

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

Факультет енергетики, електроніки та інформаційних технологій

Кафедра «Електронні системи»

Кваліфікаційна робота / проект

Магістерський

(рівень вищої освіти)

на тему «Синтез цифрових фільтрів для системи  
діагностики периферійного краюобігу»

Виконав: студент 2 курсу, групи ЕЛІВ-1м  
напряму підготовки (спеціальності)

171 «Електроніка»

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

Галганський М. О.

(прізвище та ініціали)

Керівник доц. к.т.н. Кіселев Е. М.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент Конзуковський Дмитро Андрійович

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

м. Запоріжжя – 2020 року

Факультет ЕЕІТ  
 Кафедра електронних систем  
 Освітньо-кваліфікаційний рівень магістерський  
 Напрямок підготовки \_\_\_\_\_  
 (шифр і назва)  
 Спеціальність 171 „Електроніка“  
 (шифр і назва)

## ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ЕС  
 проф. Крицька Т.В.  
 «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ року

### ЗАВДАННЯ

#### НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ/ПРОЕКТ СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)

Ганганському Михайлу Олексійовичу  
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) „Синтез цифрових фільтрів для системи діагностики пересередичного кровообігу“  
 керівник проекту (роботи) Кісельов Є.М., доцент к.т.н.  
 (прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від «10» 09 2019 року № 1536-с

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 28.12.2019

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Гранична частота смуги пропускання – 145 Гц, позаток смуги затримування – 160 Гц, коефіцієнт пригнічення перешкоди – не менш 20 дБ, габаритні розміри – не більш 50x70x30 мм.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) 1. Аналіз побудови системи діагностики. 2. Дослідження цифрових фільтрів. 3. Розробка блоку обробки сигналів. 4. Техніко економічне обґрунтування розробки. 5. Охорона праці та техногенна безпека.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

1. Структурна схема. 2. Результати синтезу фільтрів 3. Результати дослід. фільт. 4. Блок схема ПЗ. 5. Схема блоку обробки (КР). 6. Топологія плати. 7. Таблиця порівнянь альтернатив. 8. План евакуації.

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
		15.10.	
1	Кісельов Є. М.	28.11	
2	Кісельов Є. М.	02.12	
3	Кісельов Є. М.	15.12	
4	Кісельов Є. М.	20.12	
5	Кісельов Є. М.		

7. Дата видачі завдання 09.09.2019

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Пр
1	Аналіз побудови системи	24.10.2019	
2	Дослідження фільтрів	25.11.2019	
3	Розробка блоку обробки	02.12.2019	
4	Техніко-економ. обґрунтування	12.12.2019	
5	Охорона праці	21.12.2019	
6	Оформлення пояс. записки	28.12.2019	
7	Оформлення граф. частини	03.01.2020	

Студент

(підпис)

Галганський  
(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Кісельов  
(прізвище)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер

(підпис)

Туршиєв  
(прізвище та ініціали)

## РЕФЕРАТ

Магістерська робота містить 92стор., 54 рис., 14 табл., 32 інформаційних джерел і 1 додаток на 1стор.

Метою магістерської роботи є дослідження процесів перетворення інформацій у модернізованій програмно апаратній реалізації системи діагностики повторного кровообігу.

Об'єктом дослідження у роботі є цифрові фільтри сигналів датчиків кровопостачання і температури.

Задачі роботи - дослідження характеристик фільтрів; розробка схеми антиаліасінгового фільтру; дослідження і оптимізація характеристик антиаліасінгового фільтру; розробка програмного коду фільтру ; розробка схеми електричної принципової системи діагностики повторного; розробка друкованої плати блоку обробки сигналів датчиків.

Методи рішення задач – теоретичний аналіз побудови системи діагностики повторного кровообігу, синтез і імітаційне моделювання цифрових фільтрів, схемо технічне моделювання фільтрів, синтез програмного коду, синтез схеми електричної принципової блоку обробки даних і друкованої плати.

Основні результати – розроблено програмний код і схему цифрових фільтрів для мікроконтролера Atmega328, що замає 4200 байт пам'яті мікроконтролера.

ФІЛЬТР, МОДЕЛЮВАННЯ, МІКРОКОНТРОЛЕР, ДРУКОВАНА ПЛАТА, АМПЛІТУДНО-ЧАСТОТНА ХАРАКТЕРИСТИКА, ПРОГРАМНИЙ КОД

Робота виконана на кафедрі електронних систем ІІ ЗНУ з 01.09.2019 по 14.01.2020.

## ЗМІСТ

Вступ	6
1 Аналіз конструктивних особливостей побудови систем діагностики периферійного кровообігу	8
1.1. Діагностичні основи автоматизації вимірювання кровообігу	8
1.2. Аналіз особливостей датчиків системи діагностики периферійного кровообігу	8
1.3 Забезпечення вимірювання температури подвійним датчиком	10
1.4. Аналіз реалізацій вимірювань кровообігу при зміні температури об'єкту	14
2 Дослідження цифрових фільтрів систем діагностики периферійного кровообігу	17
2.1 Ідентифікація параметрів цифрових фільтрів	17
2.2 Обрання типу фільтрів	18
2.3 Дослідження характеристик фільтрів	23
2.4 Порівняльний аналіз фільтрів	33
3 Розробка цифрових фільтрів системи діагностики периферійного кровообігу	38
3.1 Розробка структури блоку обробки сигналів датчиків системи діагностики повторного кровообігу	38
3.2 Розробка антиаліасінгового фільтру	40
3.3 Розробка системи цифрової обробки сигналів	45
3.3.1 Обрання мікроконтролеру	45
3.3.2 Синтез програмного коду АЦП	52
3.3.3 Синтез програмного коду фільтра	54
3.4 Розробка схеми системи діагностики повторного кровообігу	56
3.5 Проектування друкованої плати	59

3.6	Виготовлення друкованої плати	61
4	Техніко - економічне обґрунтування розробки системи діагностики периферійного кровообігу	64
4.1	Обґрунтування вибору фільтрів для побудови системи діагностики периферійного кровообігу	64
4.2	Обґрунтування вибору технології виготовлення друкованої плати блоку діагностики периферійного кровообігу	65
4.3	Розрахунок витрат на виготовлення блоку діагностики периферійного кровообігу	71
5	Охорона праці та техногенна безпека	74
5.1	Аналіз потенційно небезпечних та шкідливих чинників, що впливають на працівника лабораторії	74
5.2	Заходи з поліпшення умов праці	77
5.3	Електробезпека	78
5.4	Розрахунок сили струму, що проходить через тіло людини	79
5.5	Пожежна безпека	82
5.6	Засоби індивідуального захисту (ЗІЗ)	85
	Висновки і рекомендації	86
	Перелік використаних джерел	88
	Додаток А	

## ВСТУП

Різноманітність сигналів, систем для їх передачі та обробки, зростаючі запити людей сприяють розвитку нових методів. Цифрова обробка сигналів значно сприяла вдосконаленню теорії і розширенню можливостей застосування [1]. Це стало можливим завдяки успіхам електроніки та обчислювальної техніки. На даний момент до цифровій обробці сигналів відноситься, з одного боку, підготовка інформації для передачі з місця виникнення до місця бажаного вилучення чи обробки інформації.

Фільтрація сигналів в аналоговій техніці є найбільш часто використовуваним методом обробки сигналів, завдяки якому можна досягти різноманітних впливів [2]. Аналогової фільтрацією пригнічується шум, обмежується ширина смуги частот, знищуються заважаючі частоти, згладжуються вимірні значення, заповнюються внутрішні проміжки сигналу, підкреслюється тенденція в сигналі і т.д. Широко спеціалізовані застосування допускають, проте, коротку характеристику аналогової фільтрації: фільтрація - це залежна від частоти оцінка амплітуди і фазового кута сигналу. Дія аналогової фільтрації описується і виконується найкраще в спектральному, тобто залежному від частоти поданні.

Для цифрових сигналів необхідні цифрові фільтри. Проектування і реалізація цифрових фільтрів вважається класичною областю застосування цифрової обробки сигналів. Для спеціалізованих завдань на сучасному ринку є інтегральні схеми. Однак прості завдання фільтрації можна вирішити за допомогою обчислювальної машини незначною потужністю.

На відміну від аналогової фільтрації, цифрова фільтрація може виконуватися не тільки в частотній області, але також в часовій або просторовій області. Теоретичну зв'язок обох процесів встановлює теорема згортки. У ній йдеться про те, що множення в частотній області - операція, яку потрібно виконувати при фільтрації - відповідає (циклічній) згортці в часовій області.

Як в інженерних дисциплінах, так і при обробці сигналів, центральна проблема полягає в знаходженні компромісу щодо додержуються крайових умов [3]. Вони можуть бути практичної природи, наприклад, наявна в розпорядженні апаратура, необхідна швидкість роботи, а також бажане співвідношення результатів і витрат. Однак вони можуть ставитися і до оброблюваного сигналу. Якщо необхідно найбільш досконале витяг сигналу, то особливу увагу потрібно приділити вибору датчиків. Якщо передача сигналу повинна відбуватися вільно, без спотворення і бути стійка до перешкод, то необхідно відповідно спроектувати джерело повідомлень, приймач і лінію зв'язку. Для кожного завдання обробки сигналів потрібно визначити критерії оптимізації і знайти рішення.

Таким чином, синтез цифрових фільтрів системи діагностики повторного кровообігу є актуальним науково-технічним завданням.



# 1 АНАЛІЗ КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ ПОБУДОВИ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ

## 1.1 Діагностичні основи автоматизації вимірювання кровообігу

При діагностиці деяких різновидів захворювань шкіри, таких як нейро-дерміт або системна склеродермія, використовується повторний нагрів акральних ділянок. Акральними називаються частини тіла, що знаходяться, наприклад, на великій відстані від центру тіла, серця. До них відносяться пальці рук, ніг та кінчик носу. Для встановлення ступеню і швидкості повторного нагріву акральних ділянок, у пацієнта під контролем охолоджуються наприклад, його вказівний палець. Під час наступного повторного нагріву можливо реєструвати температуру. За зміною температури визначається властивість шкіри або порушення кровообігу.

Для діагностики повторного кровообігу використовується вимірювальний прилад що реєструє і оцінює повторний нагрів акральних ділянок [4].

## 1.2 Аналіз особливостей датчиків системи діагностики периферійного кровообігу

До вимірювальних приладів висуваються наступні вимоги клінічній практики:

- простоті в використанні;
- безконтактне вимірювання температури і кровопостачання;
- добра повторюваність вимірювань;
- можливість подальшої цифрової обробки;
- збереження результатів вимірювань;
- незначне навантаження для пацієнта.

В [5] було розроблено вимірювальний прилад – подвійний датчик, що відповідає всім зазначеним вимогам і є придатним у довгостроковому використанні на рис. 1.1 наведено зовнішній вигляд подвійного датчика під час здійснення вимірювань.



Рисунок 1.1 – Зовнішній вигляд подвійного датчика для визначення повторного нагріву акральних ділянок і повторного кровопостачання

Структура вимірювального приладу на основі подвійного датчика наведена на рис 1.2.

Пристрій містить датчики для проведення вимірювань а також елементи аналогової передобробки і елементи оцінки результатів вимірювань схема виконана на основі мікроконтролеру SAB 80C537[6] який поєднано з рідкокристалічним дисплеєм . це дозволяє відображати результати одразу у процесі вимірювань. Для керування подвійним датчиком використовуються чотири

функціональні кнопки і наочне меню функціонування такого приладу не потребує використання персонального комп'ютеру.

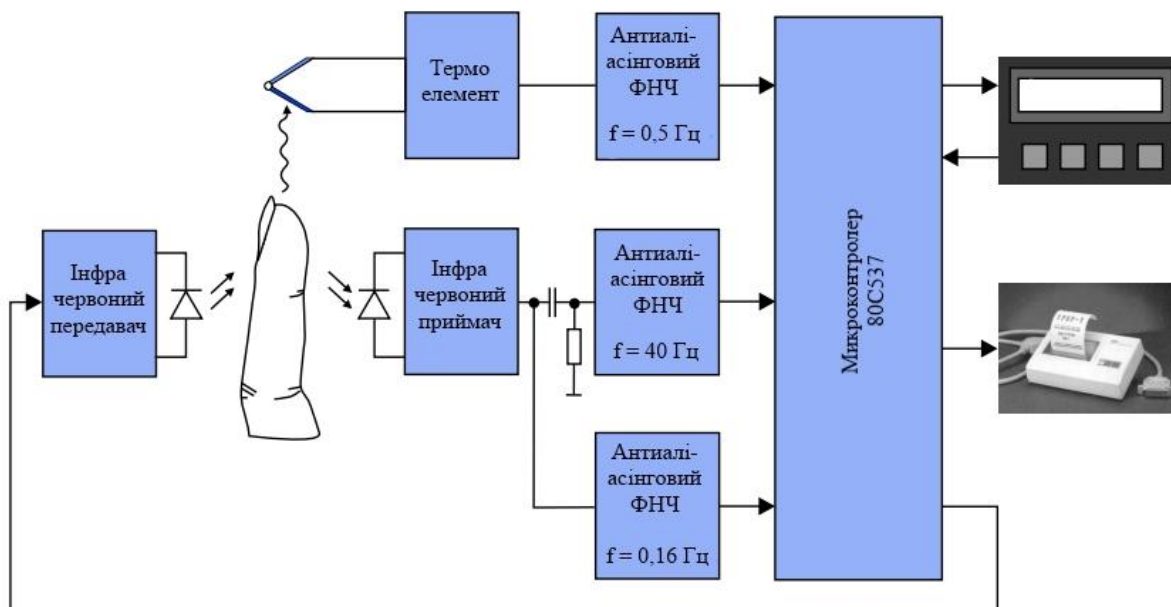


Рисунок 1.2 – Структурна схема вимірювального приладу на основі подвійного датчика

При необхідності результати вимірювань можуть передаватися за вбудованим послідовним інтерфейсом до ЕОМ, плоттеру або принтеру всі визначені користувачем налагодження, а також результати останніх вимірювань зберігаються після вимкнення робочої напруги та знаходяться у доступі при наступному використанні також, прилад характеризується великою кількістю функцій з власно тестування, що дозволяє швидко локалізувати помилки у елементах подвійного датчика.

### 1.3 Забезпечення вимірювання температури подвійним датчиком

Безконтактне визначення температури шкіри шляхом інфрачервоного випромінювання у області довжин хвиль від 8мкм до 14мкм довило власну

придатність в клінічній практиці [7]. Для вимірювання температури системи діагностики повторного кровообігу у якості датчика використовується інфрачервоний термоелемент. Він відрізняється незначними габаритами, оптимальним діаметром вимірювальної ділянки – 10мм і узгодженням з необхідним діапазоном температур та довжин хвиль. Вихідний сигнал інфрачервоного термоелемента підвищується у інтегрованому термоелементному підсилювачі і поступає до антиаліасінгового фільтру низьких частот(ФНЧ) задачею фільтру є обмеження сигналу за смугою пропускання з метою виконання теореми відліків [8]. Таке обмеження температурного сигналу здійснюється фільтром з граничною частотою  $f=0.5$  Гц тому що температура є сигналом, який змінюється повільно. Аналоговий температурний сигнал з обмеженою смугою поступає на вхід мікроконтролеру що реалізує дискретизацію ( з частотою 1 Гц ) і виконує аналого-цифрове перетворення. Крім того мікроконтролер здійснює і інші завдання з обробки сигналів. На рис 1.3 наведено результати вимірювань повторного нагріву акральної ділянки.

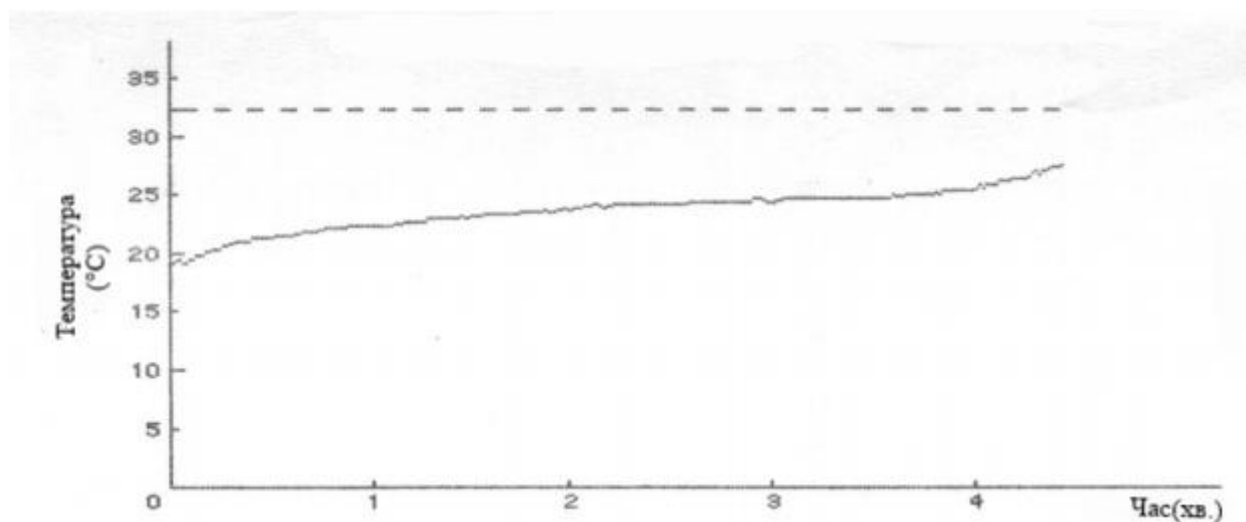


Рисунок 1.3 – Приклад результатів діагностичних вимірювань повторного нагріву акральних ділянок

У системі діагностики повторного кровообігу для безконтактного визначення стану кровопостачання застосовується комбінація «виконуючий

елемент - датчик» (оптопара з відкритим каналом), що базується на принципах фотоплетизмографії [9]. При цьому джерелом випромінювання є інфрачервоний світлодіод з довжиною хвилі 0,895 мкм типу WX301. Інфрачервоне випромінювання відбивається від кінчика пальцю і реєструється приймачем що містить чотири фотодіоди BPW34[10], що паралельно поєднані одне з одним. Фотострум приймача залежить від цього освітлення і перетворюється відповідне значення вихідної напруги, що містить постійну і змінну складові. Наявність змінної складової обумовлено пульсо-синхронною зміною обсягу крові у пальці. Після підсилення вона через пасивний фільтр верхніх частот(ФВЧ) поступає до антиаліасінгового ФНЧ. У якості ФНЧ використовується активний фільтр на основі інтегрального підсилювача MAX291 [11], що має характеристику Баттерворта і граничну частоту 40Гц. На виході ФНЧ діє аналогова напруга з обмеженою смугою (пульсо-синхронна напруга). Цей сигнал поступає до мікроконтролеру що виконує аналого-цифрове перетворення сигналу кровопостачання з частотою дискретизації 200Гц інший сигнал від інфрачервоного датчику, що містить постійну і змінну складові, обробляється антиаліасінговим ФНЧ з граничною частотою 0,16Гц и також поступає на інший вхід мікроконтролера. Крім того, мікроконтролер виконує і інші завдання, наприклад, він керує джерелом постійного струму, що використовується для живлення інфрачервоного світлодіоду, і на початку вимірювань кровопостачання у фазі налагодження встановлює автоматичну адаптацію інтенсивності світла до оптичних властивостей відповідного вказівного пальця. Таким чином, покращується відношення сигнал/шум. На рис 1.4 показано типову залежність повторного кровопостачання акральної ділянки після охолодження.

Аналіз рис 1.4 показує що результати вимірювання кровопостачання можуть бути більш початкового рівня. За цими значеннями також розраховуються характеристичне значення що визначається з відношення відносної амплітуди сигналу кровопостачання до початкового рівня.

Конструктивно елементи системи і датчика відображені на рис 1.5.

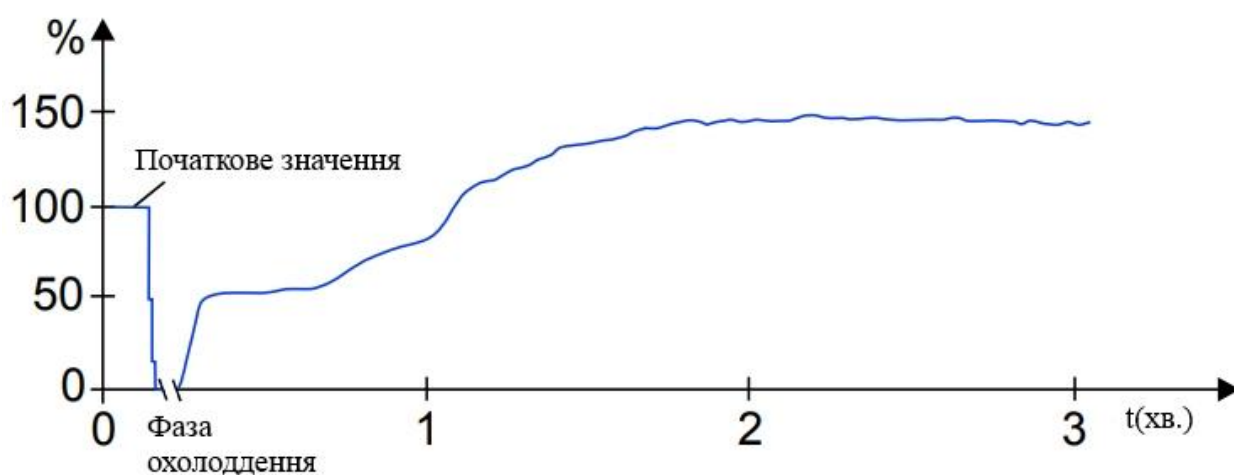


Рисунок 1.4 – Часова залежність повторного кровопостачання акральної ділянки

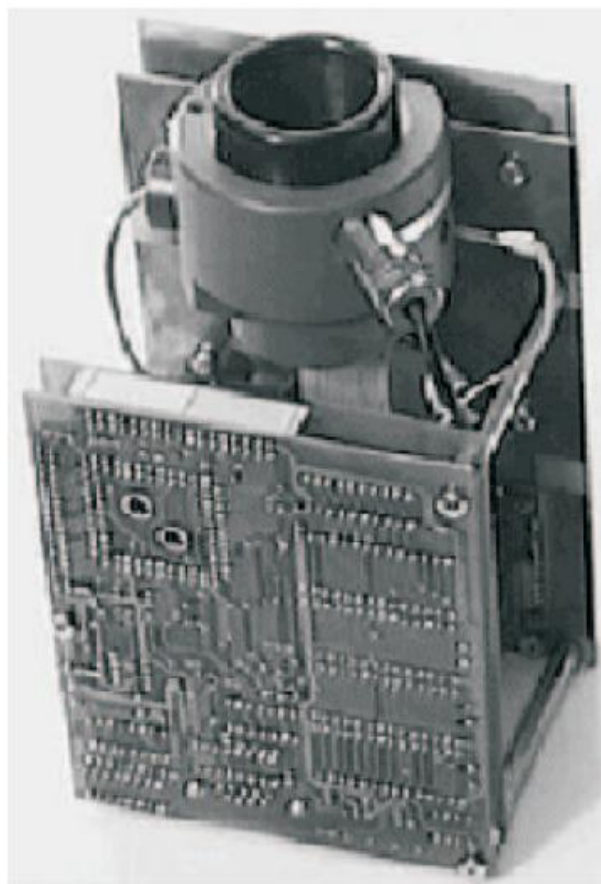


Рисунок 1.5 – Конструкція системи діагностики повторного кровообігу

При цьому елементи подвійного датчика разом з трьома друкованими платами аналогової схеми, цифрової частини, кнопок і рідкокристалічного дисплея поєднані в єдину конструктивну одиницю.

#### 1.4 Аналіз реалізацій вимірювань кровообігу при зміні температури об'єкту

При виконанні діагностичних досліджень повторного кровообігу здійснюється контрольоване переохолодження частин кінцівок. Для цього прийнято охолоджувати вказівний палець у льодяній воді що має достатньо постійну температуру цей процес проходить за одну хвилину, що є достатнім, щоб при наступному повторному нагріві здійснювати реєстрацію температури і кровопостачання. У процесі вимірювань сигнали можливо апроксимувати ступеневою функцією (стрибковидна реакція елемента затримки першого ступеню). Це потребує встановлення часової константи, тобто часу, що спливає до досягнення 63% початкової поверхневої температури вказівного пальця перед охолодженням.

Використання подвійного датчика не обмежується діагностичними вимірюваннями його також можливо застосовувати для контролювання терапії. На рис 1.6 наведено повторний нагрів у пацієнта зі склеродермією до і після інфрачервоної А-гіпертермій у процесі терапії.

Аналіз рис 1.6 показує що така терапія призводить до істотного прискорення повторного нагріву.

Таким чином, прототип системи діагностики повторного кровообігу є придатним до клінічного застосування. Проведення вимірювань є нескладним, комфортабельним і повторюваним, завдяки тому що, вимірювальний режим керується мікроконтролером, і завдяки цьому об'єктивується. Це дозволяє виконувати діагностику при терапевтичному спостереженні. Під'єднання принтеру і підключення до персонального комп'ютеру для архі-

вування і подальшої оцінки процесу нагріву і кровопостачання підвищують зручність використання. Але застосування у подвійному датчику чутливих елементів, побудованих на різних фізичних принципах ускладнює подальшу апаратну і програмну обробку результатів вимірювання.

