

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

О. Б. Шарпан

ПРИСТРОЇ ТА СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ НА ОСНОВІ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРИЧНИХ БІОСИГНАЛІВ ТА ПРОВІДНОСТІ БІОСТРУКТУР

Навчальний посібник

Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня магістра за
спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка

Електронне мережне навчальне видання

Київ

КПІ ім. Ігоря Сікорського

2023

Рецензенти: Шульга А.В., кандидат техн. наук, доцент, Національний технічний університет України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського, доцент кафедри прикладної радіоелектроніки;
Гусєва О.В., кандидат техн. наук, доцент, Національний технічний університет України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського, доцент кафедри радіоінженерії

Відповідальний
редактор

Мартинюк С.Є., кандидат техн. наук, доцент

Шарпан О.Б. доктор технічних наук, професор

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № 4 від 19.01.2023 р.)
за поданням Вченої ради Радіотехнічного факультету
(протокол № 15/2022 від 19.12.2022 р.)*

Пристрої та системи діагностики на основі реєстрації електричних біосигналів та провідності біоструктур. [Електронний ресурс]: навч. посіб. для здобувачів ступеня магістра за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка / О. Б. Шарпан; КПІ ім. Ігоря Сікорського. — Електронні текстові дані (1 файл 4.55 Мбайт). — Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. — 61 с.

Навчальний посібник складений на основі програм курсів "Радіоелектронні медичні системи" та "Радіоелектронні медичні системи і комплекси". Цикл лабораторного практикуму вміщує 9 робіт, які охоплюють основний матеріал розділів „Пристрої та системи на основі реєстрації електричних сигналів, що виникають у функціонуючих біоструктурах” та „Пристрої для визначення параметрів біологічних тканин та органів як електричних провідників”.

© О. Б. Шарпан

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023

Зміст

ВСТУП.....	4
ПРАВИЛА ПІДГОТОВКИ ТА ВИКОНАННЯ ЗАВДАНЬ ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМУ	4
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1.....	7
Електроди медико-біологічної апаратури	7
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 2.....	13
Вивчення процесу руйнації металевого електрода в електроліті.....	13
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3.....	20
Дослідження інструментального підсилювача	20
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 4.....	26
Методика і засоби електрокардіографії.....	26
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5.....	33
Методика і засоби електроенцефалографії.....	33
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6.....	38
Методика і засоби реографії.....	38
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 7.....	45
Вимірювання параметрів базового електричного	45
імпедансу біологічних об'єктів	45
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 8.....	50
Біполярний потенціометричний вимірювач параметрів	50
електричного біоімпедансу	50
ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 9.....	55
Тричастотний метод і мікропроцесорний монітор визначення частотних залежностей параметрів електричного біоімпедансу	55
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	60

ВСТУП

Навчальний посібник створено на основі доопрацювання матеріалів попереднього видання автора (укладача) [1] з додаванням двох нових лабораторних робіт (№ 1 і № 2).

В умовах становлення інформаційного суспільства для забезпечення опосередкованого доступу студентів до матеріалів лабораторного практикуму посібник розміщено на Google Диску. Це дає можливість вивчати матеріали перед підготовкою до лабораторної роботи без безпосереднього спілкування з викладачем або таке спілкування може відбуватися в середовищі Zoom.

ПРАВИЛА ПІДГОТОВКИ ТА ВИКОНАННЯ ЗАВДАНЬ ЛАБОРАТОРНОГО ПРАКТИКУМУ

Основні теоретичні відомості у короткому викладі наведено у розділі «Теоретичні відомості» опису кожної лабораторної роботи. Також студенти мають вивчити відповідні розділи рекомендованої літератури, список якої наведений у даному навчальному посібнику.

Контрольні запитання охоплюють основні теоретичні положення, викладені як у цьому посібнику, так і у рекомендованій літературі. Вони дозволяють провести самоконтроль рівня підготовки до лабораторної роботи.

Перед початком кожного заняття викладач з'ясовує ступінь підготовленості студентів шляхом проведення контрольної роботи, яка виконується протягом 15 хв.

До виконання лабораторних робіт допускаються студенти, які:
а) ознайомлені з інструкцією з охорони праці, техніки безпеки і пожежної безпеки і своїм підписом у журналі засвідчили, що ним засвоєні правила поведінки в лабораторії і роботи з приладами;

б) мають індивідуальні бланки протоколів до лабораторної роботи; в) пройшли співбесіду щодо допуску до роботи.

Для допуску до виконання КП, студент повинен:

- 1) засвоїти теоретичний матеріал за темою лабораторної роботи;
- 2) мати уяву про фізичні процеси в використовуваних вимірювальних системах, очікувані результати, та вміти пояснити їх;
- 3) надати викладачеві підготовлений бланк протоколу лабораторної роботи з результатами виконання домашнього завдання;

4) вміти відповісти на контрольні питання щодо тематики лабораторної роботи.

Бригади студентів у складі не більше трьох осіб виконують лабораторні роботи на вимірювальних стендах, склад яких обумовлюється характером лабораторної роботи і зазначений у кожній роботі окремо. Опис медичної радіоелектронної апаратури, що використовується в дослідженнях, наданий у відповідній технічній документації, яка має бути наявною у лабораторії і видаватися студентам під час самопідготовки.

Виконання лабораторної роботи починається із складання лабораторного стенда, після перевірки якого викладачем студентам дозволяється увімкнути джерело живлення і почати виконання досліджень. Здобуті залежності рекомендується якісно подати на чернетці і пред'явити викладачеві. Після затвердження результатів досліджень студенти можуть розібрати вимірювальний стенд.

Звіт про виконану лабораторну роботу студенти складають індивідуально – у вигляді протоколу, який оформляється з урахуванням вимог стандартів щодо оформлення технічної документації. Титульний лист оформлюється згідно установленим правилам (найменування міністерства, вузу і кафедри, номер і назва лабораторної роботи, номер бригади, прізвище, ім'я та по-батькові студента, який виконував роботу, його особистий підпис). У звіті обов'язково слід відобразити розділи „Мета роботи”, „Зміст роботи” (зі схемами пристроїв і експериментальних установок), „Домашнє завдання”, „Результати досліджень та обробки даних”, „Висновки”. Схеми, рисунки і графіки креслять відповідно з вимогами стандартів щодо оформлення технічної документації [21, 22]: ДСТУ 8302:2015 Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні вимоги та правила складання; ДСТУ 3008:2015 Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура та правила оформлювання. Результати також можуть бути надані у вигляді роздруківок, що отримуються за допомогою принтеру або самописця під час виконання лабораторної роботи. Висновки повинні вміщувати об'єктивний аналіз здобутих результатів, порівняння теоретичних та експериментальних даних, їх відповідність фізичному змісту.

У разі одержання даних у вигляді таблиці та графіків, слід вказати розмірність одержаних величин. У разі одержання даних у вигляді кривих на екрані дисплея, слід, скориставшись курсорами, визначити екстремальні та інші характерні точки одержаних залежностей і занести їх до протоколу. При знятті кривих відліки необхідно брати не менш ніж в 8–10 точках, приділяючи окрему увагу ділянкам кривих поблизу екстремальних значень досліджуваної функції.

Оцінка з результатів виконання роботи складається з оцінювання

«активності»:

- 1) виконання домашнього завдання;
- 2) результату контрольної роботи;
- 3) результатів виконання завдань лабораторної роботи;
- 4) результатів захисту.

Багато відзначити, що дало студенту виконання цієї роботи. В описі кожної роботи є індивідуальні вказівки до вмісту звіту.

Звіти про закінчену роботу студенти оформляють і захищають, як правило, протягом занять у день виконання. Семестровий залік з лабораторних робіт ставиться тільки на основі захистів за всіма роботами, що передбачені робочим навчальним планом дисципліни.

За необхідності, з метою оптимізації навчального процесу, завдання для виконання лабораторних робіт можна адаптувати для очно-дистанційного або дистанційного режиму, що дасть можливість оптимізувати навчальний процес без зниження якості освіти.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1

Електроди медико-біологічної апаратури

Мета роботи:

- 1) вивчення теоретичних основ і умов використанням електродів як первинних і обернених вимірювальних перетворювачів;
- 2) ознайомлення з конструкціями електродів електрохімічного і медико-біологічного призначення;
- 3) ознайомлення з особливостями використання електродів медичних пристроїв і систем.

Апаратура. 1. Набір електрохімічних електродів РН-метрії (електрод платиновий, електрод скляний, електрод хлорсрібний). 2. Набір реографічних електродів. 3. Набір електрокардіографічних електродів. 4. Електрод височастотного електрохірургічного апарату. 5. Пристрій для вимірювання ступеню забруднення води з електродами. 6. Пристрій рН Meter.

Література [1; 5 – С. 48-51, 151-153, 172-176, 216, 243; 6].

ОСНОВНІ НАПРЯМКИ ВИКОРИСТАННЯ ЕЛЕКТРОДІВ ЯК ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ СИГНАЛІВ

Електроди як перетворювачі сигналів використовуються за такими основними напрямками застосувань:

1. у наукових і промислових технологіях, що засновані на електрохімічних процесах (електрометалургія, електрохімічні технології, гальванічні елементи і акумулятори);
2. у медико-біологічних діагностичних технологіях (імпедансометрія і імпедансплетизмографія, електрокардіографія, електронейроміографія, електроенцефалографія);
3. у медичних лікувальних технологіях (електростимуляція м'язів і нервових волокон, електрофорез, електрохірургія).

Електроімпедансометрія – метод реєстрації параметрів електричного імпедансу електропровідних об'єктів.

Реографія – це метод вивчення кровонаповнення судин, органів і біотканин шляхом графічної реєстрації змін їх активного (омічного) електричного опору. Є різновидом **плетизмографії** – методу графічної реєстрації змін об'єму окремих частин організму і органів людини або тварини (біологічних органів) залежно від стану їх кровонаповнення. Реографія використовується головним чином для діагностики стану серця, судин та внутрішніх органів. У разі вимірювання

параметрів базового імпедансу забезпечується визначення стану гідратності (наявність осередків з підвищеною і зниженою кількістю води, у біології і медицині – загальну кількість води в організмі, співвідношення внутрішньоклітинної і позаклітинної рідини).

Електрокардіографія (ЕКГ) – метод функціонального дослідження серця, заснований на реєстрації змін у часі різниці потенціалів його електричного поля і відображенні їх на екрані дисплея або папері за допомогою спеціального приладу – **електрокардіографа**.

Електронейроміографія (ЕНМГ) – метод дослідження діяльності нервових і м'язових структур людини, що ґрунтується на записі електричних потенціалів нервових і м'язових волокон і структур за допомогою спеціального приладу – **електронейроміографа**.

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – метод дослідження діяльності головного мозку, що ґрунтується на записі його електричних потенціалів за допомогою спеціального приладу – **електроенцефалографа**.

РН-метрія. Для безлічі хімічних і біохімічних процесів важливим є контроль такого параметру, як водневий показник або рН. Принцип дії потенціометричних гальванічних перетворювачів рН-метрів ґрунтується на залежності електродних потенціалів від активності водневих йонів розчину, в який занурені електроди, що дає можливість визначити кислотно-основні властивості розчинів та їхню концентрацію.

Електрофорез – рух дисперсних твердих частинок, рідинних крапель або газових пухирців, йонів тощо, завислих в рідинному або газоподібному середовищі, в електричному полі постійного струму під дією електрокінетичних сил, що виникають завдяки утворенню подвійного електричного шару на межі розділу фаз.

Електротерапія (міостимуляція) – різновид терапії, заснований на використанні електричного струму. Вона допомагає при хронічних больових синдромах, гострих болях, а також у випадках посттравматичної та післяопераційної реабілітації та профілактики широкого спектра захворювань опорно-рухового апарату.

Електрохірургія – використання в хірургії струму високої частоти для розтину тканин і коагуляції кровоносних судин.

ОСНОВНІ ВИЗНАЧЕННЯ

Найважливішими елементами електрохімічних і багатьох біологічних і медичних систем є електроди. В електрохімічних технологіях електроди

використовуються для забезпечення проходження процесів електролітичної дисоціації (отримання чистих матеріалів, електроосмосу тощо), а також вимірювання потенціалів у електролітичних комірках (методи РН-метрії і ін.). У біології і медицині електроди використовуються для подачі збуджуючих електричних сигналів (стимулювальних у разі нервової або м'язової стимуляції, стандартних струмів або напруг у діагностичних системах із зовнішнім збудженням), або зняття біопотенціалів з поверхні чи внутрішніх об'ємів біологічних органів у діагностичних системах.

У разі подачі струму в об'ємний провідник або на його зовнішню поверхню в ньому створюється соленоїдалне поле із замкненими лініями струму. У провідниках, що підводять струм до електродів (або відводять струм від електродів), як і в самих електродах, має місце струм провідності і його носіями є електрони провідності. Це *провідники першого роду*. У біологічних тканинах (електролітах) носіями струму є іони і це *провідники другого роду*. На поверхні розділу між електродом і біотканиною (електролітом) відбувається електрохімічний процес, завдяки якому тип провідності змінюється з електричного (у металі) на іонний (у розчині). Саме тому електроди слід відносити до розряду перетворювачів, первинних або зворотних, які перетворюють провідність першого роду у провідність другого роду і навпаки. Важливо, щоб така реакція не супроводжувалась руйнацією електродів чи створенням продуктів, що токсично діють на біологічну тканину.

Для того, щоб забезпечити потрібні режими стимуляції (наприклад, збуджуючих потенціалів дії у потрібному нерві, в той час як сусідні нерви не мають збуджуватися), реєстрації потрібних потенціалів і виключення впливу інших потенціалів, наприклад внаслідок артефактів, неспотворену реєстрацію потенціалів протягом тривалого часу, повторюваність режимів вимірювань в різних умовах і співставлення результатів вимірювань, необхідно пред'являти особливі вимоги до електродів, враховуючи вплив розмірів, форми, розміщення електродів, інтенсивність і форму стимулювальних імпульсів струму. Також потрібно знати структуру і електричні властивості об'ємного провідника, з яким взаємодіє електрод.

До електродів, які використовуються для знімання медичної та біологічної інформації, ставляться такі вимоги: вони повинні швидко фіксуватися та зніматися, бути дешевими, мати високу стабільність електричних параметрів, бути пластичними з достатньою механічною міцністю, не сприяти виникненню артефактів, забезпечувати мінімум втрат сигналу, що реєструється, особливо на перехідному опорі електрод-шкіра.

Значення перехідного опору залежить від виду металу, з якого електрод виготовлений, властивостей шкіри, площі дотику біологічного об'єкта з електродом і від електропровідності середовища між ними. Між чистою сухою шкірою та електродом перехідний опір досягає значень у сотні кілоом. З метою зменшення цього опору між електродом і шкірою прокладають змочену фізіологічним розчином марлеву серветку або використовують спеціальні електропровідні електродні паст. Останні дають набагато вищий результат електропровідності, ніж прості серветки з електролітами. Перехідний опір зменшується із збільшенням площі стикання між електродом і шкірою, але у цьому разі знижується рівень інформації, що знімається.

Необхідно підкреслити важливе значення впливу ефекту поляризації електродів, яка викликає спотворення форми сигналу, що реєструється, а в окремих ситуаціях може зробити реєстрацію його і зовсім не можливою. Таке явище є не бажаним і може бути усунене шляхом підбору матеріалів для електродів та використання спеціальних електродних паст. Матеріалом для виготовлення електродів може бути неіржавіюча сталь, золото, платина, срібло, паладій, сплави з іридієм та ін. Найменш поляризованими є хлорсрібні електроди.

Характеристики й конструкції електродів залежать від мети їх призначення. За призначенням електроди можна поділити на чотири групи:

1) для одноразового застосування (у кабінеті функціональної діагностики); 2) для тривалого безперервного спостереження біоелектричних сигналів (в умовах палат реанімації і інтенсивної терапії);

3) для динамічного спостереження (в умовах фізичних навантажень, в палатах реабілітації, у спортивній медицині);

4) для екстреного застосування (в умовах невідкладної терапії, швидкої допомоги).

Для тимчасового користування при реалізації грудних відведень ЕКГ використовується електрод-присосок. У разі реалізації спеціальних стравохідних відведень ЕКГ використовується електрод у формі маслини, розміщеної на кінці гумового або пластмасового катетера. В медичній практиці широко використовуються голкоподібні багатоточкові та ємнісні електроди.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. Вивчити теоретичний матеріал щодо особливостей конструювання, виготовлення і використання електродів в завданнях технічної і біологічної діагностики, біостимуляції.

2. Підготувати протоколи лабораторної роботи.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Ознайомтеся з наборами електродів для електрохімічних досліджень, вимірювання параметрів електричного імпедансу, реєстрації електрокардіограм і електроенцефалограм; Дослідите особливості їх конструкцій, із яких матеріалів вони виготовлені, способи під'єднання до вимірювального об'єкту (кріплення на об'єкті) та підключення до вимірювальних блоків.
2. Оцінити, яким чином забезпечується надійний контакт між тілом пацієнта і електродом.
3. Оцінити, яким чином забезпечується зменшення впливу артефактів на якість процесу реєстрації біосигналів у разі використання електродів.
4. Зверніть увагу на особливості конструкції електрода височастотного електрохірургічного апарату.
5. Вивчити структури електродних частин пристроїв «Пристрій для вимірювання ступеню забруднення води» та «Пристрій pH Meter».

