

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра Фізичної і біомедичної електроніки і комплексних інформаційних
технологій

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

ЗАТВЕРДЖУЮ

**Завідувач
кафедри**

_____ підпис
ініціали, прізвище

“ ____ ” _____ 2024
року

З А В Д А Н Н Я

НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Калита Андрій

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи: Електрокардіограф з автоматичним узгодженням опору контакту електрод-шкіра.

керівник роботи Антоненко Євгеній Олександрович, канд. віз.-мат. наук

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від « » жовтня 2024 року № _____

2. Строк подання студентом роботи 1 грудня 2024 року

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

1. Провести огляд сучасних методів реєстрації ЕКГ сигналу.
2. Провести огляд пристроїв та програмних застосунків за допомогою яких реєструють і обробляють ЕКГ.
3. Розробити систему реєстрації ЕКГ сигналу.
4. Зробити тестування системи та проаналізувати отримані результати.

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1.	Огляд робіт та матеріалів, пов'язаних із ЕКГ.
2.	Визначення методів та завдань для досягнення мети роботи.
3.	Вивчення теорії електрокардіографії та інших методів реєстрації сигналів. Розгляд принципів роботи електромеханічних протезів.
4.	Аналіз технологічних і наукових досягнень у сфері реєстрації ЕКГ сигналів.

5.	Огляд експериментів з використанням ЕКГ та ознайомлення з принципами обробки біомедичних даних.
6.	Розробка концепції системи реєстрації ЕКГ.
7.	Початок реалізації прототипу системи та збір експериментальних даних.
8.	Аналіз отриманих результатів.
9.	Оформлення дипломної роботи.

5. Дата видачі завдання «24» жовтня 2024 року

Студент

підпис

ініціали, прізвище

Керівник роботи

підпис

Є. О. Антоненко

ініціали, прізвище

Реферат

Дипломна робота містить 30 сторінок, 7 рисунків і 9 джерел літератури. Метою даної роботи є дослідження та створення електрокардіографа з автоматичним узгодженням опору контакту між електродом і шкірою. Такий підхід дозволяє мінімізувати вплив шумів, забезпечити точність вимірювань і покращити стабільність сигналу, особливо під час руху пацієнта.

У роботі розглянуто базові аспекти електрокардіографії, включаючи історію її розвитку, типи електродів і методи їхньої інтеграції. Також описані ключові елементи апаратної реалізації системи, такі як диференційний підсилювач, смуговий фільтр і аналогово-цифровий перетворювач. Значна увага приділена опису способу компенсації синфазної перешкоди для забезпечення стабільної роботи системи.

Основні завдання - зменшення впливу шумів і артефактів шляхом використання автоматичного регулювання опору контакту та впровадження диференційного підсилювача. Розробка високоефективних алгоритмів для компенсації синфазних перешкод і стабілізації вихідного сигналу. Забезпечення мінімізації похибок вимірювань завдяки інтеграції смугового фільтра та оцифрування сигналів. Оптимізація параметрів роботи електрокардіографа для полегшення діагностики захворювань серцево-судинної системи.

Ключові слова:

електрокардіографія, електроди, автоматичне узгодження, диференційний підсилювач, фільтрація шумів, ЕКГ, перетворення сигналу.

Abstract

The thesis comprises 30 pages, 7 figures, and 9 references. The aim of this study is to research and develop an electrocardiograph with automatic impedance matching between the electrode and the skin. This approach minimizes noise interference, ensures measurement accuracy, and enhances signal stability, particularly during patient movement.

The thesis examines fundamental aspects of electrocardiography, including its historical development, types of electrodes, and methods of integration. Key hardware components of the system, such as the differential amplifier, band-pass filter, and analog-to-digital converter, are described in detail. Special attention is given to methods of common-mode noise compensation to maintain system stability.

Main Objectives : Reduction of noise and artifacts through automatic impedance adjustment and the introduction of a differential amplifier. Development of efficient algorithms for compensating common-mode interference and stabilizing the output signal. Minimization of measurement errors by integrating band-pass filters and signal digitization. Optimization of electrocardiograph parameters to simplify the diagnosis of cardiovascular diseases.

Keywords:

Electrocardiography, electrodes, automatic impedance matching, differential amplifier, noise filtering, ECG, signal conversion.

Ключові слова

ЕКГ – Електрокардіограма

АЦП – Аналогово - цифровий перетворювач

ДП – Диференційний підсилювач

АУОК – Автоматичне узгодження опору контакту електрод – шкіра.

Зміст

1. Вступ	7
2. Загальна Інформація про ЕКГ	9
3. Електроди	12
4. Автоматичне узгодження контакту електрод-шкіра	17
5. Диференційний підсилювач(ДП)	19
6. Смуговий фільтр на 50 Гц	21
7. Аналогово-цифровий перетворювач	23
8. Спосіб описання синфазної перешкоди	27
9. Висновок	30
10. Джерела.....	31

1. ВСТУП

Аналіз серцевого ритму за допомогою електрокардіографа (ЕКГ) є одним з найважливіших методів діагностики серцево-судинних захворювань. Останні досягнення в медичній електроніці привели до створення електрокардіографів з автоматичним узгодженням опору контакту електрод-шкіра (АУОК), що значно покращують якість запису сигналів ЕКГ. Тема дипломної роботи є актуальною з огляду на зростаючу потребу у високоточних та надійних діагностичних засобах у медичній практиці.

Збільшення кількості серцево-судинних захворювань підкреслює необхідність вдосконалення методів їх діагностики. Традиційні електрокардіографи мають обмеження, пов'язані з низькою якістю сигналів через опір контакту електродів зі шкірою. Впровадження АУОК дозволяє автоматично регулювати цей опір, забезпечуючи більш точний та надійний запис сигналів ЕКГ, що підвищує ефективність діагностики.