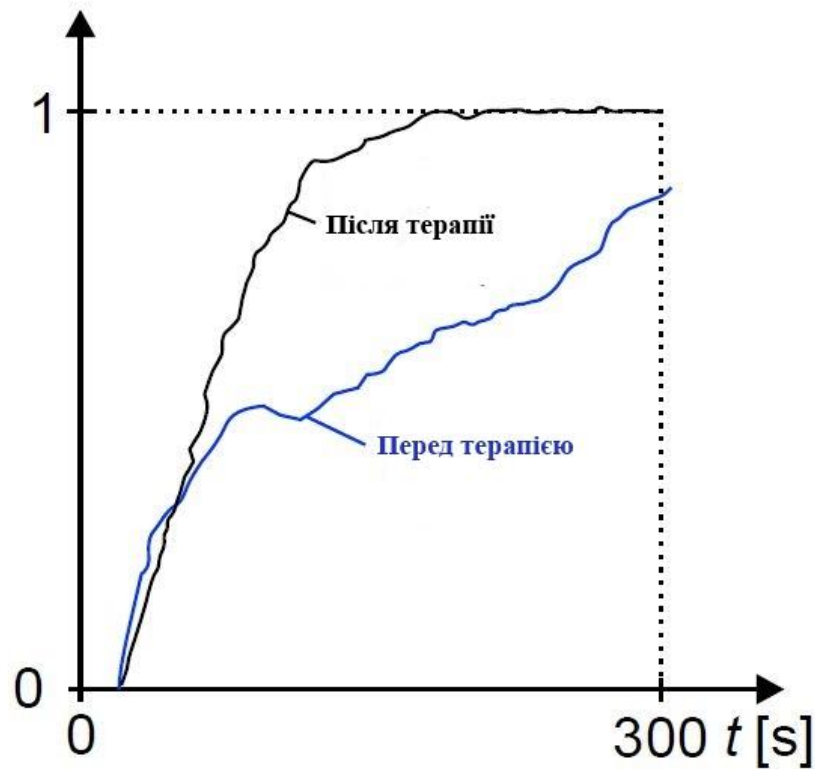


Рисунок 1.6 – Часова залежність ступеню кровопостачання до и після терапії

Таким чином, метою магістерської роботи є дослідження процесів перетворення інформації у модернізованій програмно апаратній реалізації системи діагностики повторного кровообігу.

Для вирішення цієї мети необхідно виконати реалізацію наступних завдань:

- дослідження характеристик фільтрів сигналів комбінованих датчиків;
- синтез схеми антиаліасінгового фільтру;



- дослідження і оптимізація характеристик антиаліасінгового фільтру;
- синтез програмного коду фільтру;
- розробка схеми електричної принципової системи діагностики повторного кровопостачання;
- розробка друкованої плати блоку обробки сигналів датчиків.

## 2 ДОСЛІДЖЕННЯ ЦИФРОВИХ ФІЛЬТРІВ СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ

### 2.1 Ідентифікація параметрів цифрових фільтрів

Синтез фільтра означає знаходження компромісу між бажаними якостями і необхідними для цього витратами. Існують численні методи проектування фільтрів.

Вихідним значенням при проектуванні є ідеальна поведінка передачі фільтра низьких частот (рис. 2.1). Щоб перевести цю поведінку в реалізовану передавальну функцію, потрібно забезпечити його схемою допустимих відхилень, так званою схемою штемпель - матриць. Вона складається з смуги пропускання, смуги затримування та перехідної області.

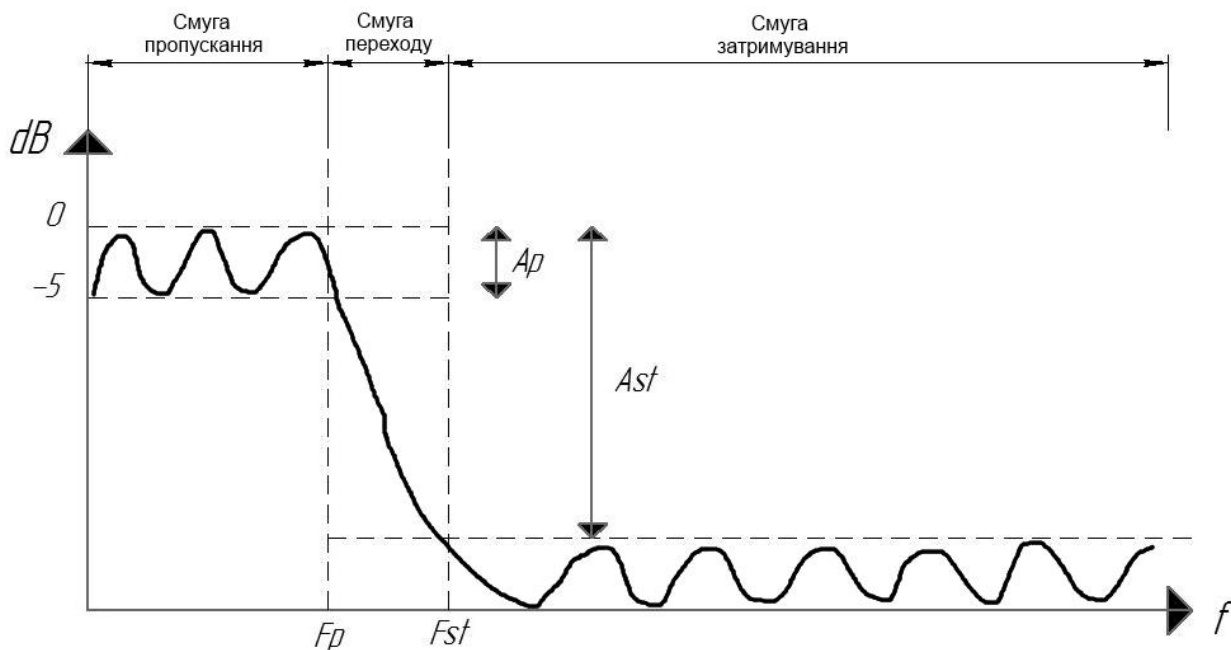


Рисунок 2.1 – Специфікація фільтра низьких частот:

$F_p$  – межа смуги пропускання;  $F_{st}$  – початок смуги затримування;  $A_p$  – пульсації в смузі пропускання;  $A_{st}$  – подавлення в смузі затримування.

На основі аналізу структури системи діагностики периферійного кровообігу було визначено наступні параметри фільтрів, що синтезуються:

- $F_p$  145Гц;
- $F_{st}$  160Гц;
- $A_p$  не більш 0,5дБ;
- $A_{st}$  не менш 20дБ.

## 2.2 Обрання типу фільтрів

Залежно від того, чи повинен бути реалізований нерекурсивний або рекурсивний фільтр, для бажаної поведінки необхідно розрахувати передавальну функцію, яка знаходиться в області допустимих відхилень. За допомогою рекурсивних фільтрів реалізується більша різноманітність передавальних функцій. При заданій кількості коефіцієнтів фільтра вони дають краще наближення до ідеальних відносин. Реальні передавальні функції розрізняються наявністю пульсацій в смузі пропускання і затримування, в крутизні переходу зі смуги пропускання в смугу затримування і в її придатності для імпульсної передачі. Чим більше фільтр відповідає ідеальному фільтру нижніх частот, тим краще його якості. При цьому домагаються крутого переходу зі смуги пропускання в смугу затримування, незначних пульсацій в обох смугах і по можливості більш повного блокування вище частоти затримування. Порядок фільтра і разом з тим витрати визначають відхилення від ідеальних якостей.

При дотриманні теореми відліків сигнал надається для наступної обробки з обмеженою смугою частот. Обмеження сигналу досягається застосуванням антиаліасінгового фільтра. Такі фільтри - це фільтри низьких частот, які пропускають без зміни всі частоти нижче заданої і видаляють з сигналу всі частоти вище заданої. Ідеально вони повинні в смузі пропускання мати підсилення, рівне одиниці і в смузі затримування - нуль. Підсилення є часто-

тно-залежним і описується частотною характеристикою, яка позначається також передавальною функцією. Цю функцію можливо представити у вигляді вікна в області спектра.

Лінійна, інваріантна в часі цифрова система може виконувати фільтрацію в часовій області. Типовий її складу: елементи затримки, помножувачі і суматори. При цьому розрізняють рекурсивні і нерекурсивні фільтри або фільтри з кінцевим або нескінченним імпульсним відгуком (КИХ - фільтри, англ .:finite impulse response, FIR; НІХ - фільтри, англ .:infinite impulse response, IIR)[12]. Рекурсивні фільтри отримали назву фільтрів з нескінченною імпульсною характеристикою (НІХ - фільтрів), на відміну від нерекурсивних фільтрів, завжди мають кінцеву імпульсну характеристику (КИХ - фільтри). Як видно з назви, рекурсивні фільтри володіють (мінімум) одним поверненням. Внаслідок цього вихідний сигнал, відгук фільтра, залежить не тільки від вхідного сигналу, але і від повернутих частин вхідного сигналу на виході фільтра. Причина нескінченною імпульсною характеристикою рекурсивних фільтрів полягає в поверненні, і означає, що (дискретна) імпульсна функція на вході тягне за собою вихідний сигнал нескінченної тривалості. У нерекурсивних фільтрів немає повернень, відгук фільтра залежить тільки від значень сигналу на вході фільтра.

У нерекурсивних цифрових фільтрів (КИХ - фільтри) вхідний сигнал  $f_n$  і вихідний сигнал  $g_n$  пов'язані рівнянням, яке має форму дискретної згортки:

$$g_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k f_{n-k} \quad (2.1)$$

Коефіцієнти  $b_k$  називаються коефіцієнтами фільтра. Для обчислення вихідного сигналу вхідні значення  $f_n$  згортаються з коефіцієнтами фільтра  $b_k$ . Якщо вхідний сигнал - дискретний одиничний імпульс, то коефіцієнти фільтра утворюють вихідний сигнал. Коефіцієнти фільтра  $b_k$  - це дискретна імпульсна характеристика. Кількість значень сигналу  $f_n$ , що надходять для обчислення, визначає порядок або ступінь фільтра. Числом доданків  $N$  в рівнянні

(2.1) визначається ступінь фільтра  $N - 1$ . Це означає, що після  $N$  тактів вхідний сигнал більше не впливає на вихідний сигнал. Наприклад, для ступеня фільтра  $N - 1 = 4$  для обчислення вихідного значення має бути утворено 5 доданків:

$$g_n = b_4 f_{n-4} + b_3 f_{n-3} + b_2 f_{n-2} + b_1 f_{n-1} + b_0 f_n. \quad (2.2)$$

На рис. 2.2 графічно проілюстровано визначення вихідного значення за значенням (2.2).

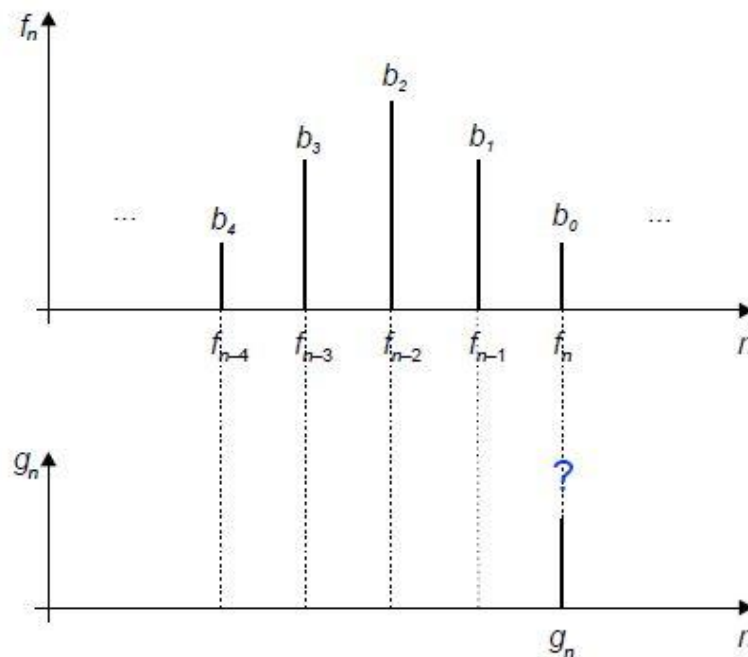


Рисунок 2.2 – Визначення вихідного значення для нерекурсивного фільтра четвертого порядку за рівнянням (2.2)

Поряд з описом цифрової фільтрації рівнянням згортки, є ряд інших можливостей опису. До них належать: структурна схема, передавальна функція, імпульсна характеристика і рівняння стану. Структурна схема, як приклад до рівняння (2.2), показана на рис. 2.3.

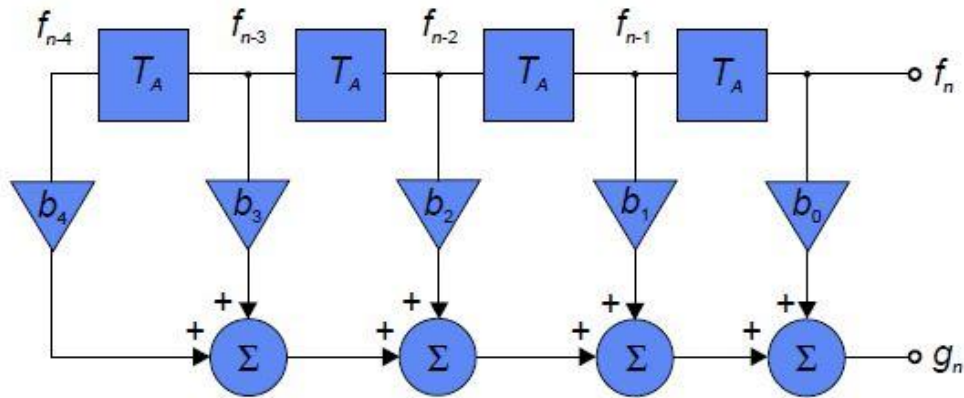


Рисунок 2.3. – Структурна схема нерекурсивного фільтру 4-го порядку за рівнянням (2.2)

Наявний в рекурсивному фільтрі (НІХ - фільтр) зворотний зв'язок впливає на те, що вихідний сигнал залежить не тільки від вхідного сигналу, але і від попередньо розрахованих значень вихідного сигналу. Як правило, через нескінченну імпульсну характеристику проектування рекурсивних фільтрів вимагає особливої ретельності, щоб гарантувати стабільність фільтра. Рівняння для розрахунку його вихідного сигналу - це розширення нерекурсивної фільтрації за рівнянням (2.1):

$$g_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k f_{n-k} - \sum_{k=1}^M a_k g_{n-k} \quad (2.3)$$

За допомогою другого доданку попередні вихідні значення долучаються до обчислення актуального вихідного значення. Рівняння показує, що нерекурсивні фільтри можуть розглядатися як особливий випадок рекурсивних, при якому всі коефіцієнти фільтра  $a_k$  дорівнюють нулю[13].

Рівняння (2.3) можна зручно виразити симетричною формою, де вихідне значення  $g_n$  відноситься до коефіцієнта фільтра  $a_0 = 1$ :

$$\sum_{k=0}^M a_k g_{n-k} = \sum_{k=0}^{N-1} b_k f_{n-k} \quad \text{с} \quad a_0 = 1 \quad (2.4)$$

Рис. 2.4 показує для  $M = 2$  і  $N = 5$  варіант розрахунку значення вихідного сигналу.

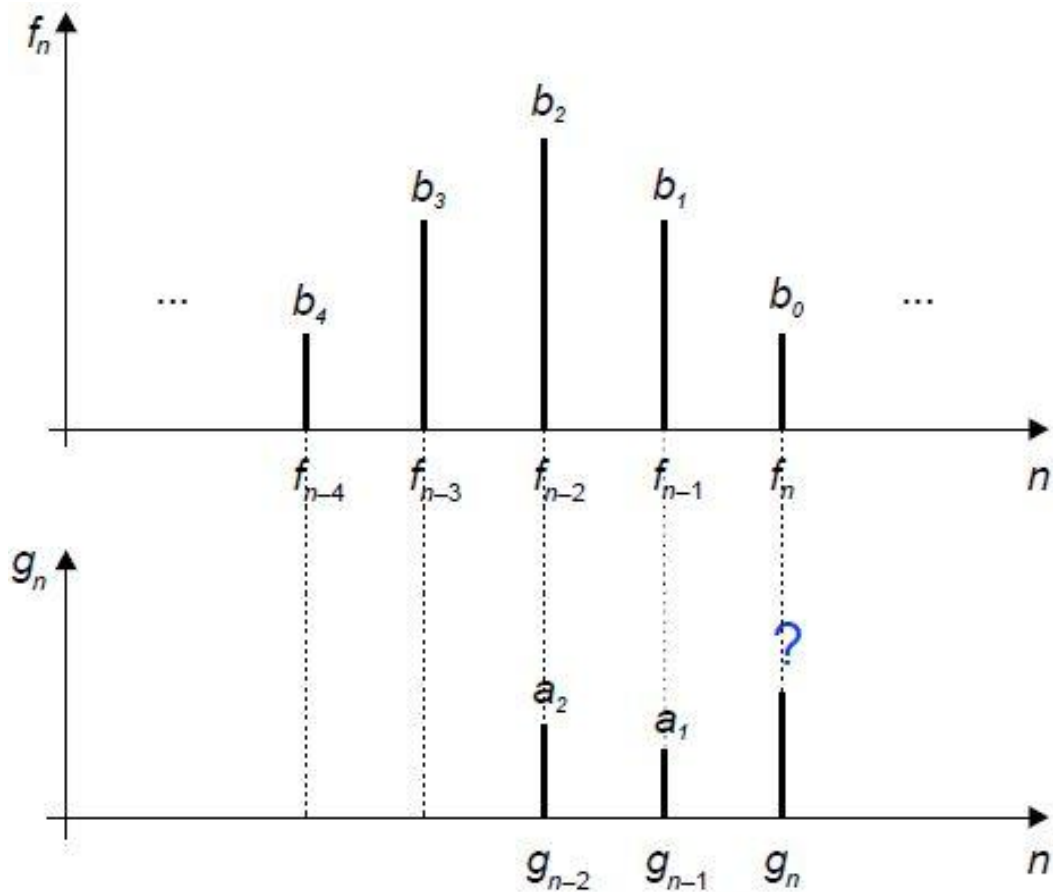


Рисунок 2.4 – Визначення актуального значення вихідного сигналу рекурсивної фільтрації за рівнянням (2.4)

При поданні рекурсивної фільтрації в структурній схемі необхідно розширення нерекурсивного фільтру з рис. 2.3 зворотним зв'язком (рис. 2.5).

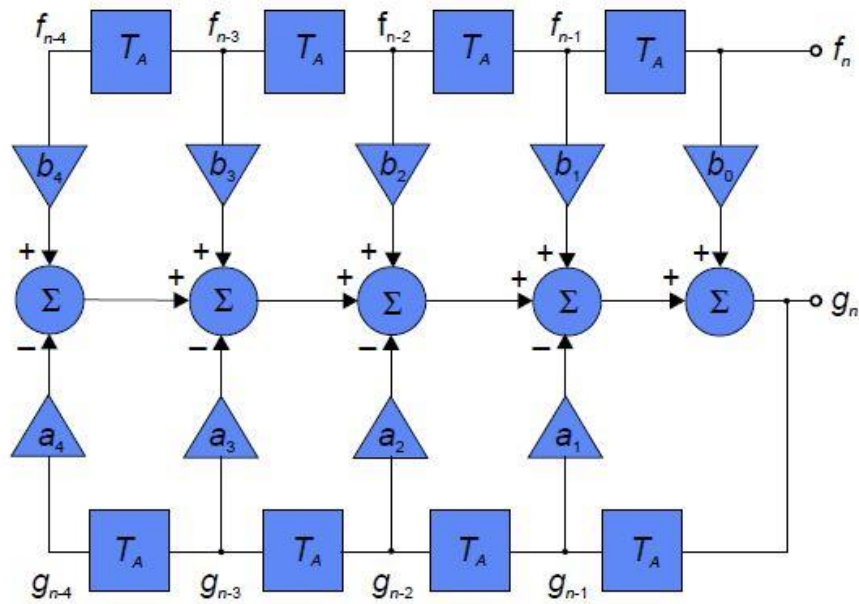


Рисунок 2.5 – Структурна схема рекурсивного фільтру за рівнянням (2.4)

Таким чином, вибір типу фільтру для системи діагностики периферійного кровообігу можливо здійснити на основі їх характеристик и показників.

### 2.3 Дослідження характеристик фільтрів

Існують відмінності між аналізом і синтезом цифрового фільтра. При аналізі досліджується цифрова система щодо властивостей фільтра. Це завдання вирішено, якщо знайдена залежна від частоти оцінка вхідної величини. При синтезі повинні формулюватися вимоги до фільтру і виконуватися проектування фільтра. Для проектування фільтра є велика теорія і численні, практично орієнтовані методи. Розглянемо лише можливості опису фільтру і принцип проектування фільтра.

Спочатку було проведено дослідження еліптичного КІХ фільтру відповідно до специфікації, зазначеної у п.п. 2.1. Завдання для синтезу такого фільтру наведено на рис. 2.6.



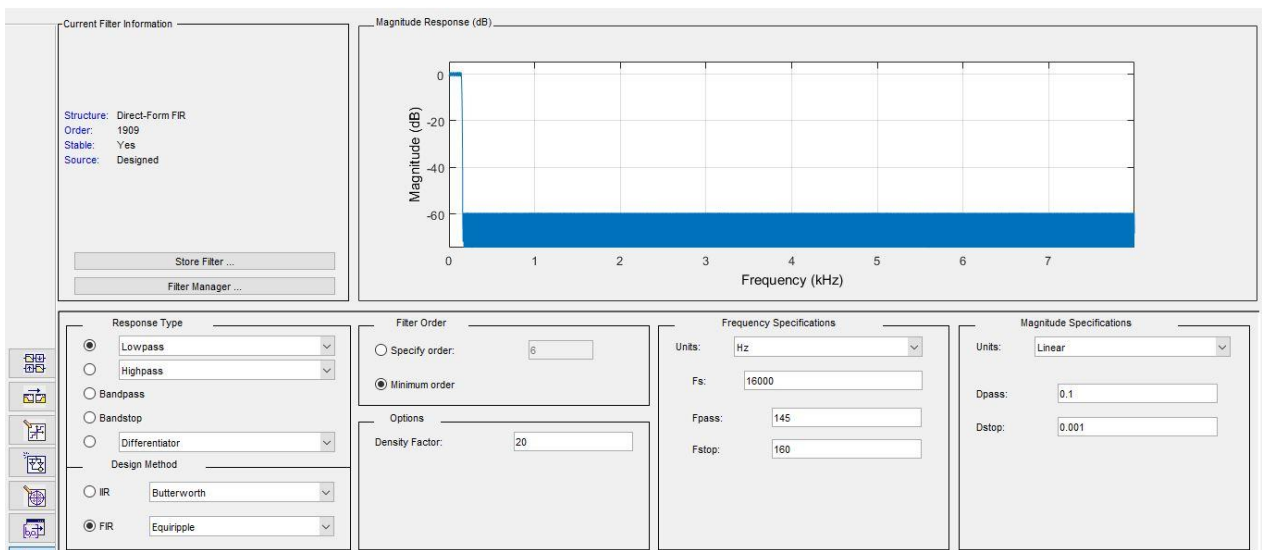


Рисунок 2.6 – Завдання для синтезу еліптичного КІХ фільтру

Результати синтезу еліптичного КІХ фільтру наведенні на наступному рис. 2.7.

```

Discrete-Time FIR Filter (real)
-----
Filter Structure   : Direct-Form FIR
Filter Length     : 1910
Stable            : Yes
Linear Phase      : Yes (Type 2)

Implementation Cost
Number of Multipliers : 1910
Number of Adders      : 1909
Number of States      : 1909
Multiplications per Input Sample : 1910
Additions per Input Sample  : 1909
  
```

Рисунок 2.7 – Витрати на реалізацію еліптичного КІХ фільтру

В результаті синтезу еліптичного КІХ фільтру було отримано його передавальна характеристика що зображена на рис. 2.8.

Аналіз рис. 2.8 показує, що пульсації присутні як у смузі пропускання так і смузі затримки: 4дБ і 40дБ відповідно.