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: фото електродів зазначенням їх конструктивних особливостей і елементів; оцінку здобутих результатів та висновків з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Суть методів плетизмографії, реографії, електрокардіографії, електронейроміографії, електроенцефалографії.
2. Які види електродів використовуються під час реалізації методів, перелічених у п. 1?
3. Із яких матеріалів виготовляються електроди?
4. У чому полягає суть поляризаційних ефектів на межі електрод-електроліт (електрод-тіло людини)? Чим обумовлені поляризаційні ефекти на електродах?
5. Як ефекти поляризації впливають на результати вимірювань параметрів об'єктів?
6. Що таке робоча характеристика електрода? Охарактеризуйте особливості поведінки структури електрод-електроліт у різних зонах робочої характеристики. Яким чином забезпечується нормальний режим роботи цієї структури?

7. Охарактеризуйте особливості і прийоми забезпечення надійного електричного контакту між електродами і тілом людини та схемотехнічного контролю цього контакту.
8. Особливості довготривалого електромоніторингу (кардіомоніторингу). Які вимоги пред'являються до електродних частин моніторингових засобів?
9. У чому суть поняття „стабільність електродів”?
10. Яким має бути вхідний опір електрографічного пристрою і яким чином забезпечується відповідне значення цього опору?
11. Яким чином при електрографічних дослідженнях забезпечується придушення зовнішніх електричних завад та рухових артефактів?
12. Для чого застосовують між електродом та біооб'єктом прокладки, які зволожені фізіологічним розчином?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 2

Вивчення процесу руйнації металевого електрода в електроліті

Мета роботи:

- 1) вивчення теоретичних основ і умов руйнації електродів в розчинах електролітів;
- 2) вивчення електрохімічного процесу руйнації металевого електрода в електроліті;

Апаратура. 1. Набір металевих електродів. 2. Водний розчин NaCl різної концентрації. 3. Блок живлення постійного струму (ТЕС, АИДА-5 – зарядний пристрій акумуляторної батареї). 4. Респіратор. 5. Годинник. 6. Відеокамера. Ванночка з електролітом (NaCl+НОН) і електродами (Fe).

Література [1; 5-9].

ОСНОВНІ ВИЗНАЧЕННЯ:

РОБОЧА ХАРАКТЕРИСТИКА ЕЛЕКТРОДА. ЕЛЕКТРОХІМІЧНІ ПРОЦЕСИ, ЯКІ ПРИЗВОДЯТЬ ДО РУЙНАЦІЇ МЕТАЛЕВОГО ЕЛЕКТРОДА

Взаємодія електрод-електроліт (біотканина). Ефекти поляризації електродів. Найважливішими елементами електрохімічних і багатьох біологічних і медичних систем є електроди. В електрохімічних технологіях електроди використовуються для забезпечення проходження процесів електролітичної дисоціації (отримання чистих матеріалів, електроосмосу тощо), а також вимірювання потенціалів у електролітичних комірках (методи РН-метрії, хемотронні датчики і ін.). У біології і медицині електроди використовуються для подачі збуджуючих електричних сигналів (стимулювальних у разі нервової або м'язової стимуляції, стандартних струмів та напруг у діагностичних системах із зовнішнім збудженням) та зняття біопотенціалів з поверхні чи внутрішніх об'ємів біологічних органів під час діагностики.

На поверхні розділу між електродом (*провідником першого роду*) і біотканиною (електролітом – *провідником другого роду*) відбувається електрохімічний процес, завдяки якому тип провідності змінюється з електричного (у металі) на іонний (у розчині). Важливо, щоб така реакція не супроводжувалась руйнацією електродів чи створюванням продуктів, що токсично діють на біологічну тканину. У цьому сенсі слід враховувати явище поляризації електродів на межі електрод біотканина.

Явище поляризації спостерігається тоді, коли пара провідників першого роду (метал, графіт) занурюється в провідник другого роду (електроліт) і в таке коло вмикається джерело електрорушійної сили (ЕРС). Під дією проходження струму відбувається зміна поверхневих властивостей провідників першого роду, внаслідок чого створюється гальванічний поляризаційний елемент. На поверхні розділу метал-електроліт (рис. 2.1) джерело струму в зафіксованій фазі створює результуючий заряд, позитивний на аноді (анод на рисунку не показаний) і негативний на катоді. У електроліті накопичується шар іонів протилежного знаку, який відділений від металевого електрода мономолекулярним шаром води, адсорбованим на поверхні електрода. Цей шар води є електрично нейтральним (діелектриком). Тому заряджені шари у металі і електроліті створюють заряджену ємність. В ній заряди утримуються електростатичними силами.

Виникнення додаткової ЕРС на поверхні кожного електрода у такій системі має назву „**поляризації**”, а сама ЕРС називається поляризаційною. У разі зміни напрямку струму в системі вихідний стан може відновлюватися. Але часто цей процес не призводить до повернення у вихідний стан і в системі мають місце залишкові зміни властивостей поверхні провідників.

Експериментально було встановлено, що питома ємність такого конденсатора становить від 10 до 20 мкФ/см².

Уявлення про зворотність і незворотність поляризаційних властивостей електрода були представлені у вигляді графічної діаграми (*робочої характеристики електрода*), яка наведена на рис. 2.2.

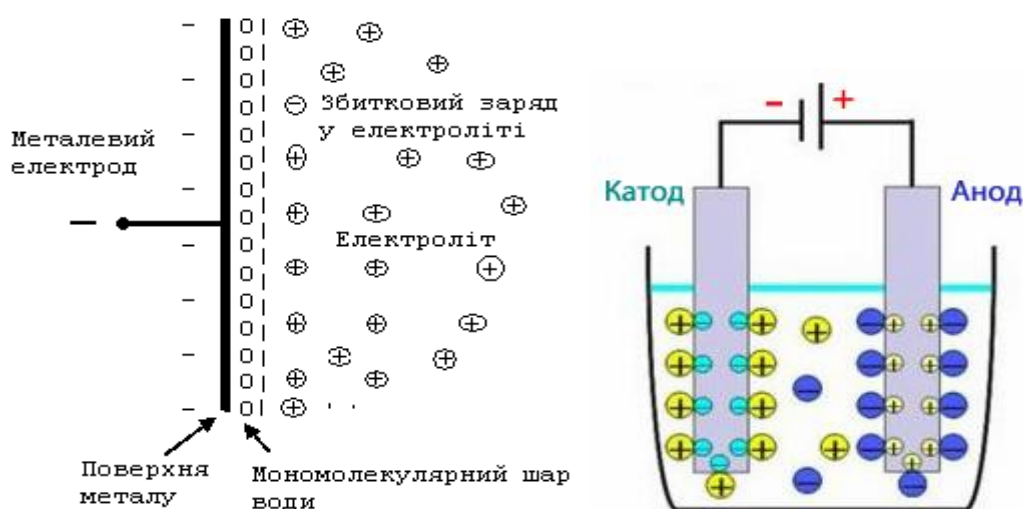


Рисунок 2.1 – Ідеалізована схема розподілу зарядів у поверхні розділу метал–електроліт для електрода (катода) в умовах дуже малого (нульового) струму

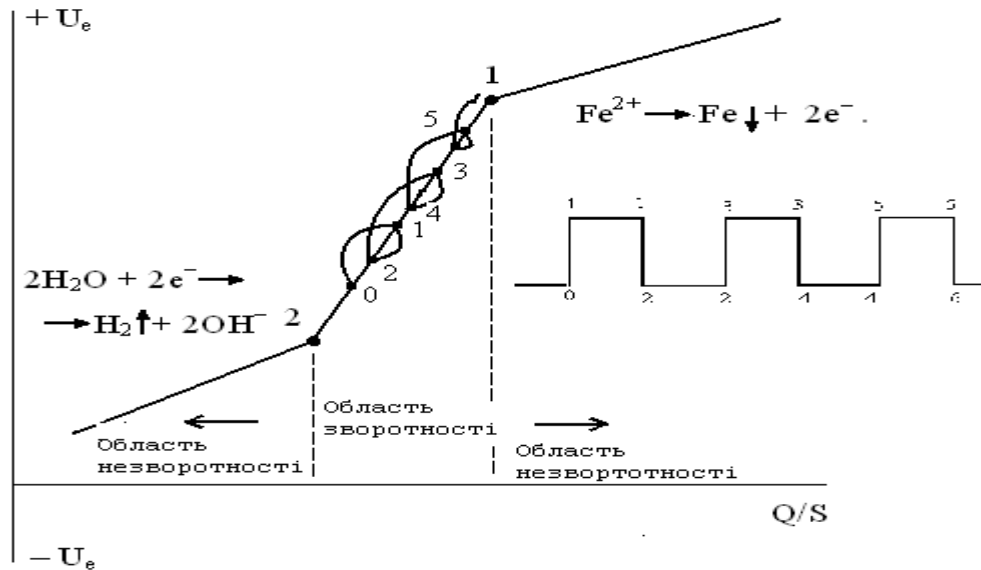


Рисунок 2.2 – Ідеалізована залежність між потенціалом U_e електрода і щільністю заряду (заряду на одиницю фактичної площі поверхні Q/S)

У разі підведення заряду з щільністю, що відповідає центральній ділянці кривої (між точками 1 і 2), процеси зворотні і не призводять до хімічних перетворень. У разі щільності заряду, що відповідає зонам незворотності ($\leftarrow$ і $\rightarrow$), відбувається електрохімічна реакція, яку неможливо спрямувати у зворотному напрямку пропусканням струму протилежного спрямування.

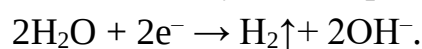
В зоні зворотності U_e і Q/S зв'язані між собою лінійною залежністю. Нахил відповідної прямої можна інтерпретувати як ефективну ємність електрода (на одиницю площі). Ширина цієї області залежить від матеріалу електрода, якості оброблення його поверхні і складу електроліту.

При підвищенні анодного потенціалу, стан електрода змінюється і переходить точку 1 (у зону незворотності). У цьому разі відбуваються електрохімічні реакції, які зазвичай призводять до руйнації електрода. Для електрода із неіржавіючої сталі це реакція типу



Вона приводить до розчинення заліза.

При підвищенні катодного потенціалу робоча точка переходить в область ліворуч від точки 2, внаслідок чого відбувається реакція типу



У цьому разі збільшення значення рН може призвести до пошкодження тканини.

Якщо в біологічних дослідженнях використовується монофазна стимуляція, зазвичай відбувається неперервне зростання заряду на поверхні електрода. Заряд

накопичується під час проходження струму і дуже повільно знижується у період між імпульсами. Під час анодної стимуляції заряд зростає і, якщо робоча точка зміщується в зону, що правіше точки 1, відбувається незворотна реакція незалежно від рівня заряду, що підводиться. З цієї причини монофазна стимуляція здійснюється рідко. У разі двофазної стимуляції накопичення заряду зазвичай не відбувається.

Електрохімічні процеси, які відбуваються в розчинах електролітів з зануреними в них електродами, до яких під'єднане джерело напруги, можна пояснити на основі процесів електролізу [7, 8].

Електроліз. Якщо електроди, що занурені в розчин електроліту, сполучити з джерелом постійного електричного струму, то в одержаному пристрої, який називається *електролізером* (рис. 2.3), рух йонів набуває напрямленості: катіони зміщуються до катода (негативно зарядженого електрода) і відновлюються на ньому, а аніони – до анода (позитивно зарядженого електрода) і окиснюються там.

Електроліз - це сукупність окисно-відновних процесів, які відбуваються у розчинах чи розплавах електролітів при пропусканні через них постійного електричного струму.

При електролізі відбувається перетворення електричної енергії в хімічну, що дозволяє здійснювати реакції, самостійне протікання котрих неможливо. Так як на катоді відбувається процес відновлення, що вимагає нерерервного надходження електронів на електрод, його при електролізі підключають до негативного полюса джерела струму. Відведення електронів, які вивільнюються в результаті процесу окиснення, здійснюють підключенням іншого анода до позитивного полюсу джерела струму.

Якщо помістити в електролізер водний розчин, що містить не тільки розчинену речовину, наприклад NaCl, але й молекули H_2O , то наявність води в системі зумовлює виникнення певних особливостей у перебігу електрохімічного процесу. При електролізі водного розчину на аноді утворюється Cl_2 , а на катоді виділяється газ H_2 ; при цьому з прикатодного простору відводиться луг NaOH (з домішками непрореагуваного NaCl).

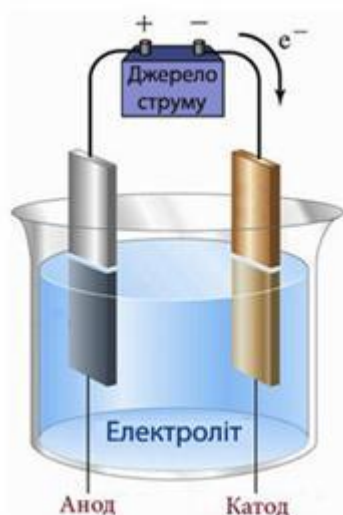


Рисунок 2.3 – Загальна схема електролізера

Електродні процеси при електролізі водних розчинів електролітів. Під час електролізу водних розчинів електролітів на електродах поряд з йонами електролітів можуть розряджатися молекули води та йони H^+ і OH^- , що утворюються внаслідок дисоціації H_2O під дією електричного струму. Характер електролітичних процесів значною мірою залежить від співвідношення електродних потенціалів відповідних електрохімічних систем. Електрохімічний ряд напруг металів (*ряд нормальних електродних потенціалів*) наведений на Рис. 2.4.

ЕЛЕКТРОХІМІЧНИЙ РЯД НАПРУГ МЕТАЛІВ

Li	− 3,04	Li^+
K	− 2,92	K^+
Ca	− 2,87	Ca^{2+}
Na	− 2,71	Na^+
Mg	− 2,37	Mg^{2+}
Al	− 1,66	Al^{3+}
Ti	− 1,63	Ti^{2+}
Mn	− 1,18	Mn^{2+}
Zn	− 0,76	Zn^{2+}
Cr	− 0,74	Cr^{3+}
Fe	− 0,44	Fe^{2+}
Co	− 0,28	Co^{2+}
Ni	− 0,25	Ni^{2+}
Mo	− 0,20	Mo^{3+}
Sn	− 0,14	Sn^{2+}
Pb	− 0,13	Pb^{2+}
H	0,00	2H^+
Cu	+ 0,34	Cu^{2+}
Ag	+ 0,80	Ag^+
Hg	+ 0,85	Hg^{2+}
Pt	+ 1,19	Pt^{2+}
Au	+ 1,50	Au^{3+}

Рисунок 2.4 – Нормальні електродні потенціали металів

Серед кількох імовірних електродних процесів при електролізі відбувається той, що потребує витрати найменшої роботи і зумовлюється мінімальною енергією. Тому на катоді насамперед відновлюється окиснена форма системи з більшим значенням електродного потенціалу, а на аноді окиснюється відновлена форма системи з меншим електродним потенціалом.

Анодні процеси при електролізі водних розчинів електролітів визначаються у першу чергу матеріалом анода і природою аніона.

Залежно від хімічного складу матеріалу аноди поділяють на дві групи:

Інертні, нерозчинні аноди (графіт, Au, Pt, Ir, Ta), які не піддаються окисненню під час електролізу. *Інертні аноди* не беруть участі в електрохімічних процесах завдяки хімічній стійкості щодо розчину електроліту та продуктів електролізу. Тому їх найчастіше використовують для електролізу солей тих металів, що розміщуються від початку ряду напруг до Al включно.

Активні, розчинні аноди, що окиснюються в ході електролізу. У разі розчинних анодів спостерігається розчинення металу, з якого виготовлений анод, якщо його стандартний електродний потенціал менший, ніж стандартний електродний потенціал кисневого електрода (+1,229 В), наприклад: Cu, Ag, Ni, Sn, Zn. У разі електролізу з розчинним анодом матеріал анода розчиняється внаслідок окиснення

Приклад електрохімічної реакції з двома залізними (Fe) електродами в розчині NaCl (взаємодія заліза з водним розчином повареної солі) у разі електричного струму наданий на відео. Відео надсилається окремим файлом перед кожним заняттям.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. Вивчити теоретичний матеріал щодо електрохімічних процесів, які відбуваються на електродах, занурених у водний розчин електроліту.
2. Підготувати протоколи лабораторної роботи.
3. Використовуючі літературні джерела, вивчити, яким чином розраховується вагова і молярна концентрація розчинів.
4. Розрахувати вагові і молярні концентрації таких розчинів NaCl:
 - а) 750 г NaCl в 10 л води;
 - б) 20 г NaCl в 0.5 л води.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Прослідити, яким чином відбувається електроліз у разі використання

залізних електродів, до яких під'єднано джерело живлення постійного струму з напругою 12...14 В. Використовується як джерело живлення імпульсний зарядний пристрій акумуляторної батареї АИДА-5 (напруга живлення 12-14 В, сила струму не більша 5 А (паспортні значення).

2. Оцінити, як довго відбувається процес травлення у разі використання металевих електродів різної площі поверхні в умовах використання однакових джерел живлення. Поясніть результати.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: фото електродів з зазначенням їх конструктивних особливостей і елементів; оцінку здобутих результатів та висновків з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Чому виникають електрохімічні процеси на межі електрод-біотканина?
2. Суть процесу електролізу.
3. Поясніть поняття «робоча характеристика електрода»; які характерні ділянки наявні на ній?
4. Пояснить суть електрохімічних процесів, які відбуваються на ділянках робочої характеристики електрода.
5. Яким чином забезпечується режим «зворотності» електрохімічних процесів на межі електрод-біотканина?
6. Від чого залежить швидкість руйнації металевих електродів в електроліті?
7. Електроди з яких матеріалів відносяться до категорії інертних?
8. Чому в біомедичних застосуваннях обмежено використовуються електроди із танталу?
9. Яка е.р.с. виникає між електродами із міді і цинку, срібла і цинку, якщо вони занурені в 1 нормальний розчин електроліту?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3

Дослідження інструментального підсилювача

Мета роботи: 1) вивчити і усвідомити принцип роботи інструментального підсилювача, призначеного для підсилення біосигналів, його показники і особливості використання при реєстрації електрокардіографічних та інших біологічних сигналів; 2) експериментально визначити коефіцієнт підсилення диференційного сигналу K_u , коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу $K_{осс}$, чутливість підсилювача при заданому співвідношенні сигнал/шум і K_u .

