, щоб виділювана на сенсорі потужність дорівнювала потужності, яка виділяється:

$$I_{\max}^2 R_{\text{ex}} = \alpha \cdot S \cdot \Delta T, \quad (6.27)$$

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

де α – коефіцієнт тепловіддачі; $S \approx 2al$ – площа поверхні сенсора; ΔT – різниця температури сенсора і навколишнього простору; R_{ex} – вхідний опір (опір між контактами 1 і 2, див. рис. 6.14).

Основним параметром сенсора Холу є його магніточутливість:

$$\gamma = \frac{U_x}{BI} = \frac{R}{d}. \quad (6.28)$$

Використовують також такий параметр, як максимальна магніточутливість, одержуваний підстановкою у вираз (6.33) величин $U_{x \max}$ і I_{\max} .

Оскільки основні параметри сенсорів Холу збільшуються зі зростанням рухливості носіїв заряду, то для їхнього виготовлення використовують напівпровідники з високою рухливістю носіїв заряду. Звичайно, це напівпровідники n-типу, тому що рухливість електронів вища рухливості дірок. Прикладом напівпровідників n-типу з високою рухливістю носіїв заряду є германій, кремній, арсенід галію, антимонід індію і т. п.

Збільшення магніточутливості можна досягти і зменшенням концентрації основних носіїв заряду в напівпровіднику. При цьому збільшується їхня рухливість залежно від температури, тобто і залежність U_x від температури.

Перспективними для виготовлення сенсорів Холу є широкозонні напівпровідники з високою рухливістю носіїв заряду. Більша ширина забороненої зони забезпечує, по-перше, менше значення власної концентрації носіїв заряду, що дає можливість використовувати матеріал з меншою концентрацією домішки. По-друге, концентрація основних носіїв заряду у широкозонному напівпровіднику менше залежить від температури, що дозволяє зменшити залежність U_x від температури й підвищити верхню границю робочих температур.

Конструктивно сенсор Холу являє собою тонку прямокутну пластинку з напівпровідникового матеріалу з високою рухливістю носіїв заряду, розміщену між 4-ма електродами, два з яких підключаються до ланцюга живлення, а два інші – служать для зняття ЕРС Холу.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Сенсори Холу дають можливість виконувати «точкові» виміри. Залежно від використовуваної конструкції й наявності корпусу, товщина кристалічних сенсорів коливається в межах від 0,1 до 2,0 мм.

Плівкові сенсори Холу виготовляються у двох основних варіантах: на твердій підкладці (кераміка, скло) і на гнучкій підкладці (слюда). При доборі слюди відповідної якості та її додатковій обробці можна одержати сенсори Холу товщиною близько 50 мкм.

Магніторезистори. Магніторезистивний ефект полягає в зміні опору напівпровідника під дією магнітного поля. Напівпровідниковий резистор, величина якого змінюється під дією магнітного поля, називається **магніторезистором**.

Для випадку виникнення ЕРС Холу в напрямку осі ОХ (див. рис. 6.14) електричне поле E_x компенсується дією магнітного поля й носії заряду рухаються по тій же траєкторії, що й без магнітного поля.

Внаслідок розсіювання зарядів, їхні швидкості відрізняються від середнього значення i , залежно від того, більша або менша швидкість, носії заряду будуть відхилятися від прямолінійного шляху в ту або іншу сторону. Це призводить до зменшення внеску в провідність носіїв заряду, які рухаються зі швидкістю, відмінною від середньої, і збільшенню опору напівпровідника.

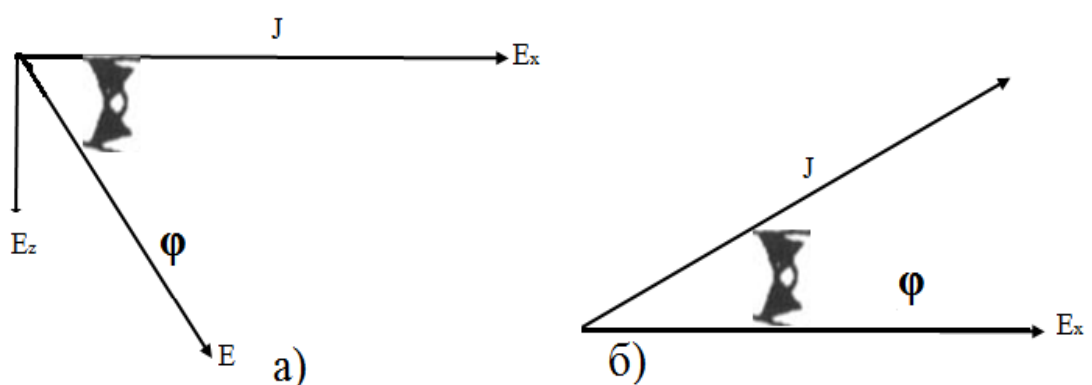


Рис. 6.14. Утворення кута Холу між напрямками щільності струму J і напрямком напруженості електричного поля E_x в обмеженому (а) і необмеженому (б) напівпровідниках

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Оскільки електричне поле Холу зменшує ефект магнітоопору, то значно більший опір спостерігають у напівпровіднику, необмеженому в напрямку осі ОХ. У цьому випадку не відбувається поділ і накопичення зарядів та виникнення ЕРС Холу. Траєкторія руху носіїв заряду відхиляється від напрямку зовнішнього електричного поля E_z в напрямку сили Лоренца. Вектор щільності струму J збігається за напрямком зі швидкістю руху носіїв заряду, тому він відхиляється від напрямку електричного поля на деякий кут φ , що називається **кутом Холу**. Утворення кута Холу проілюстровано на рис. 6.14. для напівпровідника р-типу.

В обмеженому напівпровіднику навпаки: вектор J збігається за напрямком з напрямком зовнішнього електричного поля, а вектор сумарного електричного поля E відхиляється від нього на кут Холу. Величину кута Холу (рис. 6.14, а) можна виразити в такий спосіб:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{E_x}{E_z}. \quad (6.29)$$

З обліком того, що: $R = \frac{\mu_n}{\sigma}$ і $J = \sigma E_z$, маємо:

$$E_x = \frac{U_x}{a} = \frac{R \cdot I \cdot B}{a \cdot d} = \frac{\mu_p J \cdot B}{\sigma} = \mu_p E_z B. \quad (6.30)$$

Підставляючи значення E_x в (6.35), одержуємо:

$$\operatorname{tg} \varphi = \mu_p B. \quad (6.31)$$

Відхилення траєкторії руху носіїв заряду від напрямку електричного поля в необмеженому напівпровіднику є рівносильним зменшенню довжини вільного пробігу в напрямку E_z :

$$I_z = I_0 \cos \varphi \approx I_0 \left(1 - \frac{\varphi^2}{2} \right) = I_0 \left(1 - \frac{\mu^2}{B^2/2} \right), \quad (6.32)$$

де I_0 – довжина вільного пробігу носіїв заряду за відсутності магнітного поля.

Відносну зміну опору напівпровідника можна виразити в такий спосіб:

$$(\rho - \rho_0) / \rho_0 = (\sigma_0 - \sigma) / \sigma_0 = (I_0 - I_z) / I_0 = \mu^2 B^2 / 2. \quad (6.33)$$

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

На практиці для обмеженого й необмеженого напівпровідників зазвичай користуються спрощеним співвідношенням:

$$\frac{\Delta\rho}{\rho_0} = c\mu_{np}^2 B^2, \quad (6.34)$$

де c – коефіцієнт, що залежить від механізму розсіювання зарядів і геометричних розмірів зразка.

Магніторезистивні напівпровідникові і феромагнітні (наприклад, *InSb*, *InAs*, *Fe – Ni*, *V – Co – Fe*, *Ni – Co* – феромагнетики), чутливі перетворювачі й сенсори мають досить високу чутливість.

Сенсори Холу широко використовують у вигляді інтегральних схем, виконаних на кремнієвій підкладці. На основі чутливих перетворюючих елементів Холу або магніторезистивних елементів за допомогою проміжних перетворювачів можна одержувати сенсори тиску, маси, витрати речовини й зміни інших фізичних величин.

Ефект Джозефсона, тобто ефект надпровідності, що має місце за дуже низьких температур ($-150 \dots -250^\circ\text{C}$) дає можливість створювати надчуттєві сенсори, які забезпечують можливість перетворювати навіть мікрозміни магнітного поля, пов'язані із процесами, які відбуваються в живому організмі (величина індукції магнітного поля порядку 10^{-16} Тл).

6.8. Надвисокочастотні електромагнітні сенсори

Застосування індуктивних і ємнісних сенсорів обмежено умовами експлуатації: властивостями навколишнього простору, електромагнітними особливостями об'єкта досліджень. Для підвищення точності таких сенсорів необхідно суттєво підвищувати точність виготовлення їхніх конструктивних елементів, що не завжди можливо [6].

У надвисокочастотних (НВЧ) сенсорах відбуваються хвильові явища, які пов'язані з поширенням електромагнітних хвиль, і виникають за взаємодії цих хвиль із конструктивними елементами цього обладнання. При цього електричне і магнітне поля в системі

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

не можна розглядати розділеними в просторі, і саму систему не можна характеризувати зосередженими ємністю та індуктивністю.

СВЧ-системами з розподіленими параметрами є відрізки довгих ліній, які збуджуються, як правило, на частотах мегагерцового діапазону і які широко використовують у радіотехнічних пристроях як лінії передачі, частотно-задаючі елементи коливальних контурів високочастотних генераторів і в інших випадках. До типових електромагнітних СВЧ-систем з розподіленими параметрами відносять: двопровідну довгу лінію; екрановану двопровідну довгу лінію; коаксіальну довгу лінію; смугову лінію; порожнистий прямокутний, круговий або інший хвилевід; об'ємний (наприклад, сферичний) резонатор; антенний пристрій (наприклад, щілинний або рупорний).

Фізична основа використання НВЧ електромагнітних систем як засобів одержання первинної інформації полягає в тому, що електромагнітне поле НВЧ-сенсора змінюється під час взаємодії з об'єктом. Це призводить до виникнення деякого взаємозв'язку між параметрами, які характеризують об'єкт (фізичними величинами, які перетворюються), і параметрами поля НВЧ, яке сенсор випромінює на об'єкт і сприймає після його взаємодії з об'єктом.

У чутливих НВЧ-перетворюючих елементах використовують зміни інтегральних характеристик НВЧ-систем. Інтегральні характеристики НВЧ-систем визначаються закономірностями, зумовленими взаємодією електромагнітних хвиль із матеріальним середовищем, у якому вони поширюються, тобто з об'єктом.

До інтегральних характеристик НВЧ-систем відносять:

- добротність;
- резонансну частоту;
- кількість коливань за одиницю часу;
- час поширення електромагнітної хвилі;
- доплерівський зсув частоти;
- потужність і амплітуду відбитої хвилі;
- положення вузла або пучності стоячої хвилі;
- фазове зрушення відбитої хвилі, або хвилі, яка пройшла через об'єкт щодо початкової хвилі;

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

- зсув модульованих частот відбитої або падаючої хвиль;
- час протікання перехідних процесів.

Чутливими перетворюючими елементами НВЧ-сенсорів можуть бути:

- відрізки довгих ліній;
- хвилеводи;
- об'ємні коливальні системи;
- антенне обладнання;
- коливальні контури з розподіленими L і C-параметрами та інші контури, з'єднані із вторинними перетворювачами – підсилювачами, детекторами і т. п.

НВЧ-сенсори бувають **контактними** і **безконтактними**. Об'єкт може розміщуватися в резонаторах – рис. 6.15, а, в антенному обладнанні – рис. 6.15, в, або за ним – рис. 6.15, б.

Таким чином, інформацію про об'єкт несуть пов'язані з ним зміни параметрів резонаторних або антенних систем або НВЧ-електромагнітне поле, яке один раз пройшло через об'єкт – рис. 6.15, в.

Висока надійність, конструктивна простота, незалежність вихідних характеристик від зміни геометричних параметрів сенсорів, висока стабільність характеристик є характерними рисами НВЧ-сенсорів.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

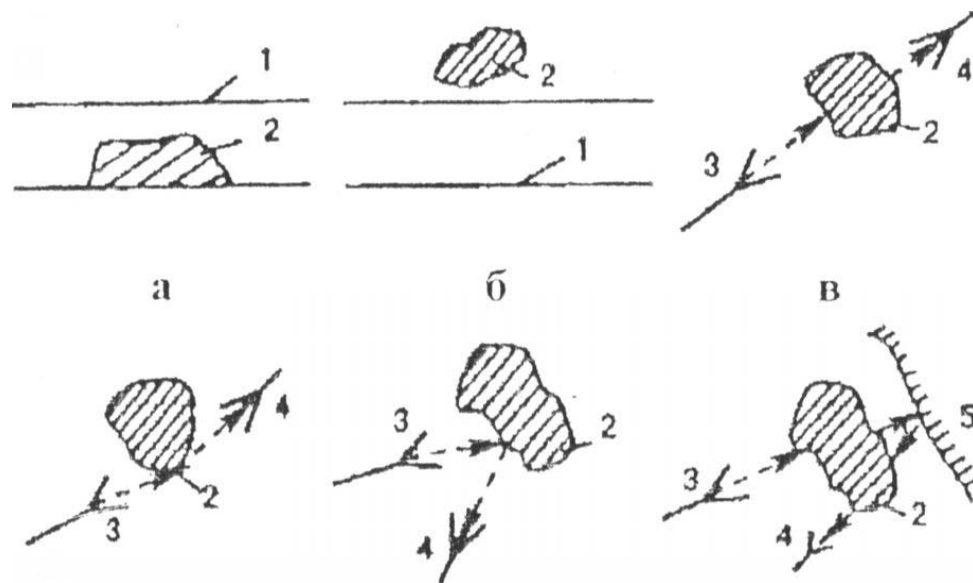


Рис. 6.15. Схеми, що пояснюють способи НВЧ-перетворення параметрів об'єктів: 1 – резонатор; 2 – об'єкт; 3 – випромінювач; 4 – приймальний елемент; 5 – відбивач електромагнітного поля

6.9. Сенсорні датчики електронного керування

В апаратурі вищої категорії складності (мікропроцесорна діагностична апаратура, електрокардіографи тощо) прагнуть зменшити використання механічних і електронних вузлів. При цьому необхідний режим роботи реалізується посиленням постійного струму або пучка прямокутних імпульсів. Це дозволяє підвищити надійність, спростити конструкцію й технологію виготовлення, створити новий стиль дизайну, суттєво розширити функціональні можливості й забезпечити зручність обслуговування.

Комутація відповідних електронних вузлів здійснюється торканням до сенсорного датчика (СД). СД перетворить фізичний вплив оператора в електричний імпульс.

СД, який використовує провідність шкіри. СД – рис 6.16, виконаний на складеному транзисторі V_1, V_2 .

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

У вихідному положенні базовий ланцюг транзистора V_1 відключений від джерела харчування, тому СД закритий. При торканні сенсорної пластинки (СП) негативний полюс джерела живлення, з'єднаний з роз'ємом 2, підключається через активний опір шкіри пальця (близько 10 МОм) до базового ланцюга транзистора V_1 , завдяки чому транзистор переходить у режим насичення. Водночас, на контактах 4-3, які приєднуються до входу блоку фіксації (БФ), з'являється напруга, близька за величиною до повної напруги джерела живлення.

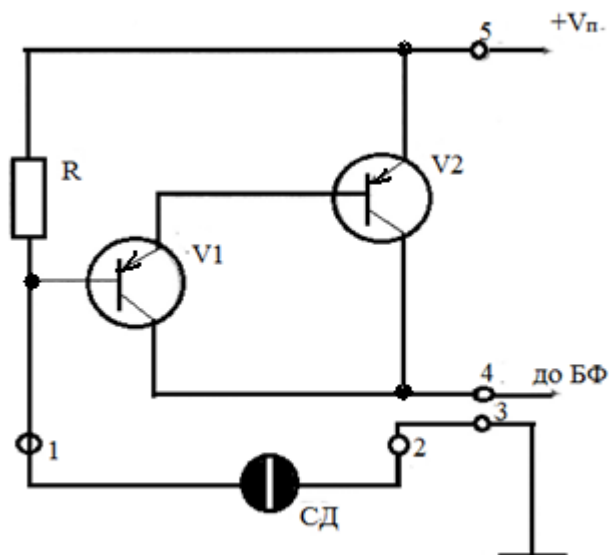


Рис. 6.16. Схема СД із використанням провідності шкіри

СД, який використовує фонове наведення. Дію датчика засновано на використанні фонові ЕРС, яка наводиться на тіло оператора від промислової мережі змінного струму – рис. 6.16.

При торканні сенсорного майданчика, у якості якого придатна будь-яка металева пластинка, пачка імпульсів змінного струму надходить на вхід підсилювача-обмежника V_1 . З обліком того, що фонові ЕРС підводять до підсилювача через електричний опір оператора ≈ 100 МОм (еквівалентна електрична ємність оператора $C_{\text{екв}} \approx 5$ пФ), вхід транзистора V_1 повинен бути досить високоомним.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

Тому доцільно підсилювач-обмежник виконати на польовому транзисторі.

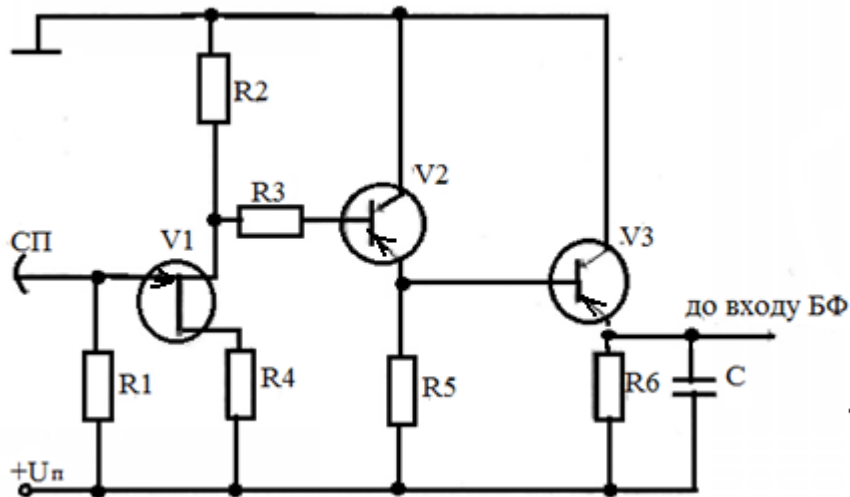


Рис. 6.17. Схема СД із використанням фонового наведення

У стоковому ланцюзі транзистора V_1 утворюються прямокутні імпульси, зміщені струмом спокою підсилювача до нульового рівня. Для усунення цього зсуву застосовують електронний ключ, виконаний на транзисторі V_2 . Далі імпульси із частотою повторення 50 Гц детектуються транзистором V_3 , який виділяє прямокутну, огиву пачки імпульсів. Включений у колекторний ланцюг V_3 інтегруючий конденсатор C запобігає змінам напруги на колекторі при закриванні транзистора. Це досягається вибором великого значення постійного часу розряду RC , яка визначається малим опором відкритого транзистора.

Високу напругу, яка знімається з колектора V_3 , використовують як джерело порушення блоку фіксації.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

СД, який використовує опір оператора для зменшення інтенсивності коливань

Схему СД, який використовує опір оператора, представлено на рис. 6.18. Високочастотна напруга, яка створюється локальним генератором Γ_x , підводить через ємнісний зв'язок $C_{св}$ до випрямного діода VD і транзисторів V_2-V_3 , які працюють у ключовому режимі. Значення ЕРС генератора і полярність діода підібрано таким чином, щоб випрямлена напруга дорівнювала прикладеному до емітерного переходу складеного транзистора у зворотному напрямку і за значенням, достатнім для його закривання. При торканні сенсорного майданчика СП до ємності $C_{св}$ підключається опір оператора (відносно Землі), у результаті чого створюється дільник напруги, який знижує рівень генераторної напруги, підведеної до детектора СД. Ступінь зниження цієї напруги повинен забезпечити перехід складеного ключа в режим насичення – інший стійкий стан. Елементи СД розраховують за усередненим еквівалентом повного опору оператора (відносно Землі).