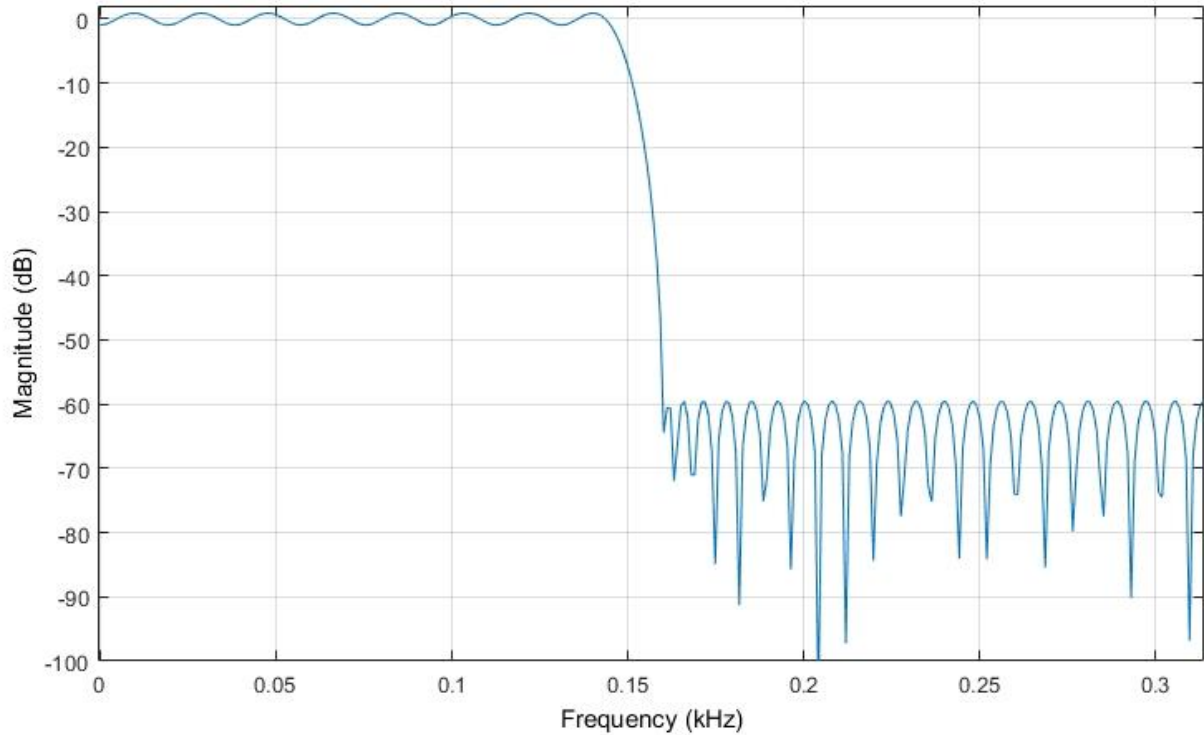


Рисунок 2.8 – Передавальна характеристика еліптичного КІХ фільтру

Також було проведено дослідження інших фільтрів відповідно до специфікації, зазначеної у п.п. 2.1. Завдання для синтезу таких фільтрів наведено на рис. 2.9 – 2.23.

Current Filter Information

Structure: Direct-Form FIR  
Order: 1930  
Stable: Yes  
Source: Designed

Store Filter ...  
Filter Manager ...

Filter Information

Discrete-Time FIR Filter (real)

Filter Structure : Direct-Form FIR  
Filter Length : 1931  
Stable : Yes  
Linear Phase : Yes (Type 1)

Implementation Cost  
Number of Multipliers : 1931  
Number of Adders : 1930  
Number of States : 1930  
Multiplications per Input Sample : 1931  
Additions per Input Sample : 1930

Response Type

Lowpass  
 Highpass  
 Bandpass  
 Bandstop  
 Differentiator

Design Method

IR Butterworth  
 FIR Generalized Equiripple

Filter Order

Specify order: 10  
 Minimum order

Options

Density Factor: 20  
Phase: Linear

More options ...

Frequency Specifications

Units: Hz

Fs: 16000  
Fpass: 145  
Fstop: 160

Magnitude Specifications

Units: Linear

Dpass: 0.1  
Dstop: 0.001

Design Filter

Рисунок 2.9 – Завдання для синтезу узагальненого еліптичного КІХ фільтру

Аналіз рис. 2.9 показує, що необхідна специфікація АЧХ реалізується у узагальненому еліптичному КІХ фільтрі за допомогою 1930 типових елементів.

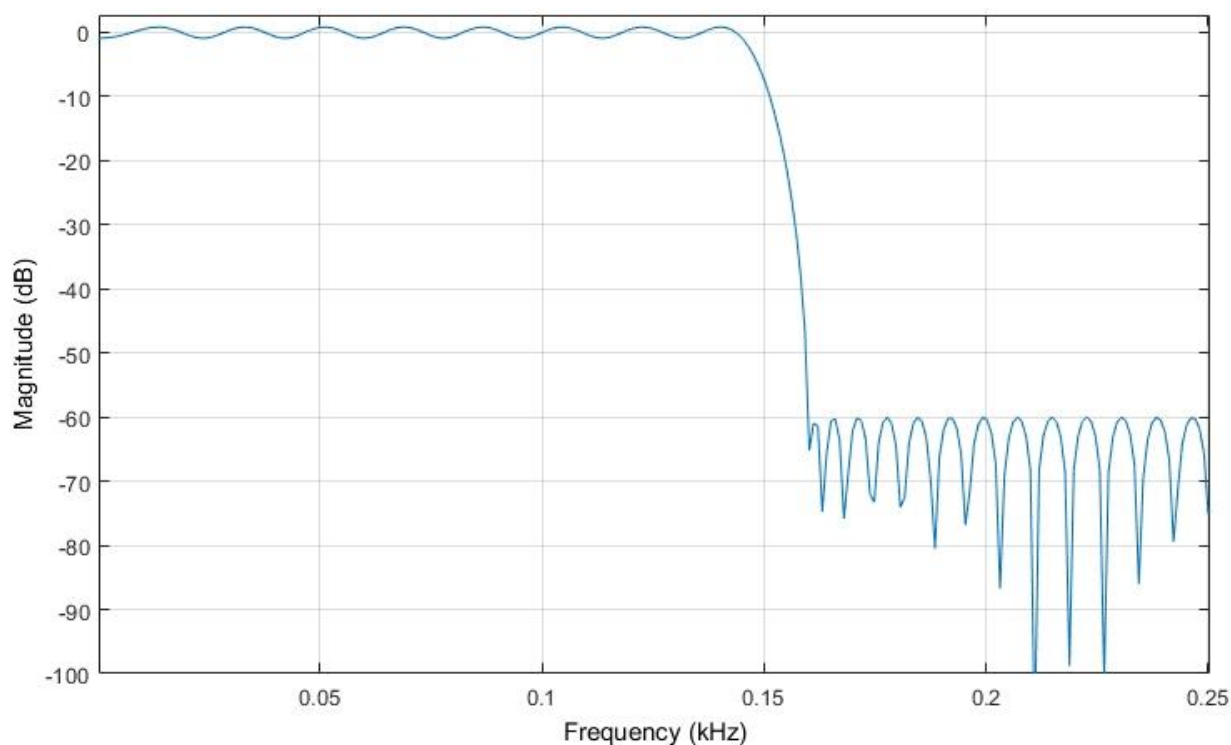


Рисунок 2.10 – Передавальна характеристика узагальненого еліптичного КІХ фільтру

З рис. 2.10 слід, що АЧХ узагальненого еліптичного КІХ фільтру характеризується пульсаціями до 0,5 дБ у смузі пропускання і до 105 дБ у смузі затримки.

Як показано на рис. 2.11, задані параметри АЧХ у випадку інтерполяційного КІХ фільтру досягаються при використанні 453 типових елементів цифрових систем.

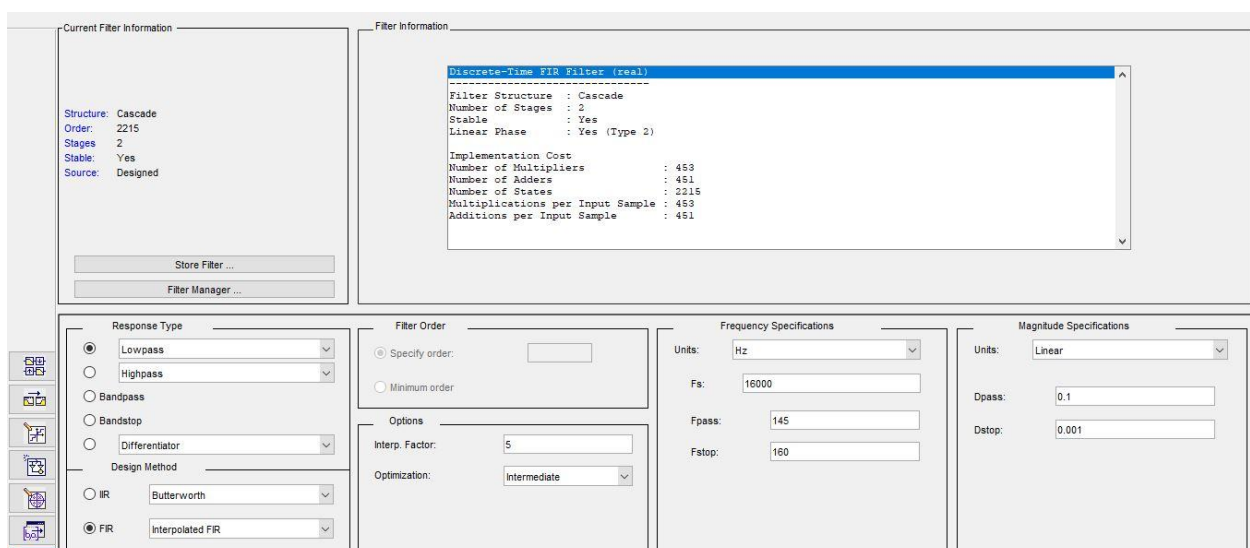


Рисунок 2.11 – Завдання для синтезу інтерполяційного КІХ фільтру

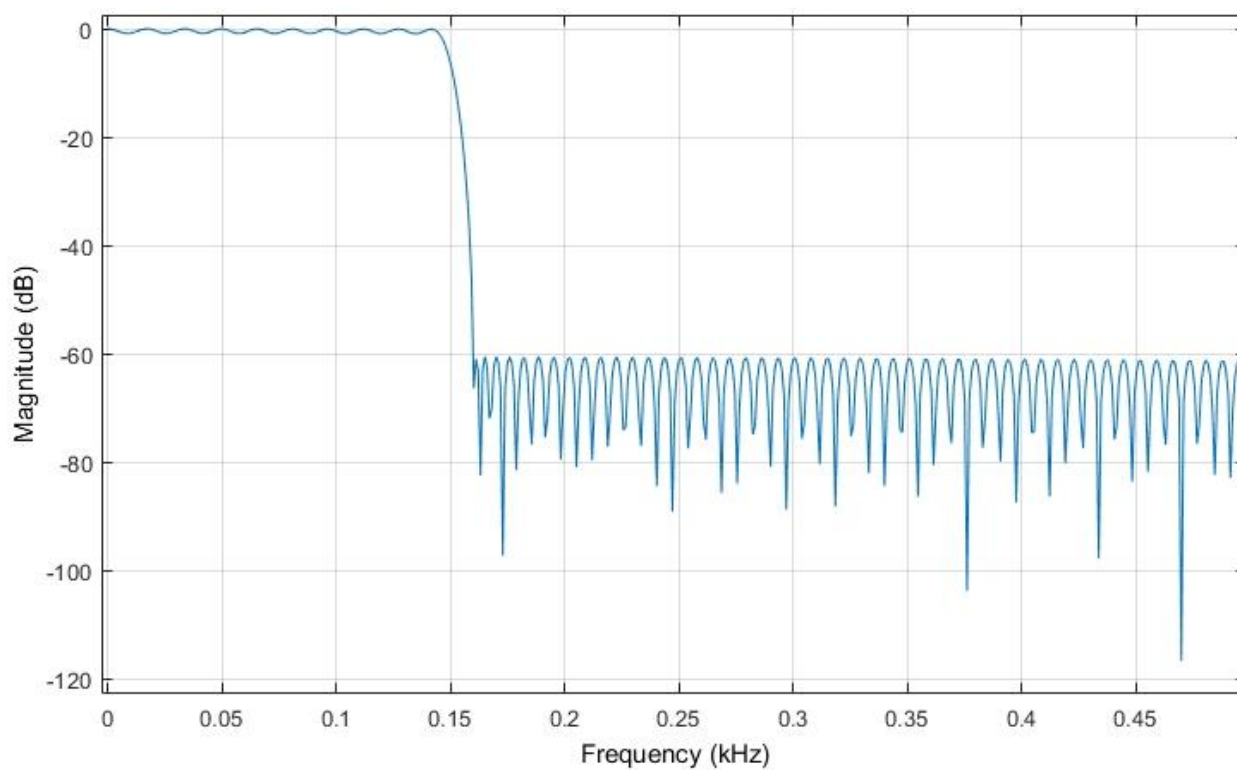


Рисунок 2.12 – Передавальна характеристика інтерполяційного КІХ фільтру

Аналіз рис. 2.12 показує, що АЧХ інтерполяційного КІХ фільтру містить пульсацій у смузі пропускання а рівні не більш 5дБ. Смуга затримки та-

кого фільтру характеризується пульсаціями не більш 55 дБ, що зростають при збільшені частоти вхідних сигналів.

The screenshot displays a software interface for filter design, divided into several sections:

- Current Filter Information:**
  - Structure: Direct-Form II, Second-Order Sections
  - Order: 47
  - Sections: 24
  - Stable: Yes
  - Source: Designed
- Filter Information:**
  - Sample Rate: N/A (normalized frequency)
  - Passband Edge: 0.018125
  - 3-dB Point: 0.018584
  - 6-dB Point: 0.018802
  - Stopband Edge: 0.02
  - Passband Ripple: 0.3948 dB
  - Stopband Atten.: 30 dB
  - Transition Width: 0.001875
  - Implementation Cost:
    - Number of Multipliers: 94
    - Number of Adders: 94
    - Number of States: 47
    - Multiplications per Input Sample: 94
    - Additions per Input Sample: 94
- Response Type:**
  - Lowpass (selected)
  - Highpass
  - Bandpass
  - Bandstop
  - Differentiator
- Design Method:**
  - IR: Butterworth (selected)
  - FIR: Interpolated FIR
- Filter Order:**
  - Specify order: [ ]
  - Minimum order (selected)
  - Options: Match exactly: stopband
- Frequency Specifications:**
  - Units: Hz
  - Fs: 16000
  - Fpass: 145
  - Fatop: 180
- Magnitude Specifications:**
  - Units: Squared
  - Epass: 0.9
  - Estop: 0.001

Рисунок 2.13 – Завдання для синтезу НІХ фільтру Баттерворта

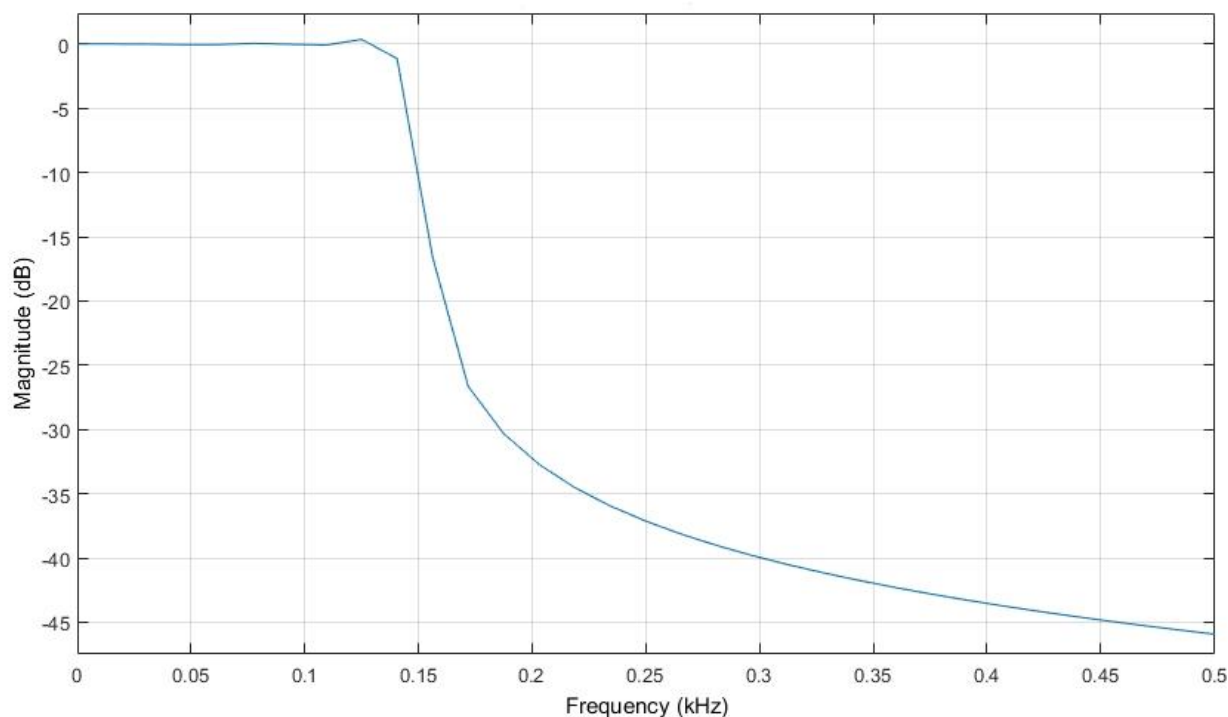


Рисунок 2.14 – Передавальна характеристика НІХ фільтру Баттерворта

Як показано на рис. 2.13, отримати НІХ фільтр Баттерворта з визначеними характеристиками можливо на основі поєднання 94 типових елементів (помножувачів, суматорів, ланок затримки). Це означає що для фільтрації будуть використано 94 цифрові відліки отримані з аналогового сигналу датчиків.

Аналіз АЧХ НІХ фільтру Баттерворту (рис. 2.14) показує, що пульсації у смузі пропускання не перевищують 2 дБ і відсутні у смузі затримки. Але АЧХ має менший нахил при переході з області пропускання в область затримки 1.46дБ/Гц.

The screenshot shows a software interface for designing a filter. It is divided into four main sections:

- Response Type:** Radio buttons for Lowpass (selected), Highpass, Bandpass, Bandstop, and Differentiator.
- Filter Order:** Radio buttons for Specify order (with an empty input field) and Minimum order (selected).
- Options:** A dropdown menu for Match exactly, currently set to 'passband'.
- Frequency Specifications:**
  - Units: Hz
  - Fs: 16000
  - Fpass: 145
  - Fstop: 160
- Magnitude Specifications:**
  - Units: Squared
  - Epass: 0.9
  - Estop: 0.001
- Design Method:** Radio buttons for IIR (selected) and FIR. Under IIR, there is a dropdown menu for Chebyshev Type I.

Рисунок 2.15 – Завдання для синтезу НІХ фільтру Чебишева першого роду

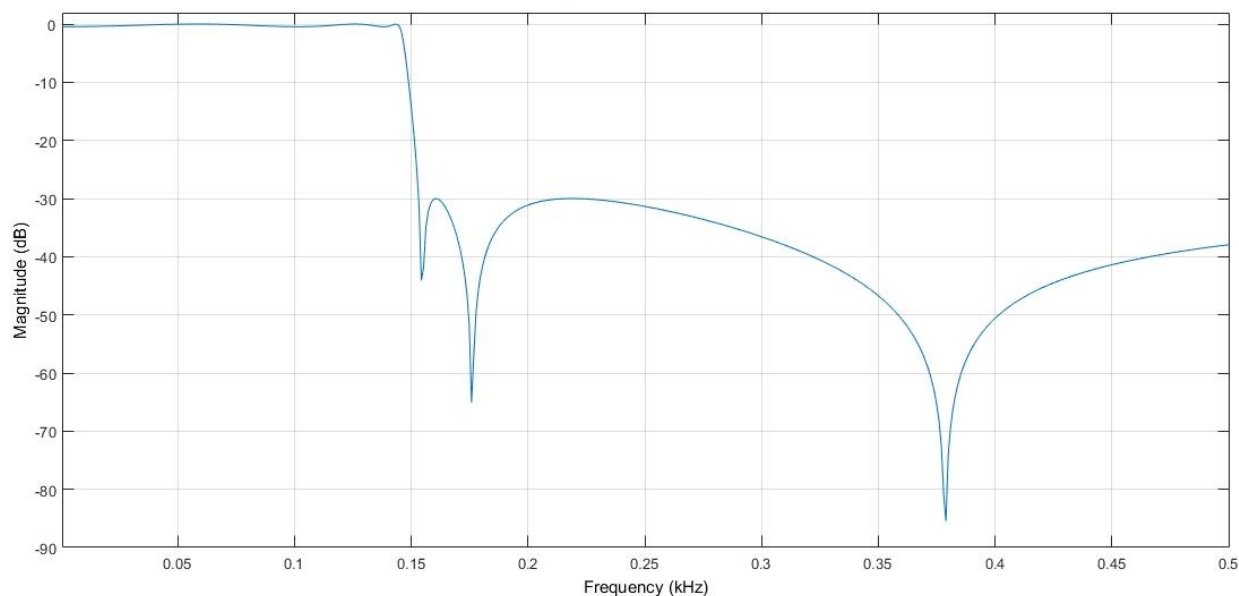


Рисунок 2.16 – Передавальна характеристика НІХ фільтру Чебишева першого роду

```

Measurements
Sample Rate      : N/A (normalized frequency)
Passband Edge   : 0.018125
3-dB Point      : 0.018321
6-dB Point      : 0.018468
Stopband Edge   : 0.02
Passband Ripple  : 0.45757 dB
Stopband Atten. : 31.4655 dB
Transition Width : 0.001875

Implementation Cost
Number of Multipliers      : 25
Number of Adders           : 24
Number of States           : 12
Multiplications per Input Sample : 25
Additions per Input Sample  : 24

```

Рисунок 2.17 – Витрати на реалізацію НІХ фільтру Чебишева першого роду

З рис. 2.17 слід, що витраті на реалізацію НІХ фільтру Чебишева 1-го роду становлять 25 типових елементів(математичних операцій).

The screenshot shows a software interface for filter design with the following settings:

- Response Type:** Lowpass (selected), Highpass, Bandpass, Bandstop, Differentiator.
- Design Method:** IR (selected), Chebyshev Type II (selected), FIR, Interpolated FIR.
- Filter Order:** Specify order (empty), Minimum order (selected).
- Options:** Match exactly: stopband.
- Frequency Specifications:** Units: Hz, Fs: 16000, Fpass: 145, Fstop: 160.
- Magnitude Specifications:** Units: Squared, Epass: 0.9, Estop: 0.001.

Рисунок 2.18 – Завдання для синтезу НІХ фільтру Чебишева другого роду

Аналіз передавальних характеристик передавальних характеристик НІХ фільтрів Чебишева першого(рис. 2.16) і другого(рис. 2.19) роду показує, що вони мають майже пласку частину у смузі передачі і пульсацій до 90 дБ у смузі затримки.

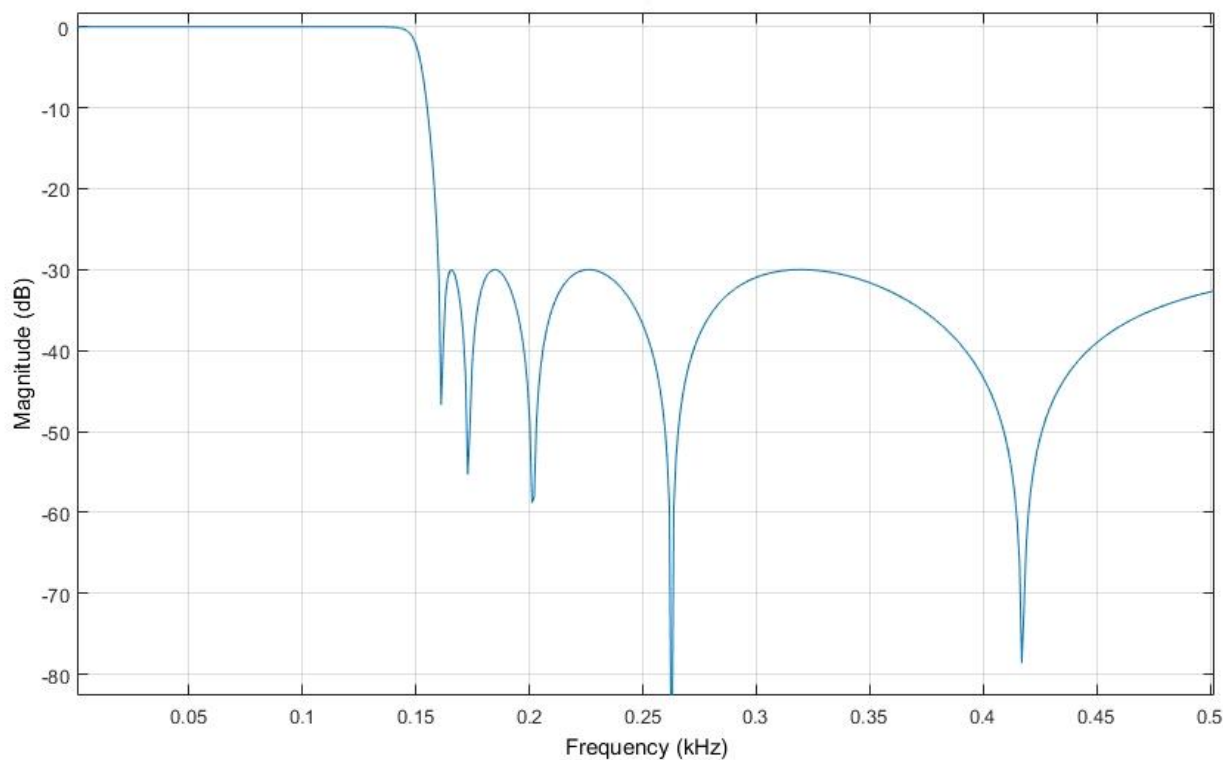


Рисунок 2.19 – Передавальна характеристика НІХ фільтру Чебишева другого роду

```

Measurements
Sample Rate      : N/A (normalized frequency)
Passband Edge   : 0.018125
3-dB Point      : 0.018863
6-dB Point      : 0.019135
Stopband Edge   : 0.02
Passband Ripple : 0.33128 dB
Stopband Atten. : 30 dB
Transition Width : 0.001875

Implementation Cost
Number of Multipliers : 24
Number of Adders      : 24
Number of States      : 12
Multiplications per Input Sample : 24
Additions per Input Sample : 24

```

Рисунок 2.20 – Витрати на реалізацію НІХ фільтру Чебишева другого роду



З рис. 2.20 слід що для реалізації фільтру Чебишева другого роду необхідно використовувати 12 відліків цифрових вихідних сигналів датчиків СДПК.