Апаратура. 1. Модуль блоку інструментального підсилювача. 2. Генератор низькочастотний ГЗ-112/1. 3. Вольтметр В7-27А/1. 4. Осцилограф С1-67.

Література [9; 10].

ОСНОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ, РОЗРАХУНКОВІ ФОРМУЛИ, ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Для відображення електричної активності серцевого м'язу використовують електрокардіограму (ЕКГ). Теорія реєстрації і інтерпретації кардіографічних сигналів відома і розкрита у медичній літературі. Ця теорія знайшла практичне втілення у спеціальній медичній апаратурі. Але з плином часу підвищуються вимоги, які ставляться до цієї апаратури. Сучасні діагностичні системи мають надійно працювати не лише в умовах лікарні, де як правило можуть бути створені умови для зниження впливу завад і артефактів, але й у каретах швидкої допомоги, вдома, протягом повсякденного життя при виконанні добового моніторингу, в місцях катастроф тощо. Тобто там, де вплив завад і артефактів є значним. Жорстокі вимоги щодо достовірності і точності отримання інформації та безпеки роботи у цих умовах обумовлюють необхідність оновлення елементної бази засобів діагностики. Насамперед це стосується таких основних елементів, як вимірювальні підсилювачі біосигналів. Зокрема, при створенні сучасних засобів електрокардіографії до вимірювальних підсилювачів ставляться так вимоги: 1) високий вхідний опір ($> 1 \text{ МОм}$); 2) низький дрейф нуля; 3) низькі власні шуми; 4) високий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу (100...150 дБ); 5) надширока смуга частот (від 0.5 до 120; іноді до 800 Гц); 6) мінімальна напруга живлення; 7) електростатична розв'язка входу і виходу.

Слід також зазначити, що при створенні засобів електрографії, зокрема електроенцефалографії (ЕЕГ) і електронероміографії (ЕНМГ) частина з цих вимог є ще більш жорсткі. Так при ЕЕГ дослідженнях вхідний опір

вимірювальної системи має становити десятки МОм і більше, а при ЕНМГ дослідженнях вхідний опір має становити сотні і тисячі МОм при смузі частот сигналу від одиниць Гц до десятків (30) кГц.

Електричні сигнали, що виникають внаслідок діяльності біоструктур, як правило, мають низький рівень (від сотень мкВ до одиниць мВ), значний амплітудний динамічний діапазон (до 60-80 дБ, та надшироку смугу частот (практично від 0 Гц до сотень Гц, а у деяких випадках до десятків кГц). Для реєстрації цих сигналів використовують спеціалізовані підсилювачі – диференційні підсилювачі (ДП), які називають *інструментальними* підсилювачами (ІП).

Основна відмінність ІП від ДП – це високий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу, відносно низьке значення шуму, низькі робочі напруги. Останнє необхідно для уникнення небезпеки при роботі з біооб'єктами.

Основними показниками ІП є коефіцієнт підсилення диференційного сигналу (напруги) K_u , коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу $K_{осс}$ і чутливість.

Коефіцієнт підсилення диференційного сигналу (напруги) – це відношення рівня вихідного сигналу до рівня вхідного (*несинфазного!*) сигналу:

$$K_u = \frac{U_{вих}}{U_{вх}} . \quad (1)$$

Якщо до обох входів ДП прикласти синфазну напругу, то на виході ідеального ІП рівень вихідного сигналу має дорівнювати нулю. Але практично, внаслідок неідентичності каналів підсилення ДП, спостерігається інше: на виході ІП з'являється певна напруга, котра викликає похибку вимірювань. Для зменшення рівня цієї напруги (і, таким чином, зменшення впливу синфазних завад на результат вимірювання рівнів корисних сигналів) використовують технологічні прийоми, що спрямовані на підвищення ідентичності каналів підсилення ДП. Кількісно ступінь такої ідентичності і здатність підсилювача виділити корисний сигнал на фоні синфазної завади характеризується параметром $K_{осс}$ – коефіцієнтом ослаблення синфазного сигналу.

За визначенням, *коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу – це відношення рівня вихідного диференціального сигналу до рівня вихідного синфазного сигналу за умови, що рівні вхідних диференційного і синфазного сигналів однакові*. Але, внаслідок того, що при незначних за рівнем вхідних сигналів рівень вихідного синфазного сигналу при $K_{осс} = 80...100$ дБ є незначним і його складно виміряти, $K_{осс}$ визначається за виразом (2). У цьому

разі коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу – це відношення коефіцієнта передачі диференційної напруги до коефіцієнта передачі синфазної напруги.

$$K_{occ} = \frac{K_{ud}}{K_{ucc}} . \quad (2)$$

Чутливість ІІІ – це мінімальне значення вхідної напруги, при котрому на виході підсилювача забезпечується задане співвідношення сигнал/шум.

Найпростіша конфігурація інструментального підсилювача наведена на рис. 1. Завдяки особливому ввімкненню звичайних підсилювачів він працює як диференційний, у якому задовольняються вимоги, що наведені вище. Характерним для цієї конфігурації підсилювача є залежність K_{occ} від смуги пропускання. У вузькій смузі частот (до десятків Гц) досягаються досить високі значення коефіцієнта ослаблення синфазного сигналу (90...120 дБ) та низькі рівні шумів.

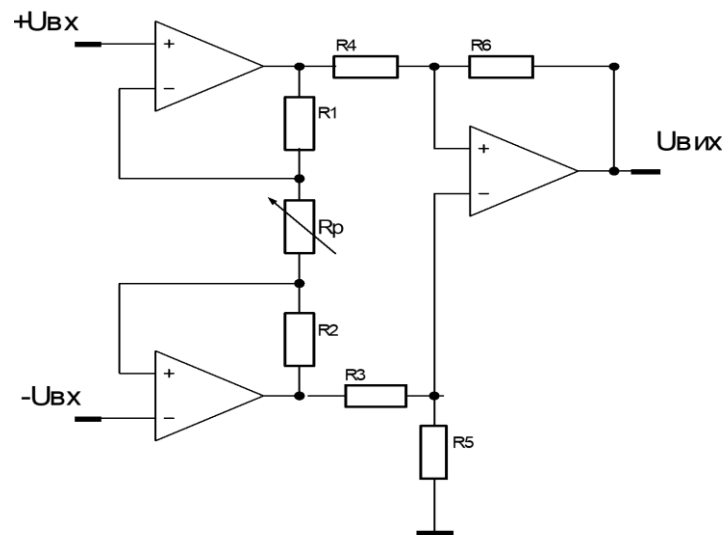


Рисунок 3.1 – Схема інструментального підсилювача

Подібні ІІІ виготовляються багатьма виробниками в монолітному інтегральному корпусі. У нашому випадку досліджується мікросхема INA2126 фірми Burr Brown, для котрої на частотах до 100 Гц характерні такі показники: $K_{occ} > 90\text{дБ}$; $K_u = 5...10000$; $R_{bx} > 1\text{ МОм}$; $U_{жив} = \pm 1.35... \pm 18\text{ В}$; Дрейф нуля – 3 мкВ/°С; Рівень шумів – 35 нВ/Гц.

Залежність коефіцієнту підсилення від значення опору R_p визначається виразом $K_u = 5 + (8 \cdot 10^4)/R_p$. Через специфіку ввімкнення елементів ІІІ, смуга його прозорості залежить від K_u . Показник K_{occ} також має певну залежність від частоти.

При визначенні параметра K_u формула (1) для диференційного підсилювача приймає вигляд:

$$K_u = \frac{U_{\text{вих}}}{U_{\text{вх}}^+ - U_{\text{вх}}^-}, \quad (3)$$

де $U_{\text{вх}}^+$ і $U_{\text{вх}}^-$ - вхідні напруги ДП.

Отже, для вимірювання цього параметра можна використовувати вимірювальний стенд, схема якого наведена на рис. 3.2. При цьому на входи підсилювача відносно землі подаються дві диференційні напруги, що не досить зручно. Тому для спрощення досліджень одну напругу доцільно прирівняти до нуля, заземливши один із входів підсилювача по змінному струму (рис. 3.3).

Виходячи з цього, для проведення лабораторних досліджень використовуємо лабораторний макет вимірювального підсилювача, схема якого наведена на рис. 3.4 (елементи живлення умовно не показані).

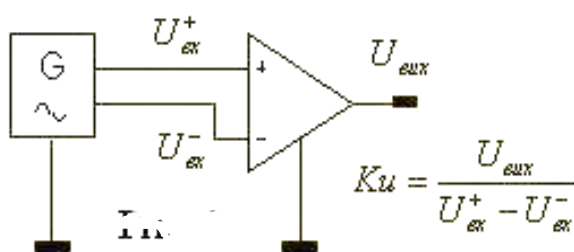


Рисунок 3.2 – Схема ПІ для дослідження

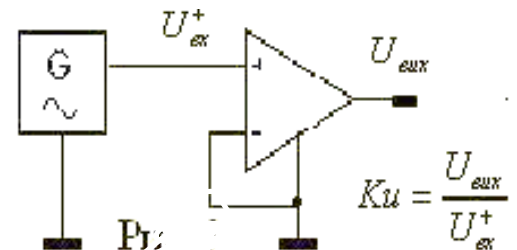


Рисунок 3.3 – Схема заземлення ПІ

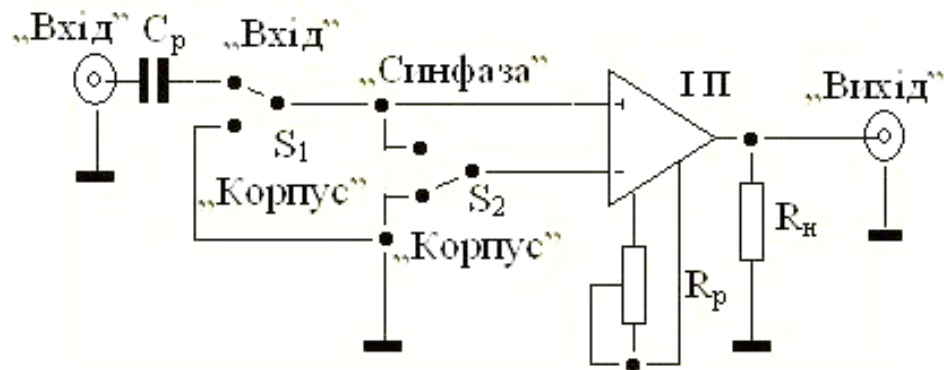


Рисунок 3.4 – Схема лабораторного макету ПІ

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

Вивчити матеріали, що стосуються принципів побудови і особливостей роботи диференційних та інструментальних підсилювачів.

ЛАБОРАТОРНІ ЗАВДАННЯ

Завдання №1. Вимірювання коефіцієнта підсилення диференційної напруги K_u

1. Скласти лабораторний вимірювальний стенд відповідно схеми рис. 3.5.
2. Подати на вхід ДП змінну диференційну напругу амплітудою у декілька (1...2.5) мВ, частотою до 50 Гц.
3. Виміряти амплітуду напруги на виході підсилювача.
4. Обчислити K_u .
5. Оцінити нерівномірність АЧХ, повторивши вимірювання за пп. 2, 3 і у 3-4 точках на частотах, нижчих за 50 Гц.

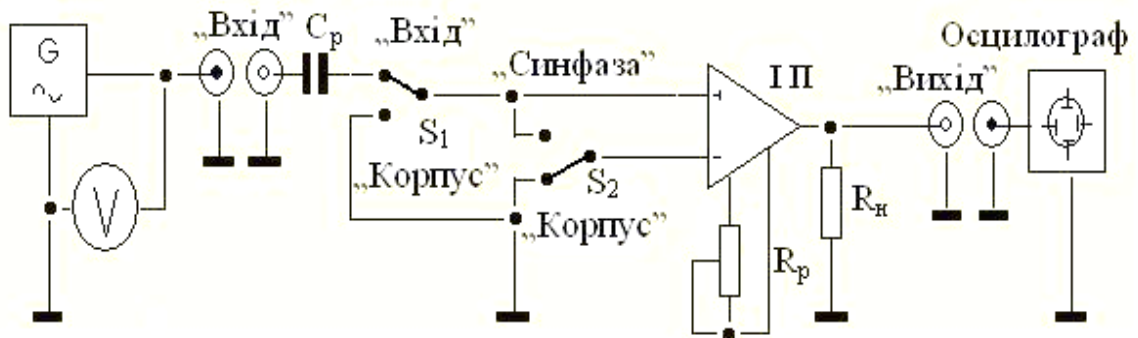


Рисунок 3.5 – Схема комутації макету для вимірювань за завданням № 1

Завдання №2. Вимірювання чутливості ІП при заданому співвідношенні сигнал/шум

1. Перемкнути перемикачі лабораторного макету згідно схеми рис. 3.6.
2. Осцилографом виміряти ефективне значення напруги шуму на виході підсилювача.
3. Обчислити чутливість підсилювача для відношення сигнал/шум 6, 20 і 60 дБ, і $K_u = 1000$.

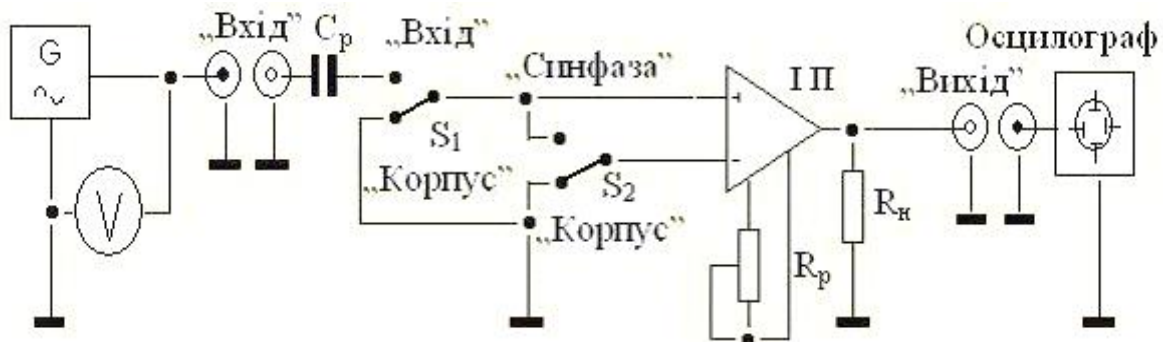


Рисунок 3.6 – Схема комутації макету для вимірювань за завданням № 2

Завдання №3. Вимірювання коефіцієнта ослаблення синфазного сигналу $K_{осс}$.

1. Переключити перемикачі лабораторного стенду згідно схеми рис. 3.7.
2. Подати синфазну напругу з частотою до 50 Гц на вхід ІП з амплітудою від 1 до 10 В. Вибір рівня вхідного сигналу здійснити так, щоб вихідний сигнал залишався неспотвореним.
3. Виміряти амплітуду на виході підсилювача і обчислити $K_{осс}$.
4. Зробити висновки щодо придатності ІП для завдань медичної діагностики.

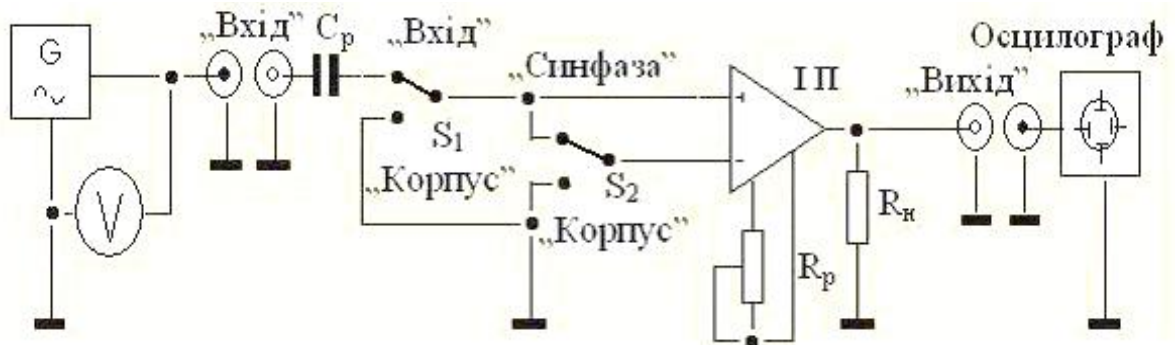


Рисунок 3.7 – Схема комутації макету для вимірювань за завданням № 3

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: схеми макетів, що використовуються для досліджень; кількісні характеристики визначених параметрів підсилювача; оцінку здобутих результатів та висновки з роботи.

КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Яке значення K_u необхідне для нормальної реєстрації ЕКГ?
2. Яке значення $K_{осс}$ необхідне для нормальної реєстрації ЕКГ?
3. Як розрахувати R_p , щоб отримати необхідне значення K_u для ІП (рис. 1)?
4. Яким вимогам повинні задовольняти АЧХ і ФЧХ підсилювача для неспотвореної передачі форми ЕКГ сигналу?
5. Чим суттєво відрізняються схеми ввімкнення ІП для вимірювання $K_{осс}$ і K_u ?
6. Які є методи боротьби з синфазною завадою?
7. Яких правил потрібно дотримуватись при заземленні апаратури з точки зору зниження впливу електричних наводок?
8. Що таке чутливість підсилювача?
9. Що таке ефективне значення напруги і потужності шумоподібного сигналу і як їх виміряти?
10. Чи зміниться чутливість підсилювача при зміні коефіцієнта підсилення диференційної напруги?
11. В яких одиницях вимірюється спектральна густина шуму?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 4

Методика і засоби електрокардіографії

Мета роботи: 1) усвідомлення електрокардіографічного методу визначення фізіологічного стану серця; 2) вивчення особливостей схемотехнічних і конструктивних рішень електрокардіографічних засобів; 3) вивчення методики електрокардіографічних досліджень, особливостей реєстрації електрокардіосигналів; 4) порівняльний аналіз якості реєстрації електрокардіосигналів у різних умовах захисту від завад і артефактів.

Апаратура. 1. Полікардіоаналізатор ПКА4-01; 2 Модуль «USB-осцилограф». 4. ПЕОМ.

Література [1 – С. 14-22; 4 – С. 13–98; 11 –С. 37-92].

ОСНОВНІ ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Для відображення електричної активності серцевого м'яза використовують електрокардіограму (ЕКГ), яку одержують методом електрокардіографії.

Електрокардіографія - метод функціонального дослідження серця, заснований на графічній реєстрації змін у часі різниці потенціалів його електричного поля. Отже, суть даного методу полягає у реєстрації електричних потенціалів, що виникають під час роботи серця, і у їх графічному відображенні на екрані дисплея або папері.

Виникнення електричних потенціалів у серцевому м'язі обумовлено рухом іонів (насамперед катіонів натрію, калію і кальцію та аніонів хлору) внутрішньоклітинної і зовнішньоклітинної рідини крізь клітинні мембрани. Під час збудження і скорочення серцевого м'яза змінюються фізико-хімічні властивості клітинних мембран м'язового волокна, що супроводжується виникненням змінного електричного потенціалу серцевого м'яза, який може бути зареєстрованим. Внаслідок того, що різні відділи серця (передсердя і шлуночки) скорочуються і розслабляються у різні моменти часу, біоелектричні явища, що обумовлені їх діяльністю, також реєструються послідовно. Електрорушійну силу будь-якого джерела струму (одиночного м'язового волокна або серця в цілому) можна зареєструвати, встановлюючи електроди не лише на поверхні збуджуваної тканини, але й у провідному оточуючому середовищі. У цьому середовищі диполь створює силові лінії (рис. 4.1), які проходять від позитивного заряду до негативного. За нормаллю до них проходять ізопотенціальні лінії з однаковим позитивним або негативним потенціалом. На межі між позитивною і негативною половинами електричного

поля розміщується лінія нульового потенціалу.

Розміщуючи електроди у будь-які точки електричного поля, можна зареєструвати різницю потенціалів, що несе інформацію про ЕРС джерела струму. Конфігурація ЕКГ буде залежати від напрямку вектора диполя відносно осі ЕКГ-відведення.

Віссю електрокардіографічного відведення називається гіпотетична лінія, що з'єднує два електроди, які його створюють.

У загальному разі осі електрокардіографічних відведень можуть розміщуватися у площині електричного поля диполя не лише паралельно і перпендикулярно напрямку поля (поз. електродів 1, 3, 5, 7 на Рис. 4.1), але й під деяким кутом (позиції електродів 2, 4, 6, 8). Щоб визначити значення і конфігурацію електричних комплексів у цих випадках необхідно використовувати відоме правило розкладу векторів.

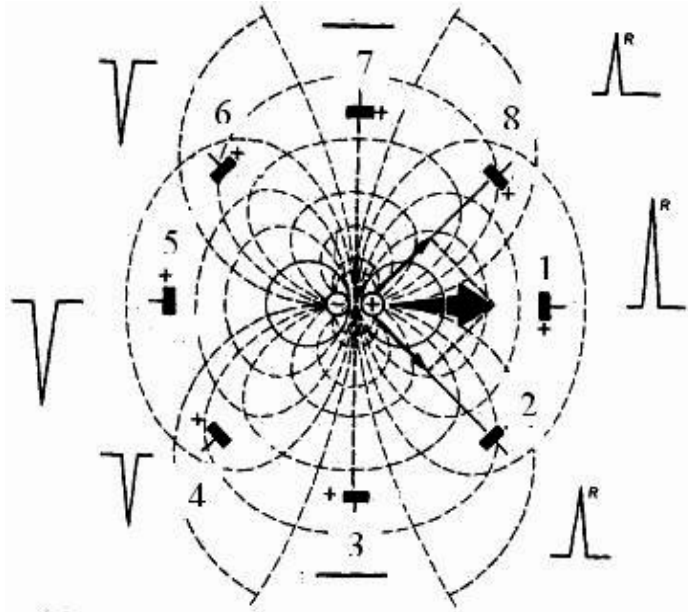


Рисунок 4.1 – Силові лінії електричного диполя серця

Електрокардіографічна крива являє собою серію зубців. Якщо така крива зареєстрована за допомогою електрода, поміщеного на вільну стінку лівого шлуночка, то її конфігурація подібна до тієї, що показана на рис. 4.2.

У нормальному стані людини деполяризація передсердь реєструється на ЕКГ у вигляді першого зубця Р. Деполяризація шлуночків знаходить відображення у комплексі QRS, у якому максимальний позитивний зубець R характеризує максимальну скорочувальну силу лівого шлуночка, а негативний зубець S відповідає закінченню систоли.

Реполіризація шлуночків слідує за комплексом QRS і складається з

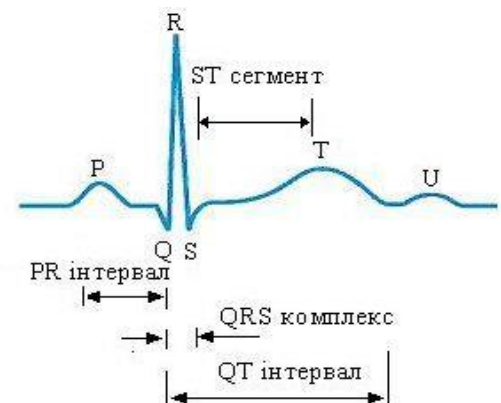


Рисунок 4.2 – Типова електрокардіограма

ізоелектричної лінії (сегмента ST). Закінчення зубця Т збігається з закінченням шлуночкової систоли. В інтервалі між зубцем Т и наступним за ним зубцем Р, що збігається з початком систоли передсердь, на ЕКГ реєструється майже пряма лінія (іноді за зубцем Т виникає невеликий зубець U, рис. 2). Інтервал ТР відповідає фазі спокою всіх клітин серця.

Системи електрокардіографічних відведень. Перша система відведень (стандартні двополюсні відведення, відведення Ейнтховена) для неінвазивної реєстрації електричного поля серця була запропонована Ейнтховеном у 1913 р. Він увів поняття відведення та запропонував схему реєстрації потенціалів, як проєкцій диполя електричного поля серця, яке розміщено у центрі рівностороннього трикутника, на сторони цього трикутника (схема на рис. 4.3). Ця система передбачає вимірювання різниці потенціалів між двома точками електричного поля, віддаленими від серця і розташованими у фронтальній площині на кінцівках. Для запису сигналів цих відведень електроди накладають на праву і ліву руки та ліву ногу. На праву ногу накладається електрод заземлення. Вимірювання здійснюються між лівою і правою руками (I відведення), між правою рукою і лівою ногою (II відведення) і між лівою рукою і лівою ногою (III відведення).

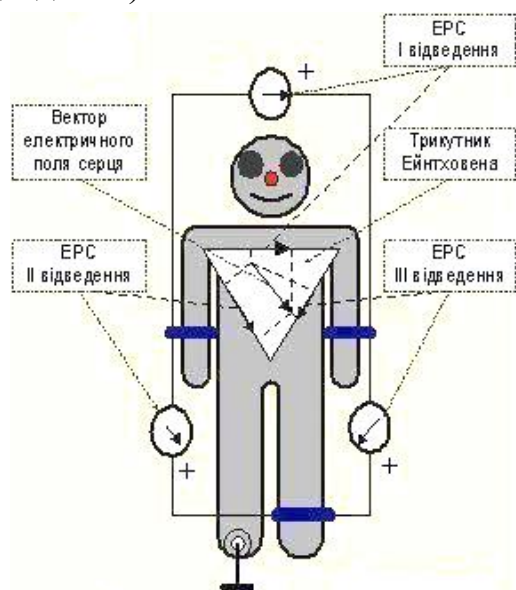


Рисунок 4.3 – Схем реалізації відведень Ейнтховена

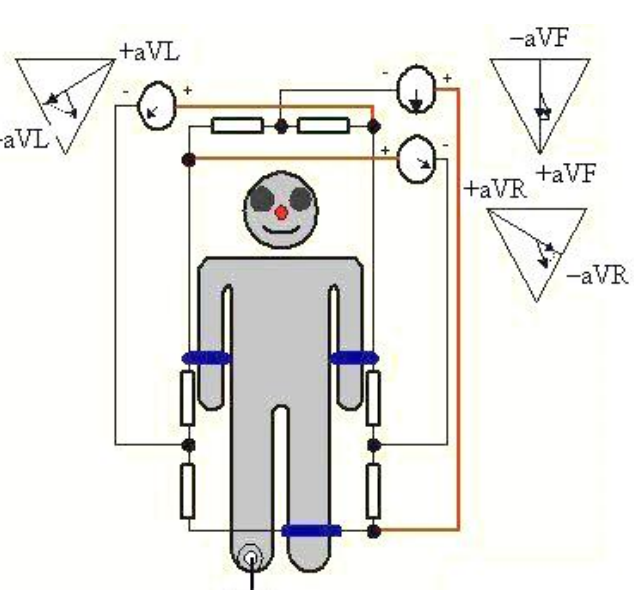


Рисунок 4.4 – Схем реалізації відведень Гольдбергера

Посилені відведення від кінцівок були запропоновані Гольдбергером у 1942 році. Вони реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний позитивний електрод даного відведення (права чи ліва рука, ліва нога) і середнім потенціалом двох інших кінцівок (схема на рис. 4.4). Ці

відведення позначають як: avR - посилене відведення від правої руки; avL - посилене відведення від лівої руки; avF - посилене відведення від лівої ноги.

Пізніше також була запропонована система грудних (вільсоновських) відведень. При знятті однополюсних грудних відведень вона передбачає, що до негативного полюсу електрокардіографа приєднується об'єднаний (вільсоновський) електрод (об'єднаний для всіх незаземлених кінцівок), а до позитивного полюсу - активний електрод, розміщений на одну з шістьох вибраних точок на грудній клітині.

Таким чином, була сформована класична система 12-ті електрокардіографічних відведень, яка традиційно використовується у медичній практиці. Причому у діагностиці патології діяльності серця має значення як власний вигляд кардіографічної кривої у кожному відведенні, так і взаємовідношення кривих різних відведень.

У сучасній медичній практиці використовуються і інші системи відведень (за Небом, Ліаном, Франком тощо); їх кількість становить декілька десятків. Зокрема використовуються системи, що забезпечують реєстрацію вектора електричного поля серця у тривимірному просторі.

Техніка і методика реєстрації електрокардіограми. Реєстрація ЕКГ забезпечується спеціальними приладами – електрокардіографами **Електрокардіографи** - це прилади, які реєструють зміну різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця під час його збудження. Сучасні електрокардіографи відрізняються високою технічною якістю і дозволяють проводити як одноканальний, так і багатоканальний запис.

Електрокардіографи складаються з електродної системи, вхідного пристрою, підсилювачів біопотенціалів, та засобів оброблення, реєстрації та візуалізації результатів. Незалежно від технічної реалізації кожен електрокардіограф має додаткові спеціальні блоки, зокрема засоби для регуляції та контролю підсилювання сигналу, захисту від імпульсу дефібрилятора, захисту від ураження електричним струмом. Для калібрування на підсилювач подається стандартна калібрувальна напруга, яка дорівнює 1 мВ певної тривалості. Підсилення електрокардіографа встановлюється таким, щоб ця напруга викликала відхилення певного рівня у системі реєстрації (наприклад, 10 мм). Це дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, що були зареєстровані у різний час та різними приладами.

Традиційно ЕКГ реєструють у спеціальному приміщенні, віддаленому від джерел шуму, при нормальній температурі і розміщенні пацієнта на відстані 1,5-2 м від електричної мережі. Запис ЕКГ здійснюють при спокійному диханні. При реєстрації на паперовому носії швидкість реєстрації ЕКГ складає найчастіше

50 мм/с або 25 мм/с.

Проте, в сучасних умовах досліджень вдома, каретах швидкої допомоги, в місцях катастроф, при довготривалому моніторингу тощо ці умови, як правило, не виконуються. Тому до сучасних електрокардіографічних систем пред'являють підвищені вимоги щодо придушення завад і артефактів та можливості роботи у більш жорстких експлуатаційних умовах.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. З використанням технічної документації полікардіоаналізатора ПКА4-01: а) відокремити і накреслити структурну схему електрокардіографічної частини полікардіоаналізатора; б) накреслити принципову електричну схему електрокардіографічної частини полікардіоаналізатора; в) на електричній схемі визначити основні елементи вхідної частини кардіографа, які забезпечують багатоканальну реєстрацію ЕКГ в умовах завад і артефактів (буферні ступені, блок захисту від імпульсу дефібриляції, придушувач завад, формувач відведень, комутатор, блок формування калібрувального сигналу, підсилювач кардіосигналу, елементи, що забезпечують захист пацієнта від ураження електричним струмом).
2. З використанням технічної документації модуля «USB-осцилограф» ознайомитись з особливостями його роботи і можливостями оброблення сигналів і візуалізації інформації на екрані ПЕОМ.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. З використанням технічної документації полікардіоаналізатора ПКА4-01: а) ознайомитись з його конструкцією і особливостями технічної реалізації його елементів; б) створити вимірювальний стенд реєстрації ЕКГ за традиційною системою 12 відведень (для цього забезпечити заземлення блоків полікардіоаналізатора ПКА4-01 та з'єднання електродної системи зі вхідними роз'ємами блока «усилитель кардиосигналов УКС3-02»); в) підключити полікардіоаналізатор ПКА4-01 до мережі живлення і включити живлення блоків; г) виконати відповідні операції з калібрування і введення в режим реєстрації, оброблення та візуалізації інформації на екрані монітора блока «аналізатор поликардиограм АПКГ4-01».
2. Оцінити вплив заземлення блоків аналізатора на якість запису кардіосигналів. Для цього зареєструвати нульову лінію кардіографа за присутності і відсутності заземлення його блоків.
3. Під'єднати електроди, що призначені для реєстрації ЕКГ за стандартними (за

- Ейнтховеном) і підсиленими (за Гольдбергером) відведеннями, до кінцівок людини. Отримати на екрані блока «аналізатор полікардіограм АПКГ4-01» електрокардіограму. Зареєструвати цю електрокардіограму на папері за допомогою «блока записи електрографічного БЗЭ-01».
4. Виконати контурний (амплітудно-часовий) аналіз одного періоду зареєстрованої електрокардіографічної кривої, використовуючи програму «ЭКГ» блока «аналізатор полікардіограм АПКГ4-01».
 5. Оцінити вплив завад і артефактів на якість запису ЕКГ. Для цього дослідити зміни електрокардіографічної кривої при: а) рухах людини; б) від'єднанні електрода правої ноги.
 6. Створити макет вимірювального стенду на основі блока «усилитель кардиосигналов УКС3-02», модуля «USB-осцилограф» і ПЕОМ. Для цього вихід блока УКС3-02 через модуль «USB-осцилограф» з'єднати з ПЕОМ.
 7. Отримати на екрані ПЕОМ реалізацію електрокардіограми. Запам'ятати цю реалізацію у пам'яті ПЕОМ та надрукувати на папері за допомогою зовнішнього принтера.
 8. Виконати: а) контурний аналіз одного періоду зареєстрованої кардіограми; б) амплітудний спектральний аналіз короткої реалізації (декілька періодів) зареєстрованої кардіограми.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: структурну схему досліджуваного макета електрокардіографа та принципові схеми його вхідної вимірювально-підсилювальної частини; графічні записи кривих та кількісні характеристики контурного та спектрального аналізу ЕКГ; оцінку здобутих результатів та висновки з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Суть процесів іонного обміну на клітинних мембранах, які призводять до виникнення трансмембранного потенціалу дії (ТМПД). Фазовий склад і характер ТМПД.
2. Процеси збудження міокарда і формування електрограми одиничного м'язового волокна. Чим визначається характер і форма цієї електрограми?
3. Суть методу електрокардіографії.
4. Сформулюйте поняття електрокардіографічного відведення. Наведіть приклади основних систем електрокардіографічних відведень.
5. Особливості схемотехнічної реалізації електрокардіографічних засобів.

6. Поясніть, яким чином забезпечується захист людини від ураження електричним струмом, захист вхідних кіл електрокардіографа від дії імпульсу дефібриляції?
7. Охарактеризуйте особливості і прийоми забезпечення надійного електричного контакту між електродами кардіографа і тілом людини та схемотехнічного контролю цього контакту.
8. Охарактеризуйте вимоги, що пред'являються до підсилювача ЕКГ.
9. Яким має бути вхідний опір електрокардіографічного пристрою і яким чином забезпечується відповідне значення цього опору?
10. Яким чином при електрокардіографічних дослідженнях забезпечується придушення зовнішніх електричних завад та рухових артефактів?
11. У чому полягає суть контурного аналізу електрокардіограми і що дає лікарю такий аналіз?
12. У чому полягає суть методів електрокардіографії високого розділення (підсилення)? Назвіть ці методи.
13. Особливості довготривалого кардіомоніторингу. Які вимоги пред'являються до кардіомоніторних засобів?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5

Методика і засоби електроенцефалографії

Мета роботи: вивчення методики електроенцефалографії (ЕЕГ), особливостей схемотехнічних і конструктивних рішень засобів реєстрації і аналізу ЕЕГ-сигналів.

