



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
 ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ  
 УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

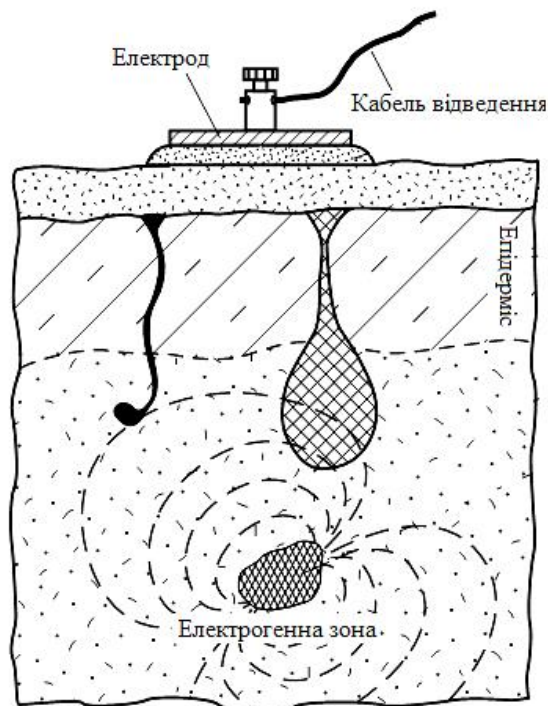
Кафедра біотехнічних систем

# МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

для виконання лабораторних робіт  
 з дисципліни

## ВИМІРЮВАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ БІОФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН ТА ЕЛЕКТРОДИ

для студентів напряму підготовки  
 6.050902 – Радіоелектронні апарати



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
імені ІВАНА ПУЛЮЯ

Кафедра біотехнічних систем

**МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ**  
для виконання лабораторних робіт  
з дисципліни

**ВИМІРЮВАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ**  
**БІОФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН**  
**ТА ЕЛЕКТРОДИ**

для студентів напряму підготовки  
6.050902 – Радіоелектронні апарати

*Розглянуто на засіданні  
кафедри біотехнічних систем*

*протокол №3 від 25 жовтня 2012 р.*

*Затверджено на засіданні  
методичної комісії факультету  
контрольно-вимірювальних та  
радіокомп'ютерних систем*

*протокол №3 від 26 жовтня 2012 р.*

**ТЕРНОПІЛЬ 2012**

Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни “Вимірювальні перетворювачі біофізичних величин та електроди” для студентів напряму підготовки 6.050902 – Радіоелектронні апарати. / Уклад.: Р.А. Ткачук, В.Г.Дозорський, Л.Є. Дедів. – Тернопіль: ТНТУ, 2012 – 99 с.

Методичні вказівки призначені для полегшення засвоєння дисципліни “Вимірювальні перетворювачі біофізичних величин та електроди”, виконання курсу лабораторних робіт і контролю знань студентів. Складається з урахуванням модульної системи навчання, рекомендацій до самостійної роботи і індивідуальних завдань, тестів, екзаменаційних питань, типової форми та вимог для комплексної перевірки знань з дисципліни.

У результаті виконання лабораторних робіт студенти повинні вивчити основні параметри та характеристики вимірювальних перетворювачів медичного призначення, фізико-хімічні процеси, що відбуваються при взаємодії та контакті вимірювальних перетворювачів та електродів з біооб’єктами; засвоїти принципи побудови і основні методи проведення контролю параметрів вимірювальних перетворювачів та електродів.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП.....	6
ПРАВИЛА ТЕХНІКИ БЕЗПЕКИ ПРИ ВИКОНАННІ ЛАБОРАТОРНИХ РОБІТ.....	7
Лабораторна робота № 1. Знімання біоелектричних потенціалів. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик електродів першого роду.....	8
Лабораторна робота № 2. Знімання біоелектричних потенціалів. Дослідження характеристик електродів другого роду.....	20
Лабораторна робота № 3. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик реостатних вимірювальних перетворювачів.....	29
Лабораторна робота № 4. Дослідження характеристик термоелектричних вимірювальних перетворювачів при вимірюванні температури біооб'єктів.....	34
Лабораторна робота № 5. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик п'єзоелектричних вимірювальних перетворювачів.....	45
Лабораторна робота № 6. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик тензометричних вимірювальних перетворювачів.....	55
Лабораторна робота № 7. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик ємнісних вимірювальних перетворювачів.....	64
Лабораторна робота № 8. Дослідження конструктивних особливостей та характеристик електромагнітних вимірювальних перетворювачів.....	69
Лабораторна робота № 9. Дослідження впливу конструктивних характеристик електродів при реографії.....	81
Лабораторна робота № 10. Дослідження особливостей конструктивного виконання та параметрів індукторів для УВЧ-терапії.....	87
Лабораторна робота № 11. Комп'ютерне моделювання роботи вимірювальних перетворювачів в середовищі Matlab.....	
ПЕРЕЛІК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ.....	93
ДОДАТКИ.....	94
Додаток А. Зразок оформлення звіту по виконаній роботі.....	95

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ СКОРОЧЕНЬ

- АЧХ – амплітудно-частотна характеристика;  
БО – біооб'єкт;  
БТС – біотехнічна система;  
ВП – вимірювальний перетворювач;  
ЕВ – еквівалент виледення;  
ЕРС – електрорушійна сила;  
ЗВМП – засоби вимірювання медичного призначення;  
ІБС – імітатор біосигналів;  
КЕМЗ – коефіцієнт електромеханічного зв'язку;  
КПО – контрольно-повірочні операції;  
ОП – операційний підсилювач;  
ПКЕ – п'єзокерамічний елемент;  
ПКР – п'єзокерамічний резонатор;  
ТКО – температурний коефіцієнт опору;  
УВЧ – ультрависока частота;  
УЗ – ультразвук.

## ВСТУП

Лабораторні роботи виконуються для закріплення теоретичних знань, отриманих студентами під час лекційних занять та самопідготовки. Метою виконання лабораторних робіт є вироблення у студентів навичок та вмінь самостійної роботи при вивченні фізичних процесів, які відбуваються під час відбору біоелектричних потенціалів, вивчення конструктивних особливостей та фізичних принципів роботи вимірювальних перетворювачів.

Методичні вказівки призначені для студентів за напрямком підготовки 6.050902 – «Радіоелектронні апарати» всіх форм навчання.

Метою методичних вказівок є допомога студентам при підготовці та виконанні лабораторних робіт за 10 темами, які ввійшли до цього видання. На початку вказівок подані основні вимоги до техніки безпеки при виконанні лабораторних робіт. Ознайомлення з ними студентів проводиться на вступному лабораторному занятті з обов'язковим підписом кожного студента у відповідному журналі. Далі наведено опис кожної лабораторної роботи.

Методичні вказівки забезпечують можливість студентам самостійно підготуватись до виконання кожної лабораторної роботи.

## ПРАВИЛА ТЕХНІКИ БЕЗПЕКИ ПРИ ВИКОНАННІ ЛАБОРАТОРНИХ РОБІТ

Лабораторні роботи з курсу „Вимірювальні перетворювачі біофізичних величин та електроди” проводяться в лабораторії кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Дотримання правил техніки безпеки є обов’язковою умовою виконання лабораторних робіт. Для забезпечення цієї вимоги кожен студент на вступному занятті повинен ознайомитися з вимогами правил техніки безпеки, про що вказує відмітка у відповідному журналі та отримати допуск до виконання лабораторних робіт у викладача.

Забороняється заходити в лабораторію без дозволу викладача або когось із допоміжного персоналу кафедри. Не дозволяється знаходитись в лабораторії у верхньому одязі. Студенти, які тимчасово не задіяні на роботі за комп’ютером чи макетами, повинні знаходитися в місці, вказаному викладачем. Всі зайві предмети, які не стосуються до виконання даної лабораторної роботи необхідно прибрати з робочого місця.

Забороняється без дозволу викладача вмикати лабораторну установки, користуватись приладами, які не використовуються для виконання даної лабораторної роботи, а також переносити прилади з місця на місце. При виявленні несправності негайно повідомити про це викладача, або когось із допоміжного персоналу кафедри, хто знаходиться в лабораторії.

Загалом необхідним є обов’язкове виконання всіх правил техніки безпеки та пожежної безпеки, які передбачені державними стандартами та інструкцією по університету.

Порушення правил техніки безпеки може призвести до нещасних випадків і веде за собою адміністративну та кримінальну відповідальність. Студент, який порушив правила техніки безпеки в лабораторії не допускається до занять. Допуском до подальшого виконання лабораторних робіт є відповідальність за причинену шкоду та повторне проходження інструктажу по техніці безпеки у зав. лабораторіями кафедри біотехнічних систем з відповідною відміткою про це в журналі.

Строго дотримуйтеся цих правил – це запорука вашої безпеки та безпеки ваших товаришів.

## Лабораторна робота №1

# ЗНІМАННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ. ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОДІВ ПЕРШОГО РОДУ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи, конструктивними характеристиками та основними технічними параметрами електродів першого роду.

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Вивчення функціональних та анатомічних особливостей людини дає підставу розглядати її організм як багаторівневу структуровану систему, існування якої визначається взаємодоповнюючою спільністю різних органів, тканин, клітин, субклітинних структур, молекулярних, йонних та інших структурних рівнів.

Окремі структурні утворення різняться між собою як якісними, так і кількісними характеристиками.

Зазначені відмінності зумовили появу великої кількості діагностичних методик, в яких в ролі діагностичних ознак розглядаються акустичні (ультразвукові), оптичні, рентгенівські, електромагнітні та інші фізичні характеристики біооб'єкту (термін «біооб'єкт» – БО – використовується далі розширено і може мати відношення до всіх перерахованих вище структур організму). У рамках класичної електрофізіології на структурних рівнях органів, тканин і клітин досліджуються електричні характеристики (електричні потенціали і провідності) цих БО.

Вимірювання біоелектричних потенціалів здійснюється приладами (засобами вимірювання медичного призначення – ЗВМП), що включають в свій склад біоелектричні електроди. Біоелектричний електрод (далі – електрод) – пристрій, що використовується при зніманні біоелектричних потенціалів, що має струмознімаючу поверхню, яка контактує з БО, і вихідні елементи (за ГОСТ 24878).

Параметри сигналу відведення (електрода і зони БО, що відповідає за генерацію та проведення електричного сигналу) визначаються:

- 1) характеристиками електрогенних проявів (параметрами потенціалу спокою, збудження, метаболічного потенціалу, потенціалу асиметрії) і
- 2) електрохімічними процесами, що протікають в БО незалежно від діяльності електрогенних структур (адсорбційними, дифузійними і окислювально-відновними потенціалами). Електрофізіологічні прояви різних структур БО



характеризуються великою варіабельністю: параметри ритміки і амплітуди сигналу можуть змінюватися більш ніж на шість порядків.

Запис біопотенціалів будь якого органу або тканини в часі називається електрограмою (наприклад, ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ і т. д.). Для зняття та подальшого вивчення електрограм використовуються найчастіше контактні електроди. Контакт електродів з БО здійснюється через шар природного, а в багатьох випадках і штучного електроліту (електродної контактної речовини, далі – ЕКР) (рис. 1). Зазначені електроліти відповідальні за механізми гальванічної передачі біоелектричних сигналів, а також електрохімічної взаємодії електрода з рідкими структурами БО.

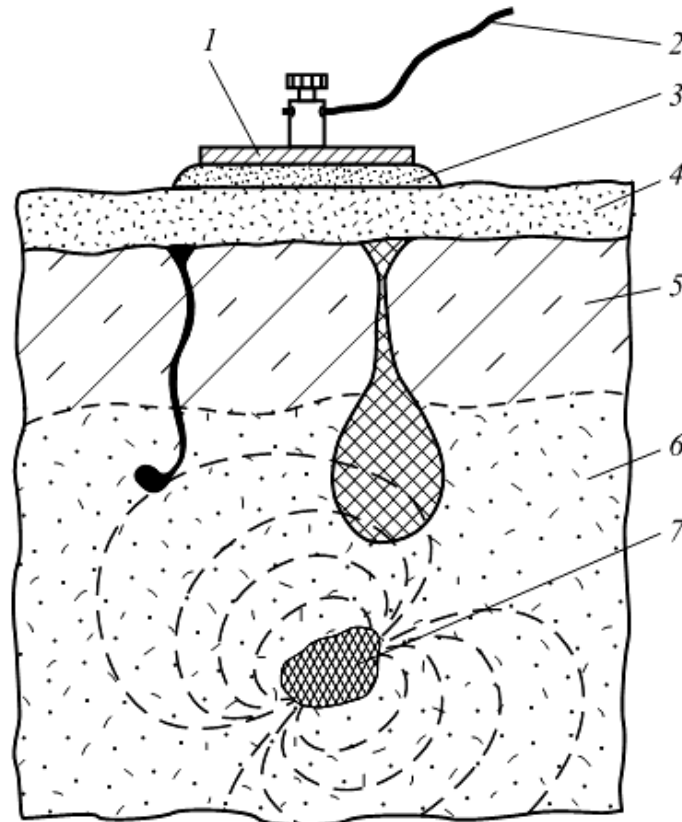


Рис. 1 – Схема відведення: 1 – електрод; 2 – відвідний дріт; 3 – штучний електроліт; 4 – природний електроліт; 5 – епідерміс з потовими і жировими каналами; 6 – підшкірні електропровідні структури; 7 – електрогенна зона БО

Взаємодія електродів (провідників з електронною провідністю) з штучними і природними рідкими провідними середовищами (провідниками з йонною провідністю), а також взаємодія електролітів різних складів і концентрацій, що знаходяться всередині БО, призводять до виникнення електрохімічних потенціалів  $\varphi_{ex}$ .

Електрохімічні потенціали при вимірюваннях сумуються з потенціалами електрогенної структури біооб'єкту  $\varphi_{БО}$ , при цьому з електродів знімається сумарний електричний потенціал  $\varphi_e$ :

$$\varphi_e = \varphi_{БО} + \varphi_{ex}$$

де  $\varphi_{БО}$  – біоелектричний потенціал;  $\varphi_{ex}$  – електрохімічний потенціал відведення.

Величина  $\varphi_{ex}$  може змінюватися в часі за складними, інколи непередбачуваними законами. Сумування електричних сигналів на електродах може призвести до невірної інтерпретації результатів вимірювань, тому при проектуванні діагностичної біотехнічної системи необхідний аналіз всіх біоелектрохімічних процесів, що протікають у відведенні, і технічне обґрунтування побудови електродної системи, адекватної характеристикам сигналу, що знімається.

*Потенціали відведень.* Поляризація межі фаз «електрод-електроліт». Особливістю контакту «електрод-електроліт» є вихід катіонів металу в розчинник (гідратація катіонів металу) і утворення приелектродного подвійного електричного шару. Процеси йонного обміну металу електрода з рідким провідним середовищем призводять до поляризації межі фаз «метал-електроліт» і появи потенціалу поляризації на електроді відносно електроліту (електродного потенціалу). Значення електродного потенціалу  $\varphi_e$  визначається хімічною активністю його катіонів  $a_{M^{z+}}$  в електроліті і описується рівнянням Нернста:

$$\varphi_e = \varphi^0 + \frac{RT}{zF} \lg a_{M^{z+}}$$

де  $\varphi^0$  – електродний потенціал, виміряний в стандартних умовах відносно стандартного електрода порівняння (нормального водневого електрода);  $R$  – газова постійна;  $T$  – абсолютна температура;  $z$  – валентність йонів;  $F$  – число Фарадея.

Наявність в замкнутій вимірювальній комірці (рис. 2) двох відведень, метали або електроліти яких мають відмінності один від одного, призводить до появи між ними різниці потенціалів – потенціалу зміщення  $\varphi_{зм}$ , значення якого визначається наступним виразом:

$$\varphi_{зм} = \Delta\varphi^0 + \frac{RT}{zF} \lg \frac{a_{M_1^{z+}}}{a_{M_2^{z+}}}$$

де  $\Delta\varphi^0$  – різниця стандартних електродних потенціалів;  $a_{M^{z-}}$ ,  $a_{M^{z+}}$  – активності катіонів металів електродів в контактуючих з ними електролітах першого і другого відведень.

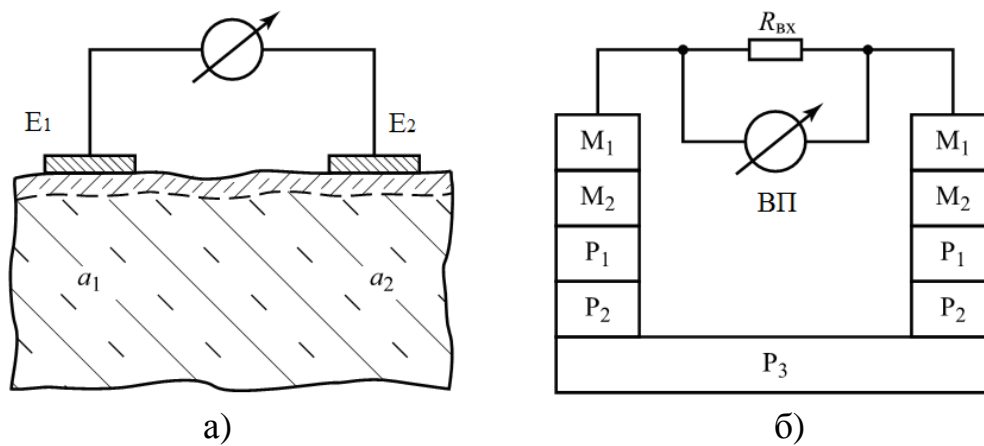


Рис. 2 – Вимірювальна комірка: а – схема вимірювання електричних потенціалів;  $E_1$ ,  $E_2$  – вимірювальні електроди в різних відведеннях;  $a_1$  і  $a_2$  – параметри електропровідних рідких провідних середовищ в приелектродних зонах; б – структурна схема; М – метали (або інші провідники 1-го роду) проводів відведення та електродів; Р – електропровідні штучний і природний електроліти; ВП – вимірювальний прилад

При відсутності зовнішнього електричного навантаження дифузійні процеси призводять до встановлення електродинамічної рівноваги зарядів на межі різних фаз. Вплив на систему «електрод-електроліт» зовнішнього електричного поля, динаміка електричного навантаження, а також зміна характеру взаємодії провідників 1-го і 2-го роду можуть призводити до динаміки подвійного шару, потенціал електрода при цьому зміниться. Час релаксації електродного потенціалу може досягати десятків секунд, амплітудне значення потенціалу зміщення – сотень мілівольт.

*Дифузійний потенціал.* Контакт двох електролітів з різними електрохімічними властивостями (наприклад, провідної рідини біологічного походження і електродної контактної речовини) призводить до того, що більш рухливі йони з концентрованого розчину дифундують в зону відведення з меншою концентрацією, заряджаючи її відповідним знаком. Значення дифузійного потенціалу  $\varphi_d$  визначається з виразу:

$$\varphi_d = \frac{RT}{F} \frac{\lambda_a^\infty - \lambda_k^\infty}{\lambda_a^\infty + \lambda_k^\infty} \ln \frac{a_1}{a_2}$$

де  $\lambda_a^\infty$ ,  $\lambda_k^\infty$  – граничні рухливості аніонів та катіонів при нескінченному розведенні;  $a_1$ ,  $a_2$  – йонна активність в електролітах відведень.

Амплітуда дифузійного потенціалу може досягати сотень мілівольт. Симетрична вимірювальна комірка вільна від дифузійного потенціалу. При побудові кола вимірювальної комірки необхідно прагнути до симетрії відведень і дотримання електрохімічної відповідності штучного та природного електролітів.

*Зсув потенціалу електрода в результаті адсорбційних явищ.* Наявність в біоелектролітах незв'язаних аніонів та катіонів, які можуть вступати в фізичну або хімічну взаємодію з металом електрода, може приводити до зміни його потенціалу за рахунок адсорбційних процесів. Зсув потенціалу електрода в негативну сторону викликається адсорбцією органічних і неорганічних аніонів (хлору, бромиду, йоду і т. д.) і т. д. Зсув потенціалу електрода в позитивну сторону викликається адсорбцією різних катіонів – амоній-катіонів, з'єднань  $\text{NH}^+$  і т. д.

*Зсув електродних потенціалів в результаті окислювально-відновних реакцій.* Окислювально-відновною реакцією називається електрохімічна взаємодія двох реагентів, при якому відбувається вихід електрона з одного реагенту (реакція окислення) і приєднання цього електрона до іншого реагенту реакція відновлення).

Розглянемо розвиток окислювально-відновної реакції на фізичній моделі (рис. 3). Дві ємності заповнені розчинами однакового хімічного складу, але різної валентності (дво- і тривалентного заліза). Цей приклад окислювально-відновної пари є ілюстрацією цілого ряду біохімічних процесів, що протікають в організмі людини (наприклад, транспорт запасеного заліза в організмі людини здійснюється за участю окислювально-відновної залізомісткої пари ферити – трансферитин). У ємностях встановлені платинові електроди, до яких приєднаний вимірювальний прилад.

Наявність замкнутого електричного кола (внутрішнього – по електродам і електроліту, зовнішнього – по електродам, проводам відведення і вхідному опору вимірювального приладу  $R_{ex}$ ) приводить до наступних процесів:

- йони тривалентного заліза прагнуть прийняти електрони, постачальником яких є електрод;
- йони двовалентного заліза прагнуть вивільнити електрони, які переміщуються на електрод;
- на межі розчинів з боку тривалентного заліза створюється більший «електронний тиск», що дає потенційну можливість для організації електронного струму в замкнутому внутрішньому електричному колі (від трьох- до двовалентного заліза);
- динаміка окислювально-відновного процесу провокує рух електронів (тобто появу електричного струму) по зовнішньому замкнутому електричному колу, електрони рухаються від розчину з меншою валентністю до розчину з більшою валентністю.

Електроди в даній електрохімічній системі відіграють роль електричних донорних і акцепторних провідників, при цьому на опорі  $R_{ex}$  струм, що протікає, створює падіння напруги, яке називається окислювально-відновним потенціалом  $\varphi_{o-v}$ .

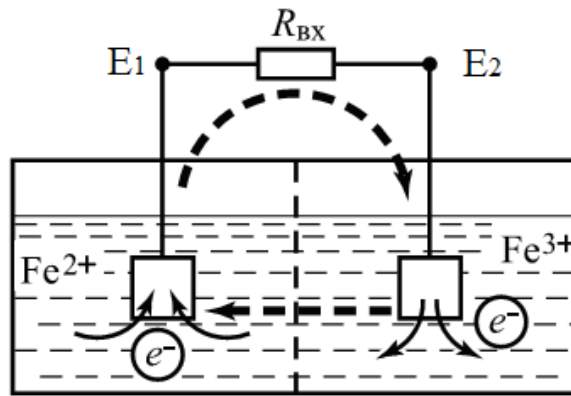


Рис. 3 – Схема руху електронів при окислювально-відновній реакції

Для однозначного тлумачення значень окисно-відновних потенціалів у вимірюваннях для матеріалу електрода прийнято використовувати благородний (інертний) метал – платину, практично не розчинну в досліджуваному середовищі. Йонні процеси при таких електродах відокремлені від електронних процесів. Значення потенціалу окислювально-відновної системи описується виразом:

$$\varphi_{\text{O-B}} = \varphi_{\text{O-B}}^0 + \frac{RT}{zF} \lg \frac{a_{\text{O}}}{a_{\text{B}}}$$

де  $\varphi_{\text{O-B}}$  – стандартний окислювально-відновний потенціал при активностях окисної і відновленої форм, рівних 1;  $a_{\text{O}}$ ,  $a_{\text{B}}$  – активність окисленої і відновленої форм відповідно.

В залежності від властивостей реагуючих компонентів окислювально-відновних систем реєстроване значення окислювально-відновного потенціалу може досягати значень в сотні мілівольт.

Еквівалентна структурна схема системи «біооб'єкт – електроліт – електрод – вимірювальний прилад» може бути представлена у відповідності з рис. 4.

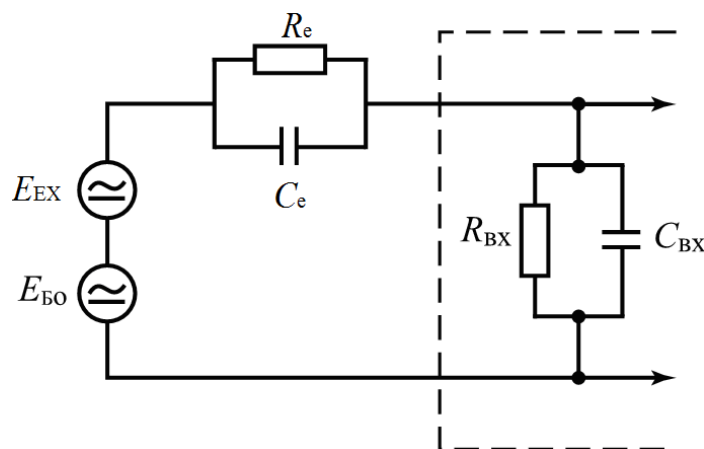


Рис. 4 – Еквівалентна схема вимірювального кола:  $E_{\text{BO}}$  і  $E_{\text{EX}}$  – біоелектричний і електрохімічний потенціали системи;  $R_e$ ,  $C_e$ ,  $R_{\text{BX}}$ ,  $C_{\text{BX}}$  – еквівалентні параметри електрода у відведенні і кола входу вимірювального приладу

При більш детальному аналізі відведення необхідно враховувати характеристики імпедансу тканин і органів БО, а також ділянки «шкіра – електрод». Реакція рідин біологічного походження і електродної контактної речовини (як провідників 2-го роду) на низьких і дуже низьких частотах носить характер активного опору, що залежить від площі електрода. В окремих випадках (наприклад, для мікроелектродів) значення еквівалентної ємності відведення  $C_e$  можуть досягати десятків мікрофарад, а еквівалентного опору  $R_e$  – десятків мегаом.

Таким чином, потенціал відведення та вимірювальної комірки в цілому визначається як електрогенезом БО, так і домінуючими у відведенні електрохімічними процесами. При проектуванні і експлуатації електродних систем встановлення реальних характеристик  $\varphi_{зм}$ ,  $R_e$ ,  $C_e$ , а також їх можливих тимчасових змін представляється актуальним завданням, оскільки при збігу частотного діапазону зміни параметрів БО та власне електрода поділ біоелектричного і електрохімічного сигналів стає проблематичним.

Співвідношення часових характеристик біопотенціалів (ритміки біопотенціалів) з реальною динамікою потенціалу зсуву дозволяє розділити велику різноманітність біоелектричних електродів на дві основні групи:

- електроди з дрейфом власного потенціалу (електроди, що поляризуються, електроди 1-го роду),
- електроди зі стабільним власним потенціалом (електроди, що не поляризуються, електроди 2-го роду).

Відповідно до ГОСТ 24878-81, 25995-83 термінологічно визначені також класифікаційні ознаки електродів в залежності від наступних факторів:

- особливості їх участі у зніманні біоелектричної напруги;
- наявності на них вбудованих активних елементів;
- природи проведення електричного струму;
- кратності їх застосування;
- місця накладення або введення;
- досліджуваного джерела біоелектричного поля та ін.

*Основні характеристики провідних електродів 1-го роду.* У практиці електрофізіологічних вимірювань найбільш широко застосовуються контактні провідні електроди 1-го роду (рис. 5).

Такі електроди виконують з різних електропровідних матеріалів: металів, сплавів, електропровідних неметалів. Найбільш широко використовуються металеві матеріали: срібло (частіше – срібне покриття), його сплави, корозійно стійкі сталі, вольфрам, харчове олово і т. д. Робоча площа електродів для більшості клінічних випадків визначається відповідно до потужності і розмірів електрогенного органу і встановлена нормативними документами (ГОСТ 25995). Характерною конструктивною особливістю таких електродів є наявність порожнини, призначення якої – утримання при вимірюваннях електродної контактної речовини.



а)



б)

Рис. 5 – Різновиди конструкцій електродів 1-го роду: а – ЕКГ-електроди; б – ЕЕГ-електроди

Загальні технічні вимоги та методи випробувань електродів визначені ГОСТ 25995. Для електродів ЕКГ, ЕЕГ і ЕМГ стандартом встановлені такі важливі електричні параметри, як різниця електродних потенціалів (не більше 100 мВ), дрейф різниці електродних потенціалів (не більше 250 мкВ), напруга шуму (не більше 30 мкВ), напруга шуму руху (не більше 100 мкВ для електродів ЕКГ). Цим стандартом встановлено також схеми випробувань електродів.

Основним недоліком електродів 1-го роду є нестабільність (дрейф) потенціалу поляризації, оскільки безпосередню взаємодію провідника 1-го роду з провідниками 2-го роду (гідратація катіонів металу потовими виділеннями,

електродною контактною речовиною) носить нестационарний і некерований характер.

Наявність потенціалу зміщення і його динаміка в реальному процесі вимірювання обмежують область застосування поляризованих електродів вимірюванням порівняно швидкоплинних електрофізіологічних процесів м'язів, головного мозку, сенсорних систем, на клітинному рівні – потенціалів збудження. Деяке підвищення стабільності власного потенціалу електрода може бути досягнуто зменшенням розчинності електрода в електроліті, для чого електрод покривають шаром важкорозчинної солі (наприклад, на срібний електрод наносять хлорид срібла  $\text{Ag}|\text{AgCl}$ ). При цьому в електродній системі передбачаються конструктивні елементи (порожнини), що забезпечують збереження на час вимірювання гарантованого обсягу ЕКР із заданими властивостями.

Конструкція слабополяризованих одноразових електродів 1-го роду (рис. 6,7) включає в себе легкий пластмасовий корпус 1, в якому розміщений металізований електрод 2 (частіше на основі  $\text{Ag}|\text{AgCl}$ ), що закінчується контактною частиною електричного роз'єму 3 або проводом відведення. У чашці корпусу закріплена еластична гідрофільна прокладка 4, просочена довговисихаючим електропровідним гелем (як правило, на основі водного розчину  $\text{NaCl}$ ). Буртики корпусу покриті клеючою речовиною 5. Склеювальний шар захищається легкознімною антиадгезійною прокладкою 6, яка знімається перед встановленням електрода на тіло пацієнта.

Тривалість зберігання таких постійно готових до застосування електродів доходить до 1 року.