<b>Response Type</b> <input checked="" type="radio"/> Lowpass <input type="radio"/> Highpass <input type="radio"/> Bandpass <input type="radio"/> Bandstop <input type="radio"/> Differentiator <b>Design Method</b> <input checked="" type="radio"/> IIR <input type="radio"/> FIR	<b>Filter Order</b> <input type="radio"/> Specify order: <input checked="" type="radio"/> Minimum order <b>Options</b> Match exactly: both	<b>Frequency Specifications</b> Units: Hz Fs: 16000 Fpass: 145 Fstop: 160	<b>Magnitude Specifications</b> Units: Squared Epass: 0.9 Estop: 0.001
---	--	---	---

Рисунок 2.21 – Завдання для синтезу НІХ фільтру Кауера

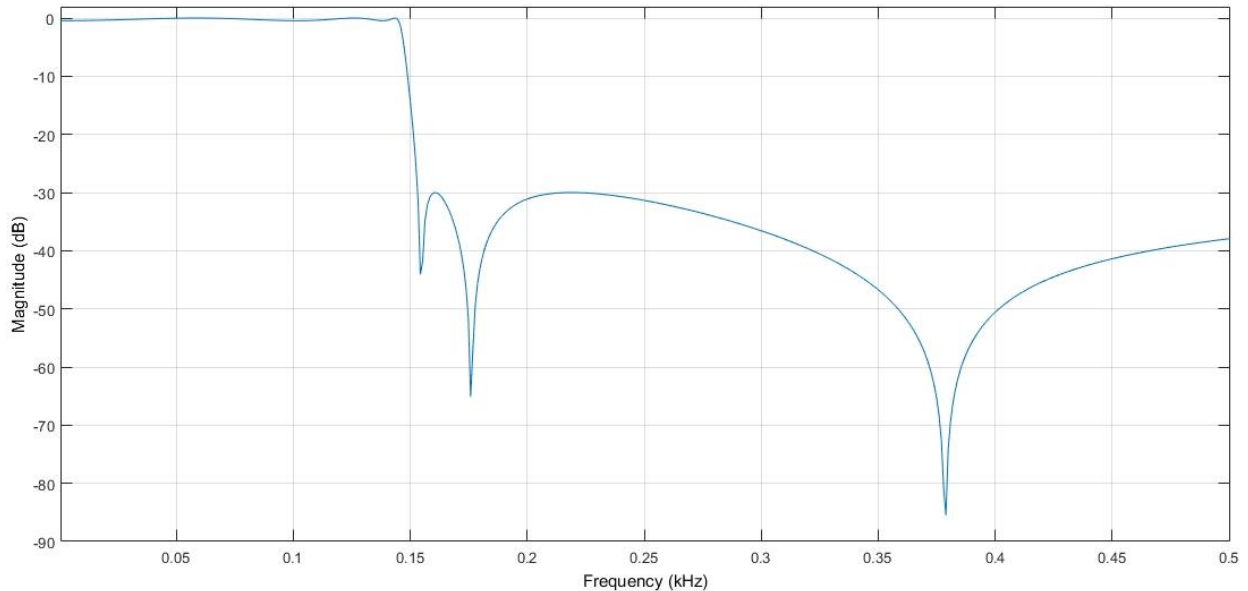


Рисунок 2.22 – Передавальна характеристика НІХ фільтру Кауера

Measurements	
Sample Rate	: N/A (normalized frequency)
Passband Edge	: 0.018125
3-dB Point	: 0.018326
6-dB Point	: 0.01846
Stopband Edge	: 0.02
Passband Ripple	: 0.45757 dB
Stopband Atten.	: 30 dB
Transition Width	: 0.001875
Implementation Cost	
Number of Multipliers	: 12
Number of Adders	: 12
Number of States	: 6
Multiplications per Input Sample	: 12
Additions per Input Sample	: 12

Рисунок 2.23 – Витрати на реалізацію НІХ фільтру Кауера

Рис. 2.23 показує, що у НІХ фільтрі Кауера використовується 6 цифрових відліків вихідних сигналів датчиків що є, найменшим показником з усіх варіантів що були досліджені.

Дослідження виконувались шляхом синтезу структури фільтрів низьких частот у пакеті Filter Design & Analysis середовища Matlab [14].

Таким чином, аналіз отриманих результатів показую що раціональним для реалізацій системи діагностики повторного крообігу є застосування фільтрів Кауера, що на відмінну НІХ від КІХ фільтрів можуть бути створені як на елементній базі аналогової схемотехніки, так і за допомогою програмної обробки.

## 2.4 Порівняльний аналіз фільтрів

З метою обрання типу і характеристик фільтру було проведено порівняльний аналіз фільтрів результати якого приведенні у таблиці 2.1.

Аналіз таблиці показує, що фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою (НІХ) у порівнянні з фільтрами з кінцевою імпульсною характе-

ристиккою (KIX) передбачають наявність меншої кількості елементів, що спрощує їх побудову. Тому для використання у якості антиаліасінгових фільтрів сигналів датчиків пропонується використання фільтрів Кауера шостого ступеню з частотою зрізу 145 Гц і коефіцієнтом пригнічення перешкод 30 дБ.

Детальні характеристики фільтру наведено на рис. 2.24 – 2.28.

З рис. 2.28 слід, що обраний фільтр має нелінійну ФЧХ, але цей недолік слід враховувати при побудові вимірювальних систем, які використовують визначення часових і частотних параметрів сигналів датчиків.

Таблиця 2.1 – Результати дослідження фільтрів сигналів датчиків системи діагностики повторного кровообігу

Тип фільтру	Вид імпульсної характеристики	Ступінь фільтру, що забезпечує його специфікацію	Лінійність ФЧХ	Пульсації у смузі пропускання фільтру	Пульсації у смузі затримки фільтру	Кількість елементів фільтру
Еліптичний	KIX	1909	+	+	+	3819
Еліптичний узагальнений	KIX	1930	+	+	+	3861
Інтерполяційний	KIX	2215	+	+	+	904
Баттерворта	НІХ	47	-	-	-	188
Чебишева 1-го роду	НІХ	12	-	+	-	49
Чебишева 2-го роду	НІХ	12	-	-	+	48
Кауера	НІХ	6	+	+	+	24

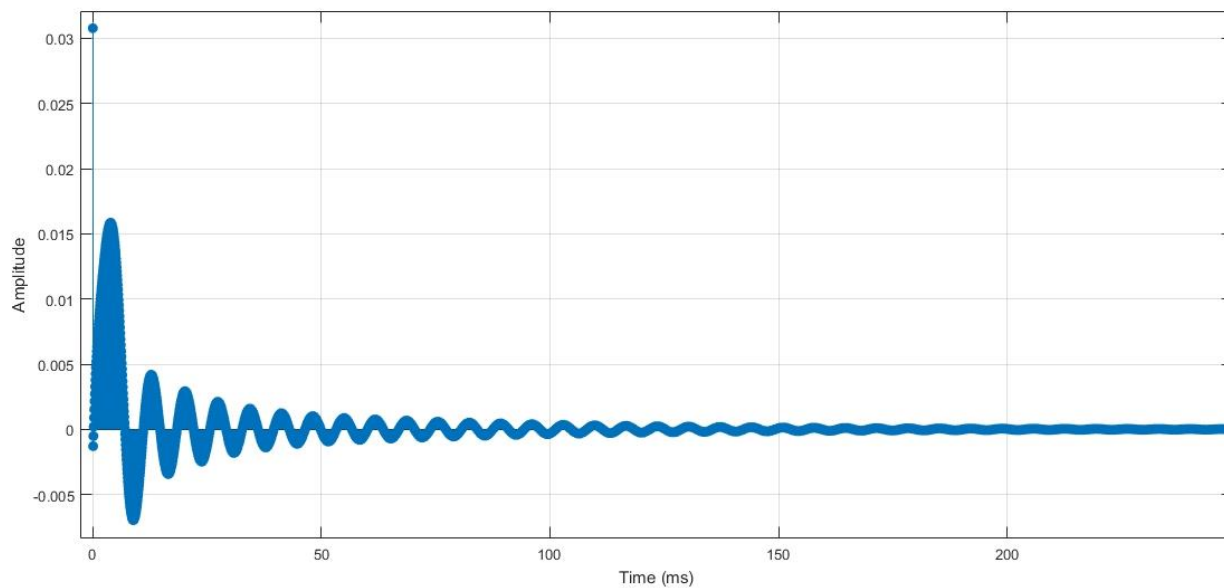


Рисунок 2.24 – Імпульсна характеристика фільтру Кауера

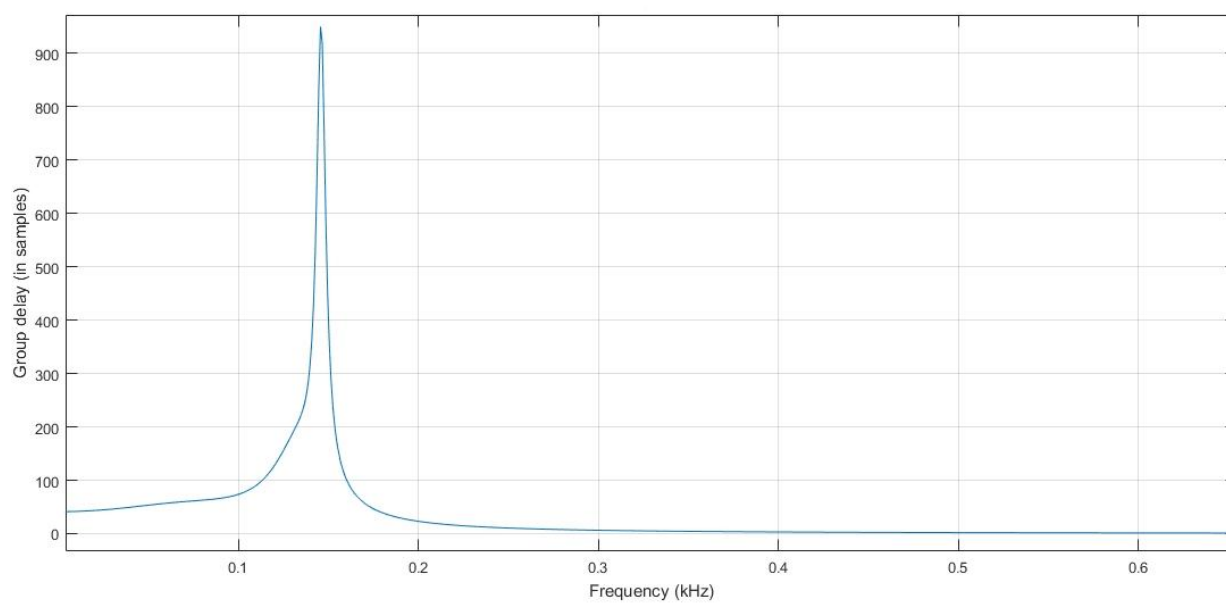


Рисунок 2.25 – Характеристика групової затримки фільтру Кауера

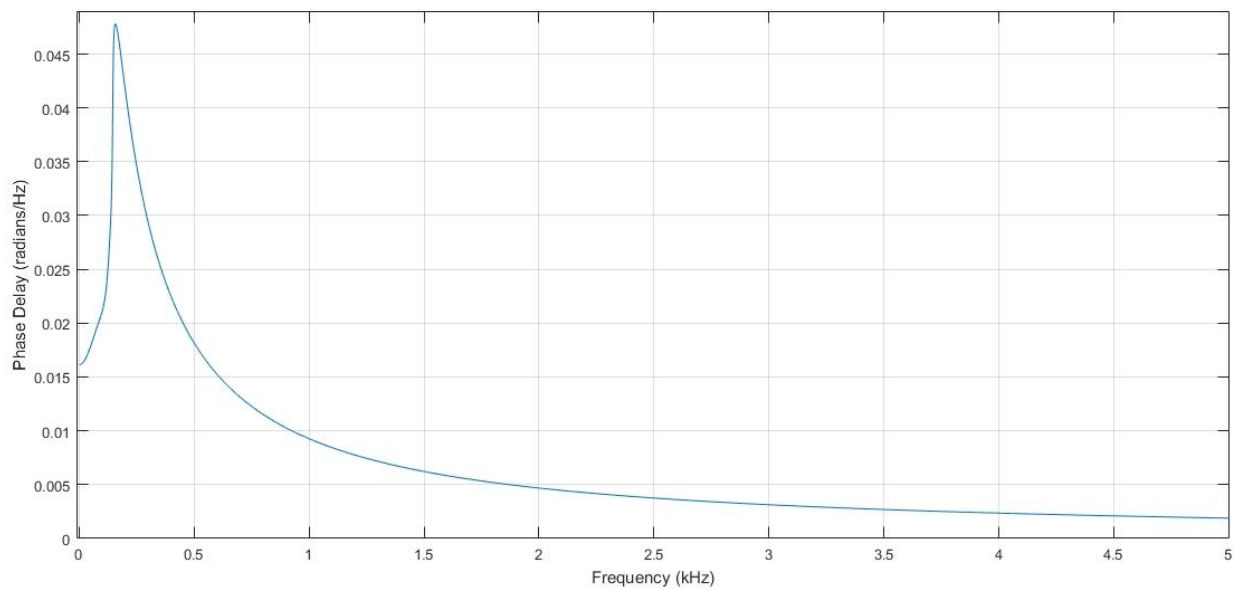


Рисунок 2.26 – Характеристика фазової затримки фільтру Кауера

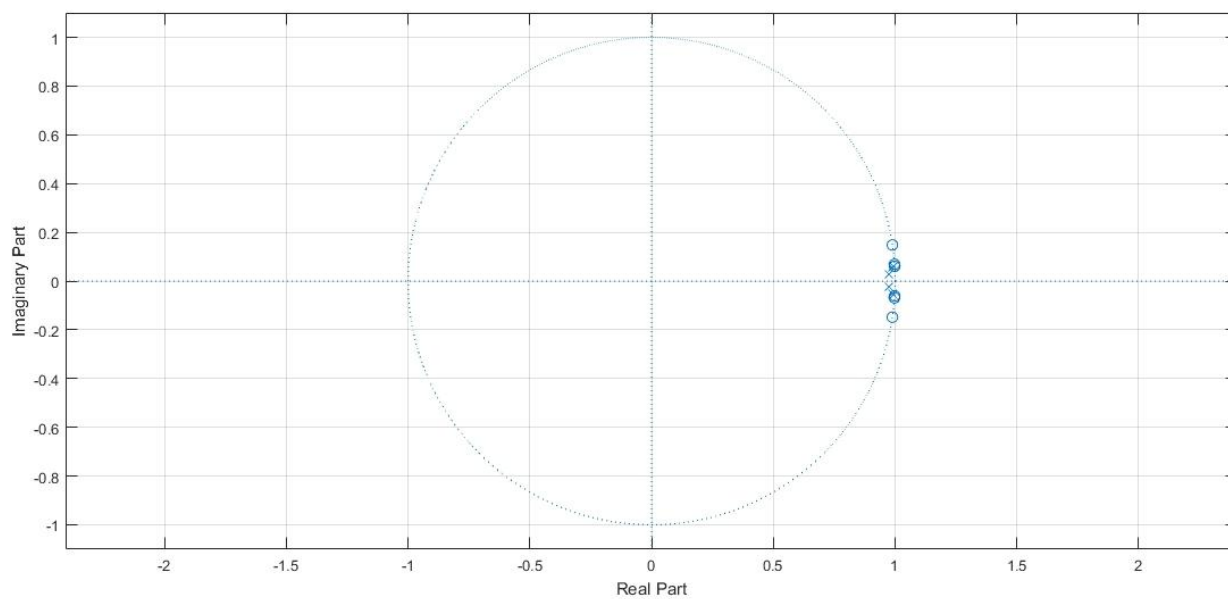


Рисунок 2.27 – Діаграма Найквіста фільтру Кауера

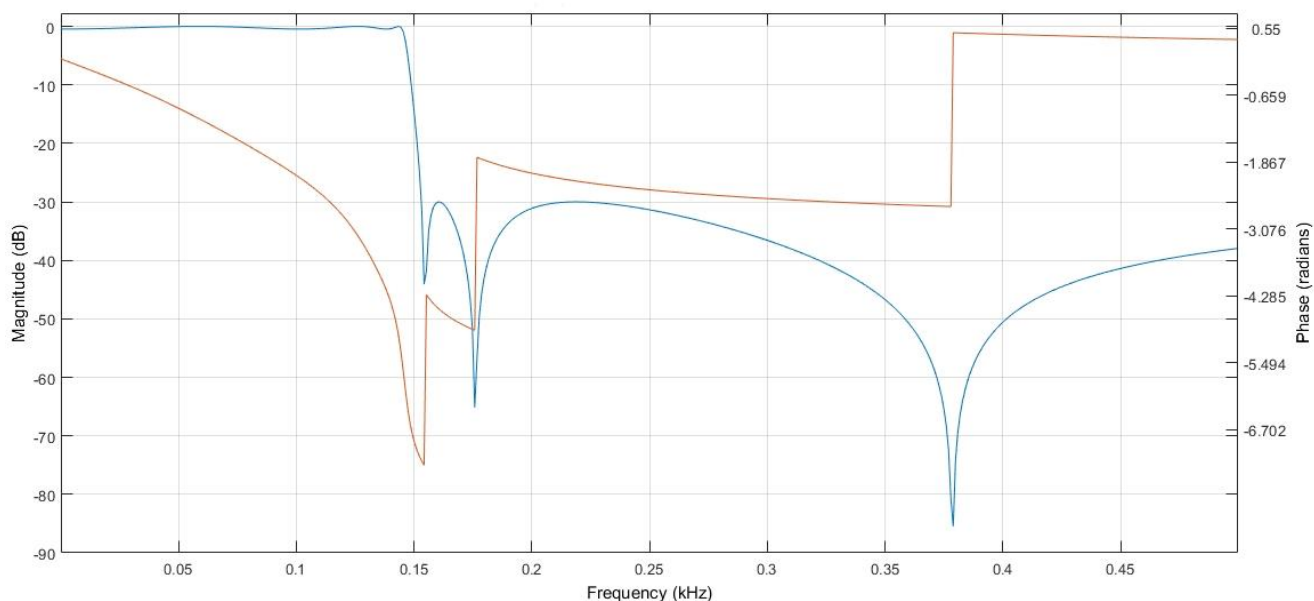


Рисунок 2.28 – Амплітудно – частотна і фазочастотна характеристики антиаліасінгового фільтру Кауера

АЧХ розрахованого фільтру (рис. 2.28) має незначні (не більш 0,5 дБ) пульсації у смузі пропускання і значні (до 55 дБ) у смузі затримки, але це взагалі не зменшує заданий коефіцієнт пригнічення перешкод. Також, встановлено, що фільтр характеризується стійкістю до випадкових перешкод, так як всі полюси і нулі передавальної функції знаходяться у межах одиничного кола діаграми Найквіста (рис. 2.27).

Проведені дослідження показали, що раціональним є застосування у якості антиаліасінгових фільтрів з апаратною реалізацією фільтрів Кауера шостого ступеню. Подальша обробка вимірювальної інформації, з урахуванням цього, може бути проведена шляхом здійснення цифрової фільтрації за допомогою КІХ фільтрів, що на відміну від даних, наведених у таблиці, мають більш спрощені вимоги до АЧХ, і як слід – порівняно спрощену структуру, обсяг програмного коду і підвищену швидкодію.

### 3 РОЗРОБКА ЦИФРОВИХ ФІЛЬТРІВ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ

#### 3.1 Розробка структури блоку обробки сигналів датчиків системи діагностики повторного кровообігу

Відомі прилади будуються на використанні ІЧ – болометрів у якості безконтактних вимірювачів температури шкіри і фотоплетизмографічних датчиків на основі оптопари «світлодіод – фотодіод» з відкритим каналом. Однак, використання таких вимірювачів передбачає застосування додаткових апаратних і програмних засобів з нормалізації вимірювальних сигналів.

Для вирішення зазначених проблем пропонується побудова системи діагностики, що базується на двох комбінованих піроелектричних датчиках у якості приймачів ІЧ – випромінювання від шкіри (для вимірювання її температури) і від світлодіоду (для визначення наповнення кров'ю судин ділянки шкіри). При цьому типізація датчиків приладу дозволить підвищити точність вимірювань та спростити побудову блоків аналогової і цифрової обробки сигналів за рахунок синтезу однакових фільтрів в різних вимірювальних каналах. На основі цього було розроблено структурну схему блоку обробки сигналів датчиків системи діагностики повторного кровообігу (ДПК), що наведена на рис. 3.1.

Застосовані у системі комбіновані датчики є теплового типу. Тому за їх допомогою виконується типізація и приймача випромінювання (ПВ), и датчика температури об'єкту (ДТО). Таким чином, аналогова і цифрова обробка сигналів цих датчиків виконується однаковим шляхом, що спрощує побудову системи. Також, з метою зменшення часу цифрової обробки, використовуються передобробка аналогового сигналу у антиаліасінгових фільтрах (АФ) Кауера НЧ. Вихідний сигнал з фільтрів надається до АЦП що формують від-

повідні цифрові відліки. Надалі отримані значення обробляються цифровими методами у мікроконтролері (МК) і можуть бути переданні за стандартним інтерфейсом до персонального комп'ютеру (ПК) для їх подальшого аналізу, зберігання і обробки статистичними методами.

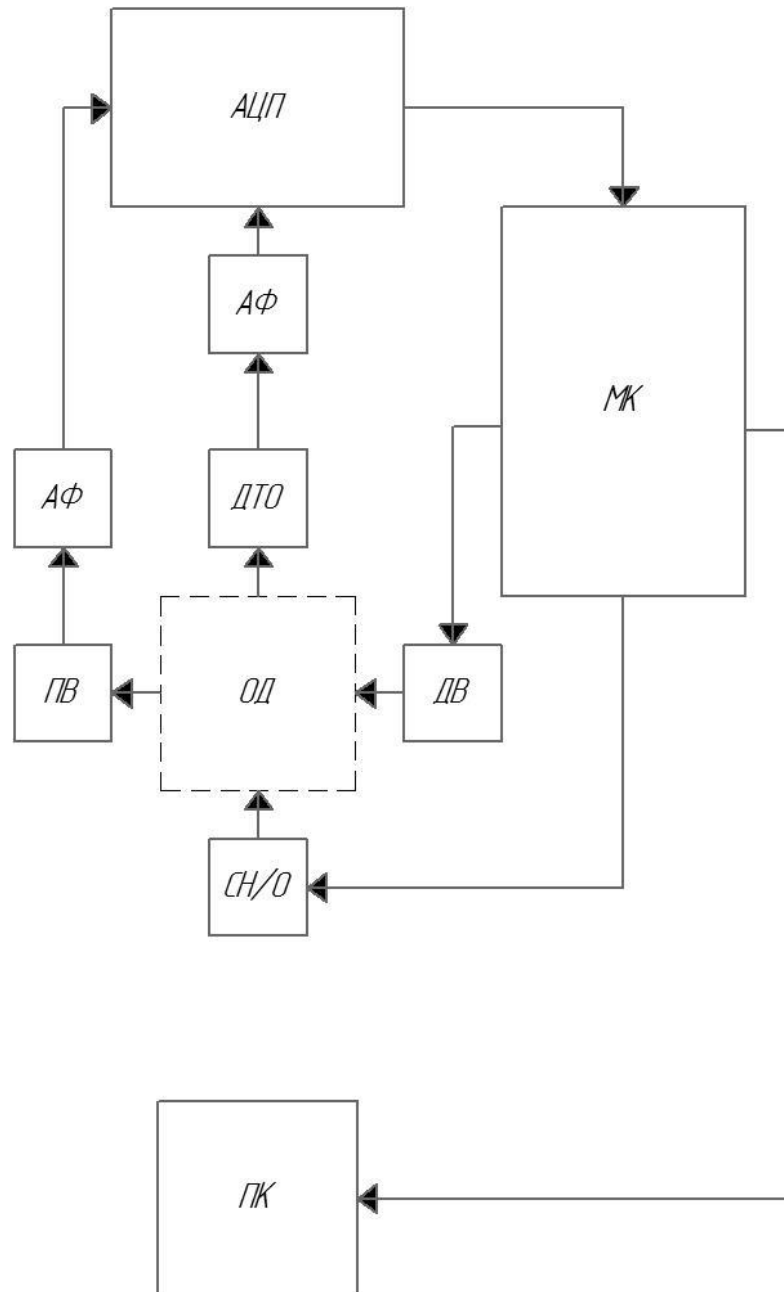


Рисунок 3.1 – Структура блоку обробки сигналів датчиків системи діагностики повторного кровообігу: ОД – об'єкт дослідження, ДВ – джерело випромінювання, ПВ – приймач випромінювання, ДТО – датчик температури об'єкту, СН/О – система нагріву/охолодження об'єкту, АФ – аналоговий



фільтр, АЦП – аналогово-цифровий перетворювач, МК – мікроконтроллер, ПК – персональний комп'ютер

МК у розробленій схемі також керує джерелом випромінювання для датчика кровопостачання ПВ. За допомогою цього можливо виконувати адаптацію системи діагностики до стану ДО. як було зазначено у п.п.1.4, проведення діагностичних досліджень у акральних ділянках шкіри ДО потребує виконання періодичного нагріву та охолодження для цього у розробленій структурі застосовується елемент Пельтьє, що також керується програмним чином з МК.