Апаратура. 1. Електроенцефалограф Bioscript BST-112; 2. Багатоканальна електродна система електроенцефалографа 3. Модуль «USB-осцилограф». 4. ПЕОМ.

Література [1 – С. 23-28; 4 – С. 133-155; 11 – С. 117-155].

ОСНОВНІ ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Електроенцефалографія – метод дослідження діяльності головного мозку, що ґрунтується на графічному записі його електричних потенціалів. Метод використовується для визначення фізіологічного стану центральної нервової системи людини, і на цій основі – діагностики багатьох хвороб, а також визначення і класифікації режиму сну, стану анестезії, гіпнозу, інтоксикації організму тощо. Графічний запис електричної активності головного мозку здійснюється за допомогою спеціального приладу – **електроенцефалографа**.

Розрізняють такі різновиди методу: електроенцефалографія, електрокортикографія (ЕКоГ) і електросубкортикографія (ЕСКоГ).

Під електроенцефалографією звичайно розуміють метод реєстрації біопотенціалів з поверхні голови (скальпа). У разі електрокортикографії потенціали реєструються з поверхні кори головного мозку, а електросубкортикографії ці потенціали реєструються з глибинних шарів (під корою) головного мозку. Порівняно з ЕЕГ сигнали ЕКоГ і ЕСКоГ мають значно більший рівень і динамічний діапазон.

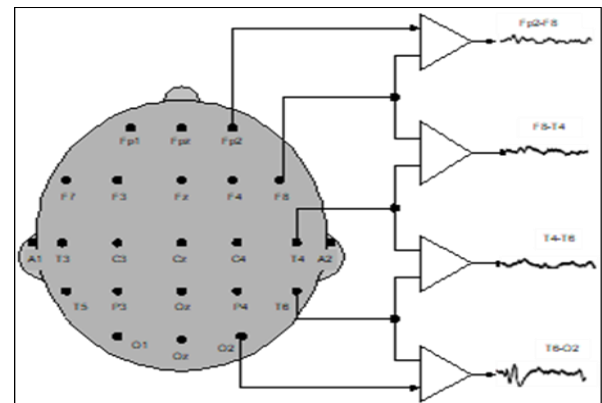
Режими реєстрації ЕЕГ. При ЕЕГ дослідженнях застосовують сім основних режимів реєстрації сигналів: 1) біполярний режим (рис. 5.1,а), в якому використовують множину відведень без спільного опорного електрода; 2) уніполярний режим (рис. 5.1,б), в якому використовують спільний опорний електрод (найчастіше його підмикають до вуха пацієнта; у цьому разі рівень ЕКГ вищий, краще визначена форма хвиль, ніж у попередньому, але помилки локалізації ритмів вищі); 3) усереднений режим (рис. 5.1,в), в якому використовують спільний опорний електрод від усіх відведень (за Гольдманом); 4) вінцеподібний режим, при якому використовують електроди, що розміщені у поперечних рядках; 5) замкнений біполярний режим, в якому пари електродів

утворюють замкнене коло; 6) опорний біполярний режим, який використовує систему опорних відведень; 7) трикутний режим, який являє собою спеціальний варіант завжди трьох пар біполярних відведень.

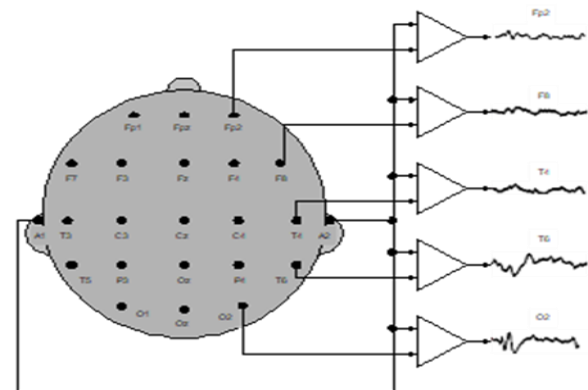
Для неінвазивної реєстрації ЕЕГ сигналів на голові людини за допомогою еластичного шолому (рис. 5.2) закріплюються електроди відповідно до проєкцій обраних відведень. Усього на голову пацієнту накладається 16 і більше електродів, які через підсилювачі з'єднуються з електроенцефалографом.

Електроенцефалограма є складною кривою, що має багато компонентів (ритмів). Ці ритми позначаються буквами грецького алфавіту. Найбільш чітко проявляється α -ритм з частотою 8-13 Гц. Визначають і інші ритми; найчастіше це β - ритм — 14-30 Гц, δ - ритм — 1,5-3 Гц, θ -ритм — 4-7 Гц. Приклад запису ритмів для багатьох відведень наведений на рис. 3.

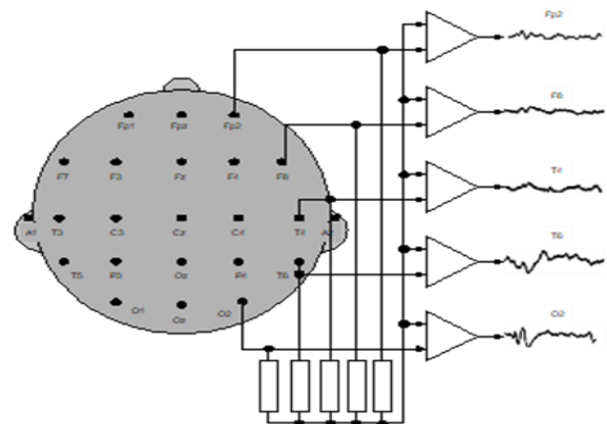
Різні ритми ЕЕГ і їх взаємозв'язок точно і об'єктивно відображають функціональний стан нервових структур головного мозку, дозволяють відстежувати динаміку змін і з більшою точністю області, де ці зміни найбільш сильно виражені.



а)



б)



в)

Рисунок 5.1 – Варіанти електроенцефалографічних відведень



Рисунок 5.2 – Фото накладання електродів на скальпі

Значний обсяг інформації, що закладена у ЕЕГ кривих, обумовлює необхідність використання сучасних методів математичного аналізу і обчислювальних засобів для її одержання. Тому сучасні електроенцефалографічні системи засновані на використанні потужної обчислювальної техніки і програмних модулів, що призначені для забезпечення процесів реєстрації, оброблення і візуалізації інформації. Зокрема для більш точного об'єктивного визначення ритмів використовується

спектральний аналіз сигналів (приклад розрахунку і відображення визначення α -ритму наведений на рис. 3 у правому нижньому куті), картування просторового розподілу ритмів (рис. 3 стовпчик праворуч), при якому визначаються зони розподілу ритмів і їх інтенсивності.

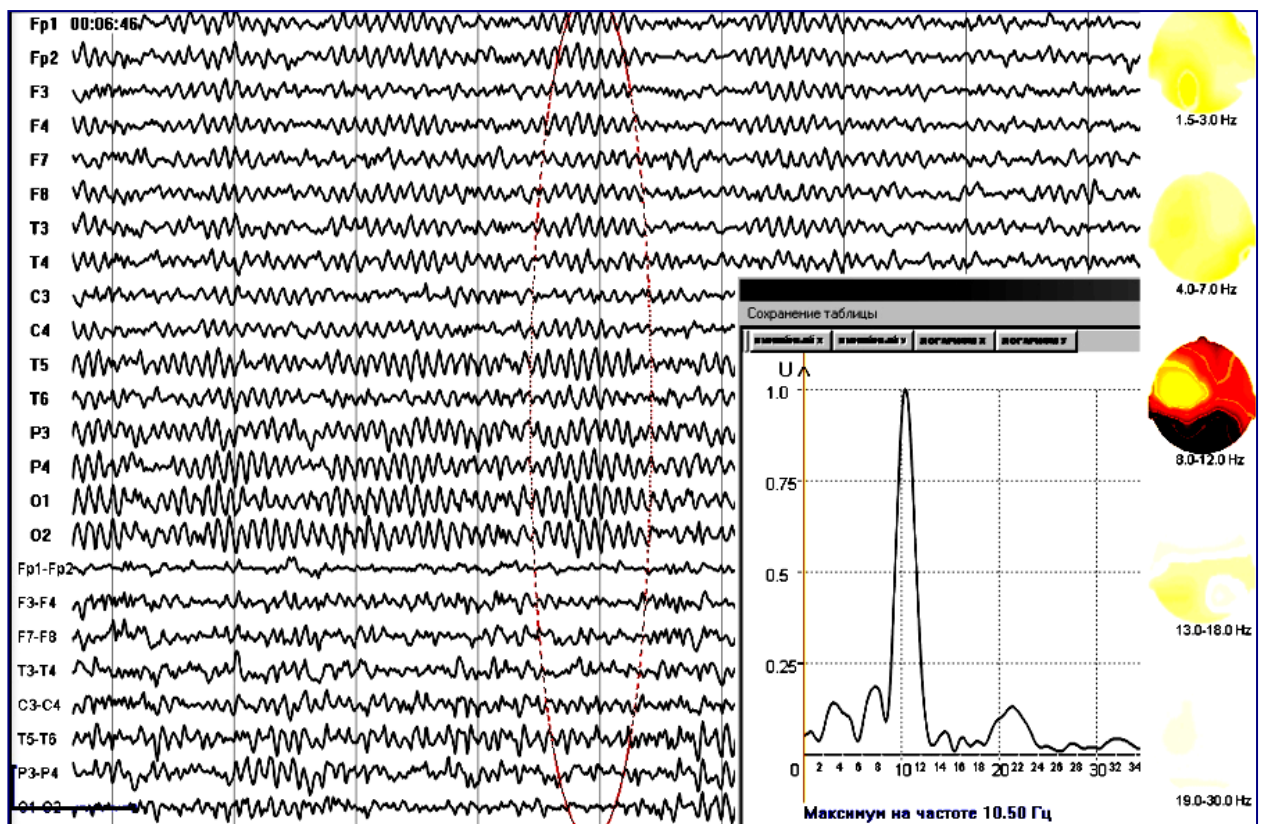


Рисунок 5.3 – Варіанти зовнішнього вигляду результатів ЕЕГ досліджень

Сучасні ЕЕГ-системи (наприклад, DX-системи, м. Харків) забезпечують тривимірну реконструкцію областей ураження, тобто працюють як томографічні системи діагностики мозку. Одночасно з просторовою картинкою розподілу потенціалів мозку, як правило, відображається і кількісні значення рівнів потенціалів, а зображення, що виникає на екрані монітора, можна тиражувати на папері і запам'ятовувати у пам'яті комп'ютера для подальшого аналізу.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. З використанням технічної документації електроенцефалографа Bioscript BST-112 накреслити: а) структурну схему електроенцефалографа; б) принципову електричну схему каналу підсилення ЕЕГ сигналу; в) принципову електричну схему блоку формування системи ЕЕГ відведень.
2. Визначити можливість використання модуля «USB-осцилограф» для оброблення сигналів електроенцефалографа Bioscript BST-112.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Ознайомитись з конструкцією і особливостями технічної реалізації елементів електроенцефалографа Bioscript BST-112.
2. Створити вимірювальний стенд реєстрації ЕЕГ. Для цього забезпечити з'єднання блоку формування відведень з основним вимірювальним блоком електроенцефалографа Bioscript BST-112 та заземлення блоків.
3. Підключити стенд до мережі живлення, і включити живлення блоків.
4. Виконати відповідні операції з калібрування і введення в режим реєстрації, оброблення та візуалізації інформації на екрані монітора вимірювального блоку електроенцефалографа.
5. Оцінити вплив заземлення блоків на якість запису сигналів. Для цього зареєструвати нульову лінію енцефалографа за присутності і відсутності заземлення його блоків.
6. Вивчити роботу блоку реєстрації електроенцефалографічних сигналів на паперовому носії.
7. Під'єднати за допомогою модуля «USB-осцилограф» вихід електроенцефалографа Bioscript BST-112 до ПЕОМ і виконати дослідження за пп. 4-5.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: структурну схему досліджуваного макету електроенцефалографа та принципові схеми елементів його частин; графічні

записи кривих та кількісні характеристики впливу відсутності заземлення блоків та завад на якість запису ЕЕГ сигналів; оцінку можливості удосконалення електроенцефалографа Bioscript BST-112 для забезпечення одержання інформації з використанням сучасних ПЕОМ.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Суть методу електроенцефалографії.
2. Різновиди методики електроенцефалографічних досліджень.
3. Особливості мозкових ритмів і основні кількісні показники електроенцефалографічних сигналів.
4. Особливості схемотехнічної реалізації засобів ЕЕГ досліджень.
5. Основні технічні характеристики сучасних засобів ЕЕГ досліджень.
6. Охарактеризуйте вимоги, що пред'являються до підсилювача ЕЕГ.
7. Яким має бути вхідний опір електроенцефалографічного пристрою і яким чином забезпечується відповідне значення цього опору?
8. Поясніть, яким чином забезпечується захист людини від ураження електричним струмом?
9. Особливості побудови електродної частини електроенцефалографів.
10. Які види електродів використовуються при ЕЕГ дослідженнях?
11. Яким чином забезпечується надійний контакт між електродом і тілом людини?
12. Яким чином при електрокардіографічних дослідженнях забезпечується придушення зовнішніх електричних завад та рухових артефактів?
13. Поясніть особливості методики проведення ЕЕГ досліджень.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6

Методика і засоби реографії

Мета роботи: 1) вивчення методики пульсових реографічних досліджень, особливостей реєстрації і запису реограм; 2) вивчення особливостей схемотехнічних і конструктивних рішень реографічних засобів пульсометрії та електродних систем; 3) реєстрація і запис у файл пульсових хвиль з двох рук для трьох варіантів під'єднання електродів; 4) порівняльний аналіз змін форми зареєстрованих кривих для дослідних варіантів під'єднання електродів.

Апаратура. 1. Реоаналізатор РА5-01. 2. Блоки електродів. 3 Модуль «USB-осцилограф». 4. ПЕОМ.

Література [1 – С. 29-38; 4 – С. 60-72; 11 – С. 102-104, 359; 12].

ОСНОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ, РОЗРАХУНКОВІ ФОРМУЛИ, ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Реографія – це метод вивчення кровонаповнення судин, органів і біотканин шляхом графічної реєстрації змін їх активного (омічного) електричного опору. Вона є різновидом **плетизмографії** – методу графічної реєстрації змін об'єму окремих частин організму і органів людини або тварини (біологічних органів) залежно від стану їх кровонаповнення. Реографія використовується головним чином для діагностики стану серця, судин та внутрішніх органів.

Відомо, що опір R ділянки провідника, рис. 6.1, (наприклад, кровеносної судини) довжиною l , площею поперечного перетину S з питомим опором ρ визначається як

$$R = \rho \frac{l}{S} = \rho \frac{l^2}{V}, \quad (1)$$

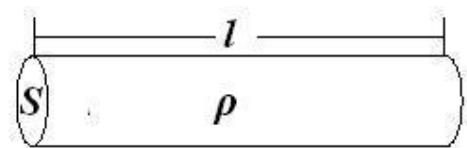


Рисунок 6.1– Ділянка судини

де $V = S \cdot l$ – об'єм провідника.

При змінах кровонаповнення внаслідок серцевих скорочень незмінними залишаються довжина ділянки судини l і питомий опір ρ крові, а змінюється об'єм ділянки V (внаслідок змін (коливань) площі поперечного перетину S еластичної судини) Тобто виконуються умови $l = const$, $\rho = const$, $V, S - var$. Враховуючи це, із (1) одержимо

$$\frac{dR}{R} = -\frac{dV}{V}, \text{ або у кінцевих припущеннях } \frac{\Delta R}{R} = -\frac{\Delta V}{V}. \quad (2)$$

Отже, знаючи значення базового R та зміни (пульсації) ΔR опору судини або органу, можна визначати відносні об'ємні зміни кровотоку $\Delta V/V$ у судині або органі. Прийнято вважати, що крива змін імпедансу за кожний серцевий цикл (реограма) відповідає кривій об'ємного пульсу, інтерпретація якої можлива на основі теоретичних принципів механічної *плетизмографії і сфігмографії*.

На основі цих підходів запропоновано методики діагностики серця, судин і органів з використанням значної кількості реографічних показників. При цьому встановлено, що внаслідок фізіологічних властивостей біологічних тканин і органів, у діапазоні частот до 100 кГц модуль Z імпедансу відрізняється від його активної складової R не більше, ніж на декілька відсотків. Тому для спрощення процедури вимірювань визначення активної складової R здійснюється шляхом вимірювання модуля Z .

Для реєстрації реограм використовують спеціальні прилади — *реографи*. У попередні десятиліття вони створювались у вигляді окремих діагностичних приладів. У зв'язку з розвитком засобів обчислювальної техніки (ПЕОМ та інших мікропроцесорних засобів) у останні роки вони створюються, як правило, як приставки до багатоканальних поліграфічних діагностичних систем, призначених для реєстрації, оброблення і візуалізації біологічних сигналів та отримання діагностичної інформації, що в них закладена.