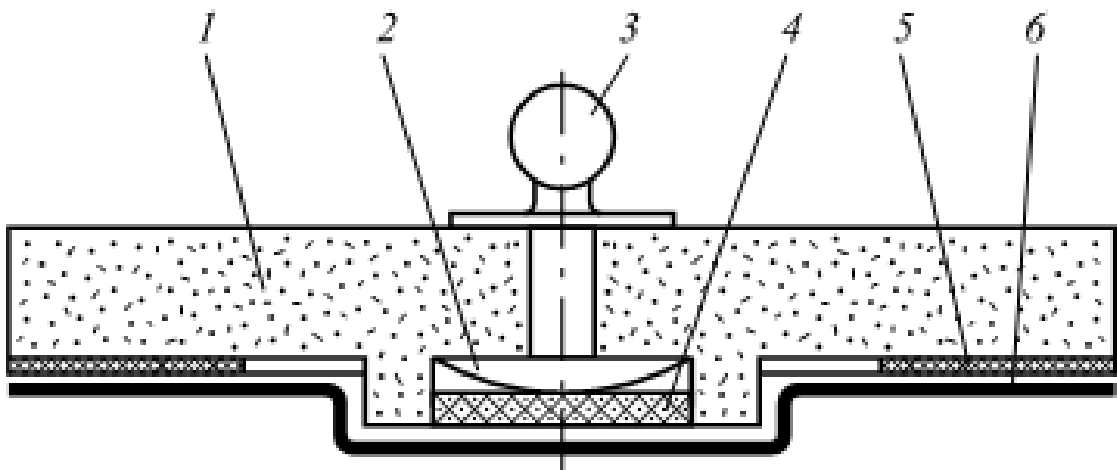


Рис. 6 – Конструкція слабополяризованих одноразових електродів 1-го роду



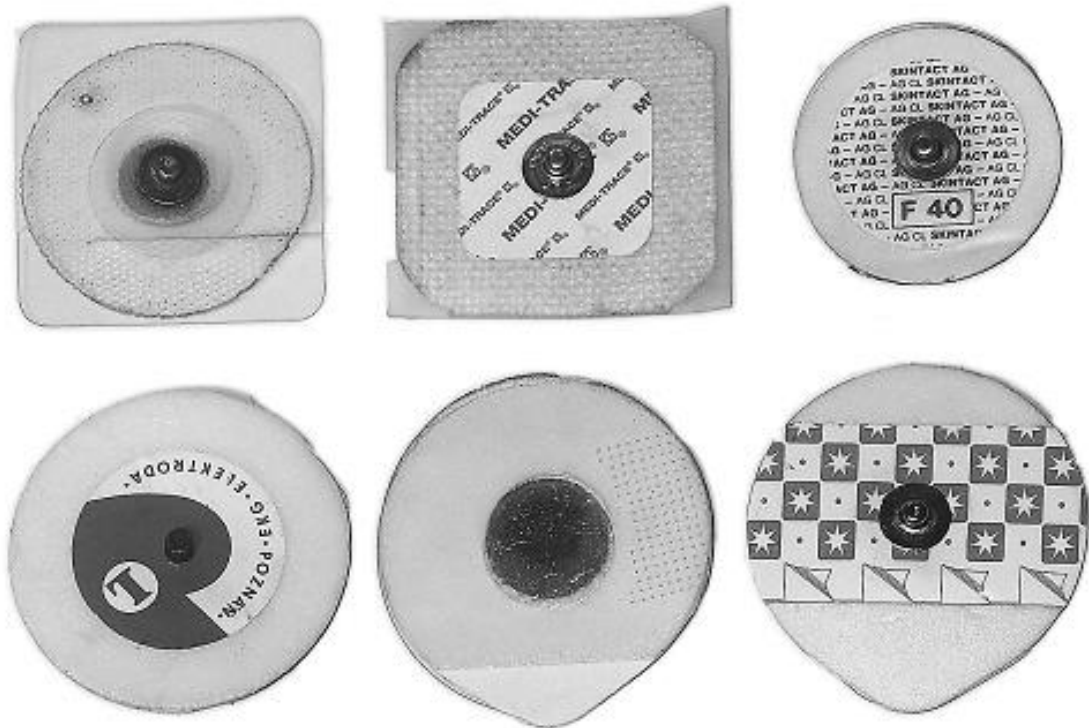


Рис. 7 – Приклади конструкцій одноразових електродів

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Експериментальна частина роботи присвячена визначенню параметрів реальних біоелектричних електродів 1-го роду – потенціалу електрода і його дрейфу, потенціалу зміщення, шуму руху, параметрів відведення  $R_e$  і  $C_e$ .

Використовуване обладнання, зразки.

1. Зразки різних конструкцій електродів 1-го роду.
2. Генератор прямокутних імпульсів.
3. Вимірювальний пристрій (мілівольтметр), реєстратор (перовий, осцилограф, комп'ютер).
4. Пристрій-еквівалент відведення (рис. 8).

Пристрій-еквівалент відведення ( $EB$ ) включає в себе вимикач живлення  $SA1$ , пускову кнопку  $SB$ , перемикач полярності живлення  $SA2$ . Зазначені елементи дозволяють створювати прямокутні імпульси заданої тривалості і полярності. При необхідності до відповідного роз'єму на передній панелі приладу може бути приєднаний зовнішній генератор з аналогічними характеристиками сигналу. Сформований за допомогою ручного керування (або від зовнішнього генератора) імпульсний сигнал при виконанні лабораторної роботи може спостерігатися на одному з каналів двохпроменевого осцилографа.

У колі імпульсної напруги встановлений додатковий регульований резистор  $R_d$ , що моделює внутрішній опір рідкого провідного середовища, а також

регульовані елементи  $R_e$  і  $C_e$ , що моделюють характеристики відведення  $R_e$  і  $C_e$  електродів.

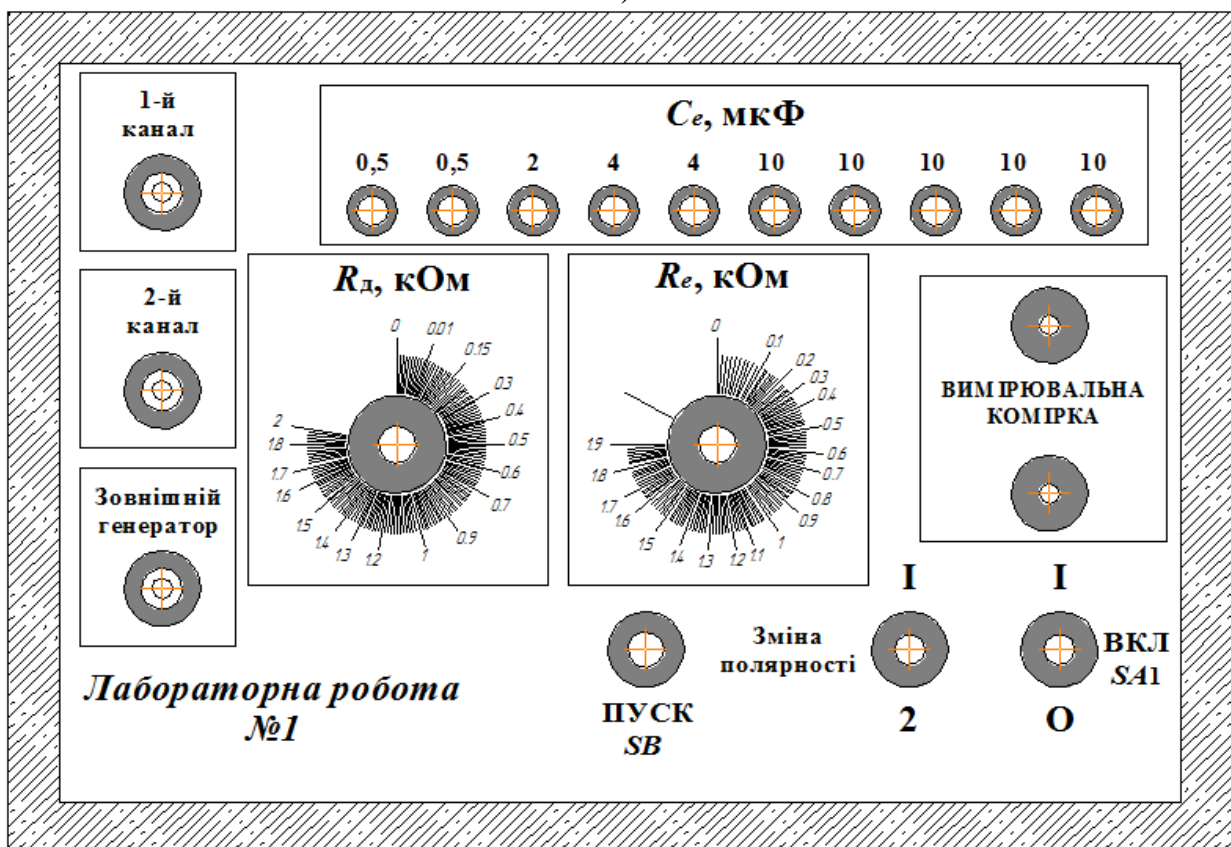
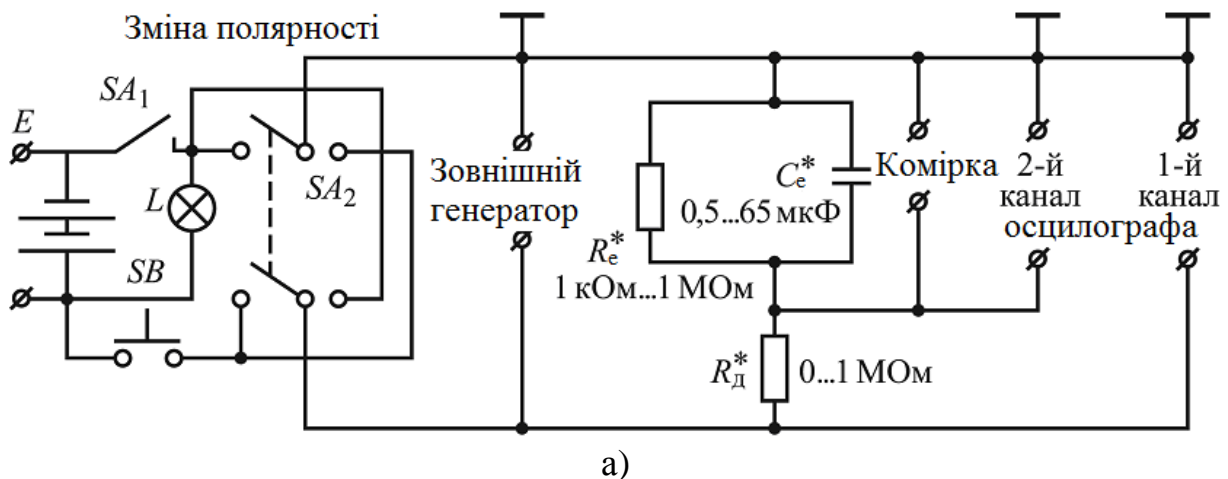


Рис. 8 – Пристрій-еквівалент відведення: а – схема електрична принципова; б – розташування регульовальних і комутаційних елементів на макеті.

Діапазони регулювання опорів і ємності:  $R_d=0...2$  кОм,  $R_e=0...2$  кОм (в крайньому положенні його опір становить  $\infty$ ),  $C_e=0...61$  мкФ.

5. Вимірювальна комірка – екрануюча камера з пристроєм для кріплення електродів, ємності з ЕКР.

6. Електродна контактна речовина (0,9 %-ний розчин NaCl), виготовляється перед проведенням роботи.

Порядок проведення роботи.

1. Ознайомитися з конструкціями електродів 1-го роду.

2. Базуючись на матеріалах ГОСТ 25995, скласти схеми вимірювання та виконати наступне:

- визначити різницю електродних потенціалів (потенціал зсуву) двох наступних електродів 1-го роду: а) однотипних, б) однотипних, але з різним ступенем зносу, в) різнотипних;
- виміряти амплітудне значення дрейфу потенціалу електрода 1-го роду;
- визначити значення величин  $R_e$  і  $C_e$  за допомогою пристрою-еквівалента відведення. Для цього необхідно (див. рис. 8):

а) зібрати за схемою (рис. 9, а) стенд, що включає в себе еквівалент відведення, вимірювальну комірку, реєстратор – двопробеневий осцилограф;

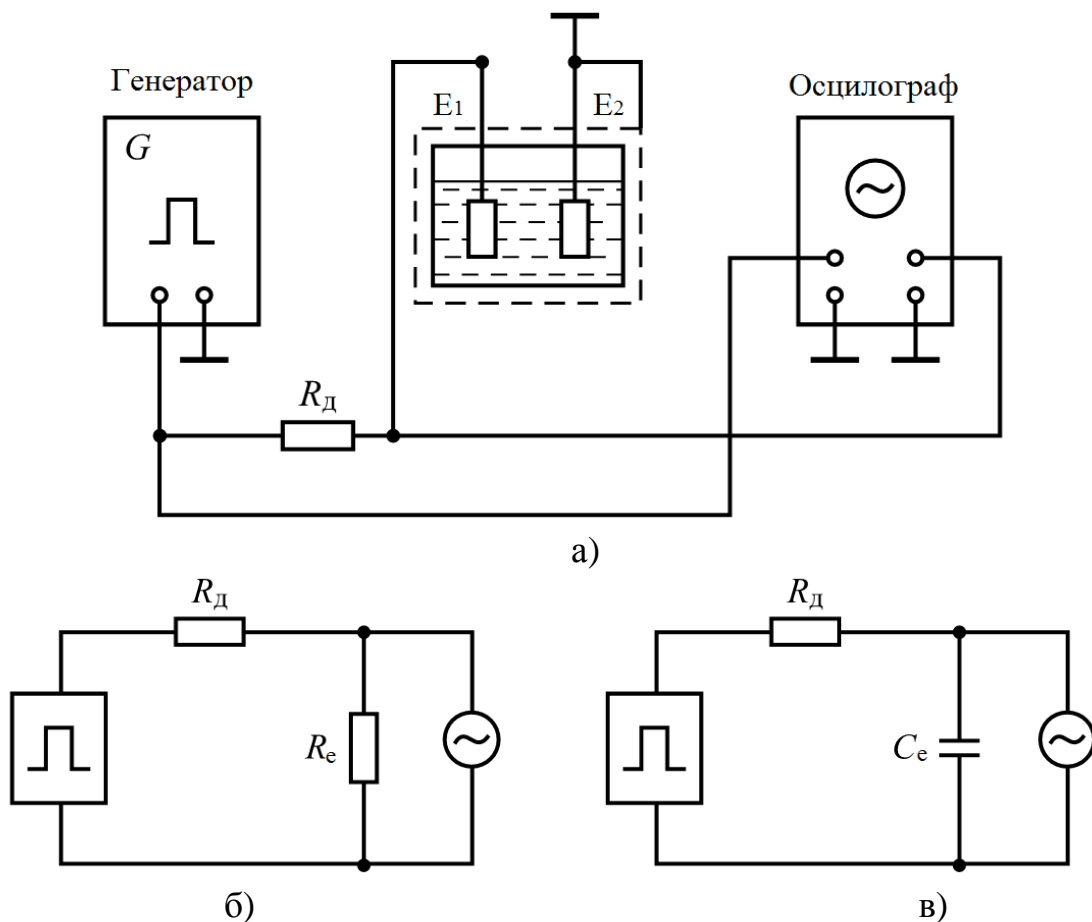


Рис. 9 – Вимірювальний стенд: а – схема принципова; б, в – еквівалентні схеми для визначення амплітудних і частотних спотворень сигналу

б) при відключених елементах схеми  $R_e$  і  $C_e$  еквівалента відведення підключити до клем «Комірка» електроди вимірювальної комірки; Опір резистора  $R_d$  встановити рівним 0,8-1,8 кОм і не змінювати до закінчення вимірювань.

в) подаючи прямокутні імпульси на електродну комірку (натисканням на кнопку  $SB$  або від зовнішнього генератора), спостерігати на осцилографі сигнали: вихідний (вхідний) – по першому каналу, і спотворений колом відведення (вихідний) – по другому каналу (рис. 9, б, в). При використанні

генератора прямокутних імпульсів амплітуда їх повинна становити 1 В, період – 10-40 мс, щільність – 2.

г) замінити в схемі стенду електродну комірку еквівалентом відведення. Подаючи колишні імпульси на еквівалент відведення, підбором значень  $R_e$  і  $C_e$  встановити на другому каналі реєстратора – осцилографа форму сигналу, аналогічну попередній;

д) за значеннями підібраних ємності і опору еквівалента відведень встановити параметри відведення  $R_e$  і  $C_e$  реальних електродів.

3. Схеми вимірювань і результати експериментів занести в звіт.

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи: для заданого типу електродів – значення амплітуди шуму відведення, різницю електродних потенціалів (потенціал зсуву), амплітудне значення дрейфу потенціалу електрода, значення величин  $R_e$  і  $C_e$ .
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Конструктивні особливості електродів 1-го роду;
2. Основні характеристики електродів 1-го роду;
3. Природа та причини зсуву, дрейфу потенціалу відведення;
4. Причини виникнення та способи зменшення шуму відведення;
5. Матеріали контактних пластин одноразових та багаторазових електродів 1-го роду.

## Лабораторна робота №2

## ЗНІМАННЯ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ. ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОДІВ ДРУГОГО РОДУ

### 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи, конструктивними характеристиками та основними технічними параметрами електродів другого роду

### 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

У зв'язку з появою нових діагностичних задач перелік методів електрографічних досліджень безперервно розширюється. Так, одним із сучасних напрямків дослідження є вимірювання повільно і вкрай повільно мінливих (квазістаціонарних) біопотенціалів, що відображають динаміку сполучних і м'язових тканин. Даний метод перспективний при ранній діагностиці захворювань парних органів, при оцінці асиметрії (кіральності) людини, у відновній медицині для супутнього контролю при хірургічному лікуванні, фізіотерапії і т. д.

До теперішнього часу розроблені і застосовуються численні різновиди біоелектричних електродів і електродних систем.

Всі електроди за ГОСТ 24878 поділяються на дві групи: провідні і непровідні електроди.

Серед провідних електродів виділяють також дві основні підгрупи: електроди 1-го і 2-го роду. Особливості електрохімічних систем і взаємодії таких електродів з БО визначають характеристики електродів і області їх застосування.

У цій лабораторній роботі розглядаються електрохімічні основи, особливості конструкції, технічні та експлуатаційні параметри, а також засоби оперативної перевірки провідних електродів 2-го роду.

*Основні характеристики провідних електродів 2-го роду.* Основний недолік електродів 1-го роду – дрейф власних потенціалів – пов'язаний з мимовільним, спонтанним процесом фізико-хімічної взаємодії провідників 1-го і 2-го роду в структурі відведення. У електродах 2-го роду ця взаємодія виконанням ряду конструктивних рішень переведена в стаціонарний режим.

Структурна схема електрода 2-го роду (рис. 1, а) являє собою метал (М), частіше срібло Ag, покритий його важкорозчинною сіллю (МА), частіше AgCl; метал занурений в розчин солі Р (провідник 2-го роду, наприклад в розчин KCl або NaCl), що містить аніон  $A_z^-$  (тобто  $Cl^-$ ), однойменний з аніоном солі:



У клінічній і експериментальній медицині найбільш поширені електроди 2-го роду на основі композиції Ag, AgCl.

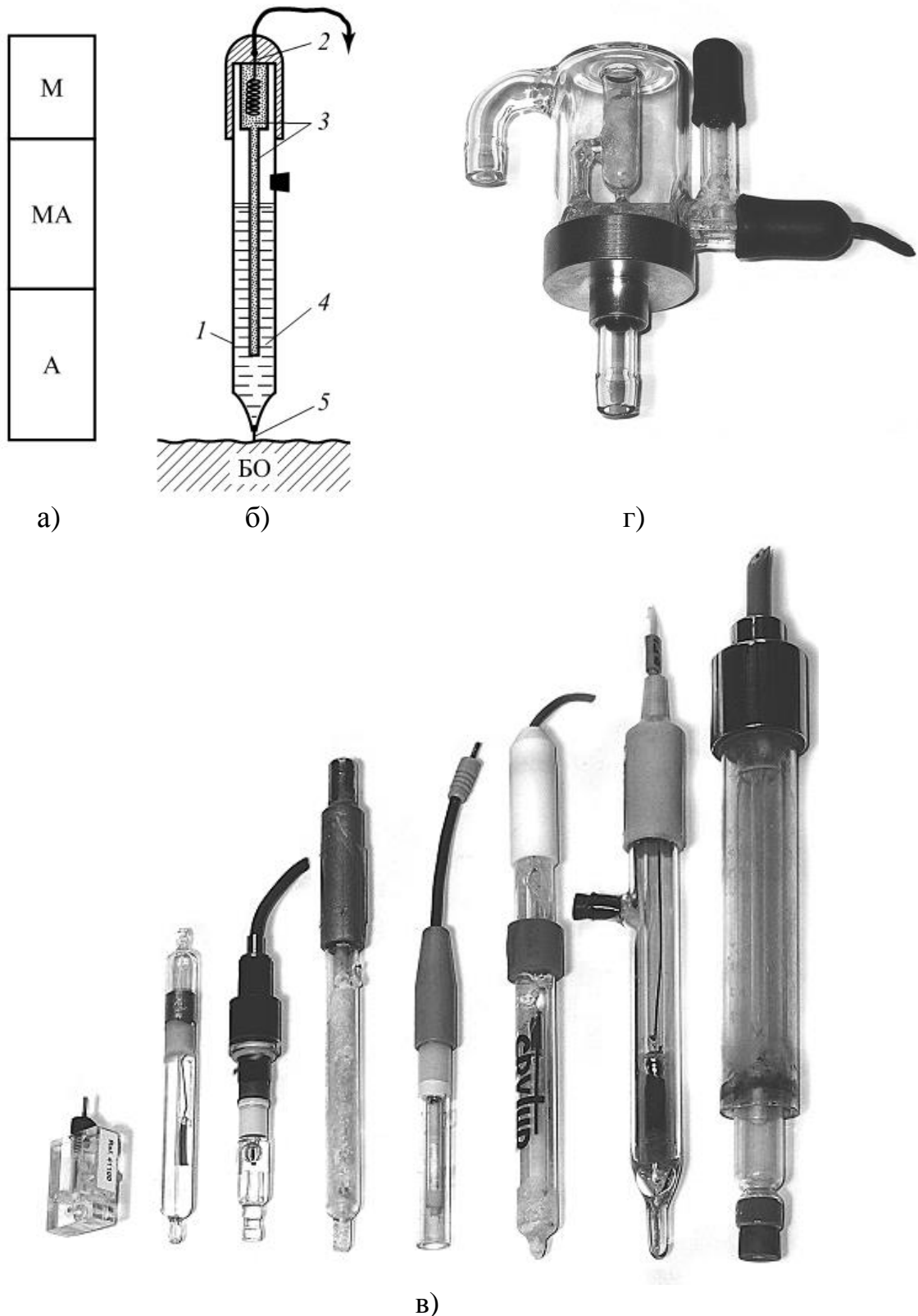


Рис. 1 – Електроди 2-го роду: а – структура електрода; б – схематичне зображення електрода (1 – корпус електрода; 2 – срібний дріт; 3 – хлорид срібла; 4 – електроліт; 5 – азбестова нитка); в – приклади конструкцій електродів; г – термостатований електрод.

В якості електроліту, що містить аніони  $\text{Cl}^-$ , в електродах найчастіше використовують насичений розчин  $\text{KCl}$ . Структура таких електродів буде мати вигляд:



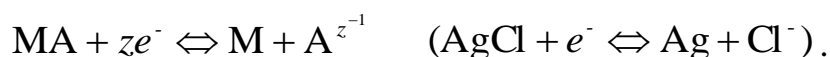
У потенціалутворюючих реакціях електродної системи беруть участь як катіони:



так і аніони



Сумарне рівняння потенціалутворюючої реакції як результат складання наведених вище виразів приймає наступний вигляд:



В отриманому сумарному рівнянні катіони як носії електричних зарядів відсутні. Роль йонообмінних елементів грають аніони, тому такий електрод називають також оборотним щодо аніона.

У електродах 2-го роду стаціонарність режиму електрохімічної взаємодії (рівновага системи  $\text{M}$ ,  $\text{MA}$  ( $\text{Ag}$ ,  $\text{AgCl}$ )) забезпечується при наступній умові: величина струму, що протікає через електрод, не повинна перевищувати  $10^{-9}$  А. При збільшенні струму понад це значення необхідно враховувати результати електрохімічної взаємодії пари  $\text{Ag}$ ,  $\text{AgCl}$ , що призводять до зсуву електродного потенціалу.

Рівняння Нернста для електродів 2-го роду (з урахуванням стабільності хімічної активності металу і солі  $a_{\text{MA}} = a_{\text{M}} = 1$ ) визначається виразом:

$$\varphi_{\text{A}^{z-} \mid \text{MA}, \text{M}} = \varphi_{\text{A}^{z-} \mid \text{MA}, \text{M}}^0 - \frac{RT}{zF} \lg a_{\text{A}^{z-}},$$

або для хлорсрібного електрода – виразом:

$$\varphi_{\text{Cl}^- \mid \text{AgCl}, \text{Ag}} = \varphi_{\text{Cl}^- \mid \text{AgCl}, \text{Ag}}^0 - \frac{RT}{zF} \lg a_{\text{Cl}^-}.$$

Таким чином, потенціал срібного електрода, що є частиною трифазної системи, визначається при постійних зовнішніх умовах активністю іонів  $\text{Cl}^-$  в

розчині. Конструктивно забезпечивши умови постійної активності (або концентрації) іонів  $\text{Cl}^-$  в електроліті електрода, можна гарантувати стабільність потенціалу такого електрода.

Розглянемо конструкцію стандартного хлорсрібного електрода типу ЕВЛ (рис. 1, б). Корпус електрода 1 виконаний з боросилікатного скла, погано розчинного у воді, не виділяє луг і володіє великим питомим опором. У верхній частині електрода здійснюється контакт мідної отводящего провідника зі срібною дротом 2, покритої хлоридом срібла  $\text{AgCl}$ . Електрохімічне покриття  $\text{AgCl}$  взаємодіє з сіллю – хлоридом срібла 3. В середній частині електрода здійснюється взаємодія між сіллю (хлоридом срібла) і електролітом 4, що представляє собою розчин  $\text{KCl}$  або  $\text{NaCl}$ . У робочий торець електрода 5 впаяна азбестова нитка, через яку забезпечується електричний (йонний) контакт електрода із зовнішнім середовищем. Швидкість витікання розчину через азбестову нитку в робочому режимі мала і не перевищує 3...5 мл/год. Існують також конструкції електродів 2-го роду, де замість азбестової нитки використовується пориста керамічна вставка або мікрокапіляр.

Робоче положення електрода 2-го роду – вертикальне, капіляром вниз, що виключає затікання зовнішнього електроліту у внутрішню порожнину електрода. У режимі вимірювання з тією ж метою передбачають перевищення рівня електроліту в корпусі електрода над рівнем рідкого зовнішнього середовища. Наявність капіляра і вертикальне, капіляром вниз, положення електрода в режимі вимірювання забезпечують стабільність складу і концентрації внутрішнього електроліту.

Наявність специфічних вимірювальних задач привело до розробки великої кількості різновидів електродів 2-го роду (рис. 1, в). Наприклад, з метою гарантування стабільності величини власного потенціалу електрода може передбачатися термостатування вимірювальної комірки проточною водою, що підігрівається (рис. 1, г).

При температурі 20 °С потенціал зразкового хлорсрібного електрода відносно нормального водневого електрода становить  $201 \pm 3$  мВ, нестабільність потенціалу при цьому не перевищує  $\pm 1$  мВ.

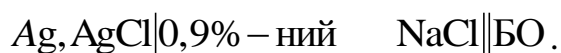
Наявність у структурі електрода йонного провідника (розчину солі  $\text{AgCl}$ ) і електричного сполучення електрода з БО через капіляр з малим прохідним перетином підвищує внутрішній (вихідний) опір електрода до 10...20 кОм, що збільшує напругу шуму і визначає граничну чутливість вимірювань за допомогою електрода 2-го роду.

За рахунок внутрішнього електроліту електрода забезпечується надійний гальванічний контакт з БО, при цьому відпадає потреба в додатковому ЕКВ. Більш важливим у застосуванні електродів 2-го роду є продумана організація контакту «електроліт електрода – провідні розчини БО», оскільки наявність такого контакту може призводити як до безпосередньої дії електроліту електрода на БО, так і появи контактного дифузійного потенціалу.

В якості пари срібла з хлоридом срібла можливе також поєднання срібла з бромідом, йодидом, сульфатом, сульфідом, карбонатом або оксалатом срібла. В



якості електроліту при вимірюваннях безпосередньо на БО допускається також застосування 0,9%-ного розчину NaCl, наприклад:



Зміна складу і концентрації солі внутрішнього електроліту призведе в цьому випадку до зміни власного потенціалу електрода, проте в симетричній вимірювальній комірці ця зміна не буде мати істотного значення.

Серед конструкцій хлорсрібного електрода набули поширення також каломельні (на основі ртуті Hg і солі – каломелі ртуті Hg<sub>2</sub>Cl<sub>2</sub>) електроди. З урахуванням специфіки застосовуваних матеріалів в медицині такі електроди використовуються обмежено.

Електроди 2-го роду в мікровиконанні дозволяють здійснювати знімання повільно змінюючихся біоелектричних потенціалів клітини (дрейфу мембранного потенціалу спокою). Технологія виготовлення таких електродів полягає в тому, що скляну трубку діаметром 1...2 мм нагрівають і витягують до розриву, отримуючи діаметр звуженої частини, що не перевищує кілька мікрометрів. Потім трубку заповнюють електролітом. Кінець трубки, який має менший діаметр, призначений для контактування з БО. У частині трубки, що має вихідний діаметр, розміщують металевий електрод, що покритий його важкорозчинною сіллю (Ag, AgCl) і утворює разом з електролітом електрод 2-го роду.

Організація відведення клітинних біопотенціалів при зазначених розмірах мікроелектродів здійснюється за допомогою мікроманіпулятора в полі зору мікроскопа.

Стабільність власного потенціалу електрода визначає можливість застосування його при вимірюванні квазістаціонарних потенціалів, оскільки при цьому інструментальна похибка, пов'язана з динамікою власного потенціалу електрода, зменшується:

$$\frac{d\varphi_{\text{БО}}}{dt} \gg \frac{d\varphi_{\text{Е}}}{dt},$$

де  $\frac{d\varphi_{\text{БО}}}{dt}$  – швидкість зміни біопотенціалу;  $\frac{d\varphi_{\text{Е}}}{dt}$  – швидкість зміни потенціалу електрода.

Висока стабільність електродних потенціалів дозволяє також використовувати електроди 2-го роду в якості електродів порівняння, визначаючи з їх допомогою потенціал або стабільність потенціалу будь-якого іншого вимірювального електрода.

У комплекті з йонно-обмінними або йонно-селективними вимірювальними електродами електроди 2-го роду широко застосовуються в методиках йонметрії (наприклад, рН-метрії).

Електроди 2-го роду в літературі часто називають неполяризованими, розуміючи під цим збереження рівності потенціалу електродом свого рівноважного значення в наступних випадках: 1) при замиканні – розмиканні кола вимірювальної комірки; 2) при зміні біопотенціалу, що подається на електрод; 3) при дії зовнішніх джерел енергії (наприклад, дефібрилятора). У всіх цих випадках величина струму, що протікає через електрод, не повинна перевищувати встановлених значень.