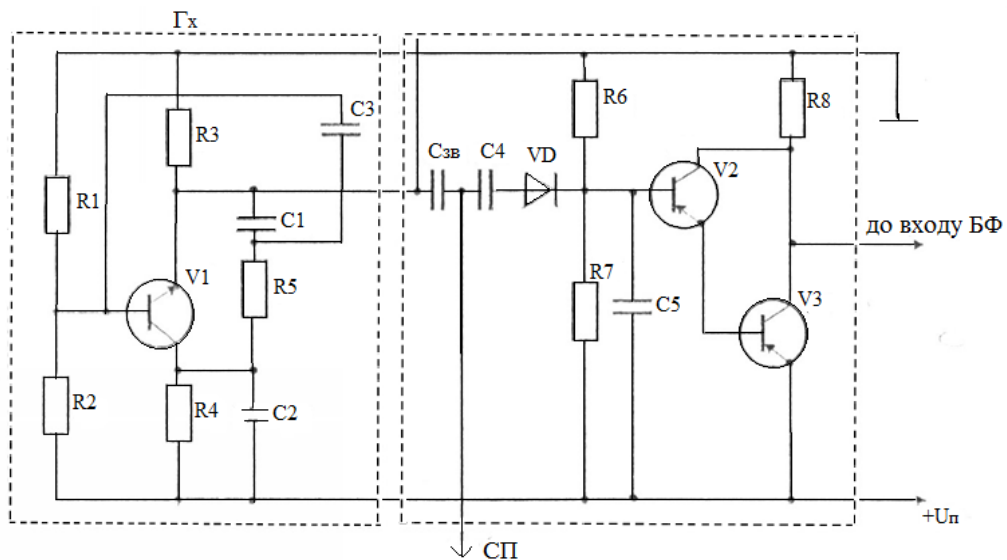


Рис. 6.18. Схема СД із використанням опору оператора для зменшення інтенсивності коливань

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

СД, який використовує опір оператора для порушення коливань

Датчик (рис. 6.20.) включає детектор і генератор, який працює в ключовому режимі. Детектор під час відсутності коливань генератора закритий і, відповідно, закритий БФ.

У нейтральному положенні генерація коливань відсутня, тому що базовий ланцюг транзистора V_1 ізолюваний від Землі. При торканні оператором сенсорного майданчика до базового ланцюга генератора підключається опір оператора. Для генерування коливань необхідно, щоб потенціал базового ланцюга у високочастотному діапазоні був близький до потенціалу Землі. Частота генератора повинна бути у високочастотному діапазоні порядку 30-40 МГц. При виникненні коливань детектор на транзисторі V_2 відкривається і повна напруга живлення надходить на вхід БФ.

СД, який використовує опір оператора для зриву генерування коливань

На цій схемі датчик (рис. 6.19.), побудований на транзисторі, виконує функції генератора і ключа.

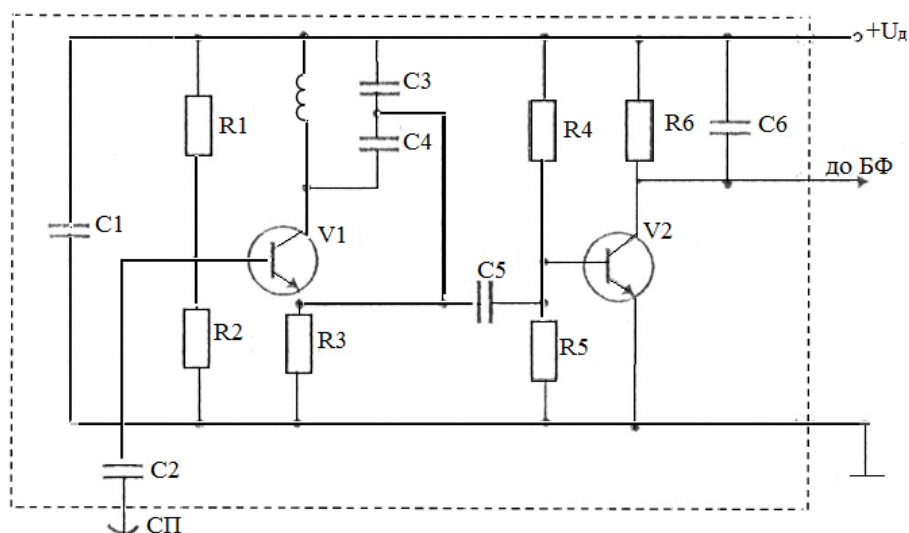


Рис. 6.19. Схема СД, який використовує опір оператора для порушення коливань

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

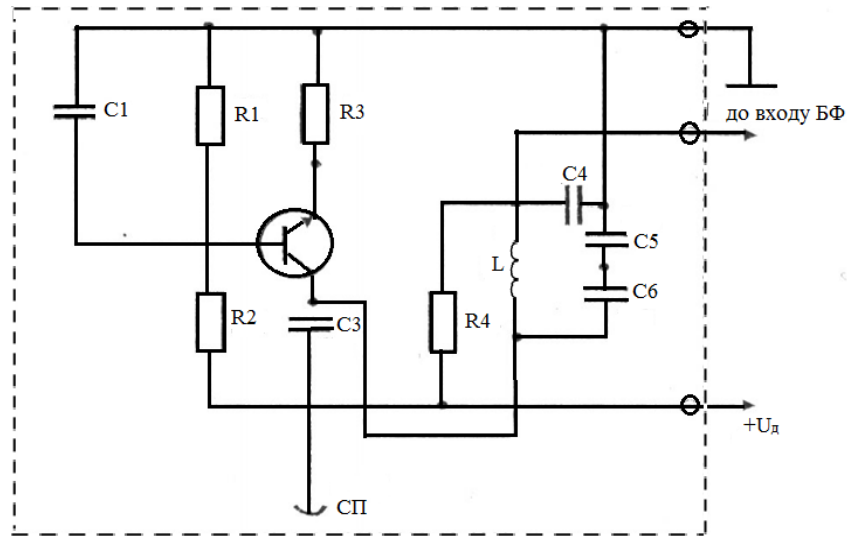


Рис. 6.20. Схема СД із використанням опору оператора

У режимі генерації коливань (нейтральний стан СД) постійна напруга на колекторі відносно Землі, яка підводить до входу БФ через контурну котушку, недостатня для відкриття БФ.

СД на фото резисторах

Цей датчик (рис. 6.21.) поєднує функції сенсорного майданчика і датчика. Як датчик використовують аттенюатор, виконаний у

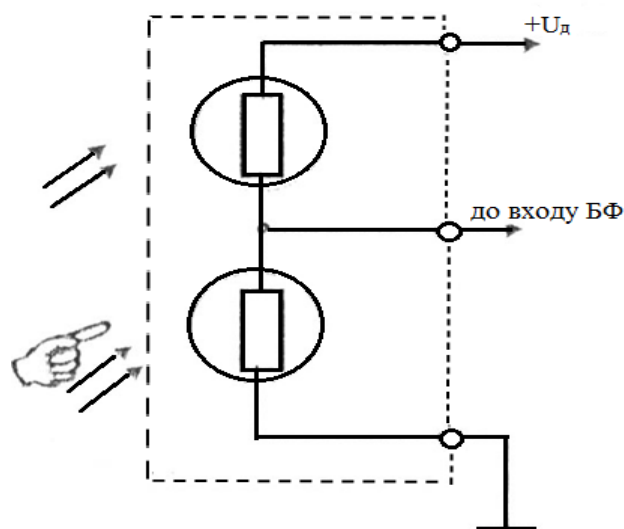


Рис. 6.21.. Схема СД на фоторезисторах

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

вигляді двох фоторезисторів різних типів, підібраних так, що верхнє плече має, за однакової освітленості, опір на порядок більший, ніж нижнє. Внаслідок цього напруга постійного струму, який знімається із середньої точки фоторезисторів на вхід БФ, є відносно невеликою.

При закритті оператором майданчика, під яким розміщений нижній фоторезистор, його опір збільшується, що викликає відповідне збільшення напруги на середній точці аттенюатора, і, в кінцевому підсумку, перехід БФ в інший стійкий стан.

Порівняльна характеристика різних типів СД

На відміну від інших типів датчиків, СД, які використовують електропровідність шкіри, є принципово контактним обладнанням, у якому замикання здійснюється через провідність пальця оператора. Тому при забрудненні контактів або їхньому окисненні, є можливим мимовільне спрацьовування датчика або його повна відмова.

Датчик із фоновим наведенням найбільш простий і надійний. Однак його можна використовувати тільки на стаціонарному обладнанні, встановленому в закритих приміщеннях, де має місце достатньо висока напруга поля промислової електромережі.

У СД, заснованих на використанні електроопору оператора, для використання в медичній апаратурі, яка функціонує в радіочастотній ділянці, найбільш придатний СД, який використовує опір оператора для порушення коливань. Такий СД, на відміну від інших типів, не створює перешкод радіоприйманню, тому що високочастотні коливання утворюються тільки в момент перемикавання.

СД, який використовує опір оператора для зриву коливань, є найбільш економічним – він побудований на одному транзисторі, який виконує функції генератора і ключа. Тому в цьому СД високочастотні коливання зриваються тільки в момент включення і його доцільно використовувати тільки в низькочастотній апаратурі. Та ж сама рекомендація стосується й СД, який використовує загальний для всіх сенсорних ключів генератор.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

СД на фоторезисторах найбільш повно задовольняє вимогам інтегральної технології. Деякий його недолік – необхідність забезпечення невеликої освітленості в момент перемикання.

Контрольні питання та завдання

1. Охарактеризуйте дві основні внутрішні системи координації організмів.

2. У чому полягає призначення нервової системи як системи обробки інформації?

3. Яка функція провідних клітин (нейронів) нервової системи?

4. Що таке стимул і рецептор?

5. Наведіть приклади рецепторів.

6. Перелічіть типи рецепторів. Охарактеризуйте їх.

7. Поясніть сутність перетворення сенсорної інформації.

8. Перерахуйте й охарактеризуйте механічні стимули.

9. Розкажіть про роль механорецепторів у системі координації живих організмів.

10. Розкажіть про розміщення механорецепторів на тілі людини.

11. У чому полягає причина виникнення рецепторного потенціалу?

12. Розкажіть про функції терморецепторів. Охарактеризуйте їх.

13. Що таке хеморецептори?

14. У якому діапазоні електромагнітних хвиль функціонують оптоелектронні сенсори?

15. Перелічіть можливості світла як носія інформації.

16. Які переваги й недоліки в порівнянні з іншими носіями інформації має світло?

17. Перелічіть чутливі перетворювачі оптоелектронних сенсорів.

18. Якими основними перевагами володіють оптоелектронні сенсори?

19. Для чого використовують тензосенсори?

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

20. Перелічіть основні параметри, які визначають перетворювальну характеристику тензосенсорів. Охарактеризуйте їх.

21. Які схемні методи температурної компенсації дрейфу нуля тензосенсорів Ви знаєте? Охарактеризуйте їх.

22. Які принципи покладено в основу перетворення відповідних фізичних величин електромагнітними сенсорами?

23. Що являють собою індуктивні чутливі перетворюючі елементи?

24. У чому полягає принцип дії магнітопружного індуктивного чутливого елемента?

25. Як влаштовано диференційний чутливий перетворюючий елемент?

26. Як впливає температура на електрофізичні параметри напівпровідників?

27. Перелічіть види терморезисторів. Охарактеризуйте їх.

28. Розкажіть про принцип дії термісторів.

29. Перелічіть основні параметри термісторів.

Охарактеризуйте їх.

30. Які фізичні явища використовують у п'єзоелектричних сенсорах?

31. Що таке прямий і зворотний п'єзоелектричний ефект?

32. Що таке *коефіцієнт електромагнітного зв'язку п'єзокристала*?

33. Перелічіть основні типи п'єзоелектричних сенсорів. Охарактеризуйте їх.

34. Намалюйте еквівалентну схему п'єзоелектричного перетворювача й дайте відповідні пояснення.

35. У чому полягає принцип дії гальваномагнітних сенсорів?

36. Запишіть основні математичні вирази, що характеризують принцип дії гальваномагнітних сенсорів. Дайте їм фізичне пояснення.

37. Перелічіть основні параметри, що характеризують роботу магніторезисторів.

Розділ 6. СЕНСОРНА ІНФОРМАЦІЯ В СИСТЕМІ КООРДИНАЦІЇ ЖИВИХ ОРГАНІЗМІВ

38. Що являють собою НВЧ-сенсори з розподіленими параметрами?
39. Наведіть приклади типових електромагнітних НВЧ-систем із розподіленими параметрами.
40. У чому полягає фізична сутність використання НВЧ-електромагнітних систем як засобів одержання первинної інформації?
41. Перелічіть основні інтегральні характеристики НВЧ-систем.
42. Наведіть приклади чутливих перетворюючих елементів на основі НВЧ-сенсорів.
43. Нарисуйте структурну схему, що пояснює НВЧ-перетворення параметрів об'єктів.
44. Нарисуйте схему і дайте пояснення роботи СД, який використовує електропровідність шкіри.
45. Нарисуйте схему і дайте пояснення роботи СД, який використовує фонове наведення.
46. Нарисуйте схему і дайте пояснення роботи СД, який використовує опір оператора для зменшення інтенсивності коливань.
47. Нарисуйте схему і дайте пояснення роботи СД, який використовує фоторезистори.
48. Нарисуйте схему і дайте пояснення роботи СД, який використовує опір оператора для зриву генерування коливань.
49. Дайте порівняльну характеристику різних типів СД.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

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 і людському.

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

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.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

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.13.1).

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 (7x14x14 нм) при масі 2×10^{-21} кг.

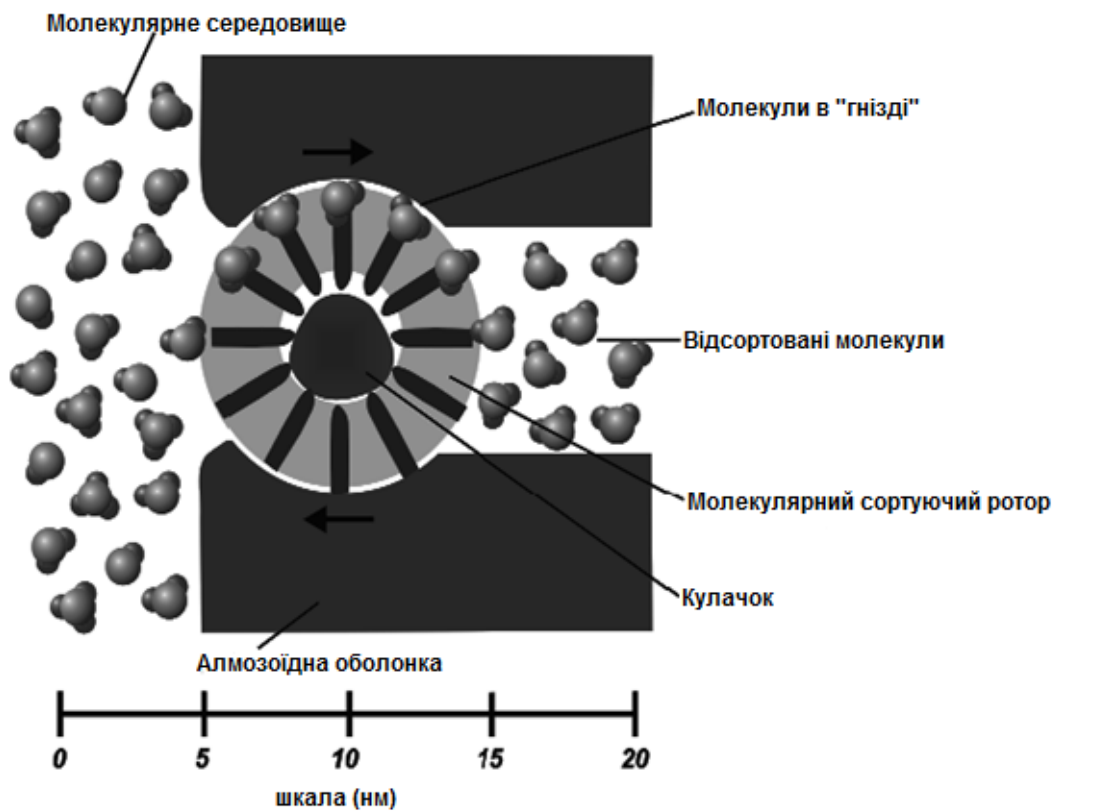


Рис.13.1. Молекулярний сортуючий ротор

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

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 не буде жодної чужорідної молекули. Приєднувальні «гнізда» роторів мають специфічну структуру і конструюватимуться за прикладом будови активних центрів деяких ферментів (атом за атомом).

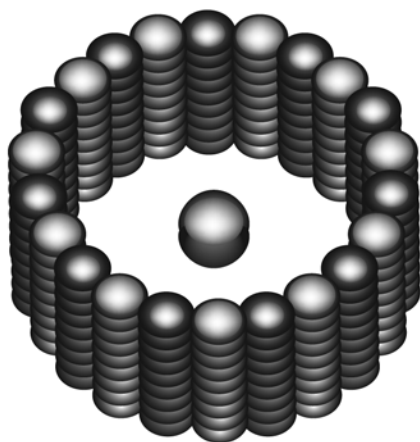


Рис.13.2. Нанотрубка у вигляді «гнізда»



Рис.13.3. 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. 7.2).

Рецептор по сигналу з комп'ютера, автоматично набуває форму шуканої молекули (рис. 7.3).

Тактильні сенсори

Тактильні сенсори – це сенсори, що відчують 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

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

(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 пікселів в матриці	20584 (124x166);
– розміри пікселя	81,6 x 81,6 мкм;
– розміри сенсорної матриці	10,1x13,5 мм;
– час оцифрування зображення	2 мс;
– час ідентифікації зображення	100 мс;
– споживана потужність	190 мкВт.

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.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

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 найближчому таборі.

Завдяки таким якостям, як бездротовість, автономність, мініатюрність, множинність, надійність і відносно низька вартість, «розумний пил» вже стрімко знаходить застосування в повсякденному людському житті. Крім військового і поліцейського застосування, сенсорні самоорганізовані мережі можна використовувати і в мирних

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

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.

7.1. Сенсори на основі оптичних хвильоводів із фотонно-кристалічною структурою

Сенсор на основі оптичних хвильоводів – це датчик фізичних величин, в конструкції якого як чутливий елемент і середовище, що передає оптичне випромінювання, використовують оптичний хвильовод. Чутливий елемент сенсора перетворює певну фізичну дію в зміну властивостей випромінювання, яке пройшло, відбилося або розсіялося.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

За принципом дії хвилеводні сенсори можна розділити на групи відповідно до того, який параметр оптичної хвилі вимірюється для отримання інформації про фізичну дію: інтенсивність, фаза, стан поляризації, спектральний або модовий склад випромінювання.

На сьогодні волоконні світловоди з одновимірною або двовимірною фотонно-кристалічною структурою розглядаються як один з найбільш перспективних чутливих елементів волоконно-оптичних датчиків фізичних величин. До їх основних переваг можна віднести захищеність від дії електромагнітних полів, високу чутливість, надійність, відтворюваність і широкий динамічний діапазон вимірювань; можливість спектрального і просторового мультиплексування чутливих елементів, розташованих в одному або в кількох світловодах, значну відстань до місця проведення вимірювань, малий час відгуку на зміну вимірюваної величини, високу корозійну і радіаційну стійкість, малі габарити і масу.

Резонансна довжина хвилі брегівських ґраток λ_{BG} залежить від температури світловода і від прикладених до нього механічних напруг розтягування та стискання. Ця залежність описується наступним рівнянням:

$$\lambda_{BG} = 2n\Lambda \left(\left(1 - \left(\frac{n^2}{2} \right) \right) [p_{11} - \nu(p_{11} + p_{12})] \varepsilon + \left[a + \frac{1}{n} \frac{dn}{dT} \right] \Delta T \right), \quad (7.1)$$

де ΔT – зміна температури; ε – прикладена механічна напруга; p_{ij} – коефіцієнти пружно-оптичного тензора; ν – коефіцієнт Пуассона; a – коефіцієнт теплового розширення кварцового скла; n – ефективний показник заломлення основної моди. Це співвідношення дає типові значення λ_{BG} залежно від температури $\sim 0,01 \text{ нм/К}$ і відносного видовження світловода $\sim 10^3 \Delta L / L \text{ нм}$.

Ця обставина лежить в основі використання волоконних брегівських ґраток (ВБР) як чутливих елементів датчиків фізичних величин.

Запропонована велика кількість способів вимірювання зміщення λ_{BG} . Найбільш прямим із них є вимірювання спектра

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

пропускання/відбивання ґратки за допомогою широкосмугового джерела випромінювання і спектроаналізатора або за допомогою вузькосмугового лазера, здатного переналаштовуватись, і фотоприймача. Такий спосіб є нечутливим до оптичних втрат, які можуть виникати в оптичному тракті при проведенні вимірювань, і забезпечує високу точність вимірювань λ_{BG} . Разом із тим така схема реєстрації використовує достатньо дороге обладнання і має обмежену швидкодію.

Вищу швидкодію забезпечують схеми вимірювань, в яких спектральний зсув ґратки перетворюється в зміну інтенсивності оптичного сигналу, що потрапляє на фотоприймач. Це може бути реалізовано, наприклад, при використанні додаткового спектрального фільтру з похилою характеристикою пропускання. Таким фільтром, зокрема, може бути інша волоконна брегівська ґратка. Нахил спектральної залежності фільтру задає динамічний діапазон і чутливість волоконного датчика.

Вказані схеми дозволяють виміряти фізичну величину в місці знаходження ВБР, разом з тим часто виникає потреба вимірювання просторового розподілу цієї величини. Для цього були розроблені схеми, що дозволяють мультиплексувати чутливі елементи, зокрема розташовані в одному світловоді. До таких схем слід віднести:

- спектральне мультиплексування каналів, за якого чутливі елементи рознесені на різні довжини хвиль;
- використання оптичних перемикачів, що підключають той чи інший чутливий елемент до системи вимірювання;
- просторово-часове мультиплексування, за якого відгук від кожної з ґраток реєструється в різні моменти часу;
- комбіновані схеми, що включають в себе декілька принципів мультиплексування каналів, перерахованих вище.