Основними елементами реографа будь-якої модифікації є такі: а) генератор струму високої частоти (зазвичай це частоти від 30 до 100, а іноді до 150 кГц), з виходу якого струм на біооб'єкт подається за допомогою двох струмових електродів; б) вимірювальний перетворювач «імпеданс-напруга», заснований на використанні так званих „струмових” і „потенційних” електродів; в) детектор; г) підсилювач сигналів детектора; д) калібрувальний пристрій з стандартними опорами (0,01; 0,05; 0,1; 0,2 Ом), що дискретно вмикаються у електричне коло. У приладах, конструкція яких дозволяє реєструвати не лише виміряну характеристику імпедансу, але й швидкість цих змін (отримувати «диференційну реограму»), передбачено калібрування кривих у розмірності Ом/с.

Для запису реограм використовується кілька систем відведень, зокрема такі: а) біполярна, коли струмові і потенційні електроди суміщені і представлені двома електродами, що накладені на полярні точки досліджуваної ділянки тіла; б) тетраполярна, коли між двома віддалено розміщеними струмовими електродами розміщуються два (або декілька) потенційних електродів, які використовуються для вимірювання різниці потенціалів між точками їх накладення; в) фокусуюча, коли взаємне положення потенційного (центрального) і струмового електродів дозволяє виконувати локальне

(фокусоване) дослідження глибоко лежачих тканин і органів; г) багатоканальна колова система відведень, коли у колі між двома струмовими електродами по обидва боки розміщується багато потенційних електродів; причому під час вимірювань шляхом комутації електродів позиції потенціальних електродів послідовно заміщуються на позиції струмових електродів. Цим забезпечується сканування струмом органу по колу і можливість отримання внутрішніх «імпедансних томографічних зрізів» об'єктів і створення імпедансних томографів.

Перевагою біполярного режиму реєстрації є більша простота конструкції реографічних систем. Але суттєвим недоліком є більша похибка вимірювань внаслідок впливу поляризаційних потенціалів на межі електрод-біооб'єкт. Рівень цих потенціалів залежить від значення струму крізь цей проміжок і збільшується при підвищенні струму та при зменшенні частоти зондувального сигналу. На низьких частотах рівень поляризаційних потенціалів може значно перевищувати рівні корисного сигналу. Тетраполярний режим вимірювань дозволяє суттєво зменшити цей вплив.

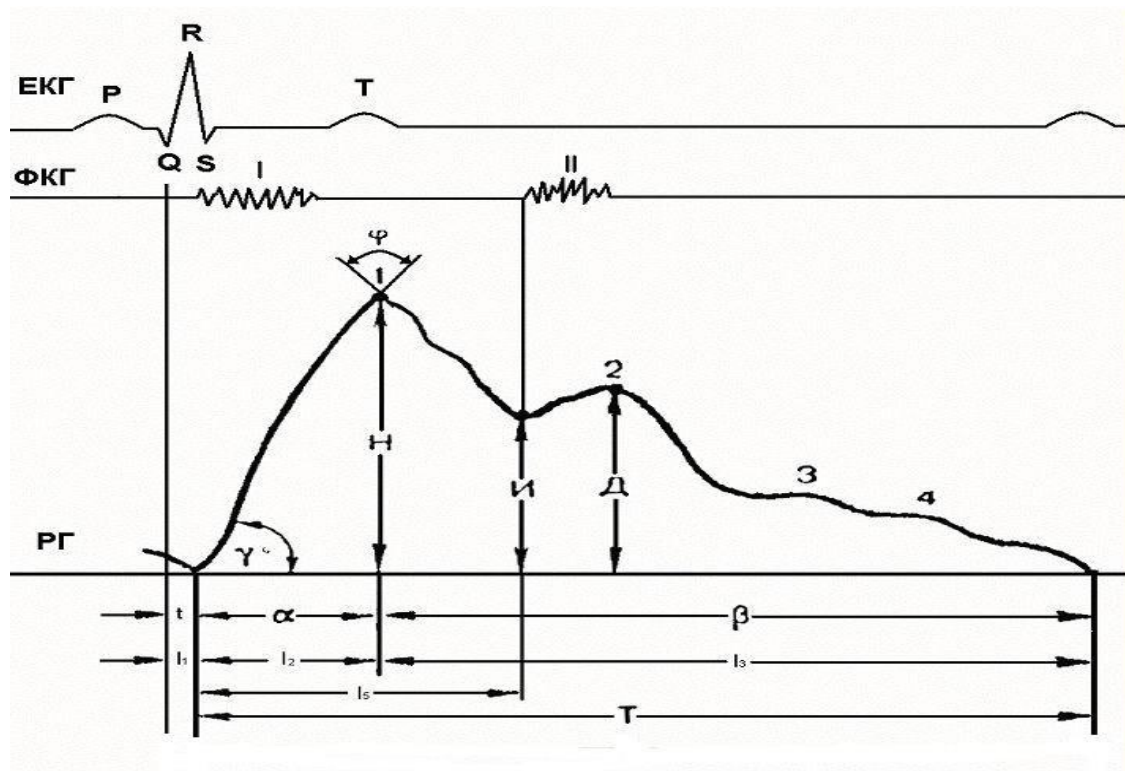
Для запису реограм використовують хлорсрібні електроди, електроди із алюмінію, свинцю, нержавіючої сталі, міді, латуні, алюмінієвої фольги і ін. Форма і розмір електродів залежать від завдань і області досліджень. У разі неінвазивних досліджень необхідний надійний контакт електродів зі шкірою для зменшення перехідного опору на межі електрод-шкіра; для досягнення цього рекомендується обезжирити шкіру під електродами спиртом; доцільно також використання електродної пасти, або розміщення під електроди фланелевих прокладок, змочених 20% розчином хлориду натрію.

Із серійних приладів для реографічних досліджень використовують біполярні одноканальні (РГ1-01, РГ2-02) і чотириканальні (4РГ-1М, 4РГ-2М) реографи, тетраполярний реоплетизмограф РПГ2-02, а для фокусуючої реєстрації — реоплетизмограф РПГ2-03 і автоматичні реоаналізатори РА5-01 та РА6-02, за допомогою яких можлива реєстрація біполярної і тетраполярної реограм. У сучасній діагностиці використовуються програмно-апаратні реографічні модулі, що призначені для дослідження центральної і периферичної гемодинаміки. Вони є складовими частинами комп'ютеризованих поліграфічних діагностичних систем. Наприклад, це систем, що розробляються фірмами НТЦ РЕМПТ ХАІ (м. Харків), НВП «Метекол» (м. Ніжин) і ін.

Фазова структура і основні амплітудно-часові (контурні) показники пульсової хвилі. При аналізі і оцінці реографічних кривих використовується декілька десятків інформативних ознак або показників. Але серед них є найбільш

поширені інформативні ознаки, які широко використовуються у клініці при будь-якому аналізі. Насамперед це амплітудно-часові показники (контурного аналізу), які визначаються за характерними точками та ділянками пульсової хвилі (рис. 6.2).

Для більш достовірної діагностики і можливості більш точного фазового структурного аналізу режиму роботи серця та тонічного стану судин, реограма, як правило, реєструється разом з іншими кривими серцевої діяльності (електрокардіограмою (ЕКГ), фонокардіограмою (ФКГ) тощо). Тому на рис. 6.2 також зображено ЕКГ і ФКГ. Разом вони використовуються для комплексного аналізу стану серця і судин.



ЕКГ – електрокардіограма; ФКГ – фонокардіограма; РГ – пульсова хвиля (реограма)

Рисунок 6.2 – Схема фазової структури реограми (пульсової хвилі)

Отже, на основі комплексного дослідження кривих ЕКГ, ФКГ і реограми, на останній можна визначити такі характерні точки, ділянки та показники.

Характерні точки: 1 – вершина систолічної хвилі; 2 – вершина диастолічної хвилі; 3, 4 – додаткові хвилі (хвильки); 5 – точка закінчення диастолічної хвилі.

Характерні ділянки: ділянка між початком реограми до точки 1 – анакрота; ділянка між точками 1...5 – катакрота; лінія між точками між початком реограми і її завершенням (точка 5) – ізоелектрична лінія.

Амплітудні показники: Н – висота систолічної хвилі; И – висота інцизури; Д – висота дикротичної хвилі.

Часові показники: Т – тривалість серцевого циклу (с); β – тривалість катакрити (с); α – тривалість анакрити (с); ($\alpha = \alpha_1 + \alpha_2$, де α_1 – тривалість анакрити від її початку до точки максимальної крутості, α_2 – тривалість анакрити від точки її максимальної крутості до вершини).

Кутові показники: γ – кут нахилу анакрити по відношенню до ізоелектричної лінії; φ – кут між проекціями анакритичної і катакритичної частин хвилі.

Більш детально методика визначення цих показників і їх діагностичне значення надані у спеціальній літературі та у описі реоаналізатора РА5-01.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

Використовуючи технічну документацію реоаналізатора РА5-01:

1. Відокремити і накреслити структурну та принципову електричну схему вхідної вимірювальної частини реоаналізатора.
2. На електричній схемі вхідної частини реоаналізатора визначити основні елементи, які забезпечують струмове зондування біооб'єкту, знімання і підсилення потенціалів, захист пацієнта від ураження електричним струмом.
3. Ознайомитися з технічними характеристиками реаналізатора РА5-01.
4. Використовуючи технічну документацію модуля «USB-осцилограф» ознайомитись з особливостями його роботи і можливостями оброблення сигналів і візуалізації інформації на екрані ПЕОМ.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Використовуючи технічну документацію та стійку реоаналізатора РА5-01, ознайомитись з його конструкцією і особливостями технічної реалізації вузлів і блоків, схемами відведень при вимірюванні, вимірювальними параметрами та показниками.
2. Створити вимірювальний стенд реєстрації пальцевої реограми за тетраполярною системою відведень. Для цього забезпечити заземлення блоків реоаналізатора РА5-01 та з'єднання блоків пальцевих електродів зі вхідними роз'ємами блоку «Преобразователь биосигналов».
3. Підключити реоаналізатор РА5-01 до мережі живлення, і включити живлення блоків.
4. Використовуючи панель керування блока «Анализатор сигналов АС-02» виконати відповідні операції з калібрування і введення в режим реєстрації,

- оброблення та візуалізації інформації на екрані монітора блока «Блок отображения информации».
5. Оцінити вплив заземлення блоків аналізатора на якість запису реосигналів. Для цього зареєструвати нульову лінію реографа за присутності і відсутності заземлення його блоків.
 6. Під'єднати блоки електродів, що призначені для реєстрації пальцевої реограми за тетраполярною системою відведень, до вказівних (або інших) пальців верхніх кінцівок людини. Отримати реограму на екрані блока «Блок отображения информации». Зареєструвати реограму на папері за допомогою «блока записи электрографического БЗЭ-01».
 7. Виконати контурний (амплітудно-часовий) аналіз одного періоду зареєстрованої реографічної кривої, використовуючи «Методику дослідження гемодинаміки» (п. 4.3.5 «Технического описания и инструкции по эксплуатации») реоаналізатора РА5-01.
 8. Оцінити вплив завад і артефактів на якість запису реограми. Для цього дослідити зміни реографічної кривої при: а) рухах людини; б) затримці дихання; в) підвищеній частоті дихання.
 9. Створити макет вимірювального стенда на основі блока «Преобразователь биосигналов», модуля «USB-осцилограф» і ПЕОМ. Для цього вихід блока «Преобразователь биосигналов» (роз'єм «Самописец» на задній панелі блока) через модуль «USB-осцилограф» з'єднати з ПЕОМ.
 10. Отримати на екрані ПЕОМ реалізацію реограми. Запам'ятати цю реалізацію у пам'яті ПЕОМ та надрукувати на папері за допомогою зовнішнього принтера.
 11. Використовуючи програмні модулі USB-осцилографа та комп'ютера виконати: а) контурний аналіз одного періоду зареєстрованої реограми; б) амплітудний спектральний аналіз короткої реалізації (декілька періодів) зареєстрованої реограми.
 12. Виконати вимірювання для таких випадків: а) при реєстрації реосигналу з пальця однієї руки; б) при одночасній реєстрації реосигналів з пальців обох рук за умови, що зондувальний струм для кожної руки є власним; в) при одночасній реєстрації сигналів з обох рук за умови що зондувальний струм є спільним для обох рук.
 13. Оцінити різницю реографічних кривих, отриманих з різних рук. Якщо спостерігається різна форма кривих, дайте Вашу інтерпретацію цієї різниці.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: структурну схему досліджуваного макету реографа та принципові схеми елементів його вхідної вимірювально-підсилювальної частини; графічні записи кривих та кількісні характеристики контурного та спектрального аналізу реограм; оцінку здобутих результатів та висновків з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Суть процесів у біологічних тканинах, які забезпечують можливість визначення об'ємних змін тканин і органів за вимірюванням змін електричного опору.
2. Чим обумовлений комплексний характер електричного опору біологічних тканин і органів проходженню електричного струму змінної частоти?
3. Суть методу реографії.
4. Від чого залежить значення базового опору R біооб'єктів? У яких межах знаходиться значення цього опору?
5. У яких межах змінюється значення опору R при пульсації крові?
6. Сформулюйте поняття реографічного відведення. Наведіть приклади основних систем реографічних відведень.
7. Особливості схемотехнічної реалізації електрореографічних засобів.
8. Поясніть, яким чином забезпечується захист людини від ураження електричним струмом при реографічних дослідженнях.
9. У чому полягає суть поляризаційних ефектів на межі електрод-тіло людини? Як ці ефекти впливають на результати вимірювань?
10. Охарактеризуйте особливості і прийоми забезпечення надійного електричного контакту між електродами реографа і тілом людини.
11. Яким має бути вхідний опір реографічного пристрою і яким чином забезпечується відповідне значення цього опору?
12. Яким чином при реографічних дослідженнях забезпечується придушення зовнішніх електричних завад та рухових артефактів?
13. У чому полягає суть контурного аналізу реограми і що дає лікарю такий аналіз?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 7

Вимірювання параметрів базового електричного імпедансу біологічних об'єктів

Мета роботи: 1) вивчення особливостей і умов застосування потенціометричного методу визначення параметрів базового електричного біоімпедансу, схемотехнічних і конструктивних рішень засобів реєстрації цих параметрів; 2) вивчення особливостей біполярної методики біоімпедансометрії; 3) експериментальне дослідження змін параметрів базового комплексного електричного опору (імпедансу) залежно від ступеня гідратності досліджуваного об'єкта.

Апаратура. 1. Генератор ГЗ-33. 2. Вольтметри В7-27 – 2 од. 3. Фазометр Ф2-34. 4. Частотомір ЧЗ-63. 5. Імітатор (фантом) біооб'єкта. 6. Розчин NaCl (0.15 н) – 100-50 мл.

Література [1 – С. 39-45; 13, 14].

ОСНОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ, РОЗРАХУНКОВІ ФОРМУЛИ, ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Електричний опір (імпеданс) характеризує фізіологічний стан біоб'єкта і є величиною комплексною. Це пояснюється тим, що структура тканин неоднорідна і складається з ланок різних розмірів, які наповнені рідинами (електролітами). Електроліти обумовлюють активну складову R імпедансу Z . Накопичення зарядів біля границь ланок (насамперед мембран) обумовлює реактивну складову X імпедансу. Знаючи параметри складових базового електричного імпедансу, можна визначати стан біогідратності об'єкта, тобто загальну кількість рідини у об'єкті, співвідношення внутрішньоклітинної і зовнішньоклітинної рідини, стан клітинних мембран тощо, що забезпечує можливість реалізації багатьох методик медичної діагностики.

Електричний імпеданс можна визначити потенціометричним методом (за методом вольтметра - амперметра). Суть метода полягає у вимірюванні падіння напруги на біооб'єкті при протіканні через нього змінного струму відомого рівня.

Якщо відомі комплексні значення амплітуди струму $\dot{I}$, що проходить крізь об'єкт, і падіння напруги $\dot{U}$ на ньому, то імпеданс $\dot{Z}$ біооб'єкта знаходять за відомим виразом

$$\dot{Z} = \dot{U} / \dot{I} = R + jX = Z \cdot \exp(j\varphi),$$

Де Z – модуль імпедансу, φ – його аргумент, що дорівнює різниці фаз між напругою та струмом.

Аналогічно, якщо відомі амплітудні або діючі значення I , U струму та напруги, модуль Z електричного імпедансу знаходять у вигляді

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2} = U/I$$

Клінічні дослідження показали, що для всебічного вивчення процесів біогідратності доцільно визначати не лише модуль імпедансу, але й його складові R та X . Якщо біологічний об'єкт моделюється еквівалентною схемою із послідовно з'єднаних резистора з опором R та конденсатора ємністю C , значення активної і реактивної складових та ємності конденсатора визначаються через виміряне значення модуля електричного імпедансу відомими виразами:

$$R = Z \cdot \cos \varphi, \quad (1)$$

$$X = Z \cdot \sin \varphi, \quad (2)$$

$$C = 1/(2\pi fX), \quad (3)$$

де f – частота зондувального струму.

Для реалізації визначення цих параметрів використовують два основних підходи при вимірюванні і, відповідно, два варіанти побудови потенціометричних вимірювачів параметрів електричного імпедансу.

У першому варіанті окремо значення різниці фаз φ не вимірюють, а, використовуючи двоканальну квадратурну обробку сигналів, на виході цих каналів одержують напруги, що пропорційні $\cos \varphi$ та $\sin \varphi$.

Другий варіант засновується на вимірюванні падіння напруги на об'єкті, струму у ньому та різниці фаз φ між напругою і струмом з наступним обчисленням значень R , X і C за виразами, що були наведені вище. Схема вимірювань за цим варіантом при біполярному підключенні електродів наведена на рис. 7.1.