Історично, розробка електрокардіографів почалася з відкриття електричної активності серця у кінці 19 століття. Винахід перших електрокардіографів належить голландському фізіологу Віллему Ейнтговену, який розробив перший прилад у 1903 році. З часом технології удосконалювались, що призвело до створення сучасних високоточних електрокардіографів.

Електрокардіограф з АУОК призначений для тривалого та точного запису електричної активності серця пацієнта. Це дозволяє виявляти різні серцеві патології, такі як аритмії, ішемія та інші захворювання.

Основною перевагою АУОК є висока якість запису сигналів та зменшення артефактів. Недоліком може бути вища вартість пристроїв та складність обслуговування порівняно з традиційними електрокардіографами.

Впровадження АУОК може знизити витрати на лікування за рахунок підвищення точності діагностики та своєчасного виявлення захворювань. Це особливо важливо у сучасному контексті, де економічна ефективність медичних приладів є критичним фактором.

Електрокардіографія є важливим інструментом у сучасній кардіології, що дозволяє лікарям точно діагностувати та контролювати стан серцево-судинної системи пацієнтів. Це забезпечує можливість своєчасного виявлення та лікування різних серцевих захворювань, що значно покращує якість медичного обслуговування та допомагає запобігти серйозним ускладненням, зберігаючи життя і здоров'я пацієнтів.

2. ЗАГАЛЬНА ІНФОРМАЦІЯ ПРО ЕКГ

Електричний потенціал серця став об'єктом наукового інтересу ще в ХІХ столітті, коли вчені вперше виявили, що під час своєї роботи серце генерує електричну енергію. Крім своєї основної функції – перекачування крові, серце виступає в ролі своєрідного електричного генератора. Спочатку ці знання носили переважно теоретичний характер, не знаходячи практичного застосування.

Перші спроби реєстрації електричної активності серця датуються 1888 роком. Саме тоді французький фізик і майбутній лауреат Нобелівської премії Габріель Ліппман здійснив запис сигналів серця, який можна вважати прототипом сучасної електрокардіограми. Проте цей експеримент залишився експериментальним і не отримав широкого використання.

Справжній прорив у вивченні електричної активності серця стався в 1903 році завдяки роботі нідерландського фізіолога Віллема Ейнтговена. Він створив унікальний на той час пристрій – струнний гальванометр, що дозволив із високою точністю реєструвати електричну активність серця. Ейнтговен вперше використав цей метод для клінічної діагностики і ввів терміни для позначення зубців електрокардіограми (Р, Q, R, S, Т). Він також описав зв'язок між змінами цих зубців та серцевими захворюваннями.

У 1924 році за свої фундаментальні дослідження Ейнтговен був удостоєний Нобелівської премії з фізіології та медицини. Його відкриття започаткувало нову еру у діагностиці серцево-судинних захворювань. Хоча перші електрокардіографи мали значні недоліки – вони були громіздкими (важили близько 270 кілограмів) і складними у використанні, – згодом технологія удосконалилась, зробивши пристрої компактними, точними й зручними у застосуванні.

Розвиток електрокардіографії дозволив лікарям отримувати більш точні діагнози серцевих захворювань та значно підвищив ефективність медичної

діагностики. Сучасні електрокардіографи є компактними, точними та зручними у використанні, що робить їх незамінними інструментами у кардіології.

Електрокардіографія дає змогу зафіксувати електричні імпульси, які виникають під час скорочення і розслаблення серцевого м'яза впродовж певного періоду часу. Прилад, який використовується для цього – електрокардіограф – реєструє ці імпульси на поверхні шкіри і перетворює їх на графічне зображення, яке називається електрокардіограмою (ЕКГ). Це зображення у вигляді складної кривої лінії показує коливання різниці потенціалів, що виникають у серці під час його активності.

Електрокардіограма є результатом процесу електрокардіографії. Це графічне зображення різниці потенціалів, які виникають унаслідок роботи серця. На ЕКГ відображаються середні значення всіх векторів потенціалів дії, які утворюються в певний момент роботи серця. Електрокардіографія вважається основним методом дослідження серця і діагностики захворювань серцево-судинної системи. Без ЕКГ неможливо було б виявити порушення ритму і провідності, гіпертрофію та ішемічну хворобу серця.

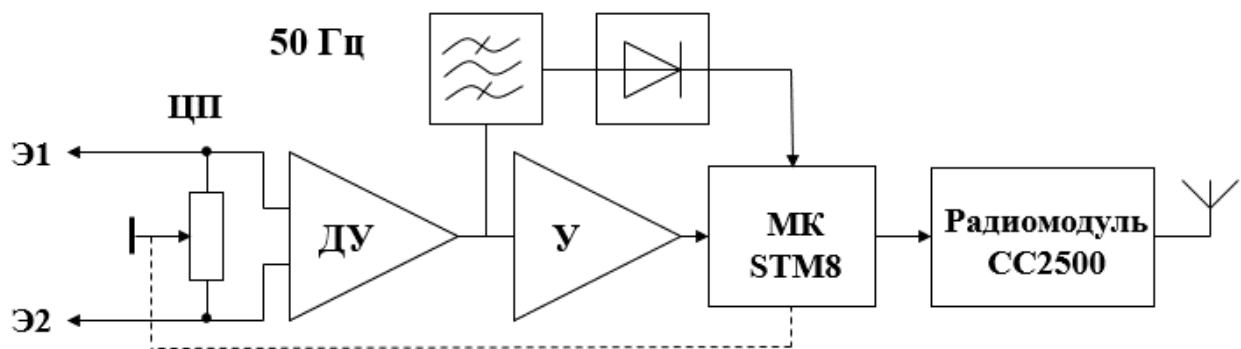


Рис 1. Структурна схема ЕКГ

Електроди Е1 та Е2 фіксують біопотенціал та сигнал надходить одночасно на цифровий потенціометр(ЦП) та на вхід диференційного підсилювача(ДУ). Далі на кінцевий підсилювач(У) та подається на аналогово-цифровий перетворювач. З Фільтру на амплітудний детектор та на аналогово-цифровий перетворювач.