Перераховані схеми вимірювання λ_{BG} , як правило, забезпечують точність вимірювання температури $\pm 0,1^\circ\text{C}$ і відносного видовження -10^{-6} .

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

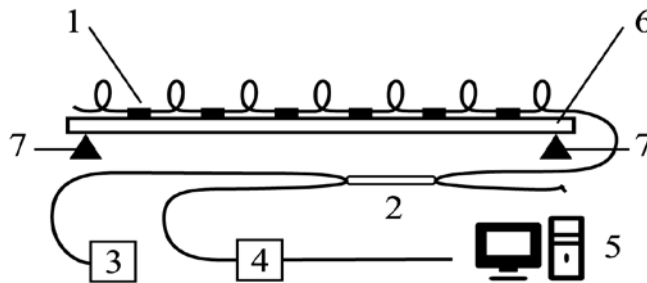


Рис. 7.4. Квазірозподілена система вимірювання температури і деформації об'єктів

Як приклад розглянемо квазірозподілену систему вимірювання температури і деформації об'єктів, розроблену в Центрі волоконної оптики ІОФ РАН під керівництвом академіка Е. М. Діанова (рис. 7.4).

Широкосмуговий сигнал від напівпровідникового джерела світла 3 за допомогою волоконно-оптичного розщеплювача 2 поступає у волоконну вимірювальну лінію 1. Відбитий ґратками сигнал через той самий розщеплювач поступає на оптичний аналізатор спектра 4. Персональний комп'ютер 5 через визначені проміжки часу зчитує спектр і обробляє його за допомогою спеціальної програми.

Система побудована на основі спектрального мультиплексування окремих каналів, кожний з яких є спектром відбивання однорідної волоконної брегівської ґратки завдовжки 5мм. Максимум відбивання від ґратки залежить від температури і деформації світловода. За зміщенням резонансних довжин хвиль ґраток за допомогою спеціально розробленого програмного забезпечення встановлюється температура і деформація об'єкта.

Система містить 12 ґраток, що дозволяє вимірювати температуру і деформацію в шести рознесених в просторі точках об'єкту. Спектр відбивання наведений на рис. 7.5.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

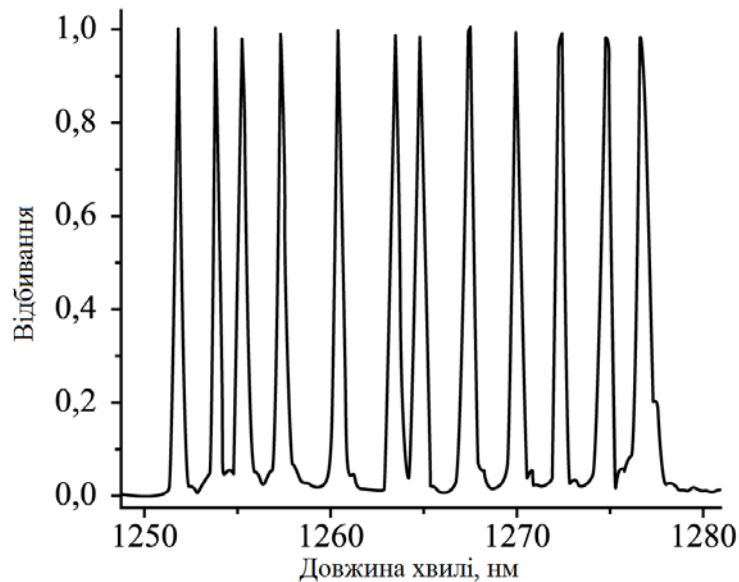


Рис.7.5. Спектр відбивання серії волоконних брегівських ґраток у системі вимірювання температури і деформації

7.2. Сенсори на основі вуглецевих нанотрубок

Вуглецеві нанотрубки (ВНТ) для вимірювання сили

Фізики з Корнельського університету використали вуглецеві нанотрубки для створення нанометрового електромеханічного резонатора, здатного вимірювати гранично малі сили [8]. Сенсор складається з однієї нанотрубки, підвішеної між двома золотими електродами (рис. 7.6).

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

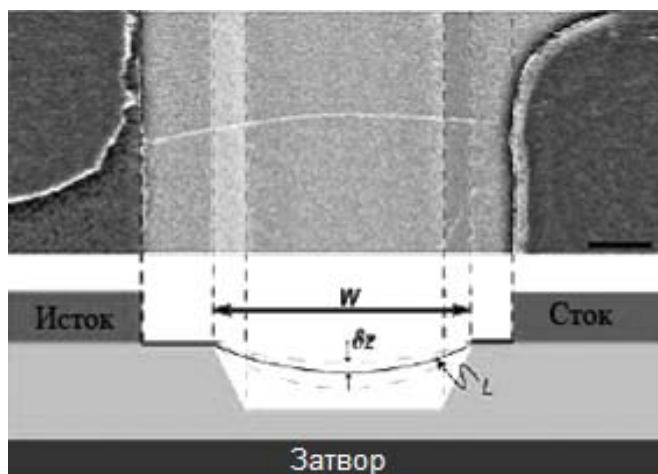


Рис. 7.6. Знімок пристрою, виконаний за допомогою електронного мікроскопа (вгорі), і його схема (внизу)

Масштабна смужка справа складає 300нм. Металеві електроди виділені жовтим кольором, а поверхня оксиду кремнію – сірим. Межі канавки, завширшки 1,2-1,5 мкм і глибиною 500нм, відмічені пунктиром. Видно, як над канавкою натягнута нанотрубка.

Наноелектромеханічні системи можна використовувати в самих найрізноманітніших галузях, включаючи вимірювання надмалих мас і сил. У подібних пристроях механічний елемент рухається під дією сили, а високочутливий детектор реєструє його переміщення.

Вуглецеві нанотрубки є ідеальними кандидатами для створення таких пристроїв, оскільки вони здатні витримувати великі напруги розтягу. Крім того, нанотрубка може працювати як транзистор і вимірювати своє власне зміщення. Завдяки цьому вона здатна водночас бути і в ролі механічного елемента, і в ролі чутливого детектора.

У такій конструкції натяг нанотрубки створюється за допомогою напруги, що прикладена до затвору (рис. 7.6). Це впливає на характер коливань нанотрубки, що фіксуються за зміною її провідності. Вчені можуть варіювати і вимірювати резонанс нанотрубки в широкому діапазоні частот – від 3 до 200 МГц – просто шляхом зміни напруги на

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

затворі. Таким чином, система здатна вимірювати зсуви аж до 0,5 нм і сили, які в 10 разів менше досягнутих на сьогодні значень.

Сенсор для вимірювання концентрації водню в розчинах рН

ВАХ вуглецевої нанотрубки характеризується чутливістю до величини рН розчину, що омиває нанотрубку. Це дозволяє створити надмініатюрний сенсор для визначення основної електрохімічної характеристики водних розчинів.

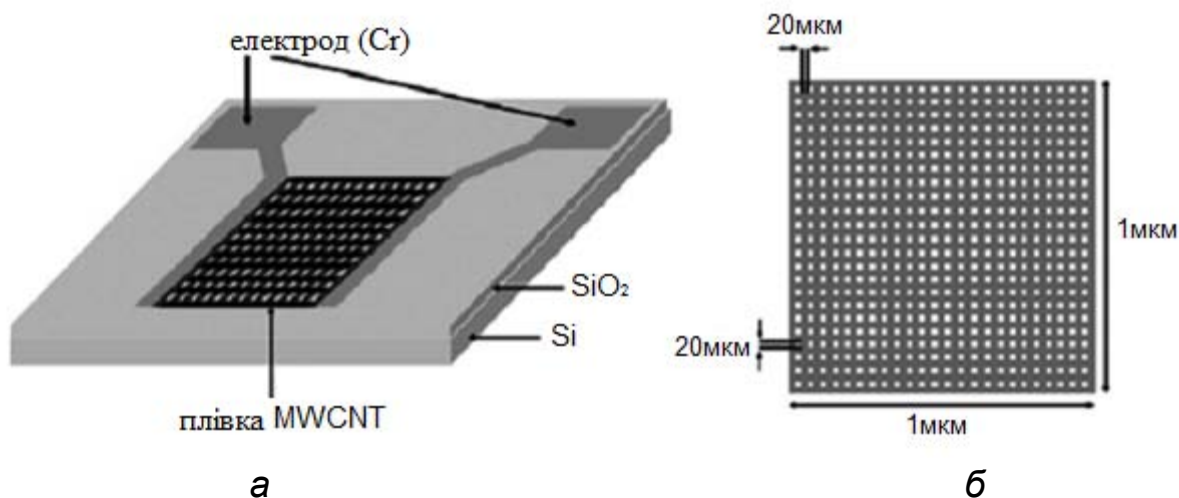


Рис. 7.7. Схема сенсора – а; структура плівки з багат шарових ВНТ – б

Схема приладу представлена на рис. 7.7, а. На кремнієву підкладку площею 1,5x1,5 мм² і товщиною 450 мкм нанесений ізолюючий шар діоксиду кремнію товщиною 150 нм. Підготовлена літографічним методом ділянка поверхні підкладки площею 1x1 мм² покривається частинками кобальту-катализатору розміром 8 нм, на якій методом хімічного осадження парів вирощували плівку багат шарового ВНТ.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

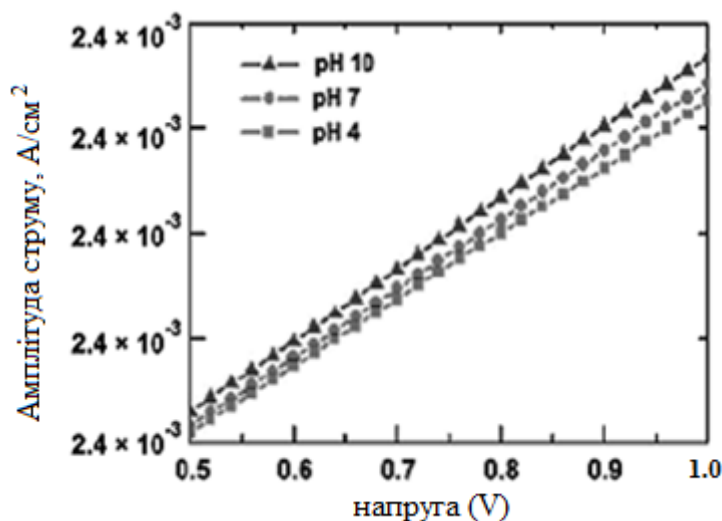


Рис. 7.8. Вольт-амперні характеристики плівки багат шарових ВНТ, виміряні для різних величин рН розчину, нанесеного на плівку

Після закінчення процедури вирощування ВНТ вимірюється ВАХ плівки з використанням конфігурації, показаної на рис. 7.8. При цьому на поверхню плівки наносять краплю водного розчину, величина рН якого змінювалася від 4 до 10.

Результати вимірювань, представлені на рис. 7.8, демонструють помітну чутливість ВАХ зразка до величини рН розчину. Зростання рН розчину супроводжується збільшенням провідності зразка, який знаходиться по нахилу ВАХ. Фізичний механізм, який визначає спостережувану залежність провідності від рН, автори пояснюють висувуючи припущення, згідно якого адсорбція гідроксильних груп нанотрубками створює акцепторний рівень на їх поверхні і збільшує провідність ВНТ.

Газовий сенсор на основі вуглецевих нанотрубок

Висока чутливість електронних характеристик до присутності молекул, сорбованих на поверхні, а також рекордна величина питомої поверхні, що сприяє такій сорбції, роблять вуглецеві нанотрубки

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

перспективною основою для створення надмініатюрних сенсорів, що визначають вміст газових домішок в атмосфері.

Відомо про безліч спроб створення сенсора на основі одиначної ВНТ. Принцип роботи таких сенсорів заснований на зміні вольт-амперних характеристик нанотрубки в результаті сорбції газових молекул певного сорту на її поверхні. Проте виготовленню такого пристрою в промисловому масштабі перешкоджають труднощі, пов'язані із забезпеченням надійного контакту нанотрубки з вимірювальним пристроєм, а також із значним розкидом електричних параметрів індивідуальних ВНТ.

У зв'язку з цим більш цікавими з практичної точки зору є пристрої, що містять велику кількість нанотрубок. Такі пристрої при збереженні мініатюрних розмірів істотно простіші у виготовленні і мають стабільніші робочі характеристики.

Механізм дії одного з подібних пристроїв був продемонстрований нещодавно групою співробітників Дослідницького Центру Тулузи (Франція), які виявили істотну залежність характеру пропускання мікрохвильового випромінювання матеріалу, що містить двохшарові нанотрубки, від вмісту домішок в атмосфері.

Зразки двохшарових нанотрубок діаметром близько 2 нм і довжиною близько 10 мкм, що відрізняються підвищеною чистотою і високою відтворюваністю електричних, магнітних і оптичних характеристик, були одержані в результаті термічного розкладу метану над каталізатором на основі CoMo-MgO . Нанотрубки у вигляді порошку вводили в порожнину копланарногохвильоводу (CPW), виготовленого з кремнію і закріпленого на тонкій діелектричній мембрані (рис. 7.9).

Матеріал мембрани характеризується діелектричною постійною, близькою до одиниці, і високим коефіцієнтом пропускання для мікрохвильового випромінювання в діапазоні частот 1-110 ГГц. З метою дослідження сенсорних характеристик пристрій витримували упродовж 15 годин - при тиску азоту 5 атмосфер.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

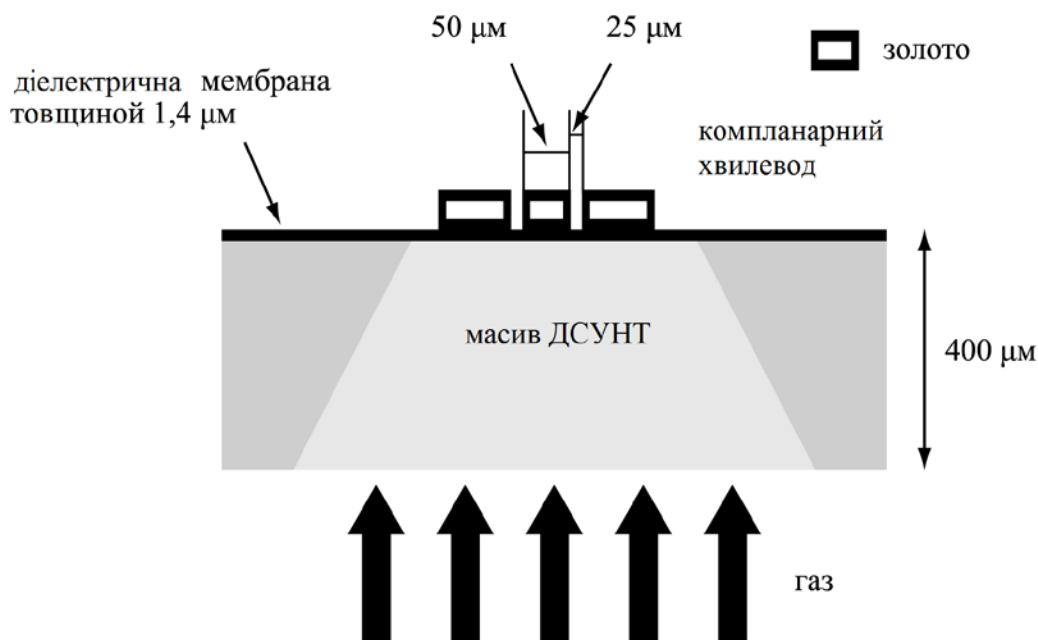


Рис. 7.9. Схема сенсорного пристрою на основі масиву двошарових нанотрубок

Результати вимірювань коефіцієнта пропускання мікрохвильового випромінювання, а також фазового зсуву хвилі у вказаному спектральному діапазоні вказують на істотні зміни цих параметрів у результаті сорбції газу.

Так, для випромінювання частотою 60 ГГц зміна коефіцієнта пропускання складає 2 дБ, а для фазового зсуву ця зміна складає 25 градусів. Час відновлення початкових характеристик приладу складає декілька годин за кімнатної температури. Цей час, проте, може бути значно зменшений в результаті прогрівання приладу.

Новий тип наносенсора для визначення маркера астми – оксиду азоту використовує зміну провідності вуглецевих нанотрубок. Всі атоми одностінних вуглецевих нанотрубок розташовані на поверхні, що підвищує чутливість їх електронної структури до змін навколишнього середовища. Вимірюючи провідність ланцюга таких нанотрубок у

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

польовому транзисторі, можна виявити присутність біомаркера астми – оксида азоту (NO). На рис. 7.10 наведено схематичне зображення покритого полімером (PEI) польового транзистора.

Оксид азоту, який міститься у видихуворої на астму людини, проходить через окислювач CrO_3 і перетворюється в NO_2 . Далі NO_2 потрапляє на поверхню польового транзистора. Покривши транзистор поліетиленіміном (PEI), дослідникам вдалося значно підвищити чутливість сенсора. Більш того, завдяки газовому фільтру, вимірювання можна проводити навіть у присутності сторонніх компонентів, таких як O_2 і CO_2 .

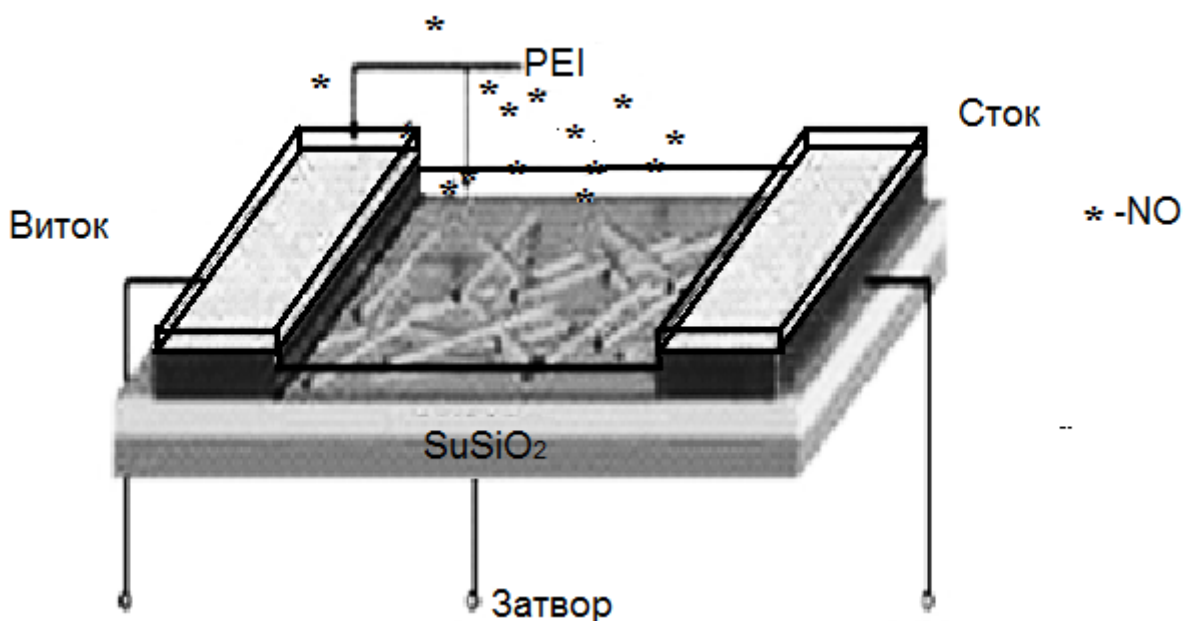


Рис. 7.10. Схематичне зображення польового транзистора, покритого полімером (поліетиленіміном)

Сучасні технології дослідження концентрації NO у хворих астмою вимагають дорогого устаткування, що змушує пацієнтів здійснювати регулярні поїздки в лікарню. Запропонований сенсор дозволить створити недорогий, портативний пристрій багаторазового використання, яким можна буде скористатися у будь-який час. Це

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

дозволить хворим астмою проводити діагностику на високому рівні в домашніх умовах.

Гнучкі водневі сенсори

Дослідники з Argonne National Laboratory (США) виготовили перші гнучкі водневі сенсори на основі одностінних вуглецевих нанотрубок, що містять частинки паладію на кінцях (рис. 7.11).

Крім здатності гнутися, ці сенсори багато в чому перевершують твердотільні аналоги. Вони характеризуються відмінними сенсорними властивостями, швидким відгуком і малим часом відновлення. Крім того, звичайні сенсори, що виготовляють із плівок високочистого паладію, мають вищу вартість. Використання пластикової основи, своєю чергою, дозволяє зменшити вагу і підвищити механічну міцність пристрою. Одностінні ВНТ високої якості були вирощені на підкладці Si/SiO₂ методом CVD за температури 900°C. Потім за температури 150°C нанотрубки були перенесені на пластик, і зверху на них були осаджені частинки паладію.