Для уточнення області застосування електродів 2-го роду становить інтерес вивчення амплітудно-частотних і фазових характеристик електроду в широкому, актуальному для характеристики БО, діапазоні частот.

*Методи і техніка контрольних-повірочних операцій ЗВМП з електродами 2-го роду.* Контрольно-повірочні операції (КПО) засобів вимірювання медичного призначення (перевірка на працездатність і повірочні операції) у відповідності з нормативними документами здійснюються роздільно для електродної частини та вимірювального підсилювача. Так, методи випробувань електродів описані в ГОСТ 25995 та ГОСТ 17792. Методи випробувань приладів для вимірювання біоелектричних потенціалів визначені в іншому нормативному документі: ГОСТ 19687.

Якщо на етапі виготовлення і випуску ЗВМП проведення КПО підтримується метрологічною службою підприємства і є регламентною роботою, то під час експлуатації ЗВМП в закладах охорони здоров'я проведення КПО по організаційно-економічним причин ускладнене. У зв'язку з викладеним вище представляється доцільною розробка спрощених КПО ЗВМП, проведення яких можливе на робочих місцях медичним персоналом.

Одним з важливих принципів, на яких базується розробка методів і засобів метрологічного забезпечення, є принцип подібності. Сутність принципу подібності полягає в тому, що структурно схеми повірочних та вимірювальних процедур повинні бути ідентичні. З іншого боку, засоби вимірювання медичного призначення проектуються, виготовляються та експлуатуються з урахуванням ідеології біотехнічних систем (БТС), в яку закладені принципи адекватності, єдності інформаційного середовища та ідентифікації сигналів. Таким чином, розробка методів і засобів КПО повинна базуватися одночасно на принципах подібності, адекватності, єдності інформаційного середовища, ідентифікації сигналів.

Розглянемо засоби і методику реалізації КПО ЗВМП стосовно пристрою для вимірювання квазістаціонарних біопотенціалів, що включає в себе систему електродів 2-го роду, підсилювач біопотенціалів і реєстратор сигналів.

Основним структурним елементом КПО є імітатор біоелектричних сигналів (ІБС), в якому:

- 1) структура каналу передачі сигналів від ІБС до підсилювача подібна до біотехнічної вимірювальної структури;
- 2) в каналі передачі фізичної величини використовуються всі елементи, що входять в БТС, в повній відповідності з їх цільовою функцією;
- 3) в якості фізичної величини, що є вихідним сигналом ІБС, використовується різниця електричних потенціалів;

4) вихідні характеристики електрогенної структури ІБС подібні вихідним характеристикам електрогенної структури БО;

5) параметри вихідних сигналів ІБС відповідають ряду значень потенціалів БО в діапазоні «норма-патологія» (одиниці – десятки мілівольт);

6) використовуються орієнтовані на специфіку робочого місця користувача зразкові засоби (наприклад, стандартні медичні розчини).

Такий ІБС реалізований як електрохімічне джерело енергії – концентраційний елемент, робота якого заснована на утворенні дифузійного потенціалу  $\varphi_d$  між двома розчинами із задалегідь відомими властивостями. Причиною виникнення дифузійного потенціалу є різниця у швидкостях йонів, що дифундують через межу двох середовищ з різною концентрацією солі. Так, коефіцієнти дифузії йонів Na, K і Cl у водному розчині становлять відповідно 13,34; 19,58 і 20,33 ( $10^6 \cdot \text{см}^2$ ).

Дифузійний потенціал  $\varphi_d$  визначається вихідною залежністю:

$$\varphi_d = \frac{RT}{F} \frac{\lambda_a^\infty - \lambda_k^\infty}{\lambda_a^\infty + \lambda_k^\infty} \ln \frac{a_1}{a_2},$$

де  $R$  – газова постійна;  $T$  – температура розчину, К;  $F$  – постійна Фарадея;  $\lambda_a^\infty$ ,  $\lambda_k^\infty$  – граничні рухливості аніонів та катіонів (табличні дані);  $a_1$ ,  $a_2$  – хімічна активність потенціалутворюючих йонних компонентів першого та другого розчинів.

Хімічна активність обчислюється як:

$$a = fC.$$

Тут  $f$  – коефіцієнт активності (табличні дані);  $C$  – молярна концентрація, що визначається з рівняння:

$$C = \frac{10^3 \omega / 100}{M(1 - \omega / 100)},$$

де  $\omega$  – концентрація розчину, %;  $M$  – молярна маса.

Конструкційною основою ІБС є концентраційний елемент, що містить дві ємності, які заповнюються розчинами  $P_0$  і  $P_x$ , що контактують через пасивну розділову мембрану  $M$  (рис. 2). У ІБС використовуються широко розповсюджені в медичній практиці стандартні розчини NaCl з різною концентрацією ( $\omega_x = 0,9$ ; 3; 5; 10; 30; 35%). В якості опорного (незмінного) використовується водний розчин NaCl ( $P_0$ ) з концентрацією солі  $\omega_0 = 0,9\%$ . Експериментальна перевірка значень дифузійного потенціалу коректна при дотриманні умови  $R_{\text{вх}} \gg R_{\text{к.е}}$ , де  $R_{\text{вх}}$  – опір кола входу вимірювального пристрою,  $R_{\text{к.е}}$  – внутрішній опір концентраційного елемента. Точність відтворення значень дифузійного

потенціалу в цьому випадку визначається лише точністю приготування розчинів. Набір стандартних розчинів NaCl з відомою концентрацією дозволяє отримати послідовність фіксованих калібрувальних напруг. Для перерахованих стандартних концентрацій послідовності  $\omega_x = 3, 5, 10, 30$  і 35% обчислені значення  $\varphi_d$  відповідно рівні 5,84; 8,60; 12,81; 21,12 і 22,54 мВ.

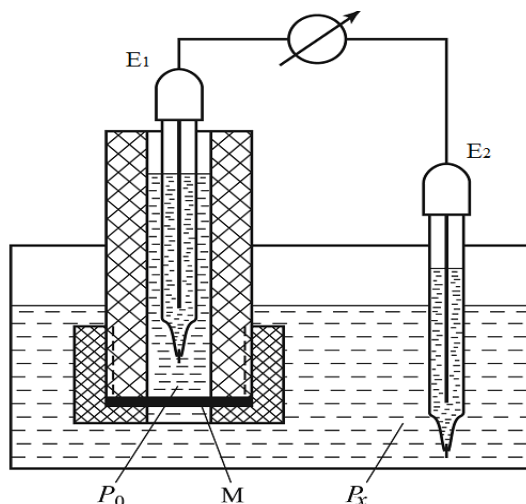


Рис. 2 – Конструкція імітатора біоелектричних сигналів (концентраційного елемента)

Процедура КПО полягає в приготуванні (або використанні) готових розчинів NaCl ( $P_0$  і  $P_x$ ), заповненні ними комірок концентраційного елемента і введенні електродів  $E_1$  і  $E_2$  в контакт з поверхнею розчинів. Методика КПО зводиться до перевірки точності передачі та відтворення будь-якого фіксованого значення потенціалу в діапазоні 0...22,54 мВ і до оцінки лінійності амплітудної характеристики приладу за трьома фіксованими значеннями потенціалів.

Таким чином, зіставлення величин відомих потенціалів ІБС та вихідних сигналів вимірювального приладу дозволяє для контрольно-перевірочних операцій доступними засобами реалізувати спрощену методику КПО всього каналу вимірювальної системи безпосередньо на робочому місці медперсоналу.

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Експериментальна частина роботи присвячена визначенню параметрів реальних біоелектричних електродів 2-го роду – потенціалу електрода і його дрейфу, а також проведенню КПО вимірювального каналу ЗВМП.

Перед початком роботи необхідно приготувати по 0,25 л наступних розчинів: 0,9; 3; 5; 10; 30; та 35%-ного розчину NaCl і насиченого розчину KCl.

Використовуване обладнання, зразки та витратні матеріали.

1. Генератор стандартних сигналів.
2. Мілівольтметр.
3. Осцилограф.
4. Набір реактивів або стандартних розчинів.
5. Нагрівальний пристрій.

6. Пристрій для контрольно-повірочних операцій.
7. Комплект електродів 2-го роду.

Порядок проведення роботи.

1. Грунтуючись на конкретному завданні викладача, матеріалах ГОСТ 25995 і теоретичних відомостях, виконати наступне:

а) підготувати робочий електроліт і заправити ним використовувані електроди;

б) запропонувати методику і визначити різницю потенціалів двох електродів при однаковому і різних значеннях температури розчинів в них, однакових та різних внутрішніх електролітах;

в) запропонувати методику і виміряти швидкість і амплітудне значення дрейфу потенціалу зміщення двох електродів;

г) зібрати вимірювальний стенд, задати параметри схеми вимірювання та побудувати амплітудно-частотну характеристику електродної системи з урахуванням струмових обмежень, що накладаються на експлуатацію електродів;

д) зробити висновок про допустимий частотний діапазон для розглянутих електродів;

е) побудувати амплітудну характеристику системи «електрод-підсилювач-реєстратор» за допомогою контрольно-повірочного пристрою.

2. Схеми вимірювань і результати експериментів занести в звіт.

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Конструктивні особливості та принцип роботи електродів 2-го роду;
2. Основні характеристики електродів 2-го роду;
3. Способи зменшення (компенсації) зсуву потенціалів відведення, шумів;
4. Матеріали контактних пластин одноразових та багаторазових електродів 1-го роду;
5. Області застосування електродів 2-го роду в медицині.

## Лабораторна робота №3

ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА  
ХАРАКТЕРИСТИК РЕОСТАТНИХ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками реостатних вимірювальних перетворювачів

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Серед різноманітних типів вимірювальних перетворювачів кутового положення найбільше поширення отримали реостатні (потенціометричні) через лінійність їх характеристики перетворення, високу точність перетворення, простоту та надійність конструкції, дешевизну. Характерними відмінностями таких потенціометрів від звичайних є більш жорсткі вимоги до лінійності характеристики перетворення, зменшений рівень контактних шумів, менша похибка квантування, менший допуск на відхилення значення опору від номінального та більша величина напруження на відмову. Крім того, такі перетворювачі звичайно вже мають нанесену на них кутову шкалу, градуйовану безпосередньо в градусах.

Принципова електрична схема перетворювача кутового положення в опір зображена на рис.1.

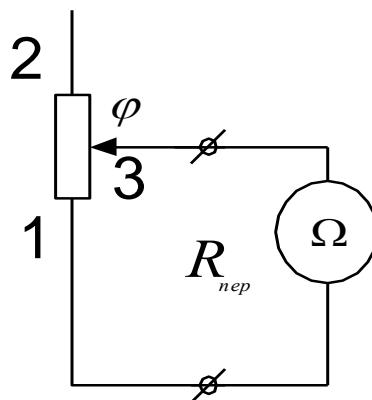


Рис. 1 – Принципова електрична схема перетворювача кутового положення в опір

Обертаючи движок потенціометра, ми змінюємо його опір, а так як цей опір пропорційний куту повороту движка, то характеристика перетворення такого перетворювача буде лінійною. Чутливість перетворювача в цьому випадку буде постійною величиною:

$$S_R = \frac{\partial R_{nep}}{\partial \varphi} = \frac{\Delta R_{nep}}{\Delta \varphi} = const. \quad (1)$$

Принципова електрична схема перетворювача кутового положення в напругу зображена на рис. 2.

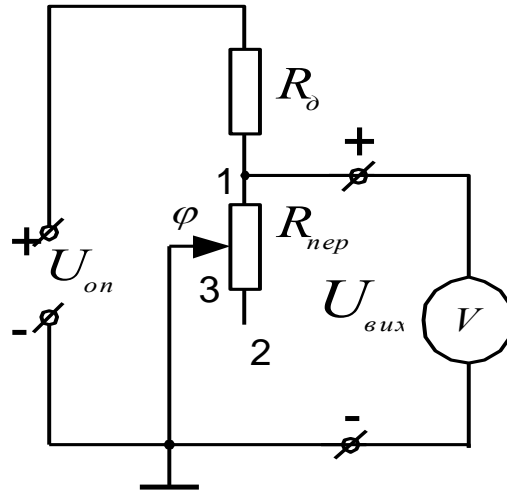


Рис. 2 – Принципова електрична схема перетворювача кутового положення в напругу

Тут потенціометр увімкнутий у дільник напруги, на який подано постійний рівень напруги  $U_{on}$  від джерела опорної напруги. Значення вихідної напруги перетворювача такого типу

$$U_{вих} = \frac{R_{nep}}{R_{nep} + R_0} U_{on}. \quad (2)$$

Оскільки, як вже зазначалося, опір  $R_{nep}$  пропорційний куту повороту движка потенціометра  $\varphi$ :

$$R_{nep} = S_R \varphi, \quad (3)$$

то з (2) маємо, що характеристика перетворення розглядуваного перетворювача в загальному випадку буде нелінійною:

$$U_{вих} = U_{on} \frac{S_R \varphi}{S_R \varphi + R_0}. \quad (4)$$

Лінійності характеристики такого перетворювача можна досягти, якщо обрати  $R_0 \gg S_R \varphi_{max}$ , тобто  $R_0 \gg R_{nep max}$ , де  $\varphi_{max}$  — максимальний кут повороту движка реостата, а  $R_{nep max}$  — відповідно його максимальний опір. У цьому

випадку можна вважати, що характеристика перетворення (4) описується формулою:

$$U_{\text{вих}} = U_{\text{он}} \frac{S_R}{R_\delta} \varphi. \quad (5)$$

Суттєвим недоліком при цьому є великий коефіцієнт ділення напруги опорного джерела:

$$n = \frac{U_{\text{он}}}{U_{\text{вих}}} = \frac{R_\delta}{S_R \varphi}, \quad (6)$$

мінімальне значення якого становить:

$$n_{\text{min}} = \frac{R_\delta}{S_R \varphi_{\text{max}}} = \frac{R_\delta}{R_{\text{пер max}}} \gg 1, \quad (7)$$

що призводить до значного зменшення вихідної напруги перетворювача порівняно з опорною напругою  $U_{\text{он}}$ .

Чутливість перетворювача розглядуваного типу згідно (4)

$$S_U = \frac{\partial U_{\text{вих}}}{\partial \varphi} = \frac{S_R R_\delta}{(S_R \varphi + R_\delta)^2} U_{\text{он}} \neq \text{const}, \quad (8)$$

і лише у випадку (5):

$$S_U = \frac{\partial U_{\text{вих}}}{\partial \varphi} = \frac{\Delta U_{\text{вих}}}{\Delta \varphi} = \frac{S_R}{R_\delta} U_{\text{он}} = \text{const}. \quad (9)$$

До переваг перетворювачів відносяться можливість отримання високої точності перетворення, значних за рівнем вихідних сигналів і відносна простота конструкції. Недоліками є наявність ковзаючого контакту, необхідність відносно великих його переміщень, а іноді і значного зусилля для переміщення.

Застосовують реостатні перетворювачі для перетворення порівняно великих переміщень та інших неелектричних величин (зусилля, тиск і т.п.), які можуть бути перетворені в переміщення.

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Порядок проведення експерименту є наступний:

1. Скласти схему згідно рис. 1 і зняти характеристику перетворення  $R_{\text{пер}}(\varphi)$  відповідно до завдання.
2. Побудувати графік характеристики перетворення за знятими даними.



3. За знятими даними та формулою (1) визначити вимірну чутливість перетворювача  $S_R$ . Для підвищення точності взяти  $\Delta\varphi = \varphi_{\max} - \varphi_{\min}$ ,  $\Delta R_{\text{пер}} = R_{\text{пер max}} - R_{\text{пер min}}$ , де  $R_{\text{пер max}}$  та  $R_{\text{пер min}}$  — значення опору перетворювача при кутах положення відповідно  $\varphi_{\max}$  та  $\varphi_{\min}$ .

4. Вимірну чутливість порівняти з розрахованою теоретично за формулою (1) при відомих номінальних параметрах перетворювача:  $\varphi_{\min} = 30^\circ$ ,  $\varphi_{\max} = 360^\circ$ ,  $R_{\text{пер min}} = 0$  Ом,  $R_{\text{пер max}} = 15$  кОм. Пояснити можливу розбіжність.

5. Скласти схему згідно рис. 2 і зняти характеристику перетворення  $U_{\text{вих}}(\varphi)$  на відрізку від  $\varphi_{\min} = 30^\circ$  до  $\varphi_{\max} = 360^\circ$  з кроком  $10^\circ$ .

6. Побудувати графік характеристики перетворення за знятими даними.

7. За знятими даними та формулою (9) визначити вимірну чутливість перетворювача  $S_U$ . Для підвищення точності взяти  $\Delta\varphi = \varphi_{\max} - \varphi_{\min}$ ,  $\Delta U_{\text{вих}} = U_{\text{вих max}} - U_{\text{вих min}}$ , де  $U_{\text{вих max}}$  та  $U_{\text{вих min}}$  — значення вихідної напруги перетворювача при кутах положення відповідно  $\varphi_{\max}$  та  $\varphi_{\min}$ .

8. Вимірну чутливість порівняти з розрахованою теоретично за формулою (9) при відомих номінальних параметрах перетворювача  $R_\delta$  та  $U_{\text{он}}$ , які задаються викладачем для кожної підгрупи окремо, і визначеною величиною  $S_R$ . Пояснити можливу розбіжність.

9. Зробити висновки.

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Особливості роботи реостатних перетворювачів;
2. Від чого залежить чутливість реостатних перетворювачів?
3. Схеми включення реостатних перетворювачів;
4. Характеристика перетворення реостатних перетворювачів (способи отримання лінійної, логарифмічної, експоненційної характеристики);
5. Застосування реостатних перетворювачів в медичній техніці.

## Лабораторна робота №4

ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ  
ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ПРИ ВИМІРЮВАННІ  
ТЕМПЕРАТУРИ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками термоелектричних вимірювальних перетворювачів

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Температура – одна з макроскопічних характеристик макросистеми. Чисельно вона пропорційна середній кінетичній енергії молекул в речовині, що припадає на одну ступінь свободи. Поняття температури не має сенсу для систем, що складаються з декількох молекул.

Потреба вимірювання температури людини привела до застосування залежностей певних параметрів і характеристик від зміни вимірювальної температури біологічного середовища. В їх основу були покладені властивості рідин і газів розширюватися при нагріванні зміна електричного опору та пружності насичених парів від температури та ін. Оскільки температура не піддається прямому вимірюванню, тому її необхідно перетворювати в іншу, легко вимірювальну фізичну величину, використовуючи однозначний зв'язок температури і вибраних фізичних властивостей.

Вимірювання температури біоб'єкту є складною проблемою у зв'язку з невеликим діапазоном вимірювання (28-42°C), порівнянне високою точністю (0,05-0,1°C), необхідністю застосування різноманітних перетворювачів у залежності від локалізації місця її відбору та застосування відповідних фізичних явищ.

Постійність температури тіла – результат неперервних процесів, що відбуваються в організмі і підтримують незмінним його тепловий баланс. Як утворення, так і віддача тепла знаходяться в прямій залежності від температури навколишнього середовища і регулюються чутливими механізмами, які керують центральною нервовою системою.

Термометром називається макроскопічна система, влаштована таким чином, що при віддачі або поглинанні тепла у неї може змінюватися тільки один макроскопічний параметр. Цей параметр називається термічним параметром термометра.

Так, наприклад, у ртутного чи спиртового термометра термічним параметром буде довжина стовпчика рідини, у механічного – довжина стрічки, у металевого опір металу.

Температура може вимірятися контактним і безконтактним способом. Для вимірювання температури контактним методом застосовують термометри:

- опору (що використовують залежність електричного опору речовини від його температури);
- термоелектричні (засновані на вимірюванні термоелектрорушійної сили, що виникає в місці контакту двох різнорідних провідників);
- розширення (вимірюють температуру за тепловим розширенням рідин або твердих тіл);
- манометричні (що використовують залежність тиску газу або насичених парів рідини від температури).

Для вимірювання температури безконтактним методом використовують пірометри:

- яскравості (вимірюють температуру по яскравості розпеченого тіла в заданому вузькому діапазоні довжин хвиль);
- радіаційні (вимірюють температуру по тепловій дії сумарного випромінювання нагрітого тіла у всьому діапазоні довжин хвиль);
- колірні (принцип дії заснований на вимірюванні відношення енергій, випромінюваних тілом в різних спектральних діапазонах).

За характером одержання інформації розрізняють пірометри для локального вимірювання температури в даній точці об'єкту і для аналізу температурних полів.

*Термістори – термоопори.* Термін «термістор» утворився в результаті з'єднання двох слів: «тепловий» і «резистор». Термістори відносяться до класу датчиків абсолютної температури, покази яких відповідають абсолютній температурній шкалі. Всі термістори діляться на дві категорії: з від'ємним температурним коефіцієнтом опору і з додатним температурним коефіцієнтом опору.

Часто для термоопорів відома або може бути розрахована математична залежність опору від температури, однак при проведенні прецизійних вимірів або при роботі в широкому температурному діапазоні термоопори необхідно індивідуально калібрувати. У процесі калібрування вимірюється опір термістора при розміщенні його в середовище з точно відомою температурою, при необхідності ця процедура виконується при різних температурах (градуювання шкали). Природно, що якість проведеного калібрування залежить від точності еталонного термометра.

*Металеві термоопори.* Термометром опору називається прилад, в основі якого лежить терморезистор – резистор, активний опір якого змінюється при зміні температури. Подібна залежність характерна для великої кількості матеріалів, але експлуатаційним вимогам відповідає лише ряд металів, напівпровідників та електролітів.

Принцип дії металевих термометрів опору заснований на вимірюванні каліброваного платинового (Pt), нікелевого (Ni) або мідного (Cu) опору. Металеві датчики температури мають додатний температурний коефіцієнт опору (ТКО), так як з ростом температури опір металу зростає:

$$R_1 = R_0[1 + \alpha(T_1 - T_0)], \quad (1)$$

де  $R_0$  – опір при  $0\text{ }^\circ\text{C}$  (тобто при  $273\text{ K}$ );  $R_1$  – опір при температурі  $T_1$ ;  $\alpha$  – температурний коефіцієнт.

Така лінійна залежність опору від температури зазвичай характерна для досить вузького діапазону температур (декілька сотень градусів), для більш широкого діапазону залежність є, як правило, нелінійною функцією.

У випадках, коли не потрібна висока точність вимірювання, чутливі елементи термоопорів виготовляються не з дорогої платини, а з інших чистих металів (мідь, нікель). Для вимірювання наднизьких температур чутливі елементи виготовляються переважно із сплавів та напівпровідників.

#### Напівпровідникові термометри опору

На відміну від металів багато напівпровідників і оксидів мають відємний температурний коефіцієнт опору. Залежність між величиною опору і температурою для таких термоопорів часто є сильно нелінійною.

Зовнішній вигляд германієвого (Ge) термометра опору показаний на рис.1.

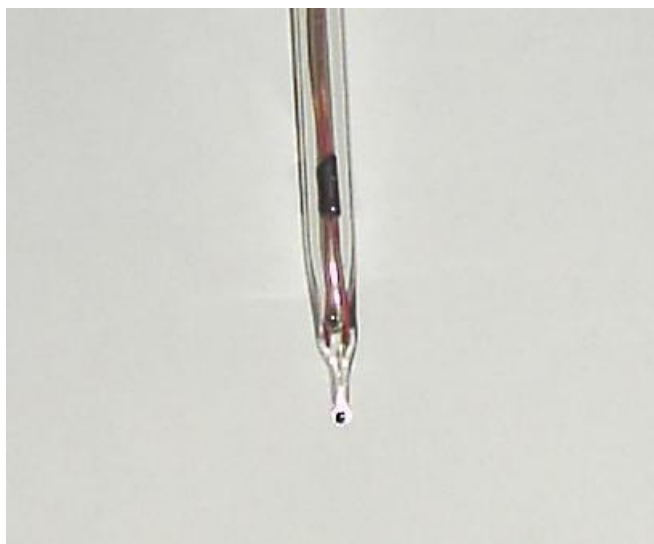


Рис. 1 – Напівпровідниковий германієвий термометр опору

Напівпровідникові термоопори (композиційний вуглець, легований германій та ін) широко застосовуються для вимірювання низьких температур ( $0,1\text{-}100\text{ K}$ ) завдяки їх високій чутливості. Вони являють собою напівпровідникові пластини (плівки) різних габаритів і форми з привареними металевими виводами, що поміщаються часто в захисну оболонку. У діапазоні температур  $4,2\text{-}13,8\text{ K}$  застосовують їх як особливо точні германієві термоопори. При температурах вище  $100\text{ K}$  застосування напівпровідникових термоопорів обмежене через їх нестабільність і розкид індивідуальних характеристик.

Питома електрична провідність власного напівпровідника визначається співвідношенням:

$$\sigma = n_o \mu_n q + p_o \mu_p q,$$

де  $n_0, p_0$  - рівноважна концентрація електронів і дірок,  $\mu_n, \mu_p$  - рухливість.

Для легованих напівпровідників концентрація основних носіїв завжди істотно більша, ніж концентрація неосновних носіїв, тому провідність таких напівпровідників буде визначатися тільки компонентою провідності основних носіїв.

Рухливість носіїв при нагріванні змінюється порівняно слабо (за степеневим законом,  $\sim T^{3/2}$ ), а концентрація дуже сильно (експоненціально). Для власного напівпровідника концентрація носіїв заряду визначається наступною залежністю:

$$n_0 = p_0 = n_i = \sqrt{N_C \cdot N_V} \exp\left(-\frac{E_g}{2kT}\right).$$

Так як провідність напівпровідника безпосередньо залежить від числа вільних носіїв заряду, температурна залежність питомої провідності напівпровідника подібна до температурної залежності концентрації основних носіїв.

Таким чином, опір напівпровідника буде залежати від температури за наступним законом:

$$R = N_o \cdot e^{\frac{\Delta E}{kT}} = N_o \cdot e^{\frac{B}{T}},$$

де  $N_o$  - коефіцієнт, що залежить від типу і геометричних розмірів напівпровідника;  $\Delta E$  - енергія активації домішок (для домішкових напівпровідників) чи ширина забороненої зони (для власних напівпровідників),  $k$  - постійна Больцмана.

Постійна  $B = \Delta E/k$  носить назву коефіцієнта температурної чутливості і наводиться в паспортних даних на терморезистор. Експериментально коефіцієнт температурної чутливості визначають за формулою:

$$B = \frac{T_1 T_2}{T_2 - T_1} \cdot \ln \frac{R_1}{R_2},$$

де  $T_1$  і  $T_2$  - вихідна й кінцева температури робочого температурного діапазону,  $R_1$  і  $R_2$  - опори терморезистора при температурі відповідно  $T_1$  і  $T_2$ .

Випускаються також напівпровідникові терморезистори, що називаються позисторами, які мають у порівняно вузькому інтервалі температур позитивний температурний коефіцієнт опору. При нагріванні величина опору напівпровідникових терморезисторів спадає, а позисторів - зростає в сотні і тисячі разів.

*Термопари.* Термопари – це термоелектричні контактні датчики, які складаються з двох різних за фізичними властивостями провідників і з'єднань цих провідників (пар). Термопари не вимагають зовнішнього джерела живлення і самі виробляють напругу в залежності від зміни температури. Це надійні і недорогі датчики температури, що широко використовуються в різних вимірювальних системах. Термопари є єдиними температурними датчиками, що дозволяють вимірювати надвисокі температури (до +2300 °С). Крім того, термопари мають високу лінійність і точність вимірювань. Зовнішній вигляд термопари наведено на рис. 2.



Рис. 2 – Зовнішній вигляд термопари

Принцип дії термопари заснований на явищі виникнення контактної різниці потенціалів при контакті двох різних металів. Причиною цього є неоднакові значення робіт виходу електронів і різні значення концентрації вільних електронів в металах, що контактують.

Термопара складається з двох металів, зварених на одному кінці. Ця частина її розміщується в місці виміру температури. Два вільних кінці підключаються до вимірювальної схеми.

Якщо спай двох металів А і В (термопара) має температуру  $T_1$ , а вільні (неспаяні) кінці температуру  $T_2$ , причому  $T_1 > T_2$ , то між вільними кінцями виникає термоЕРС:

$$\varepsilon = \alpha_{A-B} (T_1 - T_2),$$

де  $\alpha_{A-B} = \frac{k}{e} \cdot \ln \frac{n_1}{n_2}$  – коефіцієнт термоЕРС або відносна питома термоЕРС,  $k$  – постійна Больцмана,  $e$  – заряд електрона,  $n_1, n_2$  – концентрації вільних електронів в металах, що контактують.

Найбільш поширені термопари платино-платинородієві (ПП), хромель-алюмінієві (ХА), хромель-копелеві (ХК), залізконстантові (РК), алюмелеві.

Термопари придатні для вимірювання температур в діапазоні від 0 до 2300 °С, і в області низьких температур до -200 °С.

Схеми підключення термопар до вимірювального приладу показані на рис.3. У реальній практиці в більшості випадків використовують другу схему, де вимірювальний прилад включається в розрив одного з термоелектродов. Подібне підключення дозволяє компенсувати непотрібну термоЕРС, що виникає в точках підключення термоелектродів до проводів, що йдуть до вимірювального приладу. Ці точки у випадку першої схеми хоча і знаходяться при однаковій температурі, але з'єднують різні за фізичними властивостями провідники (наприклад, мідь-залізо і мідь-константан, якщо з'єднуювальні проводи мідні), в результаті чого в них може виникати додаткова нескомпенсованих термоЕРС, що впливає на результати вимірювання. Термопара на основі такої схеми підключення називається диференціальною.

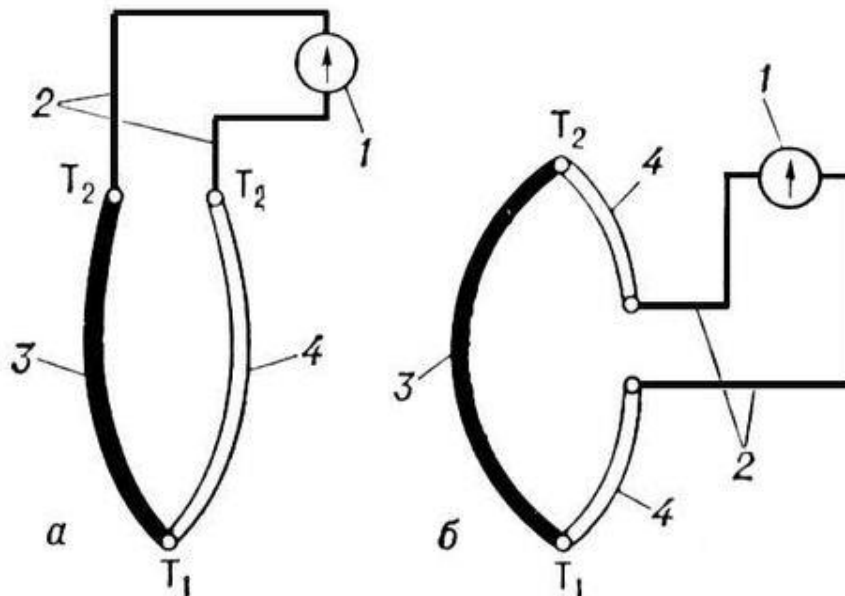


Рис. 3 – Способи підключення термопари

Слід зазначити, що схема підключення може містити й більшу кількість спаїв, ніж два. Такі схеми можуть використовуватися для вимірювання, наприклад, середньої температури об'єкта за декількома точками заміру.