Цей метод дозволяє точно визначити осередкові зміни в міокарді, їх поширеність, глибину та час виникнення. За допомогою ЕКГ можна попередити розвиток дистрофічних і склеротичних процесів у міокарді, порушення електролітного обміну, які можуть виникати під впливом різних токсичних речовин. Поєднання електрокардіографічного дослідження з функціональними пробами допомагає виявити приховану коронарну недостатність, тимчасові порушення ритму та проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними порушеннями роботи серця.

3. ЕЛЕКТРОДИ

Серце генерує електричні імпульси, які можна порівняти зі струмом у звичайній сухій батарейці. Ці імпульси створюють напругу, яка змінюється з часом і розповсюджується по тілу. Для вимірювання цієї напруги використовується спеціальний прилад, відомий як електрокардіограф.

Тіло людини діє як провідник електрики, тому електроди, розташовані на певній відстані від серця, наприклад, на руках, ногах або грудній клітці, здатні вловлювати ці електричні імпульси. Ці імпульси передаються через тіло до електродів, які фіксують зміну напруги. Для ефективного вимірювання електричної активності серця стандартно використовується 12 відведень ЕКГ. Кожне відведення показує різницю в напрузі (потенціалі) між певними електродами, розташованими на поверхні тіла.

Відведення - це датчики, які прикріплюються до тіла пацієнта (зазвичай до грудей, рук і ніг) для зняття електричних імпульсів серця. Електричні сигнали серця дуже слабкі, тому їх потрібно посилити, щоб вони стали придатними для аналізу. Підсилювач збільшує амплітуду цих сигналів. Сигнали серця можуть бути зашумлені сторонніми електричними перешкодами. Фільтри видаляють ці небажані шуми, залишаючи лише корисний сигнал. Після посилення і фільтрації сигнал перетворюється з аналогового у цифровий для подальшого аналізу та збереження. Цей компонент виконує додаткову обробку сигналів, включаючи фільтрацію, аналіз та відображення результатів. Отриманий сигнал відображається на екрані або друкується на спеціальному папері у вигляді графіка. Цей графік називається електрокардіограмою.

Процес зняття ЕКГ нагадує записування спортивного заходу, такого як бейсбольний матч, на відеокамеру. Для повного відтворення події необхідно декілька різних кутів огляду, оскільки один ракурс не може передати всю картину. Аналогічно, для адекватного відображення динамічної електричної

активності серця необхідно записати кілька відведень ЕКГ. Важливо відзначити, що кожне відведення показує унікальний патерн (шаблон).

Ці різні ракурси (відведення) допомагають лікарям отримати повну картину електричної активності серця, що дозволяє точно діагностувати різні захворювання, такі як аритмії, ішемія та інші порушення. Таким чином, багатовідведене ЕКГ є важливим інструментом у кардіології, який допомагає лікарям отримувати точну інформацію про стан серця пацієнта.

Електроди, що використовуються для зняття ЕКГ, можуть бути розташовані у різних місцях на тілі. Наприклад, стандартні 12 відведень включають електроди, розташовані на руках, ногах і грудній клітці. Кожне з цих відведень дає унікальну інформацію про електричну активність серця, дозволяючи лікарям бачити різні аспекти роботи серця та виявляти потенційні проблеми. Автоматичне узгодження опору контакту електрод-шкіра дозволяє значно зменшити артефакти та шуми, що виникають під час запису ЕКГ. Це забезпечує більш якісний аналіз серцевих сигналів, що є критичним для правильної діагностики. Покращення моделей електрокардіографів включає впровадження нових матеріалів для електродів, вдосконалення алгоритмів обробки сигналів та використання передових технологій фільтрації. Автоматичне узгодження опору — це процес динамічного регулювання параметрів електричної системи для забезпечення мінімального перехідного опору між контактами (наприклад, електродами) і середовищем (таким як шкіра) з метою покращення якості сигналу. Використання спеціалізованих матеріалів для електродів зменшує варіабельність імпедансу контакту (3)

$$R = R_e + R_c$$

R — опір контакту.

R_e — опір електрода;

R_t — опір тканини (включає шкіру та підшкірні структури).

Автоматичне узгодження опору важливе, оскільки контактний опір у точках прикріплення електродів може змінюватися з часом. Зменшується вплив

факторів, викликаних рухами пацієнта чи іншими зовнішніми факторами. Забезпечується точність запису ЕКГ навіть у складних клінічних умовах. Можливе використання пасивного узгодження за допомогою Застосування високочутливих схем, які зменшують вплив високого опору.

У контексті електрокардіографії, автоматичне узгодження опору дозволяє компенсувати варіації, що виникають через фізіологічні особливості пацієнта або зміну умов контакту (пітливість, рухи тощо). Система вимірює контактний опір та постійно перевіряє рівень опору на межі "електрод-шкіра". Опір залежить від стану шкіри (сухість, вологість) і якості електричного контакту. Якщо опір перевищує оптимальний рівень, система вносить корекцію. Це може бути зміна вихідного сигналу, подача додаткового калібрувального струму або корекція параметрів зчитування. Стабілізацію системи забезпечує збалансований імпеданс, що точно передає біопотенціали від шкіри до пристрою. Адаптивні алгоритми дозволяють зменшити вплив змінного імпедансу контакту, що покращує якість сигналу ЕКГ (1)

Для вимірювання концентраційних і окислювальних потенціалів різних клітин і їх частин, електричних і строго контрольованих впливів на клітини струмом і різними речовинами в фізіології використовується мікроелектродна техніка. Мікроелектроди були введені в 1946 році американськими вченими Р. Джерардом та Дж. Лінгом і спочатку застосовувалися для відведення електричних потенціалів з окремих м'язових волокон, а згодом - з окремих нервових клітин. У дослідженнях використовують такі мікроелектроди, як скляні мікропіпетки, металеві мікроелектроди та інші.