### 3.2 Розробка антиаліасінгового фільтру

Для реалізації антиаліасінгового фільтру було вибрано на основі результатів п.п.2.4 фільтр Кауера. Синтез фільтру відбувався у середовищі Micro-Cap [15]. Результати синтезу наведені на рис. 3.2 у вигляді схеми електричної принципової фільтру з визначеними параметрами елементів схеми.

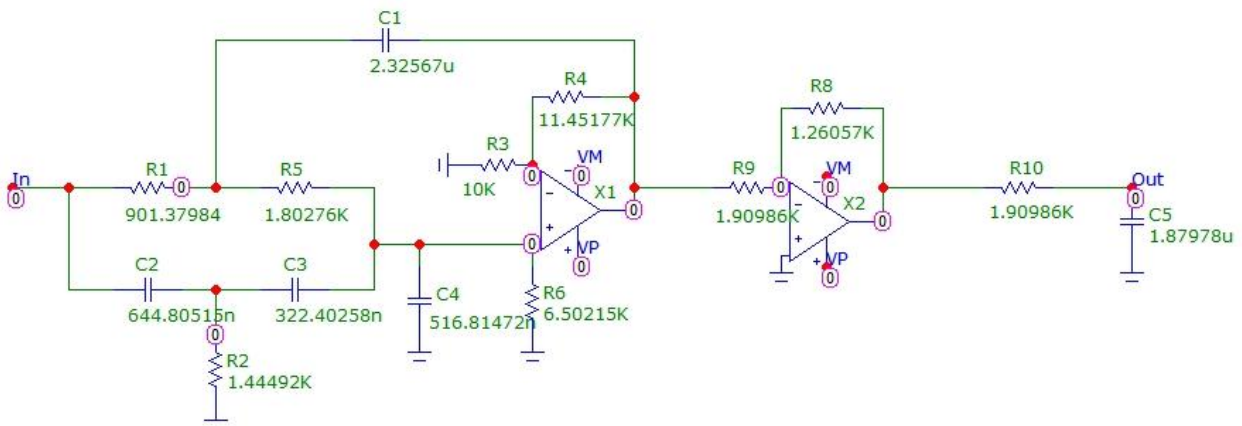


Рисунок 3.2 – Результати синтезу фільтру у середовищі Micro-Cap

Дослідження синтезованого фільтру Кауера відбувалося у середовищі Multisim [16]. Завдання для моделювання фільтру наведено на рис. 3.3 відповідно до результатів синтезу.

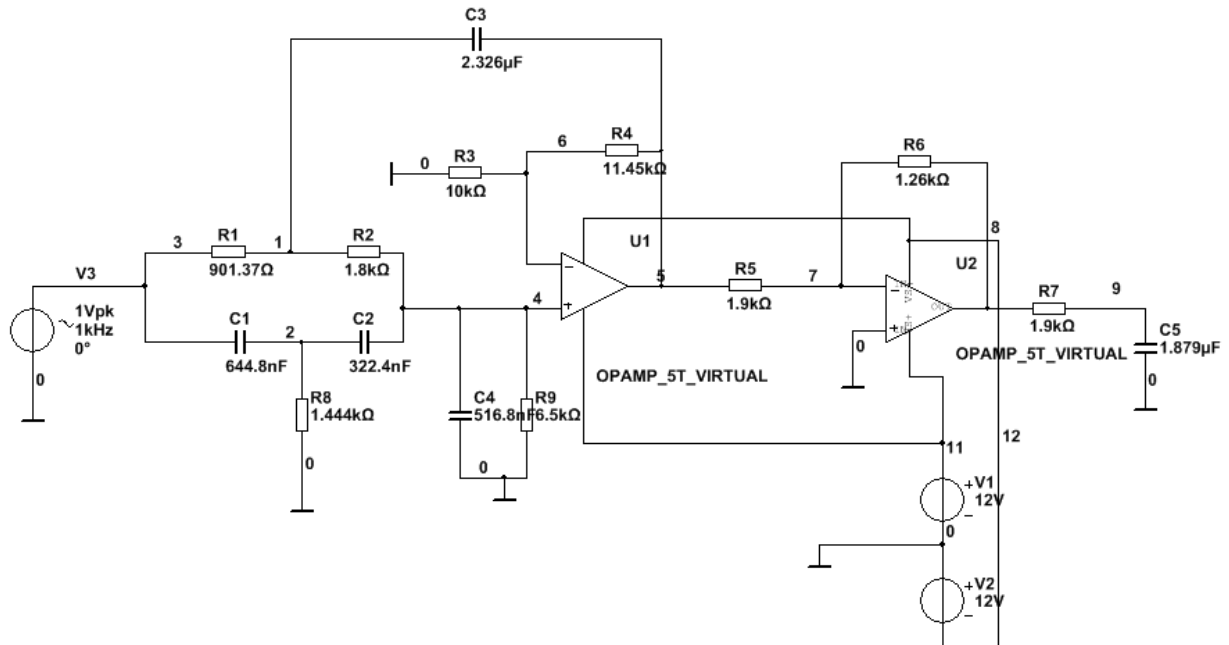


Рисунок 3.3 – Завдання для моделювання фільтру у середовищі Multisim

Для дослідження фільтру було використано параметричний аналіз з відображенням результатів у вигляді АЧХ (рис 3.4) і ФЧХ (рис 3.5).

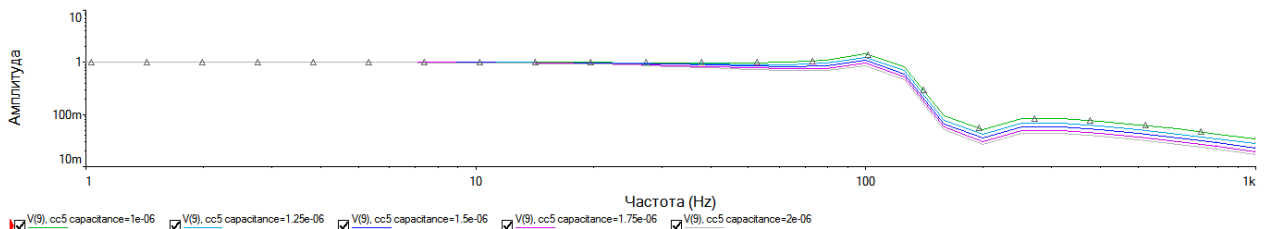
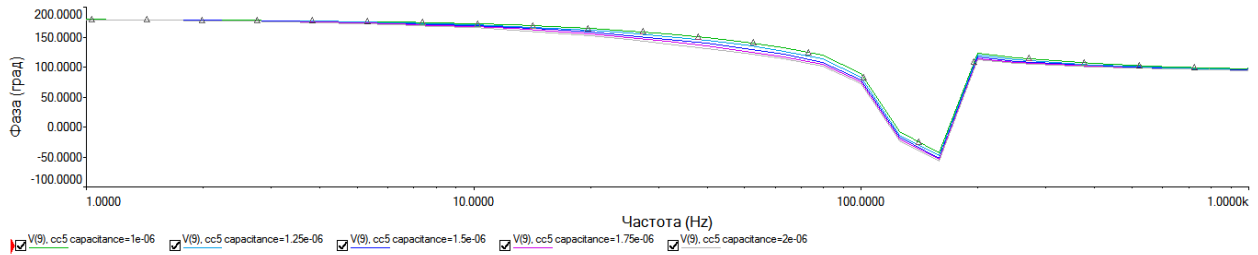


Рисунок 3.4 – АЧХ фільтру



б

Рисунок 3.5 –ФЧХ фільтру

У якості параметру досліджень було обрано ємність конденсатора  $C_5$ . Як слід з результатів кількісного аналізу отриманих АЧХ (рис 3.6) специфікації синтезованого фільтру відповідає значенню ємності конденсатора  $C_5$  –  $1\text{ мкФ}$ . При цьому межа полоси пропускання становить  $120.18\text{ Гц}$  а коефіцієнт пригнічення перешкод –  $20.1\text{ дБ}$ .

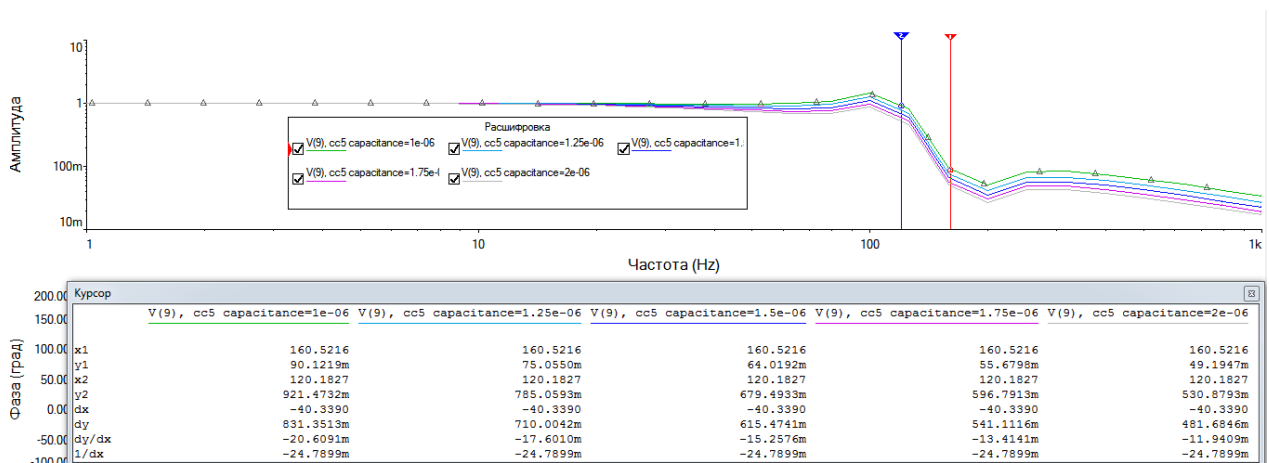


Рисунок 3.6 – Результати визначення параметрів фільтру

Як слід з результатів синтезу специфікацій фільтру відповідає схема з параметрами елементів що не входять до ряду стандартних величин. Крім того у синтезованій схемі використовувались ідеальні моделі операційних підсилювачів, що теж обмежує практичне застосування отриманих результатів. Для практичної реалізації синтезованої схеми було проведено параметрич-

ний аналіз фільтру у середовищі Multisim. При цьому параметри елементів схеми були зазначенні у величинах найбільш наближених до результатів синтезу. У якості операційних підсилювачів такої схеми було використано модель мікросхем LM324 [17] (рис. 3.7). Результати моделювання зазначеного фільтру з оптимізованими значеннями параметрів елементів схеми наведені на рис. 3.7.

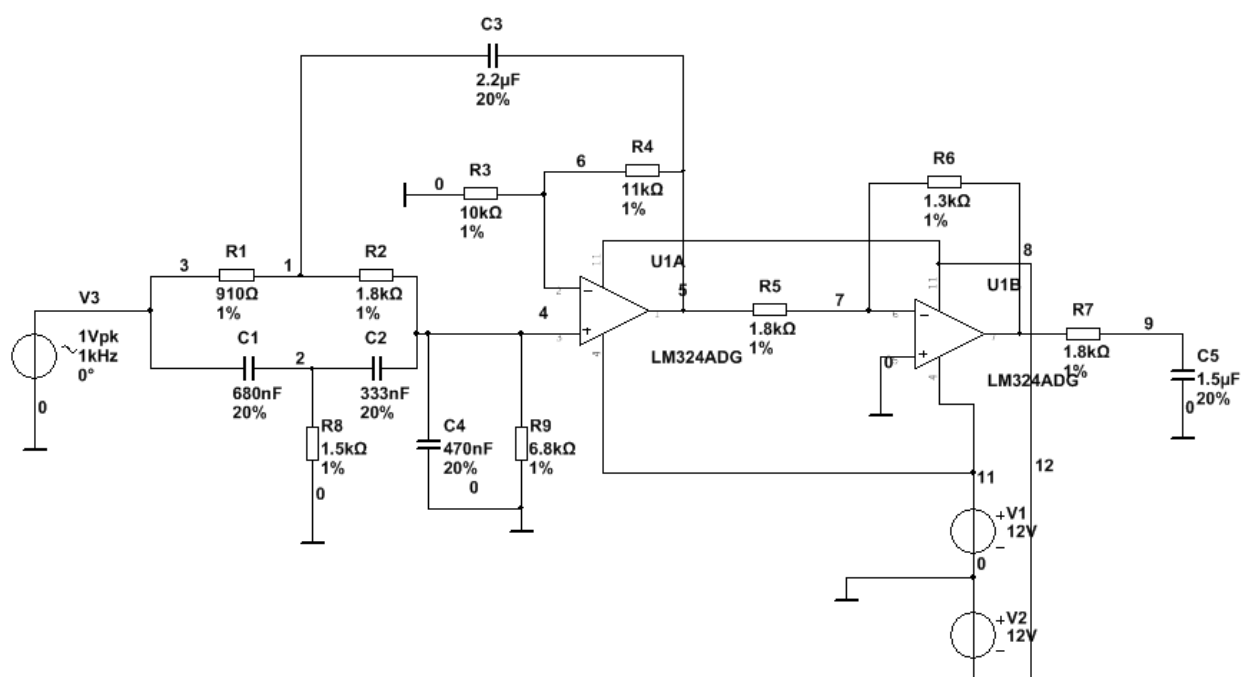


Рисунок 3.7 – Результати моделювання фільтру з використанням реальних номіналів компонентів

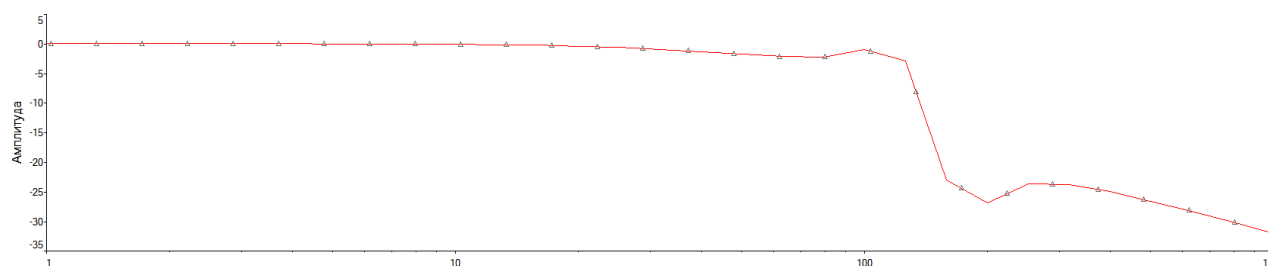


Рисунок 3.8 – АЧХ фільтру з оптимізованими значеннями параметрів елементів схеми

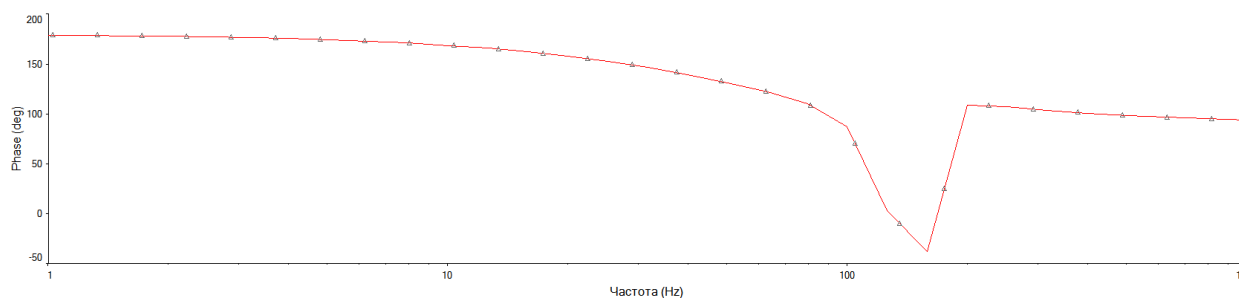


Рисунок 3.9 – ФЧХ фільтру з оптимізованими значеннями параметрів елементів схеми

Аналіз результатів параметричної оптимізації показує що межа смуги пропускання становить 120 Гц, межа смуги загородження – 160Гц; коефіцієнт пригнічення перешкод – (22 дБ); максимальна амплітуда пульсацій у смугі пропускання – (2 дБ). У смугі пропускання спостерігається зсув фаз від  $180^\circ$  до  $160^\circ$ , а в смугі загородження від  $140^\circ$  до  $120^\circ$ . На основі отриманих результатів було створено схему електричну принципову антиаліасінгового фільтру що наведена на рис 3.10.

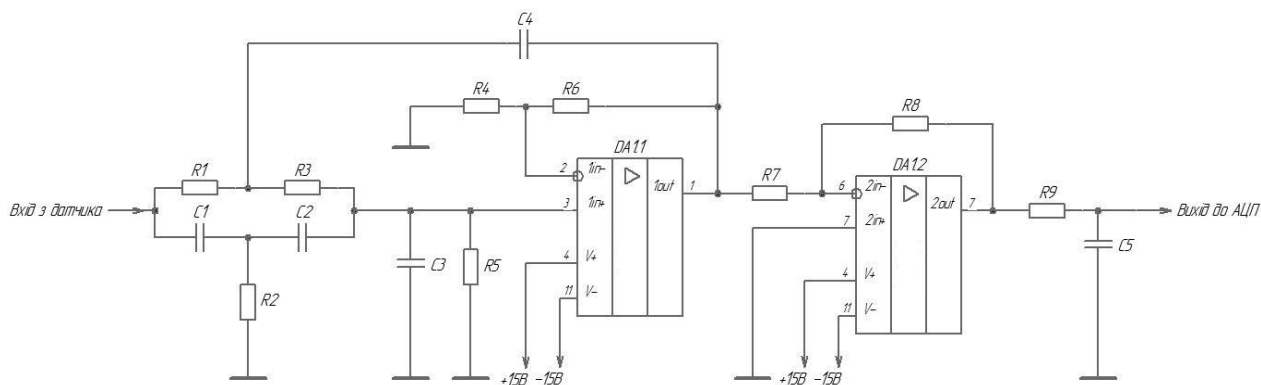


Рисунок 3.10 – Схема електрична принципова антиаліасінгового фільтру

Фільтр побудовано на базі поєднання двох каскадів: перший каскад на базі операційного підсилювача (ОП) DA1.1; другий – на основі ОП DA1.2. У якості мікросхеми ОП було обрано ІМС LM324 що має прямий диференціа-

льний вхід, внутрішню частотну компенсацію при одиничному підсиленні та захист від короткого замкнення. У одному корпусі мікросхеми поєднано чотири незалежних одне від одного операційних підсилювача, до переваг LM324 належить працездатність у широкому діапазоні напруг живлення від 3 до 32В. Для побудови вхідного каскаду використано RC – фазозсувні ланки у вигляді подвійного T - моста на елементах R1, R2, R3, C1, C2. Другий каскад забезпечує підтримку коефіцієнту передачі фільтру на заданому рівні.

### 3.3 Розробка системи цифрової обробки сигналів

#### 3.3.1 Обрання мікроконтролера

Для побудови системи цифрової фільтрації необхідно обрати МК (рис. 3.1). До мікроконтролеру висуваються наступні вимоги:

- мала вартість;
- невеликі розміри;
- простота розробки.

Мікроконтролери MC68HC05 [18] засновані на Неймановській архітектурі, простий по сучасним мірками, процесор з класичною акумуляторною архітектурою і індексним регістром адресує до 64 Кбайт пам'яті і має скорочену систему команд, що складається в цілому з 65 інструкцій. Явним мінусом, безумовно, є відсутність регістрів загального призначення для швидких реєстрових операцій і відповідно працюючих з ними команд.

Тривалість виконання більшості команд становить від 2 до 6 машинних циклів, проте винятком є кілька команд, таких як, наприклад команда множення 8x8, що займає 11 машинних циклів, і команди, пов'язані з обробкою переривання.

У MC68HC08 в порівнянні з HC05, з'явилися нові способи адресації, такі як адресація з постинкрементом і адресація пам'ять-пам'ять, значно під-

вищили ефективність роботи з масивами даних. Також в ньому притерпела зміни система команд - були введені спеціальні команди для роботи зі стеком (PUSH, POP), яких не вистачало в базовому HC05. З'явилися додаткові арифметичні команди: десятична корекція, підсумовування операндів з вмістом індексного реєстра і стека, розподіл, команди управління: розгалуження по розширеному умові, а також нові команди пересилання. В результаті набір команд розширився, в порівнянні з HC05, з 65 до 90 інструкцій. Деякі команди стали виконуватися швидше, зокрема, тривалість виконання команди множення скоротилася з 11 до 6 машинних циклів.

З'явився ряд нових периферійних пристроїв:

- 12-розрядний 6-канальним ШІМ-контролер;
- модуль розширення адресації зовнішньої пам'яті до 16 Мбайт.

Таймерний блок в основі своїй аналогічний існуючому в HC05, але також володіє деякими додатковими функціями, такі як релізація режиму широтно-імпульсної модуляції і можливість тактування таймера зовнішнім сигналом. Нарешті з'явилася можливість програмного ввімкнення / вимкнення таймера для налаштування тимчасової бази.

Модуль системної інтеграції забезпечує розширені можливості по контролю функціонування МК. Перезапуск мікроконтролера відбувається по вмиканню живлення, сигналу від сторожового таймера, знаходження неправильного коду команди, формуванні некоректні адреси і, що дуже важливо, при зниженні напруги живлення нижче дозволеного рівня.

Справжня революція в світі мікроконтролерів сталася в 1996 році, коли корпорація Atmel представила своє сімейство чіпів на новому прогресивному ядрі AVR. Більш продумана архітектура AVR, швидкодія, що перевершує контролери Microchip, приваблива цінова політика сприяли переходу багатьох симпатій розробників від недавніх претендентів на звання контролера номер 1.

Мікроконтролери AVR[19] мають більш розвинену систему команд, що налічує до 133 інструкцій, Flash ПЗУ програм з можливістю внутрисхемного

перепрограмування і продуктивність, що наближається до 1 MIPS / МГц. Більшість чіпів мають функцію самопрограмування. AVR-архітектура оптимізована під мову високого рівня Сі і, крім цього, всі кристали сімейства сумісні.

Значну роль в поширенні даного продукту зіграла доступність засобів підтримки розробки та програмного забезпечення. У Atmel багато безкоштовного контенту, розповсюдженого програмного забезпечення. Відомо також, що новітні методи підтримки розробок під час першого знайомства і подальшого освоєння будь-якого сімейства мікроконтролерів - грають велику, що не менш значиму роль, ніж самі ці кристали і Atmel приділяє цьому питанню велику увагу. Абсолютно безкоштовна середовище розробки AVR Studio, функціонує в сумісності з Windows.

Сторонні розробники програмного забезпечення випускають повний спектр асемблерів, компіляторів, відладчиків, роз'ємів, адаптерів і програматорів - всього того, що забезпечить правильну і продуктивну роботу з мікроконтролером.

Для новачка-розробника є важливим ще й те, що для програмування AVR, можна спокійно обійтися і зовсім без стандартного програматора. Найпопулярнішим серед всіх методів програмування мікроконтролерів є спосіб, при якому ми беремо п'ять виводів мікроконтролера у вигляді дротів і приєднуємо їх до паралельного порту персонального комп'ютера.

Особливості стандартних сімейств мікроконтролерів:

- tinyAVR (ATtinyxxx) :

Флеш-пам'ять до 16 Кб; EEPROM до 512 б; SRAM до 512 б;

Обмежений набір периферійних пристроїв.

Число ліній введення-виведення 4-18 (загальна кількість виводів 6-32);

- megaAVR (ATmegaxxx) :

Флеш-пам'ять до 256 Кб; EEPROM до 4 Кб; SRAM до 16 Кб;

Апаратний помножувач;



Число ліній введення-виведення 23-86 (загальна кількість виводів 28-100);

Розширена система команд і периферійних пристроїв.

- XMEGA AVR (ATxmegaxxx) :

Флеш-пам'ять до 384 Кб; SRAM до 32 Кб; EEPROM до 4 Кб;

Інноваційна система обробки подій.

Чотирьох каналний DMA-контролер;

Найчастіше, цифри після префікса позначають обсяг вбудованої flash-пам'яті в кілобайтах і модифікацію контролера, а саме - максимальний ступінь двійки, наступна за префіксом, позначає обсяг пам'яті, а що залишилися цифри визначають модифікацію (напр., ATmega128 - обсяг пам'яті 128 КБ; модифікація 8; ATtiny44 і ATtiny45 - пам'ять 4 КБ, ATmega168 - обсяг пам'яті 16 КБ, модифікації 4 і 5 відповідно).

На хвилі успіху PIC-контролерів з'явилися дуже схожі на них вироби фірми Scinex. Вони володіли вже 52-ма командами проти PIC-івських 33-х. Були додані хороші інструкції для роботи з пам'яттю, поліпшена архітектура, кожна команда виконувалася за один такт, що за інших рівних умов було вчетверо швидше, ніж у Microchip, і до того ж їх тактова частота досягала 100 МГц. Настільки висока швидкість контролера дозволяє його авторам відмовитися від різної периферії - таймерів, лічильників, регістрів зсуву в Прийомопередавач, - все це рекомендується реалізовувати чисто програмними засобами, адже швидкодія для цього вистачає: всередині мікроконтролеру лише над швидке ядро, пам'ять, порти вводу / виводу.