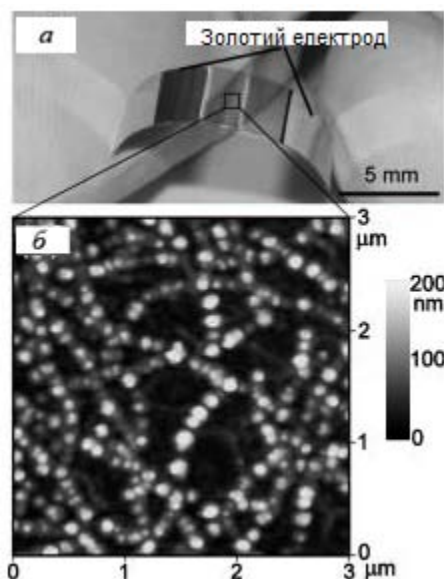


Рис. 7.11. Зовнішній вигляд сенсора (а); АСМ-зображення наночасток паладію, осаджених на масив ВНТ (б)

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Під час реакції наночастинок паладію і водню утворюється гідрид, що призводить до зміни електричного опору сенсора (рис. 7.12). Наприклад, за 0,05% вмісту водню в повітрі опір змінюється на 75%. Сенсор не втрачає своїх властивостей і не руйнується навіть після 2000 згинань. Такі сенсори (їх також називають «чутлива шкіра») можна застосовувати в багатьох галузях, особливо там, де потрібні гнучкість, міцність, легкість за достатньо невеликої вартості, наприклад, у портативній електроніці або транспортних засобах.

Сенсор для визначення концентрації вірусів

У наш час вже створені біосенсори, здатні визначати присутність аденовірусів в середовищі. Аденовіруси викликають гострі інфекційні захворювання органів дихання, очей і лімфатичних вузлів, рідше кишечника. На поверхні вірусу є білкові нитки з потовщеннями на кінці (кноб-доменами), які використовуються для зараження клітини (рис. 7.13) – кноб-домен вибірково зв'язується з особливим клітинним рецептором людини (CAR) і потім проникає в клітину (рис. 7.14). Ця специфічна взаємодія між CAR і кноб-доменами лягла в основу біосенсора [8,9].

Рецептори CAR були пришиті до поверхні окислених нанотрубок за допомогою дії мідного зв'язку. Після такої процедури CAR зберігає здатність взаємодіяти з аденовірусним білком. Встановлено, що залежність сили струму від напруги на затворі польового транзистора на основі нанотрубок, ковалентно пов'язаних з CAR, визначається тим, чи відбулося з'єднання між CAR і кноб-доменом аденовіруса, чи ні.

Для негативного контролю був використаний білок YieF, який не взаємодіє з CAR, при цьому додавання YieF не змінює властивостей такого польового транзистора.

Зазначений біосенсор можна використовувати не тільки для визначення кноб-домена оболонки аденовірусів, але й для виявлення цілих аденовірусів, а також всіх інших CAR-зв'язуючих вірусів.

Цей метод достатньо ефективний, має високу чутливість і дозволяє визначати наявність аденовірусів у режимі реального часу.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

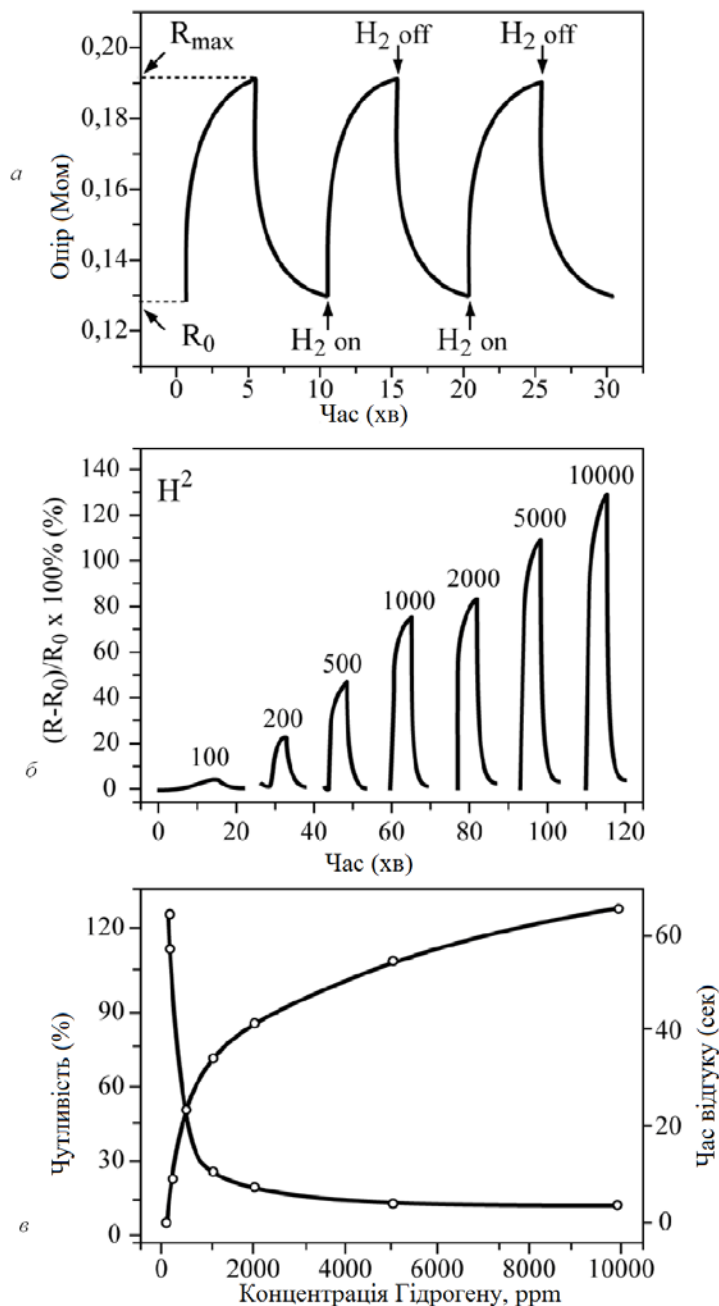


Рис. 7.12. Характеристики сенсора: а – зміна опору при експозиції в чистому повітрі і при додаванні 500 ppm водню; б – відгук сенсора за різного вмісту водню; в – залежність чутливості і часу відгуку від концентрації водню

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

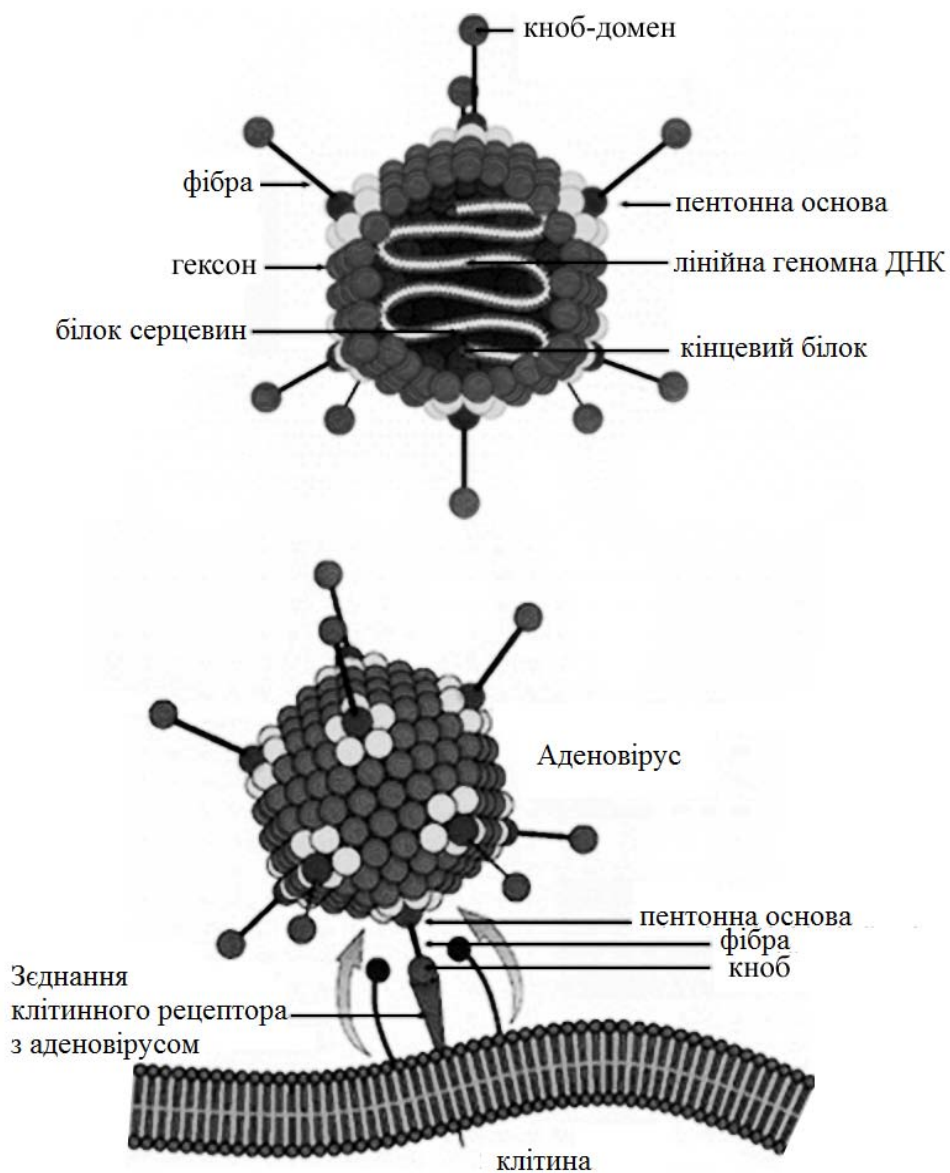


Рис. 7.13. Будова аденовірусу і взаємодія кноб-домена і рецептора CAR

Надалі дослідники планують створити біосенсор з однієї нанотрубки, що буде працювати за тим самим принципом. Більше того,

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

оскільки на сьогодні аденовіруси є першочерговими кандидатами для генної терапії, дослідники сподіваються застосувати біосенсор цього типу і в цій галузі.

Біосенсор на нанотрубках для детектування в крові клітин раку грудей

Нещодавно було виявлено, що нанорозмірні електронні прилади можуть бути використані для виявлення взаємодії різноманітних білків з відповідними антитілами, оскільки при цьому змінюються електричні властивості матеріалів, які лежать в основі цих приладів.

Було встановлено, що прилади «нанотрубка – антитіло» можуть виявити всі ракові клітини. Була розроблена матриця з польових транзисторів, об'єднаних GF1R і Her2 антитілами, яка продемонструвала дуже чутливе і селективне зчитування живого, неушкодженого MCF7 і BT474 людських клітин раку молочної залози в крові. Пучок нанотрубчастих приладів, які були об'єднані з GF1R і Her2 антитілами, показали зменшення питомої провідності на 60% за взаємодії з BT474 чи клітинами раку молочної залози MCF7.

Вважають, що вільна енергія змінюється в результаті взаємодії білка з антитілом і виникає тиск вздовж поверхні нанотрубки, що призводить до збільшення ширини забороненої зони. Оскільки зміна енергії після закріплення антитіла, напруга (тиск) на нанотрубку і зміна питомої провідності має певне значення для кожної взаємодії антитіла і антигену, то ці властивості можна було б використовувати як відбитки пальців для молекулярного зчитування різних ракових клітин.

Крім того, за допомогою оптичної мікроскопії було виявлено, що навіть приєднання однієї молекули білка до нанотрубки призводить до зміни провідності. Таким чином, можна стверджувати про винахід нанорозмірного онкометра з єдиним чутливим елементом – діаметром,

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

у 1000 разів меншим, аніж ракова клітина, яка функціонує в краплі свіжої крові (рис. 7.15).

Ця схема ілюструє конструкцію, функціонування антитіл і одну ракову клітину розміром 8–12 мкм, прикріплену до елемента антитіло – нанотрубка. Контакт нанотрубки складає близько 1 мкм у поперечному перетині, шунтований одиничною вуглецевою нанотрубкою 10–20 нм товщиною.

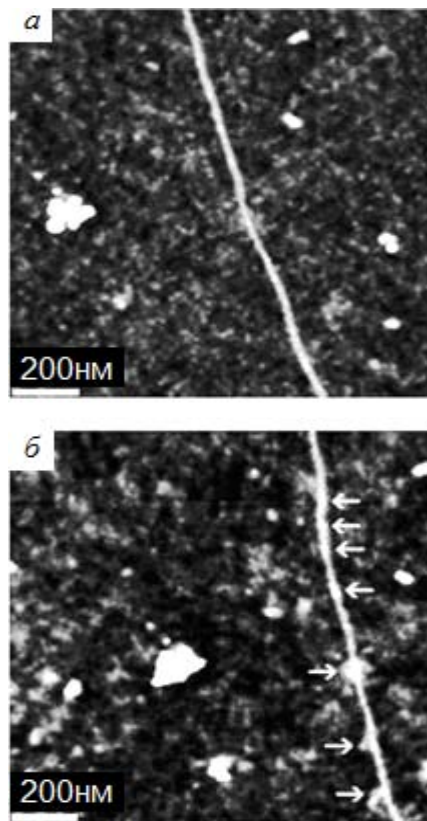


Рис. 7.14. Одностінна вуглецева нанотрубка на Si/SiO_2 підкладці (AFM) – а; та ж сама нанотрубка після того, як до неї був пришитий CAR-рецептор і доданий Клов-білок (AFM) – б

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

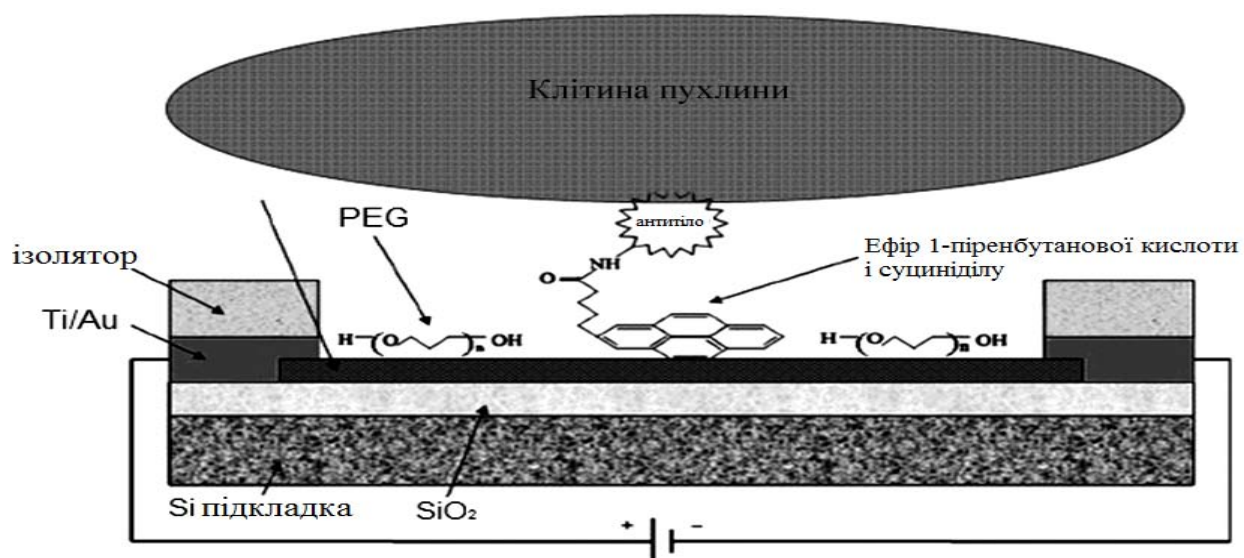


Рис. 7.15. Схематичне зображення сенсора для виявлення клітин раку молочної залози

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

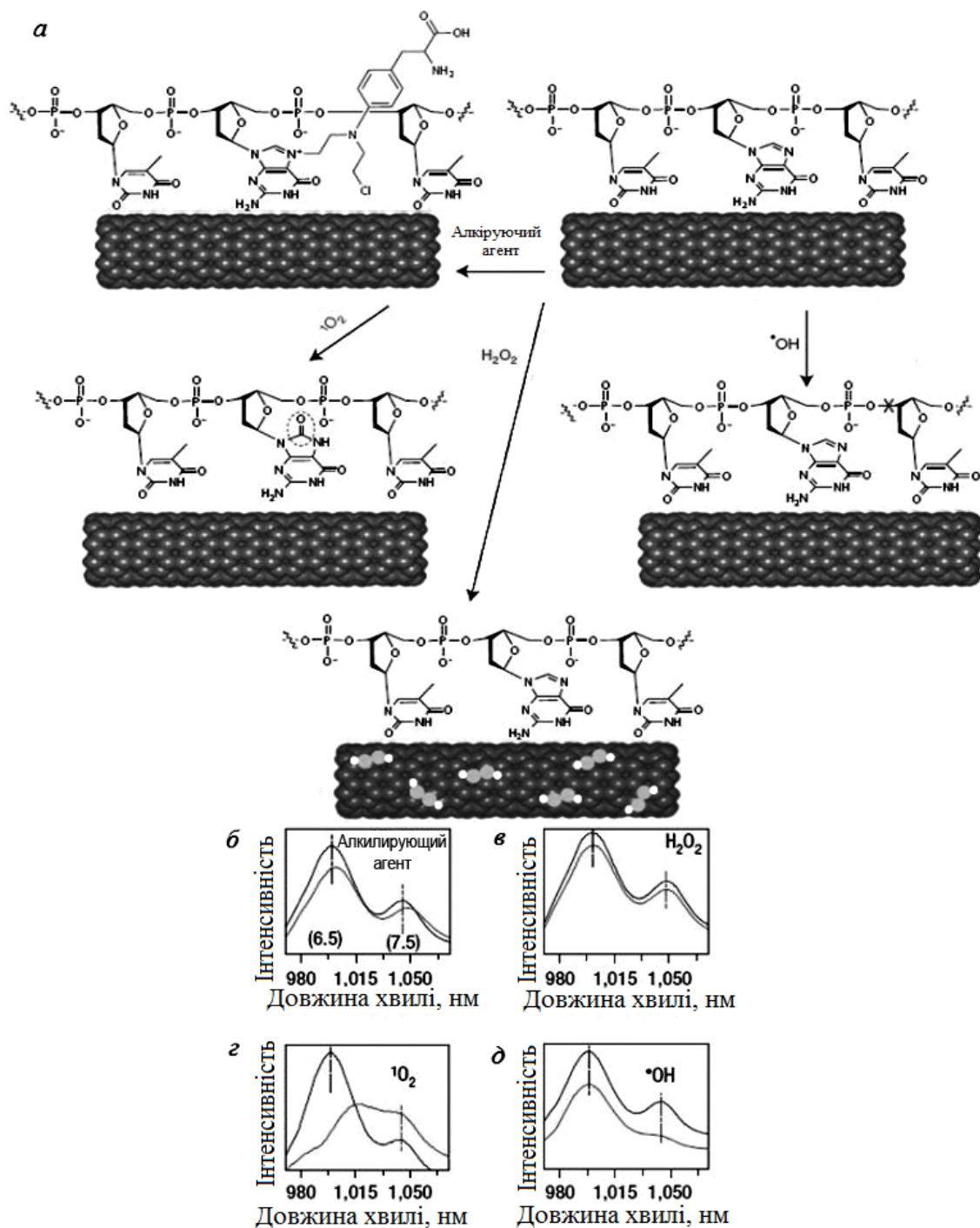


Рис. 7.16. Схема взаємодії сенсора з різними речовинами (а) і спектри фотолюмінесценції до і після реакції з мелфаланом (б), перекисом водню (в), атомарними киснем (г, д)

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

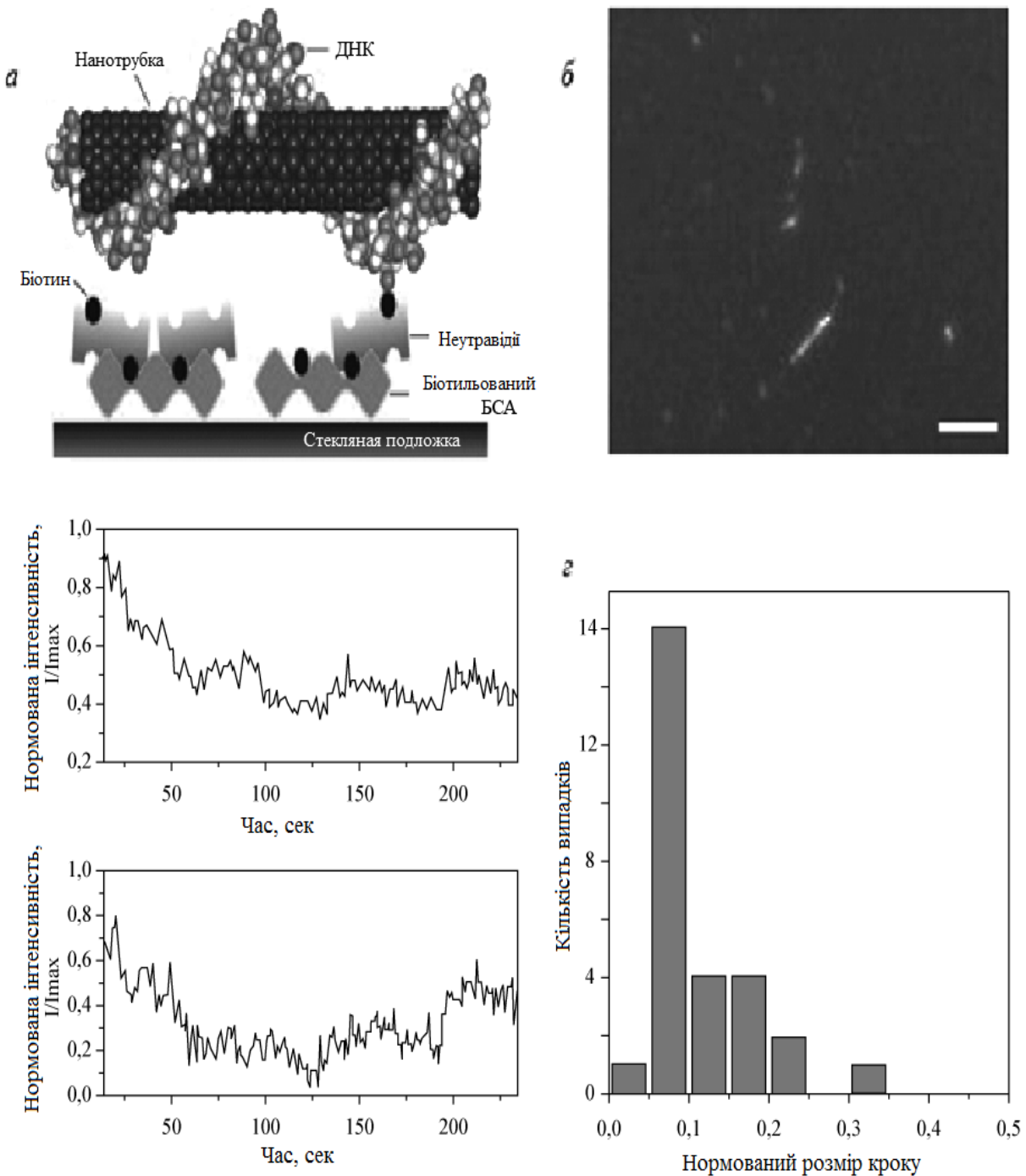


Рис. 7.17. Схема сенсора (а), фотолюмінесценція окремої ВНТ – б (шкала 10 мкм), ступінчаста зміна інтенсивності фотолюмінесценції – в і ділення величини стрибка – г

Біосенсор для детектування перекису водню на основі з'єднання вуглецевої нанотрубки і ДНК

Нанорозмірні сенсорні прилади на основі одностінних вуглецевих нанотрубок (ВНТ) володіють дуже великою чутливістю. Адсорбція навіть однієї молекули речовини, що визначається, призводить до зміни електронної структури трубки, що, в свою чергу, відображається на спектрах люмінесценції.