Залежність опору металевого термометра опору від температури, також як і величини ЕРС термопари від температури, нелінійні у широкому діапазоні температур, але на певній ділянці їх можна вважати лінійними і користуватися для розрахунку лінійними залежностями.

В наш час існують медичні датчики температури, які застосовуються для різноманітних задач в області медицини. В якості грубої оцінки можна прийняти, що похибка вимірювання температури термопарами може складати менше 0,1 °С. З допомогою термопари можна проводити вимірювання, коли значення напруги перевищує величину, яка може бути зареєстрована вимірювальним приладом. Особливо потрібно відзначити в цій групі високу чутливість елементів для вимірювання температури поверхні шкіри, так як вони володіють точністю

вимірювання не досягнутою до цих пір іншими типами датчиків (дугоподібні термопари). Тонкі термоелектроди діаметром 0,2 мм дуже мало змінюють тепловий коефіцієнт поверхні шкіри, тому похибкою за рахунок тепловідводу можна знехтувати.

Для вимірювання температури шлунка використовується тонкостінний позолочений металічний стержень діаметром 5 мм, до внутрішньої сторони якого припаяна термопара. Подібним чином виконана ректальна термопара.

Для вимірювання температури інших органів, або в м'язах широко використовується медична голка, в яку вмонтована термопара. Але на місці таких голок можна використовувати термопарні кабелі з відповідною ізоляцією в сталій оболонці з термоелектродними жилами зі сплавів алюмелю, хромеля та копеля.

Відомі перетворювачі температури на основі термопари, які можуть використовуватися для безпосереднього вимірювання ректальної температури, температури всередині судин, печінки, шлунка, нирок.

Термопарами користуються для вимірювання температури опромінених тканин. Так, Осборн і Фредерік вимірювали підвищення температури при нагріванні ока собаки під дією НВЧ, вводячи термопари в око до і після дії НВЧ-опромінення.

*Термоперетворювачі інфрачервоного випромінювання.* Для отримання видимого зображення теплового випромінювання поверхні шкіри та його реєстрація, в якому використовується властивість людської шкіри повністю поглинати падаюче на неї інфрачервоне випромінювання, одночасно представляючи собою ідеальний випромінювач цих променів. Такі властивості характеризують „чорне тіло” у діапазоні даної довжини світла. Потужність, яка випромінюється „чорним тілом”, за законом Стефана-Больцмана пропорційна четвертій степені температури. В термоперетворювачах для інфрачервоної термографії застосовують реакцію випромінювання шкіри, яке сприймається оптичною системою камери, яка проводить розгортку й фокусування ІЧ на приймачі (детекторі). Детектор представляє собою фотоопір, виготовлений на основі селенистого свинцю, сурм'янистого індію, легований германієм. Для подавлення виникаючих шумів детектор охолоджується рідким азотом до температури  $-196^{\circ}\text{C}$ . Під дією ІЧ променів приймач міняє свій опір, що приводить до виникнення змінного електричного сигналу.

Для медицини особливо важливими виявились такі якості термографічного методу, як об'єктивність, наглядність, відсутність шкідливих впливів і больових відчуттів. Такі якості обумовлюють велику цінність теплобачення в медичній діагностиці. Але висока вартість цього методу дещо стримує масове застосування.

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Загальний вигляд лабораторної установки показаний на рис.4 та рис. 5.



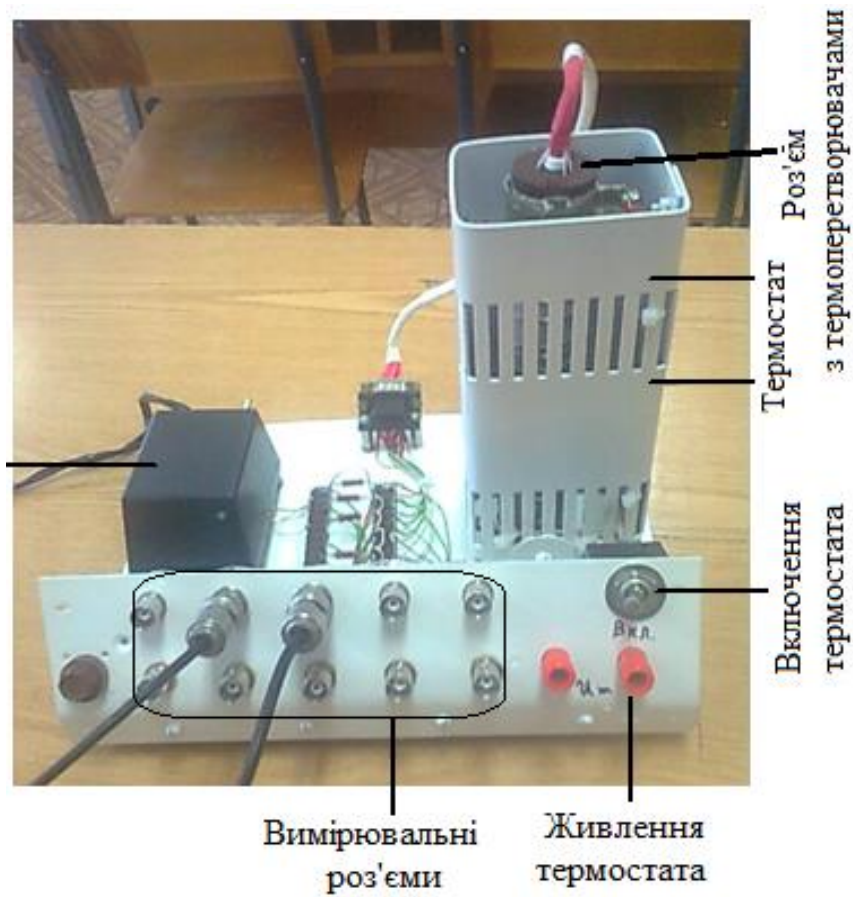


Рис. 4 – Зовнішній вигляд лабораторної установки (вигляд з переду)

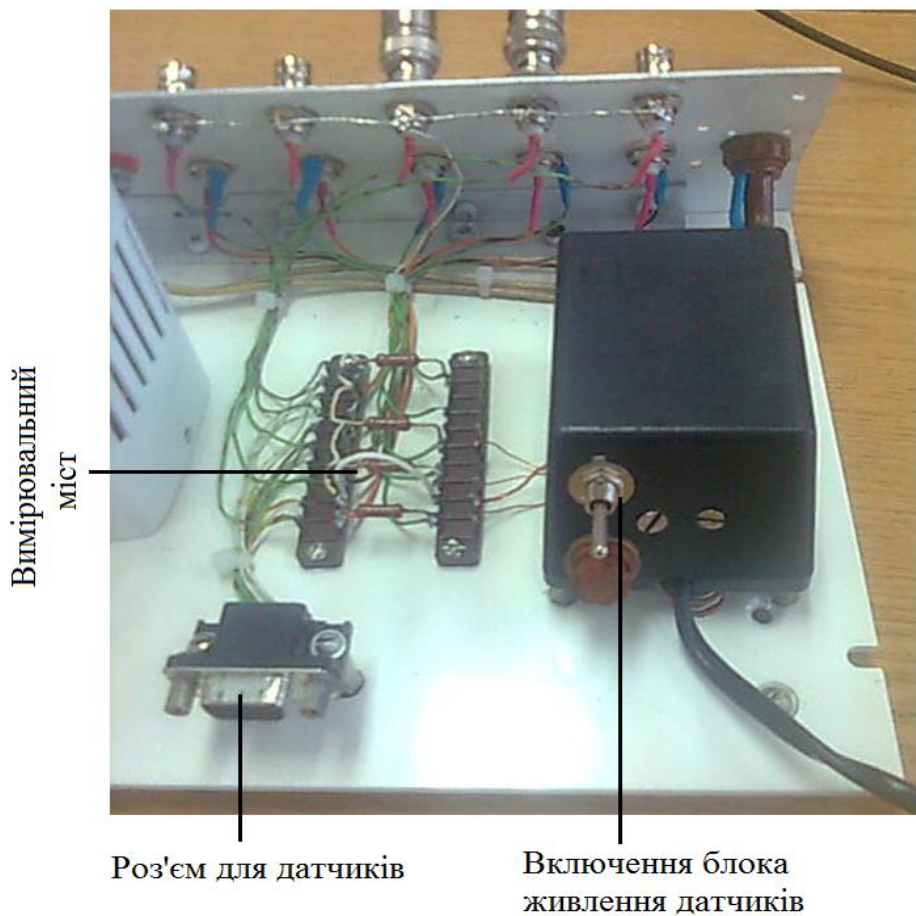


Рис. 5 – Зовнішній вигляд лабораторної установки (вигляд з заду)

### Порядок роботи

1. Отримайте у викладача, який веде лабораторну роботу, роз'єм з групою вимірювальних перетворювачів (рис. 6.), їх перелік та схему підключення до вимірювальних роз'ємів (рис. 4). Терморезистори включені по схемі подільника напруги. При цьому на вхід ланки подається змінна напруга амплітудою 2,2 В, 50 Гц.

2. Контролюйте температуру всередині термостата з допомогою контрольного термометра.

3. Не включаючи джерело живлення, виміряйте величини падіння напруг на терморезисторах і термоЕРС термопар з допомогою осцилографа при кімнатній температурі (за показами контрольного термометра).

4. Увімкніть джерело живлення термостата (під'єднайте лабораторний блок живлення до клем живлення на передній панелі лабораторної установки). Встановіть напругу живлення термостата 15 В та струм 2,5 А.

5. У міру зростання температури усередині термостата (контролюйте за показами контрольного термометра), вимірюйте величини падіннь напруги на терморезисторах і термоЕРС через кожні 5 градусів. Нагрів термостата здійснюється до 100-110 °С. **Будьте обережні і не чіпайте руками термостат, він може бути гарячим.**

6. За функцією передачі подільника напруги розрахуйте значення опорів терморезисторів для кожного значення падіння напруги на кожному терморезисторі.

6. Побудуйте залежності  $R_{me}(T)$ ,  $R_{n/n}(T)$ ,  $U_{mn}(T)$ .

7. Для термопари залізо-константан знайдіть коефіцієнт термоЕРС і порівняйте його з табличним значенням (табл. 1).

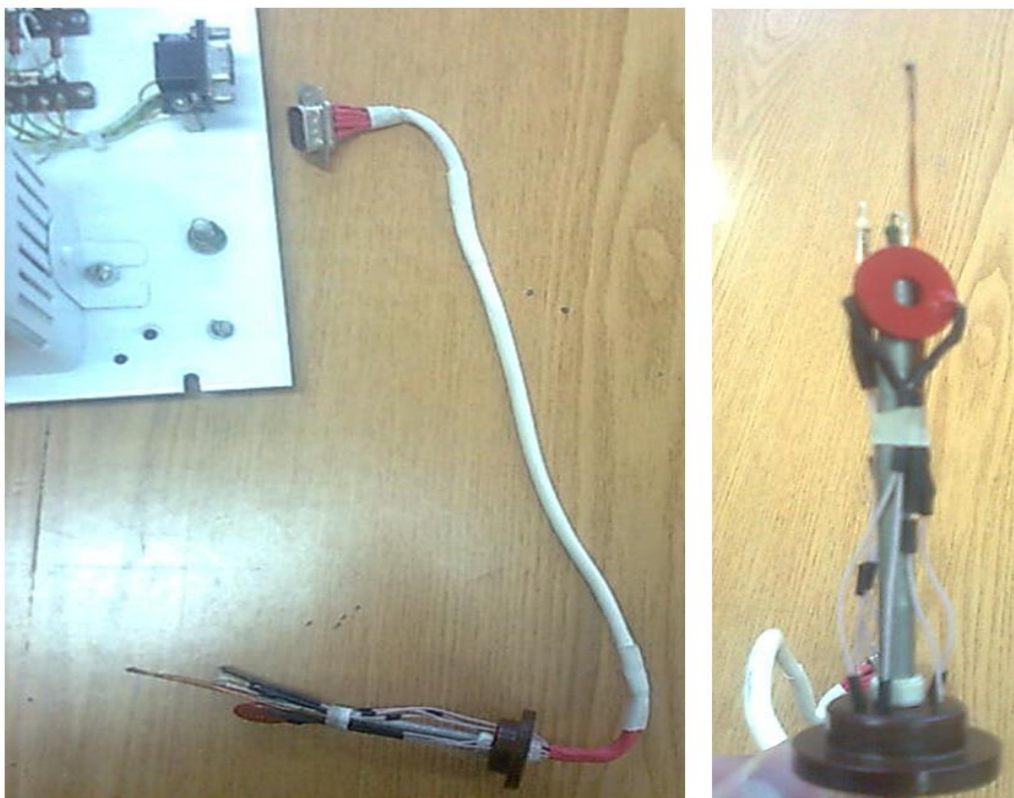


Рис. 6 – Зовнішній вигляд роз'єму з вимірювальними перетворювачами

Таблиця 1

Термо-ЕРС деяких термопар (мВ) для різниці температур 100 К  
(Температура холодного спаю 0 °С)

Термопара	U, мВ
Залізо-константан	5,37
Мідь-константан	4,25
Ніхром-нікель	4,1
Ніхром-константан	6,21
Платина-платинородій	0,643
Залізо-мідь	1,05

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Класифікація термоелектричних перетворювачів;
2. Навести порівняльну характеристику інерційності та чутливості різних типів термоелектричних перетворювачів;
3. Додатній та від'ємний температурний коефіцієнт опору;
4. Принцип роботи та матеріали терморезистивних, напівпровідникових перетворювачів та термопар;
5. Застосування різних типів термоелектричних перетворювачів в медицині

## Лабораторна робота №5

# ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА ХАРАКТЕРИСТИК П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНИХ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками п'єзоелектричних вимірювальних перетворювачів

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

У деяких кристалах поляризація може виникнути без зовнішнього поля, якщо кристал піддається механічним деформаціям. Це явище, відкрите в 1880 р. П'єром і Жаком Кюрі, одержало назву п'єзоелектричного ефекту.

П'єзоэффект – зв'язок між електричною поляризацією (індукцією) або електричним полем і механічним напруженням або деформацією, яка спостерігається у деяких діелектриків і напівпровідників.

Прямий п'єзоэффект – виникнення поляризації (індукції) під дією механічних напружень.

Зворотний п'єзоэффект – залежність деформації п'єзоелектриків від електричного поля.

Явище п'єзоэффекту широко використовується в медицині в області ультразвукової (УЗ) діагностики. Ультразвукові хвилі – це пружні коливання середовища з частотою, що лежить в діапазоні 20 кГц – 10 ГГц. Ультразвукові хвилі відносяться до числа неіонізуючих випромінювань і в діапазоні, що використовується в діагностиці, не викликають суттєвих біологічних ефектів.

УЗ метод – це спосіб дистантного визначення положення, форми, величини, структури та рухів органів і тканин, а також патологічних вогнищ за допомогою ультразвукового випромінювання. Метод забезпечує реєстрацію навіть незначних змін щільності біологічних середовищ.

Для генерування УЗ використовуються пристрої, що називаються УЗ-випромінювачами. Найбільшого поширення набули електромеханічні випромінювачі, що базуються на явищі зворотнього п'єзоелектричного ефекту та полягає в механічній деформації тіл під дією електричного поля. Основною частиною такого випромінювача є пластина або стержень з речовини, що має добре виражені п'єзоелектричні властивості (кварц, сегнетова сіль, керамічний матеріал на основі титанату барію та ін.) На поверхню пластини у вигляді провідних шарів нанесені електроди. Якщо до електродів прикласти, змінну електричну напругу, то пластина завдяки зворотньому п'єзоэффекту почне вібрувати, випромінюючи механічну хвилю відповідної частоти.

Найбільший ефект випромінювання механічної хвилі виникає при виконанні умови резонансу. Так, для пластин товщиною 1 мм резонанс виникає

для кварцу на часті 2,87 МГц, сегнетової солі – 1,5 МГц і титанату барію – 2,75 МГц.

Приймач УЗ можна створити на основі прямого п'єзоелектричного ефекту. У цьому випадку під дією механічної хвилі (УЗ-хвилі) виникає деформація кристалу, яка приводить при п'єзоэффектові до генерування змінного електричного поля; відповідна йому електрична напруга може бути виміряна.

УЗ діагностику проводять за допомогою ультразвукової установки. Вона являє собою складний і разом з тим досить портативний пристрій, що виконується у вигляді стаціонарного або пересувного апарату. Для генерування УЗ використовують УЗ-випромінювачами. Джерело і приймач (датчик) ультразвукових хвиль в такій установці – п'єзокерамічна пластинка (кристал), розміщена в антені (звуковому зонді). Ця пластинка – ультразвуковий перетворювач. Змінний електричний струм змінює розміри пластинки, збуджуючи тим самим ультразвукові коливання. Застосовувані для діагностики коливання володіють малою довжиною хвилі, що дозволяє формувати з них вузький пучок, що направляєється в досліджувану частину тіла. Відбиті хвилі сприймаються тією ж пластиною і перетворюються в електричні сигнали. Останні надходять на високочастотний підсилювач і далі обробляються і видаються користувачеві у вигляді одновимірного (у формі кривої) або двовимірного (у формі картинки) зображення. Перше називають ехограмою, а друге – ультрасонограмою (сонограма).

За принципом дії всі ультразвукові прилади ділять на дві групи: ехоімпульсні і доплерівські. Прилади першої групи служать для визначення анатомічних структур, їх візуалізації та вимірювання. Прилади другої групи дозволяють отримувати кінематичну характеристику швидко протікаючих процесів – кровотоку в судинах, скорочень серця. Однак такий розподіл є умовним. Існують установки, які дають можливість одночасно вивчати як анатомічні, так і функціональні параметри.

*Параметри п'єзоелектриків.* П'єзоелектрик можна представити у вигляді активного чотириполіусника, що описується чотирма змінними (рис.1).  $D = \epsilon E$  – закон Максвелла і  $S = \sigma$  – закон Гука

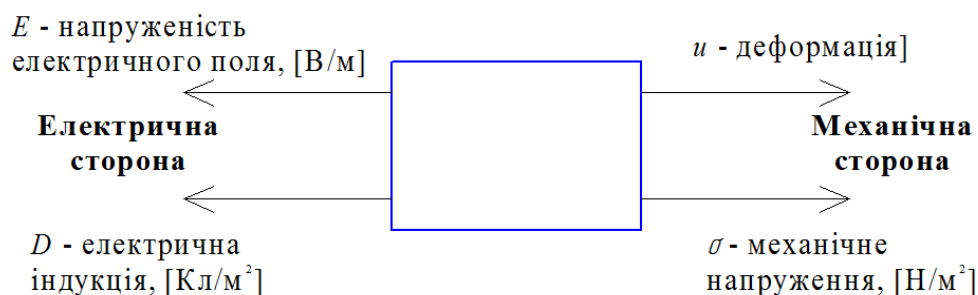


Рис. 1 – Зображення п'єзоелектрика у вигляді активного чотириполіусника

Так як змінні взаємопов'язані попарно, то будь-яка пара (1 електрична величина, 1 механічна) може бути обрана в якості незалежних змінних. Тоді дві інші будуть залежні. Тоді рівняння п'єзоэффекту можуть бути чотирьох видів.

Причому перше рівняння відображає закон Гука (з урахуванням електричної сторони), а друге – закон Максвелла (з урахуванням механічної сторони).

$$\left. \begin{aligned} u_i &= s_{ij}^E \sigma_j + (d_{im})^t E_m \\ D_m &= d_{im} \sigma_i + \varepsilon_{mn}^\sigma E_n \end{aligned} \right\}, \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} \sigma_i &= c_{ij}^E u_j - (e_{im})^t E_m \\ D_m &= e_{im} u_i + \varepsilon_{mn}^u E_n \end{aligned} \right\}, \quad (3)$$

$$\left. \begin{aligned} u_i &= s_{ij}^D \sigma_j + (g_{im})^t D_m \\ E_m &= -g_{im} \sigma_i + \beta_{mn}^\sigma D_n \end{aligned} \right\}, \quad (2)$$

$$\left. \begin{aligned} \sigma_i &= c_{ij}^D u_j - (h_{im})^t D_m \\ E_m &= -h_{im} u_i + \beta_{mn}^u D_n \end{aligned} \right\}, \quad (4)$$

$$i, j = 1..6$$

$$m, n = 1..3.$$

Визначимо константи з рівнянь (1) – (4).

1)  $s_{ij}^E, s_{ij}^D$  – пружна піддатливість,  $[M^2/H] \sim 10^{-12}$ ;

$c_{ij}^E, c_{ij}^D$  – модуль пружності (Юнга),  $[H/M^2] \sim 10^{10}$ ;

2)  $d_{im}, e_{im}, g_{im}, h_{im}$  – п'єзоконстанти;

3)  $\varepsilon_{mn}, \beta_{mn}$  – діелектричні константи;

де:  $d$  – п'єзомодуль, визначає величину деформації у вільному ( $\sigma=0$ ) елементі при  $E = \text{const}$ ;  $e$  – п'єзоконстанта, визначає механічні напруження в загальмованому ( $u=0$ ) елементі при  $E=\text{const}$ ;  $g$  – п'єзоконстанта тиску, характеризує напруженість електричного поля в режимі холостого ходу ( $D=0$ ) при постійних механічних напруженнях  $\sigma=\text{const}$ ;  $h$  – п'єзоконстанта деформації, визначає напруженість електричного поля в режимі холостого ходу ( $D=0$ ) при заданих деформаціях  $u=\text{const}$ ;

Найбільш важливим з них є коефіцієнт електромеханічного зв'язку (КЕМЗ), що характеризує ефективність перетворення потужності в п'єзоматеріалі. Від величини КЕМЗ прямо залежить п'єзоефект. За допомогою цього параметра порівнюють п'єзоматеріали з різними константами. Для кожної системи граничних умов і кожної орієнтації електричного поля існує свій КЕМЗ.

За головні КЕМЗ приймаються:

- для електричного поля, паралельного осі z:

$$\left. \begin{aligned} k_{33} &= \frac{d_{33}}{\sqrt{\varepsilon_{33}^{\sigma} s_{33}^E}} \\ k_{31} &= \frac{d_{31}}{\sqrt{\varepsilon_{33}^{\sigma} s_{11}^E}} \end{aligned} \right\}$$

$$k_{33} > k_{31}.$$

- для електричного поля, перпендикулярного осі z:

$$k_{15} \frac{d_{15}}{\sqrt{\varepsilon_{11}^{\sigma} s_{44}^E}} = h_{15} \sqrt{\frac{\varepsilon_{11}^u}{c_{44}^D}}.$$

*П'єзоелемент як основна частина п'єзоперетворювача.*

П'єзоелемент – виготовлена з п'єзоматеріалу деталь простої геометричної форми (стержень, пластина, диск та ін) з нанесеними на певні поверхні електродами, що є основою п'єзоелектричного перетворювача.

П'єзоматеріали – тип матеріалів, що володіють властивістю п'єзоефекту. Бувають природного походження (кварц) і штучного (п'єзокераміка). П'єзокераміка являє собою неорганічний діелектрик з високою діелектричною проникністю, відноситься до сегнетоелектриків (тверді розчини солей барію  $\text{BaTiO}_3$  і свинцю  $\text{PbTiO}_3$ ). Промислові склади п'єзокераміки гостовані ГОСТ 12370-72, ГОСТ 13927-74 "Матеріали п'єзокерамічні". Відповідно до згаданих ГОСТ -ів вони діляться на 4 класи:

- I. Випромінювачі і приймачі малої та середньої потужності; висока чутливість (ТБ-1, ЦТСНВ-1, ЦТС-19) – сегнетом'яка кераміка;
- II. Великої (ЦТСС-1, ЦТС -23) і середньої (ЦТБС-3, ТБК-3, НБС-1) потужності. Переважно випромінювачі, що використовуються для роботи в умовах сильних механічних полів та електричних напружень – сегнетожорстка;
- III. З підвищеною стабільністю частотних характеристик в заданому інтервалі температур і часу (ЦТС-22, НБС-3);
- IV. Високотемпературна кераміка з підвищеною стабільністю частотних характеристик – до  $+250^\circ\text{C}$  (ЦТС-21).

Відповідно до хімічного складу п'єзокерамічним матеріалам присвоюються марки, літери яких означають хімічну формулу, а цифри привласнюються заводом-виробником: Б – барій, В – вісмут, Ц – цирконій, К – кальцій, С – свинець, Ст – олово, Н – ніобій

Технологічний процес виготовлення п'єзокерамічних елементів (ПКЕ) можна розбити на 7 етапів:

I. Синтез матеріалу – зводиться до отримання однорідного дрібнодисперсного продукту з високим вмістом необхідної речовини.

Вихідна сировина – оксиди і солі.

II. Виготовлення заготовок – здійснюється пресуванням або литтям під тиском. Сухий порошок пластифікують, пресування здійснюється в спеціальних пресформах при питомих тисках  $5-8 \cdot 10^7$  Па.

III. Обпалювання - проводиться у печах зі спеціальним градієнтом температури ( $t^\circ = 900-1500$  °C).

IV. Механічна обробка – етап безпосереднього виготовлення п'єзоелемента. Виготовлення заготовки здійснюється тими ж способами, що і обробка металів: на токарних, фрезерних та свердлильних верстатах.

Доведення елементів до заданих розмірів здійснюється шліфуванням, для доведення по частоті використовують поліровку.

V. Нанесення електродів – здійснюється вакуумним напиленням, впалюванням, осадженням з розчину (хімічний спосіб). Матеріали для електродів – срібло (зазвичай), нікель, паладій, індій, мідь.

VI. Поляризація – процес орієнтації довільно спрямованих доменів речовини в певному напрямку. Способи: масляна і повітряна, високо- і низькотемпературна, в постійному або імпульсному полі динамічним методом. Частіше використовується масляна або повітряна у безперервному постійному полі.

VII. Вихідний контроль п'єзоелементів – візуальний огляд на відповідність кресленню і технічним умовам, контроль поляризації, діелектричних констант, коефіцієнта зв'язку.

Повна еквівалентна схема вільного коливного п'єзоелемента (стержня, пластини) може бути приведена до наступного вигляду:

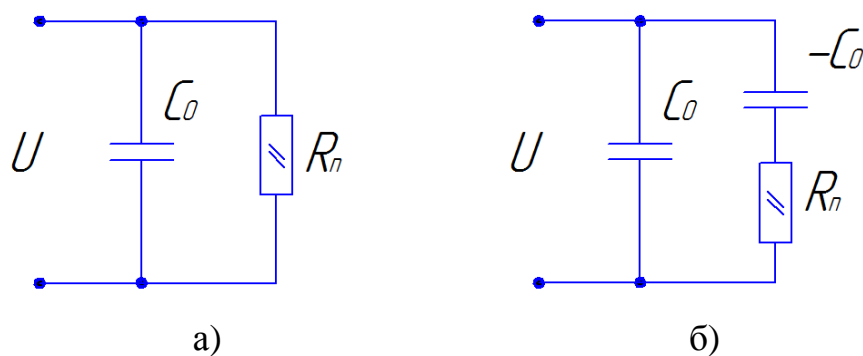


Рис. 2 – Еквівалентна схема вільного коливного п'єзоелемента: а – поперечний п'єзоэффект, б – поздовжній п'єзоэффект

Гілка, що містить статичну ємність  $C_0$  відображає електричну сторону, а інша гілка - механічну. Такі еквівалентні схеми характеризуються наявністю двох частотних резонансів  $-f_r$  та  $f_a$  – власне резонансу та антирезонансу. Частота резонансу  $f_r$  – частота механічного резонансу. Частота антирезонансу  $f_a$  це частота електромеханічного резонансу.

*Метод резонансу – антирезонансу.* Експериментально метод ґрунтується на вимірюванні частот (максимуму і мінімуму повної провідності або імпедансу), за якими розраховуються пружні коефіцієнти та коефіцієнт електромеханічного зв'язку. Додаткові вимірювання частот вільного зразка дозволяють оцінити величину п'єзоконстант.



Основними недоліками методу є:

- Заміна частот послідовного та паралельного резонансів, для яких отримані основні співвідношення, на частоти і, відповідно, тому у вихідних формулах не враховані механічні, п'єзоелектричні і діелектричні втрати;

- Діелектричні параметри вимірюються на низьких, а не на робочих частотах;

- Вплив кінцевих розмірів на точність визначення констант п'єзоматеріалів і п'єзорезонаторів.

Основні переваги:

- Простота і доступність математичного та апаратного забезпечення;

- Висока точність визначення характеристичних частот і розрахованих з їх допомогою пружних констант;

- Можливість автоматизації методу вимірювань і при необхідності оцінки параметрів великої кількості ПКЕ або ПКР.

Типовий вигляд частотної залежності провідності ПКЕ показаний на рис.3.