Зондування об'єкта забезпечується генератором G . Вимірювання напруги на об'єкті виконує вольтметр змінного струму $V1$. Для вимірювання струму через об'єкт використовується метод вольтметра, при якому струм обчислюється шляхом вимірювання падіння напруги $U2$ на відомому еталонному опорі R_e , який підмикається послідовно з досліджуваним об'єктом. Для зменшення похибки визначення параметрів комплексного опору значення опору R_e має бути значно меншим, ніж значення модуля Z імпедансу; значення цього опору

обрано рівним 5.1 Ом. Напруга U_2 вимірюється вольтметром змінного струму B_2 .

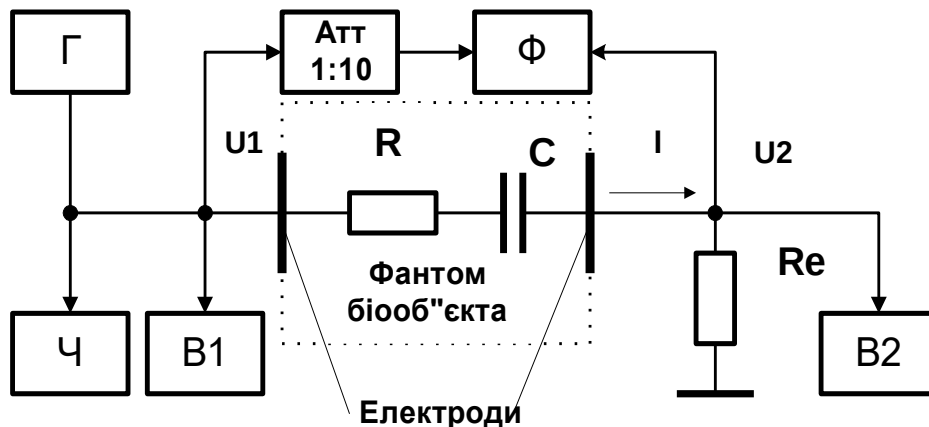


Рисунок 7.1 – Схема вимірювань базового біоімпедансу

Вимірювання різниці фаз між напругою U_1 на об'єкті і струмом I у ньому здійснюється фазометром Φ шляхом вимірювання різниці фаз між напругами U_1 і U_2 . Оскільки точність вимірювання різниці фаз є вищою при рівності вхідних сигналів фазометра, вихідний сигнал генератора на вхід фазометра подається через дільник D , а сигнал з еталонного резистора подається на другий вхід фазометра безпосередньо.

Щоб компенсувати похибки, які виникають внаслідок впливу фазових зсувів (кінцевих електричних довжин) електронних кіл, дільника і кабелів, перед початком роботи вимірювальний стенд слід відкалібрувати. Для цього треба замість фантома біооб'єкта включити резистор номіналом 510 Ом. Впевнившись, що рівні напруг, які вимірюють вольтметрами B_1 і B_2 , лежать у необхідному для роботи фазометра діапазоні, треба натиснути кнопку включення фазометра і через дві хвилини зняти його дані. Про встановлення даних сигналізує періодичне засвічування нижнього сегмента символічного розряду індикатора фазометра. При обробці результатів експерименту зафіксовані значення треба вирахувати із вимірних даних фазометра при експерименті.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. Вивчити матеріали, що стосуються методики імпедансометрії.
2. Підготувати фантом досліджуваного біооб'єкта. Як фантом можна використати будь-який об'єкт, що має пористу структуру: губку, шматок сухої деревини, булочку або шматок хліба тощо; фрукт (апельсин, лимон, яблуко тощо); шматок м'яса, риби чи сосиску.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Виконати калібрування фазометра на частотах 20 та 250 кГц. Частоту генератора треба контролювати частотоміром Ч з точністю до 0.1 кГц.
2. Створити вимірювальний стенд. Для цього накласти електроди на фантом через сухі фланелеві прокладки або безпосередньо. Впевнитись у неможливості вимірювань напруги U_2 та різниці фаз у цьому випадку.
3. Замочити прокладки у розчині NaCl з концентрацією 0.15 нормального розчину, легко віджати їх і встановити електроди з прокладками на об'єкт навпроти один одного. Виміряти напруги U_1 , U_2 , та різниці фаз сигналів на частотах 20 та 250 кГц.
4. Вводячи в об'єкт послідовно порціями у 0.5-2 мл розчин NaCl у діапазоні 0....50 мл, виконати вимірювання згідно п. 3. Дані знімати з точністю до третього значущого розряду. Результати занести до таблиці (графи 3, 4, 5).
5. За даними таблиці розрахувати модуль імпедансу за виразом $Z = U/I = 5.1U_1/U_2$ Ом і, використовуючи формули (1), (2), (3), обчислити параметри R і X електричного імпедансу та значення ємності C об'єкта при введенні розчину. Результати занести у відповідні графи (6, 7, 8, 9, 10) таблиці.
6. Для кожної частоти побудувати залежність електричних параметрів від об'єму введеного електроліту. Для зручності аналізу шкалу вздовж осі ординат не обов'язково починати з нуля.

Таблиця 7.1 – Таблиця результатів вимірювань

№ пп	V, мл	U_1 , мВ	U_2 , мВ	φ , рад	$\cos \varphi$	$\sin \varphi$	Z, Ом	R, Ом	X, Ом	C, пФ	f, кГц
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	0										20
											250
2	5										20
											250
3	10										20
											250
•											•
•											•
•											•
N											20
											250

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: структурну схему досліджуваного макету; графіки залежності та кількісні характеристики змін параметрів імпедансу від стану біогідратності; оцінку здобутих результатів та висновки з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. Чому при моделюванні процесів електропровідності в біооб'єктах доцільно використовувати як електроліт 0.15 н розчин NaCl?
2. Як приготувати 0.15 н розчин NaCl?
3. У чому суть "квадратурного методу" обробки сигналів?
4. Вкажіть негативні та позитивні властивості біполярного потенціометричного методу вимірювань імпедансу біооб'єктів.
5. Чому різниця фаз між напругами U_1 і U_2 співпадає з різницею фаз між падінням напруги на об'єкті і струмом у ньому?
6. Чим обумовлені методичні похибки вимірювання різниці фаз між падінням напруги на об'єкті і струмом у ньому?
7. Чим обумовлені інструментальні похибки вимірювання різниці фаз між падінням напруги на об'єкті і струмом у ньому?
8. Як впливають ефекти поляризації електродів на похибку вимірювання параметрів імпедансу?
9. Для чого застосовують між електродом та біооб'єктом прокладки, які зволожені фізіологічним розчином?
10. Оцініть вплив додаткового опору $R_e = 5.1$ Ом на похибку вимірювання складових комплексного опору біооб'єкта.
11. Чим обумовлені поляризаційні ефекти на електродах?
12. Чим обумовлений комплексний характер імпедансу біооб'єктів?
13. Як змінюються параметри біоімпедансу при руйнації клітинних мембран?
14. Як змінюються параметри біоімпедансу при змінах частоти зондувального струму?
15. Як при реалізації потенціометричного методу біоімпедансометрії забезпечують захист пацієнта від ураження електричним струмом?
16. Виходячи з яких умов вибирають значення струму, що проходить крізь біооб'єкт?
17. Як, скориставшись біполярним методом вимірювань, оцінити ступінь гідратації органів людини?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 8

Біполярний потенціометричний вимірювач параметрів електричного біоімпедансу

Мета роботи: 1) вивчення складу, принципу дії, характеристик високочастотного вимірювача параметрів біоімпедансу та особливостей його роботи при реалізації різних методик діагностики стану органів і систем людини.

Апаратура. 1. Біполярний потенціометричний вимірювач параметрів електричного біоімпедансу (розробка лабораторії кафедри ТОР [15]). 2. Вимірювач артеріального тиску. 3. Фізіологічний розчин (розчин NaCl (0.15 н) – 100-500 мл.).

Література [1 – С. 46-52; 13, 14, 15].

ОСНОВНІ ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

У біологічній і медичній практиці поширені методи оцінки стану органів і систем організму та біотканин шляхом визначення їх гідратності на основі біоімпедансометрії. Співвідношення загальної, внутрішньоклітинної і зовнішньоклітинної рідини характеризує водний баланс організму. Це дозволяє визначати стан його органів і систем, ідентифікувати патології, ступень деградації біологічних клітин (відмирання тканин) тощо. Суть цього напряму діагностики ґрунтується на визначенні частотних залежностей параметрів електричного біоімпедансу.

Існують два основних варіанти реалізації цього методу.

Перший заснований на визначенні модуля імпедансу на двох суттєво різних частотах: низькій – (від 5 до 20) кГц і високій – (від 100 кГц до 1 МГц). На низькій частоті провідність об'єкта обумовлюється опором зовнішньоклітинної рідини, а на високих – сукупним внеском опорів зовнішньоклітинної і внутрішньоклітинної рідини. Перевагами цього підходу є можливість оцінки стану водного балансу організму на основі неінвазивного визначення імпедансу.

Недоліки і обмеження цього варіанту такі:

1. Відсутня інформація про реактивну складову імпедансу (визначається лише модуль імпедансу). Внаслідок цього знижена чутливість діагностики, оскільки: а) не враховується характер змін активної і реактивної складових, рівні яких можуть змінюватись зустрічно; б) оскільки залежність модуля імпедансу характеризується як корінь квадратний із суми квадратів значень активної і реактивної складових (див. лабораторну роботу № 7), власна чутливість цих складових може бути знівельованою таким характером залежності. Це особливо

помітно, якщо значення цих складових суттєво відрізняються (наприклад, реактивна складова може бути на порядок меншою, ніж активна, і тоді її вплив на значення модуля імпедансу незначний, в той час як її власні відносні зміни, які саме і характеризують зміни стану, можуть відбуватись у суттєво більших межах).

2. При визначенні імпедансу на низьких частотах має місце збільшення похибок вимірювань внаслідок наявності ефектів поляризації на межі електрод–біотканина. Рівень поляризаційних потенціалів може на порядки перевищувати рівень корисного сигналу.

Інший варіант реалізації цього методу заснований на визначенні активної складової імпедансу і ємності біотканини (або органу). При цьому застосовується мостовий компенсаційний метод вимірювання на основі заміщення параметрів імпедансу ДО активним опором і ємністю зовнішніх магазинів резисторів і конденсаторів. Перевагами цього варіанту є те, що прямо визначаються складові імпедансу. Недоліки його такі: а) фактично вимірювання здійснюються вручну і тому має місце довготривала процедура досліджень; б) наявні похибки вимірів внаслідок впливу поляризаційних потенціалів на низьких частотах; в) неможливо визначити динамічні зміни параметрів імпедансу (внаслідок особливостей мостового методу вимірювань і характеристики моста).

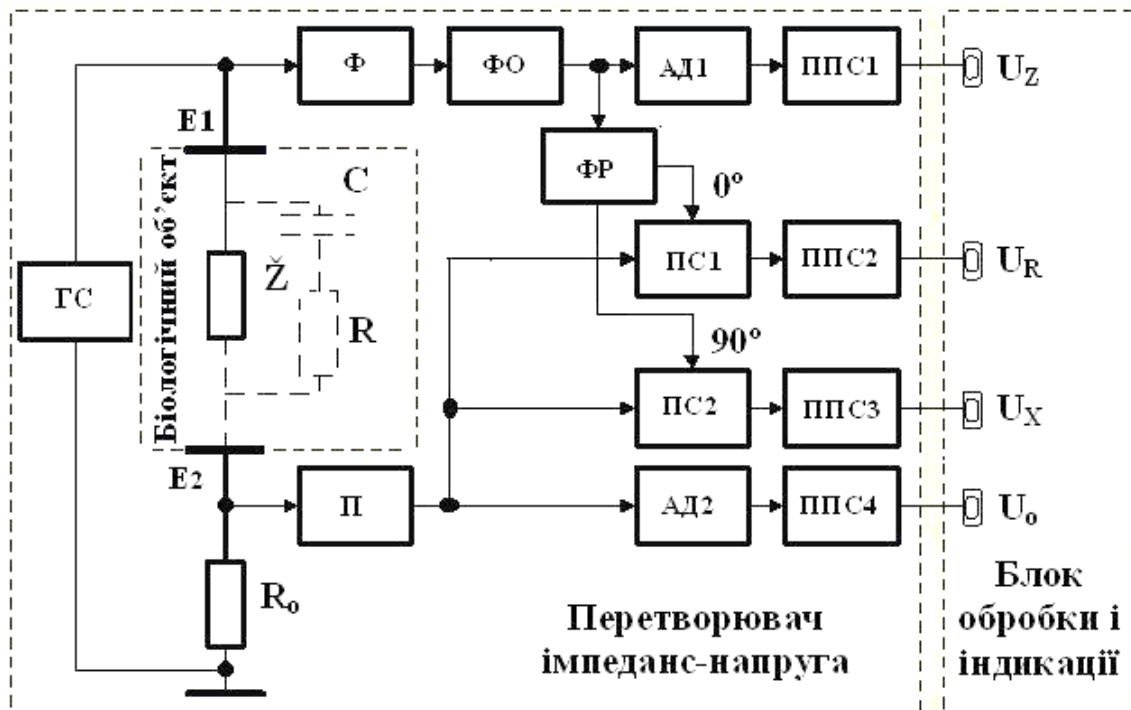
Зазначені недоліки і обмеження обумовили необхідність подальшого розроблення засобів визначення *всіх параметрів* (модуля, активної і реактивної складових) електричного біоімпедансу, розширення частотного діапазону та підвищення швидкодії і точності вимірювальних засобів. В цьому сенсі перспективним є використання методів амплітудних і фазових вимірювань для одержання ЧХ модуля і аргументу імпедансу з наступним обчисленням всіх його параметрів.

Саме тому для подолання цих обмежень на кафедрі ТОР Національного технічного університету України «КПІ» розроблений швидкодіючий вимірювач параметрів електричного імпедансу біологічних органів [15]. Обраний у пристрої метод вимірювань – потенціометричний двохелектродний (біполярний).

Структурна схема вимірювача наведена на рис. 8.1, а фото його зовнішнього вигляду – на рис. 8.2.

Робота пристрою така. Струм високої частоти від генератора струму ГС за допомогою електродів подають на досліджуваний об'єкт. Виходячи з умов безпеки рівень зондувального струму встановлюють біля 1 мА. Частота струму дорівнює 250 кГц і стабілізована кварцом. Вихідний опір джерела складає біля

50 кОм, що дозволяє вимірювати імпеданс у межах 20....1000 Ом з похибкою, яка не перевищує декілька відсотків.



ГС - генератор струму; Ф – фільтр; ФО – фазообертач; E1, E2 – електроди;
 ФР – фазорозщеплювач 0°/90°; ПС1, ПС2 – перемножувачі сигналів;
 П – підсилювач; АД1, АД2 – амплітудні детектори; ППС1.....ППС4 – підсилювачі постійного струму.

Рисунок 8.1 – Структурна схема вимірювача параметрів імпедансу

При сталому значенні струму, який проходить через вимірюваний об'єкт, напруга на ньому буде пропорційною імпедансові $\dot{Z}$ об'єкту. Щоб одержати окремо дійсну та уявну складові імпедансу, треба мати сигнал, що є синфазним до струму. Цей сигнал одержується на опорному резисторі R_0 , який обрано



Рисунок 8.2 – Фото вимірювача базового електричного біоімпедансу

таким, щоб виконувалась умова $R_0 \ll Z$, де Z – модуль імпедансу. Реально обрано $R_0 = 3$ Ом. Тому при $Z = 100$ Ом похибка вимірювань, яка викликана

підімкненням R_0 до кола об'єкта, не перевищує 3%. Зі збільшенням вимірюваного Z ця похибка зменшується.

Для одержання сигналів, що пропорційні дійсній R та уявній X складових імпедансу (при послідовній схемі заміщення об'єкта) використана квадратурна обробка сигналів з об'єкта та еталонного резистора. Це забезпечується за допомогою двох множників сигналів ПС1 та ПС2 та фазорозщеплювача ФР сигналу, який створює різницю фаз між вихідними сигналами ФО у 90° .

На виходах множників ПС1 та ПС2 маємо сигнали, що пропорційні $Z\cos\varphi$ та $Z\sin\varphi$ відповідно. Тут φ – різниця фаз між напругою на вимірюваному об'єкті і струмом у ньому (фаза струму співпадає з фазою напруги на еталонному резисторі R_0). При сталому значенні зондувального струму сигнал $Z\cos\varphi$ пропорційний дійсній складовій імпедансу R , а сигнал $Z\sin\varphi$ – уявній складовій X . Множники мають лінійну характеристику по відношенню до вхідного сигналу з біооб'єкта, якщо рівень цих сигналів є меншим, ніж рівень опорного сигналу з резистора R_0 . Тому останній сигнал підсилюється підсилювачем П. Для компенсації початкових фазових зсувів використовується фазообертач ФО.

Щоб одержати сигнал, пропорційний модулю Z імпедансу, напруга з об'єкта подається на лінійний амплітудний детектор АД1. Для одержання сигналу, який є пропорційним рівню зондувального струму, напруга з резистора R_0 подається на лінійний детектор АД2. Вихідні сигнали цих детекторів через підсилювачі ППС подаються у блок обробки і індикації.

У пристрої передбачено відключення індикатора, якщо напруга, яка пропорційна модулю комплексного опору, перевищує 4.5 В. Це є сигналом того, що до входів пристрою підімкнений біологічний об'єкт, значення опору якого є значно більшим, ніж це передбачено при вимірюванні (більше 2 кОм), або немає нормального контакту електрода Е1 чи Е2 з досліджуваним біологічним об'єктом.