Тонка вольфрамова проволока діаметром 0,3-1 мм широко використовується для виготовлення металевих мікроелектродів. Спочатку вирізають заготовку довжиною, що відповідає глибині занурення мікроелектрода в досліджуваний об'єкт. Один кінець заготовки загострюється електролітичним методом до діаметра 1-10 мкм. Після ретельного промивання у

спеціальних розчинах її покривають лаком для електричної ізоляції. Сам кінчик електрода залишається неізованим.

Скляний мікроелектрод виготовляється зі скляних трубок діаметром 1-3 мм. На спеціальному пристрої заготовку нагрівають у середній частині до температури плавлення скла і шляхом розтягування капіляра утворюють мікропіпетки з діаметром кінчика до долей мікрометра. Діаметр залежить від сили розриву, температури, якості скла та інших параметрів. Потім мікропіпетку заповнюють 2,5М КСІ, утворюючи мікроелектрод.

Фундаментальні відкриття, такі як механізми синаптичної передачі та генерації токів дії, а також інформація про тимчасове і просторове розподілення нервових імпульсів, що кодують передачу інформації в нервовій системі, були зроблені завдяки мікроелектродній техніці.

При реєстрації біоелектричної активності серця, нервових провідників, нейронів, скелетних або гладких м'язів використовують макроелектродний метод реєстрації. Макроелектроди можуть мати достатню площу, різне розташування та форми, наприклад, пластинчасті або голчасті.

Імпеданс(Z) у контексті ЕКГ має критичне значення для забезпечення точності реєстрації біосигналів. Він описує загальний опір змінному електричному струму між електродами і шкірою пацієнта, враховуючи як резистивні, так і реактивні компоненти.

$$Z = R * \frac{1}{j\omega * C_c}$$

C_c — ємність контакту між електродом і шкірою;

$\omega=2\pi*f$ — кутова частота

$$K_{avt} = \frac{R_{opt}}{R_c}$$

R_c - реальний контактний опір.

R_{opt} - оптимальний опір для мінімізації втрат сигналу;

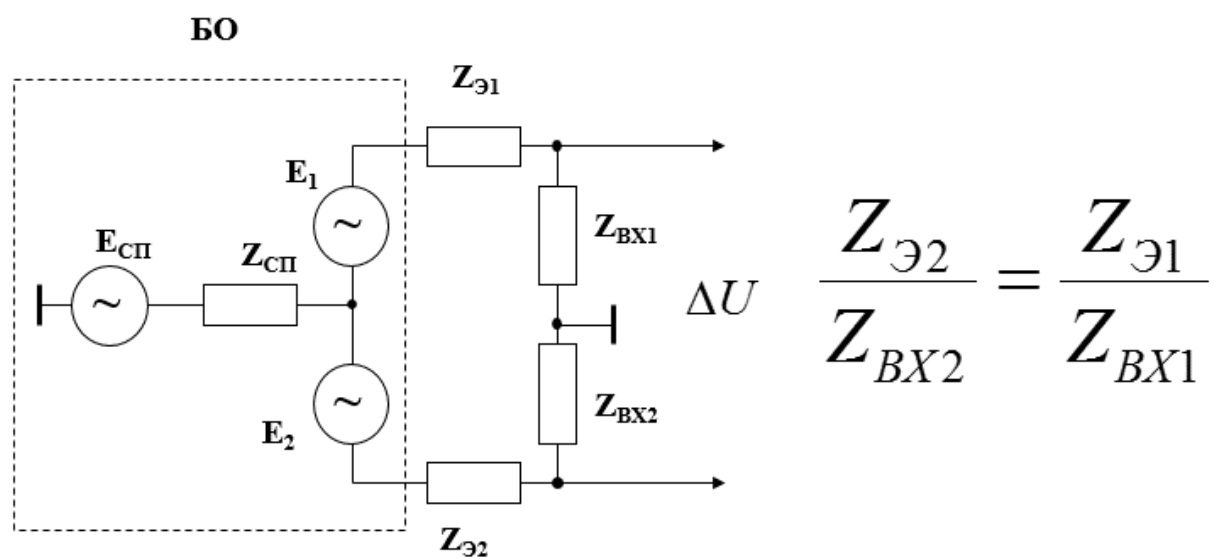


Рис 2. Вхідний ланцюг підсилювача біопотенціалів.