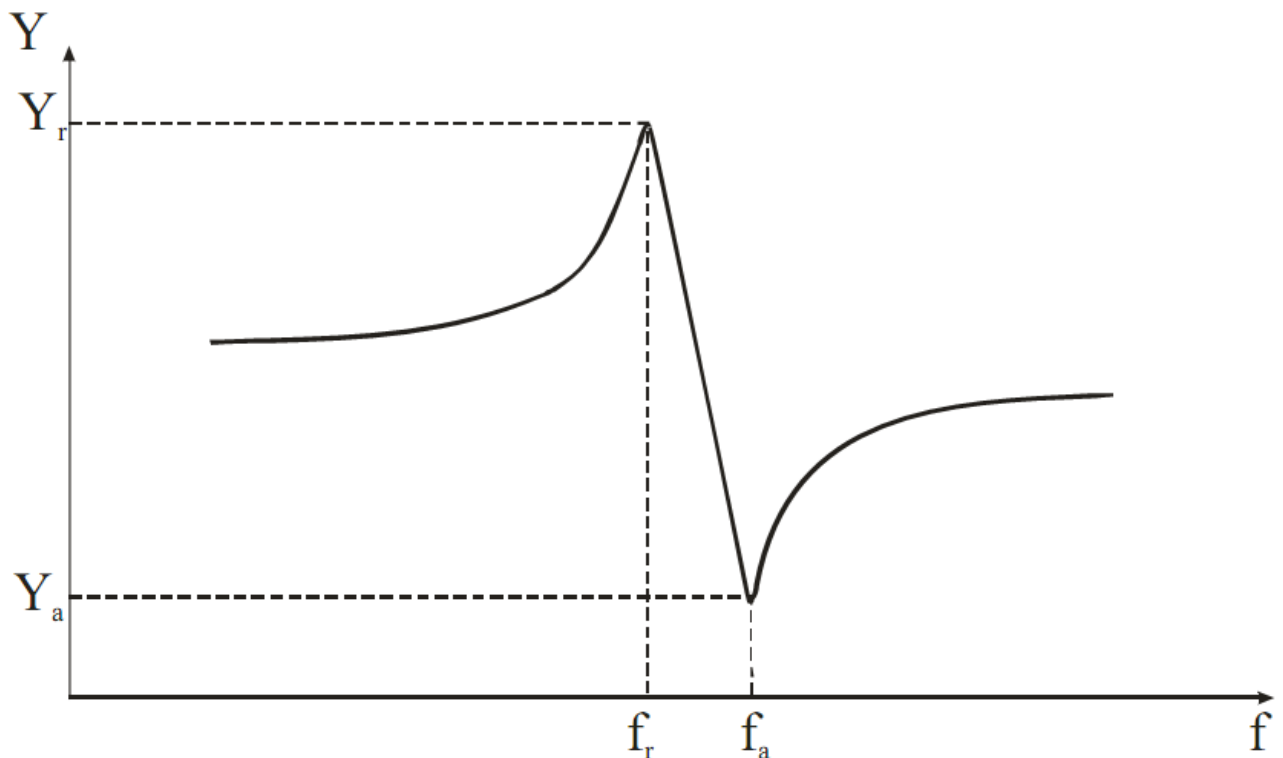


Рис. 3 – Вигляд частотної залежності провідності ПКЕ

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Визначення АЧХ п'єзоелементів.

Схема електрична принципова установки, що використовується в роботі для вимірювання АЧХ п'єзоелементів, показана на рис. 4.

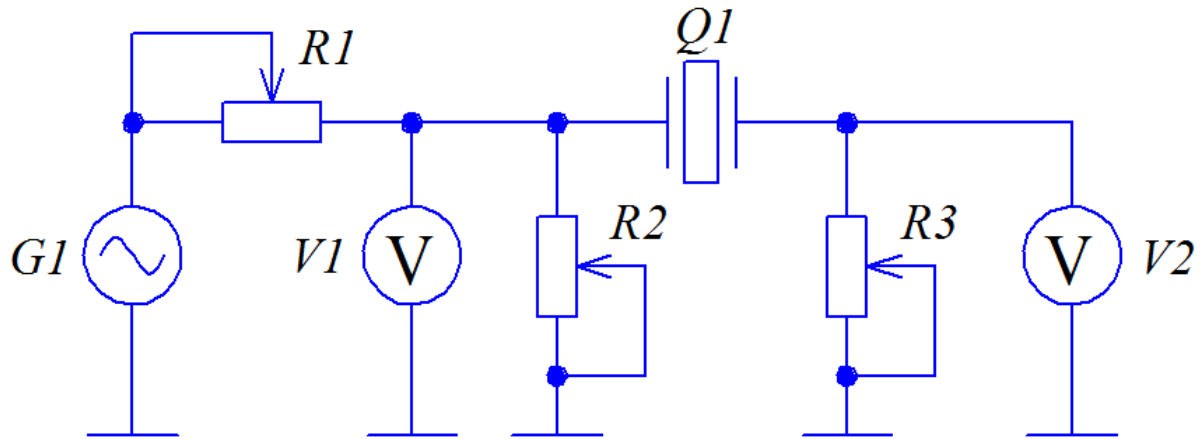


Рис. 4 – Схема електрична принципова установки для вимірювання АЧХ п'єзоелементів

Лабораторна установка реалізована у вигляді стенда. Генератор  $G1$  (рис. 4) дозволяє плавно змінювати частоту вхідного сигналу в діапазоні  $0 \div 200$  кГц. (Може використовуватися генератор Г3-118) Амплітуда вхідного сигналу встановлюється в межах 1-3 В.

Вольтметр  $V1$  використовується для контролю постійності вхідної напруги. Вольтметр  $V2$  є вимірювальним та фіксує значення вихідної напруги. В якості вольтметрів використовуються осцилографи С1-93.

Опір  $R1$  змінюється в межах  $0 \div 12$  кОм.

Опір  $R2$  змінюється в межах  $2 \text{ Ом} \div 1 \text{ кОм}$ . Ці опори використовуються для узгодження з генератором:  $R1 + R2 = R_g$ , де  $R_g$  – внутрішній опір генератора. Опір  $R3$  змінюється ступінчасто в межах  $0 \div 10$  кОм. Цей опір використовується для узгодження з п'єзоелементом і підлаштовується в процесі вимірювань для досягнення максимальної чутливості. Величина опору  $R3$  у схемі повинна

$$R3 = \frac{R}{20 \div 10},$$

визбиратися з умови, де  $R$  – виміряне значення активного опору.

3.3. Зібрати схему для дослідження

3.4. Виконати вимірювання частотної характеристики перетворювача. Результати вимірювання оформити у вигляді таблиці.

3.5 Обробка результатів вимірювань.

За результатами вимірювань побудувати графік  $U(f)$ . Відзначити характеристичні частоти ( $f_r, f_a$ )

Використовуючи експериментальні дані, розрахувати пружні, діелектричні та п'єзоелектричні константи п'єзокерамічного матеріалу. Швидкість звуку в п'єзокераміці  $c$ , пружний модуль  $s$ , діелектрична постійна  $\epsilon$ , коефіцієнт електромеханічного зв'язку  $k$  і п'єзоконстанти  $d, h$  розраховуються для досліджуваної форми і моди коливань п'єзоелемента, використовуючи формули з таблиць 1 та 2.

Використавши дані таблиці 3 визначити, який тип кераміки найбільше відповідає результатам вимірювання характеристичних частот п'єзоелемента.

Таблиця 1

Представлення параметрів одномірних мод коливань п'єзоелементів для використання методу резонансу-антирезонансу

Мода	Комплексна провідність $Y$	$C_0$	$I_g(\varphi)$	$\varphi$	$v$
НЧ, стержень	$Y = j\omega C_0 \times$ $\times \left[ 1 + \frac{k_{31}^2}{1 - k_{31}^2} I_g(\varphi) \right]$	$\frac{l\omega}{t} \varepsilon_{33}^\sigma (1 - k_3^2)$	$\frac{tg(\varphi)}{\varphi}$	$\frac{\omega l}{2v_b^E}$	$v_b^E = \frac{1}{\sqrt{\rho s_{11}^E}}$
НЧ, диск		$\frac{\pi R^2}{t} \varepsilon_{33}^\sigma (1 - k_p^2)$ , $k_p^2 = \frac{2k_{31}^2}{1 - \sigma}$	$\frac{1 + \sigma}{j_1(\varphi) - (1 - \sigma)}$ , $j_1(\varphi) = \frac{\varphi J_0(\varphi)}{J_1(\varphi)}$	$\frac{\omega R}{v}$	$v = \frac{1}{\sqrt{\rho s_{11}^E (1 - \sigma^2)}}$
ВЧ, стержень	$Y = \frac{j\omega C_0}{1 - k_t^2 I_g(\varphi)}$ , $k_t^2 = h_{33}^2 \varepsilon_{33}^u s_{33}^D$	$\frac{\omega l}{t} \varepsilon_{33}^u$	$\frac{tg(\varphi)}{\varphi}$	$\frac{\omega t}{2v}$	$v = \frac{1}{\sqrt{\rho s_{33}^D}}$
ВЧ, диск		$\frac{\pi R^2}{t} \varepsilon_{33}^u$			

Таблиця 2

Формули для визначення констант п'єзокераміки за методом резонансу-антирезонансу

Мода	Пружні характеристики		Діелектричні характеристики	П'єзоелектричні характеристики	
	$v$	Пружні константи	Діелектричні константи	КЕМЗ ( $k$ )	П'єзоконстанти
НЧ, стержень	$v^E = 2f_r l$	$s_{11}^E = (4\rho f_r^2 l^2)^{-1}$	$\varepsilon_{33}^\sigma = C^\sigma \frac{t}{l\omega}$ $C^\sigma = \frac{C_0}{1 - k_{31}^2}$	$k_{31}^2 = \left[ 1 - tg \frac{\frac{\pi f_a}{2 f_r}}{\frac{\pi f_r}{2 f_a}} \right]^{-1}$	$d_{31} = \frac{k_{31} t}{2 f_r l} \sqrt{\frac{C^\sigma}{m}}$
НЧ, диск	$v = \frac{2\pi R}{\varphi_1} f_r$ , $\varphi_1$ - перший корінь рівняння $j_1(\varphi) = 1 - \sigma$	$s_{11}^E = \frac{\varphi_1^2}{4\pi^2 R^2} \times \frac{1}{f_r^2 \rho (1 - \sigma^2)}$	$\varepsilon_{33}^\sigma = C^\sigma \frac{t}{\pi R^2}$ $C^\sigma = \frac{C_0}{1 - k_p^2}$	$\frac{k_p^2}{1 - k_p^2} = \frac{-\varphi_1 \left( 1 + \frac{\Delta f}{f_r} \right)}{(1 + \sigma)} \times \frac{J_0 \left[ \varphi_1 \left( 1 + \frac{\Delta f}{f_r} \right) \right]}{J_1 \left[ \varphi_1 \left( 1 + \frac{\Delta f}{f_r} \right) \right]}$	$d_{31} = \frac{k_p \varphi_1 t}{2\pi f_r R} \times \sqrt{\frac{C^\sigma}{2(1 + \sigma)m}}$
ВЧ, стержень	$v^D = 2f_a t$	$s_{33}^D = \frac{1}{4\rho f_a^2 t^2}$	$\varepsilon_{33}^u = C^u \frac{t}{l\omega}$ , $C^u = C_0 (1 - k_t^2)$	$k_t^2 = \frac{\pi f_r}{2 f_a} / tg \left( \frac{\pi f_r}{2 f_a} \right)$	$h_{33} = k_t 2f_a \sqrt{\frac{m}{C^u}}$
ВЧ, диск			$\varepsilon_{33}^u = C^u \frac{t}{\pi R^2}$		

## Параметри п'єзокераміки

Тип п'єзокерамічного матеріалу	Густина, $\rho, *10^3$ кг/м <sup>3</sup>	Швидкість звуку $c_{31}/c_{33}, *10^3$ м/с	Відносна діелектрична проникність $\epsilon_{33}^{\sigma}/\epsilon_0$	Коефіцієнт пружної піддатливості, $S_{31}/S_{33}, *10^{-12}$ м <sup>2</sup> /Н	Коефіцієнт Пуассона $\sigma^E$
ТБК - 3	5,4	4,7 / 4,4	1200	8.4/9.5	0,3
ЦТС-23	7,4	3,2 / 3,0	1100	13.2/15	0,27
ЦТБС 3	7,2	3,5 / 3,2	2300	11.3/13.5	0,31
ЦТСНВ-1	7,3	2,9 / 2,6	2200	16.3/20.2	0,3
ЦТС-19	7,45	3,12 / 3,0	1490	5,3/10,1	0,36

Тип п'єзокерамічного матеріалу	Коефіцієнт діелектричних втрат, $\text{tg}\delta, \%$	П'єзоконстанта деформації, $h_{33}, 10^8$ В/м <sup>2</sup>	Добротність, $Q_m$	Коефіцієнт електромеханічного зв'язку $K_{31}/K_{33}$	П'єзомодуль $d_{31}/d_{33}, *10^{-12}$ Кл/Н
ТБК - 3	1,9	14,8	450	0,17/0,41	49/121
ЦТС-23	0,75	10,3	300	0,2/0,41	75/150
ЦТБС 3	1,2	15,6	350	0,3/0,6	134/286
ЦТСНВ-1	1,9	9,1	60	0,33/0,67	157/363
ЦТС-19	2,5	17,8	70	0,28/0,64	100/200

## 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

## 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. П'єзоэффект, матеріали п'єзоелектричних перетворювачів;
2. Параметри п'єзоелектриків;
3. Еквівалентні схеми вільного коливного п'єзоелемента та його АЧХ;
4. Метод резонансу-антирезонансу;
5. Застосування п'єзоелектричних перетворювачів в медицині.

## Лабораторна робота №6

ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА  
ХАРАКТЕРИСТИК ТЕНЗОМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАЛЬНИХ  
ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками тензометричних вимірювальних перетворювачів

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Основна фізіологічна функція м'язів – це відповідати скороченням на появу в еферентних нервах хвилі збудження. Загальний скорочувальний ефект м'язів складається із скорочення складових окремих м'язових волокон. Збудження, яке виникає в нервовій клітині передається по аксону до його кінця, де він є розгалужений у м'язових волокнах і утворює так званий нервово-м'язовий синапс (кінцева рухома пластина). З допомогою нервово-м'язового синапсу здійснюється активна передача збудження з нервового на м'язове волокно.

Якщо сила подразнення достатня, то у відповідь на неї нерв розповсюджує збудження і м'язове волокно відповідає скороченням.

Із багатьох фізичних, хімічних і фізико-хімічних явищ, зв'язаних із процесом збудження найбільша кореляція є при реєстрації біопотенціалів, де враховують часові, кількісні і якісні показники. Для м'язових волокон і самих м'язів зовнішнім проявленням збудження служить їх скорочення. М'язи і іннервуючий нерв утворюють своєрідну функціональну систему, яка має свої особливі закономірності.

Вивчення фізіології нервів та м'язів дозволяє вирішувати багато питань пов'язаних з розумінням роботи нервової системи та при захворюваннях або травматичних пошкодженнях опорно-рухового апарату людини.

Порівняння межі сили подразнювача та реєстрація відгуку скорочувального м'яза дозволяє визначити степінь порушення в рухомих аксонах та в області рухомих кінцевих пластинок, а також амплітуду скорочень гладких чи поперечних м'язів.

Електричні методи вимірювання переміщень і сили скорочення м'язів в медичних дослідженнях за останні роки постійно витісняють старі механічні та оптичні методи.

Методи тензометрії засновані на вивченні і вимірюванні деформацій, що в більшості випадків дає можливість оцінювання напруженого стану.

Тензометри і тензометричні перетворювачі - засоби перетворення деформації, поділяють на наступні типи: механічні, оптичні, пневматичні, струнні та електричні.

З наведених типів електричних тензометрів найбільше число різновидів мають тензометри опору і особливо тензорезистори. Їх дія заснована на принципі зміни опору металів і напівпровідників під дією деформацій.

Чутливі елементи тензорезисторів можуть бути виконані у вигляді петлеподібної решітки з тонкого дроту (рис.1) або фольги, у вигляді пластини монокристалу з напівпровідникового матеріалу. Чутливі елементи можуть бути також утворені напиленням у вакуумі напівпровідникової плівки і іншими способами.

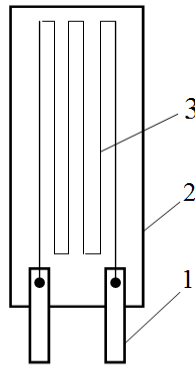


Рис. 1 – Тензорезистори з дротовим чутливим елементом: 1 – виводи; 2 – основа; 3 – чутливий елемент

Чутливий елемент 3 зазвичай прикріплюють до основи 2 з ізоляційного матеріалу (папір, лакова плівка, тканина та ін) за допомогою сполучного матеріалу (клею, цементу), які передають деформацію чутливого елемента. На об'єкті дослідження основу закріплюють також за допомогою сполучного матеріалу. Для електричного з'єднання тензорезистора з вимірювальними схемами є виводи 1.

Особливість тензорезистора полягає в тому, що його чутливий елемент, як правило, має механічний зв'язок з об'єктом дослідження по всій довжині вимірювальної бази (а не тільки на кінцях бази).

Чутливість тензорезистора до деформацій характеризується відношенням зміни його опору під дією деформації до величини відносної деформації. Широке розповсюдження тензорезисторів як універсального засобу вимірювання деформацій пояснюється можливістю:

- Вимірювання деформацій при різних розмірах бази, починаючи з десятих часток міліметра;
- Дистанційних вимірювань у великому числі точок;
- Вимірювань в широкому діапазоні температур при самотермокомпенсації або наявності автоматичної схемної компенсації;
- Вимірювань при різних зовнішніх умовах (вологість, тиск, іонізуюче випромінювання та ін), несприятливих для інших вимірювальних засобів;
- Вимірювання багатокомпонентних деформацій на локальних ділянках об'єкту дослідження.

Вони також мають незначну масу, широкий частотний діапазон, що включає статичні деформації і низький поріг реагування, високу надійність і порівняно низьку вартість.

Тензорезисторам властиві і деякі недоліки:

- Неможливість індивідуального градування;
- Можливість тільки одноразового використання;
- Відносно невисока чутливість і відносно низький абсолютний рівень вихідних сигналів.

Як зазначалося вище, вимірювання деформацій за допомогою тензорезисторів засноване на тензоефекті. Тензоефектом називається властивість провідникових і напівпровідникових матеріалів змінювати електропровідність (електричний опір) при зміні об'єму або напруженого стану.

У напівпровідникових матеріалів тензоефект пов'язаний зі значною зміною питомого опору; знак тензоефекту залежить від типу провідності напівпровідникового матеріалу, а величина - від кристалографічного напрямку.

Для обох видів тензочутливості матеріалів тензоефект характеризується величиною тензочутливості, що встановлює зв'язок між відносною зміною опору і відносною деформацією в напрямку вимірювань.

Тензочутливість матеріалу характеризується залежністю

$$S_M = \frac{\Delta R_M l_M}{R_M \Delta l_M} = 1 + 2\mu + m_l,$$

де  $l_M$ ;  $R_M$ ;  $\Delta l_M$ ;  $\Delta R_M$  – довжина і опір тензочутливого елемента і їх приріст внаслідок деформації;  $m_l$  – коефіцієнт еластоопору;  $E_M$  – модуль пружності зразка тензочутливого матеріалу;  $\nu$  – поздовжній коефіцієнт п'єзоопору.

У формулі члени  $1 + 2\mu$  визначають залежність величини  $S_M$  від зміни геометрії, а останній член - від зміни властивостей матеріалу зразка.

Оскільки для більшості матеріалів при простому напруженому стані коефіцієнт  $\mu \approx 0.3$ , різниця у величинах пояснюється зміною коефіцієнта еластоопору  $m_l$ , що залежить від питомого опору, температури, деформації, а для напівпровідникових монокристалічних матеріалів - також від кристалографічного напрямку.

Чутливість тензорезисторів  $S_T$  залежить також від властивостей зв'язуючого матеріалу, вологості, температури навколишнього середовища та інших факторів. Для тензорезисторів з петлевою дротяною решіткою спостерігається яскраво виражена залежність тензочутливості від вимірювальної бази через чутливість петель до поперечних деформацій і при зменшенні бази відносна протяжність петльових ділянок збільшується. Фольгові тензорезистори в меншій мірі схильні до впливу поперечних деформацій, а тензорезистори з беспетлевими дротяними решітками повністю вільні від цього недоліку.

При зміні деформацій в умовах, коли напружений стан відрізняються від одношарового, особливо при застосуванні малобазних тензорезисторів (зони концентрацій і крайових ефектів і т.д.), необхідно враховувати можливу зміну

тензочутливості від впливу поперечних компонентів деформації. Для тензорезисторів з плоскими дротяними петлевими решітками з урахуванням роботи петльових ділянок решітки може бути визначена за наближеною формулою

$$S_T = \frac{S_M}{a+b} [a + \eta b(1 - \mu)],$$

де  $a$  і  $b$  – сумарна довжина прямолінійних і петлевих ділянок решітки відповідно;  $\eta$  – коефіцієнт втрати чутливості на петлевих ділянках ( $\eta \approx 0.5$  для петель в формі напівокругів).

Величина тензочутливості залежить також від умов передачі деформації на тензорезистори, що в значній мірі визначається якістю приклеювання та відстанню від кромки основи до кінців тензочутливого елемента.

Повзучість тензорезисторів проявляється, як правило, у вигляді асимптотично зникаючого в часі процесу зміни опору при постійній деформації незалежно від її знаку при фіксованих значеннях впливаючих величин. Величина повзучості зазвичай виражається у відсотках і визначається наступним чином:

$$П = \frac{\Delta \varepsilon_t}{\varepsilon} 100\%,$$

де  $\Delta \varepsilon_t$  – абсолютне зменшення вимірюваної відносної деформації за визначений час  $t$ ;  $\varepsilon$  – початково виміряна відносна деформація.

Повзучість тензорезисторів пов'язана з неідеальністю пружних характеристик матеріалів основи і зв'язуючого матеріалу. Величина повзучості залежить від швидкості релаксації напружень у сполучному шарі і основі тензорезисторів, що визначається величиною вимірюваної деформації і швидкістю її наростання, а також температурою і вологістю навколишнього середовища. На рис.2 наведені криві повзучості для тензорезисторів, приклеєних різними клеями.

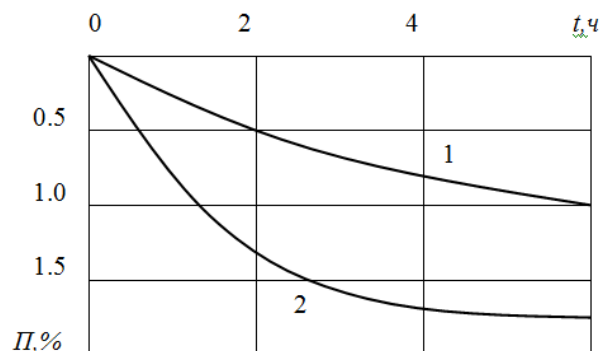


Рис. 2 – Повзучість тензорезисторів в часі для зв'язуючих матеріалів: 1 – для клею БФ-2 и 192Т; 2 – для целулоїдного клею

Зазвичай повзучість тензорезисторів не перевищує 0,5-1% за годину і 1-2% за 6 год і найбільшою мірою проявляється при першому навантаженні.



Чутливість до зовнішнього тиску для тензорезисторів з провідниковими чутливими елементами незначна, за винятком тензорезисторів з решітками з манганіну. Досить високу чутливість до тиску в певних кристалографічних напрямках мають напівпровідникові матеріали, що дозволяє використовувати їх для перетворювачів тиску.

Температурні характеристики тензорезисторів пов'язані з особливостями їх роботи при високих або низьких температурах і відповідними змінами їх опору. Температурна характеристика опору тензорезистора визначається властивостями матеріалу чутливого елемента і об'єкта досліджень і залежить від густини струму живлення і властивостей матеріалів основи і сполучного матеріалу. Нормованими температурними характеристиками тензорезисторів є: температурний коефіцієнт опору (ТКО), температурний дрейф нуля і температурна повзучість.

Температурний коефіцієнт опору тензорезисторів в діапазоні температур  $T - T_0 = \Delta T$  визначається з виразу:

$$\frac{\Delta R_T}{R(T - T_0)} = \beta_T + (\alpha_{OH} - \alpha_{TЭ})S_T,$$

де  $\frac{\Delta R_T}{R}$  – відносний приріст опору тензорезисторів при впливі температури;

$\beta_T$  – температурний коефіцієнт опору (ТКО) тензорезисторів;  $\alpha_{OH}$  – температурний коефіцієнт розширення (ТКР) матеріалу об'єкта дослідження;  $\alpha_{TЭ}$  – температурний коефіцієнт розширення матеріалу тензочутливого елемента.

Температурні коефіцієнти опору тензорезисторів змінюються в широких межах і можуть приймати як додатні, так і від'ємні значення. Це може бути джерелом значних температурних похибок. Шляхом підбору тензочутливості матеріалу з потрібним значенням ТКО в заданому температурному діапазоні температурні похибки можуть бути істотно зменшені, що дозволяє, зокрема, забезпечити самотермокомпенсацію тензорезисторів.

Температурна повзучість тензорезисторів проявляється при підвищених і високих температурах як результат змін механічних та реологічних властивостей основи і сполучного матеріалу. Як правило, температурна повзучість у 2-5 разів перевищує повзучість при нормальній температурі.

Опір ізоляції решітки тензорезистора щодо об'єкта вимірювань. Істотний вплив на точність і надійність результатів вимірювань створюють ізоляційні властивості основи і зв'язуючого матеріалу. Опір ізоляційного шару між поверхнею об'єкта вимірювань і решітками тензорезистора залежить від умов контакту останньої зі сполучним матеріалом, об'ємного питомого опору матеріалу основи і сполучного матеріалу, їх товщини, а також температури і вологості навколишнього середовища.

Дротяні тензорезистори мають в якості чутливого елемента решітку, виконану з тонкого дроту діаметром від 2 до 30 мкм.

Дротяні тензорезистори відрізняються відносною простою виготовлення, не вимагають складного устаткування для виробництва й однаковою мірою придатні при вимірюваннях статичних і динамічних деформацій, а також для вимірювань як пружних, так і пружнопластичних деформацій. Це в основному обумовлено досконалістю форми січення і поверхні дроту, що використовується для виготовлення решіток, що визначає її високу деформативність і динамічну стійкість. Дріт легко піддається спеціальній термообробці, що дозволяє успішно використовувати його для високо- і низькотемпературної тензометрії. Деякі оптимальні форми дротяних тензорезисторів, відрізняються високими метрологічними властивостями.

Основним недоліком дротяних тензорезисторів є важкість утворення складних форм решіток, а також решіток з базами менше 3 мм. У тензорезисторів з петлевими решітками, при малих базах значно зростає поперечна чутливість.

Безпетлеві тензорезистори мають більш високі техніко-метрологічні характеристики завдяки оптимальній схемі решіток і кращими умовами передачі вимірюваної деформації на її активну частину.

В таблиці 1 приведенні характеристики сплавів, які використовуються для дротяних тензодатчиків. Потрібно знати, що деформація не є єдиною причиною зміни опору тензодатчика. Опір змінюється в залежності від температури.

Таблиця 1.

Характеристика сплавів для дротяних тензодатчиків

Матеріал	Відносна чутливість $\frac{\Delta R/R}{\Delta l/l}$	Температурний коефіцієнт опору $\Delta R/T, 1/1^\circ C$	Границя міцності	Температурний коефіцієнт лінійного розширення $\Delta l/T$
Константан	1,9 – 2,1	(-5 +5) 10	650	14 – 15
Ніхром	2,0	(15 17) 10	650	14
Манганін	0,47 – 0,5	(-3 +2) 10	650	16 – 18
Хромель	2,5	(10 50) 10	650	14,8

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

В лабораторній роботі проводиться визначення зміни опору тензорезисторів, що приклеєні до балки, залежно від діючого на балку тиску. Принцип роботи вимірювання ілюструє рис. 3.

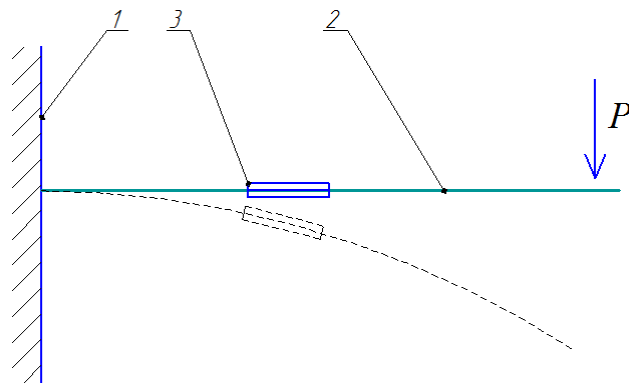


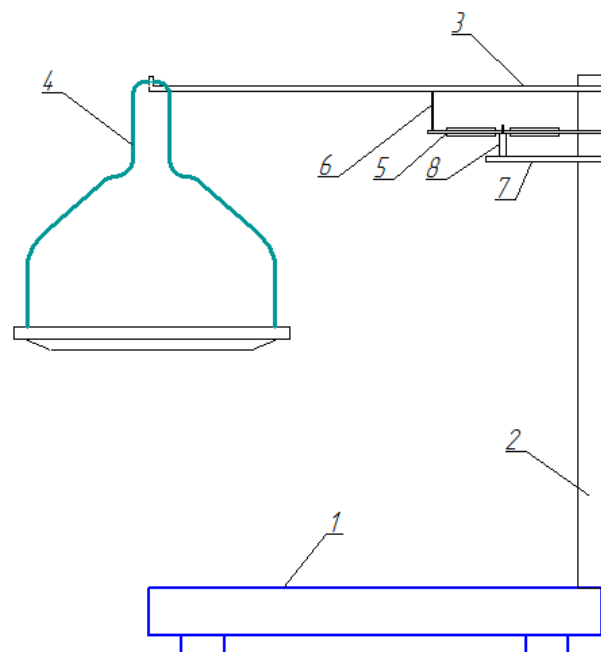
Рис. 3. – Принцип роботи вимірювальної установки.

До основи 1 закріплено балку 2 з нерівномірною формою поверхні. На балку приклеєні зверху та знизу тензорезистори 3. На незакріплену частину балки діє тиск  $P$ , що призводить до деформації балки – згину. Нерівномірна форма поверхні балки забезпечує однакову її деформацію по довжині.

Вигляд установки, що використовується в роботі, наведено на рис. 4.



а)



б)

Рис. 4 – Вигляд установки для вимірювання ваги з допомогою тензорезисторів: а – реальний вигляд установки; б – структура установки

Відповідно до рис. 4, а, до основи 1 прикріплено вертикальну балку 2. В верхньому кінці її закріплено горизонтальну балку 3 з нерівномірною формою поверхні, що сприймає тиск. На кінці балки 3 кріпиться шалька 4, на яку встановлюються тягарці, які імітують навантаження на балку. Під балкою 3 закріплена пластина 5, на яку наклеєні тензорезистори. Шток 6, що закріплений знизу балки 3, передає навантаження на пластину 5. Пластина 7 закріплена до балки 2 та містить шток 8. Сама пластина 7 не деформується, таким чином пластина 5 рівномірно перегинається через шток 8. При цьому тензорезистори

зверху та знизу пластини 5 і з обох борів від штока 8 зазнають однакової деформації на розтяг (верхні тензорезистори) та стиск (нижні тензорезистори).

Порядок виконання.

1. До клем з позначеннями «+» та «-» (на нижній панелі установки) під'єднати лабораторне джерело живлення;
2. З допомогою контрольного цифрового вольтметра встановити значення напруги на клеммах 5 В;
3. Під'єднати до клем з позначкою «V» цифровий вольтметр. Встановити на цифровому вольтметрі режим вимірювання постійної напруги в діапазоні до 200 мВ.
4. Зняти покази вольтметра при ненавантаженій шалькою 4 (рис. 4) балці.
5. Помістити на балку шальку для підтримування тягарців. Зняти покази вольтметра.
6. Змінюючи тягарці з кроком 5 грам на шальці виміряти зміну напруги за показами цифрового вольтметра;
7. Побудувати характеристику тензорезисторів в установці (залежність зміни напруги від ваги);
8. За одержаною характеристикою визначити чутливість установки;
9. За одержаною характеристикою визначити вагу шальки 4 (рис. 4).  
Результати вимірювань занести в звіт.

