

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
«__» _____ 20__ р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Біомедична інженерія»
спеціальності 163 «Медична інженерія»
на тему: «Вимірювач частоти УЗ доплерівського давача швидкості
кровотоку»**

Виконав (-ла):
студент (-ка) IV курсу, групи БМ-12
Ус Даниїл Олександрович _____

Керівник:
к.т.н., доц., зав. каф. БМІ,
Шликов Владислав Валентинович _____

Консультант з 4 розділу:
к.т.н., доц. каф. ОППЦБ,
Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:
доктор філософії, асистент кафедри ББЗЛ
Гришин Іван Леонідович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2025 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний
інститут імені Ігоря
Сікорського»**

Факультет (інститут)
Кафедра
Рівень вищої освіти
Спеціальність
Освітньо-професійна програма

Біомедичної інженерії
Біомедичної інженерії
Перший (бакалаврський)
163 «Медична інженерія»
Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Владислав ШЛИКОВ
(підпис) (Власне ім'я,
ПРИЗВИЩЕ)

«___» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту
Усу Даниїлу Олександровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Вимірювач частоти УЗ доплерівського давача швидкості кровотоку
керівник роботи _____ д.т.н., доц., зав. каф. БМІ, Шликов В.В., _____
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом по університету від 25.05.2025
2. Термін подання студентом роботи 11.06.2025.
3. Вихідні дані до роботи: результати переддипломної практики; вузол вимірювання частоти, електричні схеми вузла
4. Зміст дипломної роботи (пояснювальної записки) (перелік завдань, які потрібно розробити): опрацювання літератури щодо застосування ефекту Допплера в медицині, проведення патентного пошуку існуючих приладів, аналіз промислових фантомів, пошук схем частотомірів, створення функціональної схеми, розробка принципової електричної схеми, розробка друкованої плати, вибір елементної бази, виготовлення вузла вимірювання частоти, проведення випробування
5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація на 20 слайдів

1. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці	Демчук Г. В. к.т.н. доц. каф. ОППЦБ		
Практична частина	зав. лаб. проф. Орел В.Е.		

2. Дата видачі завдання 8.03.2025

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд доплерівського вимірювача швидкості кровотоку, види ультразвукових вимірювачів швидкості кровотоку та аналіз вимірювачів частоти	10.03 – 6.04.2025	
2	Розробка вимірювача частоти уз доплерівського вимірювача швидкості кровотоку	6.04 – 13.04.2025	
3	Перевірка роботи вимірювача частоти уз доплерівського вимірювача швидкості кровотоку	14.04 20.04.2025	
4	Аналіз факторів впливу на розробку та інструкція з користування вимірювача частоти УЗ доплерівського вимірювача швидкості кровотоку	21.04 – 1.05 2025	
5	Оформлення ДР	2.05- 6.06.2025	
6	Отримання рецензії та відгуку	7.06.2025	
7	Подання пакетів документів до захисту ЕК	11.06.2025	
8	Захист ДР	19.06.2025	

Студент

_____ (підпис)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Даниїл УС

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Владислав ШЛИКОВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Вимірювач частоти УЗ доплерівського давача швидкості кровотоку»

Обсяг дипломної роботи становить 72 сторінок, міститься 26 ілюстрацій, загалом опрацьовано 28 джерел, 3 додатки.

Актуальність: створення частотоміра для доплерівського ультразвукового вимірювача швидкості кровотоку сприятиме вдосконаленню навчально-лабораторного обладнання, що використовується як у дослідницьких цілях, так і для калібрування медичних УЗ-систем. Це дозволить підвищити якість підготовки фахівців та розширити можливості експериментальних установок.

Мета: Розробити вимірювач частоти УЗ доплерівського вимірювача швидкості кровотоку.

Завдання: проаналізувати літературні та патентні джерела з тематики частотомірів, побудувати принципову електричну схему частотоміраб, розробити друковану плату та підібрати відповідну елементну базу, здійснити виготовлення пристрою, провести експериментальні випробування і перевірити працездатність вузла.

У ході роботи проведено класифікацію типів частотомірів. З урахуванням вимог до частотного діапазону, характеристик вхідного сигналу та спрощення конструкції обґрунтовано вибір аналогового частотоміра. Аналіз поширених схем таких пристроїв дозволив виділити ключові функціональні блоки, необхідні для реалізації пристрою: тригер Шмітта, чекаючий мультівібратор, інтегруючий каскад, фільтр і підсилювальний елемент.

Ключові слова: частотомір, тригер Шмітта, сигнал, частота, швидкість кровотоку, ультразвук, діапазон.

ABSTRACT

Subject of graduate work: “Measurement Circuit for an Ultrasonic Doppler Blood Flow Velocity Sensor”

The volume of the thesis is 72 pages, contains 26 illustrations, a total of 28 sources were processed, 3 applications.

Relevance: the development of a frequency meter for an ultrasonic Doppler blood flow velocity sensor contributes to the improvement of educational and laboratory equipment used for both research purposes and calibration of medical ultrasound systems. This enhances the quality of training for specialists and expands the capabilities of experimental setups.

Purpose: To develop a frequency meter for an ultrasonic Doppler blood flow velocity meter.

Tasks: to analyze scientific and patent sources related to frequency measurement devices, to develop the circuit diagram of the frequency meter, to design a printed circuit board and select an appropriate component base, to manufacture the device, to perform experimental testing and evaluate the performance of the measuring unit.

During the work, a classification of frequency meter types was carried out. Considering the frequency range requirements, input signal characteristics, and simplicity of construction, the choice of an analog frequency meter was justified. The analysis of typical circuit solutions made it possible to identify the main functional blocks required for implementation: a Schmitt trigger, a monostable multivibrator, an integration stage, a filter, and an amplifier.

Keywords: frequency counter, Schmitt trigger, signal, frequency, blood flow velocity, ultrasound, range.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.....	9
1.1. Огляд доплерівського вимірювача швидкості кровотоку.....	9
1.2. Види ультразвукових вимірювачів швидкості кровотоку.....	11
1.3. Аналіз вимірювачів частоти.....	16
Висновок до розділу 1.....	22
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА ВИМІРЮВАЧА ЧАСТОТИ УЗ ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИМІРЮВАЧА ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ.....	23
2.1. Розробка структурної схеми.....	23
2.2. Розробка функціональної схеми.....	26
2.3. Створення електричної схеми.....	28
Висновок до розділу 2.....	46
РОЗДІЛ 3. ПЕРЕВІРКА РОБОТИ ВИМІРЮВАЧА ЧАСТОТИ УЗ ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИМІРЮВАЧА ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ.....	47
3.1. Проведення випробування роботи вузла вимірювання частот.....	47
3.2. Верифікація результатів дослідження.....	52
Висновок до розділу 3.....	54
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ.....	55
4.1. Аналіз факторів впливу на розробку.....	55
4.1.1. Характеристики вузла УЗ доплерівського блоку.....	55
4.2. Оцінка потенційних небезпек.....	57
4.2.1. Небезпека електричного ураження.....	57
4.2.2. Пожежна безпека.....	61
4.3. Інструкція з користування вимірювача частоти УЗ доплерівського вимірювача швидкості кровотоку.....	62
Висновок до розділу 4.....	64
ВИСНОВКИ.....	65
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	67
ДОДАТКИ.....	70

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ПЗ – програмне забезпечення

УЩ – ультразвук

ФВЧ – фільтр високих частот

ФНЧ – фільтр низьких частот

МС9 – Micro Cap 9

ВСТУП

Одним з базових елементів в аналоговій обробці сигналів є тригер Шмітта — електронний пристрій, який дозволяє перетворювати повільні або зашумлені сигнали у стабільні прямокутні імпульси. Його схема ґрунтується на підсилювачі з позитивним зворотним зв'язком, що створює ефект гістерезису. Завдяки цьому досягається стійке перемикання навіть при наявності перешкод. Такі властивості роблять тригер Шмітта зручним для використання в цифрових схемах, де він може виконувати роль формувача імпульсів, подавлення брязкоту контактів або порогового елемента в керувальних пристроях [1, 2].

Особливістю тригера є залежність його вихідного стану не лише від миттєвого значення сигналу, а й від попереднього — це забезпечує стійку роботу в умовах змінної амплітуди. Така характеристика є корисною під час обробки сигналів з ультразвукових доплерівських пристроїв, де параметри сигналу можуть змінюватися в широкому діапазоні.

Тема дослідження є актуальною через потребу у простому та надійному вузлі, здатному точно вимірювати частоту сигналів на виході УЗ-доплерівських вимірювачів. Такий вузол може використовуватися у навчальних стендах, лабораторних установках або під час калібрування обладнання, зокрема в галузях біомедичної інженерії та медичної електроніки.

Метою даної дипломної роботи є створення функціонального вузла, що забезпечує перетворення частоти ультразвукових доплерівських сигналів у відповідний аналоговий сигнал напруги, придатний для подальшої індикації або обробки.

Для досягнення цієї мети було поставлено такі основні завдання:

1. Проаналізувати літературні та патентні джерела з тематики частотомірів.
2. Побудувати принципову електричну схему частотоміра.
3. Розробити друковану плату та підібрати відповідну елементну базу.
4. Здійснити виготовлення пристрою.
5. Провести експериментальні випробування і перевірити працездатність вузла.

РОЗДІЛ 1

ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1. Огляд доплерівського вимірювача швидкості кровотоку

В основі роботи ультразвукових приладів для вимірювання швидкості кровотоку лежить ефект Допплера, який полягає у зміні частоти сигналу, що фіксується приймачем, через рух джерела або приймача відносно один одного. Різниця між початковою частотою, яку випромінює джерело, та частотою, що сприймається приймачем, визначається як доплерівське зміщення частоти.

Дане зміщення зазвичай перебуває у звуковому діапазоні й описується формулою (1.1) [3].

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{U}{C}, \quad (1.1)$$

де f_d – величина доплерівського зсуву,

f_0 – частота вихідного сигналу,

U – швидкість рухомого об'єкта,

C – швидкість поширення сигналу у середовищі.

Принцип роботи таких приладів базується на відбитті ультразвукового сигналу від формених елементів крові, що рухаються по судинному руслу. Саме тверді частинки, а не рідина, ефективно відбивають ультразвук, завдяки чому стає можливим прийом сигналу.

Під час приймання відбитого сигналу його частота зміщується двічі: при поширенні до частинок крові і назад до приймача. Враховуючи те, що швидкість звуку в рідині приблизно дорівнює $C \approx 1500$ м/с, а швидкість руху крові значно менша (приблизно до 1,5 м/с), цією малою величиною можна знехтувати [4].

В результаті отримуємо спрощену формулу (1.2):

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{2U}{C+U} = \frac{2U}{C}. \quad (1.2)$$

Однак в реальних умовах напрям випромінювання не збігається з рухом крові, тому необхідно вводити поправочний коефіцієнт, що враховує кут між ультразвуковим променем і судиною (1.3).

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{2U \cdot \cos\theta}{C}, \quad (1.3)$$

де θ – кут нахилу сигналу щодо осі судини.

Для визначення швидкості руху крові використовуються імпульсні сигнали частотою близько 8 МГц та тривалістю близько 1 мкс, що відповідає довжині імпульсу близько 1,5 мм. Проте частота повторення таких імпульсів (f_r) обмежується необхідністю [4] повного аналізу сигналу до моменту випромінювання наступного імпульсу.

З урахуванням цього отримується співвідношення:

$$f_r < \frac{c}{2R_m}, \quad (1.4)$$

де R_m – максимальна відстані від джерела до відбиваючого сигнал об'єкта.

Крім того, частота повторення імпульсів має відповідати критерію Котельнікова:

$$f_r > 2f_d. \quad (1.5)$$

Поєднуючи ці умови, отримуємо співвідношення (1.6):

$$U_m(\cos\theta)R_m < \frac{c^2}{8f_0}. \quad (1.6)$$

Таким чином, ці умови визначають межі частоти повторення імпульсів, забезпечуючи правильний аналіз швидкості кровотоку в судинах.

1.2. Види ультразвукових вимірювачів швидкості кровотоку

Перший експериментальний зразок доплерівського ультразвукового вимірювача швидкості кровотоку був запропонований Сатомурою у 1957 році [5]. а його структурну схему подано на рис. 1.1. Його структурна схема наведена (рис.1.1), ілюструє принцип дії пристрою, в якому ультразвукові хвилі безперервно генеруються випромінювачем, з'єднаним із генератором, після чого вони відбиваються від формених елементів крові та приймаються спеціалізованим приймачем. Прийнятий сигнал піддається підсиленню і обробці — зазвичай перемножується з вихідним — і далі проходить через фільтри та виводиться на пристрої індикації, наприклад, осцилограф або акустичну систему [3].

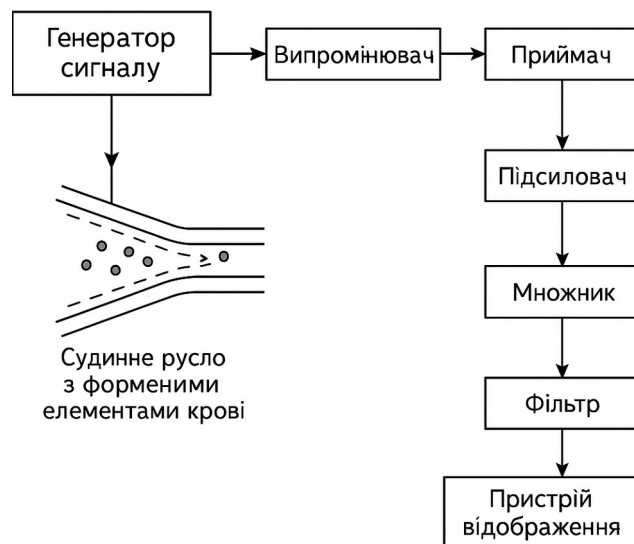


Рис. 1.1. Безперервний доплерівський вимірювач.

Для вилучення корисного сигналу, зокрема частотного зміщення, характерного для ефекту Доплера [6-10], застосовуються квадратурні детектори. Через те, що відбитий сигнал має складну спектральну структуру внаслідок варіативності швидкостей формених елементів крові, а також включає низькочастотні компоненти, пов'язані з пульсацією судин, використовуються високочастотні фільтри для придушення небажаних складових сигналу.

Одним із головних недоліків доплерівських ультразвукових вимірювачів швидкості кровотоку з неперервним випромінюванням є їхня нездатність визначати напрямок руху крові.

Головним недоліком таких безперервних систем є неможливість визначення напрямку руху крові. З метою усунення цього обмеження активно використовуються імпульсні системи, приклад яких наведено на рис. 1.2. У таких приладах формування імпульсів відбувається за допомогою схеми синхронізації, а випромінювання контролюється електронним ключем, що дозволяє чітко розділити етапи випромінювання та прийому сигналу.

Сигнал, що приймається після відбиття, затримується та подається на змішувач як опорний. Завдяки часовому зсуву між передачею та прийомом можливо використовувати один і той самий п'єзоперетворювач для обох процесів, що підвищує компактність і ефективність системи.

Такий підхід дозволяє проводити вимірювання швидкості кровотоку в обмеженому об'ємі простору — так званому вимірювальному об'ємі [3]. Його положення змінюється шляхом регулювання затримки сигналу, що відкриває можливість зондування на різних глибинах та локалізацію потоку крові в межах окремих ділянок судини.

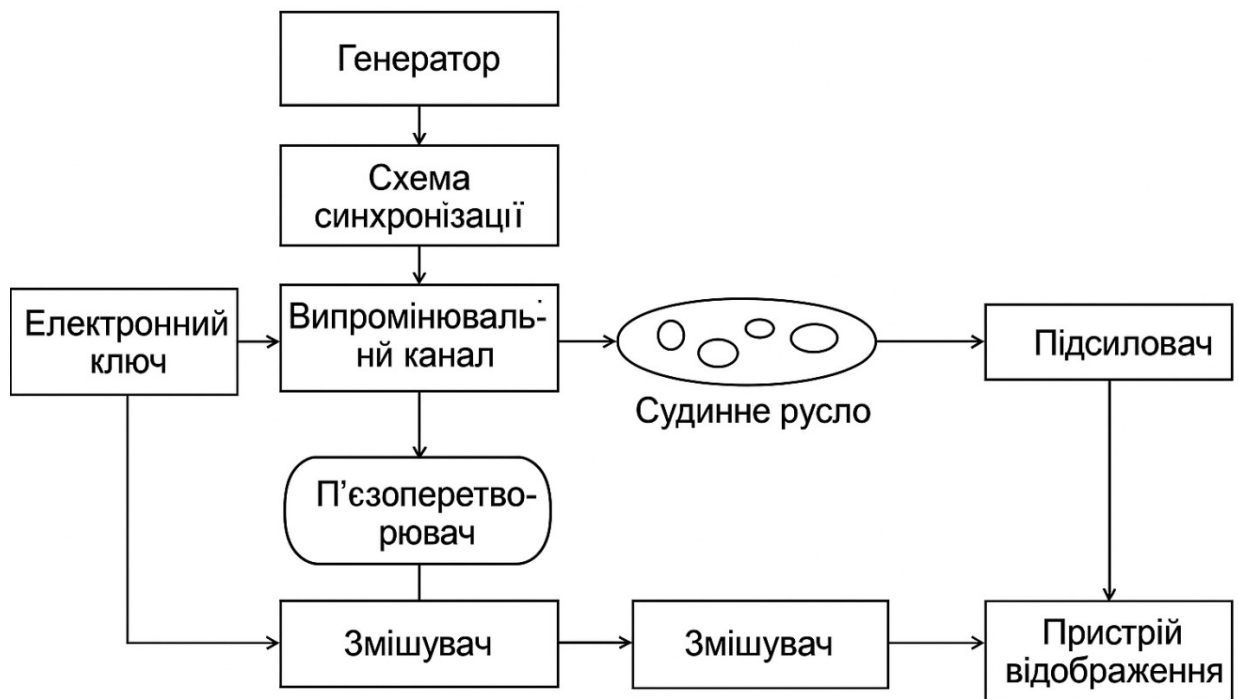


Рис. 1.2. Імпульсний доплерівський вимірювач.

Ширина вимірювального об'єму визначається просторовими характеристиками ультразвукового пучка, тоді як його тривалість залежить від довжини імпульсного пакету та налаштувань змішувального блоку.

З огляду на те, що формені елементи крові рухаються нерівномірно як у просторі, так і в часі [2], доплерограми дозволяють визначити як миттєві значення лінійної швидкості (систолічну, середню, діастолічну), так і об'ємну швидкість потоку в конкретній ділянці.

Оскільки у даному дослідженні розглядається пристрій безперервної дії, детальний аналіз імпульсних систем не є актуальним. Подальші зусилля доцільно зосередити на вдосконаленні алгоритмів обробки сигналу, зменшенні впливу перешкод та підвищенні точності виявлення доплерівського зсуву.

Актуальними є також підходи до підвищення просторової селективності в межах безперервних систем, зокрема використання фазового аналізу та багатоканальних приймальних систем, що дозволяють реалізувати ефект умовної локалізації об'єктів.

Застосування алгоритмів швидкого перетворення Фур'є у цифрових системах дозволяє в режимі реального часу отримувати спектри відбитого сигналу, що забезпечує побудову кольорових або спектральних доплерограм, значно розширюючи можливості клінічної інтерпретації.

Прогрес у сфері мікроелектроніки дає змогу створювати портативні доплерівські пристрої, придатні для використання в умовах виїзної діагностики, польових шпиталів або мобільних реанімаційних бригад. Їх інтеграція з бездротовими модулями дозволяє застосовувати системи для телемедичного моніторингу кровотоку.

Таким чином, попри обмеження просторової селективності, безперервні доплерівські прилади залишаються цінним інструментом діагностики завдяки простоті конструкції, високій чутливості та потенціалу до модернізації.

Щоб забезпечити достовірність і точність вимірювань, прилади калібрують за допомогою фантомів — імітаційних конструкцій, що відтворюють акустичні характеристики біологічних тканин. Фантоми дозволяють відтворювати умови, подібні до внутрішньо-тканинного середовища, і дають змогу оцінити ефективність приладу.

Фантоми виготовляються з матеріалів, що моделюють акустичні властивості м'яких тканин — швидкість поширення звуку, коефіцієнт поглинання та розсіювання. Їх конструкція передбачає акустичну ванну з тест-об'єктами, яка дає змогу оцінити просторову роздільну здатність, частотні характеристики та інші параметри.

Сканувальні поверхні фантомів обладнані спеціальними пазами, що забезпечують точне позиціонування ультразвукового датчика і стабільність результатів вимірювання.

Різні типи фантомів імітують різні фізіологічні процеси: струнні, стрічкові, дискові, поршневі, а також проточні конструкції. Струнні та стрічкові моделі дозволяють створювати одиничне зміщення частоти, тоді як

проточні найбільш точно відображають реальні умови — зокрема параболічний профіль потоку, характерний для артеріального кровообігу [11].

Струнні фантоми моделюють рух тонкої мішені, яка виконує роль джерела розсіювання. Вони базуються на принципі переміщення струни між шківками з регульованою швидкістю.

Стрічкові об'єкти подібні за конструкцією, проте відображають розсіювання від більших площ, що робить їх ефективними при імітації великих судин. Водночас, через вібрації робочого елемента можуть спотворювати спектр, тому застосовуються заходи для зменшення цього впливу.

Дискові фантоми використовують для імітації судів, діаметр яких перевищує фокусну зону променя.

Поршневі фантоми відтворюють зворотно-поступальні коливання, подібні до рухів стінок судин або міокарда, що дозволяє досліджувати особливості пульсацій. Частота пульсацій зазвичай становить 1–2 Гц і може відрізнитись від ідеальної синусоїдальності, наближаючись до фізіологічних колінь.

Проточні системи є найбільш універсальними. Вони складаються з трубок, занурених у середовище з тканино-подібними властивостями, де циркулює рідина, аналогічна крові. Такі фантоми дозволяють моделювати як ламінарний, так і пульсуючий потік.

За типом матеріалу, що імітує тканини, фантоми поділяють на:

1. Водні (доступні, проте менш стабільні). Необхідно враховувати поправку, пов'язану з різницею швидкості звуку у воді (1488 м/с) та стандартного каліброваного значення (1540 м/с). Водно-гліцеринові суміші мають високу гігроскопічність, що призводить до зміни акустичних властивостей та обмеження строку експлуатації.

2. Гелеві (герметичні та точніші, але дорожчі). Потреба у плановому ремонті (зазвичай кожні 5–7 років).

3. Гумові — на основі уретанових компаундів.

З урахуванням потреби у точному калібруванні та моделюванні реальних фізіологічних умов оптимальним варіантом є проточні фантоми із плоскою сканувальною поверхнею та середовищем, що імітує тканини — саме такі системи широко застосовуються для тестування доплерівських флоуметрів.

1.3. Аналіз вимірювачів частоти

Сучасні ультразвукові доплерівські вимірювачі швидкості кровотоку функціонують на основі високочутливих електронних систем, здатних точно фіксувати частотні зсуви, що виникають унаслідок взаємодії ультразвукових хвиль із рухомими елементами крові. Аналіз частоти таких сигналів є критично важливим не лише для вимірювання швидкості кровотоку, а й для визначення його спектральних характеристик, напрямку руху та об'ємної структури потоку.

У приладобудуванні для цих цілей застосовують різні методи вимірювання доплерівського частотного зсуву:

1. Гетеродинний (змішувальний) метод, в якому прийнятий сигнал перемножується з опорним, утворюючи сигнал із частотою, що дорівнює різниці між частотою випромінюваної та відбитої хвилі.

2. Квадратурна детекція, яка дозволяє оцінити не лише величину зміщення, але й напрямок кровотоку шляхом аналізу фазових характеристик сигналу.

3. Цифрові методи, зокрема застосування швидкого перетворення Фур'є (FFT) або вейвлет-аналізу, що забезпечують високу точність спектрального аналізу в реальному часі.

Частотомір — це вимірювальний прилад, який фіксує частоту періодичних сигналів або окремих спектральних компонентів [12].

Основні переваги сучасних частотомірів:

1. Точність і висока роздільна здатність: здатні реєструвати навіть незначні зміни частоти, що важливо для аналізу повільних потоків крові, наприклад у венах.

2. Спектральний аналіз: дозволяє не тільки оцінити швидкість, але й визначити характер потоку — ламінарний або турбулентний.

3. Напрямок руху: за допомогою фазового аналізу можна відрізнити прямий та зворотний кровотік.

4. Автоматизація: інтелектуальні алгоритми сучасних систем автоматично розраховують діастолічну, систолічну та середню швидкість.

Обмеження при використанні:

1. Залежність від кута інсонування: похибка вимірювання зростає при відхиленні ультразвукового променя від напрямку потоку, що вимагає введення поправочного коефіцієнта $\cos\theta$.

2. Вразливість до шумів: артефакти, вібрації та електромагнітні завади можуть спотворювати результати.

3. Необхідність фільтрації низькочастотних складових.

4. Обмеження при високих швидкостях: при перевищенні частоти Найквіста можливий ефект аліасингу.

Частотоміри за принципом дії класифікуються на:

- аналогові — безпосередньо фіксують частоту;
- порівняльні — гетеродинні, резонансні тощо [13].

Конденсаторні частотоміри базуються на періодичному заряді/розряді конденсатора [14]. Робочий діапазон: $\sim 5\text{--}500$ кГц. Хоча вони характеризуються прийнятною похибкою вимірювання (близько 3–5%) та простою схемотехнікою, але обмеженим частотним діапазоном. Через це в доплерівських системах їхнє використання малоефективне.

Гетеродинні частотоміри використовують опорний генератор. Їм притаманна висока точність, однак вони складні в налаштуванні та експлуатації [15].

Резонансні прилади засновані на налаштуванні змінного контуру до резонансу з досліджуваним сигналом. Вони прості та дешеві, однак поступаються за точністю й чутливістю [15].

Електронно-лічильні частотоміри виконують підрахунок імпульсів за певний інтервал часу, синхронізований кварцовим генератором. Це найточніший тип частотомірів, але з складною та дорогою реалізацією [16].

Залежно від застосування:

- для синусоїдальних сигналів — аналогові;
- для гармонік — гетеродинні або резонансні;
- для дискретних подій — електронно-лічильні або конденсаторні.

Для вимірювань у діапазоні 20–20 000 Гц доцільно застосовувати аналогові частотоміри, які мають достатню точність і відповідають вимогам доплерівських систем [12,13,16,17].

На рис. 1.3 подано типову схему стрілочного частотоміра, який працює з напругою 1,8–5 В і охоплює весь звуковий діапазон.

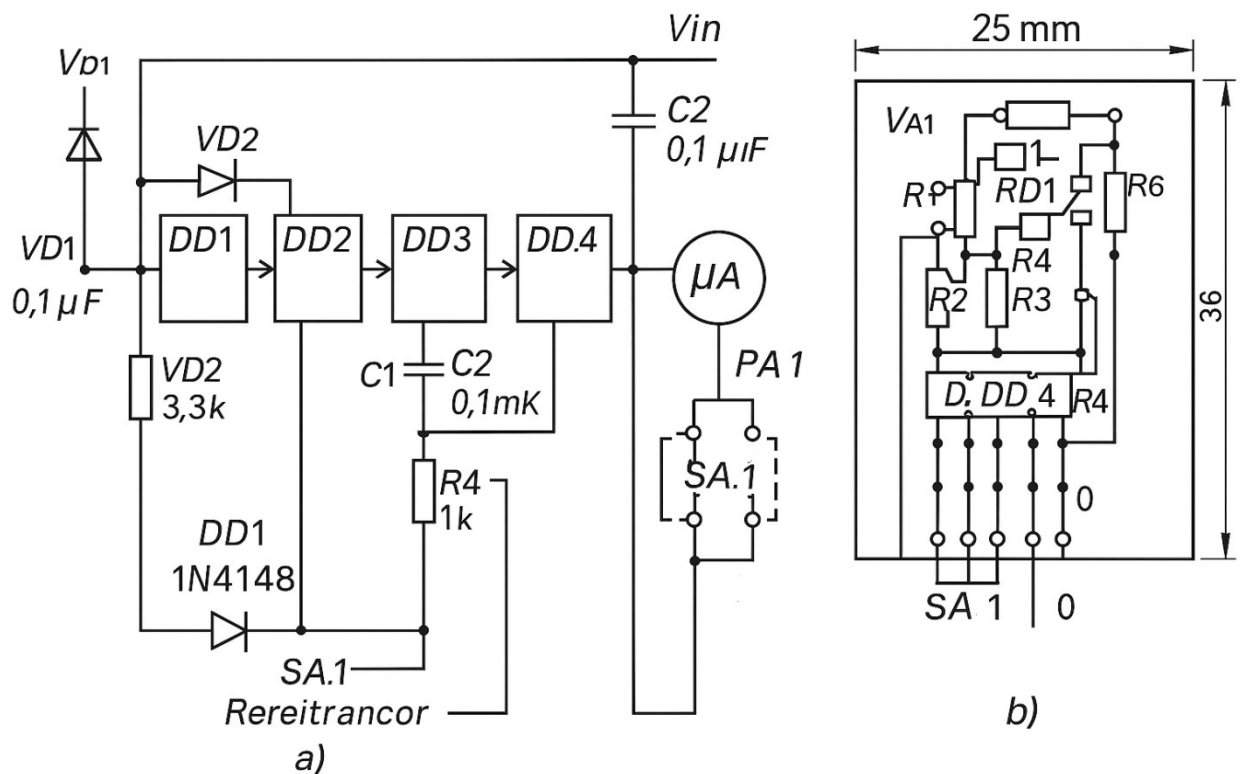


Рис.1.3. Схема (а) і монтажна плата (б) частотоміру.

В основі роботи даного частотоміра лежить тригер Шмітта, реалізований на логічних елементах DD1.1 і DD1.2, у поєднанні з чекаючим мультивібратором, зібраним на елементах DD1.3 та DD1.4. Як видно зі структурної схеми (рис. 1.4), на вхід пристрою може подаватись сигнал будь-якої форми — не обов'язково прямокутної, що істотно розширює діапазон його можливого застосування.

Основною функцією тригера Шмітта є перетворення вхідного сигналу у прямокутні імпульси зі стабільною амплітудою та чіткими фронтами. Важливо зазначити, що тривалість цих імпульсів залежить від амплітуди вхідного сигналу [17], тому вони не використовуються безпосередньо для вимірювання, а слугують пусковими імпульсами для мультивібратора. У свою чергу, мультивібратор формує імпульси стабільної амплітуди та тривалості, що дозволяє забезпечити лінійну залежність між частотою вхідного сигналу та параметром, що вимірюється.

На виході мультивібратора формується сигнал, який надходить на інтегрувальний вимірювальний каскад, роль якого виконує мікроамперметр РА1. Цей елемент інтегрує отримані імпульси протягом певного проміжку часу, що дає змогу виміряти середнє значення струму, прямо пропорційне частоті вхідного сигналу. У результаті відхилення стрілки мікроамперметра відображає частоту сигналу, що підлягає вимірюванню.

З метою розширення функціональності та зручності користування, у конструкцію введено перемикач SA1, який дозволяє обирати необхідний піддіапазон частот. Зміна частотного діапазону здійснюється шляхом коригування параметрів мультивібратора або масштабування інтегратора. Для захисту вхідного каскаду від перенапруги понад 5 В використано діоди VD1 і VD2, які обмежують сигнал до безпечного рівня.

Тривалість вихідних імпульсів мультивібратора визначається комбінацією номіналів резистора R3 та конденсаторів C1–C3. Це дає змогу точно налаштувати часові параметри формованих імпульсів, що критично

важливо для лінійності шкали вимірювання. Резистори R4–R6 використовуються для калібрування шкали, забезпечуючи її відповідність обраному діапазону частот.

Отже, дана схема дозволяє реалізувати простий та ефективний аналоговий частотомір, орієнтований на роботу в межах звукового діапазону. Застосування стандартних логічних мікросхем, доступних пасивних компонентів і мікроамперметра дозволяє досягти оптимального балансу між функціональністю, точністю та технологічною простотою конструкції.

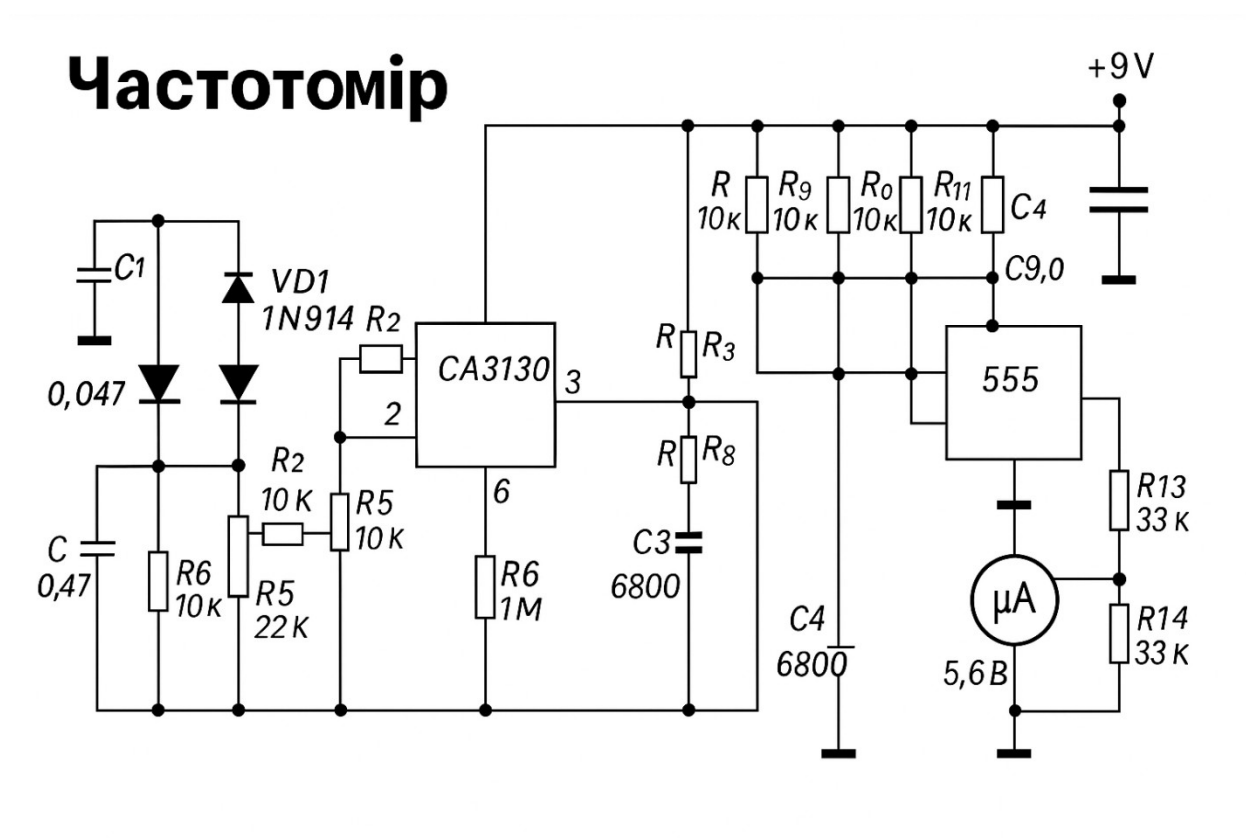


Рис. 1.4. Схема частотоміру на одному ОП та таймері.

Альтернативний варіант реалізації представлений на рис. 1.4. У ньому мікросхема операційного підсилювача CA3130 із високим входним опором виконує функції тригера Шмітта, а таймер LM555 реалізує чекаючий мультивібратор. Захист входу забезпечується за допомогою резистора R1 і діодів VD1, VD2.

Як показують розглянуті приклади, основними функціональними елементами аналогового частотоміра є тригер Шмітта, чекаючий мультивібратор та інтегрувальний каскад. Для зменшення впливу завад і підвищення точності доцільно включити додаткові блоки фільтрації та підсилення, які оброблятимуть сигнал перед поданням на основні вимірювальні вузли.

Висновок до розділу 1

Проведений аналітичний огляд дозволив визначити ключові структурні вузли безперервного доплерівського вимірювача, уточнити принцип його роботи та підкреслити важливість точного вимірювання частоти.

Проаналізовано типи фантомів для калібрування, і доведено, що найбільш доцільно використовувати проточний фантом.

Систематизовано типи частотомірів. Для поставлених вимог — у межах звукового діапазону — обґрунтовано використання аналогових приладів.

Виділено основні функціональні блоки: тригер Шмітта, мультивібратор, інтегруючий каскад, фільтр, підсилювач.

Враховуючи перспективу цифрової обробки, стрілочний мікро амперметр запропоновано замінити аналого-цифровим перетворювачем для подальшого виведення результатів на екран.

Також сформульовано основні технічні вимоги до частотоміра:

- вхідна напруга — до 12 В;
- робочий частотний діапазон — 0,2...20 кГц;
- кількість вхідних каналів — 3;
- кількість вихідних — 2;
- вихідна напруга — до 2,5 В;
- допустима похибка — $\pm 10\%$.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА ВИМІРЮВАЧА ЧАСТОТИ УЗ ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИМІРЮВАЧА ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ

2.1. Розробка структурної схеми

Перед розробкою принципової електричної схеми доцільно сформуванати структурну модель одного з каналів вимірювального вузла частоти. При цьому передбачається наявність двох однотипних каналів у складі пристрою — один для прямого, інший для зворотного напрямку руху крові.

Як зображено на (рис. 2.1), структурна схема одного з каналів базується на даних [18–24] та включає такі основні блоки:

- блок генерації імпульсів прямокутної форми зі сталою амплітудою;
- блок формування імпульсів фіксованої тривалості;
- блок фільтрації та підсилення вимірювального сигналу.

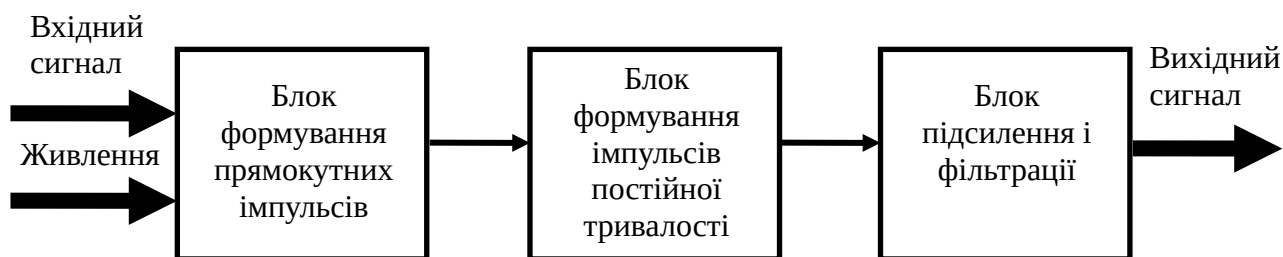


Рис. 2.1. Одиничний канал вузла. Структурна схема.

Цей функціональний канал входить до складу вимірювального модуля в УЗ-доплерівському пристрої з безперервною подачею хвиль. Його призначення — обробка сигналів, що містять інформацію про частотний зсув, та перетворення їх у напругу, зручну для подальшої обробки або індикації. Така схема дозволяє проводити оцінку як прямого, так і зворотного кровотоку.

Його логічна структура включає три основні блоки:

1. Блок формування прямокутних імпульсів

Цей блок забезпечує нормалізацію сигналів довільної форми — наприклад, синусоїдальних чи зашумлених — які виникають унаслідок обробки відбитих ультразвукових хвиль. Його реалізація можлива на основі тригера Шмітта або підсилювача з позитивним зворотним зв'язком.

2. Блок формування імпульсів постійної тривалості

Цей блок створює імпульси однакової тривалості незалежно від ширини імпульсів на вході, що важливо для точності наступного інтегрування. Найчастіше реалізується у вигляді мультивібратора (наприклад, з використанням NE555 у моностабільному режимі), як це описано у схемах (рис. 1.4).

3. Блок підсилення та фільтрації

Блок, який розміщено на виході кожного з каналів структурної схеми вузла вимірювання частоти, відіграє одну з центральних ролей у функціонуванні всієї системи. Його основне призначення — трансформація серії прямокутних імпульсів, що мають фіксовану тривалість та амплітуду, у неперервний аналоговий сигнал постійного струму. Такий сигнал є зручним для подальшої обробки, індикації або подачі на аналого-цифровий перетворювач (АЦП).

Блок виконує одразу кілька важливих функцій:

1. Фільтрація високочастотних компонентів. Після мультивібратора в сигналі залишаються високочастотні компоненти та залишкові коливання, які не несуть корисної інформації, але можуть створювати шум у системі. Фільтр, що входить до складу блоку, ефективно пригнічує ці складові, забезпечуючи чистий вихідний сигнал.

2. Підсилення амплітуди сигналу. Отриманий після фільтрації сигнал часто має надто малу напругу для безпосередньої індикації або подачі на цифрові модулі. Тому він підсилюється до рівня, який є достатнім для стабільного зчитування — як аналоговими приладами (наприклад, мікроамперметрами), так і мікропроцесорними системами.

3. Інтеграція сигналу. Послідовність імпульсів перетворюється на сигнал постійної напруги, де середній рівень цієї напруги прямо пропорційний частоті вхідних імпульсів. Таким чином, сам сигнал набуває нового — інформативного — вигляду, придатного для кількісного аналізу параметрів кровотоку.

У контексті доплерівського вимірювання кровотоку це має критичне значення. Адже зміна частоти доплерівського сигналу безпосередньо відображає зміну швидкості руху формених елементів крові. Після обробки сигналу через тригер Шмітта, мультівібратор і фільтрувально-підсилювальний каскад, формується аналоговий вихід — постійна напруга, що є функцією частоти.

Архітектура вимірювального вузла передбачає використання двох ідентичних каналів, що дає змогу окремо реєструвати сигнали прямого (артеріального) та зворотного (венозного) потоку. Це не тільки дозволяє отримати інформацію про напрямок кровотоку, а й здійснити порівняльний аналіз — наприклад, вивчити симетрію судинного русла в лівій і правій кінцівках або дослідити зміни гемодинаміки в динаміці.

Реалізація подвійного каналу створює умови для подальшої обробки сигналів у двох можливих форматах:

- аналоговий — коли кожен канал підключається до окремого індикатора, і лікар може візуально оцінити зміни напруги;
- цифровий — коли обидва канали підключаються до АЦП, а дані передаються на мікроконтролер для подальшої обробки, виводу на дисплей або запису до пам'яті.

Крім того, мікроконтролерна обробка дозволяє реалізувати систему порогового контролю, яка автоматично визначає, чи перевищує значення сигналу діагностично значущий рівень. Наприклад, при різкому зменшенні кровотоку система може подати звуковий або візуальний сигнал тривоги.

Загалом, блок підсилення та фільтрації — це не просто завершальний етап в аналоговому ланцюзі, а критично важливий елемент, що забезпечує

якісний перехід від імпульсного до стабільного сигналу. Саме на цьому етапі інформація стає придатною для інтерпретації, аналізу та відображення. Таким чином, весь канал — від перетворення сигналу до генерації напруги — забезпечує достовірне, наочне й інформативне представлення параметрів кровотоку в обраній судинній ділянці.

2.2. Розробка функціональної схеми

Функціональна схема вузла вимірювання частоти зображена на рис. 2.2.

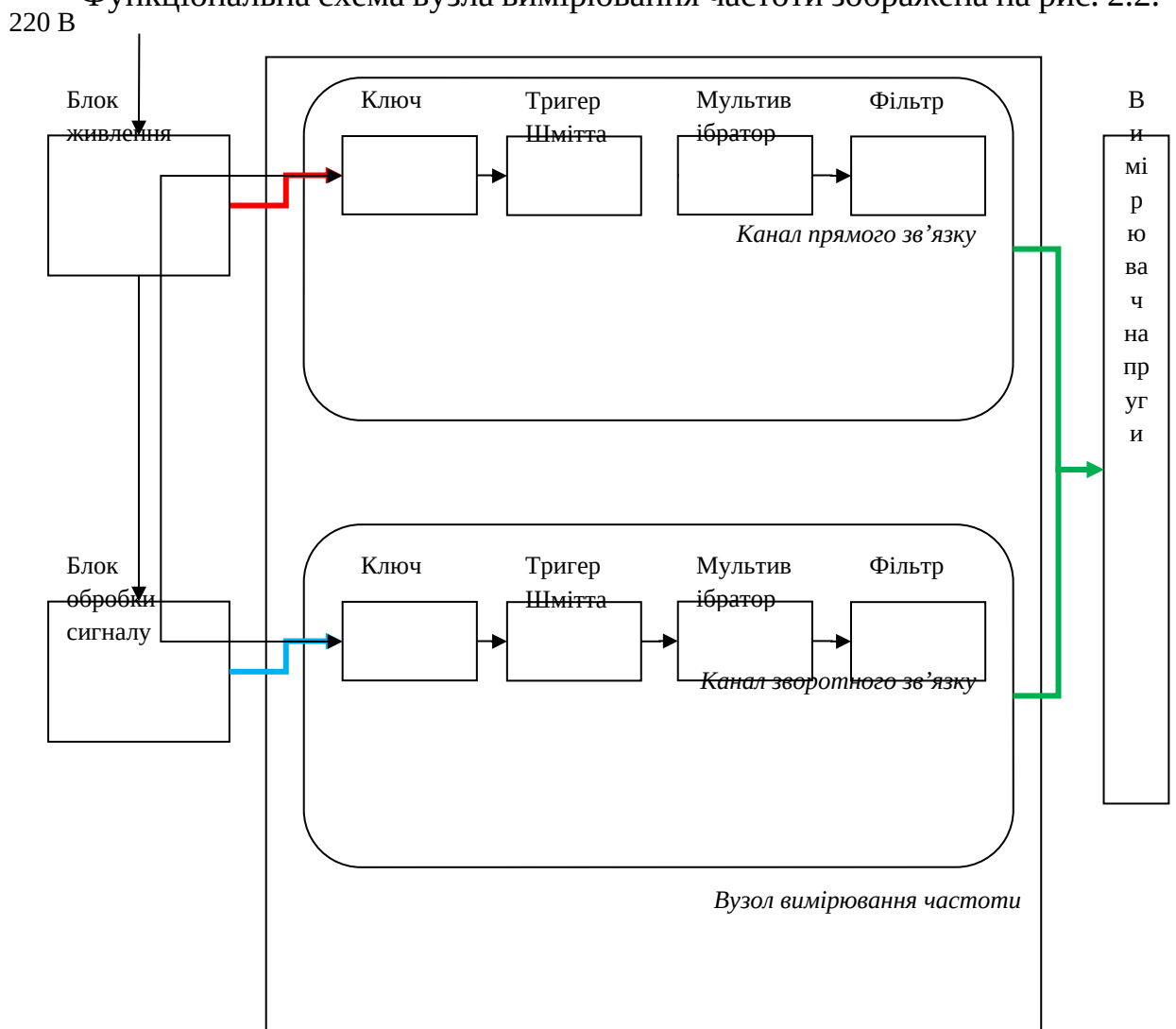


Рис. 2.2. Функціональна схема вузла виміру частоти.

Подана функціональна схема вузла вимірювання частоти (рис. 2.2) відображає логіку побудови системи, яка реалізована у форматі двоканального

пристрою, здатного забезпечувати паралельне вимірювання параметрів кровотоку в двох протилежних напрямках — артеріальному (прямий потік, канал П) і венозному (зворотний потік, канал З). Схема орієнтована на використання в медичних ультразвукових доплерівських пристроях, де критично важливою є оперативна оцінка напрямку й швидкості руху крові.

Основу архітектури складає вузол вимірювання частоти (поз. 1), який функціонує за рахунок електроживлення від стандартного джерела змінної напруги 220 В. Це живлення подається на блок живлення (поз. 2), що забезпечує необхідні рівні напруги для живлення внутрішніх електронних компонентів системи. Далі енергія через спеціальний з'єднувальний жгут (позначений на схемі червоною стрілкою) подається до вузла вимірювання.

Одночасно з цим, на систему надходить сигнал від зовнішнього джерела (наприклад, ультразвукового приймача), який підключається через окремий жгут (синя стрілка). Цей сигнал подається одночасно на обидва канали — прямий і зворотний. Оброблений результат у вигляді аналогових сигналів подається через жгути (зелені стрілки) на вихід — до індикаторних пристроїв або до цифрових систем подальшого аналізу.

Кожен з каналів містить однаковий набір блоків, що включають:

- формувачі прямокутних імпульсів на основі тригера Шмітта;
- мультівібратори, які стабілізують тривалість імпульсів;
- фільтри та підсилювачі, які згладжують сигнал і доводять його до форми постійної напруги;
- вихідні елементи для підключення аналогових або цифрових індикаторів.

Особливістю запропонованої конструкції є її відкритість до інтеграції з сучасними цифровими рішеннями. Завдяки можливості підключення до мікроконтролерів та цифрових дисплеїв, пристрій може стати частиною повноцінної діагностичної системи з архівуванням, віддаленим моніторингом і аналізом показників у режимі реального часу.

Основні діагностичні переваги розробленої системи:

1. Двоканальна структура забезпечує незалежне вимірювання характеристик як прямого, так і зворотного кровотоку. Це особливо важливо при аналізі гемодинамічного балансу між різними судинами, зокрема в умовах діагностики стенозів або асиметрій кровотоку.

2. Застосування фільтрів третього порядку, в тому числі фільтрів типу Салена-Кея, дозволяє досягти високої точності та ефективного придушення шумів. Це критично при клінічному використанні, коли на якість сигналу можуть впливати мікрорухи датчика, пульсації тканин або зовнішні електромагнітні перешкоди.

3. Гнучке налаштування RC-ланцюгів у мультівібраторах дає змогу адаптувати пристрій до різних клінічних завдань: від вимірювання швидкості потоку в магістральних судинах до аналізу кровотоку в дрібних периферичних капілярах.

4. Аналогова індикація результатів у вигляді неперервної напруги забезпечує простоту візуального зчитування та високу швидкість реагування при зміні частоти доплерівського сигналу. Це дозволяє швидко оцінити зміну стану пацієнта без затримок, що є важливим у реальному часі.

Таким чином, описана функціональна система не лише виконує основні вимірювальні функції, а й має потенціал для подальшого розширення функціоналу. Її можна адаптувати до сучасних вимог цифрової медицини без потреби у зміні основної електронної архітектури.

2.3. Створення електричної схеми

На основі побудованої структурної та функціональної моделі було створено електричну схему одного з каналів вузла вимірювання частоти. Розробку виконано у середовищі MicroCap 9 [25], яке дозволяє здійснювати моделювання та перевірку роботи аналогових схем.

Схема реалізує принцип дії аналогового частотоміра, пристосованого до роботи з доплерівськими УЗ-сигналами. Для моделювання вхідного сигналу

використано джерело змінної напруги V1, що генерує синусоїду, яка імітує сигнал із доплерівського датчика. Живлення пристрою здійснюється від джерела постійної напруги V2 (15 В). У моделі застосовано однополярне живлення, а загальний провідник (GND) використовується як умовне негативне плече.

На рисунку 2.3 показано фрагмент електричної схеми, що відповідає блоку формування прямокутних імпульсів. Він включає тригер Шмітта, мультивібратор і RC-ланцюги, які формують імпульси стабільної тривалості. Це дозволяє уніфікувати форму сигналу перед подачею на інтегрувальний каскад.

У результаті на виході формується послідовність імпульсів, частота яких пропорційна швидкості кровотоку, тоді як амплітуда й тривалість залишаються незмінними. Така схема є важливою ланкою в побудові точного аналогового частотоміра медичного призначення.

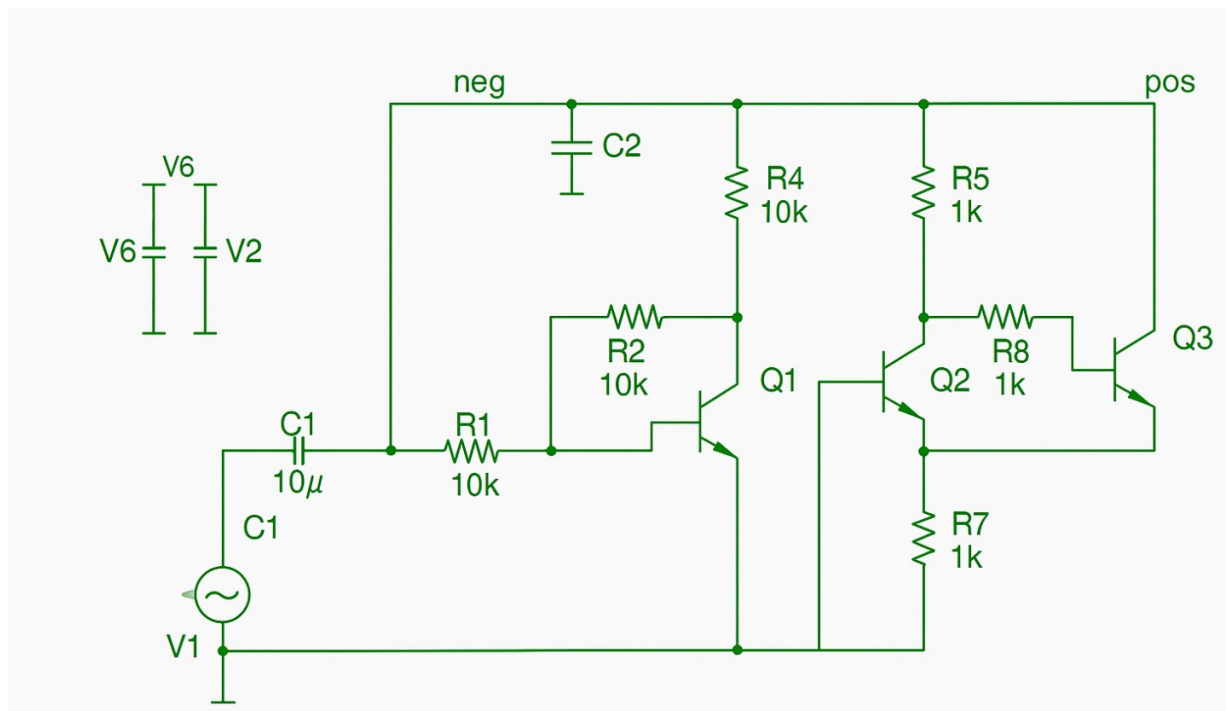


Рис.2.3. Блок формування прямокутних імпульсів. Електрична схема.

Запропонована електрична схема реалізує один із базових функціональних модулів вузла вимірювання частоти — блок перетворення вхідного сигналу у прямокутні імпульси. Цей блок має критичне значення для стабільної роботи всієї вимірювальної системи, адже саме він забезпечує

формування сигналу, який надалі підлягає обробці в аналогових чи цифрових каскадах.

Основне функціональне завдання блоку — уніфікація вхідного сигналу, що може мати синусоїдальну або спотворену форму, у послідовність чітких імпульсів із фіксованою амплітудою, високою завадостійкістю та стабільною формою фронтів.

Структурні етапи реалізації:

1. *Вхідний каскад*

Сигнал надходить із джерела змінної напруги V_1 і проходить через розділовий конденсатор C_1 , який відсікає постійну складову, та обмежувальний резистор R_1 , що захищає вхідний каскад від надмірного струму. Така фільтрація забезпечує захист від перенапруг і покращує роботу активних елементів схеми.

2. *Перший підсилювальний каскад*

Транзистор Q_1 у поєднанні з резисторами R_2 і R_3 реалізує підсилення вхідного сигналу до рівня, необхідного для подальшої комутації. Каскад працює в лінійному режимі й дозволяє стабілізувати амплітуду сигналу перед його подачею на тригер Шмітта.

3. *Каскад порогового перетворення – тригер Шмітта*

Двотактна схема на транзисторах Q_2 та Q_3 разом із резисторами R_4 – R_8 формує пороговий пристрій із позитивним зворотним зв'язком. Така реалізація дозволяє ефективно фільтрувати фонові коливання сигналу та чітко розрізняти логічні рівні, що критично при роботі в умовах фізіологічного шуму.

У процесі вимірювання доплерівських сигналів відбуваються природні флуктуації амплітуди вхідного сигналу, пов'язані, зокрема, зі змінами концентрації еритроцитів у фазах серцевого циклу. Це може впливати на ширину сформованих імпульсів, що є джерелом похибки при частотному аналізі.

Щоб усунути залежність тривалості імпульсів від амплітуди вхідного сигналу, сформований імпульсний потік передається до блоку нормалізації тривалості імпульсів — мультивібратора. Його електрична схема буде розглянута на наступному етапі (рис. 2.4).

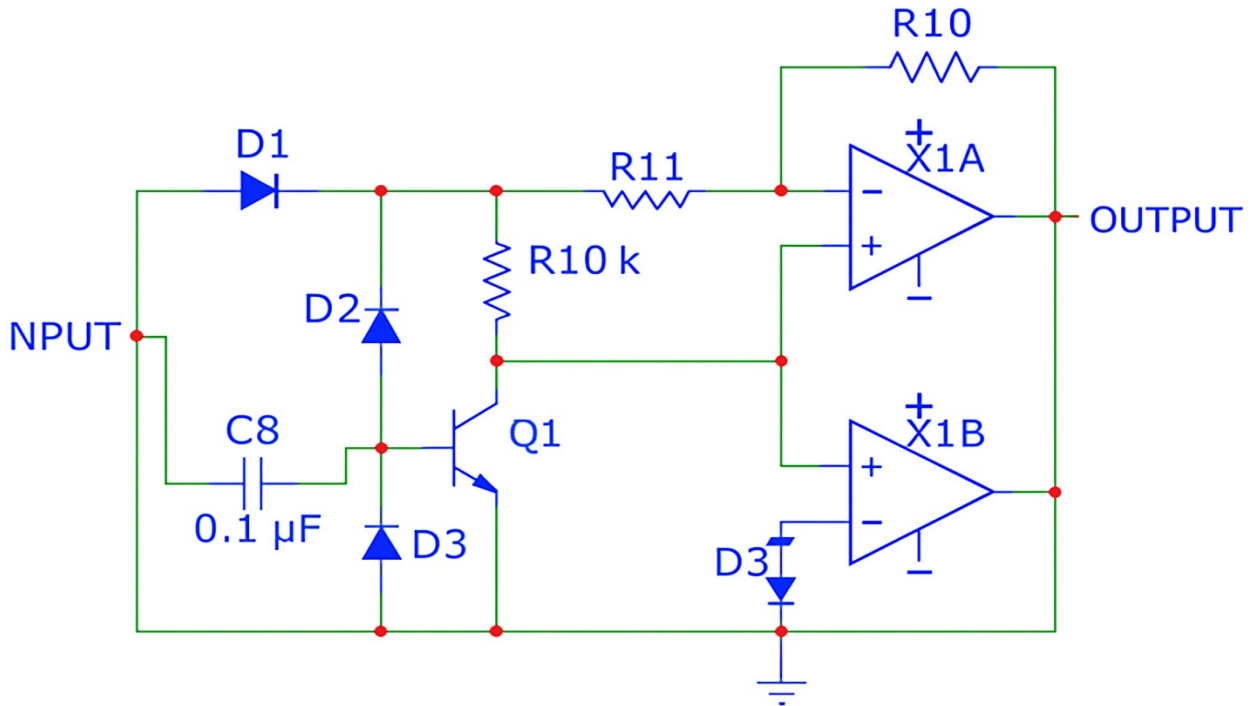


Рис. 2.4. Електрична схема блоку формування імпульсів постійної тривалості.

Електрична схема, подана на (рис. 2.4), реалізує функціонально завершений модуль стабілізації ширини імпульсів. Цей блок має принципове значення для забезпечення точності у вимірюванні частоти, оскільки виконує перетворення імпульсного сигналу довільної тривалості в серію однакових за формою та тривалістю імпульсів. Основне його завдання полягає в уніфікації вхідного прямокутного сигналу шляхом фіксації тривалості вихідних імпульсів, незалежно від варіацій параметрів на вході, зокрема амплітуди та тривалості.

1. Вхідний фільтрувально-захисний контур (елементи C3, D1, D2, C8, R9):

На першому етапі сигнал проходить через конденсатор C3, який блокує постійну складову, запобігаючи можливому зміщенню робочої точки

наступних каскадів. Далі діоди D1 та D2 виконують роль двополярного обмежувача, не допускаючи перенапруги на вході компаратора. Це особливо важливо при роботі з сигналами, які можуть змінювати амплітуду залежно від фізіологічних умов.

Фільтрувальний ланцюг на основі C8 та R9 пригнічує високочастотні перешкоди та імпульсні сплески, очищаючи форму сигналу перед подальшою обробкою.

2. Вхід компаратора першого рівня (R10, R11, X1-1):

Очищений і обмежений сигнал надходить на вхід компаратора X1-1. Перед цим він проходить через резистори R10 та R11, що утворюють напруговий діляк і встановлюють поріг спрацювання.

Сам компаратор перетворює сигнал на імпульси фіксованої тривалості, з чіткими фронтами, незалежними від параметрів початкового імпульсу. Це дозволяє отримати стабільний часовий інтервал для кожного імпульсу, що критично при подальшій інтеграції сигналу в аналогову напругу.

3. Формування логічного рівня та стабілізація імпульсу (R12, D3, D4, X1-2):

Вихід X1-1 з'єднано через резистор R12, який обмежує струм і водночас виконує функцію навантаження, із входом X1-2 — другого компаратора. Цей каскад спільно з діодами D3 і D4 стабілізує логічні рівні вихідного сигналу. Діоди обмежують амплітуду в межах допустимих значень, зазвичай $\pm 0,7$ В, запобігаючи перенапрузі на вході X1-2 та формуючи вихідні імпульси з фіксованою амплітудою.

На виході X1-2 утворюється стандартизована послідовність прямокутних імпульсів однакової тривалості, синхронізованих з фронтами вхідного сигналу. Ці імпульси є основою для наступного блоку — інтеграційного підсилювача, який розраховує частоту шляхом перетворення кількості імпульсів у аналогову напругу.

Стабілізація тривалості є ключовим фактором для забезпечення лінійної відповідності між частотою доплерівського сигналу та напругою на виході

вимірювального вузла. За відсутності стабільного імпульсу ефективність і точність вимірювання могли б суттєво знизитись.

У результаті, блок, що складається з вхідного фільтра, компараторного каскаду та вихідного стабілізатора логіки, формує надійний та відтворюваний цифровий сигнал, готовий до подальшої обробки.

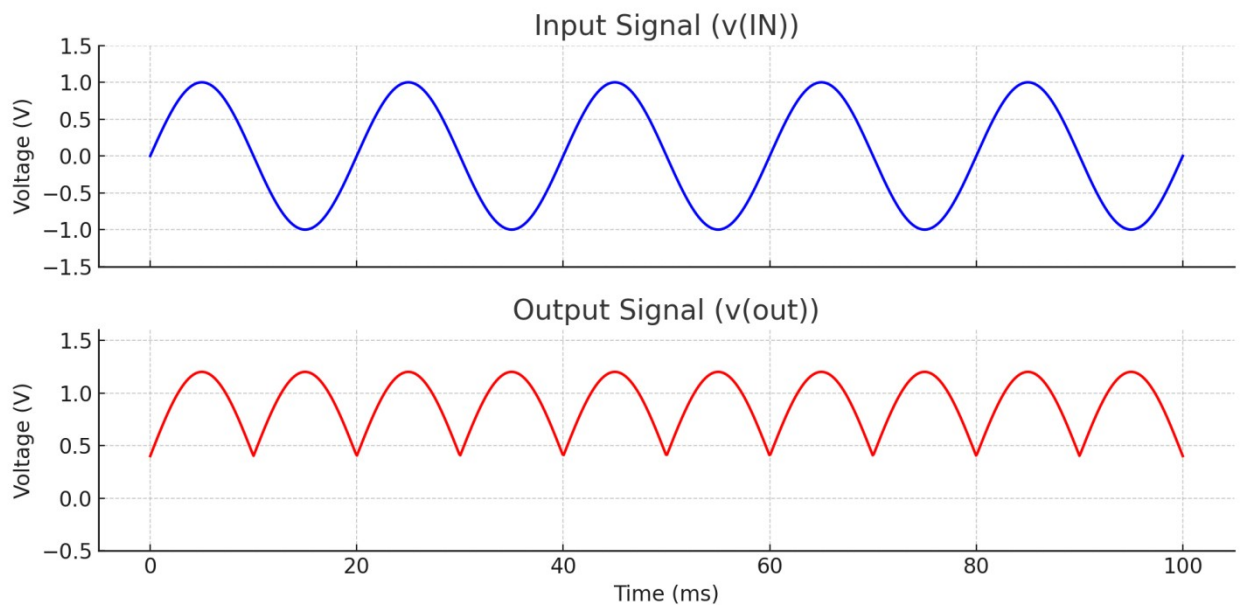


Рис. 2.5. Результат роботи 2,5-періодного випрямляча: $v(IN)$ – вхідний сигнал, $v(out)$ – вихідний сигнал.

Для наочної демонстрації функціонування розробленої схеми виконано моделювання сигналів на її вході та виході. На (рис. 2.6) представлено дві часові діаграми, що ілюструють процес перетворення сигналу у блоці формування прямокутних імпульсів.

- верхній графік (синій) відображає вхідний аналоговий сигнал $v(IN)$. Сигнал має синусоїдальну форму з амплітудою $\pm 1,5$ В і є модельованим аналогом доплерівського сигналу, що надходить з ультразвукового приймача ;
- нижній графік (червоний) показує вихідний сигнал $v(OUT)$, отриманий після обробки. Видно, що він має спотворену, майже випрямлену

форму, де негативні півхвилі інвертовані, а амплітуда обмежена в межах 0... 1,5 В.

Це спостереження ілюструє основний принцип роботи відповідного каскаду: під час позитивної напівхвилі сигнал передається практично без змін, а під час негативної — інвертується. Таке перетворення досягається за рахунок симетричного підбору номіналів резисторів R10 і R12 (по 10 кОм), що забезпечують баланс реакції схеми на різнополярні ділянки сигналу.

Ключова особливість вихідного сигналу — збереження частотної інформації при зміні амплітудної форми. Саме це дозволяє використовувати сформовані імпульси в подальших етапах обробки: у мультівібраторах, інтеграційних каскадах і вимірювальних схемах, де важлива стабільність та повторюваність імпульсів.

Завдяки такому підходу вдається забезпечити високу перешкодостійкість і надійність при подальшому перетворенні частоти в аналогову напругу.

Функціонування вузла перетворення імпульсів у напругу детально проаналізовано за часовими діаграмами, наведеними на рис. 2.6.

Зокрема:

- $v(1)$ – вхідний сигнал,
- $v(4)$ – сигнал після проходження через ключ,
- $v(11)$ – сигнал на виході чекаючого мультівібратора,
- $v(14)$ – сигнал після 2,5-періодного випрямляча.

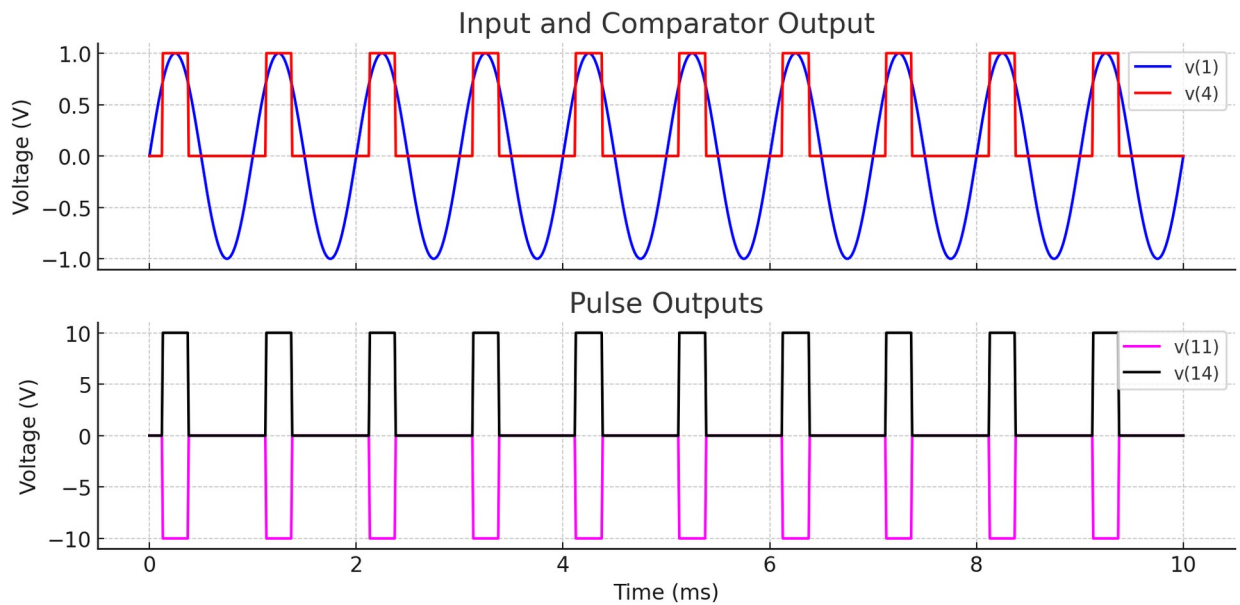


Рис.2.6 – Блок формування імпульсів. Часові діаграми.

Верхня частина (рис. 2.6) перетворення сигналу компаратором:

- $v(1)$ – синусоїдальний вхідний сигнал (синя лінія), який надходить на вузол вимірювання частоти;
- $v(4)$ – цифровий вихід компаратора (червона лінія), який спрацьовує при перевищенні сигналом встановленого порогового рівня.

В результаті формується прямокутний сигнал, синхронізований із фазами синусоїди.

Нижня частина (рис. 2.6) генерація стабільних імпульсів:

- $v(11)$ – вихідний сигнал чекаючого мультивібратора (пурпурова лінія): серія негативних імпульсів фіксованої тривалості;
- $v(14)$ – позитивні імпульси після фільтрації та корекції (чорна лінія), придатні до інтеграції.

Формовані імпульси надходять до блоку перетворення у напругу, який згладжує їх у аналоговий сигнал, прямо пропорційний частоті імпульсів. Для цього використовується інтегрувальний каскад, зображений на рисунку 2.7.

Інтегрувальна частина цього блоку реалізована на основі конденсатора $C4$ та резистора $R13$, які утворюють інтегрувальну RC-ланку, яка забезпечує постійний час $\tau = 0,01$ с, що відповідає частоті зрізу приблизно 98,04 Гц.

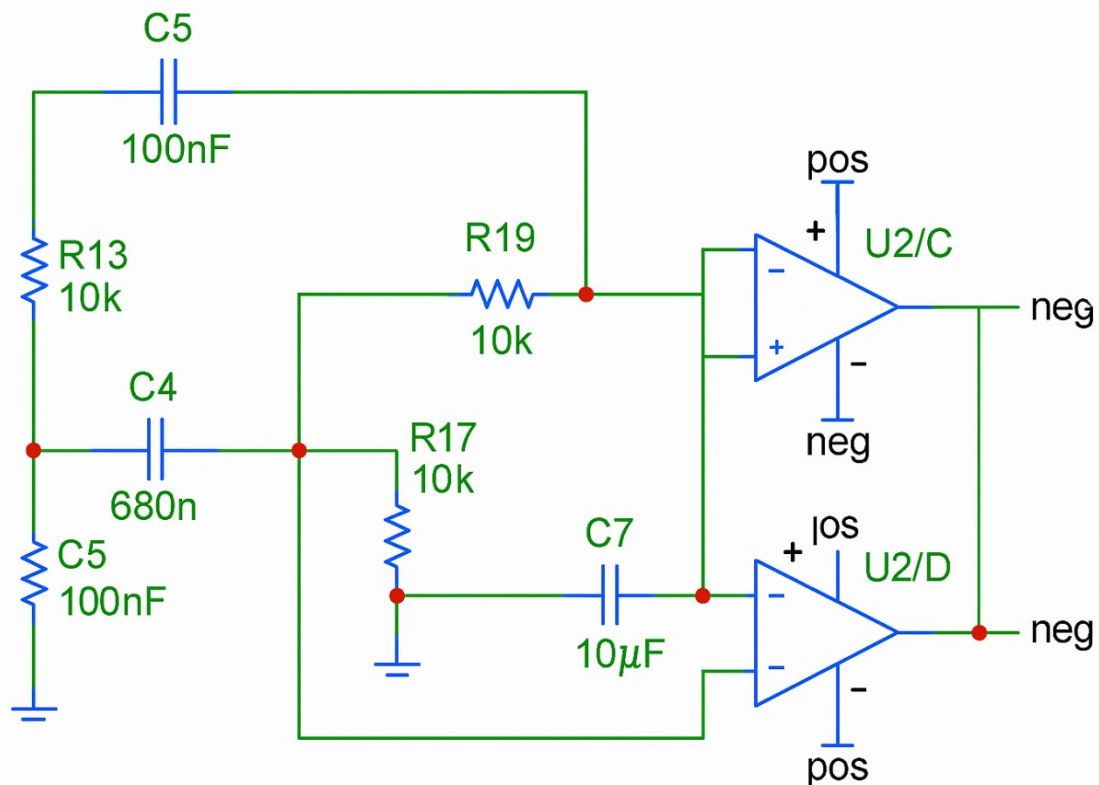


Рис.2.7 – Блок фільтрації та підсилення. Електрична схема.

На рис. 2.7 подано електричну схему заключного блоку обробки сигналу — каскаду фільтрації та підсилення, який завершує канал перетворення імпульсної частоти у аналогову напругу. Його головне призначення — згладити послідовність уніфікованих імпульсів і сформувати постійну напругу, значення якої лінійно залежить від частоти вхідного сигналу.

1. Інтегровальний каскад

Перший етап реалізовано як пасивну RC-ланку, що складається з резистора R13 (10 кОм) та конденсатора C4 (680 нФ). Ця частина виконує функцію первинного згладжування, формуючи основу для інтеграції. Паралельно підключено додатковий конденсатор C5 (100 нФ), який покращує динаміку реакції схеми та зменшує вплив високочастотних складових.

Обрана конфігурація елементів задає постійну часу інтегрування приблизно $\tau = R13 \times C4 = 0,0068$ с, що відповідає фільтрації сигналів із частотами вище ~ 100 Гц.

2. Активний фільтр другого порядку (Салена-Кея)

Наступний етап схеми — активний фільтр другого порядку, реалізований на операційному підсилювачі U2/C. Він використовує резистори R19 та фільтрувальні елементи (на схемі може бути C6 або їх еквівалент). За принципом дії це фільтр типу Салена-Кея, що забезпечує:

- високу крутість спаду за межами робочої смуги;
- мінімальні фазові спотворення у робочому діапазоні;
- стабільність при зміні навантаження або температури.

Основне завдання цього фільтра — усунути залишкові пульсації після інтеграції та надати сигналу стабільну форму постійної напруги.

3. Підсилювальний каскад

Фінальна обробка відбувається в каскаді на операційному підсилювачі U2/D, який реалізовано у конфігурації неінвертуючого підсилення постійного струму.

Резистори R17, R19 (по 10 кОм) формують зворотний зв'язок, визначаючи коефіцієнт підсилення, тоді як конденсатор C7 (10 мкФ) забезпечує додаткове згладжування та стабільність вихідного рівня.

4. Результат перетворення

На виході підсилювача формується постійна напруга, яка є результатом повного перетворення частоти вхідного імпульсного сигналу в аналоговий рівень. Цей сигнал може бути поданий на:

- стрілочний індикатор;
- аналоговий вольтметр;
- вхід аналого-цифрового перетворювача (АЦП) у цифровій системі.

5. Переваги реалізації

Комбінація інтегровального RC-каскаду, фільтра Салена-Кея та підсилювача дозволяє досягти:

- високої точності перетворення частоти в напругу;
- зменшення впливу шумів;

- збереження стабільності роботи в умовах коливань сигналу або навантаження.

Подібна схема є оптимальним рішенням для доплерівських УЗ-систем, які працюють у межах звукового частотного діапазону та потребують стабільного аналогового виходу для індикації або подальшої обробки.

Логарифмічна амплітудно-частотна характеристика ФНЧ та інтегратора зображена на рис.2.8.

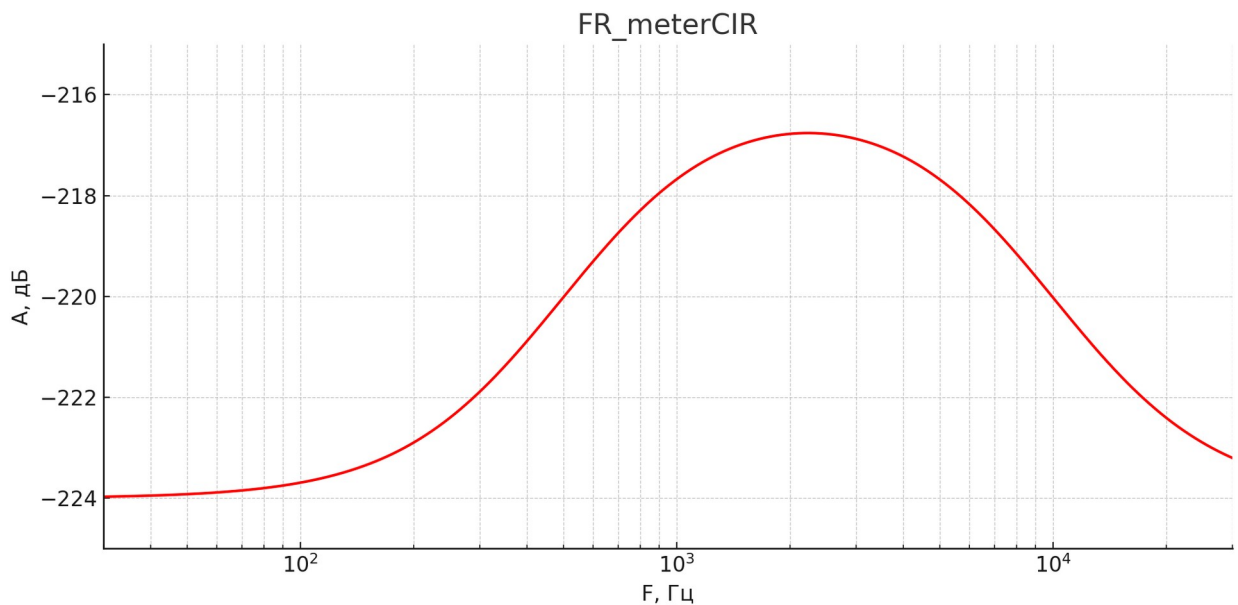


Рис.2.8 – ЛАЧХ інтегратора та фільтра низьких частот другого порядку.

Вісь абсцис (горизонтальна) – частота FFF, Гц у логарифмічному масштабі.

Вісь ординат (вертикальна) – амплітуда AAA, дБ.

Графік демонструє смуговий фільтр, який має майже плоску смугу пропускання в діапазоні приблизно від 100 Гц до 10 кГц, з спаданням амплітуди поза цими межами.

В результаті проведеного комп'ютерного моделювання було встановлено, що представлена схема має низку обмежень, що впливають на її динамічні характеристики. Зокрема, до виявлених недоліків належать:

- надмірно тривалий перехідний процес тривалістю до 80 мс;

- недостатня крутість фронтів вихідного сигналу;
- наявність значних колівальних складових (осциляцій) на вихідному сигналі.

З метою усунення зазначених недоліків було запропоновано спрощену електричну схему (рис. Б.1), яка характеризується більш простою структурою

На рисунку 2.9 наведено гістограму, отриману в результаті аналізу амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) та статистичного аналізу методом Monte Carlo, виконаного у середовищі MicroCap 9.

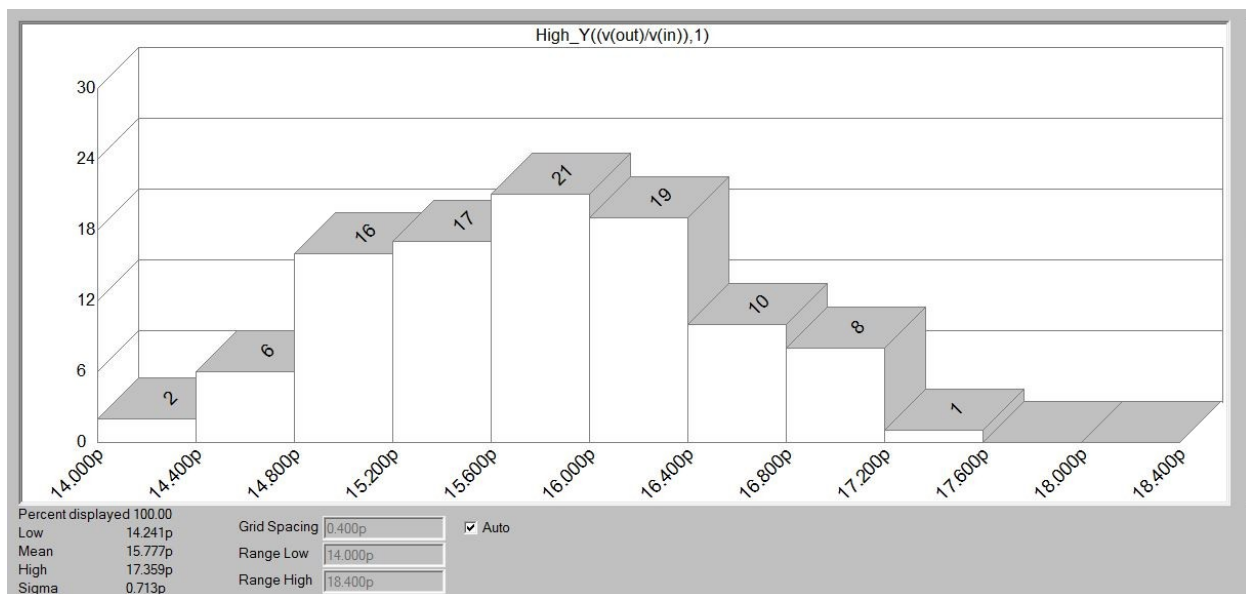


Рис.2.9 – Гістограма розподілу за результатами аналізу Monte Carlo в MicroCap 9.

У процесі аналізу отримано такі результати:

- розкид амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) становить $\pm 1,5$ рази, що еквівалентно похибці $\pm 9,6$ % за середньоквадратичного відхилення $\sigma = 0,713$;
- відсоток схем без відхилення (із допустимими параметрами) в умовах масового виробництва становить 21 %.

З метою моделювання роботи вузла вимірювання частоти та оцінки його метрологічних характеристик у майбутньому було проведено часовий аналіз у середовищі MicroCap 9 з використанням функції Stepping, яка забезпечувала

зміну частоти вхідного сигналу в діапазоні від 500 Гц до 20 кГц з кроком 1,5 кГц (рис. 2.10).

Значення вихідної напруги, що були зафіксовані після завершення перехідних процесів на кожному етапі, узагальнено у вигляді графіка залежності “частота – напруга”, представлено на рисунку 2.11 та побудованого за допомогою Microsoft Excel.

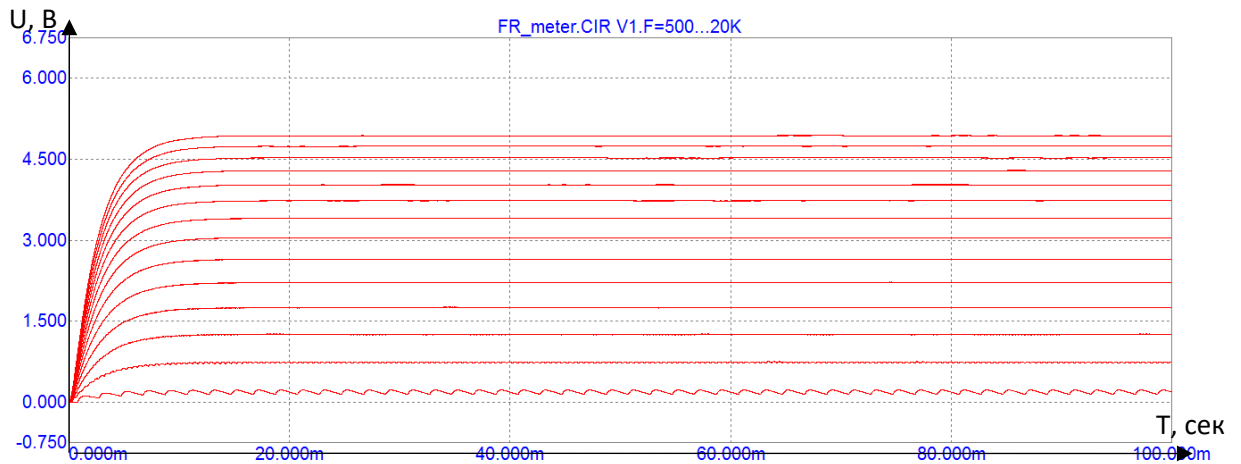


Рис. 2.10 – Графік залежності “частота – напруга”.

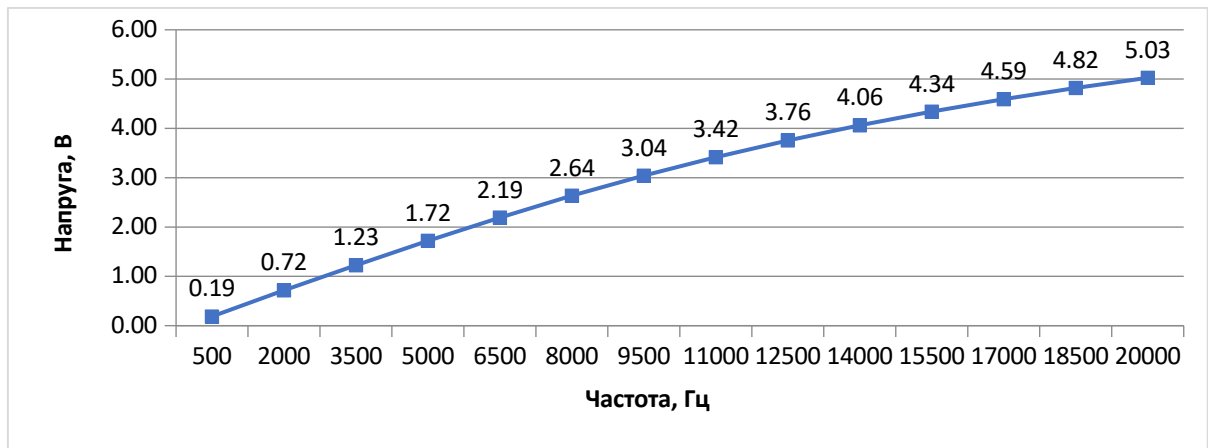


Рис.2.11 – Графік залежності вихідної напруги від частоти вхідного сигналу.

З метою проведення симуляційного аналізу роботи схеми було згенеровано тестовий вхідний сигнал із характеристиками, представленими на рисунку 2.12. Сигнал містив послідовність частот: 20 кГц, 10 кГц, 5 кГц, 2,5 кГц, 1,25 кГц та 625 Гц, із загальною тривалістю 0,6 секунди.

Вибір тривалості сигналу зумовлено необхідністю забезпечити повне проходження перехідного процесу у частотомірному блоці, що дає змогу адекватно оцінити усталені параметри системи при кожному із зазначених частотних значень.

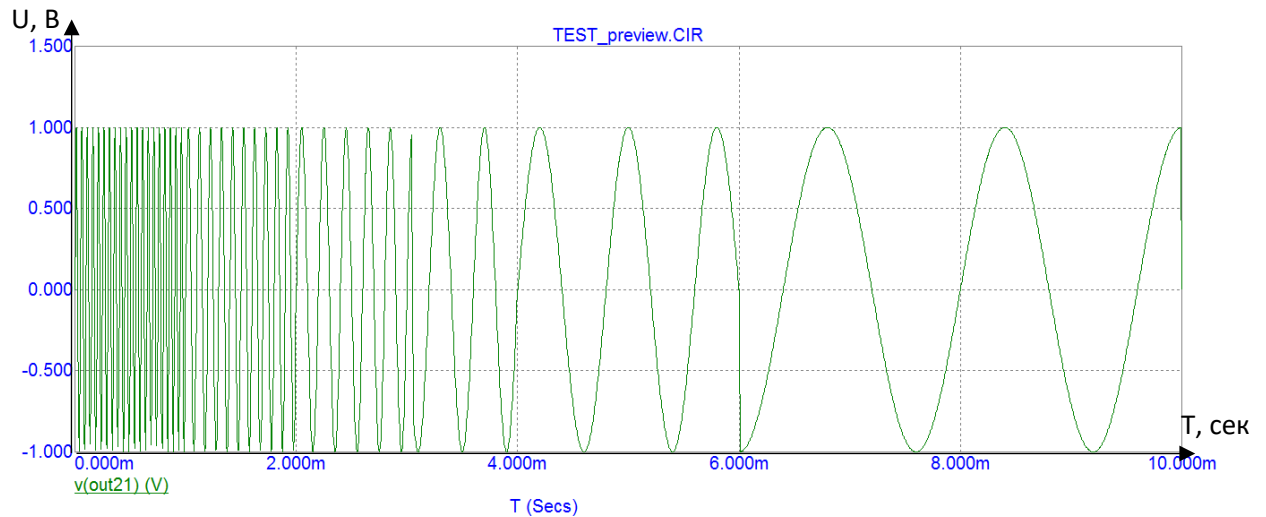


Рис.2.12 – Тестовий вхідний сигнал із характеристиками.

У зв'язку з технічними обмеженнями щодо точного графічного відображення сигналу великої загальної тривалості при високих значеннях частоти, на рисунку 2.12 представлено скорочену версію сигналу, обмежену інтервалом у 10 мс, що забезпечує зручність для візуального аналізу та оцінки форми сигналу.

Схему генерації відповідного тестового сигналу наведено на рисунку 2.13.

Каскадна схема з множенням і сумуванням

* Джерела напруги

V1 N001 0 DC 1

V2 N002 0 DC 2

V3 N003 0 DC 3

V4 N004 0 DC 4

V5 N005 0 DC 5

V6 N006 0 DC 6

V8 N007 0 DC 8

V9 N008 0 DC 9

V10 N009 0 DC 10

V11 N010 0 DC 11

V12 N011 0 DC 12

* Множники (за допомогою Behavioral Voltage Source з формулою)

```

BX2 N012 0 V=V(N001)*V(N002) ; X2 = V1 * V2
BX4 N013 0 V=V(N003)*V(N004) ; X4 = V3 * V4
BX5 N014 0 V=V(N005)*V(N006) ; X5 = V5 * V6
BX8 N015 0 V=V(N007)*V(N007) ; X8 = V8 * V8 (зображено один вхід)
BX9 N016 0 V=V(N008)*V(N009) ; X9 = V9 * V10
BX11 N017 0 V=V(N010)*V(N011) ; X11 = V11 * V12
* Суматори (Behavioral Sources для підсумування)
BX3 N018 0 V=V(N012)+V(N013) ; X3 = X2 + X4
BX6 N019 0 V=V(N018)+V(N014) ; X6 = X3 + X5
BX7 N020 0 V=V(N019)+V(N015) ; X7 = X6 + X8
BX10 N021 0 V=V(N020)+V(N016) ; X10 = X7 + X9
BX12 NOUT 0 V=V(N021)+V(N017) ; X12 = X10 + X11
* Завершення
.TRAN 0 10m
.PROBE
.END

```

Рис.2.13 – Схема формування тестового сигналу.

На рисунку 2.14 представлена реакція розробленої принципової електричної схеми на тестовий сигнал.

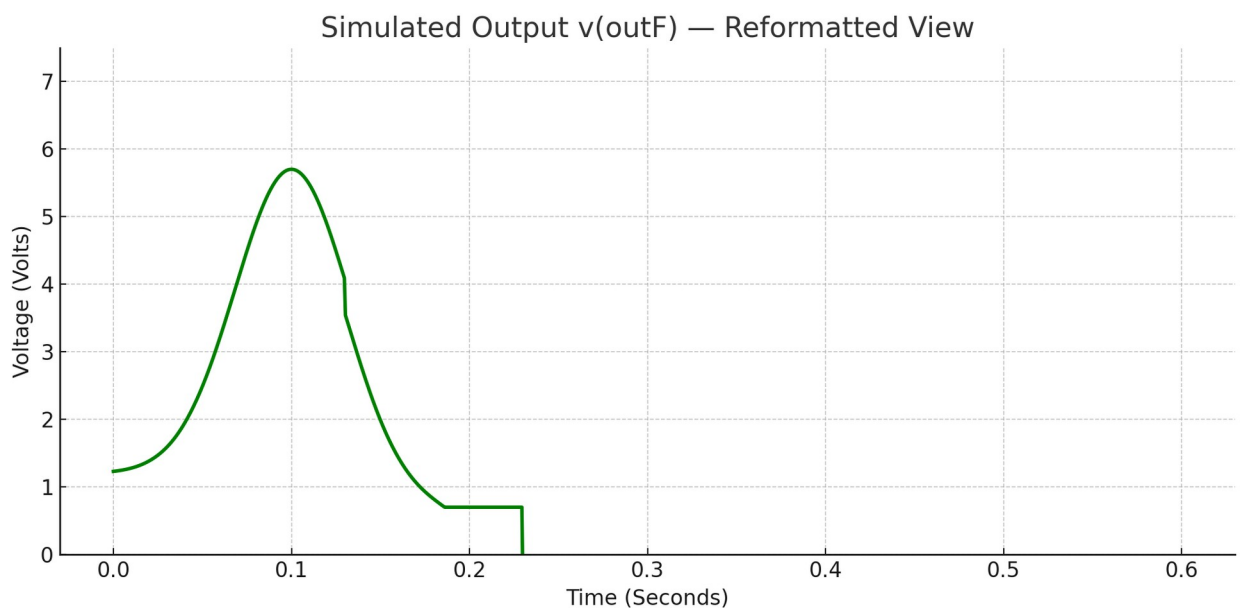


Рис.2.14 – Реакція розробленої принципової електричної схеми на тестовий сигнал.

Для перевірки працездатності вузла вимірювання частоти на фізичному рівні, після завершення електричного моделювання було здійснено етап розробки друкованої плати. Проектування виконано у середовищі DipTrace [26], що дозволило створити повну схему монтажу, адаптовану до практичного виготовлення.

На рис. 2.15 подано зображення нижньої кулі друкованої плати, розробленої для реалізації одного каналу вимірювача частоти. Плата оптимізована під компонування основних блоків схеми: вхідного каскаду, мультівібратора, фільтрації, підсилення та живлення.

Ключові компоненти схеми:

1. AD8567ARUZ — чотириканальний операційний підсилювач у корпусі типу SOIC, який використано для реалізації компараторів та активних фільтрів (позначення X1-1, X1-2, X1-3, X1-4).
2. MMBD7000 — малопотужні підвійні діоди в одному корпусі, що використовуються для обмеження амплітуди та захисту входів.
3. BCW33 — npn-біполярні транзистори, задіяні в підсилювальних каскадах.
4. BNC-гнізда (кутові) та DIN-5 (СГ-5) — для реалізації зручних зовнішніх підключень, зокрема до генераторів сигналу, аналогових індикаторів або мікроконтролера.

Під час проектування особливу увагу приділено мінімізації перешкод. Нижній шар плати повністю покрито полігоном "аналогової землі" (AGND), який ізолює сигнальні доріжки від джерел завад і сприяє зниженню електромагнітного шуму.

Технологічні особливості плати:

1. Використано поверхневий монтаж (SMD), що дозволяє зменшити розміри плати та полегшує автоматизоване складання.
2. Резистори реалізовані у форм-факторах 0805 і 1206, що забезпечує баланс між компактністю і зручністю пайки.
3. Конденсатори — переважно у стандарті 1206, що дозволяє ефективно розміщувати їх у критичних вузлах без ризику перекриття доріжок.

Топологія доріжок враховує розділення аналогових і цифрових ланцюгів, що запобігає взаємному впливу високочастотних імпульсів на стабільність аналогового сигналу.

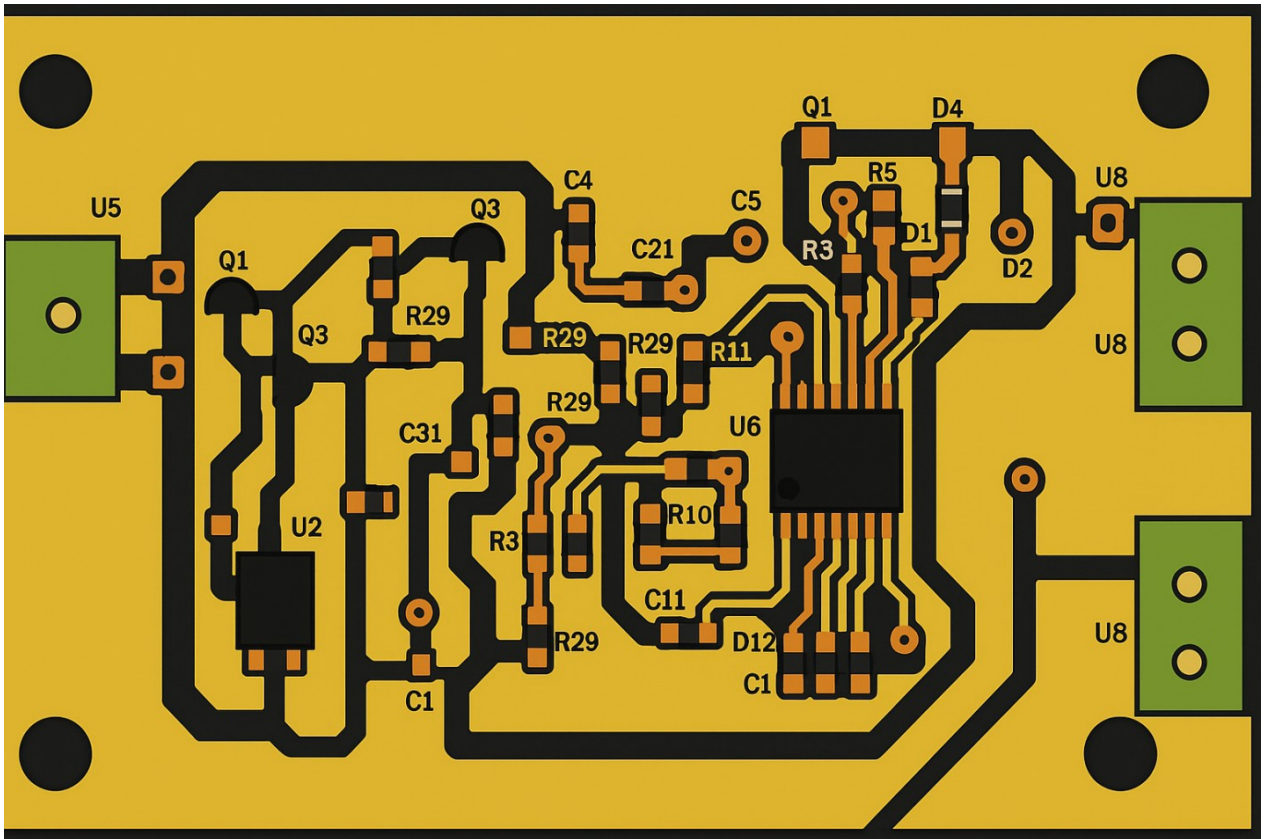


Рис.2.15 – Схема трасування друкованої плати.

Корпус роз'єму DIN-5 pin було спроектовано вручну відповідно до технічної документації, конструкторських креслень, а також з урахуванням порядку розміщення контактів, що застосовується у відповідному роз'ємі ультразвукового доплерівського блоку, до якого вузол планується підключати за допомогою джгута.

Зображення готової друкованої плати на рис. 2.16.

Висновок до розділу 2

У другому розділі було розроблено структурну та функціональну схеми одного каналу вузла вимірювання частоти, а також побудовано принципову електричну схему в середовищі MicroCap 9. Проведене моделювання в режимі часового аналізу Stepping підтвердило лінійну залежність між частотою вхідного сигналу та вихідною напругою в діапазоні 2–20 кГц.

У середовищі DipTrace створено схему друкованої плати, підбрано елементну базу та виготовлено прототип макету за технологією ЛУТ для подальших експериментальних досліджень.

Отримані результати демонструють працездатність розробленої моделі та її придатність до інтеграції в медичні вимірювальні системи.

РОЗДІЛ 3

ПЕРЕВІРКА РОБОТИ ВИМІРЮВАЧА ЧАСТОТИ УЗ ДОПЛЕРІВСЬКОГО ВИМІРЮВАЧА ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ

3.1. Проведення випробування роботи вузла вимірювання частоти

З метою перевірки працездатності вузла вимірювання частоти було проведено серію експериментальних випробувань із використанням обладнання:

- ультразвуковий доплерівський блок;
- цифровий осцилограф SDS 1022DL;
- стабілізоване джерело живлення DC Power Supply HY3002S-3;
- генератор-осцилограф та спектроаналізатор PCSGU250;
- проточний фантом із водяним середовищем (рис. 3.1);
- розроблений вузол вимірювання частоти.

Ультразвуковий доплерівський блок, що застосовувався у випробуваннях, характеризується такими технічними параметрами:

- номінальні частоти ультразвукового випромінювання – 4 МГц та 8 МГц;
- максимальна інтенсивність випромінювання – 50 мВт/см²;
- діапазон доплерівських частот – від 0,2 до 10 кГц для 4 МГц та від 0,4 до 20 кГц для 8 МГц;
- вихідна напруга – ± 12 В;
- напруга живлення – ± 15 В.

Доплерівський блок, застосований у тестах, функціонував на фіксованих частотах 4 та 8 МГц із максимальною інтенсивністю випромінювання 50 мВт/см². Робочий діапазон доплерівських зсувів становив 0,2–10 кГц (для 4 МГц) і 0,4–20 кГц (для 8 МГц). Вихідна напруга блока становила ± 12 В, а для його стабільної роботи використовувалося двополярне живлення ± 15 В.

Для підведення живлення до УЗ-блоку та макету вузла частотоміра застосовувалося лабораторне джерело НУ3002S-3, що забезпечувало до 30 В постійної напруги та максимальний струм до 2 А. Параметри живлення виставлялися на рівні 15 В.

На рисунку 3.1 подано структурну схему фантома, у якому створено контрольований ламінарний потік. Установку оснащено насосом із окремим живленням, ламінізатором та відстійником із мішалкою. Це дозволяло уникнути виникнення турбулентності, а також рівномірно розподіляти частинки-імітатори еритроцитів у рідині, наближаючи умови до фізіологічного кровообігу.

Генератор сигналів PCSGU250 забезпечував формування синусоїдального сигналу змінної частоти, що подавався на вхід вузла, водночас із записом вихідної реакції через спектроаналізатор. Усі операції керування пристроєм і збереження даних здійснювалися у середовищі програмного забезпечення Pc-Lab2000 LT [27].

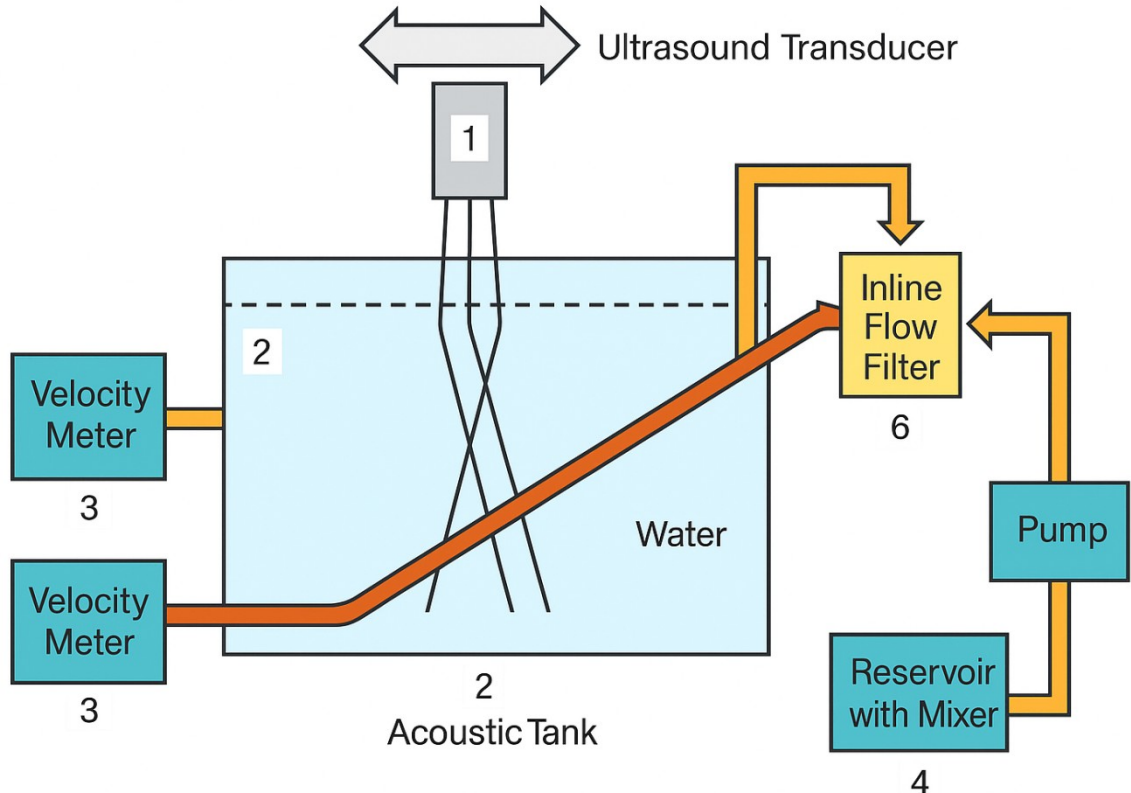


Рис.3.1 – Блок-схема фантому.

На рисунку 3.1 представлено загальну структурну схему лабораторної установки, призначеної для імітації умов доплерівського вимірювання у контрольованому рідинному середовищі.

Основні елементи системи:

1. Ультразвуковий датчик (1) — випромінювач і приймач УЗ-сигналів, встановлений під заданим кутом до потоку рідини. Завдяки ефекту Доплера він дозволяє виявляти частотні зсуви, викликані переміщенням частинок, що імітують формені елементи крові.

2. Акустична ванна (2) — резервуар із дистильованою водою, що виконує роль однорідного акустичного середовища, яке забезпечує мінімізацію відбиттів та зниження втрат сигналу під час проходження ультразвукових хвиль.

3. Вимірювальний модуль (3) — електронний блок, що приймає сигнал із датчика, аналізує його та формує вихідну інформацію у вигляді напруги, пропорційної швидкості частинок.

4. Відстійник з мішалкою (4) — елемент, у якому відбувається попереднє ослаблення турбулентності потоку, а також підтримується рівномірний розподіл дисперсних частинок у рідині.

5. Насос (5) — створює сталий або змінний потік, що дозволяє відтворювати різні гідродинамічні умови моделювання.

6. Ламінізатор потоку з фільтрувальним елементом (6) — вирівнює профіль швидкості рідини, зменшуючи турбулентні спотворення, і виконує попередню очистку середовища від механічних домішок.

Циркуляція рідини відбувається наступним чином: із відстійника (4) через насос (5) потік подається на ламінізатор (6), далі – у зону вимірювання в акустичній ванні (2), де ультразвуковий датчик (1) реєструє зсув частоти від частинок і передає сигнал до вимірювача (3) для обробки.

Для перевірки працездатності друкованої плати вузла вимірювання частоти був використаний калібрувальний сигнал прямокутної форми з

частотою 1 кГц, згенерований за допомогою осцилографа SDS 1022DL. (рис. 3.2, 3.3, 3.4).

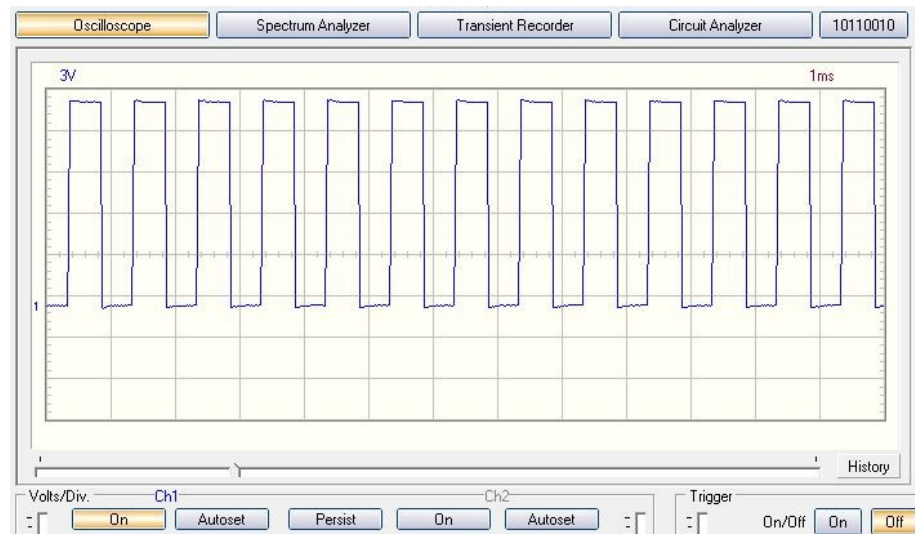


Рис.3.2 – Вихідна напруга після тригера Шмітта: CH1 – вихідний сигнал.

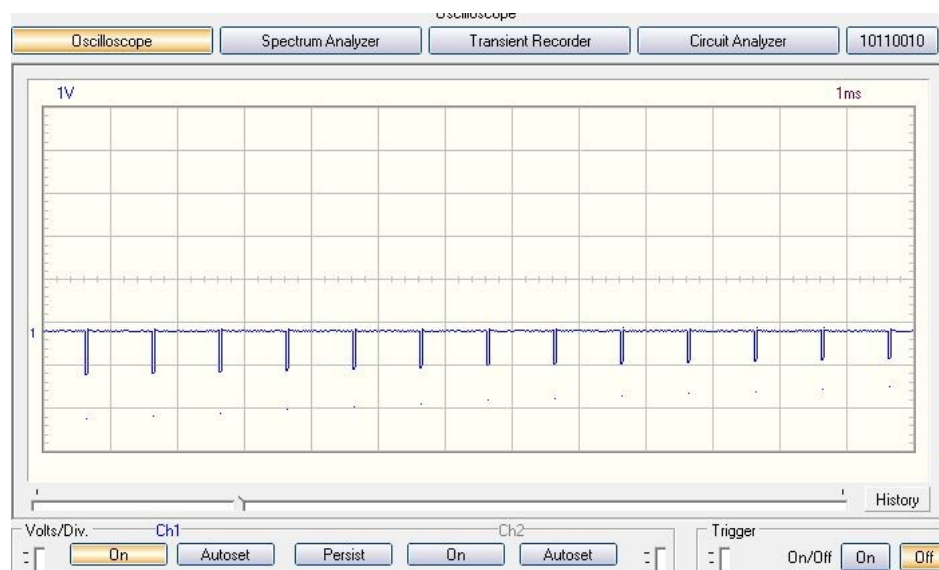


Рис.3.3 – Вихідна напруга після мультивібратора: CH1 – вихідний сигнал.

Було проведено почергову перевірку кожного функціонального блоку, яка підтвердила результати їх моделювання в MicroCap 9.

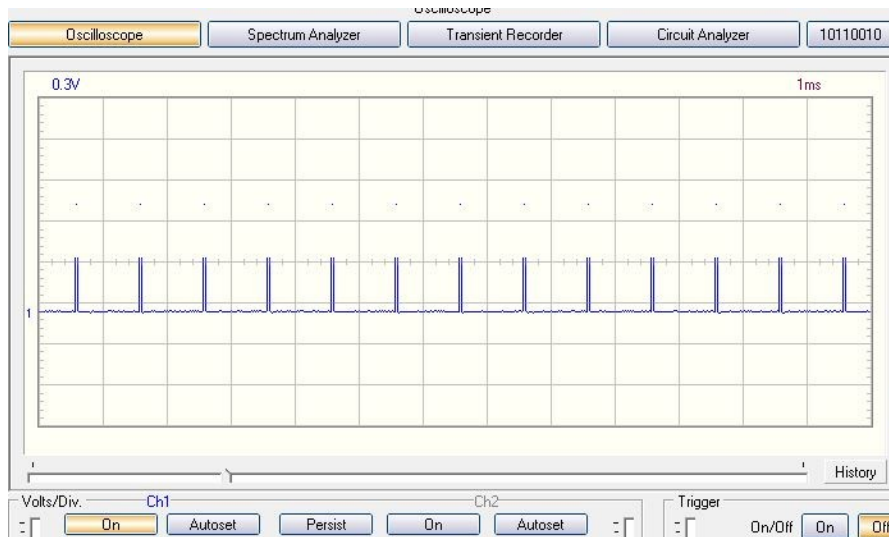


Рис.3.4 – Вихідна напруга після 2,5-періодного випрямляча: CH1 – вихідний сигнал .

Після підтвердження стабільної роботи всіх функціональних каскадів вузла було проведено випробування у динамічному режимі, з використанням тестового сигналу з лінійним розгортанням частоти. На вхід друкованої плати подано синусоїдальний сигнал з поступовим збільшенням частоти в діапазоні від 1 до 20 кГц, загальною тривалістю 10 секунд. Генерація сигналу здійснювалася за допомогою приладу PCSGU250.

На рисунку 3.5 відображено характер зміни вихідної напруги вузла у відповідь на вхідний сигнал. Як видно з графіка, амплітуда сигналу на виході зростає лінійно із підвищенням частоти, що відповідає очікуваній поведінці функціонального перетворювача «частота → напруга».

Цей результат свідчить про успішну реалізацію принципу частотного перетворення, а також підтверджує, що електронна схема коректно реагує на зміну частоти сигналу в робочому діапазоні, без спотворень чи втрат лінійності.

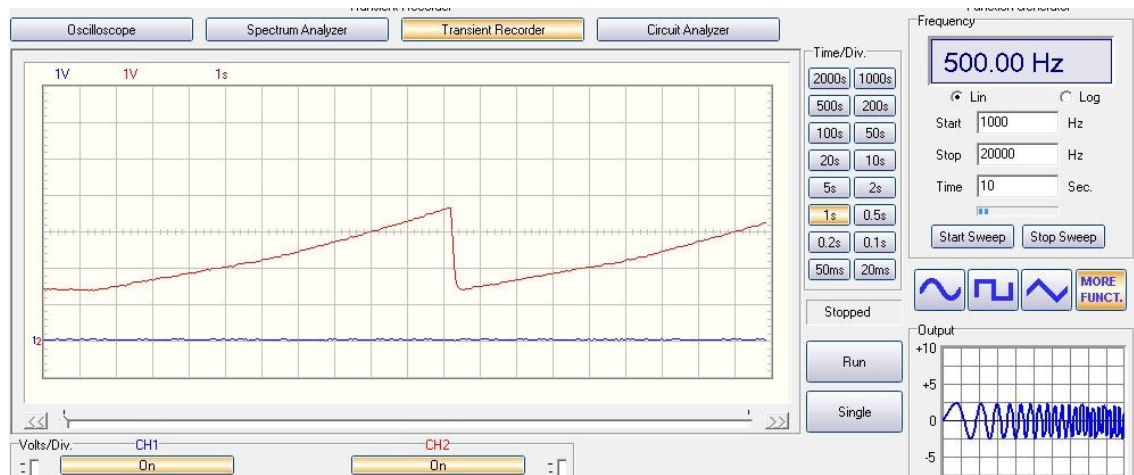


Рис.3.5 – Вихідна напруга друкованої плати.

Проведені випробування засвідчили, що функціонування друкованої плати повністю відповідає результатам, отриманим під час моделювання.

3.2. Верифікація результатів дослідження

У межах виконаного дослідження було реалізовано повний цикл розробки та експериментального підтвердження працездатності функціонального вузла для перетворення доплерівського сигналу частоти в аналогову напругу. Розроблений пристрій орієнтований на застосування в складі ультразвукової доплерівської системи з неперервним випромінюванням.

Робота охоплювала:

- побудову структурної та функціональної схем вузла;
- проектування електричної принципової схеми в середовищі MicroCap 9;
- розробку та трасування друкованої плати у DipTrace;
- виготовлення макету та експериментальні випробування в лабораторних умовах.

Проведене моделювання підтвердило, що обрана трьохкаскадна структура – блок нормалізації вхідного сигналу, формувач імпульсів сталої

тривалості та каскад аналогового перетворення – забезпечує лінійне відображення частоти вхідного сигналу у вигляді постійної напруги. Особлива увага була приділена усуненню залежності виходу від амплітудних коливань, що особливо важливо при зміні фізіологічних параметрів крові (наприклад, зміна густини еритроцитів у фазі систоли).

Результати випробувань підтвердили:

- час встановлення перехідного процесу не перевищує 10 мс, що відповідає вимогам до реального клінічного застосування;
- лінійна залежність "частота → напруга" утримується в межах 500 Гц – 20 кГц;
- похибка амплітудного перетворення не перевищує $\pm 9,6\%$ за результатами статистичного аналізу (метод Монте-Карло);
- друкована плата характеризується компактним виконанням, SMD-монтажем і адаптацією під стандартний корпус, що спрощує інтеграцію.
- Серед основних переваг розробленого вузла:
 - двоканальна структура, що дозволяє одночасно реєструвати прямий і зворотний кровотік для оцінки гемодинамічної симетрії;
 - висока точність і завадостійкість завдяки поєднанню тригера Шмітта, мультівібратора та інтегровального каскаду;
 - гнучкість калібрування RC-ланцюгами під конкретні судинні ділянки (макро- та мікроциркуляція);
 - широка сумісність з мікроконтролерами або аналоговими індикаторами;
 - простота реалізації та використання доступної елементної бази, що робить пристрій придатним для портативних і малобюджетних рішень.

Таким чином, розроблений вузол продемонстрував високу функціональну ефективність, надійність у роботі та конкурентоспроможність у порівнянні з промисловими аналогами, особливо в контексті завдань, пов'язаних із доплерівським аналізом кровотоку в медичній практиці.

Висновок до розділу 3

У цьому розділі було здійснено експериментальну перевірку роботи вузла вимірювання частоти, розробленого для застосування в складі УЗ-доплерівської системи.

Перевірку функціональності пристрою проводили шляхом подачі на вхід:

- прямокутного сигналу з частотою 1 кГц;
- синусоїдального сигналу зі змінною частотою в межах 1–5 кГц, тривалістю 5 секунд.

Результати осцилографічного спостереження та аналізу вихідної напруги продемонстрували стабільну роботу всіх функціональних каскадів вузла. Виявлено лінійну залежність між частотою вхідного сигналу та рівнем вихідної напруги, що підтверджує правильність технічного рішення і працездатність розробленої схеми.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ

В даній дипломній роботі за темою проектується вузол вимірювання частоти для УЗ доплерівського блоку. Ультразвуковий доплерівський блок для визначення швидкості кровотоку є складним електронним медичним приладом, що містить високочастотні електричні компоненти. Його частиною є вузол вимірювання частоти, призначений для обробки доплерівського сигналу. Під час експлуатації цього вузла можуть виникати потенційно небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які потребують аналізу та врахування.

Цей розділ присвячений аналізу небезпечних та шкідливих виробничих факторів, які можуть виникнути при застосуванні запроєктованого вимірювача частоти ультразвукового доплерівського датчика швидкості кровотоку (далі — датчик) у біомедичній інженерії. Відповідно до Директиви 93/42/ЄЕС «Медичне обладнання» та Технічного регламенту України щодо медичних виробів, розглядаються вимоги до відповідності технічних характеристик, маркування, документації та процедур контролю якості. Аналіз небезпек структуровано за наступною послідовністю: потенційна небезпека, можлива причина виникнення, наслідки та заходи для недопущення.

4.1. Аналіз факторів впливу на розробку

4.1.1. Характеристики вузла УЗ доплерівського блоку

Оскільки розроблений вузол вимірювання частоти є частиною системи вимірювання швидкості кровотоку, розглядатиметься функціонування всієї системи загалом.

Табл.4.1. Характеристики системи

Параметр	Значення
Номинальні частоти ультразвукового випромінювання	4 МГц, 8 МГц
Максимальна інтенсивність випромінювання	50 мВт/см ²
Діапазон доплерівських частот	0,2–10 кГц (для 4 МГц); 0,4–20 кГц (для 8 МГц)
Допустимий рівень вхідної напруги	До 12 В
Робочий діапазон частот вимірювання	0,2–20 кГц
Кількість вхідних каналів	3
Кількість вихідних каналів	2
Вихідна напруга	До 2,5 В
Допустима похибка вимірювання	±10 %
Напруга живлення	±15 В (постійний струм)
Тип частотоміра	Аналоговий
Основні функціональні блоки	Тригер Шмітта, чекаючий мультивібратор, інтегрувальний каскад, фільтр, підсилювач
Тип монтажу друкованої плати	Поверхневий (SMD)
Габарити корпусу (мін.)	140 мм × 55 мм × 25 мм
Умови експлуатації: відносна вологість	30–75 %
Умови експлуатації: атмосферний тиск	85–106 кПа
Максимальний час перехідного процесу	10 мс
Тип фантому для калібрування	Проточний водяний

<i>Табл.4.1. Характеристики системи</i>	
Періодичність регламентної повірки	Не рідше одного разу на 6 місяців
Матеріал друкованої плати	Вогнестійкий (FR4)
Елементна база	AD8567ARUZ (операційний підсилювач), MMBD7000 (діоди), BCW33 (транзистори), BNC-гнізда, DIN-5 роз'єм
Програмне забезпечення для моделювання	MicroCap 9, DipTrace

У контексті експлуатації вимірювача частоти УЗ доплерівського давача швидкості кровотоку, як медичного електронного виробу, можуть діяти небезпечні та шкідливі виробничі фактори, які класифікуються згідно з чинними нормативними актами (зокрема Директиви 93/42/ЄЕС, ДСТУ EN ISO 14971, ДСТУ EN 60601-1 та Наказу МОЗ України № 246 від 21.12.93).

Згідно з вимогами Директиви 93/42/ЄЕС і Технічного регламенту щодо медичних виробів, усі вищенаведені фактори мають бути враховані в аналізі ризиків при розробці, виробництві та експлуатації пристрою. Для зниження ризиків застосовуються відповідні технічні, організаційні та інструктивні заходи.

4.2. Оцінка потенційних небезпек

4.2.1. Небезпека електричного ураження

Вузол вимірювання частоти ультразвукового доплерівського датчика швидкості кровотоку отримує живлення від електричного джерела, такого як мережа змінного струму 220 В або внутрішній блок живлення високої напруги, що створює ризик ураження електричним струмом при дотику до

струмопровідних частин або внаслідок пробою ізоляції, що може призвести до електротравми або навіть смертельного ураження струмом через людський фактор, такий як недотримання правил експлуатації, або технологічний фактор, зокрема пошкодження ізоляції кабелів чи відсутність належного заземлення, при цьому коротке замикання чи несправність блоку живлення може спричинити перегрів проводки, що становить небезпеку виникнення пожежі, оскільки дефекти електроустаткування, такі як пошкоджені кабелі, неякісна ізоляція чи відсутність заземлення, є ймовірними причинами пожеж на виробництві, що вимагає відповідності вимогам електробезпеки згідно з Технічним регламентом України щодо медичних виробів; крім того, вузол вимірювання частоти працює з високочастотними сигналами ультразвукового діапазону та електричними коливаннями високої частоти, що створює небезпеку електромагнітного випромінювання від генераторів, підсилювачів та інших компонентів, яке за недостатнього екранування може впливати на персонал, викликаючи стомлюваність або порушення роботи чутливого обладнання поблизу, при цьому інтенсивність електромагнітного випромінювання на робочих місцях повинна відповідати державним санітарним нормам і не перевищувати гранично допустимих рівнів, визначених стандартами, а сам ультразвуковий доплерівський сигнал, що формує механічні ультразвукові хвилі, може створювати ультразвуковий шум у повітряному або контактному середовищі, який за надмірного рівня, що перевищує норми НПАОП 40.1-1.21-98, здатний викликати негативні ефекти, такі як головний біль, стомлюваність чи зниження концентрації, що вимагає забезпечення належного екранування, регулярного технічного обслуговування, калібрування обладнання та контролю рівня ультразвукового тиску на робочих місцях для дотримання нормативів безпеки.

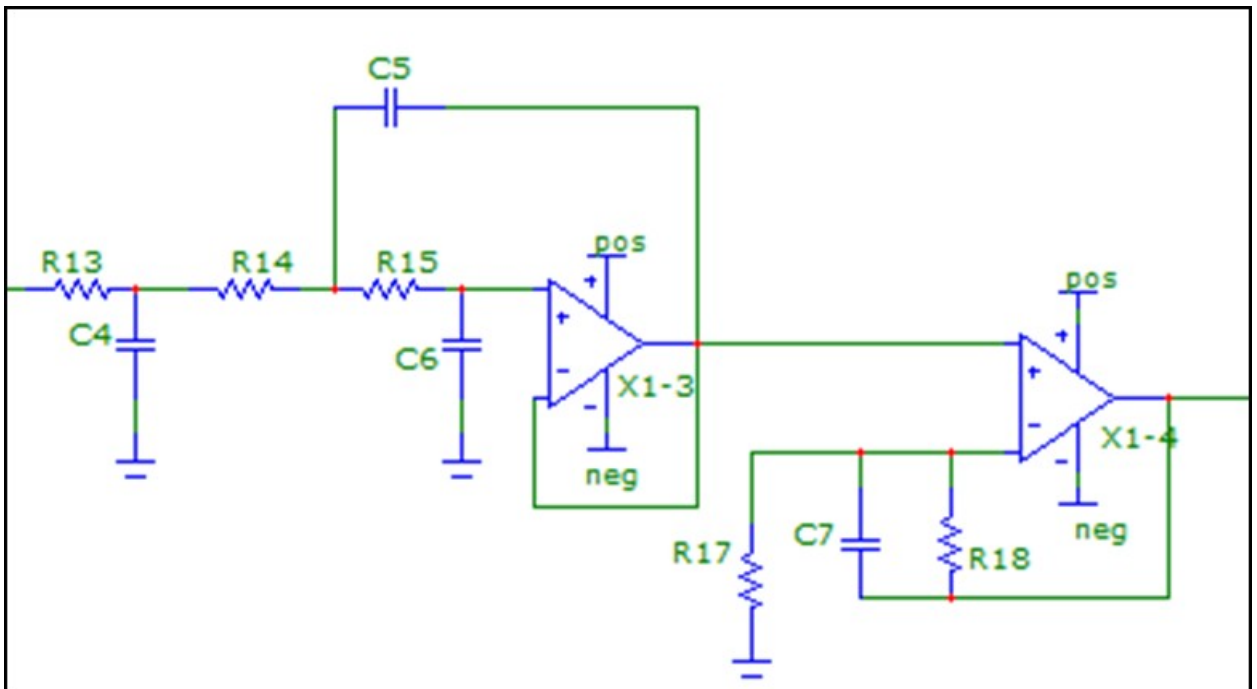


Рис. 4.2. Фрагмент електронної схеми вузла вимірювання частоти (узагальнений приклад)

Таблиця 4.2. Основні небезпеки електричного характеру

№	Функціональний блок	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Блок живлення DC Power Supply NY3002S-3	Електричний струм (змінний/постійний)	Пошкодження ізоляції кабелів або відсутність заземлення	Ураження персоналу електричним струмом, можливі опіки або летальний результат
		Висока напруга (± 15 В)	Неправильне підключення або несправність блоку живлення	Пошкодження друкованої плати, вихід з ладу компонентів, ризик пожежі
2	Вузол вимірювання частоти	Напруга на елементах	Перегрів компонентів (операційних підсилювачів, транзисторів) через перевантаження	Термічні опіки при контакті, руйнування плати, порушення роботи системи
		Струмопровідні	Недостатня ізоляція або механічне пошкодження	Електротравми персоналу, коротке

		частини плати	замикання, пошкодження обладнання
--	--	---------------	-----------------------------------

Таблиця 4.3. Реальні та нормативні значення факторів небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
1	Струм у системі	До 2 А	5–10 мА (згідно з ДСТУ EN 60601-1 для струмів витоку)
2	Напруга живлення	±15 В (постійний струм)	До 12 В (вхідна), до 2,5 В (вихідна) для безпечної роботи
3	Температура компонентів	До 60 °С (при максимальному навантаженні)	Менше 45 °С (для доступних поверхонь за ДСТУ EN 60601-1)

Таблиця 4.4. Заходи із забезпечення охорони праці

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Надійна ізоляція струмопровідних елементів	Запобігання контакту персоналу з елементами під напругою
		Встановлення автоматичних вимикачів і ПЗВ (10–30 мА)	Захист від надмірних струмів і витоків, що можуть спричинити електротравми
		Маркування кабелів і роз'ємів (BNC, DIN-5)	Усунення ризику неправильного підключення, що може викликати перенапругу
		Вибір елементів (AD8567ARUZ, MMBD7000) за номінальною напругою	Запобігання перегріву та виходу компонентів із ладу

		Використання міцного корпусу з вогнестійкого матеріалу (FR4)	Захист від механічних пошкоджень і зниження ризику пожежі
		Екранування та розміщення компонентів у недоступних зонах	Мінімізація контакту зі струмопровідними частинами
2	Організаційні	Проведення інструктажів із безпечної експлуатації	Забезпечення знань персоналу щодо правил роботи з пристроєм
3	Режимні	Діагностика та перевірка обладнання лише у відключеному стані	Усунення ризику контакту з елементами під напругою
4	Експлуатаційні	Регулярна перевірка ізоляції та калібрування кожні 6 місяців	Гарантія безпечної та точної роботи системи

4.2.2. Пожежна безпека

Електронні компоненти вузла (підсилювачі, генератори, резистори, транзистори тощо) при роботі виділяють тепло. Підвищена температура елементів може створити кілька небезпечних ситуацій. По-перше, перегрів елементів здатний викликати їх відмову чи руйнування, що іноді супроводжується викидом диму чи навіть займанням. Наприклад, перегрітий резистор чи мікросхема може стати джерелом пожежі, особливо якщо поруч є горючі матеріали. По-друге, гарячі поверхні радіаторів чи деталей становитимуть ризик термічного опіку для обслуговуючого персоналу при дотику. Якщо температура корпусу чи доступних частин перевищує безпечні рівні (близько +45...+50 °С), можливі опіки шкіри. По-третє, тривала дія підвищеної температури призводить до старіння ізоляції проводів та елементів, що знижує електробезпеку. Таким чином, нагрівання компонентів є шкідливим виробничим фактором: воно не лише погіршує надійність обладнання, а може прямо загрожувати пожежною небезпекою та травмами. Особливо це стосується вузлів живлення та високочастотних підсилювачів, які споживають значну потужність і виділяють більше тепла.

Таблиця 4.5. Небезпеки, пов'язані з ризиком пожежі

№	Функціональний блок	Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Блок живлення НУ3002S-3	Електрична напруга та струм	Різке підвищення напруги в мережі	Пожежа через перегрів або коротке замикання
		Коротке замикання	Пошкодження ізоляції або несправність блоку	Пожежа, пошкодження обладнання
2	Коаксіальний та сигнальний жгути	Електричний струм	Перегрів провідників через надмірний струм	Пожежа внаслідок займання ізоляції
3	Вузол вимірювання частоти	Електричні іскри	Поганий контакт у роз'ємах (BNC, DIN-5) або вимикачах	Пожежа через іскріння, пошкодження плати

Таблиця 4.6. Фактичні та нормативні значення факторів небезпеки

№	Фактор небезпеки	Фактичне значення	Нормативне значення
1	Різке зростання напруги	До 250 В	220–230 В (згідно з ДСТУ EN 60601-1)
2	Температура провідників	До 50 °С	Менше 40 °С (для безпечної експлуатації)

Таблиця 4.7. Заходи із запобігання пожежним ризикам

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Використання стабілізаторів напруги	Захист блоку живлення від стрибків напруги
		Застосування провідників із перерізом, розрахованим на струм до 2 А	Зменшення нагрівання провідників і втрат енергії

		Нанесення попереджувальних знаків і маркування на кабелі	Попередження персоналу про правила безпечного використання
		Встановлення пристроїв захисного відключення (ПЗВ) та індикаторів	Запобігання іскрінню, перегріву та своєчасне сповіщення про небезпеку
2	Організаційні	Проведення навчань із протипожежної безпеки	Підготовка персоналу до безпечної роботи з електрообладнанням
3	Режимні	Відключення живлення при перебоях у мережі або виявленні пожежі	Запобігання пошкодженню приладу та поширенню вогню

4.3. Інструкція з користування вимірювача частоти УЗ доплерівського вимірювача швидкості кровотоку

1.

Проведення налаштувань, перевірки точності та калібрувальних процедур для блоку вимірювання частоти дозволяється лише фахівцям компанії-розробника або клінічним інженерам, які мають відповідну підготовку.

2.

Щоб гарантувати достовірність отриманих результатів, перед початком роботи з пристроєм клінічний інженер повинен виконати його калібрування.

3.

З метою запобігання небезпеці перед запуском пристрою потрібно перевірити цілісність і справність ізоляції всіх з'єднувальних кабелів — як живлення, так і для передачі сигналів.

4.

Особам, які будуть працювати з пристроєм, необхідно попередньо пройти інструктаж з експлуатації, що має провести клінічний інженер.

5.

Щонайменше раз на шість місяців слід здійснювати технічну перевірку блоку частоти за допомогою спеціального фантому, призначеного для налаштування доплерівських пристроїв.

6.

При транспортуванні пристрою обов'язково слід використовувати захисну тару, яка здатна запобігти будь-яким ушкодженням під час перевезення.

7.

Потрібно вживати всіх заходів, аби уникнути механічних ушкоджень пристрою при переміщенні, включаючи удари, падіння чи сильну вібрацію.

8.

Під час користування обладнанням важливо суворо дотримуватися всіх правил безпечної експлуатації, наведених у поточному розділі документації.

По завершенні роботи пристрій необхідно вимкнути з електромережі, належно упакувати та помістити на зберігання в призначене для цього місце.

Висновок до розділу 4

У четвертому розділі дипломної роботи було проаналізовано технічні характеристики вузла вимірювання частоти, який є складовою системи УЗ доплерівського вимірювання швидкості кровотоку. Проведено оцінку умов

експлуатації, визначено потенційні небезпеки, пов'язані з роботою пристрою, зокрема електричні та пожежні ризики.

Особливу увагу приділено аналізу джерел небезпеки — високій напрузі, струмопровідним частинам, перегріву компонентів, можливості коротких замикань та іскріння, а також впливу електромагнітного та ультразвукового випромінювання. Виявлені фактори порівняно з чинними нормативними документами (ДСТУ EN 60601-1, ДСТУ EN ISO 14971, Директива 93/42/ЄЕС), що дало змогу оцінити рівень відповідності пристрою вимогам безпеки.

Розроблено комплекс технічних, організаційних і експлуатаційних заходів для мінімізації ризиків. Запропоновані рішення охоплюють як конструктивні особливості пристрою (вибір елементної бази, ізоляція, корпусування), так і заходи із забезпечення електро- та пожежної безпеки.

Також сформульовано інструкцію з експлуатації, яка забезпечує правильне використання пристрою в умовах медичного або навчального середовища. Сукупність проведених заходів дозволяє стверджувати, що вузол частотоміра є безпечним за умови дотримання всіх вимог до експлуатації та регламентного обслуговування.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі було розроблено, змодельовано, виготовлено та перевірено на практиці функціональний вузол вимірювання частоти, призначений для використання у складі ультразвукової доплерівської системи з неперервним випромінюванням. Робота охоплювала всі етапи інженерного циклу – від постановки задачі до практичної реалізації та тестування.

Під час дослідження:

1. Проведено аналіз існуючих методів перетворення частоти в аналоговий сигнал та обґрунтовано доцільність використання аналогового частотоміра для задач медичної ультразвукової діагностики.

2. Розроблено структурну, функціональну та принципову електричну схему вимірювального вузла, реалізовані з використанням тригера Шмітта, мультівібратора, інтегруючого каскаду, активного фільтра та підсилювача постійного струму.

3. Змодельовано роботу пристрою у середовищі MicroCap 9, що дозволило візуалізувати часові характеристики сигналів на різних етапах обробки.

4. Сконструйовано друковану плату у середовищі DipTrace, виконано підбір елементної бази та реалізовано пристрій методом ЛУТ із використанням SMD-компонентів.

5. Проведено експериментальні випробування за допомогою осцилографа та генератора сигналів. Дослідження підтвердили наявність стабільної лінійної залежності між частотою вхідного сигналу та рівнем вихідної напруги, що вказує на успішну реалізацію задуманої функції.

Результати тестування показали:

– Високу точність перетворення частоти у напругу з допустимою похибкою до $\pm 9,6\%$;

- Стабільність роботи пристрою в межах заявленого частотного діапазону (від 500 Гц до 20 кГц);
- Відсутність суттєвих фазових спотворень та стійкість до впливу перешкод завдяки ретельній фільтрації сигналів.

Загалом, розроблений вимірювач частоти відповідає сучасним вимогам до медичних вимірювальних пристроїв: конструктивно простий, точний, стабільний і готовий до інтеграції у реальні доплерівські системи.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. 8.2:555 тригер Шмітта – Електронний ресурс. – <https://ukrayinska.libretexts.org/> - Дата доступу: 09.05.2025
2. Стахів П.Г., Коруд В.І., Гамола О.Є., Чернівчан В.Я., Мусихіна Н.П., «Основи електроніки з елементами мікроелектроніки», Львів: Видавництво "Магнолія-2006", 2020. 224 с.
3. Матвієнко М.П., «Пристрої цифрової електроніки», Київ : Видавництво Ліра-К, 2020. 390 с.
4. Бондаренко І.М., Бородін О.В., Карнаушенко В.П., «Проектування напівпровідникових приладів та інтегральних схем : навчальний посібник для студентів спеціальностей "Мікро-та наносистемна техніка", "Електроніка", Харків: ХНУРЕ, 2019. 174 с.
5. Бойко В.С., Бойко В.В., «Теоретичні основи електротехніки. Т. 1: Усталені режими лінійних електричних кіл із зосередженими параметрами», Київ: ІВЦ «Видавництво «Політехніка», 2004. 272 с.
6. Медицинские приборы. Разработка и применение / Дж. В. Кларк и др. ; ред. Дж. Г. Вебстер. - К. : Медторг, 2004. - 357-366 с.
7. Satomura S. Memoirs of the Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka University. 1957. Vol. 9. ПП. 3–8.
8. Baker DW, Rushmer RF Clinical Applications of Doppler Ultrasound Flow Meter. 1970. Academic Press.
9. Peronneau P., Capron C. Doppler Ultrasonography: Diagnostic Applications. 1980. Springer.
10. McDicken WN Diagnostic Ultrasonics: Principles and Use of Instruments. 1991. Wiley.
11. Evans DH, McDicken WN, Skidmore R., Woodcock JP Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications. 1989. Wiley.
12. Hoskins PR, Martin K., Thrush A. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. 2010. Cambridge University Press.

13. ДСТУ 8883:2019 Метрологія. Прилади діагностичні ультразвукові доплерівські. Методика перевірки [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://online.budstandart.com/ru/catalog/doc-page.html?id_doc=83887 - Дата доступу: 09.05.2025

14. Радіометричні НВЧ методи та засоби вимірювання фізичних величин [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка» / О. П. Яненко, С. М Перегудов, К. Л. Шевченко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 14,30 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. 352 с.

15. Электрические измерения [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://electricalschool.info/spravochnik/izmeren/1963-chastotomer-naznachenie-vidy.html> - Дата доступу: 09.05.2025

16. Ігнаткін В. У. Основи метрології: навч. посіб. / В. У. Ігнаткін, О. В. Томашевський, В. М. Матюшин Електрон. дані. – Запоріжжя : Запорізький національний технічний університет, 2017. 120с.

17. Баль-Прилипко Л.В., Слободянюк Н.М., Поліщук Г.Є., Паска М.З., Бурак В.Г. Стандартизація, метрологія, сертифікація та управління якістю: Підручник /. К.: ЦП «Компринт» 2017. 573 с.

18. Гнусов, Ю. В. Метрологія та вимірювання: навч. посіб. / Ю. В. Гнусов, В. В. Тулупов, В. М. Пересічанський; Харків. нац. ун-т внутр. справ. Харків, 2019. 125 с.

19. Медичні та біоакустичні прилади та системи: Підруч. / С.А. Найда, Т.М. Желяскова. – К.: КПІ ім.Ігоря Сікорського, 2017. 269 с.

20. Акустичні медичні прилади: метод. вказівки до викон. лаборатор. робіт для студ. напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування» /Уклад.: М.Ф.Терещенко, Г.С. Тимчик, В.Ю. Рудик - К.: НТУУ «КПІ», 2014.- 124с.

21. Акустичні медичні прилади: Метод. вказівки до викон. курсового проекту та розрахунково-графічної роботи для студ. напряму підготовки 6.051003 - «Приладобудування» програми професійного спрямування

«Медичні прилади і системи»/Уклад.: М.Ф.Терещенко, Г.С. Тимчик, І.О. Яковенко - К.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2016.- 176 с.

22. Маліков Антон Геннадійович. Застосування ефекту доплера для діагностики кінцівок людини: дис.магістра: 171 Електроніка/ 20. Маліков Антон Геннадійович. – Київ, 2018. – 97 с.

23. Івасик Юрій Васильович. Дослідження ультразвукових витратомірів палива: дис.магістра: 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології/ Івасик Юрій Васильович. – Київ, 2018. – 87с.

24. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв та ін. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 180 с., іл.

25. DipTrace. Руководство пользователя, 2016. – 245 с. – (Novarm Ltd.).

26. Usermanual Pc-Lab2000 LT[Електронний ресурс] - Режим доступу: https://www.velleman.eu/downloads/0/user/usermanual_pclab2000lt.pdf - Дата доступу: 09.05.2025

27. Методичні вказівки до виконання розділу «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» в дипломних проектах для студентів Факультету біомедичної інженерії / Уклад.: Демчук Г.В., Качинська Н.В., Чікунова - Васільєва Н.П. К.: НТУУ «КПІ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО», - 38 с.

28. Г.В. Демчук. Конспект лекцій з дисциплін «Безпека життєдіяльності та цивільний захист», «Охорона праці та цивільний захист» (частина 2 ОП), для підготовки студентів денної (заочної) форми навчання факультетів біомедичної інженерії, електроніки та фізико математичного за ОКР «бакалавр».

ДОДАТКИ

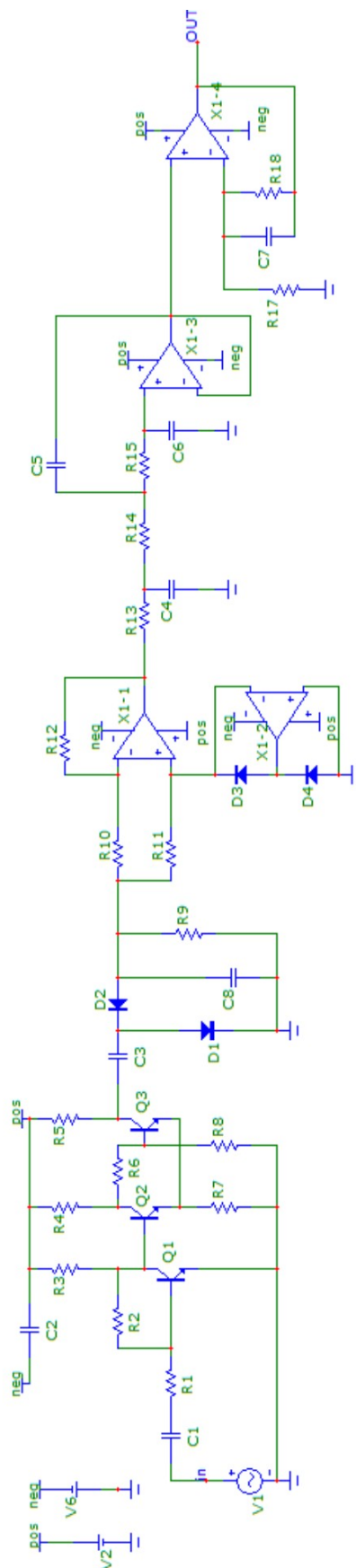


Рис. А.1 – Принципова електрична схема частотоміру в MicroCap 9.

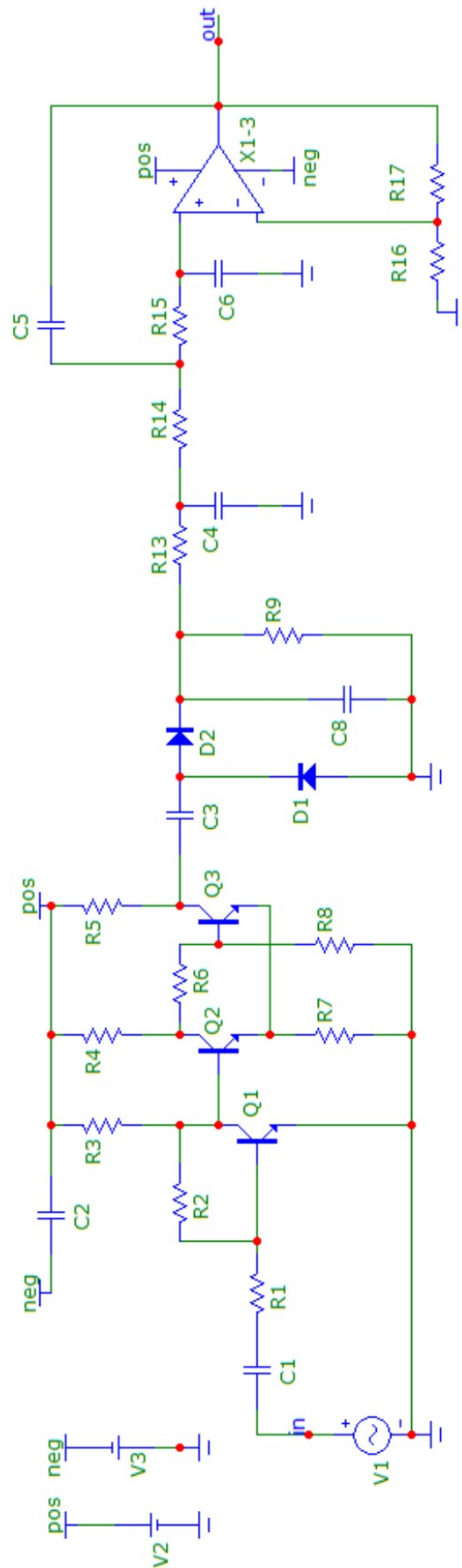


Рис. Б.1 – Електрична схема частотоміру в MicroCap 9.

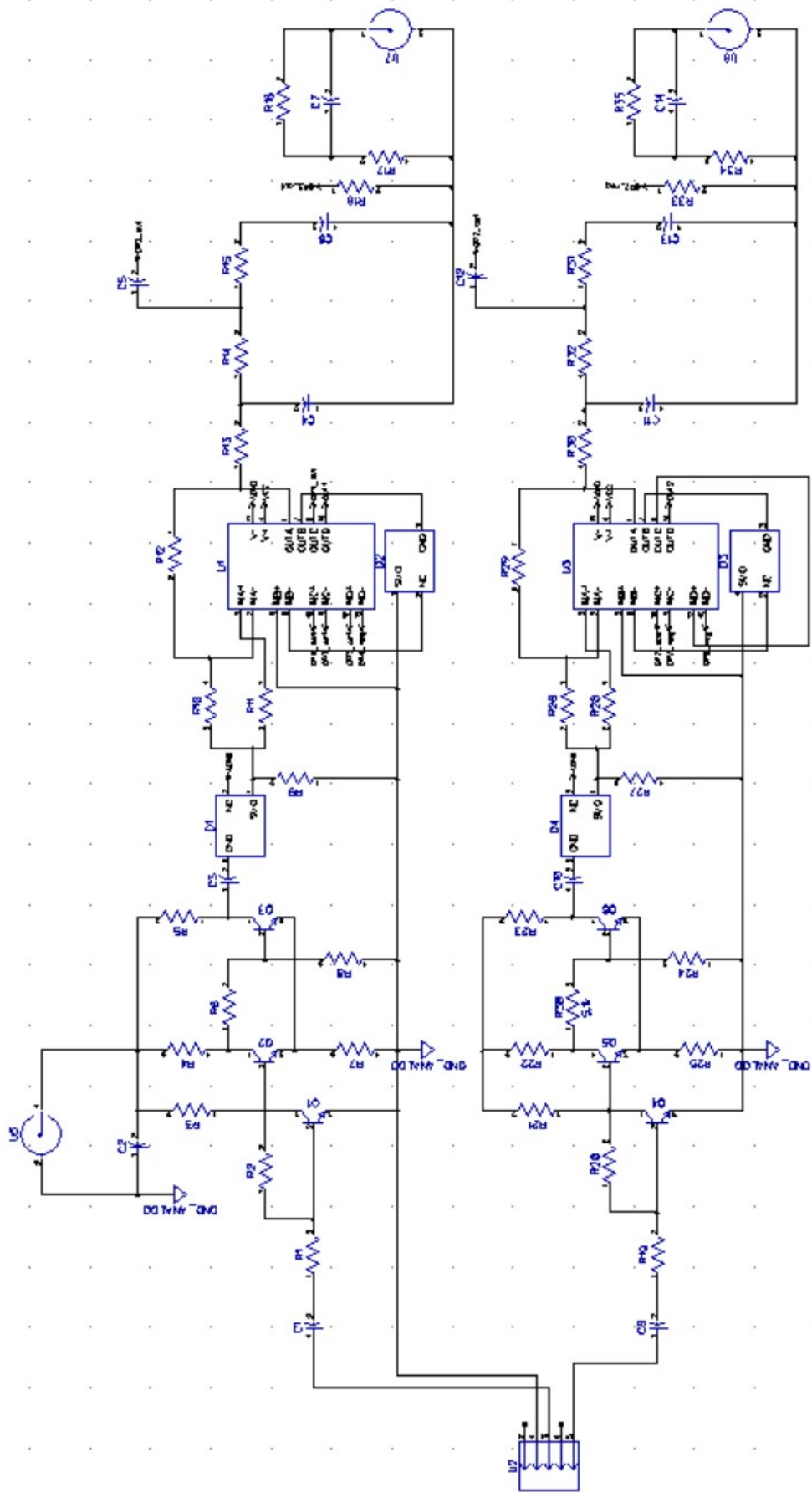


Рис. В.1 – Електрична схема друкованої плати в DipTrac