4 Автоматичне узгодження контакту електрод шкіра

Принцип роботи системи автоматичного узгодження опору між електродом та шкірою в електрокардіографії ґрунтується на постійному моніторингу змін у контактному імпедансі для підтримки стабільності отриманого сигналу. Імпеданс електрод-шкіра – це динамічний параметр, на який впливає ряд факторів, включаючи вологість шкіри, температуру та контактний тиск електрода. Щоб компенсувати ці коливання, передові системи ЕКГ включають алгоритми вимірювання опору та корекції в реальному часі, які постійно регулюють якість сигналу, забезпечуючи точний і надійний моніторинг серця. (7) Зміни в опорі можуть бути спричинені різними факторами, такими як вологість, температура, рухи пацієнта або навіть зміна положення електродів. Автоматична компенсація цих змін дозволяє забезпечити високу точність і надійність вимірювань. Автоматичне узгодження опору між електродом і шкірою мінімізує шум і забезпечує стабільність сигналу навіть при русі пацієнта (2) Щоб протидіяти неминучим коливанням імпедансу електрод-шкіра, сучасні системи ЕКГ включають адаптивні алгоритми. Ці системи динамічно регулюють посилення сигналу на основі вимірювань імпедансу в реальному часі, таким чином мінімізуючи спотворення, спричинені коливаннями якості контакту. (8)

Автоматична компенсація імпедансу в системах ЕКГ базується як на апаратних, так і на програмних рішеннях, де значення імпедансу вимірюються безперервно та використовуються для динамічного регулювання рівня підсилення. Це мінімізує спотворення сигналу

Основні етапи роботи технології автоматичного узгодження опору включають : вимірювання імпедансу контакту для точного контролю контактного опору використовуються мікросхеми та сенсори зворотного зв'язку, які вимірюють зміну опору через тестові сигнали. Цей процес дозволяє оцінити вплив на сигнал різних факторів, таких як вологість шкіри, контакт з електродами та інші фізіологічні зміни.

Адаптивне коригування сигналу після вимірювання контактного імпедансу система автоматично регулює підсилення сигналу, щоб компенсувати зміни в опорі. Це дозволяє отримати чіткий та стабільний електричний сигнал навіть за умов, коли контакт між електродом та шкірою змінюється.

Фільтрація шумів і артефактів для зменшення впливу шумів, таких як мережеві перешкоди чи артефакти від рухів пацієнта, використовуються різні фільтраційні методи. Це покращує якість сигналу і робить результати вимірювань більш точними та достовірними. (6)

5 Диференційний підсилювач

Диференційний підсилювач (ДП) - це електронний прилад, який використовується для підсилення різниці між двома сигналами. Основна його функція полягає в тому, щоб підсилювати різницю між вхідними сигналами, зберігаючи при цьому відношення їх амплітуд. Підсилювач забезпечує високий коефіцієнт послаблення синфазного сигналу (CMRR), що має вирішальне значення в додатках, що включають невелике посилення сигналу за наявності високих рівнів шуму(9)

Диференційний вхідний каскад Приймає два вхідні V1 та V2 сигнали і генерує різницю між ними. Підсилювальний каскад підсилює цю різницю до необхідного рівня. Вихідний каскад передає підсилену різницю на наступний етап або пристрій.

Вхідні сигнали два сигнали вводяться в диференційний вхідний каскад. Генерація різниці каскад генерує різницю між цими сигналами. Підсилення підсилювальний каскад підсилює цю різницю з коефіцієнтом підсилення K. Вихідний сигнал підсилену різницю передають на вихідний каскад, який забезпечує вихідний сигнал.

$$V_{out} = K(V2 - V1)$$

$$V_{out} = K(V2 - V1) + K_a * 2V1 + V2$$

$$R = 20 * \log_{10} = \frac{K}{K_a}$$

R – параметр, який визначає здатність ДП придушувати шум або завади.

K_a – коефіцієнт підсилення загальний(для ідеального ДП $K_a = 0$)

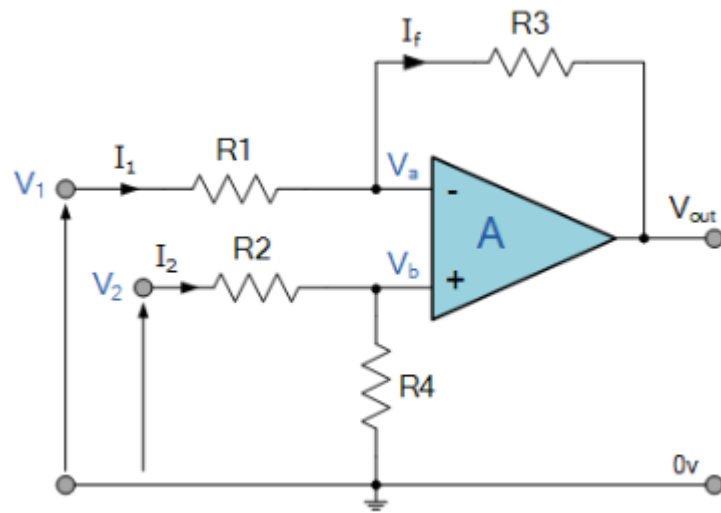


Рис 3. Диференційний підсилювач

6 Смуговий фільтр

Для реалізації смугового фільтра, ви можете використовувати схему активного фільтра на основі LM324, яка поєднує переваги операційного підсилювача та точного налаштування фільтрації.