Прецизійні аналогові мікроконтролери від Analog Devices поєднують в собі прецизійні АЦП і ЦАП, джерело опорного напруги і датчик температури з мікроконтролерним ядром і вбудованої флеш-пам'яттю. такі технології застосовуються в промисловій та медичній електроніці, вимірювальному обладнанні, зв'язку і автомобілебудуванні.

Розглянувши кілька фірм з виробництва мікроконтролерів, можливо зробити висновок, що за всіма критеріям підходить сімейство мікроконтро-

лерів Atmel. У якості предметної реалізації МК було обрано Atmega328 [19] рис. 3.11. Він має відносно низьку вартість, його легко знайти у вітчизняних магазинах, є зручні середовища розробки і відладки, а також можна знайти багато літератури та прикладів програмних кодів для цього мікроконтролера.



Рисунок 3.11 – Мікроконтролер Atmega328 у корпусі TQFP/MLF

Мікроконтролер Atmega328 має наступні характеристики і параметри:

- 8-розрядний високопродуктивний AVR мікроконтролер з малим споживанням.

- Прогресивна RISC архітектура (рис. 3.10).

- 130 високопродуктивних команд, більшість команд виконується за один тактовий цикл. 32 8-розрядних робочих регістра загального призначення. Повністю статична робота наближається до 16 MIPS (при тактовій частоті 16 МГц). Вбудований 2-циклової перемножувач.

- Енергонезалежна пам'ять програм і даних.

- 32 Кбайт внутрішньої програмованої Flash пам'яті (In-System Self-Programmable Flash) забезпечує 1000 циклів стирання / запису.

- Додатковий сектор завантажувальних кодів з незалежними бітами блокування. Забезпечено режим одночасного читання / запису (Read-While-Write).

- 512 байт EEPROM забезпечує 100000 циклів стирання / запису.

- 1 Кбайт вбудованої SRAM.

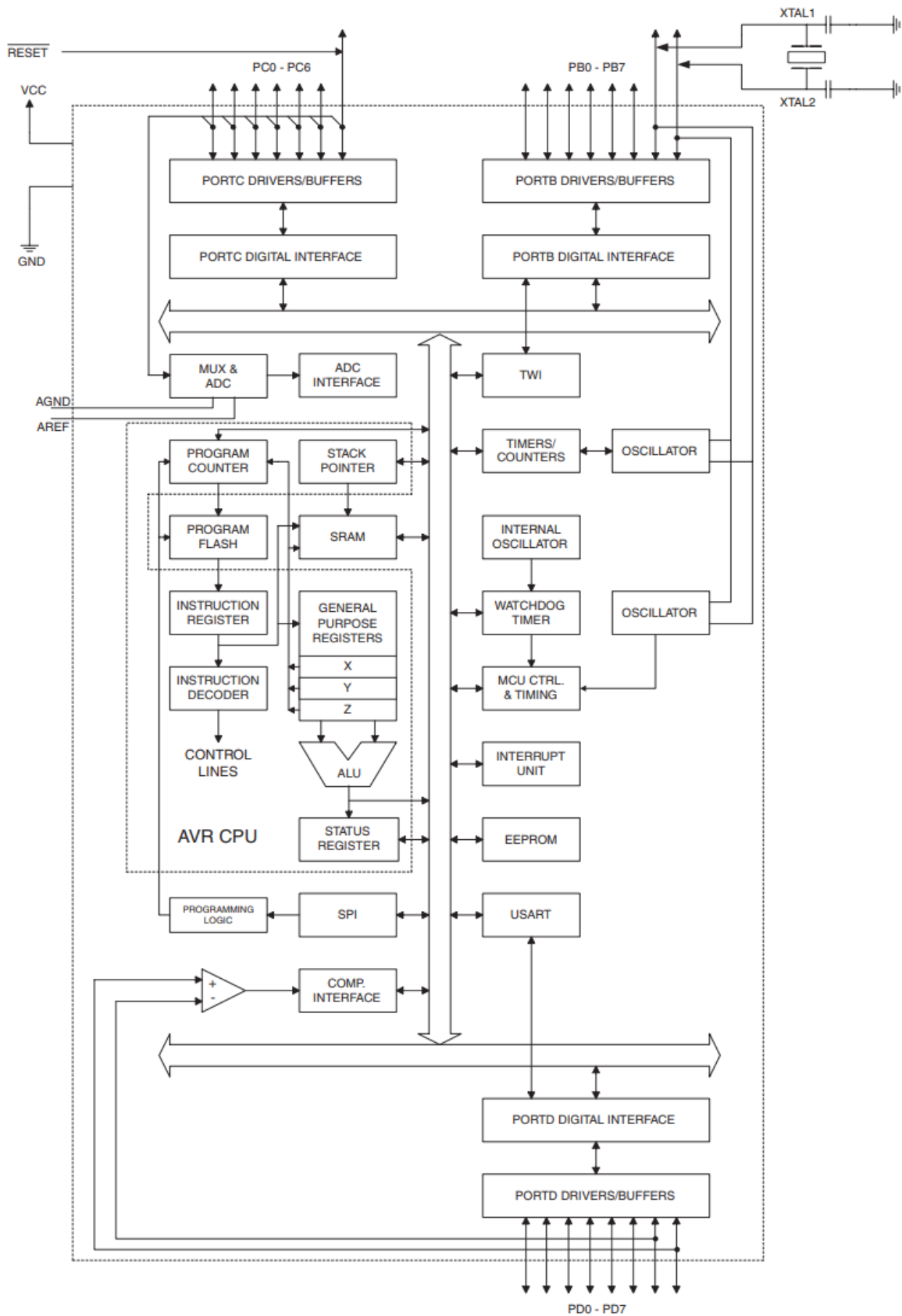


Рисунок 3.12 – Архітектура мікроконтролера Atmega328

Вбудована периферія:

- Два 8-розрядних таймера / лічильника з окремим попередніми дільниками, один з режимом порівняння. Один 16-розрядний таймер / лічильник з окремим попередніми дільником і режимами захоплення і порівняння.

- Лічильник реального часу з окремим генератором.

- Три канали PWM.

- 8-канальний аналого-цифровий перетворювач (в корпусах TQFP і MLF), 6 каналів з 10-розрядної точністю, 2 канали з 8-розрядної точністю

- 6-канальний аналого-цифровий перетворювач (в корпусі PDIP), 4 канали з 10-розрядної точністю, 2 канали з 8-розрядної точністю.

- Програмований послідовний USART.

- Послідовний інтерфейс SPI (провідний / ведений).

- Програмований сторожовий таймер з окремим вбудованим генератором.

- Вбудований аналоговий компаратор.

- Спеціальні мікроконтролерні функції

- Сброс по подачі живлення і програмований детектор короткочасного зниження напруги живлення

- Вбудований калібрований RC-генератор

- Внутрішні і зовнішні джерела переривань

- П'ять режимів зниженого споживання: Idle, Power-save, Power-down, Standby і зниження шумів ADC

Виводи I / O:

- 23 лінії введення / виводу що програмуються

- 28-вивідний корпус PDIP, 32-вивідний корпус TQFP (рис. 3.13) і 32-вивідний корпус MLF

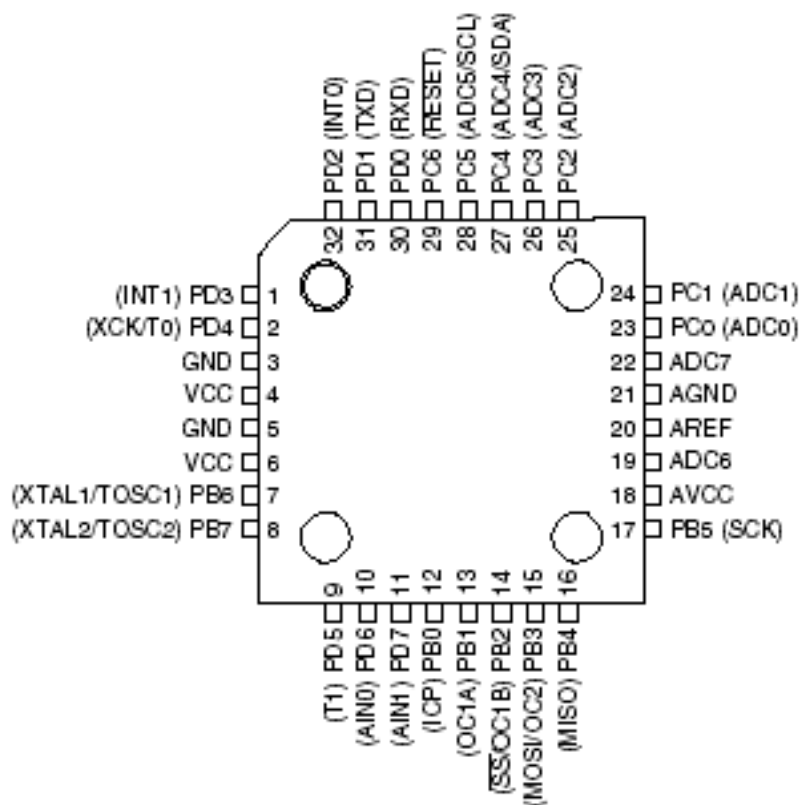


Рисунок 3.13 – Розподіл та значення виводів контролера у корпусі TQFP

Робоча напруга: 2,7 - 5,5 В (АТmega8L), 4,5 - 5,5 В (АТmega8).

Робоча частота: 0 - 8 МГц (АТmega8L), 0 - 16 МГц (АТmega8).

### 3.3.2 Синтез програмного коду АЦП

Для налагодження синтезованого фільтру СДПК була використана платформа Arduino Uno, що дозволяє спростити процес розробки и оптимізації програмного коду.

Мікроконтролер може вимірювати напругу, яка подається йому на АЦП (аналогово-цифровий перетворювач), діапазон виміру обмежений аж до опорного напруги або напруги живлення мікроконтролера, тобто максимум, що може виміряти мікроконтролер - від 0В до 5В, або від 0В до 3.3В для 3.3В - моделей.

Завдяки наявності АЦП Arduino може зчитувати сигнали будь-яких аналогових датчиків: термісторів, термопар, фоторезисторів, потенціометрів, напругу шунта та інше з галузі аналогової електроніки.

ADC піни (з АЦП) позначені на платі буквою А. АЦП - аналогово-цифровий перетворювач, дозволяє вимірювати напругу від 0 до VCC (напруги живлення МК) або опорного напруги. На більшості плат Arduino розрядність АЦП становить 10біт ( $2^{10}=1024$ ), що означає наступне: напруга від 0 до опорної перетворюється в цифрову величину від 0 до 1023. Опорна напруга грає дуже велику роль: при опорних 5В один крок вимірювання АЦП складе 4.9мВ (0.00488В), а при опорних 1.1В - 1.1мВ (0.00107В). Якщо опорну напругу встановлено нижче напруги живлення МК, то перетворюючи напругу, вище опорної у цифровий код, отримаємо 1023. Подаючи на АЦП напругу вище 5.5В отримаємо виведений з ладу порт. Подавати негативну напругу також не рекомендується. На Arduino є кілька режимів опорної напруги: вона може дорівнювати VCC (напрузі живлення), 1.1В (від вбудованого в МК стабілізатора) або отримувати значення із зовнішнього джерела в пін Aref, таким чином можливо налаштувати потрібний діапазон і отримати потрібну точність. У інших моделях Arduino (наприклад у Mega) є і інші вбудовані режими. Опорну напругу рекомендується подавати на плату через резистор, наприклад на 1 кОм. Для вимірювання напруги вище 5.5В необхідно використовувати дільник напруги на резисторах.

Таким чином, для реалізації аналогово-цифрового перетворення у блоку обробки сигналів датчиків було застосовано внутрішній АЦП з опорною напругою, що дорівнює напрузі джерела живлення контролера. Для програмування АЦП і коді застосовується функція *analogRead* з зазначенням номеру відповідного порту МК.

### 3.3.3 Синтез програмного коду фільтра

Відповідно до результатів досліджень і синтезу цифрових фільтрів було розроблено програмний код обробки сигналів датчиків для мікроконтролера системи діагностики повторного кровообігу. При цьому було використано мову програмування C++ у адаптації до плати налагодження Arduino UNO. В такому вигляді синтезований код наведено у Додатку А, а його блок схема представлена на рис 3.14.

Для виконання програм у середовищі Arduino IDE застосовано нескінченний цикл LOOP, що виконується або до надходження зовнішніх переривань, або до зникнення напруги живлення мікроконтролера. До початку цього циклу необхідно здійснити відповідні налаштування програми:

- Виконати об'яву зовнішніх виводів мікроконтролера. У розробленому кодї спочатку налаштовуються виводи 23,24 для отримання аналогових сигналів з датчиків інтенсивності випромінювання і температури. Далі вбудованими засобами мікроконтролера виконуються їх дискретизація і квантування з роздільною здатністю 4.9 мВ що є достатнім для забезпечення адекватності діагностичних вимірювань;

- На наступному етапі налаштувань до основної програми під'єднується підпрограма (бібліотека) яка забезпечує обмін даними за послідовним інтерфейсом із зовнішніми обчислювальними системами, що підключаються до розробленого приладу;

- У якості послідовного порту з цифровим TTL виходом налаштовуються виходи 30(RX) 31(TX);

- Для керування джерелом випромінювання датчика кровопостачання і елементом Пельтьє налаштовуються в якості цифрових виходів виводи МК 12, 13 відповідно;

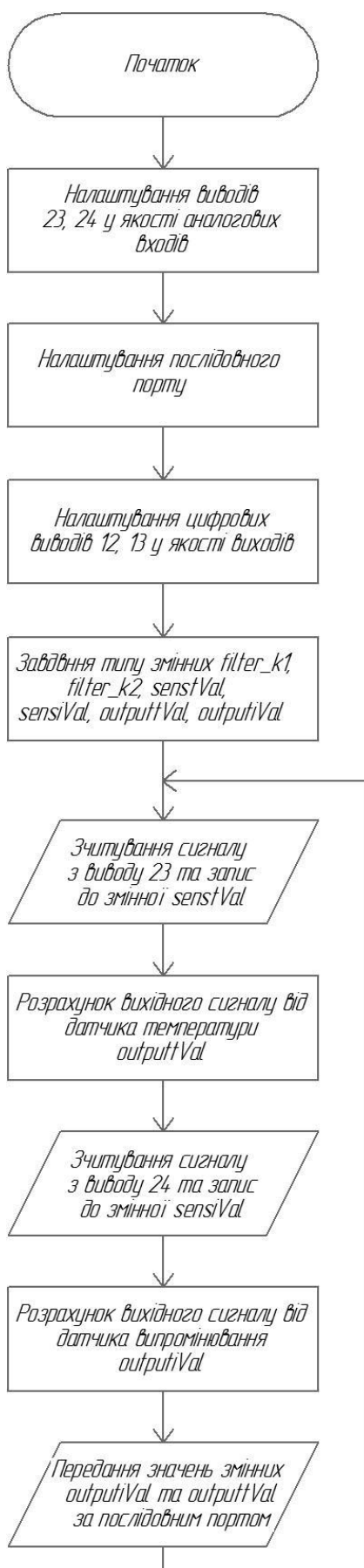


Рисунок 3.14 – Блок схема програми обробки сигналів датчиків



- На наступному кроці задаються типи змінних коефіцієнтів фільтру, вхідних оцифрованих сигналів датчиків і вихідних оброблених значень таких сигналів;

- У основному циклі програми виконується аналого цифрове перетворення сигналів датчиків з роздільною здатністю  $2^{10}$ ;

- Оцифровані сигнали обробляються відповідно до математичного опису фільтра Кауера з використанням заданих констант;

- На останньому етапі відбувається надання оброблених значень за послідовним інтерфейсом зовнішнім пристроям.

Дослідження розробленого коду виконувалось у середовищі arduino IDE. Встановлено що розроблена програма використовує 4200 байт пам'яті мікроконтролера (12% від програмної пам'яті) . Глобальні змінні займають 424 байта динамічної пам'яті мікроконтролера що становить 20 % від її загального обсягу.

### 3.4 Розробка схеми системи діагностики повторного кровообігу

На основі структурної схеми системи діагностики повторного кровообігу рис. 3.1, було розроблено схему електричну принципову блоку обробки сигналів датчиків, що наведена на рис 3.15.

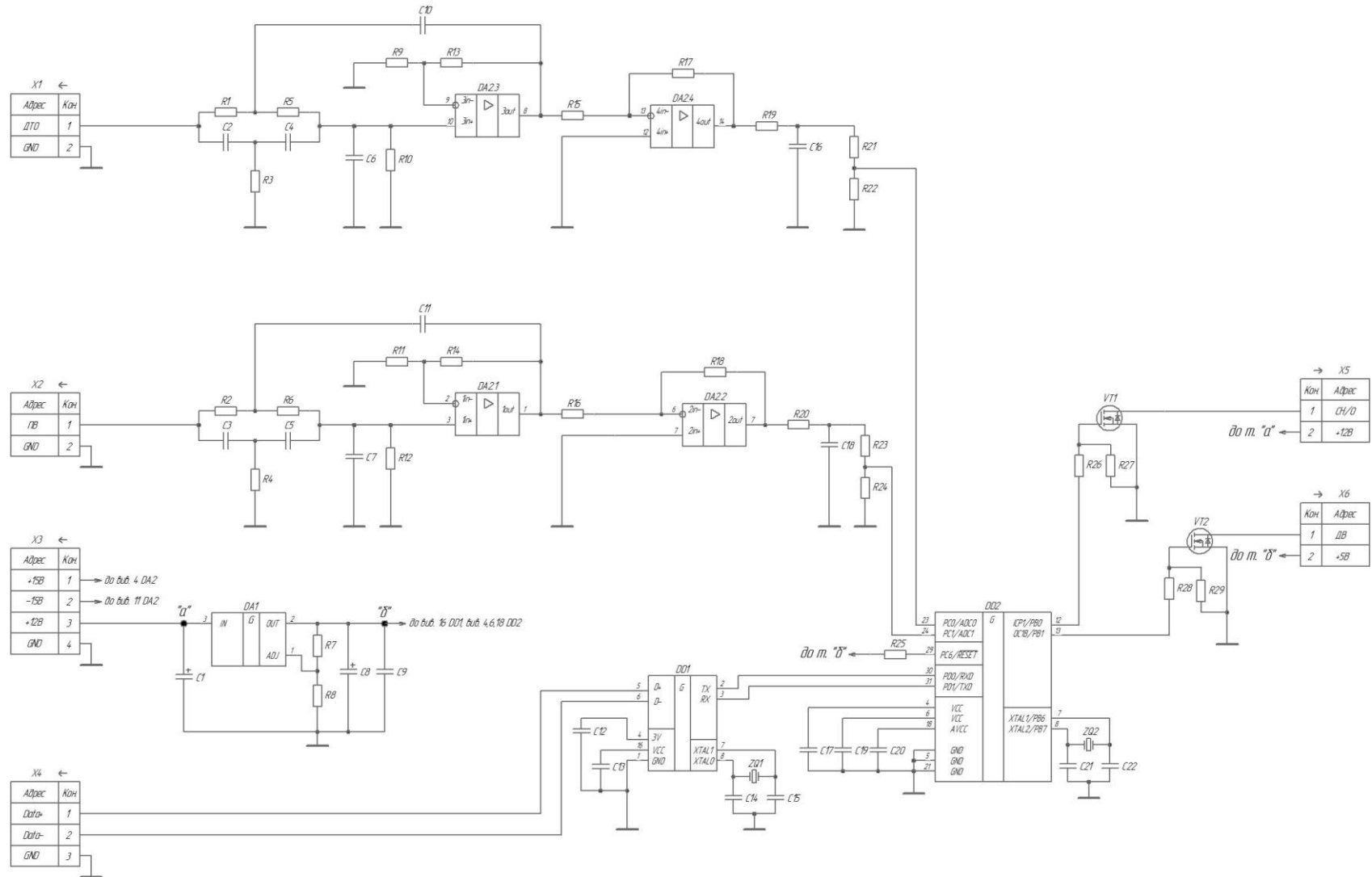


Рисунок 3.15 - Схема електрична принципова системи діагностики периферійного кровообігу

Сигнали з датчиків температури та випромінювання приходять до роз'єму X1 та X2, далі вони проходять через антиаліасінгові фільтри на основі операційного підсилювача LM324. Відфільтрований сигнал з датчика температури досліджуваного об'єкта подається на 23 вивід мікроконтролера через резистивний дільник напруги R21,R22, а сигнал з датчика випромінювання на 24 вивід через R23,R24. У мікроконтролера Atmega328 23 та 24 виводи задіяні для внутрішнього АЦП за допомогою якого аналогові сигнали оцифруються для подальшої обробки. Для живлення схеми використовується зовнішнє джерело, напруги якого приходять до роз'єму X3. Операційні підсилювачі живляться двополярною напругою з роз'єму X3 де контакт 1 +15В, контакт 2 -15В які відповідно підключені до 4 та 11 виводів DA2. Напруга +12В з контакту 3 роз'єму X3 подається на систему нагріву/охолодження об'єкту та до лінійного стабілізатору напруги DA1. Для живлення DD1 та DD2 потрібна напруга +5В[20], її ми отримуємо на виході DA1, для налаштування напруги слугують резистори R7,R8, для фільтрації напруги на вході та виході використані конденсатори C1,C8,C11. Також для забезпечення роботи DD2 до його виводів 7,8 підключений частото задаючий ланцюг з кварцевого резонатору ZQ2 та конденсаторів C18, C19, а резистор R25 притягує вивід reset до напруги живлення для запобігання самовільного перезавантаження. Транзистори VT1, VT2 потрібні для управління системою нагріву/охолодження та джерелом випромінювання, резистори R26, R27 обмежують струм заряду ємності затворів транзисторів для захисту виходів мікроконтролера, R28, R29 притягують затвори транзисторів до загальної точки щоб забезпечити їх надійне закривання при відсутності вхідного сигналу. DD1 це мікросхема перетворювач інтерфейсу USB в UART, вона потрібна для зручного виводу інформації до персонального комп'ютеру, живиться вона напругою +5В від DA1, для її роботи також потрібен кварцевий генератор який реалізований з кварцевого резонатору ZQ1 та конденсаторах C14, C15.

### 3.5 Проектування друкованої плати

Друкована плата розроблялась у програмному комплексі KiCAD[21]. KiCAD – розповсюджений за ліцензією GNU GPL програмний комплекс класу EDA з відкритим вихідним кодом, призначений для розробки електричних схем і друкованих плат.

Кросплатформеність компонентів KiCad забезпечується використанням бібліотеки wxWidgets. Підтримуються операційні системи Linux, Windows NT 5.x, FreeBSD і Solaris.

Програми що входять до програмного комплексу:

- Kicad — менеджер проектів
- Eeschema — редактор електричних схем з вбудованим редактором символів (бібліотечних компонентів)
- Pcbnew — редактор друкованих плат з вбудованим редактором футпринтів (бібліотечних компонентів) та 3D-переглядач друкованих плат на базі OpenGL(частина pcbnew)
- Gerbview — переглядач файлів Gerber (фото-шаблонів)
- Cvrpcb — програма для вибору футпринтів відповідних компонентів на схемі
- Wyoeditor — текстовий редактор для перегляду звітів

Eeschema забезпечує:

- створення однолистових та ієрархічних схем,
- перевірку їх коректності ERC (контроль електричних правил)
- перевірку їх коректності ERC (контроль електричних правил)
- створення netlist для pcbnew або Spice
- доступ до технічної документації що використовуються у електричній схемі

Pcbnew забезпечує:

- розробку плат, що містять від 1 до 16 шарів міді і до 12 технічних шарів (Шовкографія, паяльна маска,тощо)

- генерацію технологічних файлів для виготовлення друкованих плат (Gerber-файли для фото-плотерів, файли свердловок та файли розміщення компонентів)
- друк шарів у форматі PostScript

Gerbview дозволяє переглядати Gerber-файли.

У цьому проєкті буда спроектована двостороння друкована плата (рис. 3.16 – 3.17), котра виготовляється з склотекстоліту FR-4. Габарити друкованої плати становлять 57,5x45x1,6мм.