Якщо об'єднати ВНТ із молекулою ДНК, то можна одержати унікальний біологічний сенсор, який здатний працювати навіть усередині живої клітини. Саме таким приладам присвячена робота, в якій досліджений прототип сенсора на основі УНТ, пов'язаної з молекулами ДНК. При дії на систему алкуючого агента мелфалана спостерігається зсув піків люмінесценції в червону ділянку (рис. 7.16, б). Адсорбція ВНТ молекул перекису водню приводить до зниження інтенсивності люмінесценції (рис. 7.16, с). Взаємодія молекул ДНК з киснем і гідроксильними радикалами також впливає на її хімічну структуру і призводить до зміни спектрів фотолюмінесценції (рис. 13.16 е, д).

Крім того, для випадку взаємодії ВНТ із перекисом водню вчені повідомили про можливість виявлення одиночних молекул. Ступінчаста зміна фотолюмінесценції ВНТ пов'язана з адсорбцією і десорбцією окремих молекул перекису водню (рис. 7.17).

Фотодетектор

Зір завжди був однією з найбільших загадок природи, а очі дотепер залишаються неперевершеними наукою природними детекторами. Японські вчені з Національного інституту передової

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

індустріальної науки і технологій (AIST) змогли візуалізувати процес, який лежить в основі сприйняття органів зору.

У фоторецепторних клітинах знаходяться молекули ретиналя, які при дії світла переходять зі свогоцис-ізомеру в транс-ізомер (рис. 7.18), що запускає складний ланцюжок біохімічних реакцій, відповідальних за зір [8].

Хоча цей факт був добре відомий вже відносно давно, прямих спостережень цих структурних ізомерів в атомному масштабі не проводилося. Молекули ретиналя були прикріплені до молекул фулерена, які спочатку служили маркерами, а потім були поміщені у вуглецеві одностінні нанотрубки. Їх використовували як своєрідні штативи, обмежуючи молекулярний рух у межах свого вузького внутрішнього простору. Візуалізацію процесу переходу одного ізомеру в інший проводили за допомогою автоемісійного мікроскопа високої роздільної здатності, що дозволило одержати високу просторову роздільність (0,14 нм) за прискорюючої напруги 120 кВ, яка не пошкоджує електронним пучком навіть біомолекули.

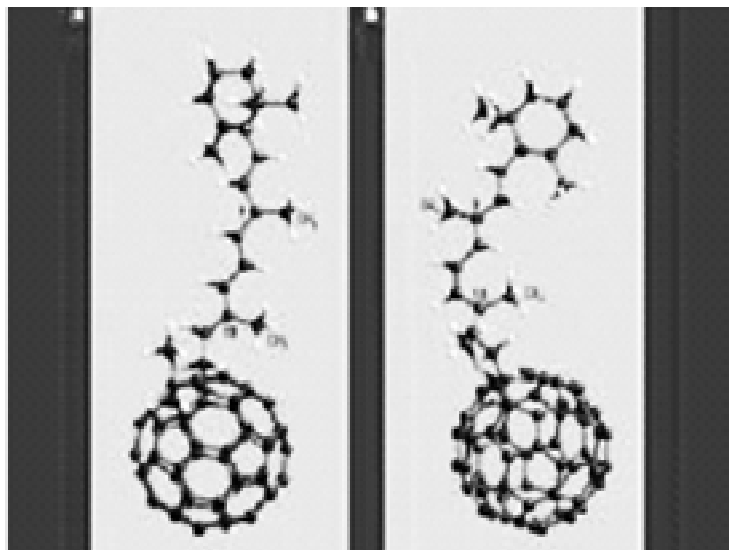


Рис. 7.18. Транс-ізомери – а і цис-ізомери – б ретіналя, прикріплені до молекули фулерена

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Пряме спостереження за конформаційними змінами ретинальних хромофорів у край важливо, оскільки дає можливість досліджувати їх активність на рівні окремих молекул. Ця технологія може допомогти модифікувати ретиналь на молекулярному рівні, що дозволить створити пристрої, що імітують дію ока. Електронний пучок мікроскопа не пошкоджує біомолекули всередині нанотрубок, тому цю методику можна застосовувати і для спостереження за такими процесами, як згортання білка, і стеричні завади.

7.3. Нанобіосенсори

Біосенсор являє собою аналітичний прилад, чутливим елементом якого є біологічний матеріал, що знаходиться в тісному контакті з фізичною поверхнею, яка перетворює фізико-хімічний сигнал, що генерується біологічним матеріалом при взаємодії з аналітом, в електричний сигнал (рис. 7.9) [9]. Сигнал фіксується, посилюється і обробляється відповідним устаткуванням зі спеціальними комп'ютерними програмами. Причому величина електричного сигналу пропорційна концентрації аналіта.

Біосенсори відрізняються типом використовуваних перетворювачів (трансд'юсерів) і біологічного матеріалу. Біосенсори для виконання імунохімічного аналізу одержали назву *імуносенсорів* чи *біоафінних сенсорів*, що визначають речовину на основі реєстрації специфічного зв'язування, на відміну від ензимних сенсорів, які реєструють продукт ферментативної реакції.

Існує також їх змішаний варіант - імуноензимний сенсор, в якому ферменти використовують для посилення чутливості реєстрації утворюваного імунного комплексу.

Виходячи з типу використовуваного фізичного перетворювача, імунні сенсори можна класифікувати як:

- електрохімічні;
- механічні;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

- калориметричні;
- магнітні;
- акустичні;
- оптичні.

Електрохімічні сенсори включають в себе амперометричні, кондуктометричні і ємнісні сенсорні пристрої, а також потенціометричні сенсори.

Потенціометричні сенсори реєструють зміну потенціалу електроду з іммобілізованою біологічною мембраною, яка відбувається в процесі специфічної взаємодії цієї мембрани з відповідним аналітом.

Амперометричні сенсори вимірюють струм, пропорційний концентрації вимірюваної речовини, який виникає в результаті окислення-відновлення електроактивних речовин на електроді, покритому біологічною матрицею.

Такі сенсори відносять до імуноензимного типу.

Кондуктометричні сенсори базуються на реєстрації змін провідності між парою електродів, які мають місце в результаті протікання біохімічної реакції, що супроводжується споживанням або продукцією електроліту.

Під час роботи ємнісних сенсорів визначають зміни місткості системи за умов специфічної взаємодії між біологічними молекулами.

Механічні сенсори базуються на використанні п'єзоелектричних матеріалів, здатних до коливань в електричному полі. Взаємодія певної речовини з її молекулою-мішенню на поверхні кристала такого матеріалу призводить до зміни поверхневої маси, що, - своєю чергою, викликає зміщення резонансної частоти його коливань.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

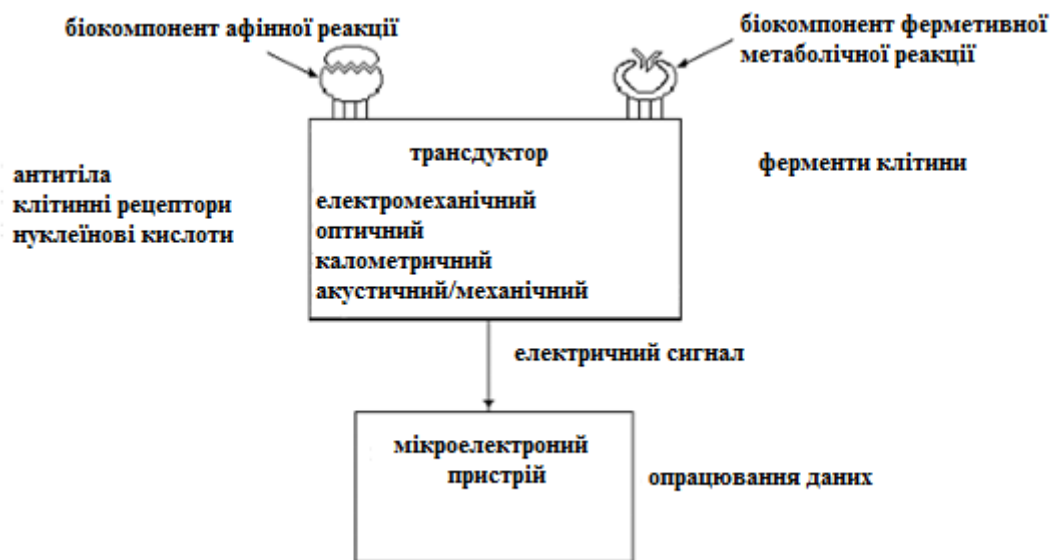


Рис. 7.19. Структурна схема біологічного сенсора

Сенсори на основі ефекту звукових коливань також використовують п'єзоелектричні кристали, але в комбінації з акустичними хвилями. Проходження специфічної взаємодії між молекулами на акустичній поверхні викликає зміну швидкості розповсюдження звукової хвилі.

Загальний принцип роботи калориметричних сенсорів полягає у вимірюванні тепла, що виділяється в результаті реакції між ферментом і субстратом або між антигеном АГ і антитілом АТ.

За допомогою магнітних сенсорів визначають зміну магнітної проникності, що виникає при використанні одного з імунокомпонентів, який помічено феромагнітною міткою.

В оптичних сенсорах реєстрація специфічної міжмолекулярної взаємодії відбувається за рахунок наявності відповідних елементів, чутливих до змін інтенсивності фотолюмінесценції ФЛ, флуоресценції, хемілюмінесценції, поглинання або розсіювання світла.

На сьогодні вже запропонована ціла низка підходів, які використовують різноманітні оптичні ефекти для розробки таких імуносенсорів, які базуються на оптичних волокнах, затухаючій

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

електромагнітній хвилі, безвипромінювальному перенесенні енергії, поверхневому плазмовому резонансі (ППР) та інтегрованій оптиці.

Проте зараз особливо стрімко розвивається створення нанобіосенсорів на основі наноматеріалів, які мають низку переваг у порівнянні із сучасними біосенсорами. Це, зокрема, менша споживана потужність, велика чутливість, селективність, менші габарити і маса.

Біосенсорні системи з використанням тонких плівок нанокристалічного кремнію

Як робочий елемент біохімічних і біологічних сенсорів перспективним є застосування пористого кремнію. Це стало особливо актуальним після того, як було показано, що пористий кремній є біосумісним матеріалом.

Біоматеріали за своїми властивостями поділяють на біоінертні, біоактивні і біорезорбційні. Біоінертні матеріали (наприклад, титан) мають мінімальні зміни в навколишніх тканинах, біоактивні матеріали зазнають певних змін у живому організмі, а біорезорбційні матеріали мають властивість розсмоктування в тканинах із регульованою швидкістю.

Виявилось, що залежно від величини пористості пористий кремній може бути віднесений до будь-якого з цих класів, що відкриває великі перспективи в створенні біомедичних приладів.

Застосування пористого кремнію (ПК) для забезпечення зв'язку біологічної і кристалічної систем, враховуючи його здатність приєднуватися до кісток, є одним із перспективних напрямів. Створення таких біочіпів на основі ПК, які можна було б вводити в організм, дозволило б проводити функціональну електронну стимуляцію органів, запрограмовану доставку ліків тощо.

Однією з цікавих властивостей пористого і нанопористого кремнію (НПК) є фотолюмінесценція у видимому діапазоні спектру з максимумом на довжині хвилі 640–670 нм під час опромінювання ультрафіолетом на довжині 350 нм. Причому встановлена залежність

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

інтенсивності фотолюмінесценції від розмірів кристалітів (рис. 13.20). Розмірне квантування носіїв заряду в НПК збільшує його оптичну ширину забороненої зони, наприклад, на величину:

$$\Delta E = \frac{3\pi^2\hbar^2}{\mu q^2} - \frac{3e^2}{\epsilon q}, \quad (7.2)$$

де μ – приведена ефективна маса; ϵ – діелектрична проникність.

Другий член в (7.2) описує зменшення енергії внаслідок кулонівської взаємодії фотогенерованих дірки і електрона. Відзначимо, що внаслідок малої ефективної маси дірок, а також через гофрування валентної зони внесок дірок у величину ΔE є, мабуть, домінуючим і згідно розрахунку складає близько 60%.

Важлива особливість цього матеріалу полягає в сильній залежності природи фотолюмінесценції від хімічного складу поверхні. Наприклад, хімічні реагенти, такі як йод реагують з поверхнею пористого кремнію, створюючи поверхневі пастки для носіїв заряду, що повністю пригнічує ФЛ.

Встановлено, що фізично адсорбовані хімічні препарати можуть пригнічувати ФЛ без якої-небудь реакції на поверхні. Розроблені хімічні сенсори, які використовують явище пригнічення ФЛ пористого кремнію низкою адсорбатів, які включають органічні розчинники, аміни, з'єднання ароматичного ряду, іони металів і корозійні гази. Багато органічних молекул проявляють властивість ефективного пригнічення ФЛ пористого кремнію.

Повідомлялось також про пригнічення ФЛ ароматичними розчинами. Зразки пористого кремнію були виготовлені електрохімічним методом на підкладці полірованого монокристала n-Si. Результати показали, що концентрація досліджених ароматичних розчинів (толуолу) може бути виміряна на рівні 1 ppm.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР



Рис. 7.20. Залежність інтенсивності фотолюмінесценції плівок нанопористого кремнію на довжині хвилі 650 нм від розмірів нанокристалів

Також визначено низку полярних розчинників і споріднених молекул, які включають метанол і етанол, а також бензол, толуол, ксилол, ефіри, діхлорметан і аклідін, які пригнічують ФЛ пористого кремнію.

Це явище було також застосовано для визначення концентрацій органічних газів. Виявлено, що молекули нітро-ароматів у повітрі можуть ефективно пригнічувати ФЛ плівок пористого кремнію. Проводився контроль ФЛ плівки нанокристалічного кремнію під дією продукту каталітичного окислення нітро-ароматів у присутності каталізатора Pt₂ або Pd за температури 250⁰C. Межі виявлення в 500 ppb, 2 ppb, і 1 ppb спостерігали для нітробензолу, 2,4-дінітротолуолу (ДНТ) і 2,4,6-тринітротолуолу (ТНТ) відповідно (час експозиції складав 5 хв для кожного з них на повітрі).

Експерименти показали, що каталізатори не окисляють пари бензолу, тому що контрольні досліди не показали розбіжності в ступені пригнічення ФЛ бензолом з або без використання каталізатора. Це

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

дозволяє використовувати їх для розпізнавання молекул, що містять нітро- та інші органічні сполуки.

Проводили дослідження поведінки ФЛ пористого кремнію під дією певної кількості органічної пари n-гексану, толуолу і метанолу в газовій фазі. Зменшення ФЛ (постійна часу – декілька секунд) може бути використано для визначення органічної пари в межах діапазону концентрацій близько 1–500 ppm. Межі виявлення датчика спирту, заснованого на пористому кремнії, встановлені орієнтовно на рівні 1 ppm.

Деякі металеві іони і оксиди також пригнічують ФЛ пористого кремнію. Виявлено, що спектр емісії показує придушення ФЛ під час занурення в розчини металевих іонів Cu^{2+} , Ag^+ и Au^{3+} , WO_3 и W_2O_5 , розчинені в метанолі. Фероцени теж являються речовинами, які добре зменшують (ppb-рівень) ФЛ пористого кремнію.

Основна проблема при використанні плівок нанокристалічного (пористого) кремнію для створення нанобіосенсорів полягає в забезпеченні тривалої стабільності фотолюмінесценції, що залежить від його структури, складу між фазних границь, рівня пористості. Ці властивості визначаються методом і режимами його формування.

У зв'язку зі створенням тонких плівок кремнію різної модифікації, особливо нанокристалічного, який характеризується новими функціональними властивостями, значно розширюються можливості реалізації біомедичних сенсорних систем із унікальними властивостями.

Запропоновано використовувати ПК і як провідник світла при створенні оптичних сенсорів, а також продемонстровано можливість використання товстих окислених зразків ПК, як ефективного теплового ізолятора для калориметричних біосенсорів. Теплова провідність ПК зменшується за збільшенням густини струму і часу анодизації в процесі його отримання. ПК проявляє найкращі термоізолюючі властивості серед матеріалів, які вже використовували раніше при створенні калориметричних біосенсорів.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Вже розроблені сенсори на основі ПК для вимірювання вологості повітря. Принцип їх роботи полягає у вимірюванні незначних змін в ємності, які виникають у результаті конденсації води на поверхні ПК, розміщеного на термоелектричному охолоджувачі.

Такий самий принцип щодо вимірювання змін ємності був використаний і при розробці сенсора для визначення спирту в парах повітря.

Потенціометричні біосенсори, засновані на вимірюванні кривих ємність-напруга. ПК у цьому випадку використовують як матрикс для іммобілізації ферменту пеніцилінази. Біосенсор має чутливість до пеніциліну на рівні 10^{-4} М, і вона може бути підвищена шляхом нанесення на пористу поверхню Si_3N_4 .

Використовувати імунні біосенсори на основі ФЛ ПК можуть і для контролю рівня низькомолекулярних антигенів (гаптенів). Більшість пестицидів, у тому числі і 2,4-Д, є гаптенами. Вони набувають імуногенності (властивість викликати в організмі тварин утворення антитіл) лише після кон'югування з білком-носієм. Виявилось, що кон'югат з приєднанням 2,4-Д до БСА через бензолоне кільце має велику імуногенність у порівнянні з кон'югатом, в якому задіяний зв'язок через карбоксильну групу.

Одержані дані підтверджують відомості про важливу роль вибору методу кон'югування гаптену з білком-носієм у реалізації його імуногенних властивостей. Якщо кон'югований з БСА 2,4-Д був іммобілізований на ПК, а вільний 2,4-Д і специфічні антитіла знаходилися в аналізованому розчині, то чутливість аналізу коливалася в межах 1 мкг/л (рис. 7.21).

При формуванні пористого і нанопористого кремнію на підкладках монокристалічного кремнію відбувається зміна не тільки структурних властивостей, що призводить до зміни ширини забороненої зони і появи квантово-розмірних ефектів, але й поява на поверхні нових з'єднань кремнію з підвищеним вмістом водню і аморфного кремнію.

Така складна структура зумовлює появу нових електрофізичних,

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

фотоелектричних, теплофізичних, електро- і фотолюмінісцентних властивостей, що дозволяє створювати нові типи напівпровідникових приладів, зокрема, фотоприймачі короткохвильової частини спектру.

Максимальна фоточутливість у видимому діапазоні спектру складає 30–35 мА/лм і характерна для плівок нанопористого кремнію з розміром нанокристалів 15 нм, причому вона зменшувалася із зростанням величини останніх. Водночас максимальна чутливість до ультрафіолетового випромінювання одержана для плівок НПК із розміром нанокристалів 20–25 нм.