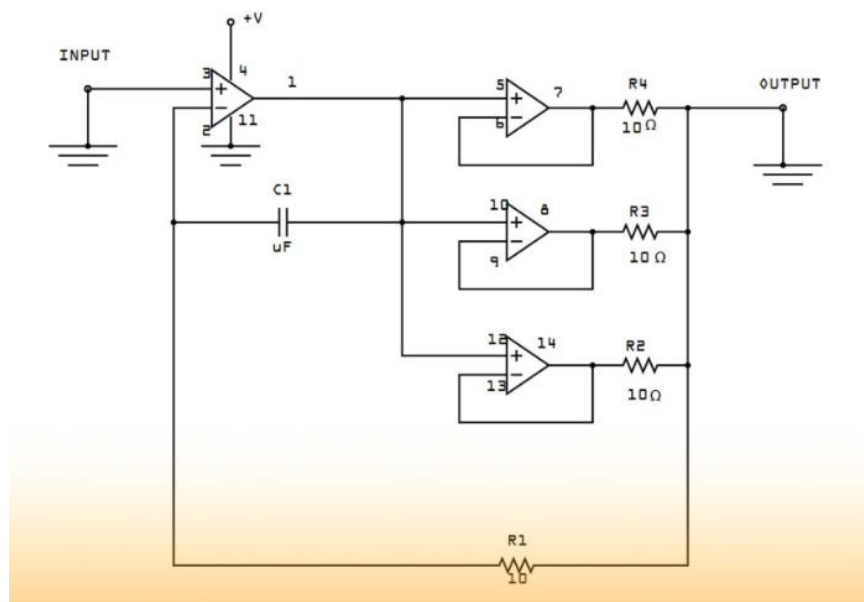


Рис. 4 LM324

Смуговий фільтр на 50 Гц в електрокардіографії застосовується для усунення завад, викликаних мережевим живленням, зокрема гармонійними складовими частотою 50 Гц (в Україні) або 60 Гц (у США).

Функція фільтра - пропускає сигнали в заданому частотному діапазоні та придушує частоти за його межами. Для електрокардіографів це означає вибіркове пригнічення частоти 50 Гц.

Частота зрізу визначає, до яких значень частоти фільтр буде ефективно пригнічувати сигнали, а після цієї частоти сигнал почне ослаблюватися, і тому його амплітуда зменшується. У контексті електрокардіографії це важливо для видалення небажаних завад, наприклад, від мережевого живлення (50 Гц в Україні або 60 Гц в США), при цьому зберігаючи корисні сигнали, що містяться у вузькому діапазоні, наприклад, 0,05–150 Гц.

Наприклад, для фільтра на 50 Гц, при використанні компонента $R = 10 \text{ кОм}$ і $C = 0,33 \text{ мкФ}$, розрахована частота зрізу буде близька до 50 Гц, що дозволяє ефективно придушити шкідливі гармонійні складові, зберігаючи важливі для ЕКГ сигнали.

Для визначення частоти зрізу f_c використовується формула:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

R_1 і R_2 — резистори,

$C_1 C_2$ — конденсатори.

Компоненти фільтра: Резистори (R) контролюють рівень сигналу. Конденсатори (C) забезпечують частотну селективність. Операційні підсилювачі (якщо активний фільтр) збільшують точність фільтрації.

Типи смугових фільтрів: Пасивний використовує лише пасивні елементи (R , C). Активний використовує операційні підсилювачі для покращення характеристик.

Приклад смугового фільтра на 50 Гц для ЕКГ:

- Використовує RC-комбінацію та операційний підсилювач для активної фільтрації.
- Для резистора $R = 10 \text{ кОм}$ і конденсатора $C = 0,33 \text{ мкФ}$ частота зрізу буде близькою до 50 Гц.

7. Аналогово – цифровий перетворювач

Аналого-цифровий перетворювач (ADC) відіграє центральну роль у роботі електрокардіографів, забезпечуючи перетворення аналогового сигналу серця у цифровий формат для подальшої обробки. При цьому враховуються особливості слабкого біопотенціалу серця, вплив шумів, а також адаптація до змінних параметрів контакту електродів зі шкірою. У сучасних системах використовуються спеціалізовані мікросхеми, наприклад, AD8232, що інтегрують передпідсилювачі, фільтри та АЦП.

У біомедичних приладах, таких як електрокардіографи, аналого-цифрові перетворювачі виконують надзвичайно важливу функцію. Завдяки їм слабкі біосигнали, наприклад, серцеві потенціали, можуть бути точно зареєстровані, оброблені та проаналізовані. Застосування ADC у цій галузі вимагає високої точності та низького рівня шумів, оскільки біосигнали зазвичай мають низьку амплітуду і легко піддаються впливу зовнішніх завад.

Фактори, що впливають на якість роботи ADC

На точність роботи аналого-цифрового перетворювача впливають кілька параметрів:

Розрядність (роздільна здатність) визначає кількість рівнів квантування. Вища розрядність забезпечує кращу деталізацію сигналу. Частота дискретизації впливає на здатність пристрою коректно відтворювати високочастотні складові сигналу. Діапазон напруги, в межах якого ADC здатний працювати, повинен відповідати амплітуді вхідного сигналу для запобігання спотворенням.

Нижче приведений алгоритм роботи

Автоматичне узгодження опору контакту: Змінний імпеданс контакту електрод-шкіра може впливати на амплітуду вхідного сигналу. Для корекції

застосовуються схеми зворотного зв'язку, які аналізують параметри сигналу та регулюють підсилення:

$$Z_{contact} = \frac{V_{measured}}{I_{test}}$$

Слабкий електричний сигнал серця (амплітуда від 0,5 до 5 мВ, частота від 0,05 до 150 Гц) приймається електродами. З урахуванням змін опору контактів сигнал попередньо підсилюється диференційним підсилювачем, що усуває шум та небажані артефакти:

$$V_{in}(t) = A * \sin(2\pi * ft + \varphi)$$

A — амплітуда сигналу (мВ),

f — частота сигналу (Гц, для ЕКГ це 0,05–150 Гц),

φ — початкова фаза.

Попередня фільтрація. Перед подачею сигналу на ADC він проходить етап попередньої фільтрації, щоб уникнути впливу завад. Особливо важливими є фільтри, які усувають низькочастотні та високочастотні шуми, такі як мережеві перешкоди або електромагнітні впливи. Завдяки цьому ADC працює з очищеним сигналом, що підвищує точність його обробки. Дискретизація: Сигнал вимірюється через рівні інтервали часу, визначені частотою дискретизації (наприклад, 500 Гц для ЕКГ).

$$t_n = n * T_s \quad n = 1, 2, 3, 4 \dots$$

$$\text{Де } T_s = \frac{1}{f_s}$$

f_s — частота дискретизації

Дискретизований сигнал $V[n] = V_{in}(t_n)$

Квантування: Сигнал перетворюється в дискретні рівні амплітуди відповідно до розрядності АЦП (часто 10-12 біт). Це означає, що кожне значення сигналу кодується певною кількістю біт.

$$Q = \frac{V_{ref}}{2^n}$$

де:

Q — крок квантування (мінімальна різниця між рівнями),

V_{ref} — референсна напруга (наприклад, 3.3 В або 5 В),

n — розрядність АЦП (зазвичай 10–12 біт).