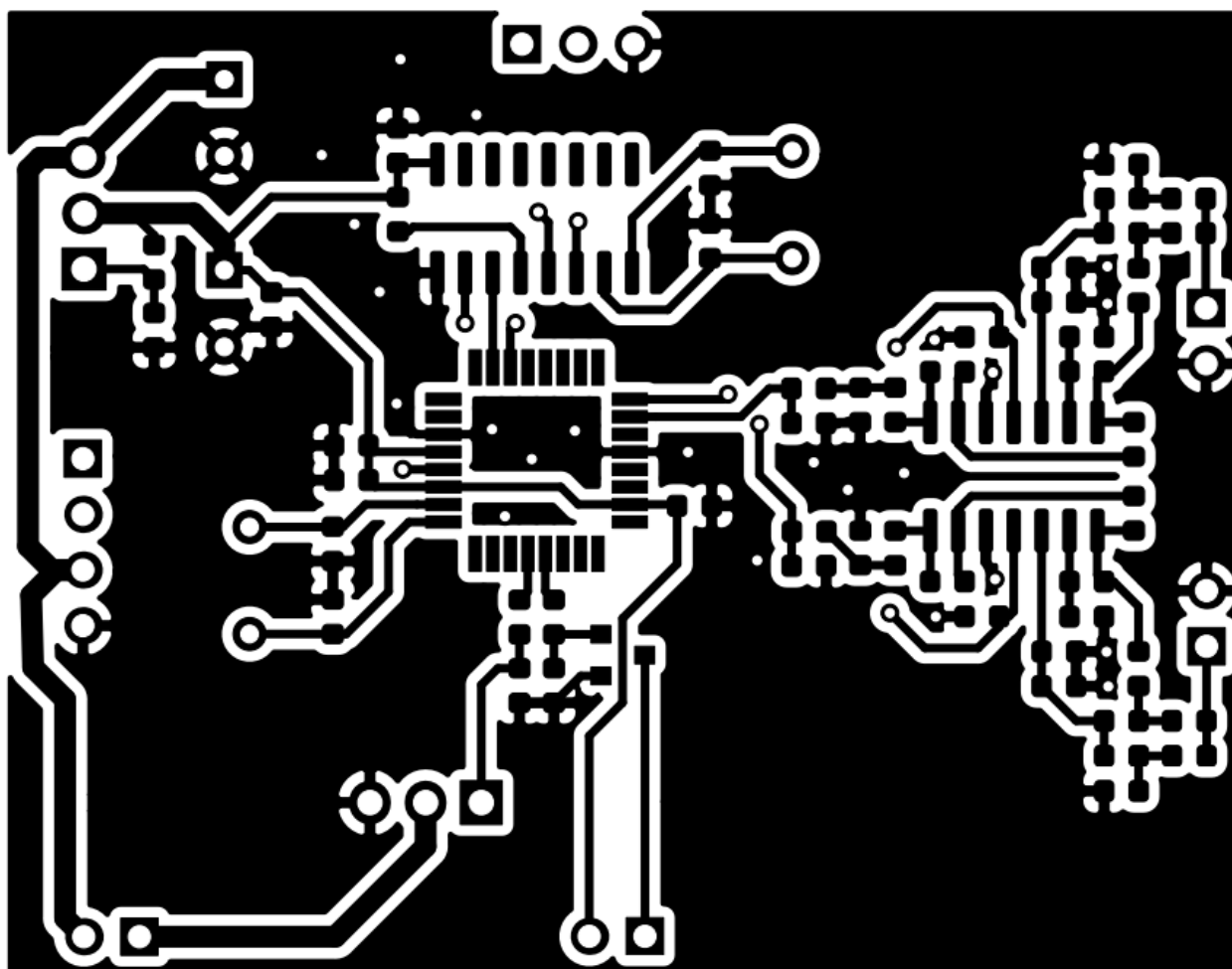


Рисунок 3.16 –Трасування друкованої плати з переднього боку

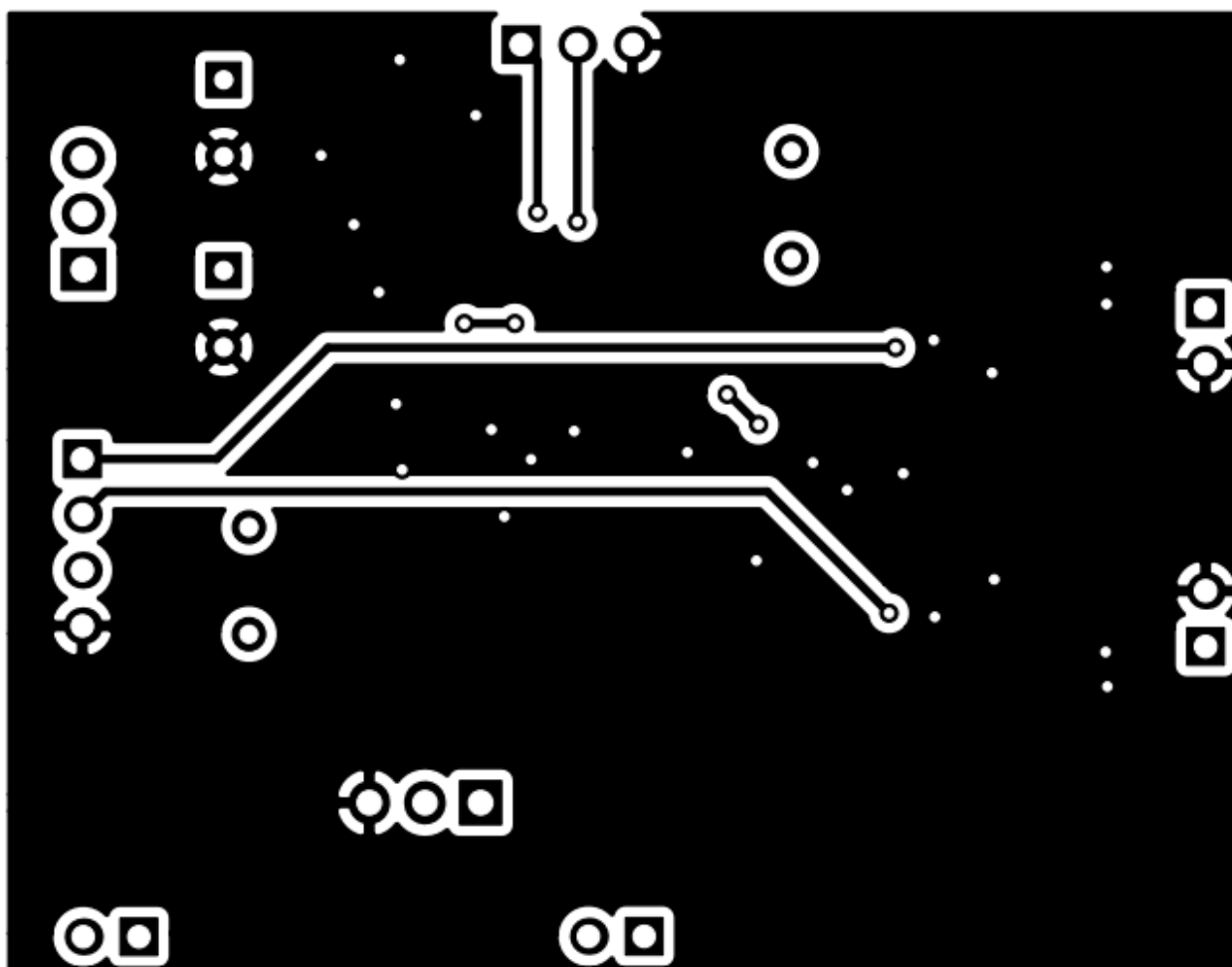


Рисунок 3.17 –Трасування друкованої плати з нижнього боку

Мінімальна товщина провідників на друкованій платі становить 0,4мм, максимальна 1мм. Зазор між провідниками дорівнює 0,2мм, розмір перехідних отворів 0,8мм з діаметром свердла 0,4мм.

### 3.6 Виготовлення друкованої плати

Друкована плата виготовляється субстративним методом. Малюнок провідників здійснюється травленням мідної фольги з нанесеним захисним зображенням на фоторезисті або металлорезисті.

Негативний процес з використанням сухого плівкового фоторезиста (СПФ) зображено на рис. 3.18. Процес досить простий, застосовується при виготовленні односторонніх і двосторонніх друкованих плат. Заготівка фольгований діелектрик.

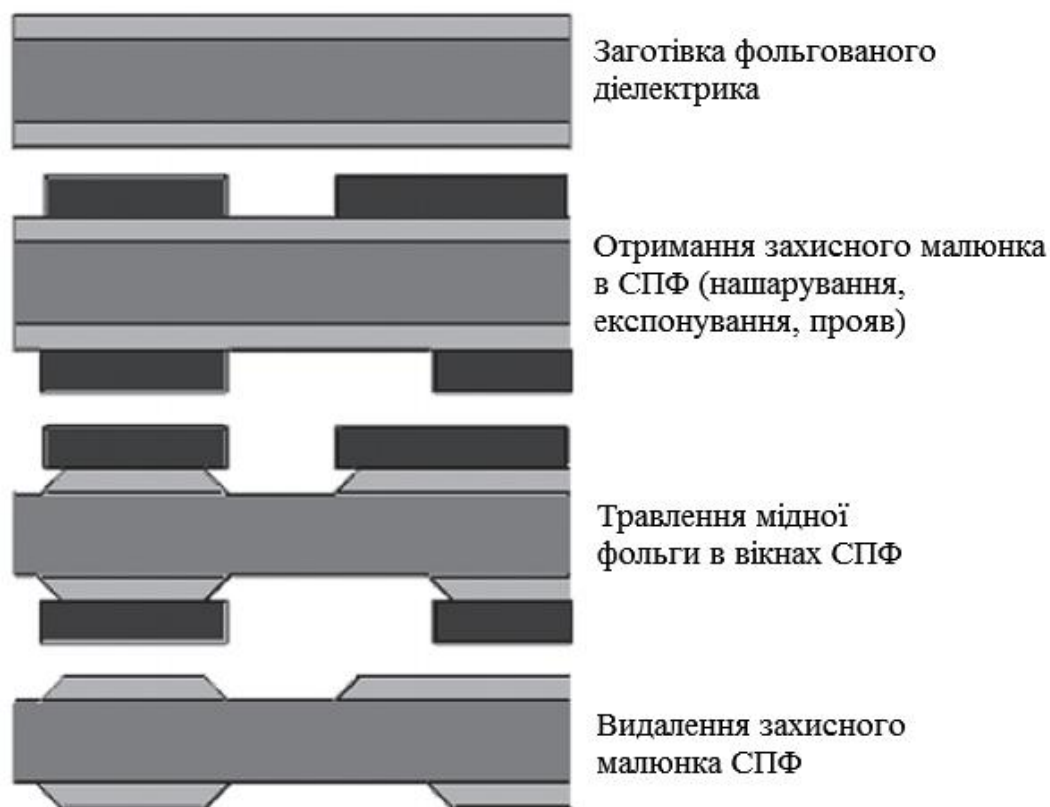


Рисунок 3.18 – Негативний процес з використанням сухого плівкового фоторезиста

Методами фотолітографії за допомогою сухого плівкового фоторезиста на поверхні фольги формується захисна маска, що представляє собою зображення (малюнок) провідників. Потім відкриті ділянки мідної фольги піддаються травленню, після чого фоторезист видаляється.

Після виготовлення плати на неї встановлюються елементи. Якщо використанні SMD компоненти їх встановлюють у першу чергу. Припаювання SMD компонентів відбувається за допомогою термоповітряного фену. Потім встановлюються планарні електронні компоненти, їх припаювання відбувається паяльником.

Змодельований вигляд Блоку діагностики периферійного кровообігу зображено рис.3.19.

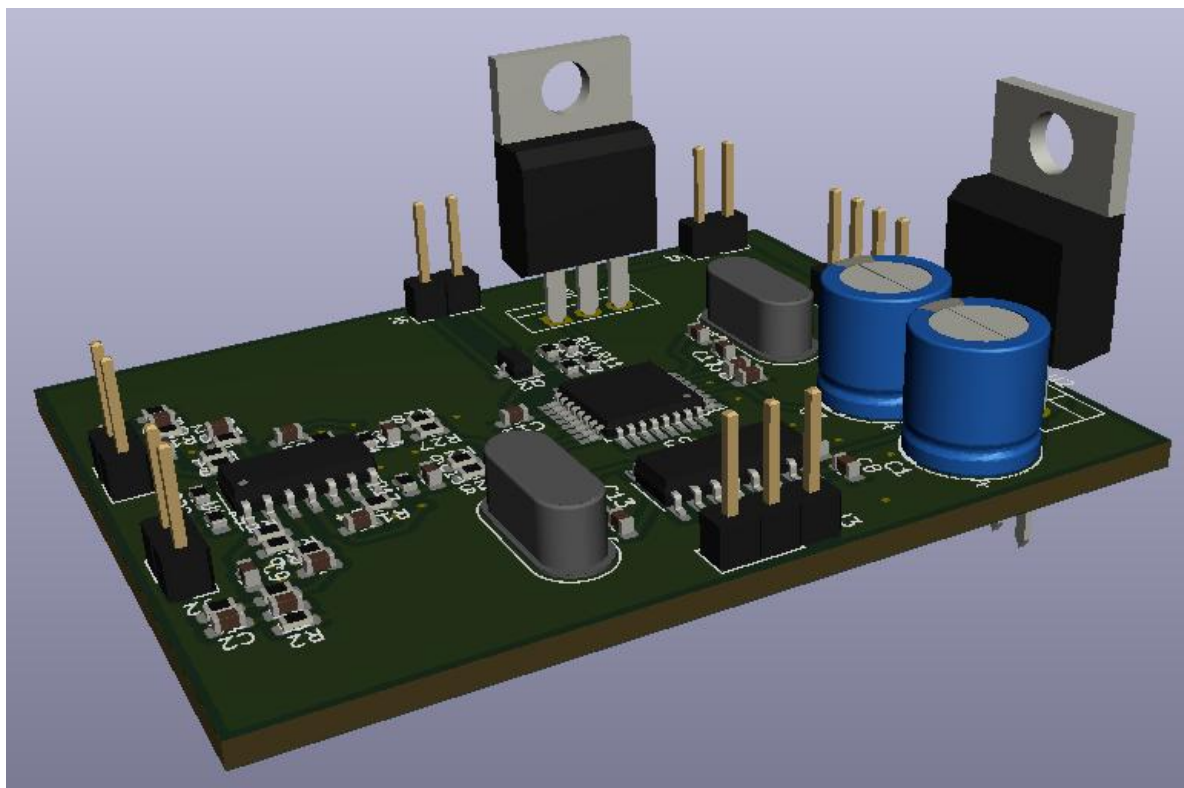


Рисунок 3.19 – Блок діагностики периферійного кровообігу

Остаточні габаритні розміри блоку діагностики периферійного кровообігу становлять: довжина 57,5 мм, ширина 45 мм, висота 22 мм.



#### 4 ТЕХНІКО - ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ РОЗРОБКИ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ПЕРЕФЕРІЙНОГО КРОВООБІГУ

4.1 Обґрунтування вибору фільтрів для побудови системи діагностики периферійного кровообігу

В табл. 4.1 наведено результати розподілу за рангами основних параметрів фільтрів; при цьому ранг 1 відповідає найкращому значенню параметру, а ранг 10 – найгіршому [22].

Таблиця 4.1 - Розподіл за рангами фільтрів системи діагностики периферійного кровообігу

Тип фільтру	Лінійність АЧХ	Амплітуда пульсацій у смузі пропускання	Амплітуда пульсацій у смузі загордження	Складність	Ступінь подавлення завад
Чебишева 2-го роду	3	6	5	5	9
Інтерполяційний	10	2	2	3	2
Чебишева 1-го роду	8	2	2	4	2
Кауера	9	1	1	1	2
Еліптичний	2	8	5	5	9
Баттерворта	1	10	2	4	1

Аналіз табл.4.1 показує раціональність обрання фільтрів Кауера для побудови системи обробки сигналів датчиків.

#### 4.2 Обґрунтування вибору технології виготовлення друкованої плати блоку діагностики периферійного кровообігу

Розрізняють три методи виконання блоку діагностики периферійного кровообігу: ручний, напівавтоматизований і автоматизований. Переважними є напівавтоматизований і автоматизований методи.

Для вибору технології виготовлення блоку діагностики периферійного кровообігу проаналізовано ієрархії чотирьох варіантів (табл.4.2), враховуючи шкалу відносної важливості (табл.4.3) [23].

Таблиця 4.2 - Можливі варіанти технологій виготовлення блоку діагностики периферійного кровообігу

Технологія		Стислий опис
A	ручний	розміщення навісних елементів на підкладці та розробка провідного рисунка ручним методом
B	напівавтоматизований 1	розміщення навісних елементів на підкладці за допомогою ЕОМ, а розробка провідного рисунка ручним методом
C	напівавтоматизований 2	розміщення навісних елементів на підкладці ручним методом, а розробка провідного рисунка за допомогою ЕОМ
D	автоматизований	розміщення навісних елементів на підкладці та розробка провідного рисунка за допомогою ЕОМ

Таблиця 4.3 - Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Вибір робився за критеріями, наведеними в табл. 4.4.

Відносну вагу кожного критерію встановлювалась на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (табл. 4.4),

У матриці прийняті наступні позначення:

$i$  – номер критерію;

при порівнянні 6-ох критеріїв (табл. 4.4)  $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$ ;

$X_i$  - локальний пріоритет, тобто відносна вага  $i$ -го критерію в глобальному критерії:

Таблиця 4.4 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$	$X_i$
1. Точність	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,073
2. Складність	3	1	3	1/3	1/7	3	1,042	0,116
3. Швидкість	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,460	0,051
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	2,297	0,254
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	4,277	0,473
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,293	0,033
	$\Sigma$						9,033	1,00

$$X_i = \frac{\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}}{\sum_{i=1}^6 \sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}},$$

$\sum$  - сума по стовпці  $\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$ ;

Порівняння виконувалось таким чином: відносна вага кожного критерію самого до себе дорівнює 1. Спочатку розглядався критерій «площа»: відносно критерію «точність» він має значну перевагу (за табл. 4.4 оцінка – 7), тоді в 4-й строці, 1-му стовпчику вказується 7, а в 1-й строці, 4-му стовпчику вказується 1/7;

відносно критерію «складність» він має помірну перевагу (за табл.4.3 оцінка – 3), тоді в 4-й строці, 2-му стовпчику вказується 3, а в 2-й строці, 4-му стовпчику вказується 1/3;

відносно критерію «швидкість» він має сильну перевагу (за табл.4.3 оцінка – 5), тоді в 4-й строці, 3-му стовпчику вказується 5, а в 3-й строці, 4-му стовпчику вказується 1/5; і т. д. щодо порівняння цього критерію з іншими.

Так само порівнюючи кожний критерій з іншими, заповнювалась табл. 4.5.

Далі в кожній строці виконувалось перемноження усіх 6 значень і отримувався з цього добутку корінь 6-го ступеню – таким чином заповнюва-

вся стовпчик  $\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$ ; далі знаходилася сума по цьому стовпчику  $\sum$ , і знаходилося

$$X_i = \frac{\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}}{\sum_{i=1}^6 \sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}}$$

для кожної строки і заповнювався стовпчик  $X_i$ .

Далі аналогічно були складані 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (табл. 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9). Оскільки порівнювалися 4 технології за одним критерієм, то  $i = 1, 2, 3, 4$ ;

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}}{\sum_{i=1}^4 \sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}}$$

$$\Sigma - \text{сума по стовпці } \sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}.$$

Таблиця 4.5 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «точність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	1/5	3	3	1,16	0,19
B	5	1	7	7	3,96	0,65
C	1/3	1/7	1	1/2	0,39	0,07
D	1/3	1/7	2	1	0,56	0,09
$\Sigma$					6,07	1,00

Таблиця 4.6 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «складність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	1	1/3	1,14	0,21
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,09
C	1	5	1	1/3	1,56	0,29
D	3	7	3	1	2,20	0,41
$\Sigma$					5,37	1,00

Таблиця 4.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	1/5	1/7	0,61	0,09
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/3	1,85	0,29
D	7	9	3	1	3,71	0,58
Σ					6,41	1,00

Таблиця 4.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	3	5	0,99	0,21
B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,05
C	1/3	3	1	3	2,03	0,43
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,31
Σ					4,73	1,00

Таблиця 4.9 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,13
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/2	2,41	0,41
D	3	9	2	1	2,47	0,42
Σ					5,88	1,00

Таблиця 4.10 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	3	5	6	3,08	0,56
B	1/3	1	3	4	1,41	0,26
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,11
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,07
$\Sigma$					5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислювався як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт. В табл. 4.11 рядок «вага» - це стовпчик  $X_i$  таблиці, строчка «ручний» - це значення  $X_i$  таблиць 4.5 – 4.9 для технології А, строчка «напівавтоматизований 1» - для технології В і т. д. Глобальний пріоритет для кожної технології розраховувався таким чином:

для технології «ручний»:  $0,073 \times 0,19 + 0,116 \times 0,21 + 0,051 \times 0,09 + 0,254 \times 0,21 + 0,473 \times 0,13 + 0,033 \times 0,56 = 0,176$ ;

для технології «напівавтоматизований 1»:  $0,073 \times 0,65 + 0,116 \times 0,09 + 0,051 \times 0,04 + 0,254 \times 0,05 + 0,473 \times 0,04 + 0,033 \times 0,26 = 0,100$ ; і т.д.

Таблиця 4.11 - Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобаль- ний
Вага	0,073	0,116	0,051	0,254	0,473	0,033	
ручний	0,19	0,21	0,09	0,21	0,13	0,56	0,176
напівавтоматизований 1	0,65	0,09	0,04	0,05	0,04	0,26	0,100
напівавтоматизований 2	0,07	0,29	0,29	0,43	0,41	0,11	0,360
автоматизований	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій (табл. 4.11) видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації топології блоку діагностики периферійного кровообігу з використанням автоматизованого методу виконання.

За допомогою методу аналізу ієрархії проведене порівняння чотирьох типів технологій виконання блоку діагностики периферійного кровообігу за наступними критеріями: 1) точність; 2) складність; 3) швидкість; 4) площа; 5) сумісність; 6) вартість. Найбільший локальний пріоритет у критерію «сумісність» (див. табл. 4.4). За даними таблиці 4.11 локальний пріоритет за критерієм «вартість» є найвищим для технології виконання ручним методом. Проте найбільший глобальний пріоритет має автоматизований метод виконання за допомогою ЕОМ. Тому перевага віддається технології автоматизованого виконання, саме вона й буде використовуватися для реалізації блоку діагностики периферійного кровообігу.

#### 4.3 Розрахунок витрат на виготовлення блоку діагностики периферійного кровообігу

Розрахунок витрат на комплектуючі вироби блоку діагностики периферійного кровообігу проводиться на підставі переліку елементів до принципової електричної схеми блоку діагностики периферійного кровообігу, і наведено у табл. 4.12.

З наведених розрахунків слід, що витрати на комплектуючі вироби – 111,80грн.

Однак, у дослідному виробництві отримані значення необхідно збільшити на 15 %[24].



Таблиця 4.12 – Розрахунок вартості покупних виробів

Найменування	Кількість, шт.	Ціна за одини- цю, грн.	Всього, грн.
Мікросхема LM317	1	4,80	4,80
Мікросхема LM324	1	2,70	2,70
Мікросхема Atmega328	1	53,90	53,90
Мікросхема CH340G	1	22,05	22,05
Транзистор IRF540	1	8,80	8,80
Транзистор АО3400	1	2,95	2,95
Кварцевий резонатор 12МГц	1	2,60	2,60
Кварцевий резонатор 16МГц	1	2,60	2,60
Конденсатор 470 мФ	1	1,65	1,65
Конденсатор 1000 мФ	1	1,85	1,85
Конденсатор 100 нФ	5	0,25	1,25
Конденсатор 10 нФ	1	0,25	0,25
Конденсатор 680 нФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 333 нФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 470 нФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 22 пФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 27 пФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 2,2 мФ	2	0,25	0,50
Конденсатор 1,5 мФ	2	0,25	0,50
Резистор 1,8 кОм	11	0,10	1,10
Резистор 1,5 кОм	2	0,10	0,20
Резистор 10 кОм	5	0,10	0,50
Резистор 11 кОм	2	0,10	0,20
Резистор 1,3 кОм	2	0,10	0,20
Резистор 1 кОм	4	0,10	0,40
Резистор 2,7 кОм	1	0,10	0,10
Резистор 510 Ом	2	0,10	0,20
Разом			111,80

Таким чином остаточна вартість комплектуючих дорівнюватиме 128,6грн.

## 5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

5.1 Аналіз потенційно небезпечних та шкідливих чинників, що впливають на працівника лабораторії

В лабораторії з розробки та дослідження системи діагностики периферійного кровообігу, основна частина робіт проводилася на персональному комп'ютері (ПК) і стенді з програмованими пристроями. В приміщенні лабораторії на людину можуть негативно впливати наступні чинники:

- 1) підвищена або знижена температура повітря;
- 2) надмірна запиленість і загазованість повітря;
- 3) підвищена або знижена вологість повітря;
- 4) недостатня освітленість робочого місця;
- 5) шум, що перевищує допустимі норми;
- 6) підвищений рівень тепловиділення;
- 7) небезпека ураження електричним струмом.

Основними шкідливими чинниками в приміщенні лабораторії є шум, що досягає 82 дБА, джерелом якого є вентиляційна установка, та небезпека ураження електричним струмом.

Лабораторія є приміщенням легкої категорії (виконуються легкі фізичні роботи), тому повинні дотримуватися такі вимоги [25]:

- оптимальна температура повітря – 22 °С (допустима – 20-24 °С);
- оптимальна відносна вологість – 40-60% (допустима – не більше 75%);
- швидкість руху повітря не більше 0,1 м/с.