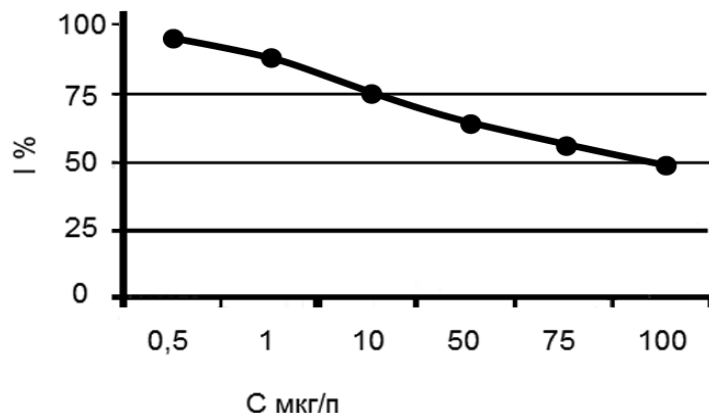


Рис. 7.21. Зміна інтенсивності ФЛ НК за аналізу вільного 2,4-Д у розчині; 2,4-Д, кон'югований з БСА, іммобілізований на поверхні НК.
Час інкубації в аналізованому розчині – 30 хв

Проведені дослідження властивостей нанопористого кремнію, одержаного методом хімічної обробки монокристалічного кремнію, підтвердили можливість отримання стабільних характеристик цього багатофункціонального матеріалу, їх керованість і створення високочутливих фотоприймачів видимого і ультрафіолетового випромінювання, які за своїми параметрами перевершують відомі аналоги.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Звичайні кремнієві фотодіоди характеризуються фоточутливістю в ділянці 0,4–1,1 мкм із максимумом близько $\lambda=0.9$ мкм. Їх слабка фоточутливість у короткохвильовій і особливо в УФ-ділянці спектру пов'язана з поглинанням короткохвильового випромінювання поблизу поверхні кремнію. Коефіцієнт поглинання в УФ-ділянці перевищує 10^5 см⁻¹, тому більшість фотонів рекомбінують, не доходячи до р-n-переходу.

Поверхневі дефекти, що виникають при обробці і окисненні поверхні, а також при дифузії, визначають високу швидкість поверхневої рекомбінації. На зменшенні фоточутливості в УФ-ділянці позначається також і зростання коефіцієнта відбивання, який залежить не тільки від особливостей зонної структури напівпровідника, але й від якості обробки поверхні. Використання ефекту фотолюмінесценції нанопористого кремнію, в результаті якого відбувається перетворення ультрафіолетового випромінювання у видиме світло, дозволило створити новий тип фотоприймача.

Поверхнево-бар'єрні фотоприймачі короткохвильового випромінювання на основі нанокристалічного кремнію створені методом ВЧ-магнетронного розпилення із введенням металевих наноструктурних кластерів. Одержані плівки кремнієвих сплавів характеризуються високою фоточутливістю, яка на порядок перевершує чутливість аналогічних плівок у ділянці спектру 250–650 нм. На довжині хвилі 280 нм вона складає 0,17 А/Вт.

Керування фоточутливістю нанокристалічних плівок кремнію за допомогою лазерної перекристалізації показує можливість створення високочутливих сенсорів ультрафіолетового випромінювання, які необхідні в багатьох сферах науки і техніки, зокрема, біомедицині.

Подальші дослідження були направлені на вивчення каталітичних і адсорбційних характеристик нанопористого кремнію для створення селективних сенсорів концентрації газів і вологості, сенсорів тиску і сили, біосенсорів для визначення органічних забруднень, концентрації складних органічних речовин, лікарських засобів, токсичних речовин.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Гасіння ФЛ ініціюється частинками, сорбованими із зовнішнього середовища, які деформують розподіл поверхневого потенціалу, що веде до перерозподілу електронів і зміни люмінесцентних властивостей, оскільки змінюються переходи між рівнями в квантових ямах.

Серед захворювань, які діагностують за допомогою біохімічних тестів, знаходиться, наприклад, гострий коронарний синдром. Для встановлення цього діагнозу найчастіше, визначають вміст у крові серцевих тропонинів Т і І, концентрація яких вище за норму свідчить про некроз міокарду. Але підвищення рівня серцевих тропонинів реєструється через 4–6 годин від початку формування некротичного вогнища в міокарді.

Найбільш раннім біомаркером інфаркту міокарду є міоглобін (Mb) – м'язовий різновид гемоглобіну. Його вміст у крові підвищується через 3–4 години після розвитку інфаркту міокарду.

У сироватці здорових людей концентрація Mb коливається в межах 10–100 мкг/л із невеликими відхиленнями у бік високих концентрацій за розвитку таких хвороб, як ниркова недостатність, дистрофія м'язів, бронхіальна астма, нервово-м'язові захворювання і травми.

Особливе підвищення концентрації Mb (100–200 мкг/л) може бути першою ознакою розвитку інфарктного стану. Швидкість діагностики інфаркту міокарду і успіх його лікування значною мірою залежать від можливості експресного визначення змісту Mb (концентрація до 1 мг/л властива гострому розвитку хвороби).

Імунний біосенсор на ПК дозволяє визначати Mb як у сироватці здорових людей, так і пацієнтів із гострою формою інфарктного стану.

Реєстрація Mb біосенсором на основі фотолюмінесценції ПК забезпечується на рівні 10 мкг/л за загального часу аналізу, включаючи тривалість всіх підготовчих етапів, 40 хв.

Імунний комплекс захоплює протон з поверхні НПК, а також може блокувати рекомбінаційні центри на поверхні ПК. Інтенсивність ФЛ НПК

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

змінюється при створенні специфічними антитілами, іммобілізованими на його поверхні, комплексу з гаптенами, але це спостерігається лише за великих концентрацій гаптенів в аналізованому розчині.

Водночас кон'югатигаптенів з білками здатні викликати зміни ФЛ ПК за значно меншої концентрації, що вказує на їх велику ефективність для індукції цього процесу. Проте у відомих сенсорах використовували пористий кремній, одержаний методом електрохімічного травлення, для якого характерна часова нестабільність фотолюмінесценції, що й обмежувало їх застосування на практиці.

Проведені дослідження часової стабільності фотолюмінесценції нанопористого кремнію, одержаного хімічним методом, показали незмінність характеристик упродовж 5-ти років, що дозволило створити ряд мікроелектронних біосенсорів для визначення мікотоксинів та іонів важких металів із використанням оптичних і термоелектричних властивостей нанопористого кремнію.

Для дослідження зміни фотолюмінісцентних властивостей нанопористого кремнію був вибраний пестицид фозалон. Дослідження проводили на зразках пористого кремнію, одержаного на монокристалічній підкладці хімічним методом у розчині $\text{HF}:\text{HNO}_3:\text{H}_2\text{O}=4:1:6$ за час травлення 3 хв і за температури 20°C . Для зв'язування токсину використовували гель з іммобілізуючим цей токсин ферментом бутирилхоліністеразою (БХЕ).

Конструкція макету фотолюмінесцентного датчика біологічних речовин і молекулярних забруднень на ПК включає джерело ультрафіолетового випромінювання – 1 з довжиною хвилі випромінювання 350 нм, два фотоприймачі – 2, 3 на основі монокристалічного кремнію, які розташовані під кутом $20\text{--}25^\circ$ по відношенню до площини пластини з шаром пористого кремнію – 4, і фотоприймач – 5 для вимірювання падаючого ультрафіолетового випромінювання (рис. 7.22). За адсорбції біомолекул зменшується значення фотолюмінесценції і вихідної напруги фотоприймачів, які сполучені послідовно.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Застосування двох фотоприймачів для реєстрації фотолюмінесценції підвищує чутливість. З метою реєстрації можливої зміни падаючого ультрафіолетового випромінювання використовують фотоприймач – 5, і вихідний сигнал для вимірювання рівня забруднень являє собою відношення вихідного сигналу, що знімається з фотоприймачів 2 і 3, до вихідного сигналу фотоприймача 5.

Фотоприймачами є діодні n-p-p⁺-структури, які працюють у фотогенераторному режимі, тобто вимірюють значення фото-ЕРС.

Таку конструкцію відносять до сенсорних систем диференціального типу. Цей сенсор дозволяє визначати молекулярні забруднення оптичних систем. За допомогою цього датчика вимірюють залежність зміни вихідної напруги від концентрації фозалона, яка представлена на рис. 7.23.

При визначенні концентрації токсину фозалона методом розбалансування мосту, де чутливим елементом був зразок ПК вимірювального каналу, було встановлено, що такі малі концентрації пестициду, як 10^{-8} – 10^{-9} М неможливо визначити іншими відомими методами, окрім цього.

Вже створені біосенсорні системи для визначення патологічних мікроорганізмів (золотистий стафілокок, сальмонела, стрептокок тощо) з межею виявлення 10^5 клітин/мл, мікотоксинів, лейкозу тощо, та часом аналізу менше 20 хв, що вигідно відрізняє їх від відомих аналогів.

Біосенсори на ПК можуть бути також використані для визначення специфічних біологічних забруднювачів, тобто білкових компонентів, полісахаридів, клітин, які використовують у процесі біотехнологічного синтезу.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

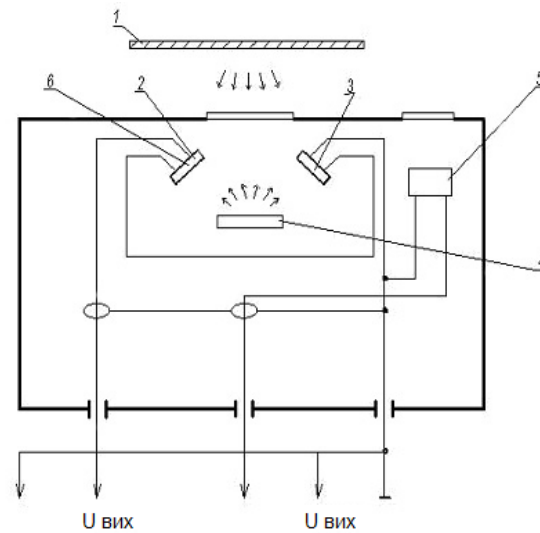


Рис. 7.22. Конструкція фотолюмінесцентного біосенсора:
1 – джерело УФ випромінювання; 2,3 – фотоприймачі вимірювального каналу;
4 – пластина з шаром пористого кремнію;
5 – фотоприймач калібрування за рівнем УФ випромінювання

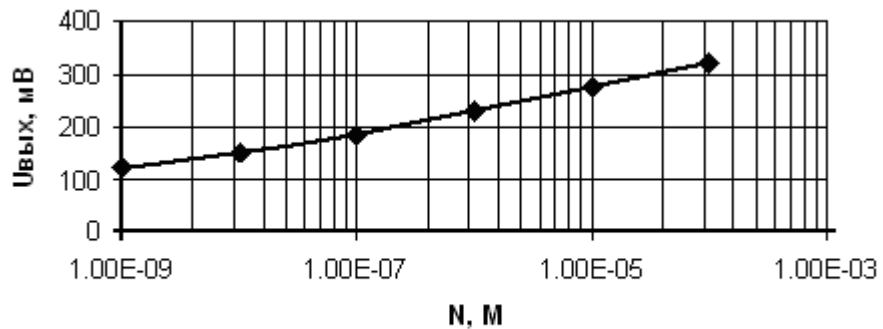
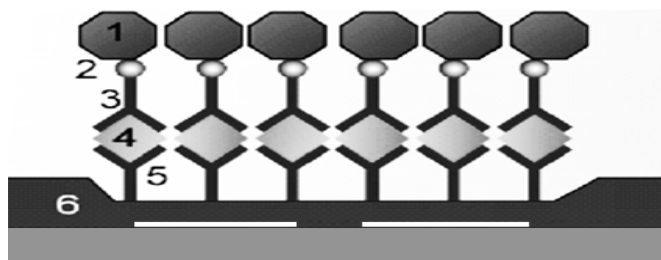


Рис.7.23. Залежність вихідного сигналу фотолюмінесцентного біосенсора диференціального типу від концентрації фозалону

Магнітні нанобіосенсори

Одним із найбільш перспективних напрямів у цій галузі є використання комбінацій надчутливих магнітних сенсорів і магнітних наночастинок. Механізм дії подібних систем полягає в наступному: на поверхні магнітних наночастинок прикріплюються хімічні групи, які здатні зв'язувати певний клас біомолекул із проби. Після цього отриманий комплекс може адсорбуватися на підкладку сенсора, вкриту зондовими білками, які специфічно зв'язують молекули аналізованого з'єднання.



*Рис. 7.24. Принципова схема біосенсора, що зв'язує молекулу-мішень:
1 – магнітна наночастинка; 2, 3 – кон'югат; 4 – білок-мішень; 5 – антитіла, які визначають специфічність біосенсора; 6 – підкладка-магніторезистор*

Реальний прилад для виконання дослідів складається з пластинки завдовжки 5 см, шириною 1см і завтовшки декілька міліметрів і має дві сполучені камери, в одну з яких вводиться досліджуваний зразок, а в другій знаходиться середовище з наночастинами і сенсором (рис. 7.24).

Як тільки антигени проби зв'яжуться наночастинами і антитілами підкладки, магнітне поле частинок буде зафіксовано сенсором з гігантським магнітоопором. У серії дослідів було показано, що біосенсор здатний за 1хв визначати слід концентрації морфіну в слині – 10 нг/мл.

Сенсори на основі поверхневого плазмового резонансу

Принцип роботи таких сенсорів базується на використанні тонкого шару срібла або золота між двома прозорими середовищами з різними показниками заломлення (наприклад, скляна призма і розчин зразка). За певних значень кута промінь плоскополяризованого світла, потрапляючи в середовище з вищим значенням показника заломлення (скляна призма), зазнає повного внутрішньоговідбивання. За цих умов взаємодія електромагнітної хвилі з електронами на поверхні металу викликає їх вільні коливання.

Це, у свою чергу, призводить до зменшення інтенсивності відбитого світла. Такий ефект називається *поверхневим плазмовим резонансом* (ППР), і виникає він лише за певних значень кута, який має назву резонансного кута. Величина цього кута залежить від показника заломлення і діелектричної постійної середовища, яке контактує з металом і знаходиться на відстані до 1000 нм від поверхні металу. Імобілізація антитіла на металевій поверхні призми викликає значні зміни у величині резонансного кута, які ще сильніше збільшуються при утворенні імунного комплексу, причому зберігається лінійна пропорційна залежність від кількості зв'язаних АГ (або АТ, якщо на поверхню іммобілізовані відповідні АГ).

Шведська фірма «Фармація» зацікавилася феноменом ППР і можливістю його використання при створенні біосенсорів, і вже в 1986 році вона виготовила перший ППР-біосенсор, який був названий «Біакор». За допомогою цього приладу можна визначати різні речовини в концентраціях, наближених до 40 пкМ, усього за декілька хвилин.

Потрібно відзначити, що найбільшою проблемою під час використання принципу ППР-біосенсорів є високий рівень неспецифічного з'єднання молекул із поверхнею металу, особливо за умов проведення аналізів у природних, багатокомпонентних розчинах, таких як, наприклад, плазма крові. «Фармація» вирішила цю проблему

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

шляхом покриття поверхні золота карбоксиалкілтіолом, до якого потім був приєднаний карбоксиметильований декстран.

Така модифікація поверхні знижує рівень неспецифічності завдяки своїй гідрофільній природі, яка сприяє утворенню специфічних комплексів з домінуванням електростатичних сил, і тим самим заважає виникненню неспецифічних взаємодій, переважно мають гідрофобний характер.

Утворення такої матриці призводить і до значного збільшення ефективної площі поверхні для іммобілізації одного з імунних компонентів.

Нововведення «Фармації» виявляються достатньо багатообіцяючими і здатними забезпечити широкий спектр практичного використання ППР-сенсорів. Проте «Біакор» характеризується і певними недоліками, які полягають у складності конструкції і високій вартості, що не дозволяє проводити прості і недорогі аналізи.

Дослідження в цьому напрямі продовжуються, і вже існує багато повідомлень про створення таких сенсорів, а саме, «Bio Tul» (Німеччина), «Texas Instrument» (США), «SPR-4» (Україна). Їх повний аналіз неможливий, тому що кожний рік з'являється декілька сотень нових повідомлень про різні модифікації цього типу сенсорів і про різноманітні варіанти їх практичного спрямування. Вони дозволяють визначати IgG людини, полісахариди, специфічний глобулярний білок, групу мікотоксинівфумонизинів, морфін, 2,4-D пестициду, нуклеїнові кислоти, а також визначити H-FABP і Mb як маркери розвитку інфаркту міокарду.

Під час визначення цих речовин імунні сенсори на основі ППР показали чутливість, значення якої коливалися в достатньо широкому діапазоні. При реєстрації IgG людини і полісахаридів чутливість була 2–5 мкг/мл, H-FABP – 200 нг/мл, фумонизинів – 50 нг/мл, морфіну – 100 пкг/мл, а SHBG і 2,4-D пестицид можна було визначити в наномолярних концентраціях. При цьому на проведення одного дослідження витрачалося декілька хвилин.

Як показує аналіз, відмічена вище велика розбіжність у чутливості цього типу імунного сенсора визначається багатьма чинниками, серед яких особливо впливовими є способи формування чутливого шару і проведення аналізу.

7.4. Мультисенсорні електронні детектори запаху і смаку

Інформація, яку можна одержати за допомогою імунної електронної сенсорної системи детектування запаху під назвою «електронний ніс», досить корисна в широкій галузі промислових застосувань, включаючи хімічне виробництво, транспорт, медицину, нафто- і газовидобування, харчову промисловість і парфумерію.

Одним із специфічних і досить цікавих застосувань цієї технології є медична діагностика. Нагадаємо, що ще задовго до винаходу складного медичного устаткування, запах тіла, дихання, відходи життєдіяльності пацієнта були досить поширеними діагностичними інструментами в небагатому арсеналі лікарів минулого.

Проте навіть зараз характерні запахи використовують як вторинні ознаки при виявленні ряду хвороб, проте відсутність надійних і об'єктивних інструментів для аналізу запаху перешкоджає широкому розповсюдженню цієї методики в сучасній медицині.

З появою ж надійних «електронних носів» з'являються шанси на відродження цього стародавнього способу діагностики цирозу печінки, раку легенів або діабету.

Ще одним надзвичайно перспективним напрямком для впровадження «електронних носів» є галузь, де для ідентифікації того або іншого конкретного запаху використовують людей-експертів або спеціально натренованих собак. Наприклад, собак часто використовують в аеропортах для виявлення вибухових речовин або контрабандної продукції. Якщо ж говорити про військові прилади, то зараз створені надзвичайно ефективні «електронні носи» для

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

виявлення ознак вибухівки у воді і повітрі, наприклад, для виявлення мін.

Дезодоранти, мило, парфумерія і вина – все це лише частина продукції, що розробляється за допомогою чутливих носів експертів-парфумерів. Але людина є людиною, і гострота її нюху істотно залежить від втоми, хвороби і навіть емоційного стану. Зараз інтенсивно ведуться роботи по заміні або доповненні людей «електронними носами».

Такий інструмент, безперечно, корисний не тільки при розробці нових виробів, але також і для постійного автоматизованого контролю якості продукції в процесі виробництва. Такому пристрою як «електронний язик» також знайдено безліч всіляких застосувань.

Він доповнює аналіз запахів смаковими характеристиками (солодке, солоне, гірке, кисле тощо). Цей прилад застосовують із великим успіхом не тільки в харчовій (виробництво безалкогольних і алкогольних напоїв, солодоців тощо), але й у фармацевтичній промисловості (наприклад, ароматизація сиропу від кашлю).

У косметичній і парфумерній промисловості «електронний язик» використовують для аналізу кремів і зубної пасти. «Електронний язик» можна використовувати для визначення вмісту того чи іншого елемента в зразках (наприклад, рівень вмісту кофеїну в каві), для визначення місця виробництва або рівня зараження токсичними речовинами і цвіллю. Також «електронний язик» здатний проводити багатокomпонентне кількісне визначення вмісту в продуктах неорганічних і органічних речовин.

Отже, основними функціями «електронного язика» є розпізнавання, ідентифікація, класифікація і контроль якості продуктів.

У харчовій промисловості, як і в багатьох інших галузях, існує потреба в простому і експресному методі аналізу якості початкових продуктів і компонентів, напівфабрикатів у процесі виробництва і зберігання готових продуктів.

На сьогодні для цих цілей широко використовують такі методи, як

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

високоєфективна рідинна і газова хроматографія, ІЧ-спектроскопія тощо. Для застосування перерахованих методів потрібні, як правило, дороге устаткування і кваліфікований обслуговуючий персонал. Крім того, всі аналізи, пов'язані з оцінкою смакових якостей продуктів, наявністю сторонніх присмаків і запахів тощо, проводяться спеціально навченими людьми–дегустаторами.

Це пов'язано з тим, що в більшості випадків зв'язок між хімічним складом зі смаком і запахом харчових продуктів вивчений недостатньо. У останні десятиліття ведуться інтенсивні дослідження із застосування для аналізу харчових продуктів сенсорів і сенсорних систем.