Результат квантування $V_q[n] = \text{round}(\frac{V[n]}{Q})$

Цифровий вихід: Оцифрований сигнал передається на мікроконтролер або процесор для подальшого збереження, відображення або обробки.

$$V_{digital}[n] = V_q[n] * Q$$

Один із прикладів реалізації базується на мікроконтролері Arduino з вбудованим 10-бітним АЦП. Для цього використовують передпідсилювач, наприклад AD8232, який готує сигнал для обробки. Потім сигнал подається на вхід ADC мікроконтролера (ATmega328 у платі Arduino Nano). Отримані дані можуть передаватися через Bluetooth, зберігатися на SD-карті або оброблятися в реальному часі.

8. СПОСІБ КОМПЕНСАЦІЇ СИНФАЗНОЇ ПЕРЕШКОДИ

Розглянемо схему представлену на рис 4.1

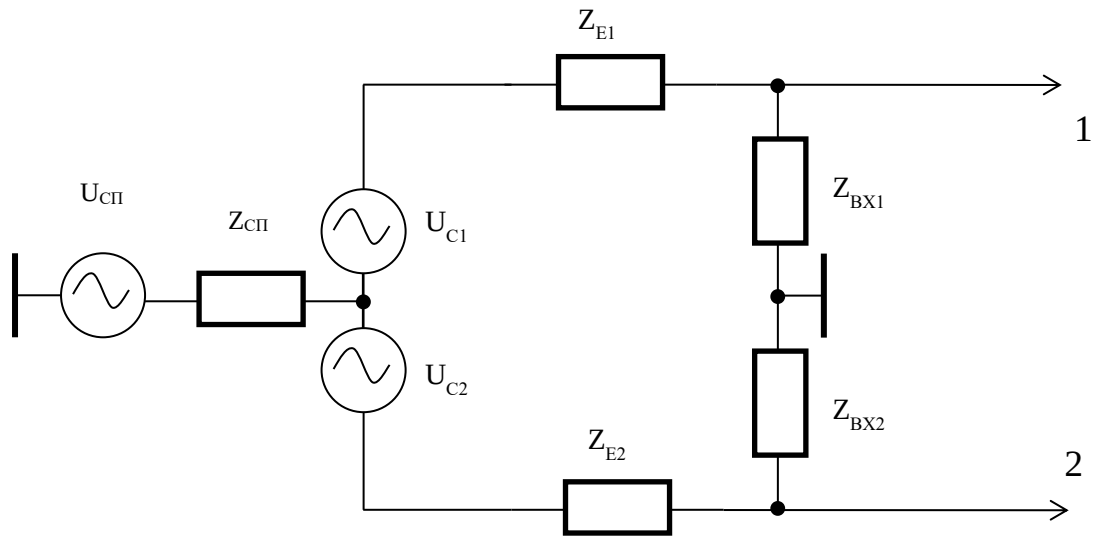


Рис.6.1 Еквівалентна схема електродів

Відразу обмовимося що будемо розглядати загальний випадок, коли Z_{E1} , Z_{E2} - опору електродів Z_{BX1} , Z_{BX2} - Опір входів підсилювача, є комплексними.

Для простоти розглянемо момент часу коли напруга джерела біонапружень дорівнює нулю $U_{C1}=0$ $U_{C2}=0$. Тоді схема набуде вигляду

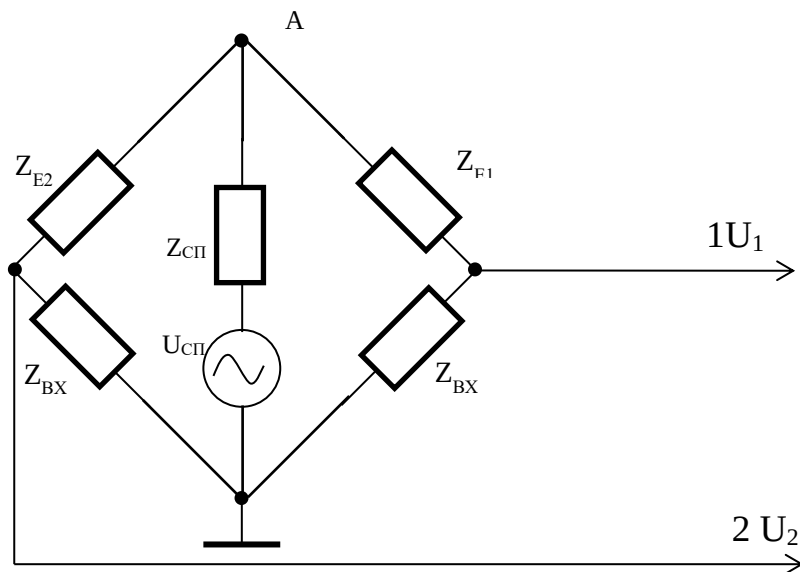


Рис.6.2

Напруга на виході моста одно $K_1 = \frac{Z_{\mathcal{O}1}}{Z_{Bx1}}, K_2 = \frac{Z_{\mathcal{O}2}}{Z_{Bx2}}.$