Аналіз шкідливих і небезпечних факторів та карта умов праці для робочого місця працівника лабораторії представлені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Оцінка факторів виробничого та трудового процесу працівника лабораторії

№ п/п	Фактори виробничого середовища та трудового процесу	Нормативне значення	Фактичне значення	III клас: шкідливі та небезпечні умови, характер праці			Час дії фактора, %
				ступінь	II ступінь	III ступінь	
1	Шкідливі хімічні речовини, мг/м <sup>3</sup> : I клас небезпеки _____ II клас небезпеки _____ III-IV клас небезпеки _____						
2	Пил переважно фіброгенної дії, мг/м <sup>3</sup>						
3	Вібрація (загальна і локальна), дБ						
4	Шум, дБА	80	82	2			75
5	Інфразвук, дБ						
6	Ультразвук, дБ						
7	Неіонізуючі випромінювання: - радіочастотний діапазон, В/м - діапазон промислової частоти, кВ/м - оптичний діапазон (лазерне-випромінювання), Вт/м <sup>2</sup>						

Продовження Таблиці 5.1 – Оцінка факторів виробничого та трудового процесу працівника лабораторії

№ п/п	Фактори виробничого середовища та трудового процесу	Нормативне значення	Фактичне значення	III клас: шкідливі та небезпечні умови, характер праці			Час дії фактора, %
				I ступінь	II ступінь	III ступінь	
	- оптичний діапазон (лазерне випромінювання), Вт/м <sup>2</sup>						
	Мікроклімат в приміщенні:						
	- температура повітря, 0С	21 – 25	22				100
	- швидкість руху повітря, м/с	до 0,2	0,1				100
	- відносна вологість повітря, %	до 75	60				100
	- інфрачервоне випромінювання, Вт/м <sup>2</sup>	100					
	Важкість і напруженість праці	категорія важкості праці - легка, категорія напруженості праці - мало напружена					

Таким чином, аналіз шкідливих і небезпечних факторів дозволяє зробити висновок, що умови праці в лабораторії характеризуються наявністю нешкідливих виробничих чинників, які не призводять до зростання захворюваності з втратою працездатності та проявом початкових ознак професійної патології.

## 5.2 Заходи з поліпшення умов праці

Для створення і автоматичної підтримки в лабораторії оптимальних значень температури, вологості і швидкості руху повітря в холодну пору року використовується водяне опалення, в теплу пору року застосовується кондиціонування повітря. Кондиціонер є вентиляційною установкою, яка за допомогою приладів автоматичного регулювання підтримує в приміщенні задані параметри повітряного середовища.

У зв'язку з тим, що природне освітлення лабораторії здійснюється через віконні отвори і є дуже слабким, на робочому місці має застосовуватися також штучне освітлення. Штучне освітлення створюють електричним джерелом світла, яке включають в міру необхідності, регулюють інтенсивність світлового потоку і його спрямованість [26].

У якості заходів, щодо зниження рівня шуму можна запропонувати наступне:

- облицювання стелі та стін звукопоглинальним матеріалом (знижує шум на 6-8 дБ);
- установка звукопоглинального кожуха;
- установка в лабораторії обладнання, що виробляє мінімальний шум;
- раціональне планування приміщення.

Для того щоб знизити рівень шуму до оптимального значення, в лабораторії рекомендується застосовувати звукопоглинальне покриття стін.

Ослаблення шуму повітря(газо)проводів досягають плавністю руху повітряного потоку, плавними переходами в місцях зміни напрямку трубопроводу, застосуванням глушників.

### 5.3 Електробезпека

Приміщення лабораторії згідно ПБЕ можна віднести до 1 класу – без підвищеної небезпеки ураження струмом (сухе, безпилоче, з нормальною температурою повітря, ізольованими підлогами і малим числом заземлених приладів). На робочому місці працівника лабораторії з усього обладнання металевим є тільки випарний апарат з проміжним твердим теплоносієм.

Основними причинами поразки працівника лабораторії електричним струмом на робочому місці можуть бути [27]:

- дотик до металевих неструмоведучих частин випарного апарату, які можуть опинитися під напругою в результаті пошкодження ізоляції;
- заборонене використання електричних приладів, таких як електричні плити, чайники, обігрівачі.

Основними заходами запобігання ураження електричним струмом в лабораторії є захист від дотику до частин електрообладнання, що знаходяться під напругою, застосування малих напруг, захисного заземлення і відключення, а також організаційні заходи.

Захист від дотику до струмоведучих частин електричної установки досягається ізоляцією, огорожею, недоступним розташуванням струмоведучих частин, використанням дистанційного управління, блокування і попереджувальної сигналізації.

Основними організаційними заходами запобігання ураження електричним струмом є інструктаж і навчання безпечним методам праці, перевірка знань правил безпеки та інструкцій відповідно до виконуваної роботи.

При проведенні незапланованого і планового ремонту випарного апарату виконуються наступні дії :

- відключення установки від мережі;
- перевірка відсутності напруги.

Після виконання цих дій проводиться ремонт несправного обладнання. Якщо ремонт проводиться на струмоведучих частинах, що знаходяться під напругою, то роботу виконують не менш як дві особи із застосуванням електрозахисних засобів.

#### 5.4 Розрахунок сили струму, що проходить через тіло людини

ГОСТ 12.1.038-82 установлює гранично припустимі рівні напруг дотику (В), і струмів (мА), що протікають через тіло людини, призначені для проектування способів і засобів захисту людей при взаємодії з електроустановками виробничого і побутового призначення постійного і змінного струму частотою 50 і 400 Гц.

При нормальному режимі роботи електричної мережі ізольованою від землі, напруга дотику, тобто напруга під яку потрапляє людина, доторкнувшись до одного з дротів мережі, можна визначити таким чином:

$$U_{\text{пп}} = U_{r_1} R_h / (r_1 r_2 + r_1 R_h + r_2 R_h), \quad (5.1)$$

де  $R_h$  – опір тіла людини;  $r_1, r_2$  – опори ізоляції першого і другого дротів мережі відповідно;  $U_{r_1}$  – напруга на першому дроті.

При цьому струм, що проходить через тіло людини, визначається як

$$I_h = U_{\text{пп}} / R_h = U_{r_1} / (r_1 r_2 + r_1 R_h + r_2 R_h). \quad (5.2)$$

Якщо  $r_1 = r_2 = r$ , то (4.1 - 4.2) наберуть вигляду:

$$\begin{cases} U_{\text{пп}} = U R_h / (2R_h + r); \\ I_h = U / (2R_h + r) \end{cases} \quad (5.3)$$



При аварійному режимі роботи, коли один з дротів мережі замкнутий на землю через опір замикання дроту на землю  $r_{зм}$ , напруга дотику і струм, що протікає через людину, що доторкнулася до справного дроту, визначаються з (5.1) – (5.2), де  $r_2$  повинно бути замінено на  $r_3$  – еквівалентний опір паралельно включених опорів  $r_2$  і  $r_3$ :

$$r_3 = r_2 r_{зм} / (r_2 + r_{зм}). \quad (5.4)$$

Проте, оскільки  $r_{зм}$  зазвичай мало в порівнянні з  $r_1$ ,  $r_2$  і  $R_h$  може бути прийнято рівним нулю, згідно з (5.1) – (5.2) напруга дотику і струм, що протікає через людину матимуть найбільші значення:

$$\begin{cases} U_{пп} \approx U; \\ I_h \approx U / R_h \end{cases}$$

При дотику до незаземленого дроту однофазної двопровідної мережі із заземленим дротом, через людину проходить струм:

$$I_h = U / (R_h + r_0), \quad (5.5)$$

а напруга дотику рівна:

$$U_{пп} = UR_h / (R_h + r_0), \quad (5.6)$$

де  $r_0$  – опір заземлення дроту.

З урахуванням опорів підлоги  $r_1$  і взуття  $r_1$  (5.5) – (5.6) набирають вигляду :

$$\begin{cases} U_{\text{пт}} = UR_h / (R_h + r_0 + r_{\text{п}} + r_{\text{об}}); \\ I_h = U / (R_h + r_0 + r_{\text{п}} + r_{\text{об}}) \end{cases} \quad (5.7)$$

У нормальних умовах при дотику до заземленого дроту однофазної двопровідної мережі із заземленим дротом, напруга дотику невелика. Найбільше її значення складає не більше 5% від напруги мережі, оскільки перетини проводів обираються з умови втрати напруги не більше 10%.

У приміщенні лабораторії по розробці кодера якщо в двопровідній мережі буде відсутнє заземлення і при  $R_h = 1 \text{ кОм}$ , а  $r_1 = r_2 = r = 40 \text{ кОм}$ , то згідно з (5.1) – (5.3):

а) у нормальному режимі роботи

$$U_{\text{пр}} = 220 * 1000 / (2 * 1000 + 40000) = 5,24 \text{ В};$$

$$I_h = 220 / (2 * 1000 + 40000) = 5 \text{ мА}.$$

Такий струм буде безпечний для життя людини.

б) при аварійному режимі роботи, коли один з дротів мережі замкнутий на землю через опір замикання дроту на землю величиною 25 Ом, згідно з (5.1) – (5.2) і з урахуванням (5.4) :

$$r_3 = 40000 * 25 / (40000 + 25) = 25 \text{ Ом};$$

$$U_{\text{пр}} = 220 * 1000 * 40000 / (40000 * 25 + 40000 * 1000 + 25 * 1000) = 219,9 \text{ В};$$

$$I_h = 219,9 / 1000 = 219,9 \text{ мА}.$$

Такий струм небезпечний для життя людини.

Якщо в двопровідній мережі один з дротів буде заземлений і  $r_0 = 10$

Ом,  $r_{\Pi} = 30$  кОм,  $r_{об} = 20$  кОм, то згідно з (4.7) при дотику людини до:

а) незаземленому дроту

$$U_{\text{пр}} = 220 * 1000 / ( 1000 + 10 + 30000 + 20000 ) = 4,31 \text{ В};$$

$$I_{\text{h}} = 220 / ( 1000 + 10 + 30000 + 20000 ) = 4,31 \text{ мА}.$$

Такий струм буде безпечний для життя людини.

б) заземленому дроту

$$U_{\text{пр}} \approx 0,05 U = 0,05 * 220 = 11 \text{ В};$$

$$I_{\text{h}} = 11 / ( 1000 + 10 + 30000 + 20000 ) = 215 \text{ мкА}.$$

Такий струм буде безпечний для життя людини.

## 5.5 Пожежна безпека

Будівлю, в якій знаходиться лабораторія, по вибуховій і пожежній небезпеці можна віднести до приміщення категорії Д, оскільки в лабораторії є горючі (книги, документи, меблі) і важкоспалимі речі (різне лабораторне устаткування), які при взаємодії з вогнем можуть горіти без вибуху. За конструктивними характеристиками будівлю можна віднести до будівель з несучими та огорожувальними конструкціями з природних або штучних кам'яних матеріалів, бетону або залізобетону, де для перекриттів допускається використання дерев'яних конструкцій, захищених штукатуркою або важко горючими листовими, а також плитковими матеріалами [28]. Отже, ступінь вогнестійкості будівлі можна визначити як третю (III).

Причинами виникнення пожежі в лабораторії можуть бути [28]:

- несправності електропроводки, розеток і вимикачів, які можуть призвести до короткого замикання або пробою ізоляції;
- використання пошкоджених (несправних) електроприладів;
- використання в приміщенні електронагрівальних приладів з відкритими нагрівальними елементами;
- виникнення пожежі внаслідок попадання блискавки в будинок;
- загоряння будівлі внаслідок зовнішніх впливів;
- неакуратне поводження з вогнем та недотримання заходів пожежної безпеки.

Для гасіння пожеж в лабораторії використовується вуглекислотний вогнегасник ОУ-5 та ручний пожежний інструмент – гаки, ломи, сокири, відра, лопати, ножиці для різання металу. Інструмент розміщується на видному і доступному місці на стендах та щитах[30].

Для швидкого виявлення та повідомлення про місце виникнення пожежі в лабораторії є автоматична пожежна сигналізація АДС (автоматичний димовий сповіщувач) і автоматична система пожежогасіння. Для зв'язку використовують телефон, радіотелефон, радіо чи інші засоби першої зв'язку, що знаходяться у вищому навчальному закладі.

Необхідними заходами для запобігання пожежі є своєчасний ремонт електроприладів, якісне виправлення поломок, не використання несправних електроприладів, протипожежний інструктаж, на якому працівники ознайомлюються з правилами протипожежної безпеки та використання первинних засобів пожежогасіння [29].

Особливу увагу необхідно приділяти евакуації людей з приміщень. Евакуація проводиться по заздалегідь спланованих шляхах (рис. 5.1) . Схеми евакуації розташовані в доступних для погляду людини місцях.

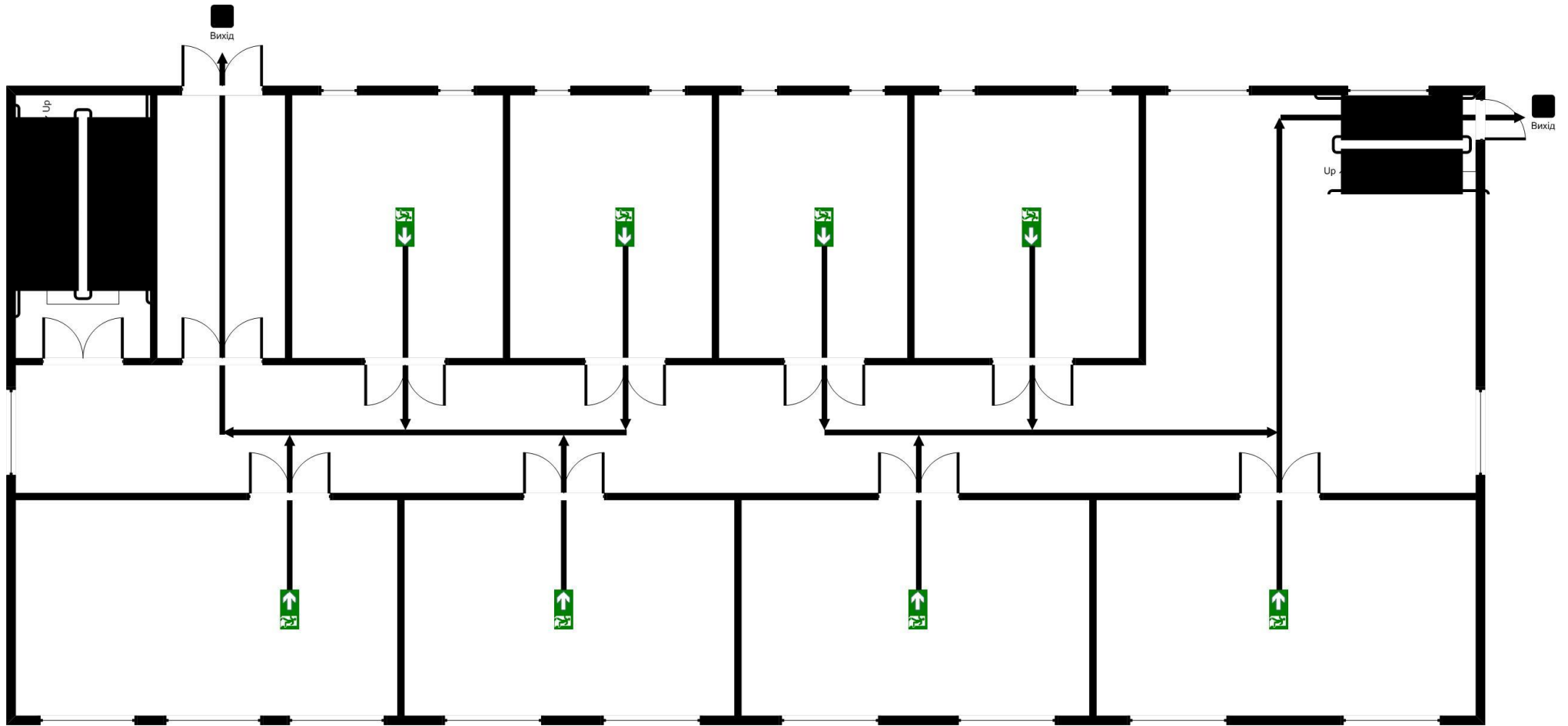


Рисунок 5.1 – План евакуації з приміщень поверху де розташована лабораторія

## 5.6 Засоби індивідуального захисту (ЗІЗ)

Для захисту органів слуху застосовують зовнішні і внутрішні противошуми (антифони). Як зовнішні противошуми рекомендують використовувати шумозахисні навушники, які покривають вушну раковину, як внутрішні противошуми – заглушки, вкладиші, які вставляють в зовнішній слуховий прохід.

Ступінь ослаблення шуму залежить від конструкції противошуму і частоти. Заглушки послаблюють шум на 5-7 дБ при частотах до 500 Гц і на 15 дБ при частотах понад 3000 Гц. Противошуми конструкції МІОТ послаблюють шум до 8 дБ при частотах до 500 Гц і до 55 дБ при частотах 5000-7000 Гц.

Для захисту від низькочастотних шумів придатні заглушки – кліпси, які представляють собою гумові пробочки з плоскою торцевою поверхнею, які закріплені на обідку з сталевого дроту, що пружинить, діаметром 1,5-2 мм.

## ВИСНОВКИ

1. Аналіз побудови сучасних систем діагностики повторного кровообігу показав раціональність їх реалізації на базі типизованих датчиків кровопостачання і температури.

2. Показано, що оптимальним для реалізації блоку обробки сигналів датчиків є використання фільтрів Кауера.

3. Встановлено, що використання аналогових антиаліасінгових аналогових фільтрів дозволить спростити і підвищити ефективність реалізації блоку цифрової фільтрації.

4. Розроблено антиаліасінговий фільтр Кауера з смугою пропускання до 120 Гц і смугою загородження від 160 Гц. Показано що розроблений фільтер характеризується коефіцієнтом пригнічення перешкод на рівні 22 дБ, зсувом фаз від  $180^\circ$  до  $160^\circ$  в смузі пропускання і від  $120^\circ$  до  $140^\circ$  в смузі загородження.

5. Розроблено цифровий фільтр Кауера 6 ступеню з реалізацією на базі мікроконтролера Atmega 328.

6. Розроблено програмний код цифрових фільтрів для мікроконтролера Atmega328, що замає 4200 байт пам'яті мікроконтролера (12% від програмної пам'яті). При цьому глобальні змінні займають 424 байта динамічної пам'яті мікроконтролера що становить 20 % від її загального обсягу.

7. Розроблено схему електричну принципову блоку обробки сигналів датчиків і друковану плату, що дозволяє реалізувати схему у завершеному конструктивно – технологічному вигляді з габаритними розмірами 45x57x22 мм.

8. Методом аналізу ієрархій показано раціональність застосування технології автоматизованого виконання виготовлення друкованої плати блоку обробки сигналів датчиків.

9. Встановлено що витрати на комплектуючі вироби при створені блоку обробки сигналів датчиків становлять 128,6грн.

10. Результат роботи пройшли апробацію на міжнародній науково – технічній конференції [31] і на внутріуніверситетській науково – практичній [32] конференції.



## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Сергієнко А. М., Виноградов Ю. М., Лесик Т. М. Цифрова обробка сигналів. Комп'ютерний практикум мовою VHLD. Київ : НТУУ «КПІ», 2012. 104с.
2. Лем Г. Аналоговые и цифровые фильтры. Расчет и реализация. Москва : Мир, 1982, 593 с.
3. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов: Учебное пособие для студентов вузов. Санкт-Петербург : Питер, 2005, 604 с.
4. Lasanen R. Infrared thermography in the evaluation of skin temperature» / Boca Raton, U.S.A, 2006. 325 p.
5. Schuster F., Scheiner M. Entwicklung und Aufbau eines mikrocontrollergesteuerten Messgerätes zur berührungslosen Bestimmung der Zeitkonstanten der akralen Wiedererwärmung und Durchblutung. Diplomarbeit am Institut für Informatik der Humboldt-Universität zu Berlin, 1995. 112 p.
6. Datasheet Catalog : веб-сайт. URL: [http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/siemens/SAB80C517-N-T40\\_85.pdf](http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/siemens/SAB80C517-N-T40_85.pdf) / (дата звернення: 26.12.2019).
7. Скрипаль А. В., Сагайдачный А. А., Усанов Д. А. Тепловизионная биомедицинская диагностика : учеб. пособие. Саратов : издательство Саратовского университета, 2009. 118 с.
8. Майстренко В. М., Морозова І. В., Осадчий В. П., Порєв В. А. Основи теорії засобів вимірювання : монографія. Хмельницький. 2010. 493 с.
9. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця. 2007. 254 с.
10. TME: веб-сайт. URL: <https://www.tme.eu/Document/6e99b1913fbc0fe00696576d9731bc3a/BPW34-V.pdf> (дата звернення: 25.12.2019).

11. Функциональные электронные узлы измерительных и диагностических систем: учеб. посібник / науч. ред. В. Г. Гусев. Москва.: ФЛИНТА, 2012. 271 с.
12. Методические указания к выполнению лабораторной работы «Цифровые фильтры» по дисциплине «Цифровая обработка сигналов» / состав. Л. В. Фетюхина, О.А. Бутова. Харьков: НТУ «ХПИ», 2017. 24 с.
13. Антонию А. Цифровые фильтры: анализ и проектирование. Москва.: «Радио и связь», 1983. 320 с.
14. Курбатова Н. В., Пустовалова О.Г. Основы MatLab в примерах и задачах : учебно-методическое пособие. Ростов-на-Дону: Южный федеральный университет 2017. 69 с.
15. Амелина М. А., Амелин С. А. Программа схемотехнического моделирования Micro-Cap 8. Москва : Горячая линия – Телеком, 2007. 464 с.
16. Моделирование импульсных и цифровых устройств в среде Multisim: метод. Указания к лаб. Работам по курсу «Импульсные и цифровые устройства» / сост. А. В. Мартинович, А. А. Казека, И. Г. Давыдов. – Минск : БГУИР, 2008. 38с.
17. Texas Instruments: веб-сайт. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324-n.pdf> (дата звернення: 25.12.2019).
18. Микроконтроллеры в системах управления и измерения: Метод. указания к лабораторному практикуму / Авт. сост. И. А. Шалатонин. Минск : БГУ, 2002. 94с.
19. Белов, А. В. Микроконтроллеры AVR: от азов программирования до создания практических устройств – Санкт-Петербург.: Наука и техника, 2016. 544 с.
20. Источники электропитания радиоэлектронной аппаратуры. Довідник / під ред. Г. С. Найвельта. Москва : Радио и связь, 1986. 576 с.
21. Jahshan David, Hutchinson Phil, Tappero Fabrizio, Jarron Christina, Melroy van den Berg. Начало работы с KiCad., 2015. – 47 с.

22. Стуколов П. М. Экономика электронной промышленности.- Москва.:Высш.шк., 1983.
23. Попова В. Д., Ткаченко Л. Ю. Методичні вказівки до виконання економічної й організаційної частини дипломної роботи: Запоріжжя. 2010
24. Пляскин И. И. Методические указания к выполнению курсовой работы "Организация и планирование конструкторской подготовки производства новых изделий". Запорожье:ЗИИ, 1989.
25. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. Введ. 1999-01-12. - У. : Міністерство охорони здоров'я України, 1999. 42 с.
26. ДБН В.2.5-28-2006 Природне і штучне освітлення. — Введ. 2006-01-10. - У.: Міністерство будівництва, архітектури та житлового-комунального господарства України, 2006. 96 с.
27. Правила устройства электроустановок . — Введ. 1987-13-09. Москва : «Энергия», 1987. 366 с.
28. ДСТУ 2272:2006 Пожежна безпека. Терміни та визначення основних понять. Введ. 2006-09-06. - Україна : Держспоживстандарт України, 2006. 32 с.
29. СНиП 2.01.02.85. Противопожарные нормы. Введ. 1985-01-02. Москва : Государственный комитет по делам строительства, 1985. 28 с.
30. ДСТУ 2272:2006 Пожежна безпека. Терміни та визначення основних понять. Введ. 2006-09-06. Україна : Держспоживстандарт України, 2006. 32 с
31. Кісельов Є. М., Строїтелева Н. І., Гальчанський М. О. Побудова системи діагностики повторного кровопостачання у акральних ділянках шкіри. II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ISM–2019). Збірник наукових праць Харків: Національний аерокосмічний університет, 2019. С. 190-191. URL: [https://khai.edu/assets/files/iSM\\_2019\\_Scientific\\_articles\\_collection\(1\).pdf](https://khai.edu/assets/files/iSM_2019_Scientific_articles_collection(1).pdf).

32. Кісельов Є. М., Галчанський М. О. Дослідження фільтрації сигналів для системи діагностики повторного кровообігу. Матеріали XXIV науково-технічної конференції студентів, магістрантів, аспірантів, молодих вчених та викладачів. Енергетика, електроніка та інформаційні технології Запоріжжя: ІІ ЗНУ, 2019. Т. 3 С. 53-54. URL: <http://web.znu.edu.ua/NIS//2019/tom-3.pdf>.

```
float filter_K1 = 1;
float filter_K2 = 1;
float_senstVal = 0;
float sensiVal = 0;
float_outputtVal = 0;
float outputiVal = 0;
int pint = 23; int pini = 24;
int pincold= 12; int pinled = 13;
void setup()
{
    pinMode(pint, INPUT);
    pinMode(pini, INPUT);
    pinMode(pincold, OUTPUT);
    pinMode(pinled, OUTPUT);
    Serial.begin(9600);
}
void loop()
{
    senstVal = analogRead(pint);
    outputtVal= (outputtVal * (filter_K1 - 1) + senstVal) / filter_K1;
    sensiVal = analogRead(pini);
    outputiVal= (outputiVal * (filter_K2 - 1) + sensiVal) / filter_K2;
    Serial.println(outputtVal,0);
    Serial.println(outputiVal,0);
}
```