Крім того, «штучний» язик можна з успіхом застосовувати, наприклад, для аналізу рівня холестерину в крові, кокаїну в сечі або хвороботворних токсинів у воді. Національні служби охорони здоров'я технологічно розвинених країн наразі виділяють солідні суми грошей на розробку «електронних язиків», здатних всього лише одним швидким тестом «на смак» замінити цілу кількість досить трудомістких аналізів крові і сечі.

Велику увагу приділяють таким технологіям і організації із захисту навколишнього середовища, які дуже зацікавлені в невеликих кишенькових приладах, що відстежують стан повітря і води (аналіз забруднювачів у ґрунтових водах, визначення токсичних іонів у прісній і морській воді). Найголовніше для успіху технології – це зробити подібні детектори смаку компактними і недорогими.

Таким чином, прилади «електронний ніс» і «електронний язик» являють собою величезний інтерес для практичного застосування в багатьох галузях життєдіяльності.

Мультисенсорні детектори запаху (система «електронний ніс»)

У найзагальніших рисах система нюху людини виглядає таким чином. Ніс містить спеціальні нервові клітини-сенсори, або нейрони, що мають на одному з кінців тонке, схоже на волосок волокно, що

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

називається вією. Кожен нейрон приєднаний нервовим волокном-аксоном до нюхової цибулини – утворення в мозку, який розміщений безпосередньо над носом [3,5].

У розпізнаванні запахів бере участь складна система взаємозв'язаних рецепторів і нейронів, які переносять сигнали про взаємодію з молекулами пахучої речовини в лімбічну систему мозку. Структура цих сигналів розпізнається і інтерпретується мозком на основі попереднього навчання.

Більшість тварин мають здібності до розпізнавання тисячі запахів. Вже досить давно встановлено, що на різні запахи реагують різні нюхові нейрони, і різні запахи породжують специфічні картини активності в нюховій цибулині.

Схожим чином працює і «електронний ніс». «Електронний ніс» – це безліч сенсорів, які є чутливими до мікроскопічних частинок. Цей механізм нюху датчиків схожий з рецепторами в нашому носі. У людини є мільйони нейронів, які зв'язують молекули в носовій порожнині з мозком, який їх розпізнає як запахи.

«Електронний ніс» заснований на тому ж самому принципі, тільки складається з декількох сенсорів, які за силою нюху є набагато сильнішими і можуть ідентифікувати сотні різних варіацій запахів.

Для відтворення функціонування білкових рецепторів носа використовують масив хімічних сенсорів. Кожний з таких сенсорів спеціально виготовлений для різної реакції на різні аромати. Сигнали від сенсорів посилюються за допомогою електронних схем і поступають у мікропроцесор або комп'ютер. Сигнали складної структури, що поступають у комп'ютер, інтерпретуються спеціальним програмним забезпеченням для розпізнавання образів, які імітують роботу людської пам'яті.

Як правило, «електронний ніс» являє собою комплексну систему, що складається з 3-х функціональних вузлів, що працюють у режимі періодичного сприйняття пахучих стимулів: систему пробовідбору і пробопідготовки, лінійку або матрицю сенсорів із заданими

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

властивостями і блок процесорної обробки сигналів матриці сенсорів. У типовому пристрої проба втягується повітряним насосом через вхідний патрубок у термостат із кюветним відділенням зі встановленою в ньому лінійкою сенсорів.

На наступній стадії сенсори експонуються деякий час у парах летючих речовин, що становлять запах, при цьому пахучі речовини (ПВ), взаємодіючи на поверхні і/або проникаючи в об'єм активного елемента сенсора, формують сумарний відгук системи. У продовж вимірювального інтервалу відгук сенсорної панелі аналізується і передається на процесорний модуль.

Потім у систему подаються пари промивального газу (наприклад, спирту) з тим, щоб видалити пахучу речовину з поверхні і з об'єму активної частини матеріалу сенсора. Остаточо в осередок сенсорів подається газ-носіє для підготовки приладу до проведення нового вимірювального циклу. Період часу, у продовж якого сенсор експонується в парах ПВ, називається часом відгуку. Другий період (з подачею в осередок промивального газу) одержав назву *часу відновлення* (латентного періоду).

Як впливає з табл. 7.1, за принципом функціонування відомі сенсори можуть бути розділені на п'ять основних категорій, заснованих на вимірюванні: провідності, приросту маси, характеристик поверхневих акустичних хвиль і оптичних параметрів.

Метало-оксидні сенсори застосовують значно частіше для вирішення різних практичних завдань і внаслідок цього вони є значно доступнішими. Принцип дії таких сенсорів заснований на зміні провідності низки широкозонних напівпровідників на основі оксидів олова, цинку, титану, вольфраму, індію та іридію, легованих металами з каталітичними властивостями (паладій, платина) при підвищеній температурі у присутності аналізованих газів.

У складі сенсора напівпровідниковий матеріал, що взаємодіє з молекулами ПВ, розташовується між двома металевими контактами зверху над резистивним нагрівальним елементом, що забезпечує

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

робочу температуру сенсора в діапазоні 200–400 °С. Основним завданням, що вирішується шляхом легування оксидних матеріалів, є отримання максимально досяжної специфічності по відношенню до цільових компонентів газових сумішей. Додаткові можливості підвищення селективності надає правильний вибір операційної температури.

Як правило, межа визначення сенсорів на основі оксидних матеріалів знаходиться в межах 5–500 ppm. Відмічається достатньо висока чутливість сенсорів цього типу до парів води і схильність до дрейфу базової лінії. Компенсація такого дрейфу, який пояснюється багатьма причинами, забезпечується алгоритмами, що закладаються в процесорний пристрій обробки даних.

Метало-оксидні сенсори проявляють також схильність до отруєння (не оберненого інгібування) за рахунок летючих з'єднань сірки і деяких інших органічних сполук. Та все ж, не дивлячись на відмічені недоліки, низька вартість і комерційна доступність саме цього типу сенсорів визначили на сьогодні його найбільш широке застосування.

Як активні матеріали сенсорів провідності також достатньо широко використовують провідні органічні полімери з класу поліпіролів, тіофенолів, індолів, анілінів або фуранів.

При експонуванні таких полімерів у парах ПВ можуть утворюватися різні типи зв'язків (іонні асоціати, комплекси з перенесенням заряду тощо), що змінюють природу електронних рівнів.

Це відображається на ефективності перенесення електрона по полімерному ланцюгу, інакше кажучи, призводить до зміни його провідності.

Вплив тих або інших ПВ на полімерну провідність значною мірою визначається вибраним для вимірювань протиіоном, а також функціональними групами, за допомогою яких модифікується матеріал полімеру – основи. Використання полімерних сенсорів у пристроях «електронний ніс» так само, як і для металево-оксидних сенсорів, засновано на широкому застосуванні мікроелектронних і

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

нанотехнологій.

Таблиця 7.1
Типи сенсорів для електронної системи нюху

Тип сенсора	Принцип вимірювання	Спосіб виготовлення	Межа виявлення	Фірма-виробник
Метало-оксидний	Провідність	Мікроелектронні технології	5 . 500 ppm	«Lennartz» «Electronics» «GmbH»
Провідні полімери	Провідність	Технологія мікродруку	0,1.100 ppm	«Aromascan» «PLC»
П'єзокристал	Мікроваги. Приріст маси	Технологія нанесення мікроплівок	у діапазоні 1.0 нг	«Alpha MOS-Multy» «Organoleptic Systems»
Каталітичні транзистори	Вимірювання зарядів, місткостей	Мікроелектронні і нанотехнології	у діапазоні 1 ppm	«Nordic Sensor Technologies»
Опто-електронні сенсори	Флуоресценція, ІЧ-спектр, аналіз мікроплівок	Точні технології, нанесення барвників	нижче 1 ppb в розробці	«Nordic Sensor Technologies»
Поверхневі акустичні хвилі	Мікроваги Приріст маси	Технології нанесення мікроплівок	у діапазоні 1.0 пг	«Electronic Sensor Technology»

Необхідна різноманітність активних матеріалів для створення лінійки сенсорів досягається як варіюванням параметрів циклювання,

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

так і використанням різних (із наперед підібраними властивостями) попередників полімерів.

Відповідно до дифузійного характеру розповсюдження молекул ПВ у чутливому шарі, час відгуку полімерного сенсора пропорційний товщині активної зони полімеру.

Полімерні сенсори працездатні за кімнатних температур. Тому вони простіші в налазці і експлуатації у складі портативних приладів. Межа виявлення ПВ може досягати 0,1 ppm, але зазвичай знаходиться в діапазоні 10–100 ppm.

Основні недоліки існуючих технологій створення полімерних сенсорів пов'язані зі складністю методик формування чутливих шарів, що вимагають витрат часу і не забезпечують високої відтворюваності властивостей матеріалу в серії. Проте, враховуючи швидкий розвиток фізико-хімії полімерів у напрямку цільового «конструювання», цей тип сенсорів є, без сумніву, перспективним.

Саме на цій основі найближчим часом можуть бути запропоновані принципово нові технічні модифікації «електронного носа» для первинного виявлення та ідентифікації практично важливих речовин і їх сумішей (отруйні, сильнодіючі, наркотичні речовини тощо) в позалабораторних умовах.

Сімейство п'єзоелектричних сенсорів для вимірювань приросту маси, як і сімейство сенсорів, заснованих на вимірюваннях провідності, розділяється на два типи: кварцові кристалічні мікроваги (ККМ) і сенсори на поверхневих акустичних хвилях (ПАВ). ККМ-сенсор являє собою кварцовий диск резонатора розміром декілька міліметрів у діаметрі з металевими електродами з обох боків [4].

Під час збудження змінним струмом кристал характеризується власною резонансною частотою (наприклад, 10 МГц або 30 МГц), що визначається, зокрема, його масою. При експозиції сенсорів у парах ПВ вони адсорбуються на поверхні полімерного покриття. Подальша експозиція кристала в газі, що не містить молекул пахучої речовини, повертає резонансну частоту до первинного рівня.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Адаптація ККМ до спеціальних технічних пристроїв досягається, як правило, застосуванням спеціального полімерного покриття. Значне полегшення цього завдання дає застосування відомих селективних фаз, що використовуються в газовій хроматографії. Наприклад, для виявлення парів вибухових речовин пропонується використовувати як сорбент специфічні антитіла.

Позитивні результати досліджень були отримані військовими фахівцями із створення пристроїв з виявлення кількостей токсичних і отруйних речовин з межею виявлення на рівні 1 пг.

Характерна особливість ККМ пов'язана з лінійністю калібрувальної кривої в широкому динамічному діапазоні. Час відгуку і час відновлення селективних резонансних структур мінімізується шляхом зменшення як розмірів і маси кристала кварцу, так і товщини сорбційного шару.

При переході до субмікронного рівня виготовлення елементів вимірювальних пристроїв відношення поверхня/об'єм збільшується, при цьому в пристрій вносять певні нестабільності, погіршуючи співвідношення сигнал/шум і в кінцевому підсумку знижуючи точність вимірювань.

Ця закономірність справедлива практично для всіх типів пристроїв, що виготовляються з високим ступенем мікромініатюризації.

Сенсори на поверхневих акустичних хвилях (ПАВ) є найближчими аналогами сенсорів, виготовлених за ККМ-технологією. ПАВ реалізуються із застосуванням сучасних літографічних технологій, розроблених у мікро- і наноелектроніці. Селективність забезпечується за допомогою спеціальних полімерних покриттів.

Диференціальний спосіб вимірювань дозволяє позбутися систематичних похибок, що вносяться змінами вологості, температури тощо. Наприклад, два близько розташованих ПАВ-сенсори, один із яких має спеціальне полімерне покриття, однаково реагують на зміну температури, що дозволяє в різницевому сигналі автоматично врахувати її вплив.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Певним недоліком модифікацій сенсорів, побудованих на вимірюванні приросту маси (ККМ і ПАВ), є складніша реалізація схемотехніки в порівнянні із сенсорами провідності, проте часто цим недоліком нехтують через нижчу межу виявлення цільових компонент запахів.

Деградація чутливих мембран також являє собою певну технічну проблему, вирішення якої досягається програмними методами, що забезпечують своєчасне налаштування приладу [3].

В основу роботи чутливих до запахів «метал-оксид-кремнієвих польових транзисторів» (МОКПТ) покладені хімічні реакції летючих органічних сполук в активній зоні сенсора, що прискорюються каталітично активними металами. Рухомі продукти реакції, дифундуючи крізь затвор МОКПТ, змінюють електричні параметри транзистора, що призводить до виникнення підсиленого аналітичного сигналу.

Типова МОКПТ-структура включає напівпровідникову структуру р-типу з двома n-легованими ділянками і металевими контактами. Чутливість і селективність приладу забезпечується варіюванням товщини активної зони і типу каталізаторів, а також підбором робочих температур, за яких функціонують елементи системи.

Один із недоліків МОКПТ-сенсорів безпосередньо пов'язаний з принципом їх функціонування, у відповідності з яким продукт каталітичної реакції (наприклад, водень) повинен дифундувати через каталітично активний шар, щоб впливати на зарядочутливу структуру. Для цього в компоновці сенсора передбачається наявність своєрідного «вікна» проникності між каталітично активним шаром і затвором транзистора. Технологічно ці вимоги задовольнити достатньо складно, у зв'язку з чим використання МОКПТ-сенсорних пристроїв на сьогодні обмежується, в основному, лабораторними дослідженнями.

Оптичні волоконні сенсорні (ОВС) – ще один сучасний тип сенсорів, які використовують у пристроях типу «електронний ніс». Вони використовують як чутливі елементи скляні мікроволоконна, вкриті

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

хімічно активним матеріалом по торцю або бічній поверхні. Хімічно активний матеріал створюється на основі спеціально підібраних або синтезованих флуоресцентних барвників, іммобілізованих у полімерній матриці. Промінь світла, поширюючись уздовж оптичного волокна, проводить своєрідне опитування хімічного покриття.

Під час взаємодії з летючими компонентами запахів полярність оточення барвників змінюється, і вони відповідають на промінь відповідними змінами в спектрі флуоресценції.

Роздільна здатність ліній світла збудження і флуоресцентного відгуку сенсора забезпечується або спектральними, або спектрально-часовими методами.

Перевага оптоволоконних сенсорів полягає в комерційній доступності досить великого асортименту флуоресцентних барвників, розроблених раніше для різних наукових і технічних застосувань.

До їх недоліків слід віднести певну складність приладів (необхідність у стабілізованому джерелі світла збудження, наявність монохроматору, детектору тощо), що збільшує їх вартість, енергоспоживання і малогабаритні характеристики. Слід також згадати, що значна кількість флуоресцентних барвників має обмежений час життя, що пов'язано з їх фотодеструкцією.

Ідентифікація запаху зразка і за можливості встановлення концентрації пахучої речовини пов'язані з обробкою даних багатовимірної картини сенсорних сигналів. На стадії попередньої обробки усувають дрейф сенсорів, проводять стиснення сенсорних даних з урахуванням перехідних процесів і мінімізуються відносні помилки. При цьому застосовуються традиційні прийоми обробки сигналів, що використовуються, наприклад, в хроматографії: врахування дрейфу нульової лінії, нормалізація сенсорних відгуків для повної лінійки сенсорів та інші.

Виділення відмітних ознак має на меті дві цілі: зниження розмірності простору вимірювань і одержання інформації, необхідної для розпізнавання образу запаху. Наприклад, якщо лінійка сенсорів

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

містить 32 елементи, то простір вимірювань характеризується 32 компонентами, що являє собою достатню складність як на момент створення достатньої бази даних, так і за подальшої статистичної обробки результатів [7].

Внаслідок того, що сенсори характеризуються перехресною чутливістю, в більшості практичних випадків така їх кількість є свідомо надмірною. Тому виправданим є зниження розмірності простору вимірювань за рахунок виділення найбільш інформативних сенсорних елементів. Ці операції здійснюють із використанням математичного апарату принципового компонентного аналізу (ПКА) або лінійного дискримінаційного аналізу (ЛДА).

ПКА-метод забезпечує знаходження напряму максимальної дискримінації картин сенсорних відгуків і найчастіше використовується в лінійному наближенні. Проте для вирішення класифікаційних завдань цей метод не є оптимальним.

ЛДА-метод частіше використовують для вирішення завдань, пов'язаних із проблемами класифікації. Зазначений метод дозволяє знаходити напрям, за яким досягають найбільших відмінностей між зразками з різними запахами, і при цьому мінімізуються відмінності між зразками з однаковими запахами.

Внаслідок того, що при функціонуванні «електронного носа» вірогідні достатньо великі відхилення від лінійності, для отримання коректної кількісної інформації потрібні методи, здатні обробляти дані без апріорного знання функціональних залежностей між вхідними сигналами і вихідними параметрами, тобто методи нелінійні і непараметричні.

В американській компанії «Cyano Sciences» займаються комерціалізацією «електронного носа», розробленого в Каліфорнійському технологічному інституті [10]. Ця технологія ґрунтується на основі серії сенсорів, кожний з яких складається з полімерів, наповнених провідними частинками. Коли такі сенсори вступають у контакт з парами пахучої речовини, полімер

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

розширюється, за рахунок чого змінюється опір багатокomпонентного матеріалу. Ця зміна в опорі передається в комп'ютер, а на основі реакції всіх сенсорів масиву формується структурний відбиток, за яким визначається тип, якість або концентрація досліджуваного запаху.

Фахівці технологічного Інституту Чикаго розробили пристрій, що дозволяє виявляти ознаки захворювання на туберкульоз за видихом хворого. Попередні випробування «електронного носа» дали вражаючі результати.

У пристрої розміром зі звичайний комп'ютер застосовують елементи штучного інтелекту (рис. 7.25). На відміну від внутрішньошкірного тесту, для якого потрібно три дні, «електронний ніс» видає інформацію за короткий час. Для масових обстежень використовують портативний прилад, не більший за ноутбук.

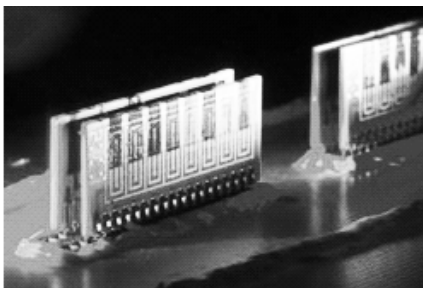


Рис. 7.25. Пристрій обробки інформації – складові конструкції «електронного носа»

В Інституті Технологій штату Іллінойс була розроблена сенсорна технологія, яка дозволить лікарям виявляти гази, виділені мікроскопічними організмами, включаючи бактерії, які можуть викликати інфекції, наприклад, бактерії E. Coli і стафілокока. Датчики приєднують до комп'ютера, який може аналізувати газовий склад і порівнювати його з газовим складом, що виділяється відомими хвороботворними організмами. На сьогодні медичні лабораторії

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

використовують методи аналізу інфекції, які можуть іноді займати до 48 годин, через це тривалість може мати фатальні наслідки для пацієнта.

Швидкість аналізу і чутливість «електронного носа» зробили його офіційно визнаним інструментом для моніторингу навколишнього середовища і виявлення наркотиків і вибухових речовин.

«Електронний ніс» розглядається як новий корисний інструмент для митної служби, судово-хімічної експертизи і багатьох інших правоохоронних відомств і служб.

Мультисенсорний детектор запаху «електронний язик»

«Електронний язик» включає масив хімічних сенсорів, що характеризуються невисокою селективністю і високою перехресною чутливістю до кількох або багатьох компонентів розчину, для обробки відгуків якого використовують методи розпізнавання образів і багатовимірні калібрування. Залежно від складу масиву сенсорів і використовуваного методу обробки даних, «електронний язик» може бути застосований як для якісного аналізу (ідентифікації, класифікації, розпізнавання), так і для кількісного аналізу водночас кількох компонентів рідин. Система «електронний язик» була успішно застосована для кількісного визначення катіонів і аніонів в різних багатокомпонентних модельних розчинах, а також для розпізнавання різних напоїв.

Найважливішими характеристиками сенсора є стабільність відгуку і перехресна чутливість, яка може бути визначена як відтворюваний відгук сенсора до максимально великої кількості компонентів розчину.

Система «електронний язик» російської фірми «Electronic Tongue» (рис. 7.26.) включає масив полімерних або халькогенідних скляних сенсорів.

Для обробки даних використовують різні методи (аналіз заголовними компонентами PCA), кластерний аналіз, нечітка логіка,

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

штучні нейронні мережі), що дозволяють інтерпретувати багатовимірний відгук масиву сенсорів.

Прилад складається з наступних частин:

- масив неселективних сенсорів;
- багатоканальний електронний вимірювальний пристрій;
- комп'ютер для управління системою, збору даних, їх зберігання і обробки.

Типовий час аналізу, включаючи вимірювання і обробку даних, є менше 10 хв.



Рис. 7.26. Система «Електронний язик»

Мобільна версія зібрана як єдиний компактний пристрій, що включає масив сенсорів, вимірювальну комірку, електронний інтерфейсний пристрій і механічну мішалку. У цій версії використовують дванадцять сенсорів. Для управління системою і обробки даних використовують персональний комп'ютер або ноутбук.