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Тензоефект, матеріали тензорезистивних вимірювальних перетворювачів;
2. Експлуатаційні характеристики тензорезисторів;
3. Принцип роботи тензорезисторів;
4. Способи виконання чутливого елемента тензорезисторів. Особливості монтажу тензорезисторів на вимірювальні поверхні;
5. Застосування тензорезистивних перетворювачів в медицині.

## Лабораторна робота №7

ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА  
ХАРАКТЕРИСТИК ЄМНІСНИХ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками ємнісних вимірювальних перетворювачів, дослідити схеми включення ємнісних перетворювачів в середовищі Multisim-11.

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Принцип роботи вимірювальних ємнісних перетворювачів (надалі ВП і датчиків) ґрунтується на зміні ємності конденсатора при впливі вхідної перетвореної величини на один з його конструктивних параметрів відповідно до формули:

$$C = \epsilon \epsilon_0 S / \delta, \quad (1)$$

де  $\epsilon$  – відносна діелектрична проникність діелектрика;  $\epsilon_0$  – електрична постійна,  $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$  Ф/м;  $S$  – площа перекриття пластин, м<sup>2</sup>;  $\delta$  – товщина діелектрика або відстань між пластинами, м.

Відповідно до виразу (1), зміна площі перекриття пластин  $S$  за рахунок їх взаємного переміщення призводить до лінійної функції перетворення  $C=f(X)$  (рис.1, а); в даному випадку  $C = \epsilon \epsilon_0 a X / \delta$ , де  $a$  - ширина пластини. Аналогічним чином можуть бути перетворені і кутові переміщення при обертальному русі.

З виразу (1) зрозуміло, що при зміні відстані  $\delta$  між пластинами конденсатора функція перетворення є нелінійною (рисунок 1, б), тому такі ВП використовуються переважно для перетворення малих переміщень.

Ємнісні ВП із змінною діелектричною проникністю володіють лінійною характеристикою, зміщеною відносно початку координат за рахунок початкової ємності (рис.1, в).

Конструктивно ВП ємнісних датчиків можуть бути виконані з плоскопаралельними, циліндричними, штирьовими електродами, з наявністю або відсутністю діелектрика між пластинами.

Для підвищення чутливості і лінійності характеристик використовують диференціальні перетворювачі, у яких зміна стану контрольованої величини призводить до зміни ємності одночасно в двох чутливих елементах, що включаються в різні плечі мостової вимірювальної схеми. У цьому випадку формується реверсивна (двохтактна) статична характеристика: при зміні напрямку переміщення рухомого елемента ВП фаза вихідного сигналу змінюється на 180 ° відносно фази напруги живлення, що фіксується фазовим детектором. Значення для підвищення чутливості ВП (чутливість визначається

за формулою  $S = \Delta C/C_0$ ) має зменшення початкового значення ємності  $C_0$ , куди входить і ємність вимірювальної схеми. Якщо для ВП на рис.1, а, значення  $C_0$  може бути зведене до дуже малих значень, то для інших двох схем наявність  $C_0$  є неминучою.

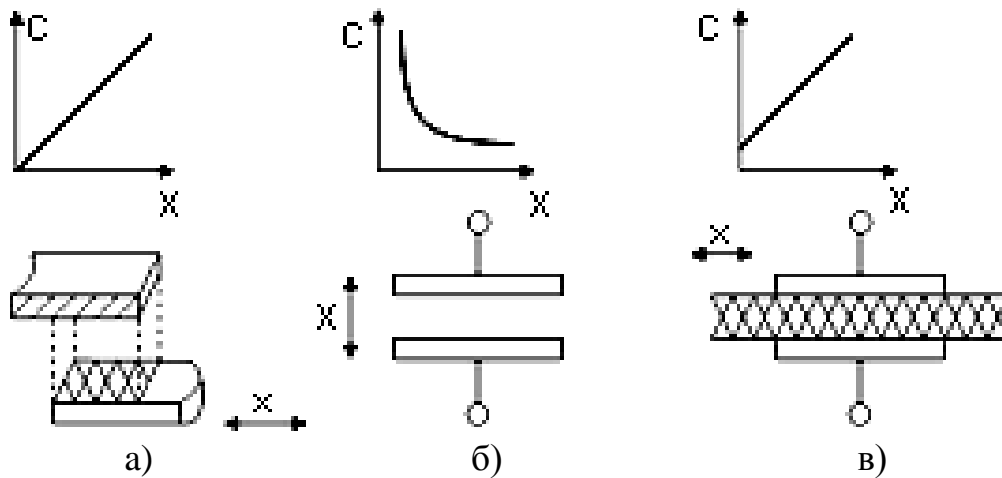


Рис. 1 – Конструктивні схеми ємнісних ВП

Похибка ємнісних ВП, зумовлена впливом температури і вологості, в значній мірі залежить від оптимального вибору конструкційних матеріалів і можливостей герметизації.

Переваги ємнісних ВП: простота конструкції, малі розміри і маса, висока чутливість і роздільна здатність, відсутність рухомих струмознімальних контактів, висока швидкодія, можливість функціонального перетворення за рахунок відповідного вибору форми електродів, практично повна відсутність впливу на об'єкт контролю. Недоліки ВП: порівняно низький рівень вихідного сигналу, нестабільність характеристик при зміні параметрів навколишнього середовища, вплив паразитних ємностей.

Для узгодження ємнісних ВП, які володіють досить високим вихідним опором навіть при порівняно високій частоті напруги живлення ( $10^5$ - $10^7$  Гц) з наступними схемами перетворення, використовуються операційні підсилювачі (ОП) з високим входним опором, які по можливості розташовуються в безпосередній близькості до ВП і ретельно екрануються. Одиночні (недиференціальні) ВП звичайно включаються за схемою подільника напруги (рис.2, а) з використанням інвертуючого підсилювача на ОП з конденсатором (елементом дільника в колі зворотнього зв'язку).

Показані на рис.2, а конденсатори  $C1e$ ,  $C2e$ ,  $C3e$  імітують ємності елементів схеми щодо екранів або ліній зв'язку і практично не чинять впливу на результат вимірювання, оскільки вони виявляються підключеними до низькоомних кіл (ємності  $C1e$  і  $C3e$ ) або до точки з нульовим потенціалом (ємність  $C2e$ ); вихідна напруга схеми:

$$U_0 = U_i C1/C2. \quad (2)$$

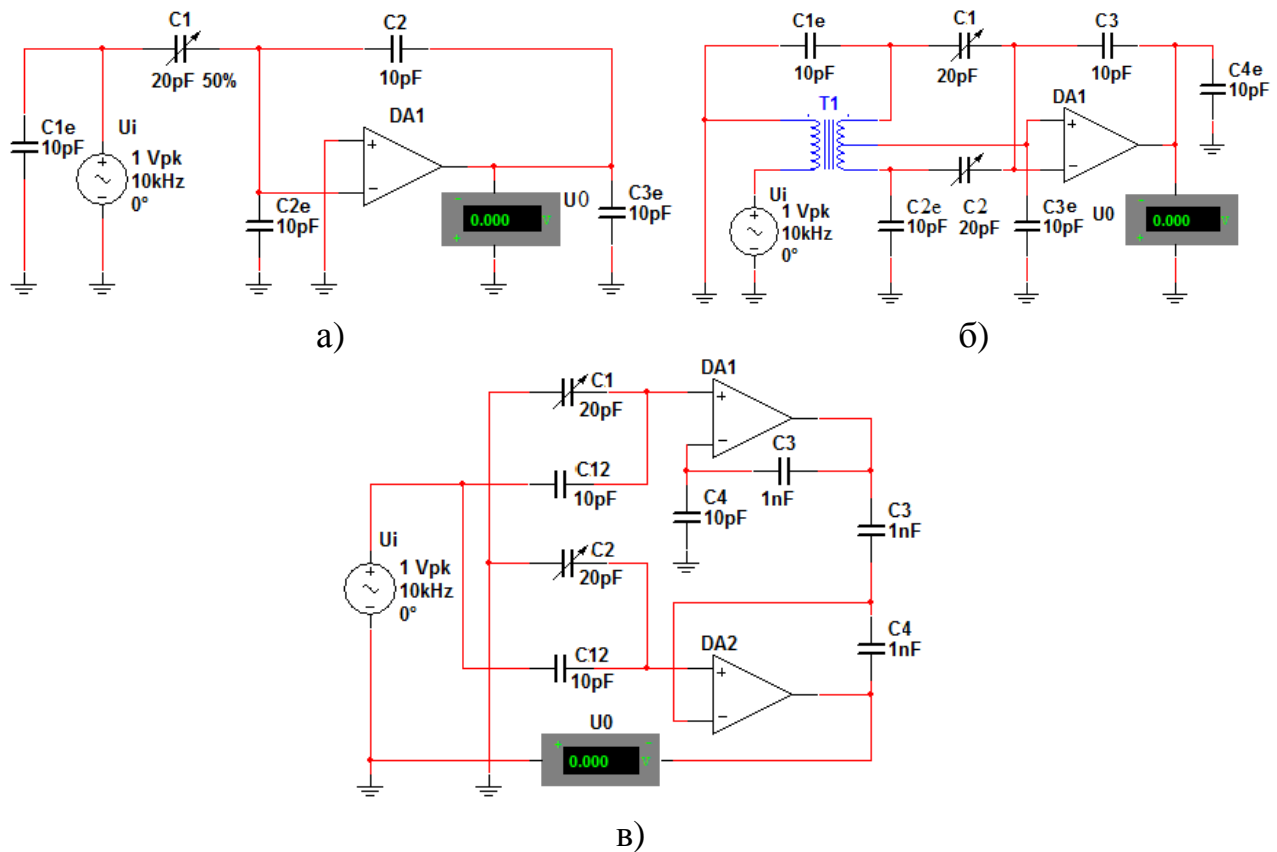


Рис. 2 – Схеми включення ВП ємнісних датчиків

Найбільш проста схема включення диференціального ВП (C1 і C2 на рис.2, б) реалізується на базі сумуючого підсилювача (ОП1 з конденсатором C3 в колі зворотного зв'язку) з живленням ВП двополярною напругою від трансформатора Т. Показані на схемі паразитні ємності C1e-C4e за вказаних вище причин не чинять впливу на роботу ВП. При одиничному коефіцієнті трансформації вихідна напруга схеми:

$$U_0 = U_i(C2 - C1)/C3. \quad (3)$$

Недоліком розглянутої схеми є неможливість заземлення ВП, що часто потрібно на практиці. Для виключення цього недоліку можна використовувати мостову схему включення ВП (елементи C1, C2 і C12 на рис.2, в) з використанням диференційного підсилювача на двох ОУ, в якому резистивні елементи кола зворотного зв'язку замінені на ємнісні. Коефіцієнт передачі такого підсилювача дорівнює  $1+C3/C4$ , а характеристика перетворення ВП на його основі:

$$U_0 = U_i(C1 - C2)(1 + C3/C4)/(1 + C1/C12)(1 + C2/C12). \quad (4)$$

Ще один варіант включення диференціального ВП з можливістю заземлення потрібної пари електродів (рис.3) являє собою мостовий випрямляч на діодах VD1-VD4, в одну діагональ якого включений ємнісний ВП на ємностях C1, C2, а в другу діагональ через конденсатори C3 підключене джерело вимірювальної

напруги  $U_i$ , при кожному напівперіоді якого відкривається відповідна пара діодів – VD1, VD4 або VD2, VD3. При цьому кожен з конденсаторів C3 з'єднується послідовно або з ємністю C1, або з ємністю C2 перетворювача.

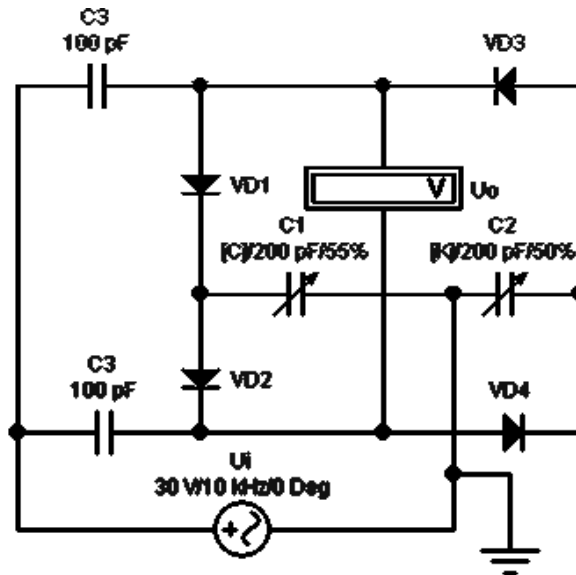


Рис. 3 – Схема включення ВП ємнісних датчиків за мостовою схемою

При порушенні рівності ємностей C1 і C2 (рис.3) струми через конденсатори C3, що течуть в додатному і від'ємному напрямках, будуть не рівні між собою, в результаті чого на цих конденсаторах формується постійна напруга, величина якої визначається наближеним співвідношенням

$$U_0 = U_i(C1 - C2)/(C1 + C2 + 2C1C2/C3).$$

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

1. Ознайомитись із принципом роботи схем включення ємнісних ВП, що наведені на рис. 2.

2. Скласти в середовищі Multisim-11 схеми а) та в) (рис. 2). Використати вольтметри змінної напруги (AC).

3. Змінюючи значення ємності конденсатора, що характеризує роботу чутливого елемента, від 0 до 30 пФ з кроком 5% виміряти значення напруги на виході досліджуваної схеми.

4. Побудувати графік залежності напруги на виході досліджуваної схеми від зміни ємності для кожної з досліджуваних схем.

5. Вимірювання провести для значення амплітуди вхідного сигналу – 1 В та двох значень частоти – 5 Гц та 5 кГц.

6. Порівняти особливості роботи обох досліджуваних схем та роботу схем при дії вхідних сигналів дуже низької (5 Гц) та високої (5 кГц) частоти.

Результати занести в звіт.

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ



Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Вигляд досліджуваної схеми;
4. Графіки, які показують залежність зміни вихідної напруги схеми від зміни ємності чутливого елемента для двох значень частоти вхідного сигналу – 5 Гц та 5 кГц;
5. Висновки (порівняти особливості роботи схем при дії вхідних сигналів дуже низької (5 Гц) та високої (5 кГц) частоти).

## 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Принцип роботи ємнісних вимірювальних перетворювачів;
2. Які функції перетворення можуть бути реалізовані ємнісним вимірювальним перетворювачем?
3. Схеми включення ємнісних вимірювальних перетворювачів;
4. Принцип роботи мостової схеми включення ємнісних вимірювальних перетворювачів;
5. Застосування ємнісних вимірювальних перетворювачів в медицині.

## Лабораторна робота №8

## ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ТА ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

### 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками електромагнітних вимірювальних перетворювачів

### 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Індуктивними називаються перетворювачі, які перетворюють значення вимірюваного переміщення в значення індуктивності. Принцип роботи ілюструє рис.1.

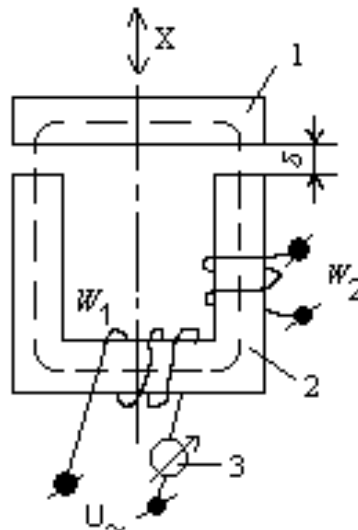


Рис.1 – Індуктивний перетворювач переміщення

На рис.1. представлений найпростіший індуктивний перетворювач, що складається з нерухомого магнітопроводу 2, на якому розташована котушка 4 з числом витків  $W_1$ , і рухомої пластини 1. Пластинка 1 і магнітопровід 2 виконані з феромагнітного матеріалу. Послідовно з обмоткою 4 включений міліамперметр 3. До кінців обмотки підведена напруга змінного струму  $U = const$ . Індуктивність обмотки

$$L = \frac{W\Phi}{I}, \quad (I)$$

де  $\Phi$  – магнітний потік;  $I$  – струм, що протікає по котушці.

Величину магнітного потоку можна визначити використовуючи вираз

$$\Phi = \frac{IW_1}{Z_M} = \frac{IW_1}{R_{M.ct.} + R_\delta + jX_M}, \quad (2)$$

де  $Z_M$  – магнітний опір магнітопроводу;  $W$  – число витків катушки;  $R_{M.ct.}$  – магнітний опір ділянок із сталі;  $R_\delta$  – магнітний опір повітряних ділянок магнітопроводу;  $X_M$  – реактивна складова опору магнітного кола, зумовлена втратами на вихрові струми і гістерезис.

З урахуванням (2) рівняння (1) набуде вигляду:

$$L = \frac{W^2}{Z_M} = \frac{W_1^2}{R_{M.ct.} + \frac{2\delta}{\mu_0 S} + jX_M}, \quad (3)$$

де  $\delta$  – величина повітряного зазору між рухомою і нерухомою частинами магнітопроводу;  $S$  – площа повітряного зазору;  $\mu_0$  – магнітна проникність повітря;

$$R_{M.ct.} = \frac{l_{M1}}{\mu S_{m1}} + \frac{l_{M2}}{\mu S_{m2}} \quad (4)$$

де  $l_{M1}, l_{M2}$  – довжина нерухомої і рухомої частини магнітопроводу, визначена по середній лінії;  $\mu$  – магнітна проникність матеріалу магнітопроводу;  $S_{m1}, S_{m2}$  – площа перерізу нерухомої і рухомої частин магнітопроводу.

Якщо рухливий магнітопровід жорстко з'єднати з об'єктом, переміщення  $X$  якого вимірюється (рис.1), то при зміні  $X$  змінюється і величина повітряного зазору, що призведе до зміни магнітного опору, а отже й індуктивності катушки (див. рівняння 3)

При зміні індуктивності катушки буде змінюватися і її індуктивний опір  $X_L = \omega L$ , а отже і величина струму, що протікає по катушці, матиме вигляд

$$I = \frac{U}{Z} = \frac{U}{\sqrt{R^2 + X_L^2}} = \frac{U}{\sqrt{R^2 + (\omega L)^2}} \quad (5)$$

де  $R$  – активний опір кола;  $\omega$  – частота змінної напруги, що живить катушку перетворювача.

Якщо на магнітопровід (рис.1) помістити не одну, а дві обмотки з числом витків  $W_1$  і  $W_2$  відповідно, то при зміні магнітного опору магнітопроводу  $Z_M$  буде мінятися взаємна індуктивність  $M$  між обмотками:

$$M = \frac{W_1 W_2}{Z_M} \quad (6)$$

Перетворювачі, що перетворюють значення змінюваного механічного переміщення  $X$  в значення взаємної індуктивності обмоток, називаються трансформаторними.

Очевидно, що з ростом зазору  $\delta$  величина  $Z_M$  буде зростати, взаємна індуктивність  $M$  буде зменшуватися, отже буде зменшуватися і величина ЕРС, що наводиться в обмотці  $W_2$ .

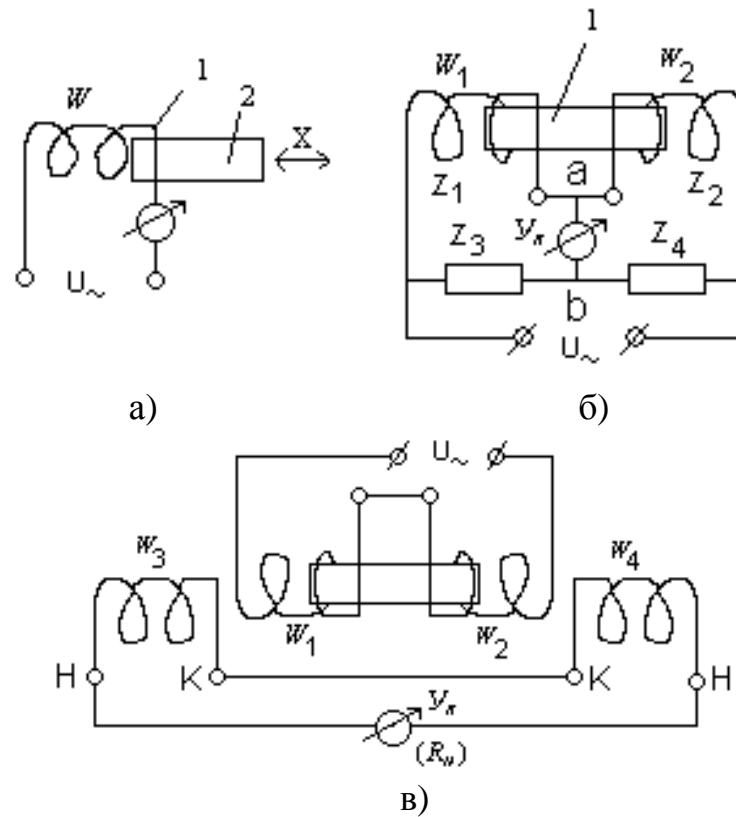


Рис. 2 – Способи виконання індуктивних вимірювальних перетворювачів

Перетворювач, зображений на рис.1 називається перетворювачем із замкнутим магнітним колом або перетворювачем з малим повітряним зазором. Вимірюване переміщення  $X_{\max}$  таких перетворювачів зазвичай лежить в межах 1-5 мм.

На рис.2, а представлений перетворювач з розімкнутим магнітним колом. Він являє собою котушку 1, усередині якої може переміщатися сердечник 2, виконаний з магнітно-м'якого матеріалу.

Сердечник зв'язаний з об'єктом, переміщення  $X$  якого вимірюється. Переміщення сердечника викликає зміну індуктивності котушки. Такий тип перетворення застосовується для вимірювання переміщень  $X_{\max}$  від 5 до 100 мм.

Для вищезгаданих перетворювачів характерним є те, що опір магнітних ділянок магнітопроводу  $R_{M.СТ}$  і реактивна складова опору магнітного кола  $X_M$  багато менші, ніж опір повітряної ділянки магнітопроводу, тобто  $R_\delta \gg R_{M.СТ}$  і  $R_\delta \gg |X_M|$

У зв'язку з цією обставиною рівняння (3) в першому наближенні можна представити у вигляді

$$L = \frac{W_1^2 \mu_0 S}{2\delta}. \quad (7)$$

З рівняння (7) видно, що індуктивність  $L$  і індуктивний опір котушки  $W_1$  із зростанням зазору  $\delta$  змінюється за гіперболічним законом (рис.3), тобто функція перетворення нелінійна, що ускладнює практичне застосування у вимірювальних приладах.

На рис.3 представлена залежність комплексного опору  $z_1$  обмотки  $W_1$  індуктивного перетворювача від величини повітряного зазору  $\delta_0$ . Для зменшення похибки нелінійності робочий діапазон вимірюваних переміщень обмежують величиною  $x = \pm 0.1\delta_0$ , де  $\delta_0$  – початкове значення повітряного зазору в магнітному колі. У цьому діапазоні функцію перетворення  $z_1 = \varphi(\delta)$  з похибкою порядку 1% можна апроксимувати прямою лінією.

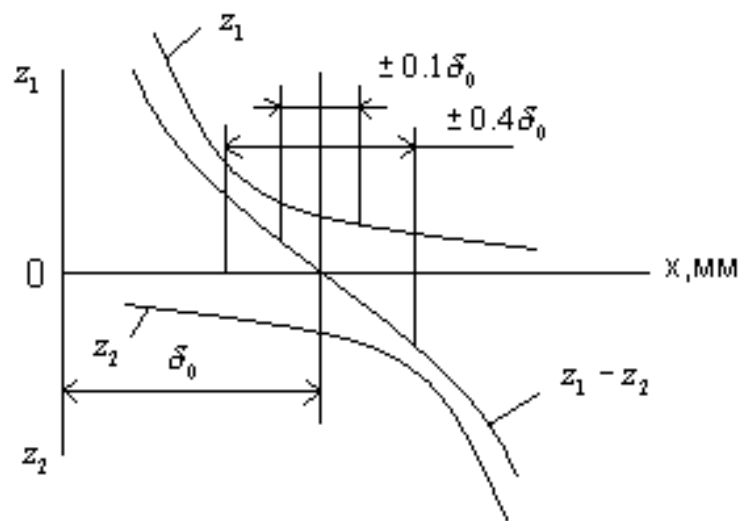


Рис. 3 – Залежність комплексного опору  $z_1$  обмотки  $W_1$  індуктивного перетворювача від величини повітряного зазору  $\delta_0$ .

Для зменшення похибки нелінійності функції перетворення широко застосовуються диференціальні індуктивні перетворювачі. На рис.2, б представлена схема такого перетворювача.

Дві ідентичні за параметрами котушки з числом витків  $W_1$  і  $W_2$  мають спільний сталевий сердечник 1, симетрично розташований усередині котушок. У цьому випадку індуктивні опори котушок  $\omega \cdot L_1$  і  $\omega \cdot L_2$  рівні, рівні і їх комплексні опори  $z_{01}$  і  $z_{02}$ .

При включенні цих котушок в якості плечей мостової схеми (рис.2, б), в якій  $Z_3=Z_4$  – постійні комплексні опори, напруга між точками "а" і "б" вимірювальної діагоналі моста буде дорівнювати нулю і струм індикатора КК буде також дорівнювати нулю.

При зсуві сердечника 1 на величину вимірюваного переміщення  $X$  вправо індуктивний опір котушки  $W_1$  зменшиться, а катушки  $W_2$  – зросте, що призведе до розбалансування мостової вимірювальної схеми і появи струму  $I_{\text{вк}}$  у вимірювальній діагоналі моста «а - б».

Струм індикатора для диференціальної схеми включення визначається виразом

$$I_{\text{вк}} = K_1(z_1 - z_2), \quad (8)$$

де  $z_1, z_2$  – комплексні опори котушок  $W_1$  і  $W_2$  диференціального індуктивного перетворювача переміщень;  $K_1$  – коефіцієнт, що залежить від величини комплексних опорів  $Z_3$  і  $Z_4$  двох інших плечей мостової схеми і від внутрішнього опору індикатора.

Графіки зміни комплексних опорів  $Z_1$  і  $Z_2$  катушок  $W_1$  і  $W_2$  диференціального індуктивного перетворювача від переміщення  $X$  представлені на рис.3. На цьому ж рисунку зображена функція, що характеризує закономірність зміни різниці  $Z_1-Z_2$  від вимірюваного переміщення  $X$ .

З наведеного графіка випливає, що залежність  $Z_1 - Z_2 = \varphi(X)$  має більш лінійний характер, ніж кожна з функцій  $Z_1 = \varphi(x)$  і  $Z_2 = \varphi(x)$ .

Тому при тій же допустимій похибці апроксимації функції перетворення, що і в звичайному індуктивному перетворювачі, робочий діапазон диференціального перетворювача розширюється приблизно в 4 рази (див. рис. 3):  $\pm 0,1\delta_0$  до  $\pm 0,4\delta_0$ . Крім того, в такому перетворювачі істотно знижуються похибки, зумовлені впливом зміни температури навколишнього середовища, оскільки при цьому параметри  $W_1$  і  $W_2$  змінюються однаково як по величині, так і по знаку і це не призводить до появи додаткової адитивної похибки.

На рис. 2, в наведена схема диференціального трансформаторного перетворювача переміщень. У цьому випадку на каркас котушки  $W_1$  концентрично з нею намотується обмотка  $W_3$ . Відповідно на каркас котушки  $W_2$  намотується обмотка  $W_4$ . При цьому  $W_1 = W_2$  і  $W_3 = W_4$ .

При симетричному положенні осердя коефіцієнти взаємної індуктивності  $M_1$ , обмоток  $W_1$  і  $W_3$  і  $M_2$  обмоток  $W_2$  і  $W_4$ , є рівні. Тоді ЕРС, що наводяться в обмотках  $W_3$  і  $W_4$  будуть рівні, і, оскільки катушки  $W_1$  і  $W_2$  включені в вимірювальну схему зустрічно, струм індикатора  $I_{\text{вк}}$  буде рівний нулю. При зсуві сердечника під дією вимірюваного переміщення  $X$  рівність коефіцієнтів взаємної індуктивності двох пар котушок порушується, ЕРС, що наводяться в обмотках  $W_3$  і  $W_4$  матимуть рівну величину і через індикатор, який має

внутрішній опір  $R_H$ , потече струм ІУК, величина якого буде практично лінійно пов'язана з вимірюваним переміщенням  $X$ .

Слід зазначити, що чутливість розглянутих вимірювальних схем - (рис.2, б, 2, в) залежить від співвідношення опорів  $R_H$  і  $Z_{01}=Z_{02}=Z_0$ , де  $R_H$  - внутрішній опір вимірювального приладу (індикатора).

Умова узгодження опору індикатора  $R_H$  з вихідним опором моста, при якому забезпечується максимальна чутливість, для мостової схеми (рис.2, б), визначається співвідношенням

$$R_H = 0,5|Z_0| = 0,5\sqrt{R^2 + (\omega L_0)^2}, \quad (9)$$

де  $\omega$  – частота напруги живлення;  $L_0$  – індуктивність кожної з котушок з числом витків  $W_1$  і  $W_2$  ( $W_1 = W_2$ ) при симетричному положенні осердя котушок;  $Z_0$  – повний опір кожної з котушок  $W_1$  і  $W_2$ .

З останнього рівняння випливає, що при заданих значеннях  $R_H$  (відомий тип застосовуваного вимірювального приладу) і  $L_0$  режим оптимальної чутливості можна отримати шляхом підбору частоти напруги живлення  $\omega$ .

У даній лабораторній роботі підбір частоти напруги живлення з метою забезпечення максимальної чутливості здійснюється не розрахунковим, а експериментальним шляхом.

Обладнання, що використовується при виконанні лабораторної роботи.

Об'єктом дослідження є диференціальний індуктивний датчик лінійних переміщень, що має два циліндричних каркаси, на кожному з яких намотані по дві обмотки на каркасі 1 – обмотки  $W_1$  і  $W_3$ , на каркасі 2 – обмотки  $W_2$  і  $W_4$  (рис.4).

Перетворювач досліджується при двох варіантах включення його обмоток в вимірювальні схеми.

Перша вимірювальна схема зображена на рис.4, а. Обмотки  $W_1$  і  $W_2$  двох котушок включені в мостову вимірювальну схему, в якій в якості двох інших плечей моста використовуються обмотки трансформатора  $Tr$ , мають опори  $Z_3$  і  $Z_4$ . При середньому положенні осердя  $Z_{01} = Z_{02}$  і  $Z_3 = Z_4$  міст збалансований.