Знайдемо напругу між точками 1 та 2

$$|U_{12}| = \frac{U_{CII} - I_2 Z_{CII}}{Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1} + Z_{CII}}$$

Визначимо напругу в точці U_2

$$I = \frac{U_{CII}}{Z};$$

$$Z = Z_{CII} + \frac{(Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2}) + (Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1})}{(Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1}) \cdot (Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2})};$$

$$I = \frac{U_{CII}}{Z_{CII} + \frac{(Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2}) + (Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1})}{(Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1}) \cdot (Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2})}};$$

$$U_A = U_{CII} - U_{Z_{CII}};$$

$$U_{Z_{CII}} = I \cdot Z_{CII};$$

$$U_A = U_{CII} \left(1 - \frac{1}{1 + \frac{(Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2}) + (Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1})}{(Z_{Bx1} + Z_{\mathcal{O}1}) \cdot (Z_{\mathcal{O}2} + Z_{Bx2})} \cdot Z_{CII}} \right);$$

Тепер можна знайти U_1 та U_2 оперуючи знайденої U_A

$$U_1 = I_2 \cdot Z_{BX2};$$

$$I_2 = \frac{U_A}{Z_{BX2} + Z_{\mathcal{O}2}};$$

$$U_1 = \frac{U_A \cdot Z_{BX2}}{Z_{BX2} + Z_{\mathcal{O}2}} = U_A \cdot \frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathcal{O}2}}{Z_{BX2}}};$$

$$U_2 = U_A \cdot \frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathcal{O}1}}{Z_{BX2}}};$$

Знайдені U_1 та U_2 дають можливість визначити ΔU диференційний сигнал синфазної перешкоди

$$|\Delta U| = \left| U_A \cdot \left(\frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathcal{O}2}}{Z_{BX2}}} - \frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathcal{O}1}}{Z_{BX2}}} \right) \right|;$$

Диференціальний сигнал синфазної перешкоди дає нам уявлення про рівень перешкоди надходить на вхід ДУ. Цей показник дає можливість знайти коефіцієнт придушення синфазної перешкоди.

$$K_{\Pi C\Pi} = \frac{\Delta U}{U_{C\Pi}} = \frac{U_A}{U_{C\Pi}} \cdot \left(\frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathfrak{I}2}}{Z_{BX2}}} - \frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathfrak{I}1}}{Z_{BX2}}} \right)$$

$$K_{\Pi C\Pi} = \left(1 - \frac{1}{1 + \frac{(Z_{\mathfrak{I}2} + Z_{\mathfrak{I}2} + Z_{\mathfrak{I}1} + Z_{\mathfrak{I}1})}{(Z_{\mathfrak{I}1} + Z_{\mathfrak{I}1}) \cdot (Z_{\mathfrak{I}2} + Z_{\mathfrak{I}2}) \cdot Z_{C\Pi}}} \right) \cdot \left(\frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathfrak{I}2}}{Z_{BX2}}} - \frac{1}{1 + \frac{Z_{\mathfrak{I}1}}{Z_{BX2}}} \right)^{-1}$$

ВИСНОВОК

Проаналізовано принципи функціонування електрокардіографічних систем, особливості біопотенціалів серця та методів їх реєстрації. Було встановлено, що якість сигналу значною мірою залежить від умов контакту між електродами та шкірою пацієнта, а також від впливу зовнішніх шумів. Це підтвердило необхідність розробки автоматизованих рішень для узгодження опору контакту.

Розробка системи. Запропоновано технічне рішення для автоматичного узгодження опору між електродом і шкірою, яке базується на використанні апаратних і програмних модулів. Розроблено алгоритм автоматичного вимірювання імпедансу контакту та динамічного регулювання параметрів підсилення сигналу, що дозволяє мінімізувати вплив шумів і забезпечити стабільність сигналу навіть за умов руху пацієнта.

Моделювання та експериментальні дослідження. Виконано моделювання роботи електрокардіографа, що підтвердило ефективність реалізованих алгоритмів автоматичного узгодження. Експериментальні дослідження продемонстрували покращення якості реєстрованих сигналів порівняно зі стандартними підходами, особливо в умовах рухових артефактів.

Практична реалізація. Описано можливість використання сучасних мікроконтролерів (наприклад, Arduino Nano) у поєднанні зі спеціалізованими передпідсилювачами (AD8232) для побудови компактного і недорогого пристрою, здатного виконувати автоматичну компенсацію імпедансу.

Запропонована система електрокардіографа з автоматичним узгодженням опору контакту демонструє значні переваги у підвищенні точності та достовірності сигналу ЕКГ. Це сприяє більш точній діагностиці серцево-судинних захворювань і підвищує комфорт пацієнта під час обстеження. Результати цієї роботи можуть бути основою для подальших досліджень і вдосконалення методів реєстрації біопотенціалів серця.

ДЖЕРЕЛА

Rangayyan, R. M. "Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach" стр. 112 (1)

Liu, Z., & Wang, J. "Advanced Methods for Biopotential Signal Processing." Wiley, 2020. Стр. 101-105. (2) (5)

Webster, J. G. "Medical Instrumentation: Application and Design 4-е видання, стр. 87(3)

Geddes, L. A., Baker, L. E. "Principles of Applied Biomedical Instrumentation" стр. 140(4)

Nilsson, J., & Olsson, A. M. "Medical Instrumentation: The Science of Measuring Patient Parameters." Elsevier, 2014. Стр. 67-70. (6)

Morrison, J. A. "Introduction to Medical Instrumentation." Pearson, 2015. Стр. 124-127. (7)

Biomedical Signal Processing and Artificial Intelligence in Healthcare." Springer, 2021. Стр. 45-50. (8)

Sedra, A., & Smith, K. (2015). Microelectronic Circuits (стр. 315)(9)