Систему «Електронний язик» використовували для аналізу і розпізнавання різних рідких харчових продуктів і напоїв, а також м'яса, риби, печінки, овочів і фруктів, зокрема цибулі, томатів тощо. Існує безліч інших способів застосування «електронного язика» для аналізу продуктів харчування.

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

Крім кількісного визначення неорганічних речовин у розчині, «електронний язик» можна використовувати для вимірювання вмісту різних органічних речовин, таких як: одноатомні спирти, органічні кислоти, альдегіди, ефіри, феноли і поліфеноли, алкалоїди і т.п.

Результати вимірювань з «електронним язиком» добре корелюють як з результатами хімічного аналізу продуктів, так і з результатами оцінки смаку цих продуктів панеллю дегустаторів.

«Електронний язик», розроблений в Техаському університеті, містить кремнієву матрицю з мікроотворами (рис. 7.27), що імітують язик людини, де в безлічі заглиблень знаходяться хімічні рецептори, що називаються смаковими цибулинами. Полімерна мікрокулька в кожному заглибленні, подібно до рецепторів язика, має сенсор, що реагує на специфічний хімікат зміною свого кольору.

Наприклад, одна з кульок, що має за звичайних умов пурпурний колір, стає жовтою у відповідь на підвищену кислотність середовища. Після дії аналізованої речовини на масив сенсорів результат зчитується за допомогою розміщеної на чіпі матриці цифрової камери, яка приєднана до комп'ютера. На речовини з різним смаком сенсори реагують різноманітними комбінаціями чотирьох штучних смакових елементів, формуючи унікальні поєднання червоної, зеленої і синьої компонент. Це дозволяє пристрою аналізувати речовину на присутність кількох різних хімічних складових водночас.

Значного успіху досягли бразильські розробники з компанії «EMBRAPA Instrumentacao Agropescaaria»(м. Сан-Карлос), що створили мініатюрну систему «електронний язик», яка демонструє високу смакову чутливість.

Сенсори складаються з дуже тонких плівок на основі трьох полімерів і невеликих молекул, що містять іони рутенію [8,9]. Ці матеріали розташовані на поверхні золотих електродів, приєднаних до електронної схеми. Для визначення того, наскільки солодким, гірким або кислим є смак тестованого продукту, тонкі плівки сенсора абсорбують молекули розчиненої речовини. В результаті ємнісний опір

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

електроду змінюється, а величина цієї зміни підлягає точному вимірюванню. Кожний із сенсорів по-різному реагує на смаки. Їх покази переводяться в цифрову форму, і з цих сигналів складається електронний відбиток смаку.

Для зручності класифікації таких відбитків розробники звели реакції всіх сенсорів до місця розташування однієї точки на графіку. Присутність солодкої компоненти, наприклад, зміщує крапку до верхньої лівої вершини дисплея, кислої компоненти – до верхньої правої вершини, гіркий або солоний присмак зміщує точку в нижню ділянку і т. п. Людина, що опанувала роботу з приладом, без особливих зусиль може передбачати зразковий смак тестованого продукту вже за одним розташуванням точки на графіку.

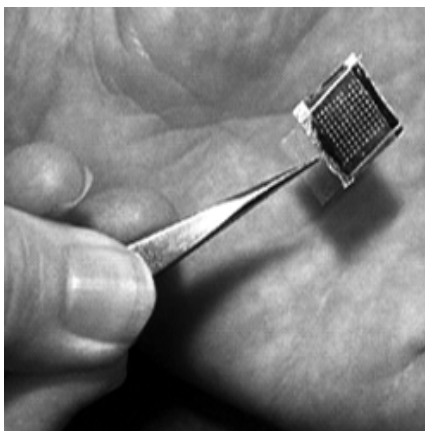


Рис. 7.27. Кремнієва матриця з мікроотворами

Система «Електронний язик» дозволяє визначити концентрацію різних речовин, таких як хінін, лейцин, кофеїн, хлористий натрій, молочна, лимонна та інші кислоти, аспартам, ацесульфамкалія, деякі полісахариди і амінокислоти, глютамат натрію.

Одне з можливих застосувань «електронного язика» – багатокomпонентний аналіз рідин, подібних до плазми крові. Система

може здійснювати кількісне визначення різних іонів, включаючи ті, визначення яких іншими методами є складним, наприклад, бікарбонат і фосфат.

Загалом комп'ютерне моделювання хімічних органів чуття людини переживає - на сьогодні епоху розквіту.

7.5. Тенденції розвитку датчиків фізичних величин і способів вимірів в біометрії

Розвиток теорії схемотехники і конструкцій датчиків фізичних величин прямо пов'язаний із загальними тенденціями розвитку засобів вимірів і метрології:

- збільшення значення ймовірності одержуваної вимірювальної інформації;
- підвищення точності вимірів і засобів вимірів з наближенням до їхніх граничних значень;
- розширення діапазонів вимірюваних значень фізичних величин, номенклатури цих величин і способів їхніх вимірів;
- побудова вдосконалених класифікаторів вимірюваних фізичних величин;
- удосконалення методів обробки результатів вимірів і оцінювання їхніх похибок;
- розробка обґрунтованих норм необхідної точності вимірів і засобів вимірів;
- розробка і впровадження теорії моделювання і оптимізації засобів вимірів;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

- розробка і впровадження атестації і перевірки засобів вимірів безпосередньо на місцях їхньої експлуатації;
- збільшення питомої ваги засобів вимірів багатоцільового призначення;
- автоматизація засобів вимірів, вимірювальних процедур, обробки результатів вимірів;
- широке використання нових наукових, технічних і технологічних досягнень: нових матеріалів, мікроелектронних технологій, нових фізико-технічних ефектів, у тому числі волоконної оптики, лазерної техніки, голографії, засобів обчислювальної техніки тощо
- використання вбудованих мікропроцесорних спеціалізованих засобів обчислювальної техніки безпосередньо у вимірювальних ланцюгах засобів вимірів і поступове обмеження використання із засобами вимірів універсальних автоматичних засобів обчислювальної техніки з інтерфейсними засобами узгодження;
- розробка і використання універсальних вимірювальних перетворювачів і обладнань;
- розробка методів і засобів вимірів та їхнього метрологічного забезпечення для використання в екстремальних умовах: вимірів граничних значень фізичних величин, динамічних умов, особливих агресивних середовищ, граничних рівнів перешкод і т. п.;
- розробка і впровадження методів і засобів відтворення та передачі значень фізичних величин в умовах експлуатації засобів вимірів з використанням вмонтованих у них засобів контролю, діагностики, самоперевірки й автоналаштування;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

— «інтелектуалізація» засобів вимірів і додавання їм властивостей адаптації до об'єктів вимірів;

— поглиблення методів аналізу об'єктів виміру для одержання більш повної уяви про їхні фізико-метрологічні характеристики з метою підвищення вірогідності одержуваної вимірювальної інформації на основі широкого використання методів імовірнісних оцінок станів досліджуваних об'єктів;

— використання спеціальних методів математичної (програмно-алгоритмічної) і апаратурної обробки сигналів вимірювальної інформації для істотного підвищення вимірювальних можливостей засобів вимірів, у тому числі для забезпечення їхньої точності на рівнях, близьких до границь розпізнавання.

Удосконалення і розвиток теорії, схемотехніки, конструкцій, технологій виготовлення, принципів метрологічного забезпечення і використання датчиків фізичних величин здійснюється за багатьма напрямками.

Основними з них є наступні:

— використання для створення датчиків різноманітних фізичних явищ (Пельтьє, Холу, Зеебека, Томсона, надпровідності, поверхневих явищ і т. п.);

— використання останніх досягнень суміжних галузей (хімії, аналітичної хімії, біології, кібернетики, прикладної математики тощо), новітніх досягнень технологій (мікроелектронних технологій, плівкової та інтегральної технології, напівпровідникових лазерів, п'єзокристалів, оптичних волокон, акустичних, електромагнітних високочастотних та інших методів перетворень фізичних величин для створення нових датчиків фізичних величин, датчиків малих розмірів і маси, тривалого використання, підвищеної точності і надійності тощо;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

— створення і використання однокристальних датчиків із вмонтованими елементами термостабілізації і компенсації впливу зовнішніх факторів, з автономним енергоспоживанням, автоматичним керуванням перетвореннями, засобами адаптації до об'єкта, а також датчиків із цифровим вихідним сигналом;

— створення і використання датчиків з поточною самоперевіркою, самодіагностикою, самовідновленням, автоматичним збереженням у часі й у мінливих умовах експлуатації значень їхніх метрологічних характеристик у заданих межах;

— використання в датчиках нових матеріалів, розрахованих на специфічні й екстремальні умови роботи за високих і низьких температур, підвищеній вологості, великих і малих тисках, екологічно безпечних, придатних для експлуатації в біологічних об'єктах, у висотехнологічному устаткуванні;

— впровадження в практику перешкодозахищених і надійних волоконнооптичних ліній зв'язку, чутливих оптичних перетворюючих елементів з переходом від переважно електричних носіїв вимірювальної інформації до її оптичної передачі;

— використання в чутливих перетворюючих елементах датчиків на кремнієвій основі, які за модулем пружності можна прирівняти до сталі, він перевищує її за міцністю на розрив, за твердістю не уступає кварцу і є легшим за алюміній.

— на основі сучасної мікросхемотехнічної бази виготовлення різних за призначенням датчиків із вмонтованими засобами калібрування чутливості, автоматичної діагностики працездатності, цифровою обробкою інформації і т. п. Наприклад, мікродатчики абсолютного тиску товщиною 0,6 ... 1,0 мм і площиною 2,5 мм² мають

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

діапазон перетворених значень тиску 0 ... 3,432 кПа з нелінійністю 0,05%, а за площини 1 мм² відповідно 0,49 ... 686,46 Па.

— використання «інтелектуалізованих» матеріалів, здатних самостійно усувати ушкодження структури і відновлювати зміни заданої форми під дією різних факторів зовнішнього середовища і часу;

— більш широка інтеграція датчика з виконавчим обладнанням в автоматичних системах, у тому числі за рахунок використання нових матеріалів, які за різних умов можуть мати рідку, тверду або газоподібну фазу, матеріалів з функцією пам'яті форми, інші незвичайні матеріали, які дають можливість створювати датчики, здатні поєднувати в собі додаткові функції керуючих і виконавчих елементів;

— створення і використання нових структурних схем датчиків, які забезпечують одержання високих метрологічних характеристик і надійні при використанні в них чутливих та інших перетворюючих елементів з недостатньо стабільними характеристиками, які змінюються в часі і під впливом навколишнього середовища;

— створення і використання універсальних багатофункціональних датчиків, які забезпечують можливість вибірково перетворювати кілька різних фізичних величин, які водночас, або по черзі діють на датчик;

— «інтелектуалізація» датчиків шляхом використання в них мікропроцесорної техніки і на її базі реалізація автоматичного калібрування, корекції нелінійності і погрешностей, вибору діапазонів значень перетворених фізичних величин, контролю метрологічних характеристик і працездатності, попередньої обробки інформації (як тієї, яка пов'язана з перерахованими операціями, так і тієї, яка є вихідною для датчика), керування режимом роботи датчика за його взаємодії з об'єктом та іншими технічними засобами, забезпечення

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

адаптивних режимів роботи датчика, автоматичної зміни структури датчика в процесі його роботи із заданої в пам'яті мікропроцесора програмою залежно від стану об'єкта, характеру змін перетворених фізичних величин, завдань, які виконує автоматична система і т. п.;

— оптимізація на основі використання методів математичного моделювання конструкцій і схем датчиків для поліпшення їхніх метрологічних характеристик, кращого просторового і тимчасового узгодження з полями перетворених фізичних величин;

— збільшення питомої ваги датчиків безконтактної (дистанційної) взаємодії з об'єктами, побудованих на основі порушуваних електромагнітних (у радіочастотному діапазоні), оптичних, акустичних та інших полів, які забезпечують локалізацію і мінімізацію зворотних впливів на досліджувані об'єкти, оптимізацію, адаптацію просторово-тимчасового узгодження з об'єктами, високу надійність і ефективність одержання інформації;

— використання одно- і багатоелементних датчиків, здатних перетворювати значення фізичних величин незалежно в кількох координатах поля фізичної величини;

— створення і використання висотехнологічних датчиків зі зменшеними витратами по їхньому виготовленню й експлуатації;

— широке використання безконтактних датчиків, здатних виконувати свої функції без механічного контакту з об'єктом;

— створення і використання інтегральних датчиків фізичних величин електрично, інформативно, конструктивно, за точністю, швидкодії, надійності й довговічності сумісних з комп'ютером та іншими засобами цифрової обчислювальної техніки;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

— комбінація декількох датчиків різних фізичних величин в одному корпусі з метою створення універсального датчика, здатного водночас перетворювати кілька фізичних величин і взаємно компенсувати помилки інших перетворень;

— використання систем автоматичного проектування для полегшення й прискорення робіт, пов'язаних зі створенням оптимальних датчиків фізичних величин;

— швидке зменшення відносної вартості розробки, виготовлення й використання в автоматичних системах датчиків фізичних величин, що сприяє їхньому швидкому застосуванню для автоматизації все більшої кількості технологічних процесів, технічних обладнань і видів діяльності людей у побуті й суспільній праці.

Протягом останніх років проводяться інтенсивні наукові дослідження зі створення біоелектронних (біотехнічних) датчиків, у яких використані новітні досягнення біологічної науки, мікроелектроніки й мікропроцесорної техніки. Біотехнічні датчики можуть мати сукупність кращих властивостей, одночасно властивих аналізаторам живих біооб'єктів і технічним датчикам.

Для рішення завдань проектування й виготовлення нових датчиків, доцільно систематично відслідковувати показники за такими критеріями:

- кількість і склад фізичних величин, які необхідно вимірювати і які вимірюються із заданою точністю;
- кількість функціональних характеристик, які забезпечує датчик;
- повноту виконання існуючими датчиками вимірювальних функцій;

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

- відповідність основних метрологічних характеристик існуючих датчиків сучасним вимогам;

- економічну ефективність існуючих датчиків як відношення прибутку від їхнього використання до сукупності витрат на розробку, проектування, виготовлення й експлуатацію.

Проводячи аналіз конкретних датчиків фізичних величин, необхідно оцінювати:

- рівень виконання ними основних і допоміжних операцій, а також новизну застосування в датчиках фізичних принципів дії, методів перетворень, обраних технічних (апаратурних) способів їх реалізації;

- довговічність, технологічність, ергономічність;

- відповідність функціональних і метрологічних характеристик датчиків фізико-метрологічним властивостям об'єктів керування й дослідження;

- запас значень основних метрологічних характеристик засобів метрологічного забезпечення щодо значень основних метрологічних характеристик датчиків;

- науково-технічний рівень основних характеристик датчиків у порівнянні з рівнем кращих зразків датчиків відповідних типів, які випускаються передовими в цьому напрямку країнами миру.

Контрольні запитання і завдання

1. Що таке *наносенсор*? Які вимоги до розмірів пред'являються сучасним наносенсорам?

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

2. Опишіть принцип роботи *молекулярного сортуючого ротора* та його можливості.
3. Де можуть застосовуватися *тактильні* сенсори.
4. Поясніть суть проекту «Розумний пил»? Які перспективи подальшого застосування набутих в цьому проекті розробок?
5. Що таке «*сенсор на основі оптичних хвилеводів*»?
6. Опишіть способи вимірювання «резонансної довжина хвилі брегівських ґраток λ_{BG} »? ?
7. Опишіть принцип роботи квазірозподільної системи вимірювання температури і деформації об'єктів.
8. Чим відрізняються сенсори на основі вуглецевих нанотрубок для: а) вимірювання сили; б) вимірювання концентрації водню в розчинах рН; в) визначення концентрації вірусів?
9. Де на практиці застосовуються газові та гнучких водневі сенсори на вуглецевих нанотрубках?
10. Опишіть принципи роботи біосенсорів на нанотрубках для: а) детектування в крові клітин раку грудей; б) детектування перекису водню.
11. Надайте класифікаційні ознаки нанобіосенсорів.
12. Завдяки яким властивостям нанопористого кремнію його активно використовують в біосенсорних системах?
13. Наведіть приклади використання біосенсорних системи для діагностування захворювань.
14. Чому використання комбінацій надчутливих магнітних сенсорів і магнітних наночастинок є перспективним напрямом розвитку наносенсорів ?
15. Яким чином досягається ефект *поверхневого плазмового резонансу* (ППР)? Де використовується біосенсори, розроблених з використанням ППР?
16. Яку модифікацію *поверхневого плазмового резонансу* розробила шведська фірма? Як нова модифікація вплинуло на подальший розвиток цієї технології виробництва наносенсорів?

Розділ 7. НАНОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ ВУГЛЕЦЕВИХ СТРУКТУР

17. Опишіть в яких сферах людської діяльності можуть бути використанні мультисенсорні електронні детектори запаху і смаку?
18. Як працює система «електронний ніс»?
19. Назвіть та охарактеризуйте принцип роботи сенсорів для системи «електронного нюху».
20. Що таке оптичні волоконні сенсори, де вони можуть застосовуватися?
21. Опишіть принцип роботи мультисенсорної системи «електронний язик»?
22. Які існують модифікації системи «електронний язик» і чим вони відрізняються?
23. Опишіть перспективи використання хімічних органів чуття людини на сьогодні і в майбутньому?

1. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика: учебник для вузов / А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко. – 4-е изд., перераб и доп. – М.: Дрофа, 2003. – 560 с.
2. Ивантер, Э. В., Коросов, А. В. Элементарная биометрия : учеб. пособие / Э. В. Ивантер, А. В. Коросов. – Петрозаводск: Изд-во ПетрГУ, 2010. – 104 с.
3. Генетика с основами биометрии : учебное пособие для студентов высших и учащихся средних специальных учреждений образования по специальности 74 03 01 "Зоотехния" / А. Д. Шацкий [и др.], 2011. - 244 с.
4. Кухарев, Г. А. Биометрические системы: Методы и средства идентификации личности человека. – СПб.: Политехника, 2001 . – 240 с.
5. Традиционные методы биометрической аутентификации и идентификации [Электронный ресурс] : [учебно-методическое пособие по дисциплине "Информатика человека и биосистем" / Воробей Е. А., Азизов П. М., Худницкий А. А., Снигирев С. А.; Белорусский национальный технический университет, Кафедра "Интеллектуальные системы" . - Электрон. дан. - БНТУ, 2009.
6. Кореневский Н.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий: монография / Н.А. Кореневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537 с.
7. Микрокомпьютерные медицинские системы. Проектирование и применение: пер. с англ. под ред. Е.А. Умрюхина / под ред. У. Томкинса, Дж. Уэбстера. – М.: Мир, 1988. – 544 с.

8. Основи наноелектроніки у 2-х книгах. Кн.1 Квантово-механічні засади, структури, фізичні властивості. Підручник / Д.М. Заячук, Ю.І. Якименко, В.М. Співак, А.Т. Орлов - К.: Кафедра, 2014.– 470 с.

9. Наноелектроніка. Навчальний посібник /Д.М. Заячук, Ю.І. Якименко, В.М. Співак, А.Т. Орлов, К.: Кафедра, 2013.– 454 с.

10. Иванов А. И. Нейросетевые алгоритмы биометрической идентификации личности / А. И. Иванов. – М. : Радиотехника, 2004. – 143 с.

Додаткова

11. Рассказы о биоэлектронике: Сб. статей / под ред. Г.Р. Иваницкого. – М.: Энергия, 1968. – 72 с.

12. Трошков А.М., Трошков М.А., Кондрашов А.В., Горденко Д.В. Биометрический каталог в мандате пользователя для разграничения управления допуском к информационным ресурсам.// Актуальные проблемы гуманитарных и естественных наук. 2013. № 1. С. 43-47.

13. Трошков А.М., Горденко Д.В., Кондрашов А.В. Венография, как биометрические параметры аутентификации/идентификации личности для управления доступом к информационным ресурсам.// Исследования в области естественных наук. 2013. № 4. С. 5.

14. Мещанинов С.К. Электронная система биометрического контроля и управления надежностью функционирования человеко-машинной системы / С.К. Мещанинов, Гулеша Е.М., Багрий В.В., Устименко В.О. / Science and education a new dimension. Natural and technical sciencies, II (3), Issue 21, 2014. – p. 75-78. Budapest.

15. Бойко В.І., Мещанинов С.К. Биотехнический комплекс диагностики и коррекции функционального состояния спортсменов Вестник новых медицинских технологий, Тула, 2014, Т.21, №1. – С.96-99.

16. I.N. Sinitsyn, O.S. Ushmaev, Development of metrological and biometric technologies and systems // Proceedings of 9th International Conference in Pattern Recognition and Image Analysis: new information technologies, PRIA-9-2008, September, 14-20, 2008. – Нижний Новгород, 2008, v.2, p.169-172.
17. Dessimoz D., Champod C., Richiadi J., Drygajlo A. Multimodal Biometrics for Identity Documents // Research Report, PFS 314-08.05. UNIL, June 2006.
18. Bolle R. M., Connell J. H., Pankanti S., Ratha N. K., Senior A. W. Guide to Biometrics. – New-York: Springer-Verlag, 2003.
19. Wayman J., et al. Biometric Systems: Technology, Design and Performance Evaluation. – London: Springer Verlag, 2005.