Струми, що протікають по обмотках трансформатора є рівні і протилежні за напрямком, у зв'язку з чим у вторинній обмотці трансформатора  $Tr$  наведена ЕРС дорівнює нулю, що і фіксується по вольтметру  $V$  з внутрішнім опором  $R_H$ .

Переміщення сердечника в будь-яку сторону від положення рівноваги призводить до порушення рівності плечей  $Z_1$  і  $Z_2$  і появи ЕРС у вторинній обмотці трансформатора, що фіксується вольтметром  $V$ .

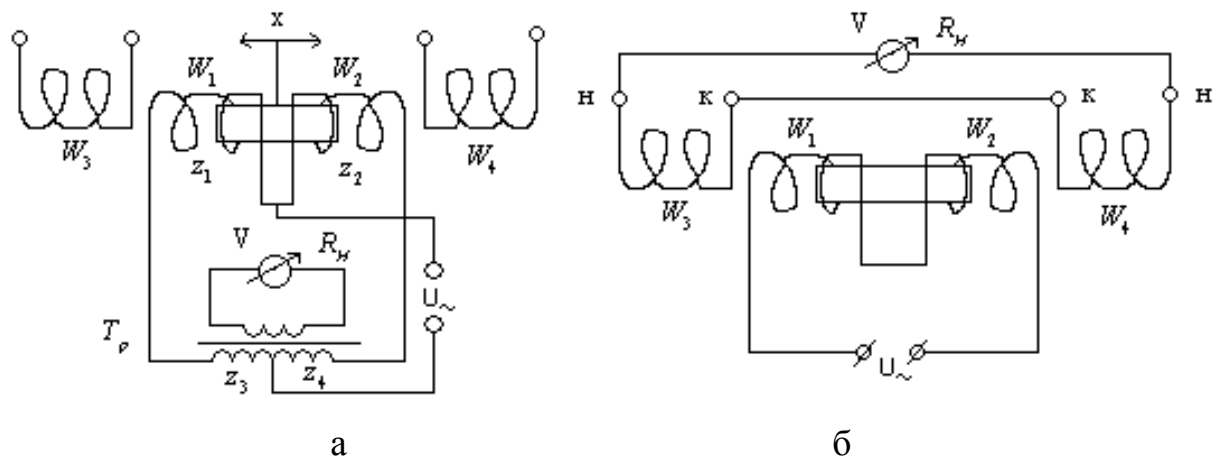


Рис. 4 – Трансформаторна (а) та мостова (б) схеми індуктивного ВП

Обмотки  $W_3$  і  $W_4$  в даній схемі не використовуються.

Умова узгодження внутрішнього опору вольтметра з вихідним опором моста, при якому забезпечується максимальна чутливість, для даного варіанту мостової схеми має вигляд

$$R_H = 2|Z_{01}| = 2\sqrt{R^2 + (\omega L_{01})^2}.$$

Другий варіант вимірювальної схеми, що досліджується в лабораторній роботі, зображений на рис.4, б. У цьому випадку напруга живлення подається на дві послідовно включені обмотки  $W_1$  і  $W_2$ , розташовані на різних каркасах. Вторинні обмотки диференціального трансформаторного перетворювача  $W_3$  і  $W_4$  включені зустрічно. Тому при симетричному розташуванні сердечника сумарна ЕРС в колі вторинних обмоток дорівнює нулю. При переміщенні сердечника від симетричного положення сумарна ЕРС в колі вторинних обмоток буде функціонально пов'язана з вимірюваним переміщенням  $X$ .

Конструкція установки для проведення експериментальних досліджень індуктивного диференціального перетворювача наведена на рис. 5. На жорсткому штативі 1 закріплений індуктивний диференційний перетворювач переміщень. У циліндричному корпусі 7 розміщені два каркаса 14 і 15, на які нанесені обмотки  $W_1$ ,  $W_2$  і  $W_3$ ,  $W_4$  відповідно. У середині каркасів котушок розташований сердечник 5, закріплений на поздовжній осі 6, яка закріплена у втулках 4 і може переміщатися у вертикальному напрямку. Вісь 6 закінчується сферичним вимірювальним наконечником 8, який контактує з площиною важеля 9, закріпленого на осі обертання 13. Вертикальна площина важеля 9 знаходиться в контакті з торцем мікрометричного гвинта 12 мікрометричної пари 10.



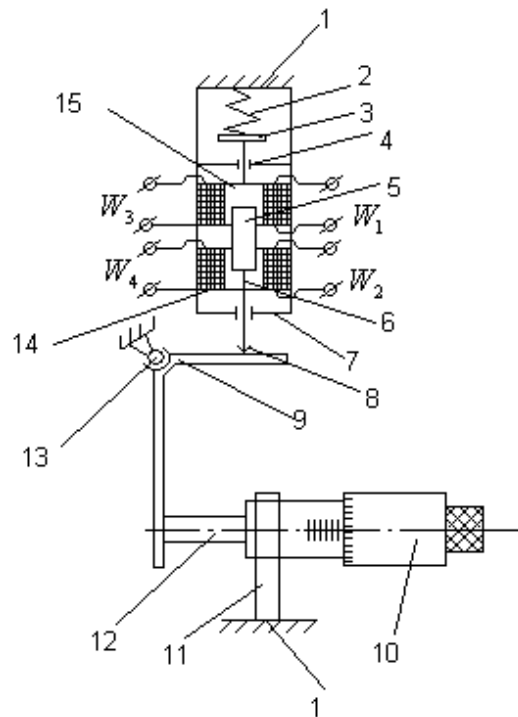


Рис. 5 – Конструкція установки для проведення експериментальних досліджень

Мікрометрична пара 10 жорстко закріплена на штативі 1 за допомогою кронштейна 11. Поворотна пружина 2 забезпечує безперервний механічний контакт вимірювального наконечника 8 з площиною важеля 9.

У процесі експериментальних досліджень лінійні переміщення задаються нижнім кінцем важеля 9 з допомогою обертання гвинта мікрометричної пари 10. Це переміщення трансформується важелем 9 в вертикальні переміщення сердечника диференціального індуктивного перетворювача. Ціна поділки шкали мікрометричної пари - 0,5 мм, ціна ділення обертового ноніуса - 0,01 мм.

При включенні обмоток перетворювача за схемою, представленою на рис.4, а в подальшому будемо називати схему "мостова схема включення". Відповідно при включенні обмоток перетворювача за схемою, представленою на рис. 4,б будемо називати схему «трансформаторна схема включення»

Структурна схема установки, призначеної для визначення функції перетворення диференціального індуктивного перетворювача, представлена на рис.6.

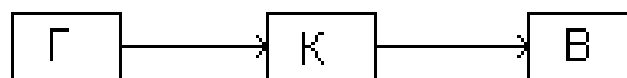


Рис. 6 – Структурна схема установки

Напруга для живлення досліджуваної схеми  $U \sim$  знімається з виходу генератора Г і подається на комутатор К, за допомогою якого здійснюється

включення обмоток диференціального індуктивного перетворювача або по мостовій (рис.4, а), або по трансформаторній (рис.4, б) схемах. Вихідна напруга будь-якої з досліджуваних схем вимірюється електронним вольтметром В.

Комутатор К на лицьовій панелі має ручку перемикача, яка може встановлюватися в положення "мостова схема", або "трансформаторна схема".

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Основна мета проведення лабораторної роботи - оптимізувати частоту напруги живлення вимірювальної схеми індуктивного перетворювача з метою отримання максимальної чутливості.

Суть методики досліджень полягає в експериментальному визначенні залежності вихідної напруги вимірювальної схеми від вхідного переміщення (градувальних характеристик) на частотах 60, 220, 520, 1030, 1530, 2030, 2530, 3030 Гц в діапазоні переміщень 0...5 мм.

На основі результатів експерименту визначається частота живлення, при якій чутливість перетворювача має максимальне значення. Ця частота вважається оптимальною і приймається за робочу частоту перетворювача.

Дослідження проводяться для двох варіантів вимірювальних схем, в які включені обмотки вимірювального перетворювача мостової і трансформаторної схем.

Дослідження і обробка отриманих результатів проводяться в зазначеній нижче послідовності.

1. Включити мережеве живлення електронного вольтметра і генератора і дати їм прогрітися протягом 1 хв.

2. Встановити вихідну частоту генератора 60 Гц і вихідну напругу  $U_{ж}=2В$ ; перемикач комутатора поставити в положення "мостова схема включення".

3. Провести балансування мостової вимірювальної схеми, для чого виконати наступні операції

- Перемикач комутатора поставити в положення "мостова схема включення"

- Обертанням ручки мікрометричної пари, жорстко закріпленої на штативі індуктивного перетворювача, домогтися мінімально можливих показів на шкалі електронного вольтметра, при підході до мінімуму верхня межа вимірювання вольтметра має бути не більше 300 мВ;

- Мінімальні покази вольтметра зафіксувати в графі табл. 1, що відповідає частоті живлення 60 Гц і заданому переміщенню 0 мм;

- Зафіксувати по відліковому пристрою мікрометричної пари положення мікрогвинта, відповідне мінімальним показам вольтметра.

4. Визначити градувальну характеристику індуктивного перетворювача переміщень, задаючи обертанням мікрометричного гвинта за годинниковою

стрілкою переміщення 0,5, 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0; 4,5 ; 5,0 мм і фіксує в табл. 1 вихідні напруги вимірювальної схеми, що відповідають кожному значенню переміщення.

Таблиця 1

Задане переміщення мм	Вихідна напруга мостової вимірювальної схеми при частоті живлення (мВ, В)								
	60Гц	220Гц	520Гц	1030Гц	1530Гц	1830Гц	2030Гц	2530Гц	3030Гц
0									
0,5									
1,0									
1,5									
2,0									
2,5									
3,0									
3,5									
4,0									
4,5									
5,0									
$S = \frac{\Delta U}{\Delta X}, \left[ \frac{мВ}{мм} \right]$									

Таблиця 2

Задане переміщення мм	Вихідна напруга трансформаторної вимірювальної схеми при частоті живлення (мВ, В)							
	60Гц	110Гц	220Гц	320Гц	420Гц	520Гц	1030Гц	1530Гц
0								
1								
2								
3								
4								
5								
$S = \frac{\Delta U}{\Delta X}, \left[ \frac{мВ}{мм} \right]$								

5. Послідовно змінюючи частоту генератора до значень 220; 520; 1030; 1530; 2030; 2530; 5050 Гц визначити сімейство градувальних характеристик

індуктивного перетворювача на цих частотах, використовуючи методику п.п. 3 та 4. Результати вимірювань занести в табл.1.

6. Визначити градуювальні характеристики індуктивного перетворювача при включенні його обмоток в трансформаторну вимірювальну схему, для чого:

- Перемикач комутатора поставити в положення "трансформаторна схема включення";

- Провести балансування трансформаторної вимірювальної схеми при частоті живлячої напруги 60 Гц відповідно до п. 3;

- Відповідно до п. 4. визначити градуювальну характеристику перетворювача, зафіксувавши вихідні напруги в табл.2;

- Послідовно виставляючи частоту напруги живлення 110; 220; 320; 520; 1030; 1530 Гц, відповідно до п.п. 3, 4. визначити сімейство градуювальних характеристик на цих частотах, зафіксувавши результати вимірювань в табл.2.

7. На основі отриманих результатів розрахунковим шляхом визначити чутливість індуктивного перетворювача переміщення для кожної з частот, використовуючи вираз

$$S = \frac{\Delta U}{\Delta X}, \left[ \frac{мВ}{мм} \right]$$

де  $\Delta U$  – приріст вихідної напруги вимірювальної схеми, що відповідає переміщенню  $\Delta X = 1$  мм в діапазоні від 2-х до 3-х мм,

Результати розрахунків помістити в останні рядки таблиць 1 і 2.

8. Побудувати три графіка функцій перетворення  $U = \varphi(x)$ , що відповідають мінімальній, максимальній та проміжній чутливості для мостової схеми включення із зазначенням для кожного з них частоти напруги живлення.

9. Побудувати три графіки функції перетворення  $U = \varphi(x)$ , що відповідають мінімальній, максимальній та проміжній чутливості для трансформаторної схеми включення із зазначенням для кожного з них частоти напруги живлення.

Примітка. Графіки по п. 8. і 9 будуються в одній системі координат.

10. За результатами проведених експериментальних досліджень дати висновки про оптимальні частоти напруги живлення, виходячи з критерію максимальної чутливості для обох досліджених вимірювальних схем.

Оцінити, яка з схем включення має більшу чутливість.

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

## 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Фізичні принципи, що лежать в основі роботи електромагнітних вимірювальних перетворювачів;
2. Способи виконання електромагнітних вимірювальних перетворювачів;
3. Мостова та трансформаторна схеми виконання електромагнітних вимірювальних перетворювачів;
4. Чутливість електромагнітних вимірювальних перетворювачів;
5. Області використання електромагнітних вимірювальних перетворювачів в медицині. Приклади.

## Лабораторна робота №9

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ КОНСТРУКТИВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК  
ЕЛЕКТРОДІВ ПРИ РЕОГРАФІЇ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Дослідити вплив конструктивних характеристик реоелектродів при вимірюванні імпедансу біооб'єкту.

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Електропровідність. Електропровідність або опір клітин, тканин, органів і цілих організмів вимірюють при проходженні через них постійного або змінного струму синусоїдної форми, частота якого змінюється від доль герца до 100 кГц. При вимірюваннях на змінному струмі з круговою частотою, ( $\omega = 25f$ , де  $f$  - частота в Гц) загальний опір системи або імпеданс залежить від існування межі поділу в системі, на якій може проходити накопичення зарядів поляризації. Властивості межі поділу описуються, якщо ввести поняття ємності біооб'єкту  $C$ , реактивний опір  $X_c$  якої залежить від частоти на якій проводяться вимірювання:

$$X_c = \frac{1}{\omega C}. \quad (1)$$

Імпеданс (англ. impedance, від лат. impedire перешкоджати) – фізична величина, яка характеризує опір середовища для коливань різного походження.

В залежності від виду коливань розрізняють імпеданс електричний, імпеданс механічний та імпеданс акустичний.

Електричний імпеданс являє собою повний (комплексний) опір електричного кола змінному струмові. В загальному вигляді імпеданс електричний ( $Z$ ) являє собою геометричну суму активного опору електричного кола ( $R$ ) та реактивного опору ( $X$ ):

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}. \quad (2)$$

Активний опір  $R$  є величиною оберненою величині електропровідності тканини, і мало залежить від частоти змінного струму. Реактивна складова  $X$  комплексного опору  $Z$  для різних електропровідних біологічних субстратів залежить від частоти електричного струму. За одиницю вимірювання імпедансу електричного в Міжнародній системі одиниць прийнято Ом ( $\Omega$ , Ом).

Вимірювання величини електричного імпедансу використовується для характеристики електричних властивостей тканин, органів, окремих клітин. Електричний імпеданс біологічних тканин зменшується при збільшенні частоти прикладеного електричного поля, що пов'язано з існуванням ємнісної складової імпедансу, обумовленої в основному явищем поляризації.

Імпеданс тканин організму залежить від стану кровообігу. Тому вимірювання імпедансу окремих ділянок тіла, частіше кінцівок, покладено в основу вивчення периферійного кровообігу, який покладений, в основу метода реографії.

Загальний опір або імпеданс ( $Z$ ) рівний сумі опорів реактивного  $X_c$  і активного  $R$ , якщо  $R$  та  $C$  з'єднані послідовно.

При паралельному з'єднанні  $R$  та  $C$  загальний опір розраховується за формулою:

$$Z = \frac{R}{\sqrt{1 + \omega^2 R^2 C^2}} . \quad (3)$$

Для вимірювання електричних характеристик біологічних об'єктів використовуються металічні, композиційні або вугільні електроди, які прикладаються до об'єкта з допомогою рідинного контакту – тонкого шару добре провідної рідини, частіше всього – фізіологічного розчину або спеціальних паст у виді гелів.

Величина поляризації електродів визначається густиною струму, яка залежить від прикладеної до системи різниці потенціалів, опору і системи, площі вимірювальних електродів. Чим більша площа електрода, тим менша густина струму і тим менші спотворення, які вносяться в вимірювання електродами. Тому для зменшення густини струму використовуються електроди з великою ефективною поверхнею, наприклад, платинові електроди, покриті платиновою чорнотою (їх губчате покриття збільшує ефективну поверхню в 100-1000 раз). Широко використовуються неполяризовані або слабополяризовані каломельні, хлорсрібні електроди, які дають стабільні характеристики в часі, що є важливим при вимірюванні імпедансу.

Реографи – це електронні пристрої призначені для перетворення і реєстрації коливань імпедансу живої тканини або її складових зумовлених пульсовими змінами кровонаповнення в пропорційну електричну величину.

Аналіз сигналу здійснюється візуально шляхом запису на реєструючий пристрій або автоматичними обчислювальними пристроями. За кількістю каналів реографи діляться на одноканальні і багатоканальні.

Принцип роботи реографа: від генератора високої частоти, 20-100кГц за допомогою електродів через досліджуваний орган пропускається змінний струм високої частоти. При цьому на досліджуваному об'єкті виникає спад напруги пропорційний зміні кровонаповнення що відповідає зміні його імпедансу, який

реєструється. Після підсилення сигналу з допомогою детектора і фільтрів виділяється низькочастотна складова, яка являє собою реограму.

В залежності від кількості використаних в кожному каналі електродів відрізняють двохелектродні (біполярні) і чотирьохелектродні (тетраполярні) реографи.

В свою чергу двохелектродні реографи в залежності від схеми включення і перетворення зміни імпедансу в електричний сигнал діляться на потенціометричні та мостові.

Найбільше поширення мають мостові схеми, які застосовуються для вимірювання імпедансу. На досліджувану ділянку накладається 2 електрода, які забезпечують пропускання електричного струму і з допомогою провідників під'єднується до мостової схеми. Балансування моста, досягається при рівності опорів  $R1$  і  $R2$ , а також рівності імпедансу досліджуваної ділянки (плеча "a - d" моста), імпедансу кола  $R3, C3$  і плеча "d-c" моста, коли напруга на виході моста рівна нулю.

Зміна імпедансу досліджуваної ділянки приводить до порушення рівноваги моста (точки b-d). Амплітуда високочастотної напруги змінюється пропорційно зміні імпедансу. Подальше перетворення сигналу здійснюються в підсилювачі вихідного сигналу (3) та після фільтрування низькочастотної складової (4). Балансування моста проводиться плавним регулюванням опору  $R3$  та дискретно, підключенням конденсаторів різної ємності з допомогою перемикача.

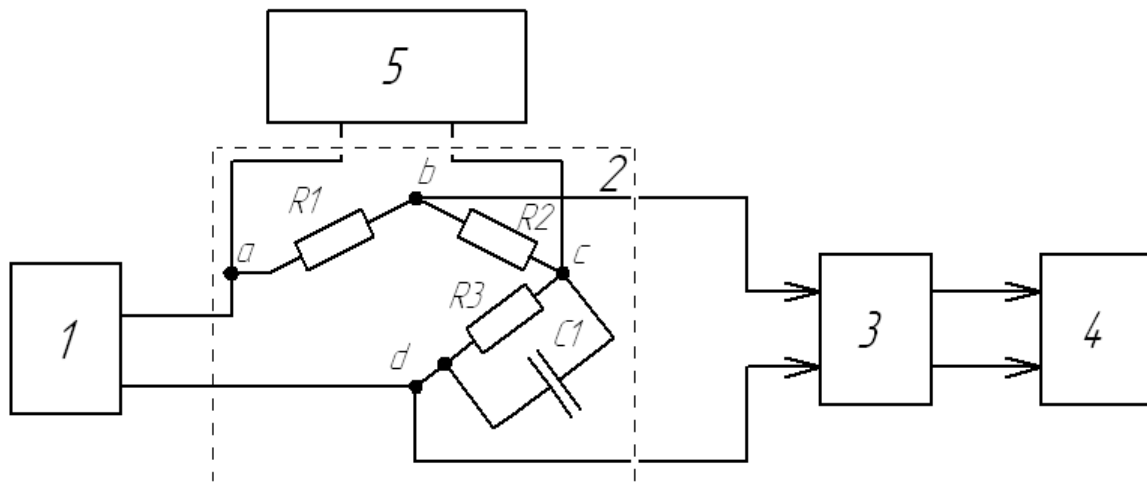


Рис. 1 – Блок-схема біполярного вимірювання імпедансу мостовим методом: 1 – два електрода, які накладаються на біооб'єкт; 2 – мостова схема (утворена опорами  $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$ , конденсатором змінної ємності  $C3$  і з'єднаннями a, b, c, d); 3 – підсилювач; 4 – фільтри і низькочастотний підсилювач; 5 – генератор електричного струму високої частоти.

Недоліком біполярних реографів є те, що в вимірювальну схему включається не тільки імпеданс досліджуваного об'єкту, а також перехідні опори між електродами і внутрішніми тканинами: опір переходу електрод-паста, паста-шкіра, шкіра-внутрішні тканини. Це приводить до того, що імпеданс, вимірюваний



такою схемою фактично вище, ніж реальний імпеданс досліджуваного об'єкту, а тому при розрахунках кількісних показників кровонаповнення має місце збільшення похибки вимірювання. Для покращення метрологічних характеристик та зменшення похибки вимірювання впроваджують в клінічну практику тетраполярні схеми. В них струм високої частоти подається через два електроди, розташованих близько до досліджуваної ділянки біооб'єкту.

З допомогою двох інших електродів, розташованих по краях досліджуваної ділянки знімається високочастотна напруга, амплітуда якої змінюється пропорційно зміні імпедансу, між цими електродами. При великому входному опорі підсилювача високочастотна напруга, яка утворюється на внутрішніх структурах досліджуваної ділянки повністю поступає на вхід. Падіння напруги на переходах внутрішні тканини-електроди дуже мале, тому на схему реографа поступає напруга пропорційна імпедансу внутрішніх тканин.

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Блок-схема установки наведена на рис. 2.

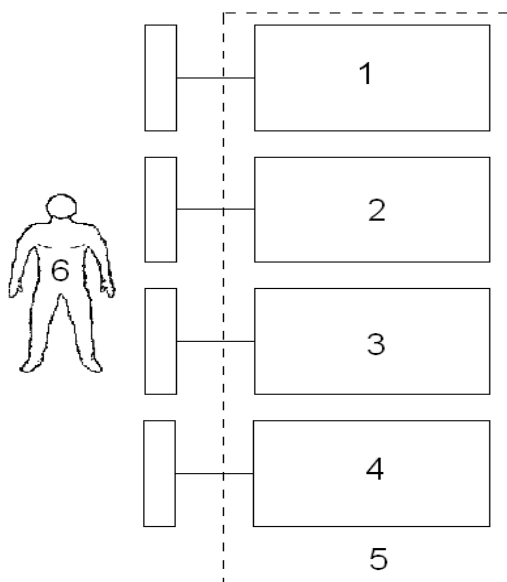


Рис. 2 – Блок-схема установки: 1, 2, 3, 4 – канали реографа; 5 – реограф; 6 – біооб'єкт.

Загальна характеристика приладу:

- Прилад працює від мережі змінного струму частотою 50 Гц з номінальною напругою  $220 \text{ В} \pm 10 \%$ .
- Час встановлення робочого режиму приладу після включення - не більше 5 хв.
- Діапазон вимірювання імпедансу - від 10 до 250 Ом. З похибкою вимірювання імпедансу  $\pm 10 \%$  одиниць відліку.
- Верхня гранична частота каналів реограми - не менше 30 Гц.
- Нижня гранична частота каналів реограми - не більше 0,3 Гц.
- Частота зондуючого струму:  
для 1 каналу –  $(40 \pm 4)$  кГц

- для 2 каналу –  $(50 \pm 5)$  кГц  
 для 3 каналу –  $(70 \pm 7)$  кГц  
 для 4 каналу –  $(100 \pm 10)$  кГц

#### Порядок виконання роботи

1. Перед включенням приладу в мережу встановіть кнопки управління в наступному положенні:
  - а) перемикач режиму роботи приладу в нижньому положенні;
  - б) перемикач індикації базового імпедансу [000] - в верхньому положенні;
  - в) один за одним нажніть перемикачі індикації базового імпедансу, кожного реографічного каналу. На цифровому індикаторі понині з'являться цифри  $100 \pm 8$ .
2. Наложіть електроди на об'єкт і закріпіть їх з допомогою стрічки.
3. Включіть прилад. Дайте прогрітися 5 хв. І прокалібруйте його.
4. Проведіть вимірювання шляхом зміни частоти зондуєчого струму на 1-4 каналах, та зміною конструкції електродів.
5. Проведіть необхідні розрахунки та занесіть дані в таблицю 1.
6. Порахуйте похибки вимірювання.
7. Зробіть необхідні висновки.

Таблиця 1

№	1 канал		2 канал		3 канал		4 канал	
	R1	R2	R1	R2	R1	R2	R1	R2
1								
2								
3								
4								
5								

#### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

#### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Фізичні принципи реографії;
2. Активна та реактивна складові опору при реографії;
3. Особливості роботи реографа Р4-01;
4. Особливості конструктивного виконання реоелектродів;
5. Значення реографії для медицини.

## Лабораторна робота №10

ДОСЛІДЖЕННЯ ОСОБЛИВОСТЕЙ КОНСТРУКТИВНОГО  
ВИКОНАННЯ ТА ПАРАМЕТРІВ ІНДУКТОРІВ ДЛЯ УВЧ-ТЕРАПІЇ

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомлення з принципом дії апарата для УВЧ-терапії, дослідження конструктивних особливостей електродів за тепловою дією змінного електромагнітного поля УВЧ на електроліти.

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

Одним з розповсюджених фізіотерапевтичних методів є УВЧ-терапія – дія на тканини й органи змінним електромагнітним полем ультрависокої частоти (30 - 300 МГц). УВЧ-терапія застосовується при лікуванні запальних процесів у кістках і суглобах, невралгії, бронхіальній астмі та ін.

Фізіологічний вплив електромагнітного поля УВЧ побудований на дії змінного електромагнітного поля на молекули й іони в тканинах організму. В результаті цієї дії у тканинах виділяється значна кількість теплоти, що приводить до активізації біохімічних і фізіологічних процесів.

Високочастотне прогрівання проходить за рахунок утворення тепла у внутрішніх частинах тіла. Виділення теплоти залежить від діелектричної проникності тканин, їх питомого опору і частоти електромагнітних коливань. Підбираючи відповідну частоту можна впливати на виділення теплоти в необхідних тканинах.

Розглянемо механізм дії УВЧ електромагнітного поля на розчини електролітів.

Нагрівання електролітів у полі УВЧ проходить за рахунок руху іонів, тобто струмопровідності. При цьому енергія струму переходить у внутрішню.

Кількість теплоти, яка виділена в електроліті:

$$q_1 = E^2 / \rho, \quad (1)$$

де  $E$  – ефективне значення напруженості електромагнітного поля;  $\rho$  – питомий опір електроліту.

Для вивчення теплової дії електромагнітного поля УВЧ на електроліти, між електродами встановлюють кювету з оргскла з досліджуванним розчином. Температуру вимірюють лабораторним термометром.

В даній лабораторній роботі використовується апарат для УВЧ терапії переносний УВЧ-80-3 „УНДАТЕРМ”.

Апарат для УВЧ терапії переносний УВЧ-80-3 „УНДАТЕРМ” (у подальшому – апарат) призначений для місцевого лікувального впливу електричним чи магнітним полем ультрависокої частоти.

Апарат призначений для використання у лікувально-профілактичних закладах терапевтичного, неврологічного, хірургічного, психіатричного, акушерсько-гінекологічного профілів, а також в педіатрії.

Будова і принцип роботи.

Апарат складається з таких частин: електронного блоку, електротримачів, електродів і індукторів.

Електронний блок апарату знаходиться в металевому корпусі. Елементи й деталі змонтовані на шасі, до якого прикріплюється панель керування. Шасі вставляється в корпус і кріпиться чотирма гвинтами із задньої сторони корпуса.

На панелі керування знаходиться: кнопка „СЕТЬ” включення апарату, над якою розташована сигнальна лампочка зеленого кольору, яка загоряється при включенні апарату; перемикач „МОЩНОСТЬ”, яка служить для включення високочастотного генератора; сигнальні лампочки оранжевого (або жовтого) кольору, які сигналізують про роботу високочастотного генератора й блоку автопідстройки; розташований над перемикачем світлодіод, що сигналізує про порушення порядку включення апарату, процедурний годинник для встановлення заданої тривалості процедури.

Підготовка до роботи.

Апарат експлуатується в одному з трьох режимів лікувальної дії з використанням:

- а) електродів конденсаторних;
- б) індуктора резонансного;
- в) індуктора кабельного.

Перевірка працездатності апарату в режимі лікувальної дії з використанням електродів конденсаторних.

Встановіть кнопку „СЕТЬ” вимикача мережі і ручку перемикача „МОЩНОСТЬ” у вимкнуте положення.

Візьміть з комплекту апарату електродотримачі (2 шт.), електроди (2 шт.), кабелі (2 шт.), фіксатори (5 шт.) і виконайте зборку, з'єднання і підключення до апарату.

Розмістіть електроди на відстані 2-3 см.

Вставте вилку шнура живлення в розетку.

Включіть апарат, натиснувши на кнопку „СЕТЬ” ,при цьому на панелі управління загоряється сигнальна лампочка „СЕТЬ” зеленого кольору. Дайте апарату прогрітися на протязі 2 хв.

Поверніть ручку процедурного годинника з положення „0” по годинниковій стрілці до відмітки „30”.

Включіть високочастотний генератор, перевівши ручку перемикача „МОЩНОСТЬ” з положення „0” в положення „1”, при цьому загориться одна з двох сигнальних лампочок жовтого кольору.

Почекайте 1-2 хв., щоб спрацювала система автоматичного настроювання вихідного контуру, про що свідчить почергове мигання лампочок жовтого кольору.

Поверніть ручку процедурного годинника проти годинникової стрілки до відмітки „10”.

Встановіть ручку перемикача „МОЩНОСТЬ” в положення „1”.

**УВАГА!** Працездатність апарату перевіряється на ступенях потужності не вище третьої. Працювати на ступенях „4” ... „7” можна тільки при проведенні процедур, коли апарат навантажений на пацієнта.

Спостерігайте на протязі 2 хв. почергове мигання сигнальних лампочок жовтого кольору і переміщення стрілки процедурного годинника до відмітки „0”.

Візуально переконайтесь про наявність поля УВЧ, для чого внесіть індикатор настроювання в проміжок між робочими поверхнями електродів. Апарат працює нормально, якщо світиться лампочка індикатора настроювання.

Спостерігайте автоматичне вимкнення апарату, про що свідчить звуковий сигнал процедурного годинника й припинення мигання лампочок жовтого кольору.