Вимірювач може працювати з екстракорпоральними та інтракорпоральними електродами. Він працює на фіксованій частоті 250 кГц і забезпечує вимірювання модуля, активної і реактивної складових імпедансу у діапазоні їх змін від 20 до 2000 Ом,

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. Засвоїти теоретичний матеріал.
2. Підготувати бланк протоколу лабораторної роботи.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Виміряти артеріальний тиск одної з кінцівок і визначити значення верхнього (систоличного) та нижнього (діастолічного) тисків.
2. Зафіксувати на кінцівці електроди и виміряти параметри імпедансу кінцівки у вихідному стані (без оклюзії).
3. Протягом 2 - 2.5 хвилин дати навантаження на кінцівку (наприклад, періодично стискаючи пальці в кулак). Після цього зареєструвати нові параметри імпедансу і визначити їх зміни порівняно з п. 2.
4. Дати "відпочити" кінцівки протягом 3 - 5 хвилин. При цьому з інтервалом у 1 хвилину реєструвати зміни параметрів імпедансу.
5. Встановити в манжеті тиск, що на 5...10 *мм рт. ст.* перевищує діастолічний. Підтримувати цей тиск сталим протягом 10 - 15 хвилин. При цьому з інтервалом 3 - 5 хвилин проводити вимірювання параметрів імпедансу.
6. Зняти тиск в манжеті і з інтервалом у 1 хвилину реєструвати зміни параметрів імпедансу.
7. Побудувати графіки часових залежностей змін параметрів імпедансу в усіх випадках.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: структурну схему плетизмоаналізатора; графіки залежності та кількісні характеристики змін параметрів імпедансу; оцінку здобутих результатів та висновки з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. У чому суть метода плетизмографії як діагностичного метода.
2. Особливості реалізації і роботи серійних плетизмоаналізаторів, їх позитивні властивості та обмеження.
3. Як за методом плетизмографії визначити кількість рідини в тілі людини?
4. У чому проявляються зміни параметрів імпедансу при руйнації біологічних тканин?
5. Чому при оклюзії кінцівки змінюються параметри її електричного імпедансу?
6. Що розуміють під систолічним та діастолічним тисками?
7. Чому множники сигналів можна використовувати як фазові детектори?
8. У чому полягає суть методу квадратурної обробки сигналів?
9. Для чого стабілізують значення струму через біооб'єкт?
10. Чи можна проводити плетизмографічні дослідження без стабілізації струму через біооб'єкт?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 9

Тричастотний метод і мікропроцесорний монітор визначення частотних залежностей параметрів електричного біоімпедансу

Мета роботи: 1) усвідомлення тричастотного методу визначення частотної залежностей електричного біоімпедансу; 2) вивчення складу, принципу дії, характеристик та особливостей роботи мікропроцесорного монітора параметрів електричного біоімпедансу; 3) оцінка змін частотного годографа електричного імпедансу при різних станах біооб'єкта.

Апаратура. 1. Тетраполярний тричастотний монітор параметрів електричного біоімпедансу [18-20]. 2. Вимірювач артеріального тиску. 3. Фізіологічний розчин (розчин NaCl (0.15 н) – 100-500 мл.).

Література [1 – С. 53-58; 14 -20].

ОСНОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ, РОЗРАХУНКОВІ ФОРМУЛИ, ВИЗНАЧЕННЯ ТА МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

Діагностичні властивості електричних характеристик струмопровідних об'єктів, зокрема біооб'єктів, проявляються насамперед у частотних залежностях. Це обумовлює необхідність вивчення частотних характеристик біоімпедансу у широкому діапазоні частот.

Частотна залежність імпедансу однорідної біологічної тканини може бути описана рівнянням [16, 17]:

$$\hat{Z}(\omega) = R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / [1 + (\omega\tau)^{\alpha}], \quad (1)$$

де R_{∞} , R_0 – відповідно опори на нескінченній та нульовій частотах, $\tau = 1/f_c$ – стала часу, α – стала речовини, ω – кутова частота, f_c – частота зондувального сигналу.

Якщо в (1) покласти $\alpha = 1$, отримаємо рівняння

$$\hat{Z}(\omega) = \{R_1[R_2 + 1/(j\omega C)]\} / [R_1 + R_2 + 1/(j\omega C)], \quad (2)$$

що описує повний електричний імпеданс двополюсника, схема якого наведена на рис. 9.1. Ця схема еквівалентно моделює комплексний опір клітини біотканини, де R_1 – опір зовнішньоклітинної рідини, R_2 – опір внутрішньоклітинної рідини, C – ємність клітинної мембрани.

При $\omega \rightarrow 0$ і $\omega \rightarrow \infty$, значення R_0 та R_{∞} пов'язані з параметрами R_1 та R_2 такими виразами

$$R_0 = Z(\omega = 0) = R_1;$$

$$R_{\infty} = Z(\omega = \infty) = R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$$

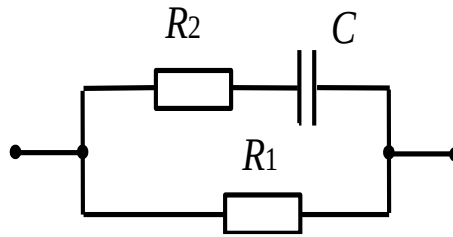


Рисунок 9.1 – Еквівалентна схема ділянки біотканини (схема Крика-Морзе)

У цьому разі частотна залежність біоімпедансу описується емпіричним виразом (1). Із (1) видно, що для оцінки фізіологічного стану біотканини за частотним розподілом біоімпедансу потрібно знати щонайменше чотири параметри, незалежні один від одного, – R_∞ , R_0 , f_c , α . Їх можна розрахувати, знаючи частотний розподіл імпедансу в комплексній площині за координатами його реальної $Re(\dot{Z})$ та уявної $Im(\dot{Z})$ частин, рис. 9.2. За тричастотним методом для цього потрібні лише значення, що були виміряні на трьох будь-яких частотах f_1 , f_2 , f_3 . Зокрема дві крайні частоти не обов'язково мають дорівнювати нулю і нескінченності, але вони повинні значно відрізнятися від середньої частоти f_c діапазону. Це значно спрощує визначення параметрів імпедансу в усій частотній області. (Проте, слід зазначити, що це виконується лише у випадку, якщо біотканина однорідна [18]. У разі неоднорідності форма годографа спотворюється, що слід враховувати при дослідженні).

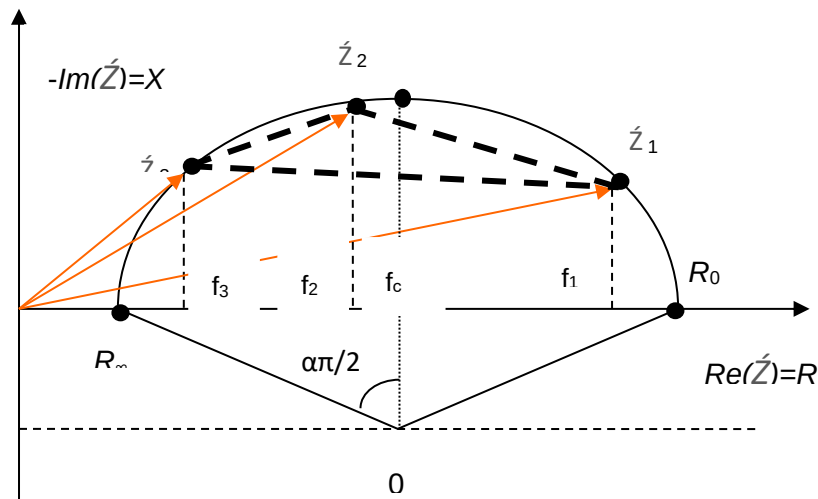


Рисунок 9.2 – Типова діаграма (годограф) частотного розподілу імпедансу ($\dot{Z} = R + jX$) однорідної біотканини

Отже, для розрахунку годографа частотного розподілу імпедансу необхідно визначати складові $R_i = Re(\dot{Z}_i)$ і $X_i = Im(\dot{Z}_i)$ ($i = 1, 2, 3$) на трьох суттєво рознесених частотах f_1 , f_2 , f_3 .

Саме тому на кафедрі ТОР НТУУ „КПІ” був розроблений мікропроцесорний вимірювач параметрів біоімпедансу ТОР-М (фото рис. 9.3), що працює на трьох частотах 20, 100 і 500 кГц [18, 19].



Рисунок 9.3 – Фото тричастотного вимірювача параметрів електричного біоімпедансу

Особливості його роботи аналогічні тим, що описані у попередній роботі № 8 з тими відмінностями, що пристрій працює за потенціометричною чотириелектродною методикою вимірювань і має такі особливості. Для зниження впливу паразитних ємностей на похибку вимірювань, який зростає з підвищенням частоти, в ньому використані спеціально розроблені активні електроди. В них перший каскад підсилювача біопотенціалів розташований безпосередньо на електроді, утворюючи з ним єдиний конструкційний блок. Визначення складових імпедансу здійснюється шляхом вимірювання модуля Z_i і аргументу φ_i імпедансу з наступним обчисленням його складових за відомими виразами $R_i = Z_i \cos \varphi_i$; $X_i = Z_i \sin \varphi_i$. Для зниження похибок вимірів сигнали на входах квадратурних перемножувачів попередньо підсилюються і обмежуються за амплітудою.

Подальше оброблення сигналів і керування процесом вимірювання і візуалізації здійснюється за допомогою сигнального процесора ADSP-2181 та рідиннокристального дисплея SG12864A.

Використання сигнального процесора дало змогу створити програмне забезпечення, яке у режимі реального часу забезпечує процедуру калібрування пристрою, розрахунок поправок, обчислення параметрів, відображення їх та графіків їх змін (трендів параметрів протягом тривалого часу вимірювань) на екрані монітора, передачу інформації до базової ПЕОМ (у разі необхідності).

Для зменшення систематичних похибок вимірювань передбачено калібрування вимірювального тракту перед кожною серією вимірювань. Для зменшення випадкових похибок вимірювань проводяться багаторазові вимірювання значень модуля і аргумента імпедансу та статистична обробка отриманих результатів (за інтервал вимірювань, що становить 1 хвилину, виконується 294912 прямих вимірів (по 32768 вимірів кожного параметра)), що дозволяє отримати відносну похибку обчислення параметра, яка становить близько 0.05 відсотків для ймовірності 0.997.

Вимірювач працює на трьох фіксованих частотах 20, 100 і 500 кГц. При рівні зондувального струму, що не перевищує 1 мА, забезпечує вимірювання всіх складових імпедансу у діапазоні від 0 до 500 Ом з максимальними похибками вимірів, які становлять 5 % від значення вимірюваної величини. У разі моніторингу, тривалість якого становить до 10 годин, тренди змін параметрів відображаються на екрані рідиннокристального монітора і зберігаються у пам'яті монітора.

ДОМАШНЄ ЗАВДАННЯ

1. Засвоїти теоретичний матеріал.
2. Підготувати бланк протоколу лабораторної роботи.

ЛАБОРАТОРНЕ ЗАВДАННЯ

1. Виміряти артеріальний тиск одної з кінцівок і визначити значення верхнього (сistolічного) та нижнього (діастолічного) тисків.
2. Зафіксувати на кінцівці електроди і за допомогою монітора виміряти параметри імпедансу кінцівки у вихідному стані (без оклюзії і навантаження) на трьох частотах.
3. Протягом 2 - 2.5 хвилин дати навантаження на кінцівку (наприклад, періодично стискаючи пальці в кулак). Після цього зареєструвати нові параметри імпедансу і визначити їх зміни порівняно з п. 2.

4. Дати "відпочити" кінцівки протягом 3 - 5 хвилин.
5. Встановити в оклюзійній манжеті тиск, що на 5 - 10 мм рт. стовпця перевищує діастолічний. Підтримувати цей тиск сталим протягом 10 - 15 хвилин. При цьому з інтервалом 3 - 5 хвилин проводити вимірювання параметрів імпедансу кінцівки.
6. Побудувати графіки частотних годографів електричного імпедансу для всіх випадків.

ВКАЗІВКИ ДО ЗВІТУ

Звіт повинен містити: графіки залежності та кількісні характеристики змін параметрів комплексного імпедансу; оцінку здобутих результатів та висновки з роботи.

ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЮ

1. У чому полягає суть методології визначення стану біологічних об'єктів за частотними параметрами їх електричного імпедансу?
2. У чому полягають обмеження підходу щодо визначення стану біогідратності за параметрами модуля електричного імпедансу?
3. Як на основі тричастотного методу вимірювань параметрів електричного імпедансу визначається залежність цього імпедансу у всій смузі частот?
4. У яких випадках можливо використовувати тричастотний метод вимірювань?
5. У чому проявляються зміни параметрів імпедансу при руйнації біологічних тканин? Як при цьому буде змінюватись частотний годограф імпедансу?
6. Чому при навантаженні чи оклюзії кінцівки змінюються параметри її електричного імпедансу?
7. Що характеризують параметри R_1 , R_2 і C еквівалентної схеми ділянки біотканини?
8. Що дає обмеження рівнів сигналів при фазовому детектуванні їх для одержання значень активної і реактивної складових електричного біоімпедансу?
9. Чим обумовлені похибки вимірювання параметрів електричного біоімпедансу?
10. Яким чином при вимірюванні зменшується вплив систематичних та випадкових похибок на результат вимірювань?
11. Чому при визначенні параметрів імпедансу у широкій смузі частот використовується чотириелектродна (тетраполярна) методика вимірювань?

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Медичні електронні пристрої і системи. Пристрої та системи діагностики на основі реєстрації електричних біосигналів та провідності біоструктур: метод. вказ. до виконання лабораторних робіт для студ. спец. "Радіоелектронні пристрої, системи і комплекси" / Національний технічний ун-т України "Київський політехнічний ін-т" / Олег Борисович Шарпан (уклад.). — К. : НТУУ "КПІ", 2008. — 60с. — Бібліогр.: с. 59-60.
2. [RE-70] Радіоелектронні медичні системи (kpi.ua)/ Силабус. <https://my.kpi.ua/syllabus/70?trainform=1>.
3. [RE-111] Радіоелектронні медичні системи і комплекси (kpi.ua) /Силабус. <https://my.kpi.ua/syllabus/111?trainform=1>.
4. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г.Аврунін, В.В.Семенець, В.Г.Абакумов, З.Ю.Готра, С.М.Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
5. Електроди електрохімічні | Фармацевтична енциклопедія <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/2329/elektrodi-elektroximichn>; Електроди вакуумні грудні, сенсор срібло-хлорид срібла, багаторазові www.dopomoga1.com/uk/shop/elektrod-grusha-mnogorazovogo-ispolzovaniya; Гелі та електроди, як основні різновиди медичних витратних матеріалів <https://itmed.org/articles/geli-ta-elektrody>; інша інтернет-інформація.
6. Bioelektrichestvo. Kolichestvennyy podhod – January 1, 1992. R. Barr R. Plonsi (Биоэлектричество: Количественный подход. Плонси Р., Барр Р.; 1991; 366 стр. ISBN: 5030018417).
7. Електроліз — визначення, правила застосування, схеми процесу. <https://naukozavr.info/fizuka/elektroliz>.
8. Електроліз. Основні поняття і визначення. <https://www.bing.com/ck/a>; Інші сучасні літературні джерела та Інтернет інформація.
9. Практичне використання інструментальних підсилювачів. <https://uk.fmuser.net/content/?7971.html>.
10. Застосування електронних підсилювачів в медицині і їх типи, ilab. <https://jak.koshachek.com/articles/zastosuvannja-elektronnih-pidsiljuvachiv-v.htm>.
11. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг.—К: Нора-принт, 2001.— 516 с.

12. Реографія: що це, як проводиться, розшифровка результатів.
<https://moe-misto.cv.ua/reografiya-shho-ce-yak-provoditsya-rozshifrovka-rezultativ/> © <https://moe-misto.cv.ua>.
13. Імпеданс біологічних тканин. <https://thelib.info/biologiya/489530-impedans-biologichnih-tkanin>.
14. Основні принципи біоімпедансного аналізу <https://justfood.org.ua/osnovni-principi-bioimpedansnogo-analizu>.
15. Дворский, В. Я., Синанов, В. Э., Шарпан, О. Б., Ярошенко, В. Т. (1998). Измеритель параметров электрического импеданса биологических тканей и органов. *Вісті вищих учбових закладів. Радіоелектроніка*, 41(7), 75–77.
<https://doi.org/10.20535/S002134701998070097>.
16. Cole K.S., Cole R.H. Dispersion and absorption in dielectrics // *Journal of Chemical Physics*. – 1941, Vol.9. – P. 341 - 351.
17. Nawarycz T., Jankowski J., Ostrowska L. Triple-frequency electroimpedance method for evaluation of body water compartments // *Med Biol Eng Com.* – 1996, Vol. 34. – P.181-182.
18. Шарпан О.Б., Безякіна Д.В. Оцінка впливу неоднорідності біотканини на чутливість частотного розподілу комплексного електричного імпедансу // *Наукові вісті НТУУ „КПІ”*. – 2005. – № 6. – С. 14–18.
19. Шарпан О., Зудов О., Магльована Н., Павлов О., Сінанов В. Мікропроцесорний монітор комплексного електричного біоімпедансу // *Труди 5-ї Міжнар. НТК „Досвід розробки і застосування САПР в мікроелектроніці”*. – Львів: – 1999. – С. 192-193.
20. Vitaliy S. Mosiychuk, Grigoriy V. Timoshenko and Oleg B. Sharpan Wideband bioimpedance meter with the active electrodes. 2015 IEEE 35th International Scientific Conference on ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO). P. 300-303.
21. ДСТУ 8302:2015 Інформація та документація. Бібліографічне посилання. Загальні вимоги та правила складання.
22. ДСТУ 3008:2015 Інформація та документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура та правила оформлювання.