Візуально переконайтесь про відсутність поля УВЧ, для чого внесіть індикатор настроювання в проміжок між робочими поверхнями електродів.

Встановіть ручку перемикача „МОЩНОСТЬ” в положення „0”.

Вимкніть апарат, натиснувши на кнопку „СЕТЬ”.

Перевірка працездатності апарату в режимі лікувальної дії з використанням індуктора резонансного або індуктора кабельного проводиться аналогічно.

Вказівки мір безпеки.

Експлуатація апарату повинна проводитися у відповідності з паспортом, а також „Правилами будови, експлуатації техніки безпеки терапевтичних відділень”.

Не включати прилад без заземлення.

Не міняти електроди, індуктори; не виймати кабелі з вихідних гнізд апарату при включеному високочастотному генераторі.

Не вносити металічних предметів у поле УВЧ.

Не розміщати пацієнта в межах досягнення до радіаторів, труб опалення й водопроводу.

Забороняється працювати з несправним приладом.

При виявленні несправностей необхідно відключити прилад від мережі і визвати спеціаліста ремонтного підприємства.

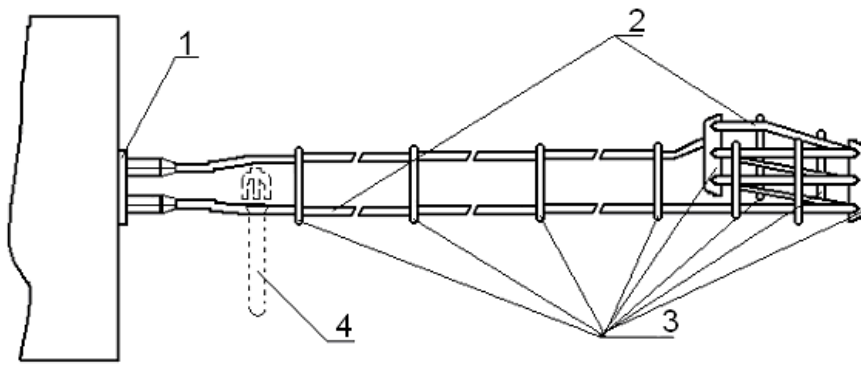


Рис.1 – Індуктор кабельний: 1 – колодка „ПАЦИЕНТ”; 2 – індуктор кабельний; 3 – фіксатор тА8.362.055; 4 – індикатор налаштування

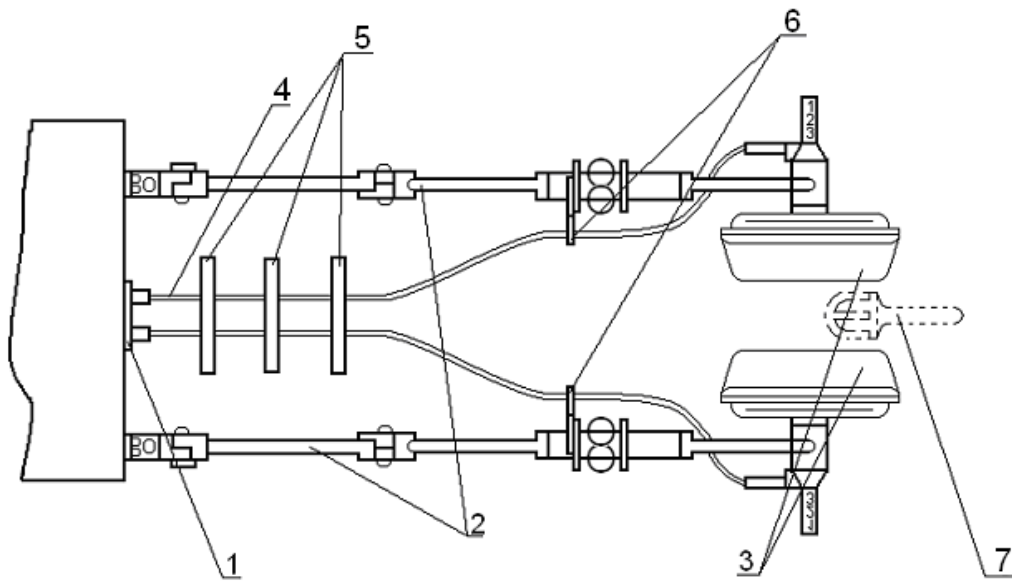


Рис. 2 – Електроди конденсаторні (вигляд зверху): 1 – колодка „ПАЦИЕНТ”; 2 – електротримач; 3 — електрод конденсаторний; 4 – кабель; 5 – фіксатор тА8.352.056; 6 – фіксатор тА8.362.073; 7 – індикатор налаштування

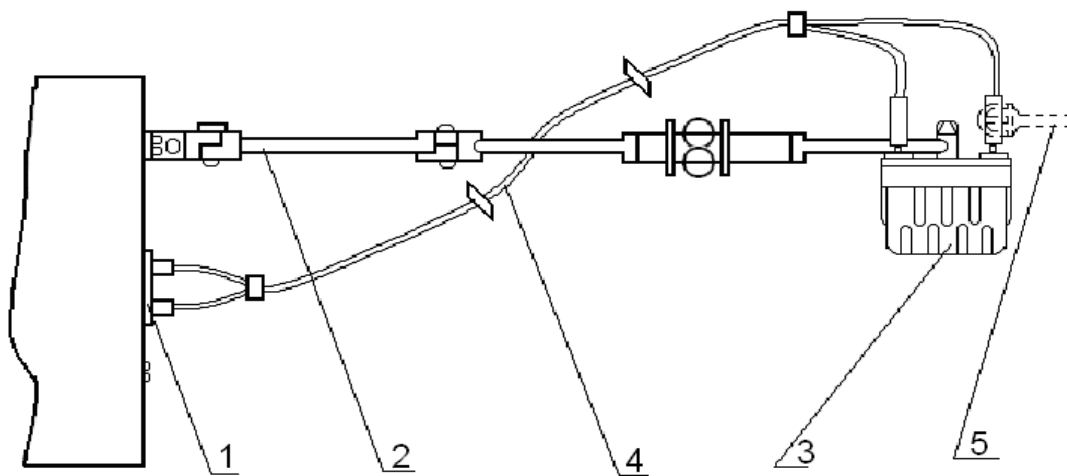


Рис. 3 – Індуктор резонансний (вигляд зверху): 1 – колодки „ПАЦИЕНТ”; 2 – електротримач; 3 – індуктор резонансний; 4 – кабель; 5 – індикатор налаштування

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Дослідження конструктивних особливостей електродів для УВЧ терапії.

В роботі використовуються електроди конденсаторні, індуктор резонансний, індуктор кабельний.

- а) розмістіть кювету з розчином солі (електроліт) між електродами приладу;
- б) прогрійте прилад 2 хв.;
- в) поверніть ручку процедурного годинника до відмітки „30”, а потім встановіть на відмітку „10”;
- г) включіть високочастотний генератор, перевівши ручку перемикача „МОЩНОСТЬ” з положення „0” в положення „1”;
- д) лабораторним термометром виміряйте температуру електроліту  $T_1$  через 2 хв.;
- ж) результати вимірювань занесіть у таблицю 1;
- з) побудуйте графіки залежності  $T=f(t)$  для 3-х електродів.

Таблиця 1

Електрод	t	$T_1$

### 4 ЗМІСТ ЗВІТУ

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

### 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Фізичні принципи УВЧ-терапії;
2. Конструктивні особливості виконання електродів для УВЧ-терапії;
3. Особливості роботи апарату УВЧ-80-3 „УНДАТЕРМ”;
4. Особливості вимірювання діаграми направленості електродів для УВЧ-терапії;
5. Застосування УВЧ в медицині.

## Лабораторна робота №11

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ ВИМІРЮВАЛЬНИХ  
ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ В СЕРЕДОВИЩІ MATLAB

## 1 МЕТА РОБОТИ

Ознайомлення з особливостями моделювання роботи вимірювальних перетворювачів в середовищі Matlab

## 2 ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

При проектуванні та моделюванні роботи вимірювальних перетворювачів на основі певних апріорних даних необхідно проводити значну кількість обчислень. Зручним при цьому є використання середовища Matlab як потужного наукового калькулятора. Розглянемо основи роботи в середовищі Matlab.

Робота починається з запуску програми. Після запуску Matlab з середовища Windows на екрані виникає зображення так званого "командного вікна" середовища Matlab (рис. 1).

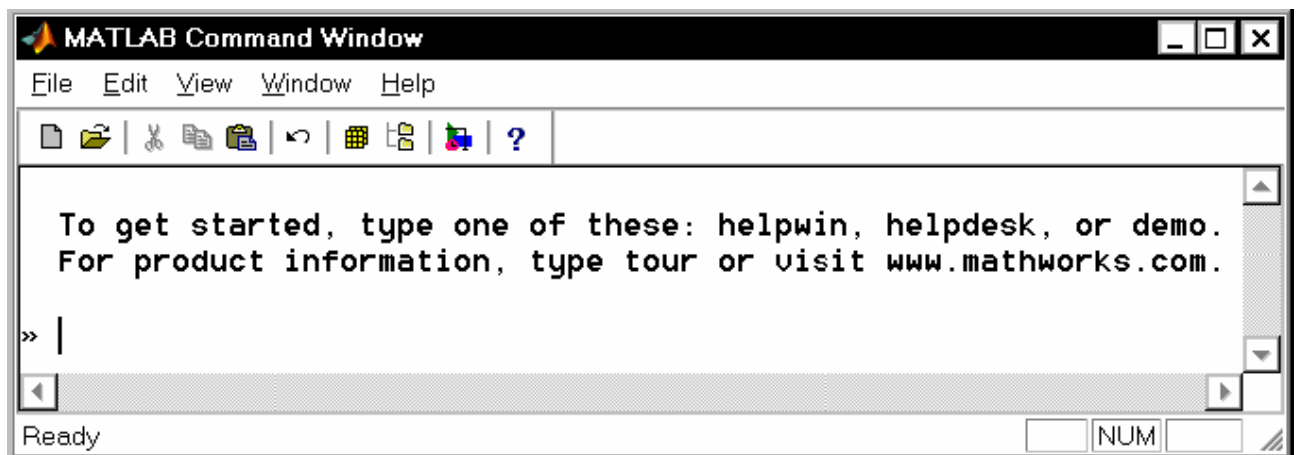


Рис. 1 – Командне вікно середовища MATLAB

Це вікно є основним в MATLAB. У ній з'являються символи команд, які набираються користувачем на клавіатурі, відображаються результати виконання цих команд, текст виконуваної програми і інформація про помилки виконання програми, розпізнані системою.

Ознакою того, що Matlab готова до сприйняття і виконання чергової команди, є виникнення в останньому рядку текстового поля вікна знаку запрошення '»', після якого розташована миготлива вертикальна межа.



У верхній частині вікна (під заголовком) розміщений рядок меню, в якому знаходяться меню *File*, *Edit*, *View*, *Windows*, *Help*. Щоб відкрити яке-небудь меню, слід встановити на нім покажчик миші і натиснути її ліву кнопку.

Відзначимо, що для виходу з середовища *Matlab* досить відкрити меню *File* і вибрати в нім команду *Exit Matlab*, або просто закрити командне вікно, натиснувши ліву клавішу миші, коли курсор миші встановлений на зображенні верхньої крайньої правої кнопки цього вікна (з позначенням косою хрестика).

Операції з числами.

Введення чисел з клавіатури здійснюється за загальними правилами, прийнятими для мов програмування високого рівня:

- для відділення дробової частини мантиси числа використовується десяткова крапка (замість коми при звичайному записі);
- десятковий показник числа записується у вигляді цілого числа після попереднього запису символу "e";
- між записом мантиси числа і символом "e" (який відокремлює мантису від показника) не повинно бути ніяких символів, включаючи і символ пропуску.

Якщо, наприклад, ввести в командному вікні *MATLAB* рядок  $1.20357651e-17$ , то після натиснення клавіші <Enter> в цьому вікні з'явиться запис:

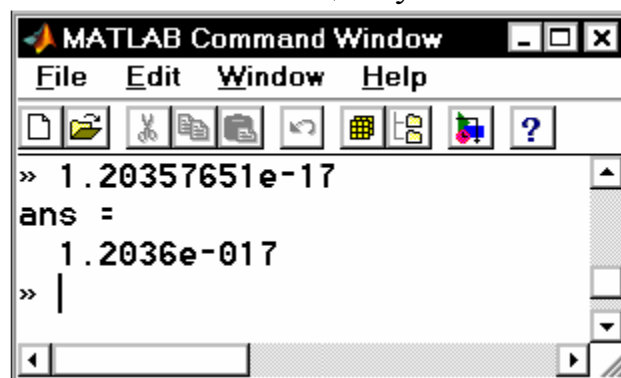


Рис. 2 – Введення дійсних чисел

Слід зазначити, що результат виводиться у вигляді (форматі), який визначається заздалегідь встановленим форматом представлення чисел. Цей формат може бути встановлений за допомогою команди *Preferences* меню *File*. Після її виклику на екрані з'явиться однойменне вікно (рис. 3.4). Одна з ділянок цього вікна має назву *Numeric Format*. Вона призначена для установки і зміни формату представлення чисел, які виводяться в командне вікно в процесі розрахунків. Передбачені такі формати:

*Short (default)* – короткий запис (застосовується за умовчанням);

*Long* – довгий запис;

*Hex* – запис у вигляді шістнадцяткового числа;

*Bank* – запис до сотих доль;

*Plus* – записується тільки знак числа;

*Short E* – короткий запис у форматі з плаваючою комою;

*Long E* – довгий запис у форматі з плаваючою комою;

*Short G* – друга форма короткого запису у форматі з плаваючою комою;

*Long G* – друга форма довгого запису у форматі з плаваючою комою;

*Rational* – запис у вигляді раціонального дробу.

Обираючи за допомогою миші потрібний вид представлення чисел, можна забезпечити надалі виведення чисел в командне вікно саме в цій формі.

Прості арифметичні дії.

У арифметичних виразах мови MATLAB використовуються наступні знаки арифметичних операцій:

«+» – додавання;

«-» – віднімання;

«\*» – множення;

«/» – ділення зліва направо;

«\» – ділення справа наліво;

«^» – піднесення до степеня.

Використання Matlab в режимі калькулятора може відбуватися шляхом простого запису в командний рядок послідовності арифметичних дій з числами, тобто звичайного арифметичного виразу, наприклад:

$$(4.5)^2 * 7.23 - 3.14 * 10.4.$$

Якщо після введення з клавіатури цієї послідовності натиснути клавішу <Enter>, в командному вікні виникне результат виконання у вигляді, представленому на рис. 3, тобто на екран під ім'ям системної змінної *ans* виводиться результат дії останнього виконаного оператора.

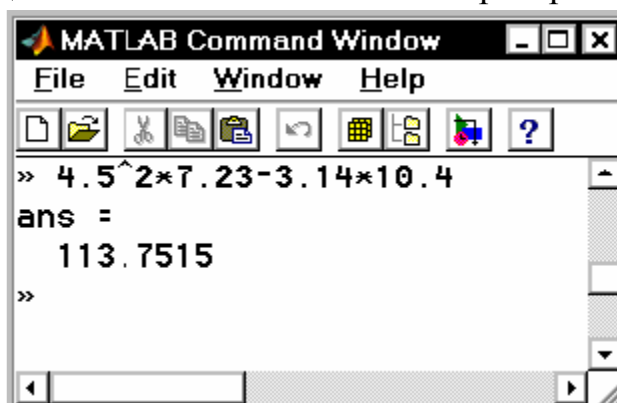


Рис. 3 – Приклад арифметичних дій

Взагалі виведення проміжної інформації в командному вікні відповідає таким правилам:

- якщо запис оператора не закінчується символом ';', результат дії цього оператора відразу ж виводиться в командне вікно;

- якщо оператор закінчується символом ';', результат цієї дії не відображається в командному вікні;

- якщо оператор не містить знаку привласнення (=), тобто є просто записом деякої послідовності дій над числами і змінними, значення результату привласнюється спеціальній системній змінній на ім'я ans;

- набуте значення змінної ans можна використовувати в наступних операторах обчислень, застосовуючи це ім'я ans; при цьому слід пам'ятати, що значення системної змінної ans змінюється після дії чергового оператора без знаку привласнення;

- в загальному випадку форма представлення результату в командному вікні має вигляд:

<Ім'я змінної> = <результат>.

Застосовуючи Matlab як калькулятор, можна використовувати імена змінних для запису проміжних результатів в пам'ять ПК. Для цього служить операція привласнення, яка вводиться знаком рівності '=' у відповідності з схемою:

<Ім'я змінної> = <вираз>[;]

Ім'я змінної може містити до 30 символів і повинно не збігатися з іменами функцій, процедур системи і системних змінних. При цьому система розрізняє великі і маленькі букви в змінних. Так, імена 'amenu', 'Amenu', 'aMenu' в Matlab позначають різні змінні.

Вираз праворуч від знаку привласнення може бути просто числом, арифметичним виразом, рядком символів (тоді ці символи потрібно укласти в апострофи) або символічним виразом.

Наприклад, якщо ввести в командне вікно рядок 'x = 25 + 17', на екрані з'явиться запис (рис. 4):

```

MATLAB Command Window
File Edit Window Help
» 25 + 17
ans =
    42
» ans*7
ans =
   294
»

MATLAB Command Window
File Edit Window Help
» 25 + 17;
» ans*7
ans =
   294
»

```

Рис. 4 – Приклад виведення результатів обчислення

Система Matlab має декілька імен змінних, які використовуються самою системою і входять до складу зарезервованих:  $i$ ,  $j$  - уявна одиниця (корінь квадратний з  $-1$ );  $\pi$  - число  $\pi$  (зберігається у вигляді 3.141592653589793);  $\text{inf}$  - позначення машинної нескінченності;  $\text{NaN}$  - позначення невизначеного результату (наприклад, типу  $0/0$  або  $\text{inf}/\text{inf}$ );  $\text{eps}$  - похибка операцій над числами з плаваючою комою;  $\text{ans}$  - результат останньої операції без знаку привласнення;  $\text{realmax}$  і  $\text{realmin}$  - максимально і мінімально можливі величини числа, які можуть бути використані.

Ці змінні можна використовувати в математичних виразах.

### 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

Порядок виконання роботи.

1. Згідно вибраного варіанту завдання скласти в середовищі Matlab програму, яка давала б можливість за заданим відомим законом зміни прогину навантажуваної частини вимірювального перетворювача від прикладеного навантаження отримувати згафічну форму цієї залежності (графік залежності величини деформації  $\Delta$  від прикладеного навантаження  $P$ ).

Варіант завдання для виконання вибирається з таблиці 1.

На рис. 5 наведені типові схеми конструктивного виконання ємнісних, напівпровідникових та тензорезистивних вимірювальних перетворювачів разом із основними розрахунковими співвідношеннями для кожної схеми. На рис. 5 позначено: а - ємнісний перетворювач тиску; б - напівпровідниковий перетворювач тиску; в - тензорезистивний або ємнісний перетворювач тиску; г - тензорезистивний перетворювач тиску або витрат; д - тензорезистивний перетворювач контактного тиску

В таблиці 2 наведено основні розрахункові характеристики матеріалів для виконання вимірювальних перетворювачів, що наведені на рис. 5.

2. За отриманим графіком залежності визначити чутливість перетворювача.

## 3. Зробити висновки.

Таблиця 1

## Варіанти завдань для виконання лабораторної роботи

№ варіанту	Схеми конструктивного виконання перетворювача	Діапазон зміни тисків $\Delta P$ , Н/мм <sup>2</sup>	$D$ , мм	$h$ , мм	$l$ , мм	$b$ , мм	Матеріал
1	2	3	4	5	6	7	8
1	рис. 3.8, а	$0 \dots 16 \cdot 10^{-3}$	11	1	-	-	36НХТЮ
2	рис. 3.8, б	$0 \dots 10 \cdot 10^{-3}$	7	0,25	-	-	Кварц
3	рис. 3.8, в	$0 \dots 8 \cdot 10^{-3}$	5	0,4	-	-	36НХТЮ
4	рис. 3.8, д	$0 \dots 12 \cdot 10^{-3}$	-	0,25	4	3	12Х18Н9Т
5	рис. 3.8, г	$0 \dots 25 \cdot 10^{-3}$	-	0,1	10	2	36НХТЮ
6	рис. 3.8, б	$0 \dots 100 \cdot 10^{-3}$	2,5	0,5	-	-	Сапфір
7	рис. 3.8, д	$0 \dots 80 \cdot 10^{-3}$	-	0,3	5	4	36НХТЮ
8	рис. 3.8, а	$0 \dots 14 \cdot 10^{-3}$	11	1	-	-	55ВТЮ
9	рис. 3.8, в	$0 \dots 35 \cdot 10^{-3}$	20	0,1	-	-	36НХТЮ
10	рис. 3.8, г	$0 \dots 65 \cdot 10^{-3}$	-	0,5	20	4	55ВТЮ
11	рис. 3.8, а	$0 \dots 16 \cdot 10^{-3}$	11	1	-	-	12Х18Н9Т
12	рис. 3.8, б	$0 \dots 10 \cdot 10^{-3}$	5	0,2	-	-	Кварц
13	рис. 3.8, в	$0 \dots 8 \cdot 10^{-3}$	12	0,15	-	-	36НХТЮ
14	рис. 3.8, г	$0 \dots 12 \cdot 10^{-3}$	-	0,25	15	3	Бр. Б2,5
15	рис. 3.8, д	$0 \dots 25 \cdot 10^{-3}$	-	0,1	2	2	12Х18Н9Т
16	рис. 3.8, в	$0 \dots 100 \cdot 10^{-3}$	18	0,4	-	-	36НХТЮ
17	рис. 3.8, г	$0 \dots 80 \cdot 10^{-3}$	-	0,45	18	2,2	55ВТЮ
18	рис. 3.8, б	$0 \dots 14 \cdot 10^{-3}$	8	0,23	-	-	Сапфір
19	рис. 3.8, а	$0 \dots 35 \cdot 10^{-3}$	8	1,2	-	-	36НХТЮ
20	рис. 3.8, д	$0 \dots 65 \cdot 10^{-3}$	-	0,28	4,5	3,5	12Х18Н9Т

Таблиця 2

## Характеристики деяких матеріалів для вимірювальних перетворювачів

№ п/п	Матеріал	Марка,	Модуль пружності, 10 <sup>4</sup> Н/мм <sup>2</sup>
			<i>E</i>
1	Сплав 36НХТЮ	36НХТЮ	20
2	Сталь хромонікелева	12Х18Н9Т	19
3	Сплав прецизійний	55ВТЮ	12
4	Бронза берилієва	Бр. Б2,5	13,3
5	Кварц	Кварц	0,8
6	Сапфір	Сапфір	40

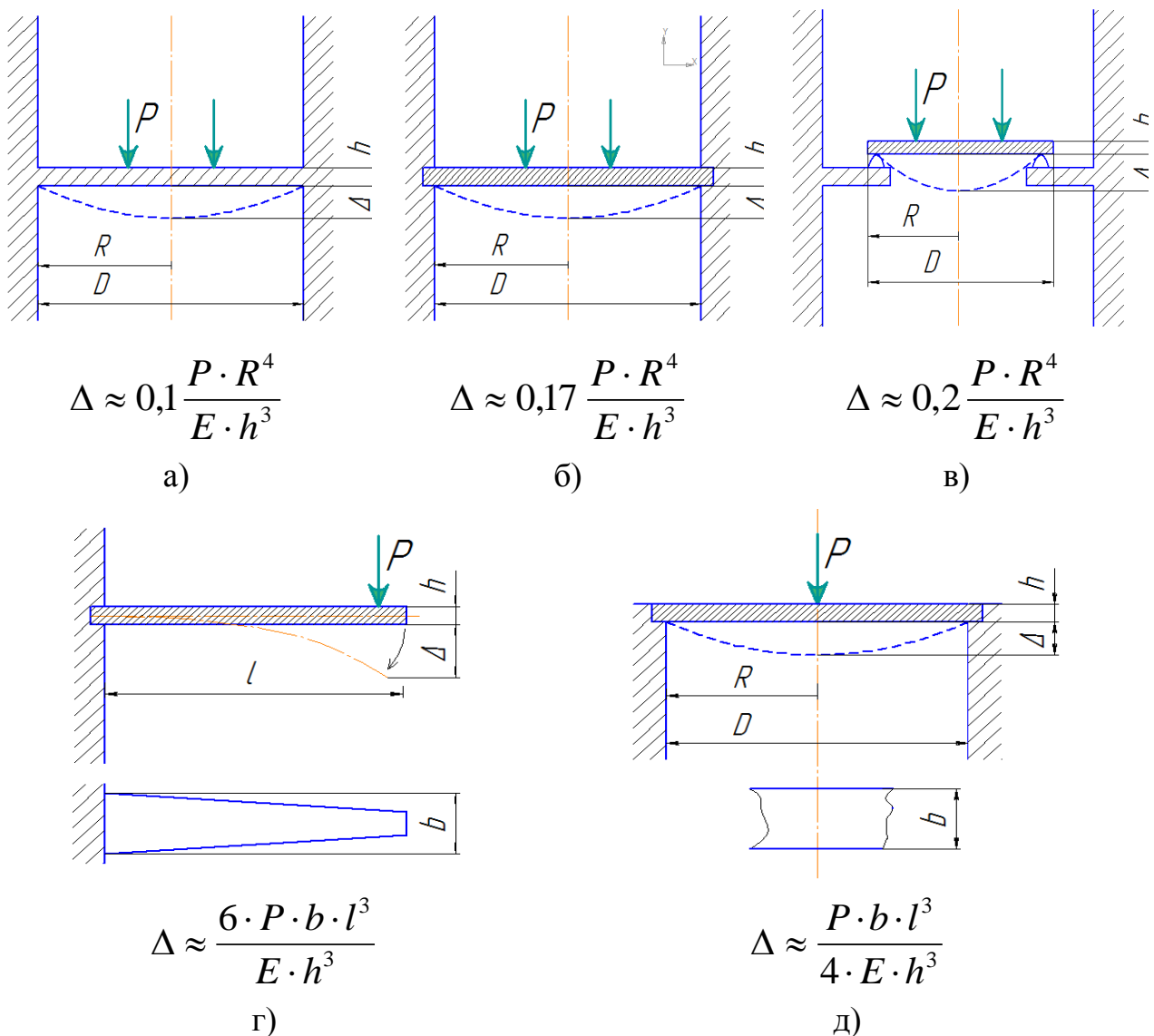


Рис. 5 – Схеми конструктивного виконання деяких типів вимірювальних перетворювачів та основні розрахункові співвідношення

Звіт повинен містити:

1. Титульний лист;
2. Мету роботи;
3. Схему експерименту;
4. Результати виконання лабораторної роботи;
5. Висновки.

## 5 КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Особливості роботи в середовищі Matlab;
2. Типи матеріалів для виконання розглянутих вимірювальних перетворювачів;
3. Схеми конструктивного виконання вимірювальних перетворювачів;
4. Моделювання роботи вимірювальних перетворювачів в середовищі Matlab;
5. Залежності величини деформації вимірювальних перетворювачів від навантаження.

## ПЕРЕЛІК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Ткачук Р.А. Вимірювальні перетворювачі та електроди для біомедичних досліджень / Курс лекцій // Р.А. Ткачук. – Тернопіль : ТДТУ, 2001. – 120с.
2. ГОСТ 25995-83 Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Общие требования и методы испытаний.
3. ГОСТ 24878-81 Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Термины и определения.
4. Ахутин В.М. и др. Проектирование электродов для регистрации биопотенциалов: Учеб. Пособие. – Л.: Изд-во ЛЭТИ. 1983.
5. Дж. Фрайден. Современные датчики. Справочник. – М.: Техносфера, 2005. – 592 с. ISBN 5-94836-050-4
6. Алейников А.Ф. Датчики (перспективные направления развития): Учеб пособие / А.Ф. Алейников, В.А. Гридчин, М.П. Цапенко. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2001. – 176 с.
7. Котюк А.Ф. Датчики в современных измерениях. – М.: Радио и связь, Горячая линия – Телеком, 2006. – 96 с.
8. Бриндли К. Измерительные преобразователи. Справочное пособие. – М.: Энергоиздат, 1991. – 139 с.
9. Готра З.Ю. Давачі: Довідник / З.Ю. Готра, Л.Я. Ільницький, Е.С. Поліщук та ін.: За ред. З.Ю. Готри та О.І. Чайковського. – Львів: Каменяр, 1995. – 312 с. – Рос.
10. Хансуваров К.И. Техника измерения давления, рас хода, количества и уровня жидкости, газа и пара: Учебное пособие для техникумов / К.И. Хансуваров, В.Г. Цейтлин. – М.: Издательство стандартов, 1990. – 278 с.
11. Виглеб Г. Датчики: Пер. с нем. / Г. Виглеб. – М.: Мир, 1989. – 196 с.
12. Клокова Н.П. Тензорезисторы: Теория, методики расчета, разработки. – М.: Машиностроение, 1990. – 224 с.
13. Кобус А. Датчики холла и магниторезисторы: Пер. с польск. В.И. Тихонова и К.Б. Макидонский, под ред. О.К. Хомерики. – М.: «Энергия», 1971 – 352 с.
14. Малов В.В. Пьезорезонансные датчики : 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоатомиздат, 1989. – 272 с.



# ДОДАТКИ

*Зразок оформлення звіту по виконаній роботі*

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет  
імені Івана Пулюя

Кафедра БТ

# Звіт

з лабораторної роботи №3

на тему:

**«ДОСЛІДЖЕННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ  
ТА ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОМЕХАНІЧНИХ  
ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ»**

Виконав: ст. гр. РМ-41  
П.І.Б.

Прийняв: П.І.Б

Тернопіль 2013

Мета роботи: Ознайомитись із принципом роботи та конструктивними характеристиками електромеханічних вимірювальних перетворювачів

## РЕЗУЛЬТАТИ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

### 1. Схеми вимірювання

*(схеми проведення експерименту, схеми досліджуваного кола тощо)*

### 2. Результати вимірювання

Таблиця 1

Результати вимірювання

№ п/п	Кут повороту, $\varphi$	Значення опору, кОм		№ п/п	Кут повороту, $\varphi$	Значення опору, кОм
1	0			19	180	
2	10			20	190	
3	20			21	200	
4	30			22	210	
5	40			23	220	
6	50			24	230	
7	60			25	240	
8	70			26	250	
9	80			27	260	
10	90			28	270	
11	100			29	280	
12	110			30	290	
13	120			31	300	
14	130			32	310	
15	140			33	320	
16	150			34	330	
17	160			35	340	
18	170			36	350	

### 3. Розрахункова частина

Чутливість перетворювача:

$$S_R = \dots$$

$$S_U = \dots$$

### 4. Графічна частина

*(графіки, що відображають функцію перетворення вимірювального перетворювача, побудовані на основі табличних даних результатів вимірювання)*

Висновки:

