

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

**Факультет біомедичної інженерії**

**Кафедра біомедичної інженерії**

«На правах рукопису»  
УДК 612.15

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація**

**на здобуття ступеня магістра**

**за освітньо-професійною програмою «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірювальні системи»**

**зі спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»**

**на тему: «Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) VI курсу, групи БП-91мп

Феч Олександра Олександрівна \_\_\_\_\_

Керівник:

доц.каф.БМІ, к.мед.н.

Козяр Василь Васильович \_\_\_\_\_

Рецензент:

проф., д.пед.н.

Вихляєв Юрій Миколайович \_\_\_\_\_

Нормоконтролер:

інженер 1 категорії

Андреєв Петро Іванович \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) \_\_\_\_\_

Київ – 2020

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**Факультет біомедичної інженерії**  
**Кафедра біомедичної інженерії**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірювальні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**  
**Феч Олександрі Олександрівні**

1. Тема дисертації «Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку», науковий керівник дисертації Козяр Василь Васильович, доц.каф.БМІ, к.мед.н., затверджені наказом по університету від «11» листопада 2020 р. № 3282-с
2. Термін подання студентом дисертації «11» грудня 2020 р.
3. Об'єкт дослідження: засоби дослідження кровотоку людини
4. Предмет дослідження: ультразвуковий доплерівський вимірювач швидкості кровотоку.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: опрацювати літературні джерела щодо особливостей дослідження кровотоку та існуючих методів обробки сигналів; реалізувати метод детектування і обробки сигналу засобами електронно-обчислювальної техніки; реалізувати спряження між приладом і програмним забезпеченням; розробити віртуальну модель сигналу; розробити стартап-проект.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація на тему «Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку».
7. Орієнтовний перелік публікацій: Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В. Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку (подано до публікації); О.О. Феч, В.В. Козяр. Система оцінки характеристик кровотоку на основі

доплерівського вимірювача швидкості крові; Зубков С.В., Феч О.О. Створення блоку виміру частоти для доплерівського ультразвукового витратоміра.

#### 8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
-	-		

#### 9. Дата видачі завдання «26» жовтня 2020 р.

##### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Опрацювання літературних джерел щодо особливостей дослідження кровотоку та існуючих методів обробки сигналів	26.10.2020-02.11.2020	
2.	Реалізація методу детектування і обробки сигналу засобами електронно-обчислювальної техніки	02.11.2020-16.11.2020	
3.	Реалізація спряження між приладом і програмним забезпеченням	16.11.2020-23.11.2020	
4.	Розробка віртуальної моделі сигналу	23.11.2020-28.11.2020	
5.	Розробка стартап-проекту	28.11.2020-30.11.2020	
6.	Оформлення дисертації	01.12.2020-07.12.2020	
7.	Підготовка до захисту	11.12.2020-21.12.2020	
8.	Захист магістерської дисертації	22.12.2020	

Студент

Олександра ФЕЧ

Науковий керівник

Василь КОЗЯР

\* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

## РЕФЕРАТ

**Структура та обсяг роботи.** Магістерська дисертація складається зі вступу, 3 розділів, висновку, переліку посилань, 1 додатку. Повний обсяг роботи становить 89 сторінок, міститься 39 ілюстрацій, 27 таблиць. Загалом опрацьовано 46 джерел.

**Актуальність теми роботи.** Дослідження кровообігу людини має важливе значення для діагностики та прогнозування патологічних станів у кардіології. Але динамічний характер досліджуваної системи, труднощі врахування всіх її особливостей, сторонні впливи, обмежені можливості техніки ускладнюють діагностику. Тому актуальним є удосконалення систем детектування, розшифровки і обробки сигналів діагностичних приладів, що дасть змогу оптимізувати існуючі в медичних закладах, а також в закладах освіти, засоби, виявити особливості центральної та регіонарної гемодинаміки і здійснити прийняття обґрунтованих рішень в кардіології.

**Мета роботи.** Розробка програмно-апаратного комплексу для оцінки характеру кровотоку людини на основі аналогового ультразвукового доплерівського приладу.

### **Задачі:**

- опрацювати літературні джерела щодо особливостей дослідження кровотоку та існуючих методів обробки сигналів;
- обрати метод детектування і обробки сигналу приладу;
- реалізувати метод засобами електронно-обчислювальної техніки;
- реалізувати спряження між приладом і програмним забезпеченням;
- розробити віртуальну модель сигналу та обробити отримані дані;
- розробити стартап-проект.

**Об'єкт дослідження.** Засоби дослідження кровотоку людини.

**Предмет дослідження.** Ультразвуковий доплерівський вимірювач швидкості кровотоку.

**Методи дослідження.** Ультразвукова доплерографія, методи спектрального аналізу, під час виконання розрахунків, отримання зображень та розробки коду було використано програмне забезпечення MicroCap 12, DipTrace, NI LabVIEW 2020, PcLab2000LT.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Створений програмно-апаратний комплекс надає необхідний інструментарій для отримання, обробки та аналізування даних кровотоку з гнучким налаштуванням та можливістю адаптації програмного забезпечення під різні засоби детектування.

**Практичне значення одержаних результатів.** Створений програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку людини може бути використаний в подальшому для проведення досліджень на кафедрі біомедичної інженерії та у навчальному процесі загалом для дослідження кровотоку людини та принципів функціонування доплерівських приладів.

**Апробація результатів дисертації.** результати роботи були оприлюднені на Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» ISM-2020.

Магістерська робота виконувалась згідно напрямку наукової діяльності кафедри – науково-дослідницької роботи «Лабораторно-діагностичний комплекс для дослідження біофізичних параметрів і функціональних змін організму людини», державний реєстраційний номер 0119U103861.

### **Публікації.**

Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В. Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку/ Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В.// Біомедична інженерія і технологія. - 2020. - №4 (подано до публікації)

О.О. Феч, В.В. Козяр. Система оцінки характеристик кровотоку на основі доплерівського вимірювача швидкості крові/ О.О. Феч, В.В. Козяр// III Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» ISM-2020. - 2020. - с. 220-223.

Зубков С.В., Феч О.О. Створення блоку виміру частоти для доплерівського ультразвукового витратоміра/ Зубков С.В., Феч О.О.// Біомедична інженерія і технологія. - 2019. - №2 - с. 24-29.

**Ключові слова:** ефект Доплера, швидкість кровотоку, доплерографія, віконне перетворення Фур'є, спектрограма, цифрова обробка сигналів.

## ABSTRACT

**Structure and scope of work.** The work consists of an introduction, 3 sections, a conclusion, a list of references, one appendix. The total volume of the work is 89 pages, contains 39 illustrations, 27 tables. In total 46 sources were processed.

**Relevance of the topic.** The study of human blood circulation is important for the diagnosis and prediction of pathological conditions in cardiology. But the dynamic nature of the studied system, the difficulty of taking into account all its features, external influences, limited capabilities of technology complicate the diagnosis. Therefore, it is important to improve the systems of detection, decoding and signal processing of diagnostic devices, which will optimize existing in medical institutions, as well as in educational institutions, tools to identify features of central and regional hemodynamics and make informed decisions in cardiology.

**The purpose of the work.** Development of software and hardware complex for assessing the nature of human blood flow based on analog ultrasound Doppler device.

**Tasks:**

- to study the literature on the features of the study of blood flow and existing methods of signal processing;
- choose the method of detection and signal processing of the device;
- implement the method by means of electronic computers;
- implement the connection between the device and the software;
- develop a virtual signal model and process the received data;
- develop a startup project.

**Object of study.** Means of studying human blood flow.

**Subject of study.** Ultrasonic Doppler blood flow meter.

**Research methods.** Ultrasound Doppler, spectral analysis methods, during the calculations, image acquisition and code development were used software MicroCap 12, DipTrace, NI LabVIEW 2020, PcLab2000LT.

**Scientific novelty of the obtained results.** The created software and hardware complex provides the necessary tools for obtaining, processing and analyzing blood flow data with flexible settings and the ability to adapt the software to different detection tools.

**The practical significance of the obtained results.** The created software and hardware complex for assessing the characteristics of human blood flow can be used in the future for research at the Department of Biomedical Engineering and in the educational process in general for the study of human blood flow and the principles of Doppler devices.

**Approbation of results.** The results were announced at the International Scientific and Practical Conference "Information Systems and Technologies in Medicine" ISM-2020.

The master's thesis was performed according to the direction of scientific activity of the department - research work "Laboratory-diagnostic complex for the study of biophysical parameters and functional changes of the human body", state registration number 0119U103861.

#### **Publications.**

Fech O., Osipov R., Kozyar V. Software and hardware complex for assessment of blood flow characteristics / Fech O., Osipov R., Kozyar V. // Biomedical engineering and technology. - 2020. - No. 4 (submitted for publication)

Fech O., Kozyar V. Blood flow performance evaluation system based on Doppler blood velocity meter / Fech O., Kozyar V. // III International Scientific and Practical Conference "Information Systems and Technologies in Medicine" ISM-2020. - 2020. - p. 220-223.

Zubkov S., Fech O. Create a frequency measurement unit for the Doppler ultrasonic flowmeter / Zubkov S., Fech O. // Biomedical engineering and technology. - 2019. - No. 2 - p. 24-29.

**Key words:** Doppler effect, blood flow velocity, Doppler, STFT, spectrogram, digital signal processing.



## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....	11
ВСТУП.....	12
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА .....	14
1.1 ДОПЛЕРІВСЬКІ МЕТОДИ ОЦІНКИ КРОВОТОКУ .....	14
1.2 ВИДИ ВИКОРИСТОВУВАНИХ ДАТЧИКІВ .....	15
1.3 МЕТОДИ ПОБУДОВИ СПЕКТРУ .....	16
1.4 ОЦІНКА ДОПЛЕРОГРАМИ.....	23
1.4.1 ЯКІСНА ХАРАКТЕРИСТИКА ДОПЛЕРОГРАМИ .....	23
1.4.2 КІЛЬКІСНА ХАРАКТЕРИСТИКА ДОПЛЕРОГРАМИ .....	25
Висновки до розділу 1 .....	31
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ .....	32
2.1. УЛЬТРАЗВУКОВИЙ ДОПЛЕРІВСЬКИЙ ВИМІРЮВАЧ ШВИДКОСТІ.....	32
2.2. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.....	33
2.3. МЕТОДИ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛІЗУ .....	38
Висновки до розділу 2 .....	40
РОЗДІЛ 3 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА .....	41
3.1 СТВОРЕННЯ БЛОКУ ЗНИЖЕННЯ НАПРУГИ.....	41
3.1.1 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРОТЕХНІЧНОЇ СХЕМИ .....	41
3.1.2 РОЗРОБКА ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ .....	48
3.2 СТВОРЕННЯ АНАЛОГО-ЦИФРОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА .....	52
3.3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ .....	52
3.4 РОЗРОБКА МОДЕЛІ СИГНАЛУ .....	59
Висновки до розділу 3 .....	63
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....	64
4.1 ОПИС ІДЕЇ ПРОЕКТУ .....	64
4.2 ТЕХНОЛОГІЧНИЙ АУДИТ ІДЕЇ ПРОЕКТУ .....	65
4.3 АНАЛІЗ РИНКОВИХ МОЖЛИВОСТЕЙ ЗАПУСКУ СТАРТАП-ПРОЕКТУ.....	66

4.4	РОЗРОБЛЕННЯ РИНКОВОЇ СТРАТЕГІЇ ПРОЕКТУ .....	70
4.5	РОЗРОБЛЕННЯ МАРКЕТИНГОВОЇ ПРОГРАМИ СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....	73
	Висновки до розділу 4 .....	76
	ВИСНОВКИ.....	77
	ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	78
	ДОДАТОК А КОД АЦП.....	84

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ІІ – індекс прискорення

ІППХ – індекс підйому пульсової хвилі

САПР – система автоматизованого проектування

ЧСС – частота серцевих скорочень

CCD – convergent color Dopple

CFM – color flow mapping

CW – continuous wave Doppler

DTI – Doppler tissue imaging

FFT – fast Fourier transform

ISD – systole/diastole index

LI – Lindegaard index

PD – power Dopple

PI – pulsatility index

PW – pulsed wave Dopple

RI – resistance index

STFT – short-time Fourier transform

STI – stenotic index

## ВСТУП

Дослідження кровообігу людини, зокрема дослідження судин методом доплерографії, відкриває можливості для діагностики та прогнозування патологічних станів серцево-судинної системи, дозволяє виявляти як початкові зміни артеріальної стінки на доклінічній стадії, так і визначати більш виражені ураження із їх точною локалізацією і гемодинамічною значущістю, оцінювати стан дистального судинного русла, колатеральних шляхів кровопостачання і проводити динамічну оцінку результатів медикаментозного та хірургічного лікування. Але динамічний характер досліджуваної системи, труднощі врахування всіх її особливостей, сторонні впливи, обмежені можливості техніки ускладнюють діагностику.

Тому актуальним залишається завдання оптимізації систем детектування, розшифровки і обробки сигналу приладів діагностики, що дасть можливість вчасно виявляти особливості центральної та регіонарної гемодинаміки, здійснювати підтримку прийняття рішень в кардіології та кардіохірургії, тощо.

Створення програмно-апаратного комплексу для аналізу характеру і динаміки зміни основних кількісних і якісних показників кровообігу людини дозволить підвищити ефективність діагностики патологій серцево-судинної системи та, в подальшому, створити віртуальну модель для дослідження кровотоку і калібрування приладів.

Мета роботи: розробка програмно-апаратного комплексу для оцінки характеру кровотоку людини на основі аналогового ультразвукового доплерівського приладу.

Для досягнення поставленої мети були сформульовані наступні задачі:

- опрацювати літературні джерела щодо особливостей дослідження кровотоку та існуючих методів обробки сигналів;
- розробити метод детектування і обробки сигналу приладу;
- реалізувати метод засобами електронно-обчислювальної техніки;

- реалізувати спряження між приладом і програмним забезпеченням;
- розробити модель сигналу та обробити отримані дані;
- розробити стартап-проект.

Об'єкт дослідження – засоби дослідження кровотоку людини.

Предмет дослідження – ультразвуковий доплерівський вимірювач швидкості кровотоку.

## РОЗДІЛ 1

### ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1 Допплерівські методи оцінки кровотоку

В основі доплерографії лежить фізичний ефект Доплера, суть якого полягає в зміні частоти посланих ультразвукових хвиль при переміщенні середовища, від якої вони відображаються, або при переміщенні джерела ультразвуку, або при одночасному переміщенні середовища і джерела. У якості середовища виступають рухомі частинки крові, швидкість яких залежить від швидкості кровотоку. В сучасних ультразвукових доплерівських системах використовується один датчик і для випромінювання, і для уловлювання відбитої хвильової енергії.

В залежності від способів отримання і відображення інформації доплерівські методи класифікують наступним чином [1]:

- метод оцінки зміни швидкості кровотоку в часі в перерізі судини або частині перерізу серця чи судини;
- метод оцінки частоти серцевих скорочень (ЧСС) з використанням доплерівського ефекту;
- спектральна доплерівська ехографія або спектральний доплер (D-режим) - оцінка спектру швидкостей в процесі його зміни в часі;
- методи колірної доплерівської ехографії, насамперед колірне картування (режим CFM) - двомірне зображення, в якому швидкість руху відображається за допомогою кольору різних відтінків.

Можна виділити наступні різновиди колірної доплеровської ехографії [2]:

- енергетичний доплер (PD);
- доплерівська візуалізація тканин (DTI);
- конвергентний колірної доплер (CCD).

В ультразвукових сканерах перераховані методи, як правило, використовуються разом з іншими відомими методами подання інформації:

- В-режим - метод двомірної ехографії з сірошкальними зображеннями, отриманими в процесі ультразвукового сканування;
- М-режим - метод оцінки руху біологічних структур зі зміною в часі одновимірної ультразвукової ехограми (одержуваної в одному промені без сканування).

Варто зазначити, що прилади, які оцінюють швидкість кровотоку, в даний час практично не застосовуються, а метод оцінки швидкості використовується як один з режимів в більш досконалих приладах спектральної доплерографії [2]. Метод оцінки ЧСС в силу простоти і ефективності знаходить широке застосування при дослідженні ЧСС плода в фетальних моніторах. Найчастіше в даний час застосовуються методи спектрального доплера і кольорового доплерівського картування.

## 1.2 Види використовуваних датчиків

У суто доплерівських режимах використовуються, як правило, датчики з наступними частотами [3]:

- 2 МГц - для дослідження внутрішньочерепних судин (глибина розташування судини від 1,5 см до 10 см);
- 3 МГц - для дослідження плацентарного кровотоку;
- 4 або 5 МГц - для дослідження великих і глибоко розташованих судин (діаметр приведенного до площі перерізу судини - до 10 мм, глибина розташування судини від 1,0 см до 4,5 см);
- 8 або 10 МГц - для дослідження дрібних, неглибоко розташованих периферійних судин (діаметр приведенного до площі перерізу судини - до 5 мм, глибина розташування судини від 0,5 см до 2,5 см [4] );
- 20 МГц – для дослідження слизових оболонок (діаметр приведенного до площі перерізу судини – 0,35 мм).

### 1.3 Методи побудови спектру

Відомо, що в перерізі судини кров'яні тільця рухаються з різними швидкостями, створюючи параболічний розподіл швидкостей кровотоку в кожний момент часу. В залежності від фази серцевого циклу величини швидкостей будуть змінюватися, хоча характер зміни швидкості в перерізі судини буде приблизно тим же.

Розподіл швидкостей в певний момент часу зображають, відкладаючи по горизонтальній осі значення швидкостей або відповідні їм значення частот, а по вертикальній осі - рівні ехосигналів, що відповідають кожному значенню швидкості. Чим більша кількість елементів крові рухається з певною швидкістю, тим більше рівень сумарного сигналу для цього значення швидкості, тобто інтенсивність отриманого сигналу. Такий розподіл амплітуд сигналів для різних швидкостей є одиничним спектром швидкостей або миттєвим спектром, тобто відповідає розподілу швидкостей в певний малий проміжок часу.

У систолічній фазі швидкості в артеріях істотно вище, ніж в діастолічній фазі, відповідно змінюється і вид спектра швидкостей - в систолічній фазі він зміщений в сторону більш високих значень, в діастолічній фазі він зміщується до більш низьких значень. Відповідно, і форма спектра швидкостей в істотній мірі залежить від характеру кровотоку в судині [5].

Так у судині великого діаметру, наприклад в аорті, профіль швидкостей насправді відрізняється від параболічного - в середній частині судини велика кількість еритроцитів рухається з однаковою швидкістю, тому спектр швидкостей більш вузький, ніж в інших судинах, що мають менший діаметр [6].

Наявність стенозу в судині призводить до збільшення максимальної швидкості в центрі судини (в систолічній фазі), а внаслідок збільшення тертя на стінках судини в зоні стенозу збільшується кількість елементів крові, швидкість яких сповільнюється, тому спектр швидкостей в зоні стенозу розширюється. У зоні сильного стенозу максимальна швидкість кровотоку в систолічній фазі ще



більше збільшується, кількість складових з малими швидкостями також збільшується, що призводить до подальшого розширення спектру [7]. Крім того, в області безпосередньо після звуження судини, коли судина знову починає розширюватися, виникають завихрення кровотоку, тобто порушення рівномірності (ламінарності) кровотоку: кровотік з ламінарного стає турбулентним. В спектрі швидкостей при цьому можуть з'являтися складові з протилежною за значенням (негативною) швидкістю.

У зоні вигину судини спектр швидкостей розширюється, що в основному зумовлено зміною напрямку швидкостей в місці вигину і, отже, наявністю складових швидкості, спрямованих щодо осі датчика під різними кутами.

Спостережуваний спектр швидкостей може розширюватися внаслідок того, що в межах ширини ультразвукового променя знаходиться ділянка судини, протягом якого умови оцінки швидкості кровотоку змінюються: поблизу лівої межі променя кут між вектором швидкості і напрямком датчику відрізняється від аналогічного кута поблизу правої межі променя [8]. Тому доплерівський зсув частоти, пропорційний проекції швидкості, в лівій і правій точках спостережуваного ділянки судини також буде різним. В результаті це сприймається як розширення спектра швидкостей.

На процес отримання даних про швидкості кровотоку в області малих швидкостей справляє помітний вплив пульсація стінок серця і стінок судин, що виникає в процесі зміни систолічної та діастолічної фаз серцевого циклу. Рухи стінок судин в процесі їх періодичного розширення і звуження дають додаткові складові в спектр швидкостей кровотоку, тому приймають спеціальні заходи [9] для виключення цих складових, наприклад, виконують фільтрацію відповідних їм частот доплерівського зсуву.

Наведені приклади показують, що можливість отримання інформації про форму спектра швидкостей кровотоку в різних перетинах судини є виключно корисною для діагностики судинних захворювань. Очевидно, більш повну інформацію [10] про стан судин може дати аналіз зміни спектра швидкостей в часі в різних фазах серцевого циклу.

Нагадаємо, що спектр швидкостей кровотоку може бути визначений шляхом вимірювання спектра частот доплерівського зсуву у ехосигналів, відбитих елементами крові, в силу того, що обидва спектра однозначно пов'язані між собою [11].

Розглянемо більш докладно метод спектральної доплерографії і способи реалізації вимірювання доплерівського зсуву частоти і оцінки спектру швидкостей кровотоку.

Безперервний доплер був першим і, на ранній стадії розвитку ультразвукових доплерівських систем, єдиним методом доплерівської ехографії. У режимі CW випромінюються і приймаються синусоїдальні сигнали великої тривалості, які тому називаються безперервними. Насправді тривалість ехосигналів, що обробляються в системі, обмежена в часі, що пов'язано, зокрема, з необхідністю вимірювання доплерівського зсуву частоти на кінцевих інтервалах [2], що не перевищують 5-10 мс. В іншому випадку неможливо оцінювати зміну спектру швидкостей кровотоку в часі на різних фазах серцевого циклу, тобто не реалізується принцип вимірювання "в реальному часі".

Випромінювані ультразвукові коливання, що поширюються вглиб біологічних тканин, в основному сконцентровані в межах передавального променя. У міру поширення ультразвукові коливання зазнають відображення від акустичних неоднорідностей, і частина цих відображень у вигляді ехосигналів повертається до датчика і може бути прийнята його прийомним перетворювачем. Найкращим чином прийом ехосигналів здійснюється в межах приймального променя. Очевидно, що найбільш сприятливі умови дослідження мають місце в зоні перетину передавального і приймального променів. Ця область перетину променів, в якій аналізується доплерівський спектр ехосигналів, називається контрольним об'ємом.

Основний внесок в сумарний сигнал, що приймається датчиком, що працює в CW-режимі, вносять ехосигнали від статичних неоднорідностей. Частота цих ехосигналів дорівнює частоті випромінюваного сигналу. Якщо промінь датчика перетинає судину, в сумарному сигналі з'являються складові з доплерівським

зміщенням частоти, пропорційними проекції швидкостей елементів крові на напрямок до датчика [12].

Прийнятий з виходу датчика ультразвуковий сигнал, перетворений приймачем датчика в електричний сигнал, подається в приймальний пристрій, в якому сигнал посилюється і перетворюється таким чином, щоб на виході залишалися складові ехосигналу [13] на частоті доплерівського зсуву, тобто від отриманого сигналу віднімають сигнал з частотою генератора коливача вимпромінювача датчика. Одночасно визначається знак зсуву частоти: при позитивному зсуві кровотік прийнято називати прямим кровотоком, при негативному - зворотним кровотоком.

З виходу приймального пристрою сигнали надходять на аналізатор спектру частот. Частоти доплерівського зсуву в основному лежать в діапазоні чутних звукових частот, тому вони можуть сприйматися людським вухом, будучи відтворені гучномовцями.

Сигнали з доплерівським зміщенням частоти після обробки в спектральному аналізаторі запам'ятовуються в пристрої пам'яті і потім у вигляді спектра частот доплерівського зсуву відображаються на дисплеї приладу.

Розглянемо більш докладно, як виглядає спектр частот доплерівського зсуву і як його прийнято відображати на дисплеї приладу.

Випромінюваний сигнал являє собою протяжну в часі синусоїду з частотою певною частотою генератору коливача  $f_0$ , спектр такого сигналу (рис.1.1) буде мати вигляд дуже вузького піку, центр якого розташований на осі частот в точці  $f_0$ . Такий вид спектра говорить про те, що в сигналі є тільки одна частотна складова. Якби всі елементи крові рухалися з однією і тією ж швидкістю, то прийнятий датчиком ехосигнал мав би вигляд синусоїди з частотою  $f$ , відмінною від  $f_0$ . Внаслідок того, що елементи крові рухаються з різними швидкостями, відбитий сигнал має складний вид, так як це сума синусоїд з різною частотою і різною амплітудою (рис.1.1).

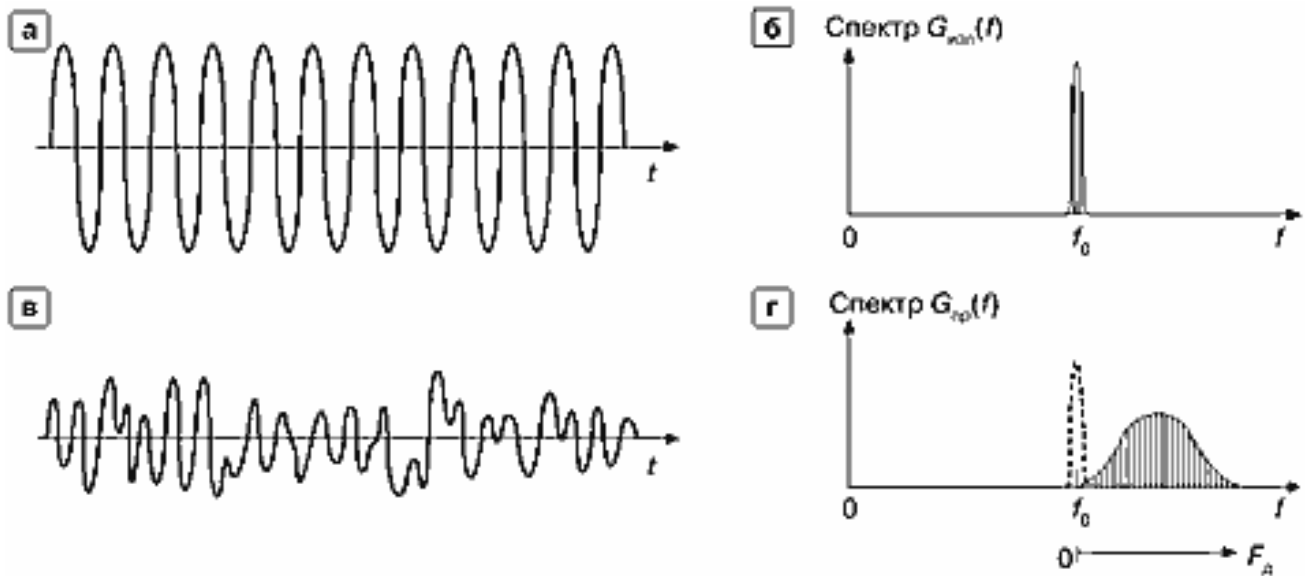


Рисунок 1.1 – Вигляд сигналів і відповідних спектрів частот: а - випромінюваний сигнал, б - спектр випромінюваного сигналу, в - прийнятий сигнал, г - спектр прийнятого сигналу.

Частотний спектр ехосигналів від рухомих елементів, або доплерівський спектр, буде зміщений відносно частоти  $f_0$  (рис.1.2) вправо, якщо доплерівське зміщення  $f_d$  позитивне (випадок прямого кровотоку), або вліво - якщо негативне (випадок зворотного кровотоку). При турбулентному кровотоці частина спектра знаходиться праворуч від  $f_0$ , а частина - зліва.

Наведені приклади характеризують спектр на певному інтервалі часу, досить короткому, щоб можна було вважати його незмінним. Такий спектр частот називається миттєвим спектром.

Лікаря-діагноста цікавить зміна виду такого миттєвого спектра в часі. Зобразити його зміну можна на тривимірному графіку (рис.1.3), де, на відміну від попередніх графіків спектрів, присутня вісь часу, що дасть можливість проаналізувати зміну спектра в залежності від фази серцевого циклу.

Як вже говорилося, на екрані доплерівського приладу зміна спектра в часі зображується інакше, а саме у вигляді двовимірного графіка залежності доплерівського зсуву частот від часу, де рівень сигналу (інтенсивність) кодують [14, 15] або у відтінках сірого (рис.1.4), або кольором від червоного до синього.

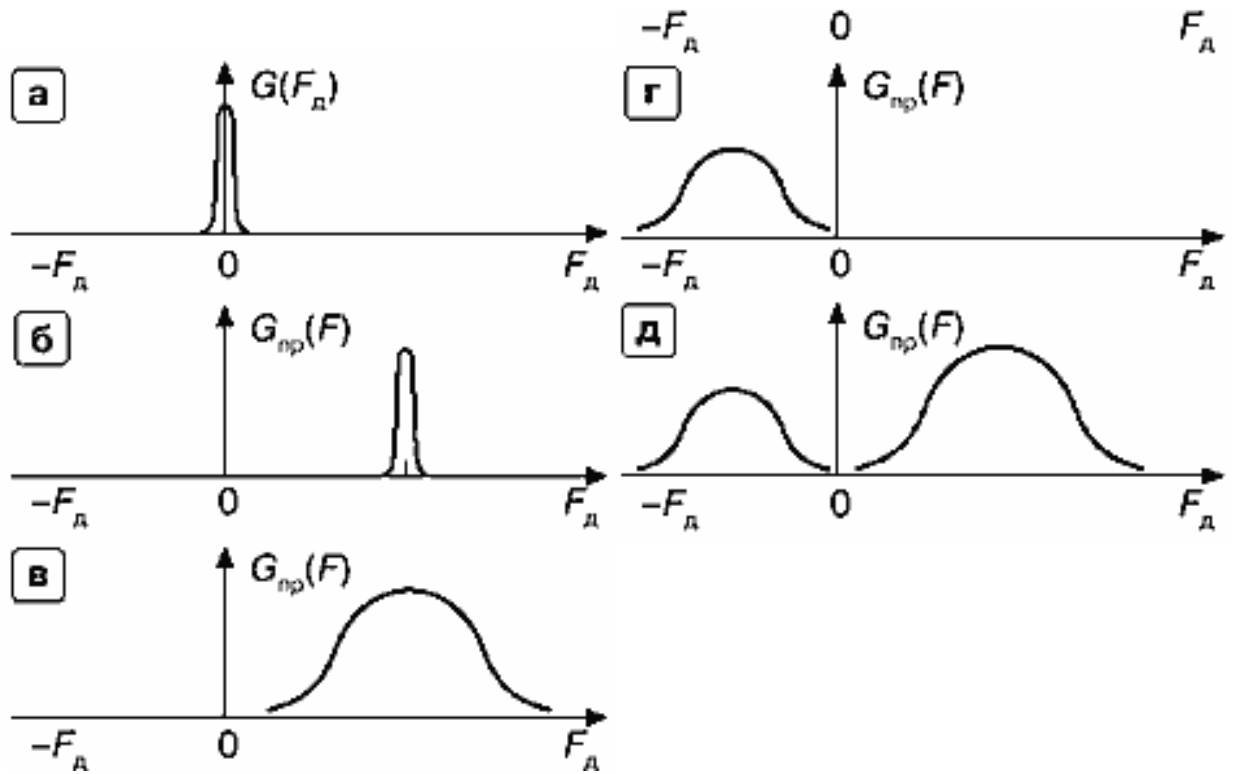


Рисунок 1.2 – Приклади спектрів частот доплерівського зсуву: а - спектр частот випромінюваного безперервного сигналу, б - спектр частот ехосигналів від відбивачів, що рухаються з однієї і тієї ж швидкістю, в - спектр частот ехосигналів прямого кровотоку, г - спектр частот ехосигналів зворотного кровотоку, д - спектр частот ехосигналів при турбулентному кровотоці.



Рисунок 1.3 – Зміна спектра частот доплерівського зсуву в часі

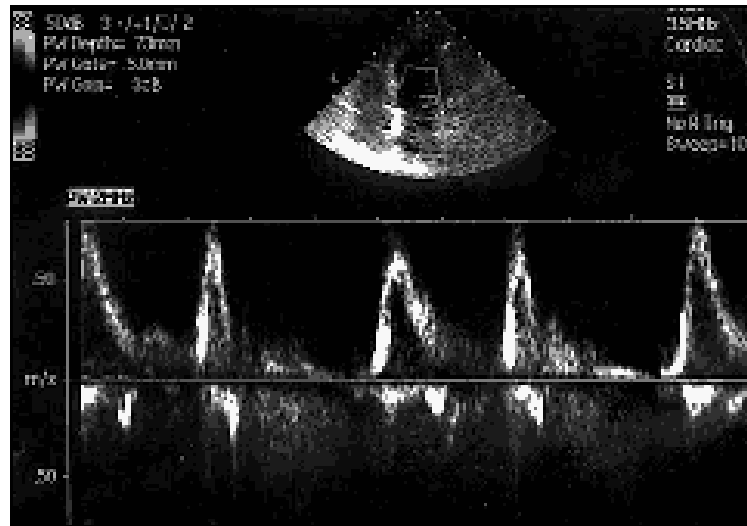


Рисунок 1.4 – Зміна спектра частот доплерівського зсуву в часі

Найчастіше замість значень частоти на осі доплеровського зміщення частоти даються розрахункові значення проекції швидкості елементів кровотоку. Тоді на дисплеї відображається зміна в часі спектра швидкостей кровотоку (точніше, в даному випадку, спектра проекцій швидкостей кровотоку). У багатьох випадках для діагностики абсолютні значення швидкості не настільки важливі в порівнянні з характером зміни в часі виду спектра швидкостей [2, 10, 16].

У дуплексних ультразвукових системах, де є можливість спостерігати двомірне акустичне зображення, можна отримати зображення судини, в перерізі якої оцінюється спектр частот доплерівського зсуву, і обчислити кут між віссю судини і напрямком на доплерівський датчик. Зазвичай ці обчислення проводяться в приладі автоматично після виставлення відповідних маркерних ліній по осі променя датчика і вздовж осі судини. Тому в таких приладах на тимчасовому графіку спектра відкладаються значення істинних швидкостей кровотоку.

Негативний вплив можуть чинити пульсації стінок серця і судин на спостережуваний спектр швидкостей кровотоку. Цей вплив проявляється в області малих швидкостей кровотоку (низьких частот доплерівського зсуву). Для виключення з картини спектра складових, породжуваних пульсаціями, застосовуються спеціальні фільтри пульсацій стінок судин, які не пропускають частоти доплерівського зсуву від нуля до деякої максимальної частоти, що

дорівнює, наприклад, 80 або 120 Гц. Частота ця може змінюватися в залежності від того, яка частота датчика застосовується, або в залежності від типу судини, щопрозовують. При спостереженні кровотоку в венах цей фільтр може взагалі відключатися.

Коли фільтр включений, це добре видно на дисплеї, так як в області малих швидкостей (частот) біля лінії нульових швидкостей мають місце темні смуги по обидва боки (спектр не відображається).

Крім пульсацій стінок судин додатковий вплив на спектр частот ехосигналів надають фізичні причини. В силу дуже малого розміру елементів крові (еритроцитів), що відбивають ультразвук, рівень відбитого ними сигналу тим більше, чим вище робоча частота сигналу, випромінюваного датчиком. Це призводить до деякого зсуву спектра частот ехосигналів (навіть за відсутності доплерівського зсуву) в сторону більш високих частот [3].

## 1.4 Оцінка доплерограми

### 1.4.1 Якісна характеристика доплерограми

Допплерограма – графічне відображення доплерівського зсуву частот в часі - має дві основні складові:

- огинаюча крива – лінійна швидкість в центральних шарах потоку;
- доплерівський спектр – графічна характеристика пропорційного співвідношення пулів еритроцитів, що рухаються з різними швидкостями [4].

До якісних характеристик доплерограм відносяться:

- форма кривої;
- наявність спектрального вікна.

Так як частота доплерівського зсуву пропорційна швидкості кровотоку, то її коливання в часі синхронізовано з серцевим циклом. Таким чином на кривій доплерівського спектра зсуву частот виділяють ряд характерних точок. Максимальний підйом кривої відповідає максимальній (пікової) систолічній

швидкості. Діастолічна швидкість, що передує наступному підйому кривої - кінцева діастолічна швидкість. На діастолічній частині кривої може бути присутньою інцизура, що відповідає закриттю аортального клапана. Для артерій з високим периферичним опором характерна наявність зворотного потоку під час діастолі, яке позначається як діастолічне повернення або рання діастола.

Залежно від форми кривої виділяють три типи потоку [3]:

- монофазний потік – характерний для артерій з низьким периферійним опором, на спектрі чітко виділяється пікова систолічна і кінцева діастолічна швидкості;
- біфазний потік – на кривій спектру можна додатково виділити інцизуру;
- трифазний потік – характерний для артерій з високим периферійним опором, на спектрі відображається рання діастола.

Варто зазначити, що також може спостерігатися і п'ять фаз, якщо артеріальна стінка більш еластична, наприклад, у дітей.

Основні фази серцевого циклу, які відображаються на кривій, можна охарактеризувати наступним чином:

- фаза 1 – збігається з систолою серцевого циклу і характеризується максимальною амплітудою розмаху кривої;
- фаза 2 – настає під час ранньої діастолі і характеризується ретроградним напрямом кровотоку (реверсивна фаза);
- фаза 3 – настає під час пізньої діастолі. Антеградний кровотік в цей момент часу забезпечується за рахунок скорочення артеріальної стінки.

На викладені вище фазові зміни спектру можуть накладатися більш часті коливання, які складають спектральне розширення. Ці коливання відображають розкид швидкостей в просвіті судини в кожен фазу. У нормі спектральне розширення має чітку границю - спектральну кайму. Площа обмежена спектральною каймою і базальною лінією - спектральне вікно.



Розширення спектру вказує на тип потоку. Кровоток в магістральних артеріях має ряд гідродинамічних особливостей, в зв'язку з чим, виділяють два основні типи потоку [4]:

- ламінарний (параболічний, організований) – градієнт швидкості потоків центральних (максимальні швидкості) і пристінкових (мінімальні швидкості) шарів, при чому різниця між швидкостями максимальна в систолу і мінімальна в діастолу, шари не змішуються між собою;

- турбулентний (дезорганізований) – внаслідок нерівностей судинної стінки, високій швидкості кровотоку, наявності біфуркацій, тощо шари змішуються, еритроцити починають здійснювати хаотичний рух в різних напрямках.

Залежно від ступеня дезорганізації потоку розширення спектру може спостерігатися тільки в момент піку систоли і в кінці діастоли. При подальшому зростанні турбулентності спектральне розширення може повністю займати спектральне вікно. Максимально виражена дезорганізація потоку супроводжується завихреннями, що призводить до появи на спектрі швидкостей, спрямованих вниз від базальної лінії. Крім того, штучне розширення спектру викликає рух стінок судин в процесі їх періодичних пульсацій, що обумовлює необхідність застосування фільтрів, які не пропускають частоти від нуля до деякої максимальної частоти, що дорівнює, наприклад, 80 або 120 Гц.

У нормі доплерограма магістрального типу має трифазну криву: гострий систолічний пік, зворотний кровотік в період ранньої діастоли, позитивний компонент пізньої діастоли і чисте спектральний вікно [17].

#### 1.4.2 Кількісна характеристика доплерограми

До кількісних параметрів доплерограми відносяться [17]:

- швидкісні характеристики потоку;
- рівень периферичного опору;

- показники кінематики;
- стан доплерівського спектра;
- реактивність судин.

Швидкісні характеристики потоку визначаються по огинаючій кривій та кривій середньої швидкості на спектрі. Серед них виділяють [13] наступні:

- максимальна систолічна швидкість кровотоку  $V_s$ ;
- максимальна систолічна швидкість по кривій середньої швидкості  $V_{as}$ ;
- кінцеву діастолічну швидкість кровотоку  $V_d$ ;
- кінцева діастолічна швидкість по кривій середньої швидкості  $V_{ad}$ ;
- середню швидкість кровотоку  $V_m$  – відображає середнє значення швидкості кровотоку за серцевий цикл і розраховується за формулою (1.1).

$$V_m = \frac{V_s + 2 \cdot V_d}{3}; \quad (1.1)$$

- середня швидкість по кривій середньої швидкості  $V_{am}$ ;
- середньозважену швидкість кровотоку – визначається за характеристиками доплерівського спектра і відображає середню швидкість руху еритроцитів по всьому перетину судини – істинно середня швидкість кровотоку (рис.1.5);

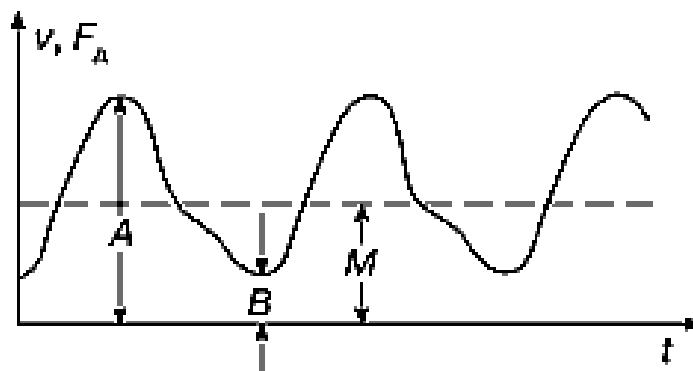


Рисунок 1.5 – Обчислення діагностичних параметрів по вимірним значенням швидкостей (частот) на спектрограмі: А - максимальна систолічна швидкість, В - кінцева діастолічна швидкість, М - середня швидкість.

– показник міжпівкульної асиметрії лінійної швидкості кровотоку  $KA$  – має певну діагностичну цінність і розраховується для однойменних судин (1.2).

$$KA = \frac{(V_1 - V_2)}{V_1} \cdot 100\% , \quad (1.2)$$

де  $V_1, V_2$  – середня лінійна швидкість кровотоку в парних артеріях;

- середня об'ємна швидкість  $Q$ ;
- максимальна систолічна швидкість по кривій середньої швидкості  $Q_{as}$ .

Лінійні швидкості [14, 15] кровотоку зазвичай розраховуються в см/сек, об'ємні швидкості кровотоку розраховуються в мл/сек. Серед них найбільш практично значущими [16, 17, 18] є значення максимальної (пікової) систолічної швидкості [19], кінцева діастолічна швидкість та середня швидкість. Практичне значення вимірювання пікової систолічної швидкості в тому, що цей показник істотно змінюється при стенозах [19]. Для багатьох судин встановлені значення цього параметра, що дозволяє відрізнити нормальний і патологічний кровотік і визначити орієнтовну ступінь стенозу. Кінцева діастолічна швидкість теж змінюється при стенозах і порушеннях периферичного опору. Середня швидкість може залежити від способу вимірювання, однак її вимір, як правило, не має практичного значення і використовується в основному для розрахунку пульсаторного індексу і об'ємної швидкості кровотоку.

Рівень периферичного опору – результуюче в'язкості крові, внутрішньочерепного тиску, тонуру резистивних судин піально-капілярної судинної мережі, визначається за значенням індексів [17, 20]:

– пульсаторний індекс Гослінга ( $PI$ ) – відображає пружно-еластичні властивості артерій та знижується з віком (1.3).

$$PI = (V_s - V_d) / V_m ; \quad (1.3)$$

– систоло-діастолічний індекс Стюарта ( $ISD$ ) – відображає пружно-еластичні властивості судин і змінюється з віком, розраховується (1.4).

$$ISD = V_s/V_d; \quad (1.4)$$

– резистивний індекс (або індекс периферичного опору) Пурсело ( $RI$ ) – відображає стан опору кровотоку дистальніше місця вимірювання (1.5).

$$RI = (V_s - V_d)/V_s; \quad (1.5)$$

– трансмісійний пульсаційний індекс Лінгергарда ( $LI$ ) – характеризує міжпівкульну асиметрію рівнів периферичного опору (1.6).

$$LI = PI_{yc}/PI_{zc}, \quad (1.6)$$

де  $PI_{yc}$ ,  $PI_{zc}$  – пульсаторний індекс в середній мозковій артерії на ураженій і здоровій стороні відповідно;

Наведені вище індекси, як правило, розраховуються в напіваавтоматичному режимі. Найбільш чутливим до зміни рівня периферичного опору з них являється індекс Гослінга ( $PI$ ). Можливе вивчення і, при необхідності, обчислення ще більшого числа показників і індексів [21], однак, в повсякденній практиці вони, як правило, не застосовуються.

Показники кінематики потоку побічно характеризують втрату потоком крові кінетичної енергії і тим самим свідчать про рівень проксимального опору потоку. До них належать:

– індекс підйому пульсової хвилі (ППХ) – визначається за формулою (1.7).

$$\text{ІППХ} = \frac{(T_s - T_0)}{T_c} \cdot 100\% , \quad (1.7)$$

де  $T_s$  – час досягнення пікової систолічної швидкості кровотоку,

$T_0$  – час початку систоли,

$T_c$  – час, що займає серцевий цикл;

- індекс прискорення (ІП) – визначається за формулою (1.8).

$$\text{ІП} = \frac{V_s - V_d}{T_c - T_0} \cdot 100\% , \quad (1.8)$$

Стан доплерівського спектру характеризується двома основними параметрами: частотою (величина зсуву лінійної швидкості кровотоку) і потужністю (виражається в децибеллах і відображає відносну кількість еритроцитів, що рухаються з даною швидкістю). У нормі переважна частина потужності спектра наближена до огинаючої швидкості. При патологічних станах, що призводять до створення турбулентного потоку, спектр розширюється, тобто зростає кількість еритроцитів, що здійснюють хаотичний рух або переміщуються в пристінкові шари потоку. Для оцінки стану спектру використовують наступні показники:

- індекс ступеня стенозу артерії Арбеллі ( $STI$ ) – відображає ступінь звуження артерії при стенозах  $> 50\%$  (відносний) (1.9).

$$STI = 0,9 \cdot \left(1 - \frac{V_{As}}{V_s}\right) \cdot 100\% \quad (1.9)$$

- систоло-діастолічне відношення – відношення величини пікової систолічної швидкості кровотоку до кінцево-діастолічної швидкості кровотоку, є непрямою характеристикою стану судинної стінки, зокрема її еластичних

властивостей. Однією з найбільш частих патологій, що призводять до зміни цієї величини, є артеріальна гіпертензія.

Для оцінки реактивності судинної системи головного мозку використовується коефіцієнт реактивності – відношення показників, що характеризують діяльність системи кровообігу в стані спокою, до їх значення на тлі впливу навантажувального стимулу. Залежно від природи способу впливу на розглянуту систему регуляторні механізми будуть прагнути повернути інтенсивність мозкового кровотоку до вихідного рівня, або змінити її, щоб пристосуватися до нових умов функціонування. Перше характерно при використанні стимулів фізичної природи, друге – хімічної [14].

## Висновки до розділу 1

Дослідника або лікаря перш за все цікавить зміна виду миттєвого спектру в часі, оскільки у багатьох випадках абсолютні значення швидкості не настільки важливі в порівнянні з характером їх зміни в різних фазах серцевого циклу. Враховуючи це, сформульовані основні вхідні дані та вимоги до розроблюваного програмно-апаратного комплексу:

- вимірюваний діапазон частот 20-20 000 Гц, робоча частота датчика, що використовуватиметься у розрахунках, 8 МГц;
- розраховувані значення лінійних швидкостей: максимальна систолічна, середня, кінцева діастолічна;
- розраховувані значення об'ємних швидкостей: середня, максимальна систолічна;
- розраховувані значення індексів: індекс Пурсело (RI), індекс Стюарта (ISD), індекс Гослінга (PI), індекс Арбеллі (STI);
- фільтр пульсацій стінки судини та штучного розширення спектру.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

#### 2.1. Ультразвуковий доплерівський вимірювач швидкості

Аналоговий УЗ доплерівський блок (рис.2.1), що представлений на факультеті, має два канали виводу і володіє наступними характеристиками:

- номінальні частоти випромінювання датчику (рис.2.2) 4 МГц і 8 МГц;
- максимальна інтенсивність випромінювання 50 мВт/см<sup>2</sup>;
- діапазон доплерівських частот для 4 МГц від 0,2 до 10 кГц;
- діапазон доплерівських частот для 8 МГц від 0,4 до 20 кГц;
- напруга на виходах  $\pm 12$  В.



Рисунок 2.1 – Доплерівський вимірювач швидкості



Для роботи доплерівського приладу використовується блок живлення DC POWER SUPPLY HY3002S-3. Він живиться від мережі 220В і може забезпечити значення струму на виході до 2 А та напруги до 30 В.



Рисунок 2.2 – Ультразвуковий датчик

Вивід інформації може відбуватися через динамік; цифровий осцилограф SDS 1022DL; аналізатор спектру, осцилограф-генератор PCSGU250; блок виміру частоти у поєднанні з осцилографом або мультиметром.

Осцилограф-генератор Velleman PCSGU250 та його програмне забезпечення Pc-Lab2000 LT дозволяють не тільки аналізувати та виводити інформацію з приладу, а також проводити тестування окремих його частин.

## 2.2. Програмне забезпечення

### 2.2.1. Micro Cap 12

Micro-Cap - це інтегрований редактор схеми та змішаний аналогово-цифровий симулятор, що забезпечує інтерактивний ескіз та імітує середовище для інженерів-електроніків. З моменту випуску в 1982 році він побачив дванадцять поколінь вдосконалення. Він поєднує сучасний, інтуїтивний інтерфейс із надійними числовими алгоритмами для створення високих рівнів потужності моделювання та простоти використання.

Micro-Cap має зручний для розробки інтерфейс і пред'являє невисокі вимоги до програмно-апаратних засобів персонального комп'ютера, що дає змогу майже без обмежень застосовувати її на власному персональному комп'ютері.

Мінімальні вимоги наступні:

- будь-який сучасний ПК;
- будь-яка операційна система Windows пізніше Windows 2000 (сюди входять 2000, XP, Vista та Windows 7, 8 та 10);
- системна пам'ять 256 МБ;
- адаптер та монітор для дисплея SVGA або краще.

Крім того, він містить звичні SPICE моделі, а також розширення, що легко застосовувати, і понад 400 файлів-зразків схем, які ілюструють загальноприйняті схеми і функції програми.

Micro-Cap має наступні переваги [22]:

- сучасний інтерфейс користувача, простий у вивченні, на базі Windows;
- потужний редактор схем;
- швидкий аналогово-цифровий симулятор;
- підтримка потоків для декількох ядер процесора;
- аналіз найгірших випадків (Worst Case) за допомогою RSS, Монте-Карло [23] та аналіз Extreme Value;
- аналіз диму / напруги для визначення максимальних робочих умов;
- аналіз стабільності з використанням методів Тіана або Міддлбука;
- складний аналіз гармонійних та інтермодуляційних спотворень;
- найновіші моделі пристроїв, включаючи Hefner IGBT, Mextram BJT та PSP MOSFET;
- оптимізатор для точної настройки значень електричного кола;
- схематичне зондування сигналу з інтерактивним аналізом та редагуванням;
- швидке, точне створення моделі пристрою з технічних паспортів;

- велика бібліотека пристроїв із понад 3300 аналогових та цифрових частин;
- аналогові та цифрові особливості поведінкового моделювання;
- потужні функції вимірювання продуктивності та побудови графіків;
- інтерфейс списку мереж до популярних пакетів друкованих плат
- вбудована функція розробки активного та пасивного фільтрів;
- анімований дисплей аналізу;
- динамічне схематичне відображення постійної та змінної напруги, струму та потужності.

Перераховані переваги роблять Micro-Cap зручним засобом моделювання електронних пристроїв. Окрім всього, що було сказано, тепер остання дванадцята версія Micro-Cap є безкоштовною для користування.

### 2.2.2. DipTrace

Для створення друкованої плати була використана САПР DipTrace, що використовується для автоматизованої розробки електронних друкованих плат та схемотехнічної документації для проектів будь-якої складності.

DipTrace складається з декількох програмних модулів [24]:

- Schematic - підтримує багатосторінкові та багаторівневі ієрархні схеми та дозволяє створювати візуальні та логічні зв'язки між выводами: за іменами, без з'єднань, через порти та шини. Крім того, володіє перевіркою зв'язків (ERC) та верифікацією ієрархії, що значно полегшує роботу та допомагає уникнути помилок у проекті, а також імпортує та експортує дані з багатьох інших електронних САПР, таких як: P-CAD, Altium, EAGLE, OrCAD, PADS тощо.
- PCB Layout - інструмент з розробки друкованих плат із ручним та автоматичним трасуванням і позиціонуванням компонентів. Дозволяє копіювати готові вузли між ієрархічними блоками. Також підтримує імпорт з інших САПР;

— 3D Modeling - модуль тривимірного перегляду, має апаратно-прискорений перегляд, що показує тривимірну модель плати з усіма встановленими компонентами ще під час роботи у PCB Layout або Schematic, тобто на усіх етапах розробки. Дозволяє експортувати модель до інших САПР (наприклад SolidWorks, тощо) і містить більш ніж 7,5 тисяч 3D моделей компонентів, а також дозволяє імпортувати їх зі STEP, IGES, VRML та 3DS файлів.

DipTrace має наступні переваги:

- простий інтуїтивний інтерфейс;
- багатолістова та багаторівнева ієрархія;
- швидкісний shape-based трасувальник;
- зручні інструменти ручного трасування;
- імпорт-експорт найрізноманітніших форматів;
- підтримка диференційних та високочастотних сигналів;
- верифікація у реальному часі Real-Time DRC;
- 3D-перегляд плати та експорт моделі у STEP;
- експорт ODB++, Gerber, DXF, N/C Drill, Pick&Place;
- 140 тис. компонентів у стандартних бібліотеках;
- можливість редагувати та створювати корпуси компонентів.

Також DipTrace можна використовувати безкоштовно, що робить програму доступною.

### 2.2.3. NI LabVIEW 2020

У роботі для створення програмного забезпечення використовувалось середовище розробки NI LabVIEW 2020. Це програмне забезпечення системної інженерії для додатків, які вимагають тестування, вимірювання та контролю із швидким доступом до аналізу обладнання та даних.

NI LabVIEW використовує графічний код для програмування, який допомагає візуалізувати всі аспекти розробленої системи, включаючи конфігурацію обладнання, дані вимірювань та налагодження. Усі функції та модулі представлені у вигляді окремих блоків, а середовище розробки поділене на два вікна: один відображає внутрішній код розробленої програми, а інше зовнішній інтерфейс. Така візуалізація спрощує інтеграцію вимірювального обладнання від будь-якого постачальника, дозволяє відобразити складну логіку на діаграмі, розробити алгоритми аналізу даних та власні інтерфейси користувача.

NI LabVIEW дозволяє вирішувати технічні завдання в широкому діапазоні областей застосування, серед яких:

- вимірювання фізичних систем за допомогою датчиків або актуаторів (містить додаткові засоби NI DAQ [25], що полегшує візуалізацію та аналіз реальних сигналів, крім того має окремий блок для зручного підключення будь-якого виду датчику);
- валідація та верифікація електронних конструкцій;
- розробка дослідно-промислових випробувальних систем;
- розробка розумних машин та промислового обладнання.

Завдяки широкому спектру функцій і вже готових окремих блоків для здійснення різних задачі з отримання, обробки, аналізу, виводу та зберігання інформації [26] NI LabVIEW зручно використовувати у різних галузях [27], в тому числі і у розробці медичної техніки.

Єдиним недоліком NI LabVIEW 2020 залишається її вартість, хоча розробник пропонує безкоштовну версію з усіма існуючими модулями для ознайомлення протягом обмеженого періоду часу та спеціальні пропозиції для студентів.

### 2.3. Методи спектрального аналізу

Основою спектрального аналізу [28, 29] доплерівського зсуву частот є швидке перетворення Фур'є [30], яке дозволяє зіставити безперервному сигналу його еквівалентне представлення в частотній області. Основне призначення перетворення Фур'є полягає у виділенні частоти регулярних складових сигналу [31]. Але швидке перетворення Фур'є не здатне передати зміну частоти сигналу в часі [3, 32, 33], для подолання цього недоліку застосовують віконне перетворення Фур'є (STFT) [33, 34, 35, 36], в якому застосовується операція множення сигналу на вікно перед безпосереднім застосуванням перетворення Фур'є (2.1):

$$STFT_f(\omega, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-i\omega x}w(x - b)dx \quad (2.1)$$

де  $w(x - b)$  – вікно, локальна функція, яка зсувається вздовж часової осі для обчислення перетворення в декількох позиціях  $b$ .

Перетворення стає залежним від часу, і в результаті виходить частотно-часовий опис сигналу [37]. В залежності від конкретної задачі обираються різні види віконних функцій. Вибір необхідної функції доцільно проводити за наступними параметрами: динамічним діапазоном сигналу; шириною вікна або, так званим, діапазоном вибірки сигналу [22].

Недолік STFT полягає в тому, що у його обчисленні використовується фіксоване вікно, яке не може бути адаптоване до локальних властивостей сигналу.

Крім того проблемою STFT є те, що при отриманні частотно-часової характеристики сигналу [38] виникає принцип невизначеності Гейзенберга, в основі якого той факт, що неможливо сказати точно, яка частота присутня в сигналі в даний момент часу (можна говорити тільки про діапазон частот) і не можливо сказати в який точно момент часу частота присутня в сигналі (можна говорити лише про період часу) [32, 33].

Цю проблему долає вейвлет-перетворення [39, 40], оскільки за локалізацією у тимчасовому та частотному поданні вейвлети займають проміжне положення між гармонійними (синусоїдальними) функціями, локалізованими по частоті, і функцією Дірака, локалізованої в часі.

Основу вейвлет перетворення становить коротка хвиля, яка, подібно до STFT [41], є вікном деякої ширини для деякого часового проміжку. Ця коротка хвиля називається материнським вейтвлетом, вона буде прототипом всіх вікон, що будуть створюватися на тимчасовому відрізку вейвлет перетворення. За аналогією з STFT, масштаб пов'язаний зворотною залежністю з шириною вейвлета, чим менше хвиля, тим більше масштаб і навпаки. Особливістю є зсув за часом, який регулює рух вейвлетів вздовж часової компоненти сигналу [33].

## Висновки до розділу 2

У даному розділі було розглянуте використовуване у подальших етапах роботи апаратне та програмне забезпечення, основними спільними перевагами якого є доступність, зрозумілість, легкість у використанні та забезпечення всіх необхідних при розробці можливостей, що надає деяку гнучкість при створенні кінцевого продукту.

Було обрано для зручної реалізації спектрального аналізу перетворення STFT, функція якого присутня в розширеному модулі аналізу сигналів NI LabVIEW, що містить інструменти роботи з нею, вилучення інформації про спектр та виводу на екран. Крім того, розширений модуль аналізу сигналів дозволить також застосувати і вейвлет-аналіз в разі необхідності.

Для поєднання аналогового приладу з програмним забезпеченням було обрано також модуль VISA NI VabVIEW, що містить необхідні функції для відкриття, запису, читання, закриття файлів та інформації з приладів, під'єднаних до портів персонального комп'ютера.



## РОЗДІЛ 3

### ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

#### 3.1 Створення блоку зниження напруги

У зв'язку з потребою створення приладу спряження між доплерівським вимірювачем, що є аналоговим приладом, та розроблюваним програмним забезпеченням (рис.3.1), постає необхідність створити аналого-цифровий перетворювач (АЦП).

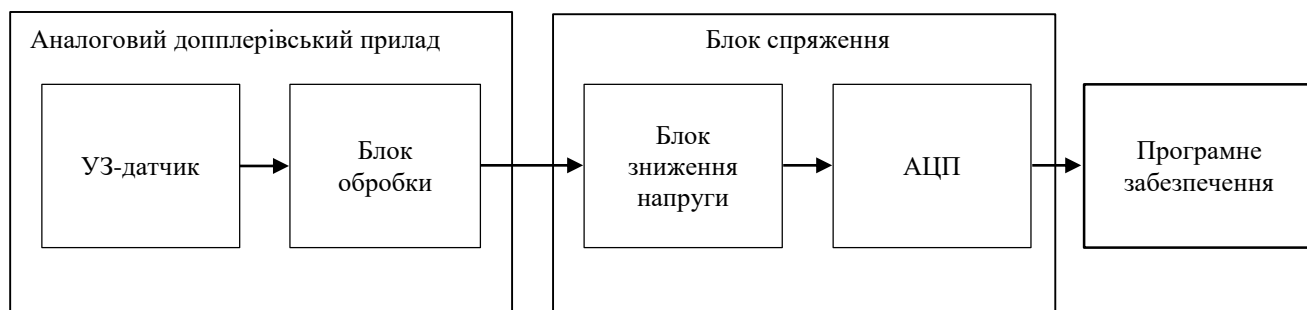


Рисунок 3.1 – Блок-схема розроблюваного програмно-апаратного комплексу

Наявний прилад працює від джерела біполярного живлення в 12 В і вихідний сигнал коливається у відповідних межах. Оскільки більшість АЦП [42] працюють з сигналом від 0 В до 5 В, а обраний мікропроцесор STM 321432 здатний оцифрувати сигнал напругою до 3,3 В, постає необхідність розробки блоку зниження напруги, щоб привести вхідний сигнал до зручного для оцифрування вигляду.

##### 3.1.1 Розробка електротехнічної схеми

Принципова електрична схема блоку зниження напруги для одного каналу доплерівського приладу була створена в програмному забезпеченні MicroCap 12 (рис.3.2) і складається з трьох основних частин: живлення power supply,

встановлення середньої точки reference voltage (offset), перетворення сигналу 12 to 2.5 voltage range.

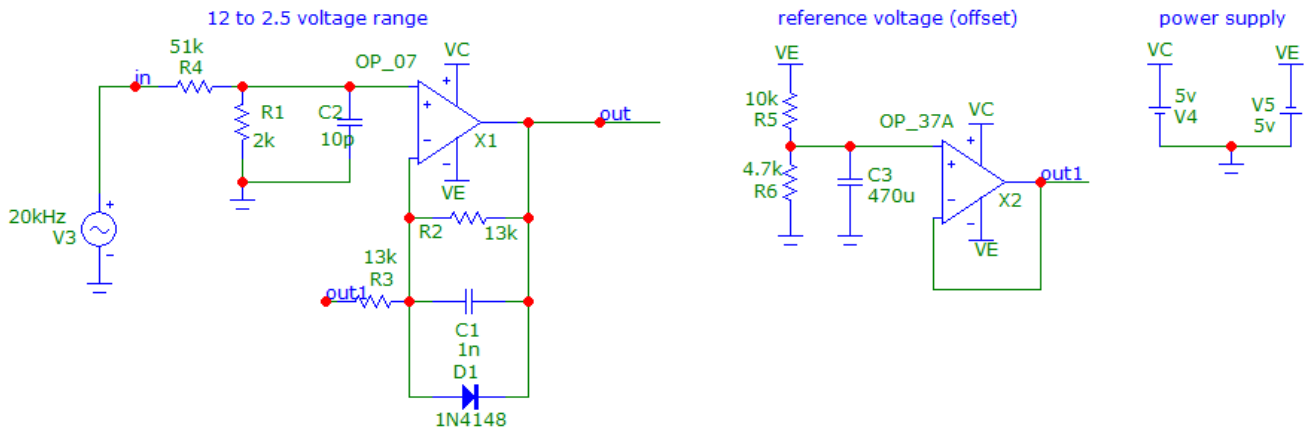


Рисунок 3.2 – Принципова електрична схема у середовищі MicroCap 12

Живлення схеми power supply організовано від біполярного джерела в 5 В.

Схема reference voltage (offset) працює на операційному підсилювачі OP37A, який забезпечує зміщення середньої точки з 0 В до 1,6 В за допомогою діляника напруги на резисторах R5 та R6 та негативного полюса живлення схеми VE. Регулювання середньої точки може відбуватися шляхом зміни номіналу резистору R6.

Схема 12 to 2.5 voltage range забезпечує діапазон вихідного сигналу в межах від 0 до 2,5 В. Діод 1N4148 захищає вхід АЦП, що буде під'єднаний до виходу схеми, від непередбачуваних коливань вхідного сигналу.

На рис. 3.3 зображені вхідний, опорний та вихідний сигнали, отримані при аналізі перехідних процесів схеми.

З графіків видно, що діапазон напруги на виході схеми знаходиться у межах від 0,7 В до 2,5 В при вхідній напрузі від -12 В до 12 В, що дасть змогу за необхідності використовувати АЦП, побудований на іншому мікропроцесорі, або, змінивши значення опорного сигналу, використати для оцифровки сигналу лінійний вхід звукової карти персонального комп'ютера.

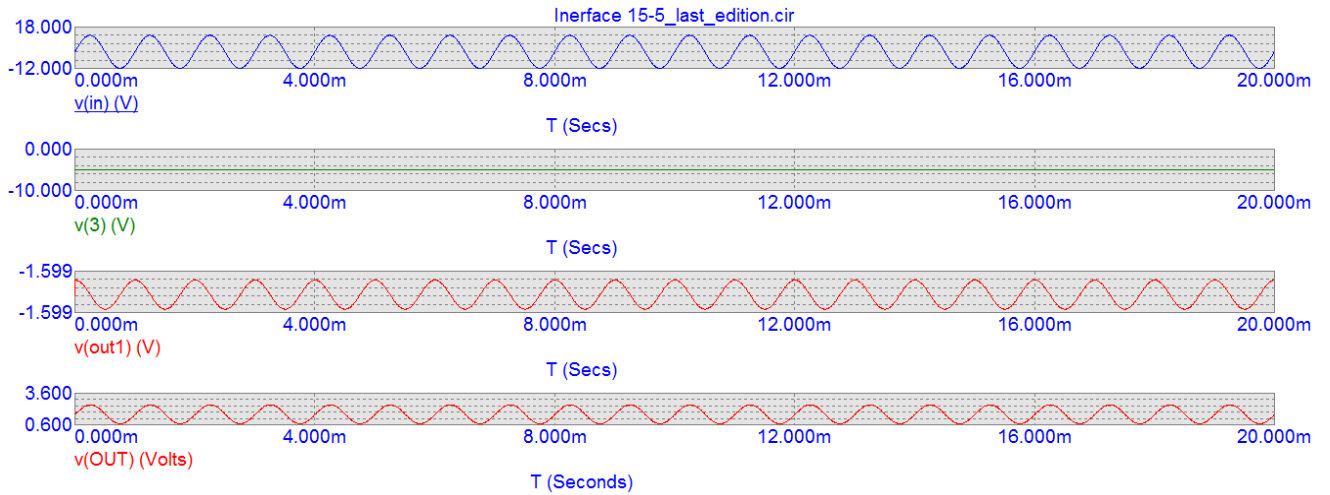


Рисунок 3.3 – Аналіз перехідних процесів у середовищі MicroCap 12, зверху вниз: вхідний сигнал 12 В, джерело -5 В, опорний сигнал 1,6 В, вихідний сигнал 2,5 В

Виконано покрокову зміну вхідної напруги з використанням функції Stepping для аналізу перехідних процесів для амплітуди синусоїдального джерела сигналу. Для швидкості обчислення і наочності крок змінюваної величини був обраний рівним 1 В для діапазону напруг від 0 В до 12 В при частоті 100 Гц, а запис даних проводився окремо для позитивної (рис.3.4) і негативної напівхвиль (рис. 3.5) вихідного сигналу.

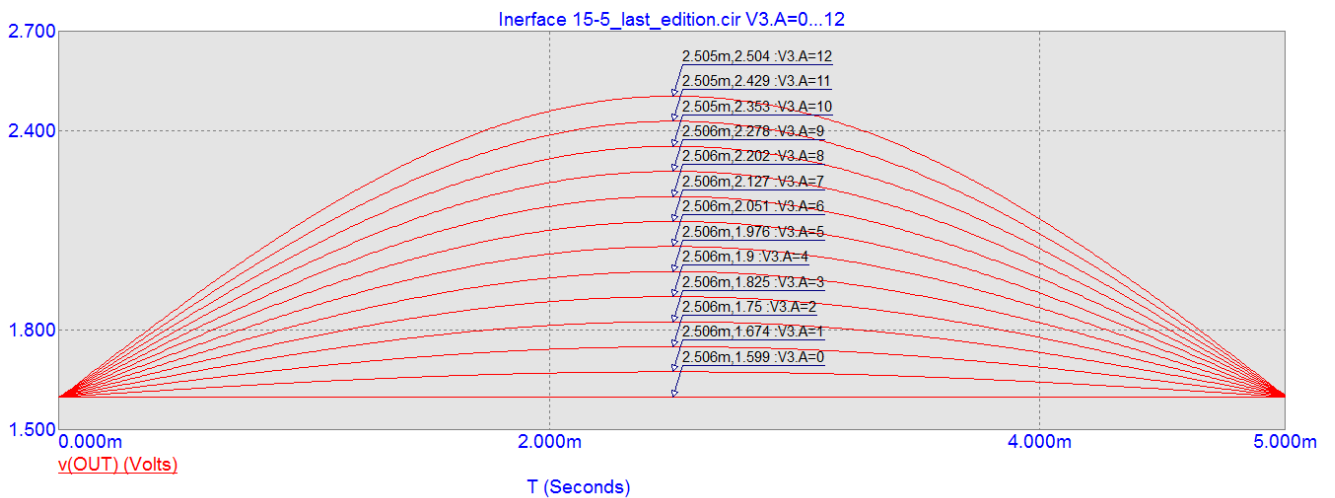


Рисунок 3.4 – Функція Stepping для значень амплітуди джерела вхідного сигналу  $V3, A=0...12$  В, де  $v(OUT)$  – вихідна напруга (позитивна напівхвиля)

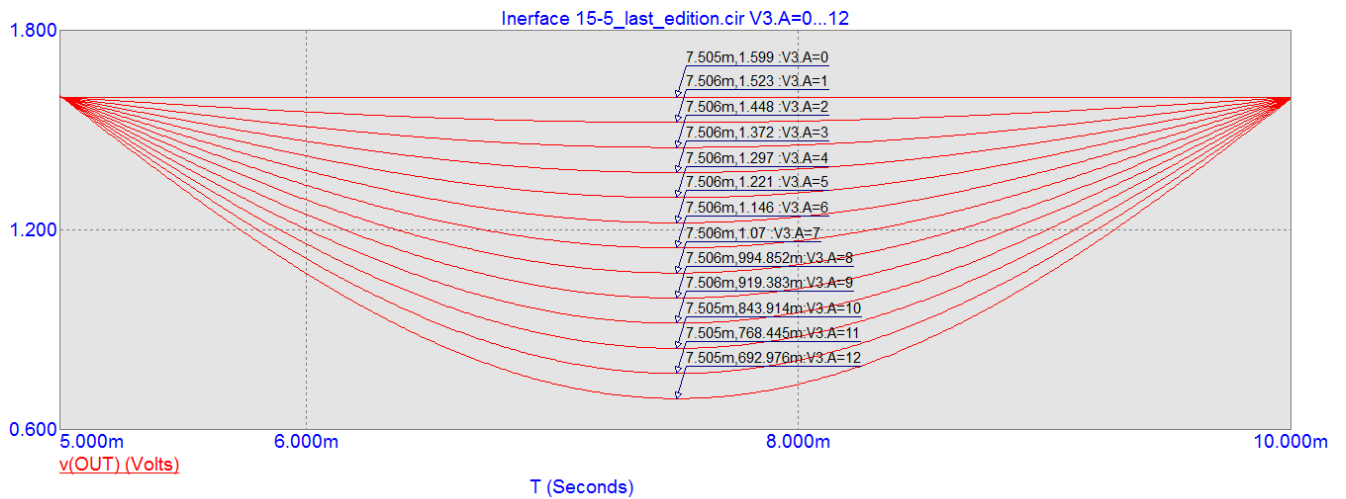


Рисунок 3.5 – Функція Stepping для значень амплітуди джерела вхідного сигналу V3, A=0...12 В, де v(OUT) – вихідна напруга (негативна напівхвиля)

Отримані дані було перенесено до таблиць Microsoft Excel (табл.3.1).

Таблиця 3.1 – Вхідна і вихідна величини, отримані з функції Stepping

Позитивна напівхвиля													
x	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
y	2,50	2,43	2,35	2,28	2,20	2,13	2,05	1,98	1,90	1,83	1,75	1,67	1,60
Негативна напівхвиля													
x	0	-1	-2	-3	-4	-5	-6	-7	-8	-9	-10	-11	-12
y	1,60	1,52	1,45	1,37	1,30	1,22	1,15	1,07	0,99	0,92	0,84	0,77	0,69

За допомогою лінійної апроксимації побудованого графіку залежності напруги на виході схеми від напруги вхідного сигналу (рис.3.6) було отримано вираз для розрахунку вихідної напруги (3.1), який говорить про лінійний характер залежності між величинами.

$$y = -0,0755x + 2,5798, \quad (3.1)$$

де  $y$  – напруга на виході схеми, В;

$x$  – напруга вхідного сигналу, В.

Загалом, зміні амплітуди вхідного сигналу на 1 В відповідає зміна амплітуди вихідного сигналу на 0,076 В, а величина розмаху значень дорівнює 1,812 В, що в 13, 245 разів менше за вхідну, що дорівнює 24 В.

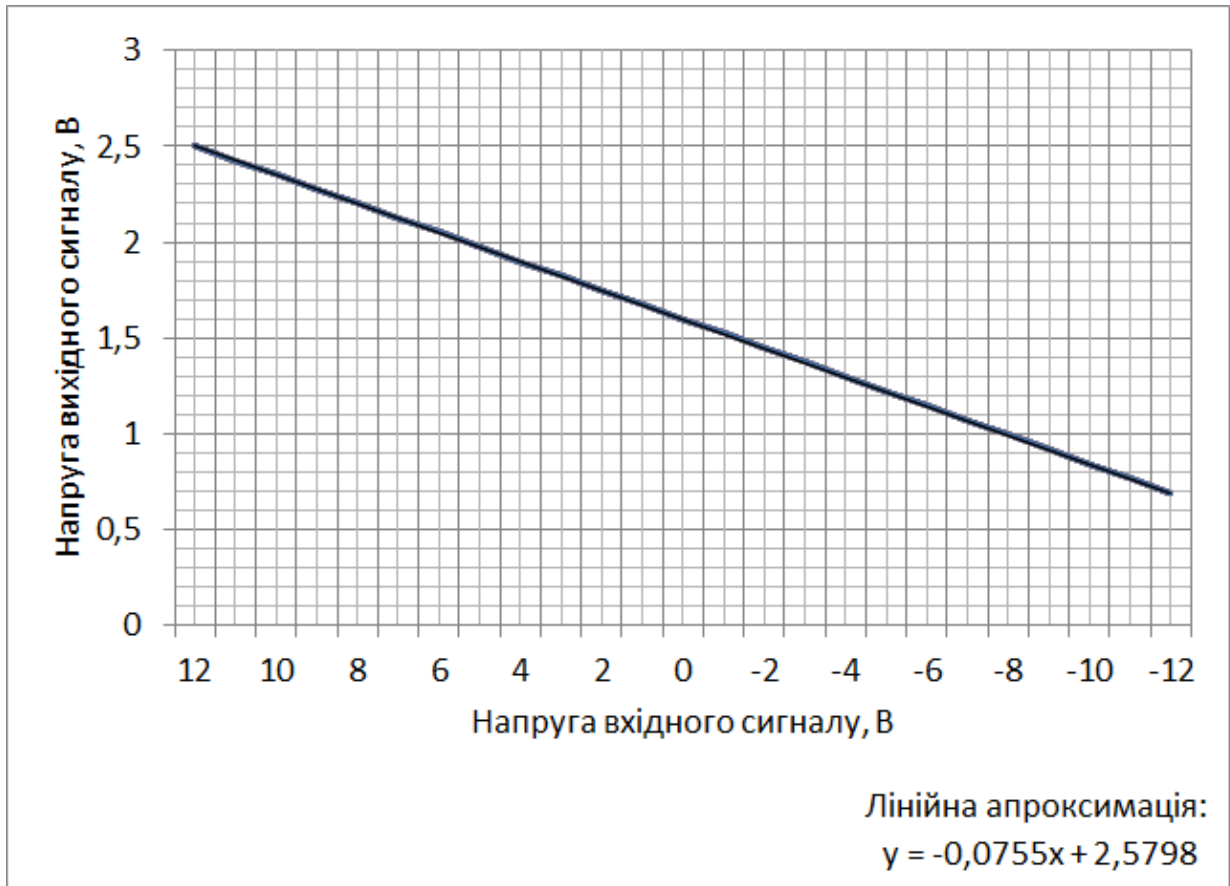


Рисунок 3.6 – Залежність між напругою вхідного і вихідного сигналів схеми

Для того, щоб оцінити роботу схеми, враховуючи допуски номіналів її елементів, був застосований аналіз Монте-Карло, при виборі якого кожна схема моделюється з компонентів, значення параметрів яких може приймати випадкове значення по певному заданому закону розподілу у межах заданого допуску [22].

Налаштування були обрані, виходячи з рекомендацій [23], і мають наступний вигляд:

- тип розподілу – worst case (генерує компоненти з 50% ймовірністю отримати мінімум і 50% ймовірністю отримати максимум параметру);
- кількість запусків – 300;
- допуски номіналів – 5%.

Допуски були задані відповідно до технічного опису обраних елементів за допомогою команди .MODEL.

На рис.3.7 видно, що у найгіршому випадку, що можливий при точності пасивних елементів 5%, розкид амплітудних значень на виході схеми може досягати від 2,1 В до 3,2 В. З гістограми (рис.3.8) видно, що 63 з 300 (близько 21%) випущених серійним виробництвом схем відповідали б розрахованим для них параметрам.

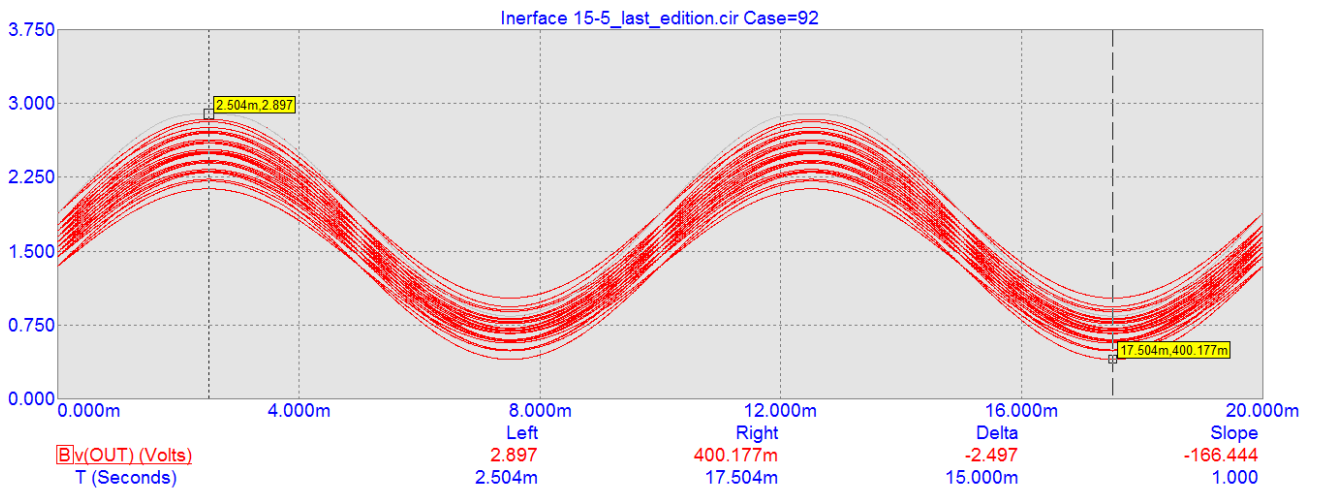


Рисунок 3.7 – Аналіз Монте-Карло для перехідних процесів, допуск 5%

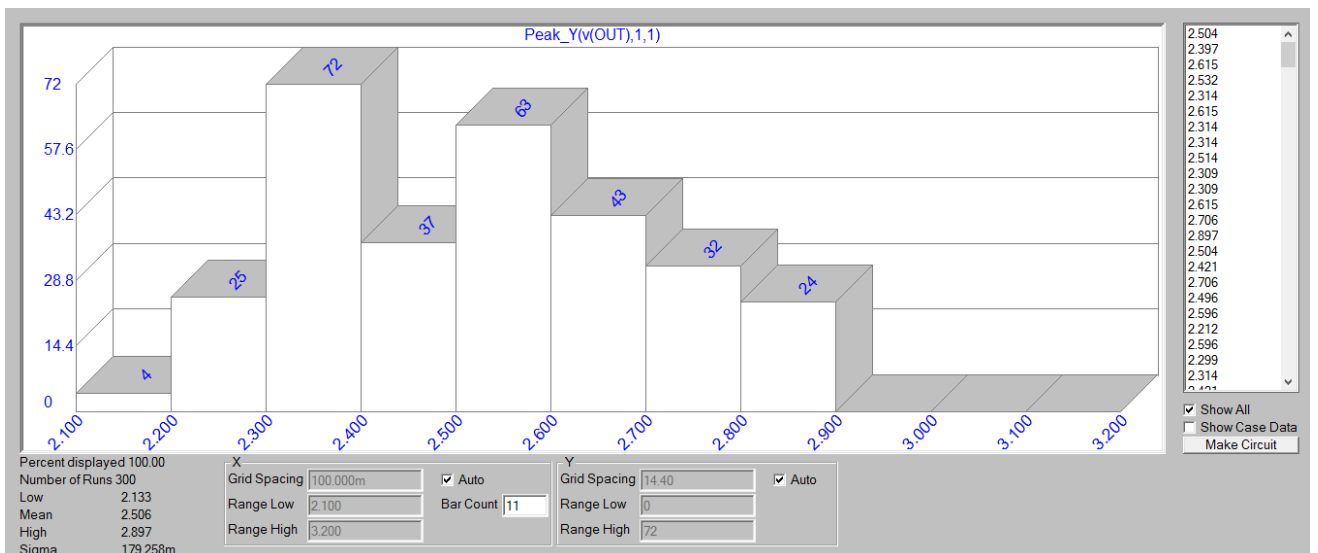


Рисунок 3.8 – Гістограма розподілу амплітудних значень напруги для аналізу Монте-Карло, допуск 5%

Відтак можна говорити про необхідність вибору елементної бази з меншим допуском, скажімо, 1 %. Не важко бачити, що при встановленні допуску 1%, а розкид значень звузився (рис.3.9), а діапазон амплітудних значень вихідної величини на гістограмі розподілу змінився і обмежився проміжком від 2,42 В до 2,62 В (рис.3.10).

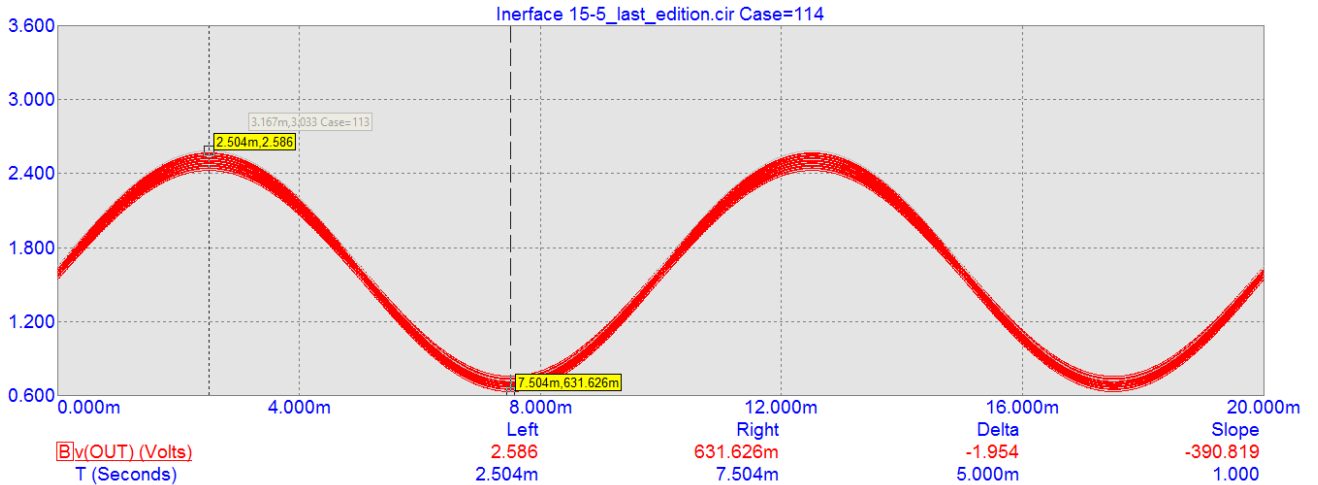


Рисунок 3.9 – Аналіз Монте-Карло для перехідних процесів, допуск 1%

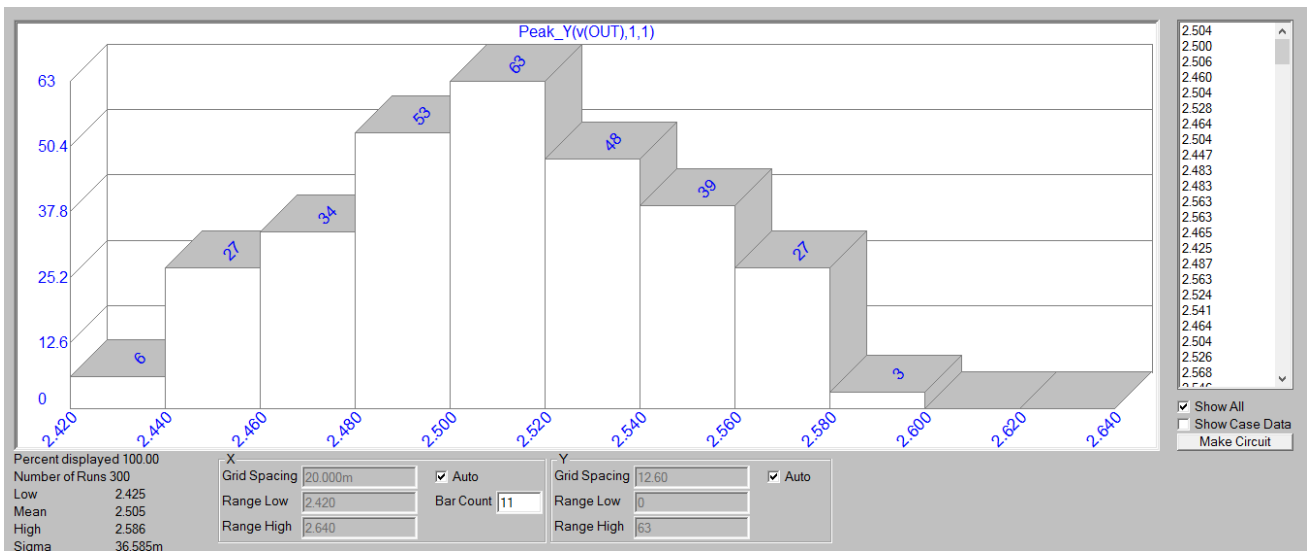


Рисунок 3.10 – Гістограма розподілу амплітудних значень напруги для аналізу Монте-Карло, допуск 1%

Для подальшого виготовлення друкованої плати вирішено надати перевагу елементній базі з допуском 1%.

### 3.1.2 Розробка друкованої плати

Принципова електрична схема була перенесена до середовища розробки DipTrace для подальшої розробки макету друкованої плати і її реалізації.

На рисунку 3.11 зображена схема трасування відповідної друкованої плати.

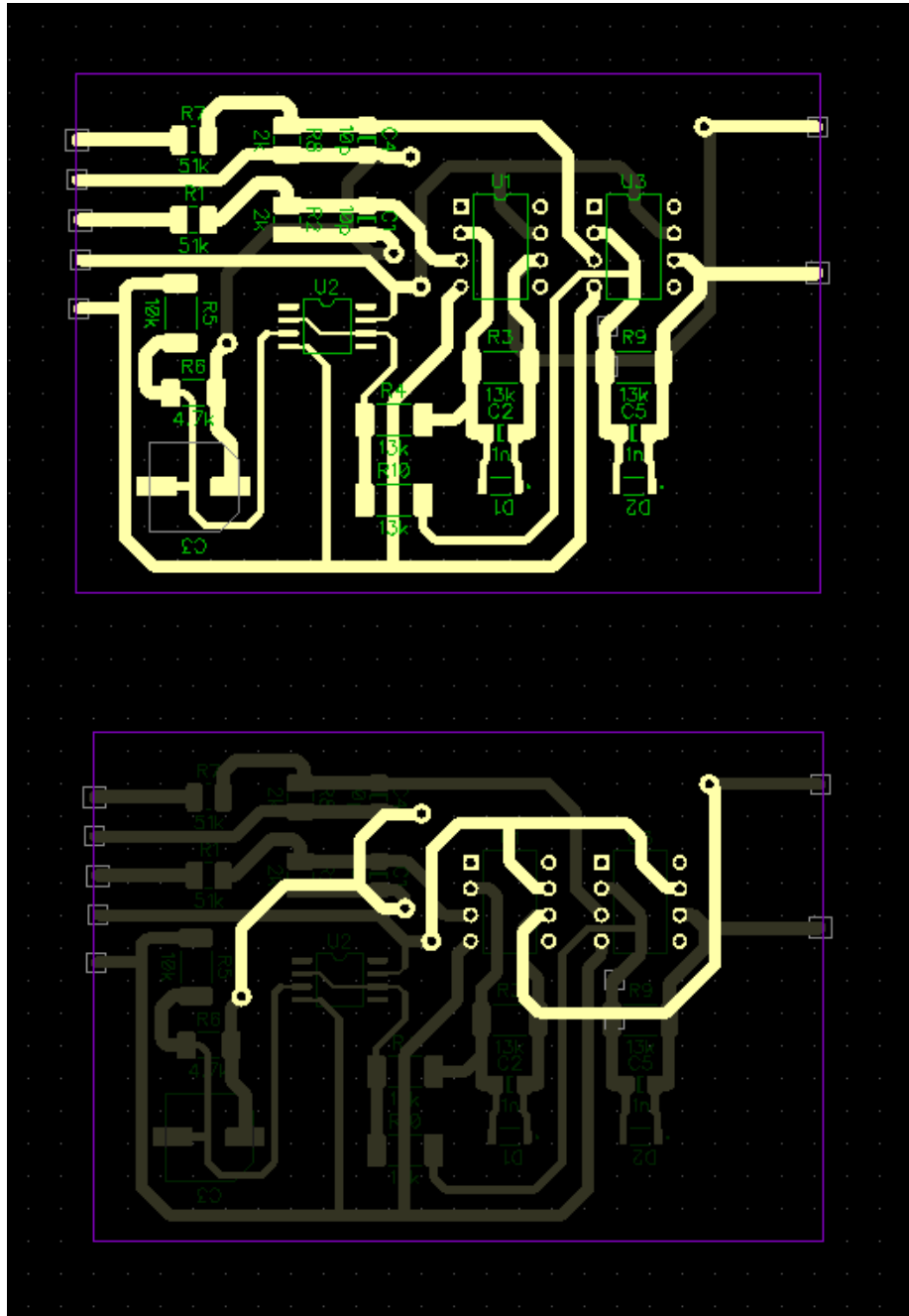


Рисунок 3.11 – Схема трасування друкованої плати в DipTrace: вид зверху

та знизу



3D-моделі (рис.3.12) була отримана шляхом експорт у форматі.VRLM, який зберігає її суцільною деталлю [24] для забезпечення можливості зручного імпорту в SolidWorks з подальшим створенням корпусу.

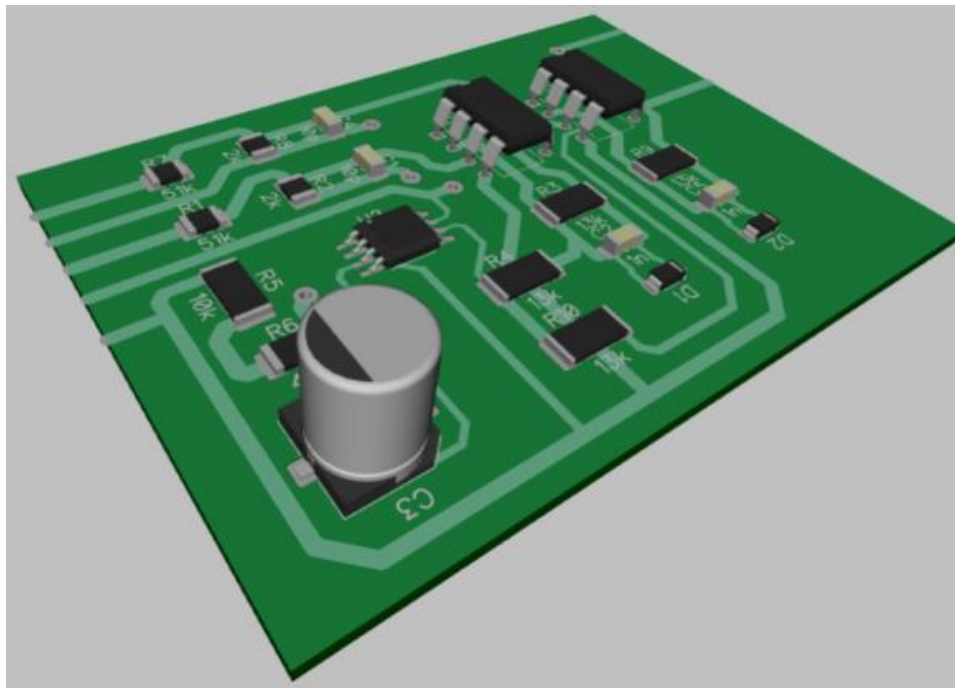


Рисунок 3.12 – 3D-модель друкованої плати в DipTrace

Виготовлена друкована плата зображена на рис.3.13.

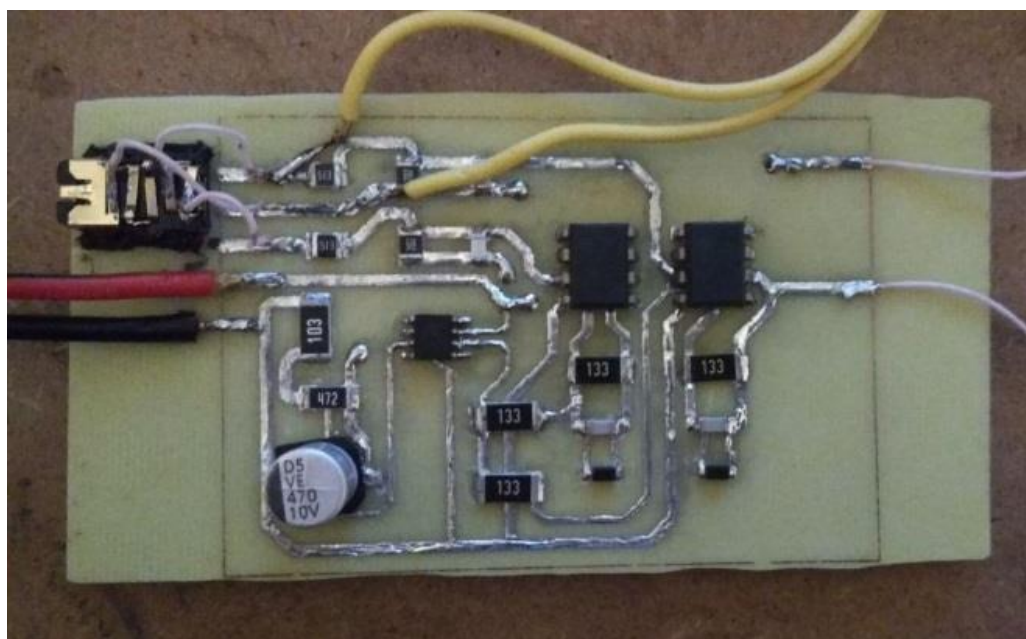


Рисунок 3.13 – Змонтована друкована плата

У табл.3.2 перераховані використані елементи та їх характеристики, які були обрані для монтажу.

Таблиця 3.2 – Елементна база друкованої плати

Елемент	Номінал	Корпус
R1	51 kOhm	SMD 1210
R2	2 kOhm	SMD 1210
R3	13 kOhm	SMD 2512
R4	13 kOhm	SMD 2512
R5	10 kOhm	SMD 2512
R6	4.7 kOhm	SMD 2010
R7	51 kOhm	SMD 1210
R8	2 kOhm	SMD 1210
R9	13 kOhm	SMD 2512
R10	13 kOhm	SMD 2512
U1	-	DIP-8
U3	-	DIP-8
U4	-	SOIC-8
C1	10 pF	SMD 1206
C2	1 nF	SMD 1206
C3	470 uF	SMD size E
D1	-	SOD-123
D2	-	SOD-123

Під'єднання до доплерівського блоку здійснюється адаптером з DIN-5 на Jack 3,5 через відповідний роз'єм на платі, для тестових підключень передбачені додаткові дроти.

Перевірка функціонування виготовленої друкованої плати проводилась із використанням осцилографу PCSGU250, з генератору якого подавалися сигнали на один з вхідних каналів схеми:

- ступінчатий з напругою від -5 В до 5 В та частотою 100 Гц (рис.3.14),
- наростаючий з напругою від 0 В до 10 В та частотою 100 Гц (рис.3.15).

Ціна поділки шкали для обох графіків дорівнює 0,2 В.

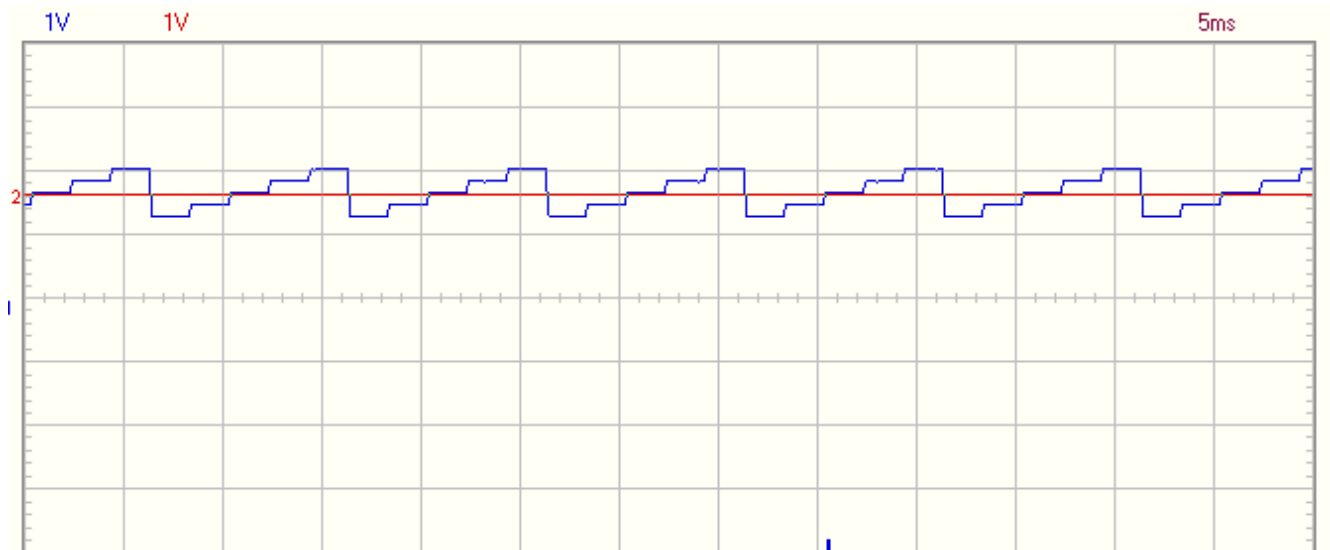


Рисунок 3.14 – Реакція схеми на ступінчатий сигнал: 1V – вихідна напруга,  
2V – середня точка 1,6 В

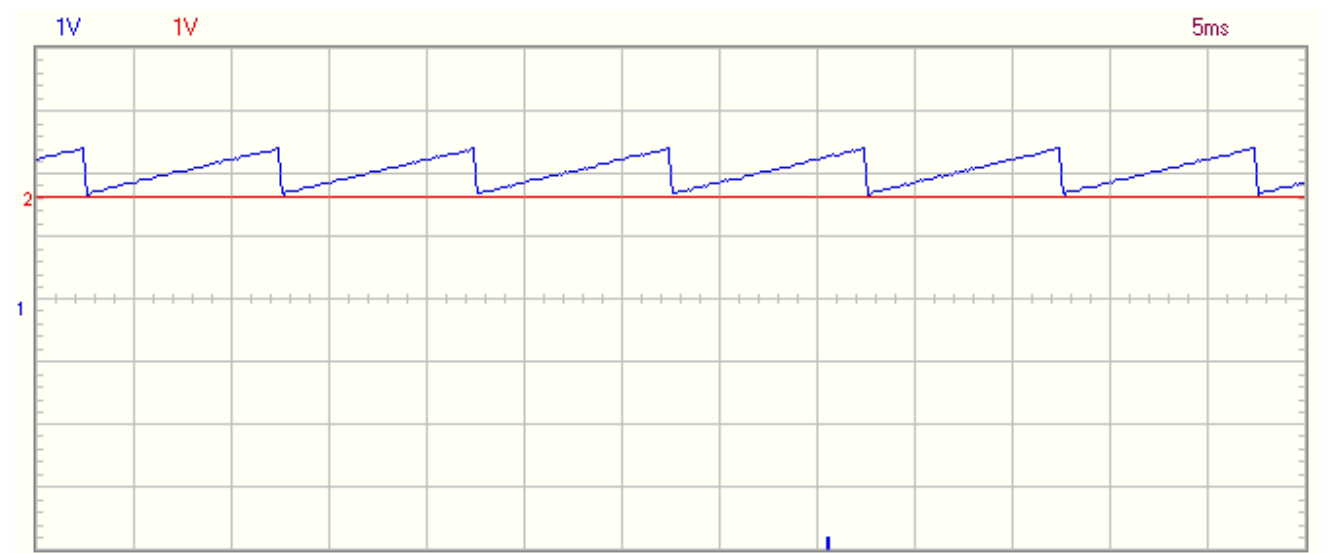


Рисунок 3.15 – Реакція схеми на наростаючий сигнал: 1V – вихідна напруга,  
2V – середня точка 1,6 В

Отримані результати повторюють очікувані значення напруги на виході, отримані при моделювання роботи електричної схеми в MicroCap 12 в режимі аналізу перехідних процесів Transient з функцією Stepping (табл. 3.1).

### 3.2 Створення аналого-цифрового перетворювача

АЦП реалізований на основі мікропроцесора STM 321432, основні характеристики наступні:

- живлення - від 1,71 В до 3,6 В;
- тип АЦП– послідовного наближення;
- роздільна здатність – 12 біт (5 Msps);
- підвищений коефіцієнт перетворення для нижчої роздільної здатності (до 8,88 Мбіт/с для 6-бітової роздільної здатності)
  - максимальний коефіцієнт перетворення - 5,33 Msps;
  - час дискретизації - до 18,75 нс;
  - частота - до 80 МГц.

Використаний для створення АЦП код наведено у Додатку А.

### 3.3 Розробка програмного забезпечення

Для створення програмного забезпечення було використане середовище розробки NI LabVIEW. Вигляд графічного коду віртуальних підприладів, які застосовувались у основному блоці програмного забезпечення для розрахунку значень швидкості, зображені на рис.3.16 та рис.3.17.

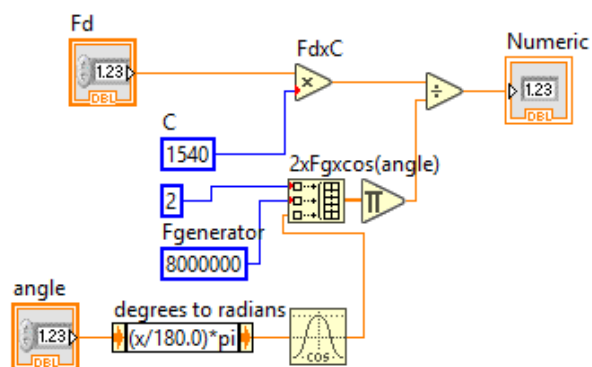


Рисунок 3.16 – Код для розрахунку швидкості

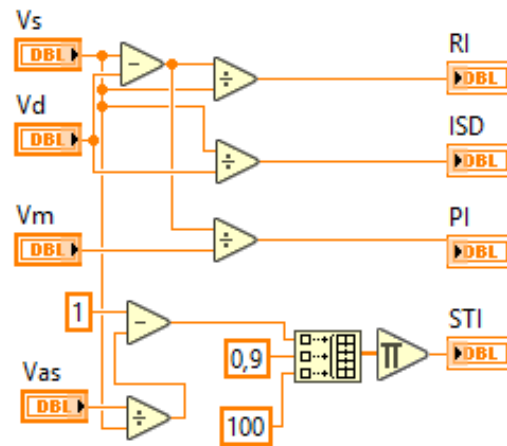


Рисунок 3.17 – Код для розрахунку індексів

У результаті пошуку було вирішено застосувати функцію STFT.

Як було зазначено раніше, процедура обчислення STFT полягає розбитті сигналу на короткі сегменти рівної довжини, і обчисленні перетворення Фур'є окремо для кожного [41], щоб отримати графік зміни спектрів як функцію часу.

Для здійснення вікового перетворення Фур'є віртуальний інструмент STFT Spectrograms, що повертає 2D-масив, що описує розподіл енергії сигналу в частотно-часовій області. Кожний рядок відповідає миттєвому спектру потужності в певний час.

Функції в LabVIEW отримують доступ до даних масиву в порядку, що описується індексами. У 2D-масиві рядок - це перший, основний індекс. Стовець - останній, другорядний індекс. У більших багатовимірних масивах стовець залишається останнім індексом, і ця функція додає більше основних індексів до передньої частини. Ці імена є ідентифікаторами індексу і не мають іншого значення. Таким чином, використовуючи функції палітри роботи масивами можна виокремити ті рядки або стовпці, які нас цікавлять для подальшої обробки даних, а також провести пошук та сортування. Відтак функції роботи з масивами стають основним інструментом для визначення швидкостей та індексів.

Вигляд інтерфейсу користувача представлений на рис.3.18.

Для зчитування даних з мікроконтролера були застосовані об'єкти палітри віртуального інструменту VISA у середовищі розробки NI LabVIEW.

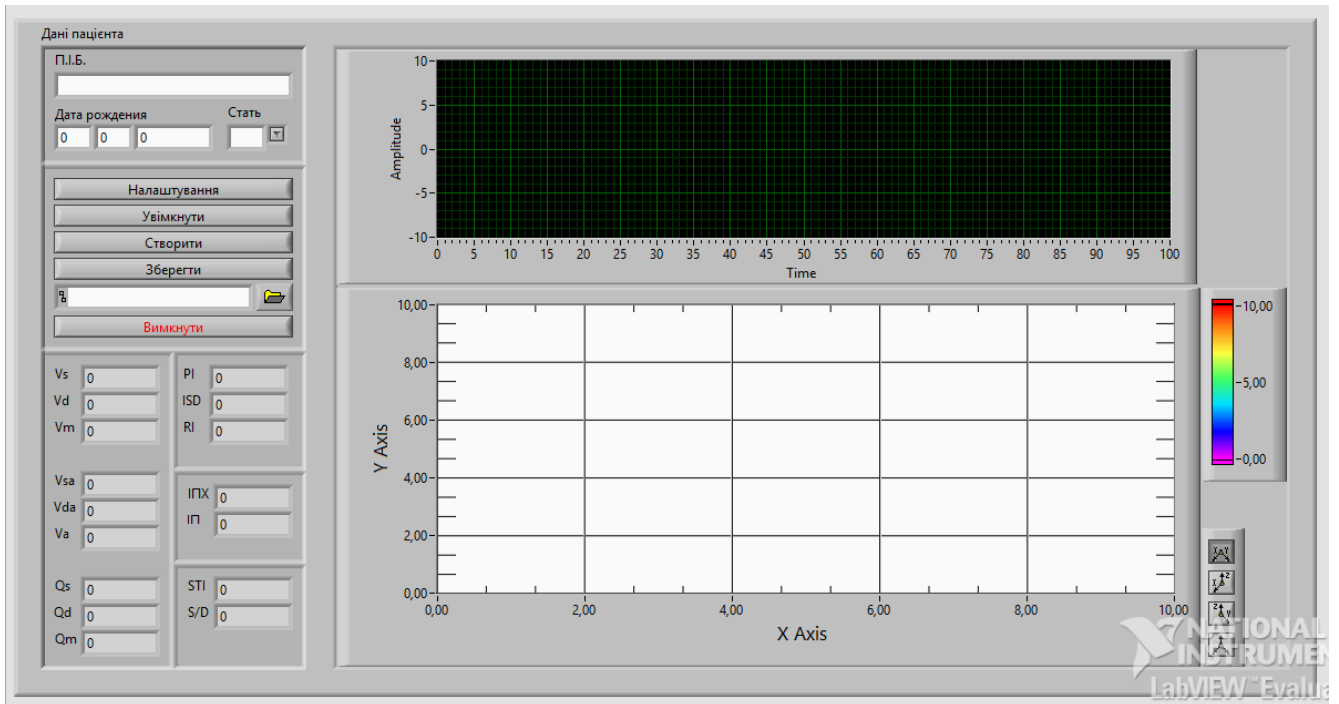


Рисунок 3.18 – Інтерфейс користувача

На рис. 3.19 зображений вигляд коду, що безпосередньо працює з потоком даних мікроконтролера.

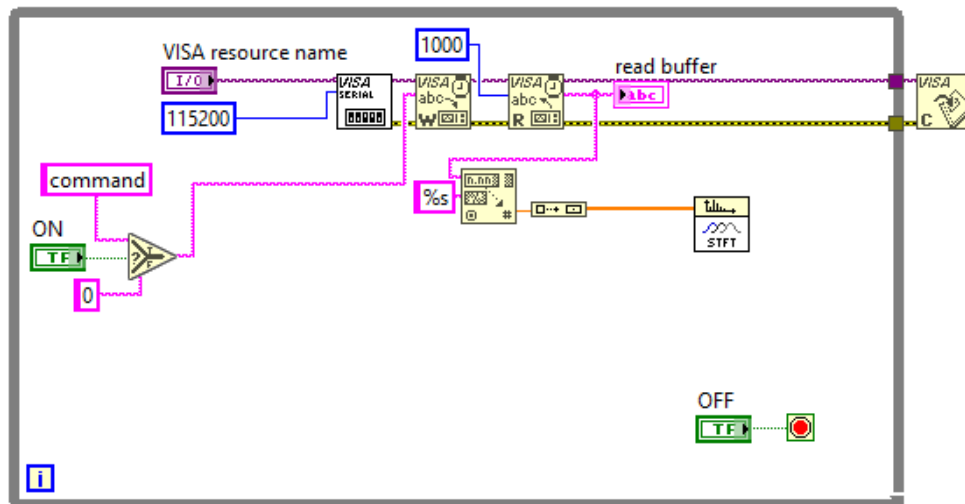


Рисунок 3.19 – Код зчитування даних з мікроконтролера

На рис.3.20 зображений вигляд користувацького інтерфейсу при натисненні кнопки «Створити». Створений таким чином файл можна відкрити за допомогою як Microsoft Word, так і Microsoft Excel.

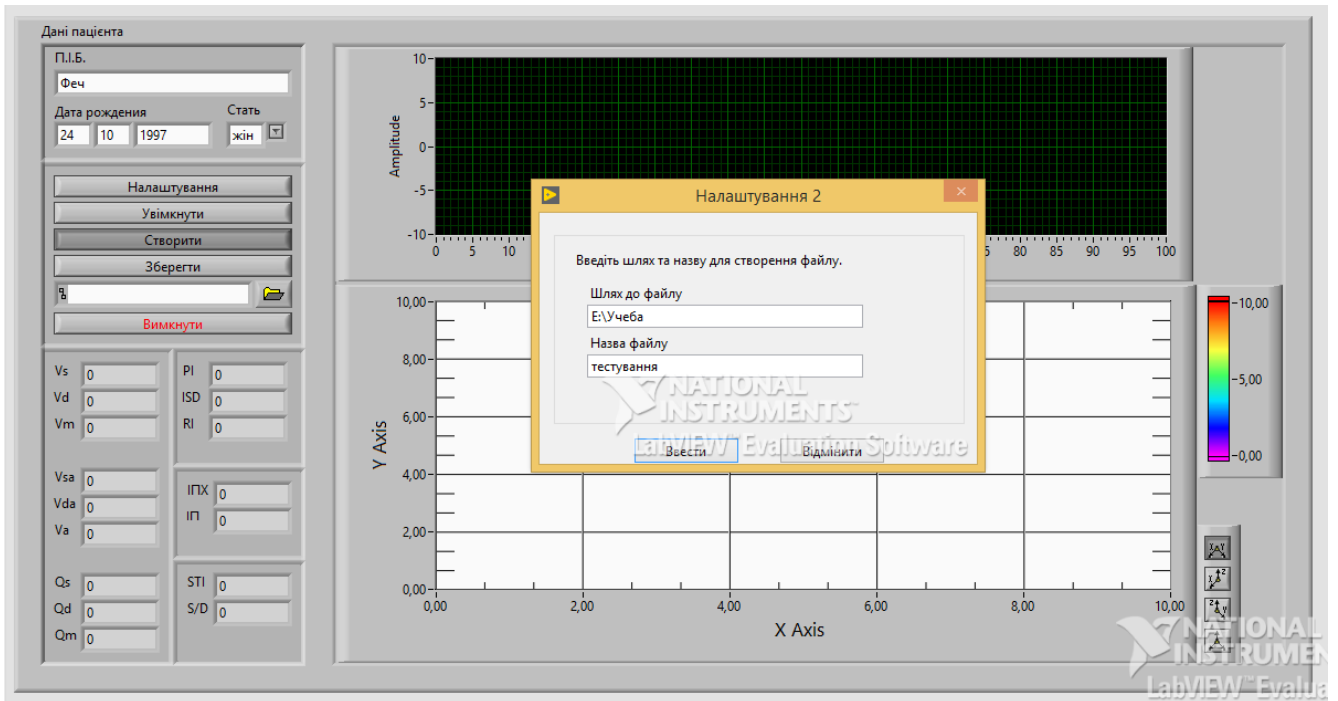


Рисунок 3.20 – Інтерфейс користувача при виконанні команди «Створити»

На рис.3.21 показано, як відбувається налаштування програми при натисненні кнопки «Налаштувати».

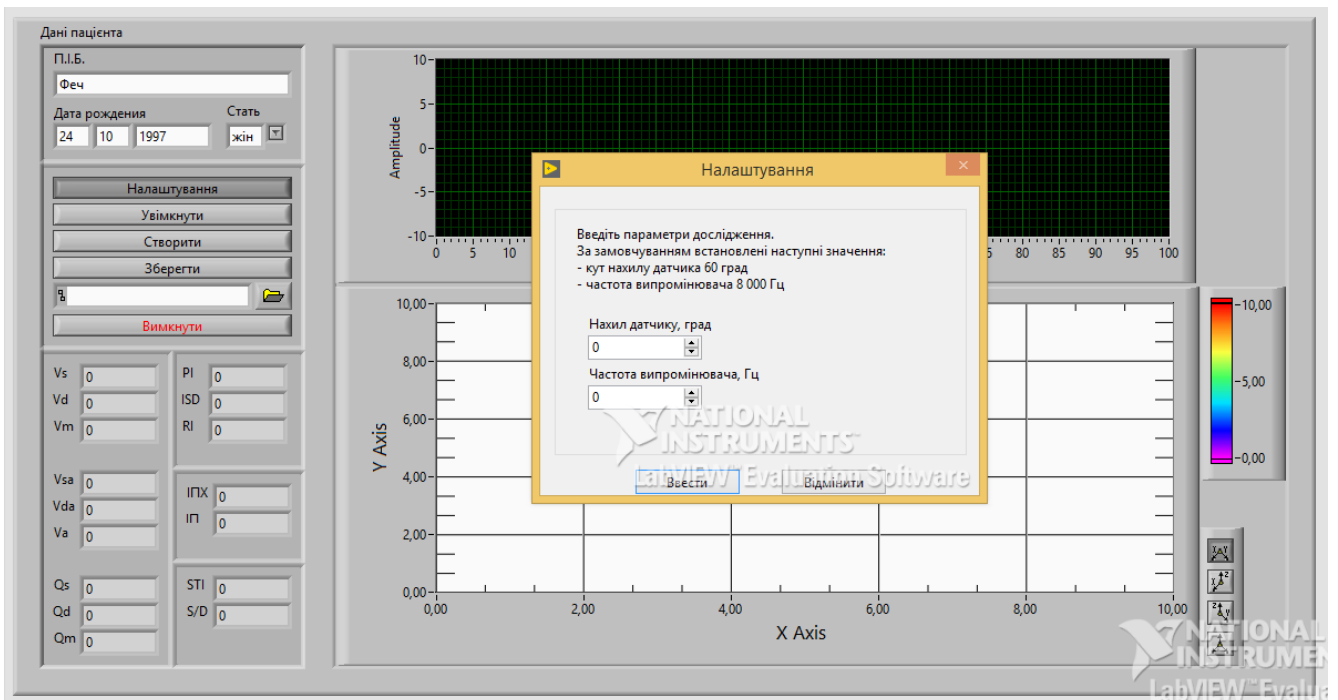


Рисунок 3.21 – Інтерфейс користувача при виконанні команди «Налаштувати»





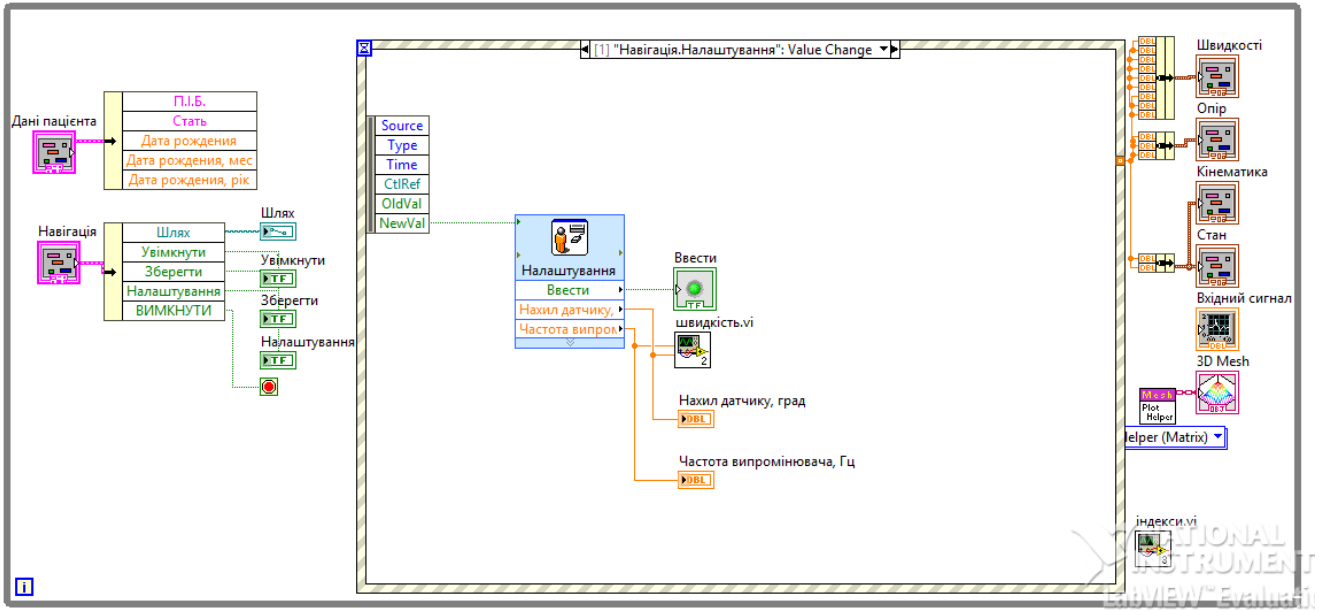


Рисунок 3.24 – Графічний код для команди «Налаштувати»

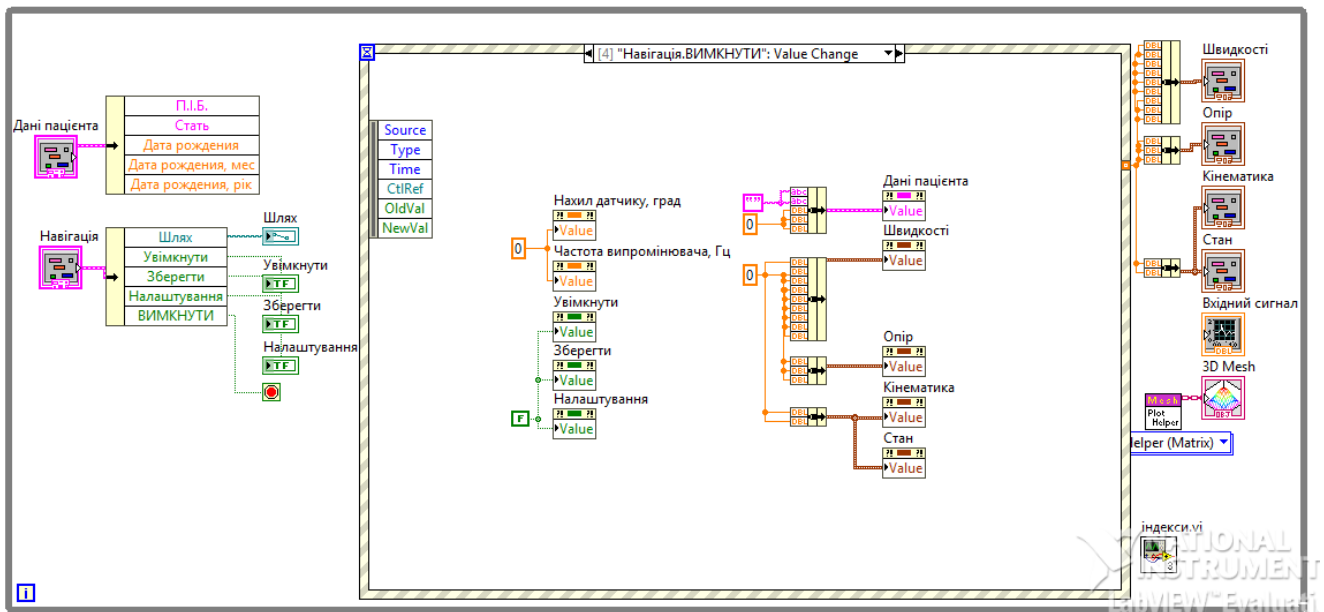


Рисунок 3.25 – Графічний код для команди «Вимкнути»

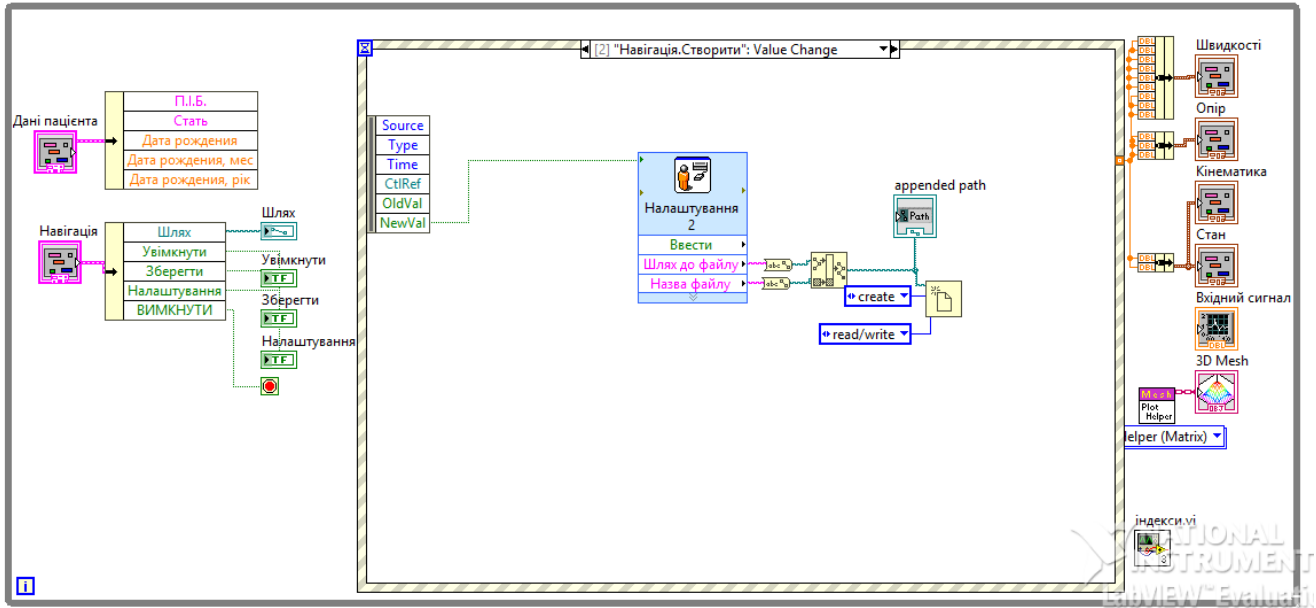


Рисунок 3.26 – Графічний код для команди «Створити»

Для того, щоб перевірити роботу функції STFT, а також якості відображуваного графіку був застосований код з тестовими включеннями, щоб симулювати найпростіші сигнали з передбачуваними характеристиками (рис.3.27). Результат на рис. 3.28.

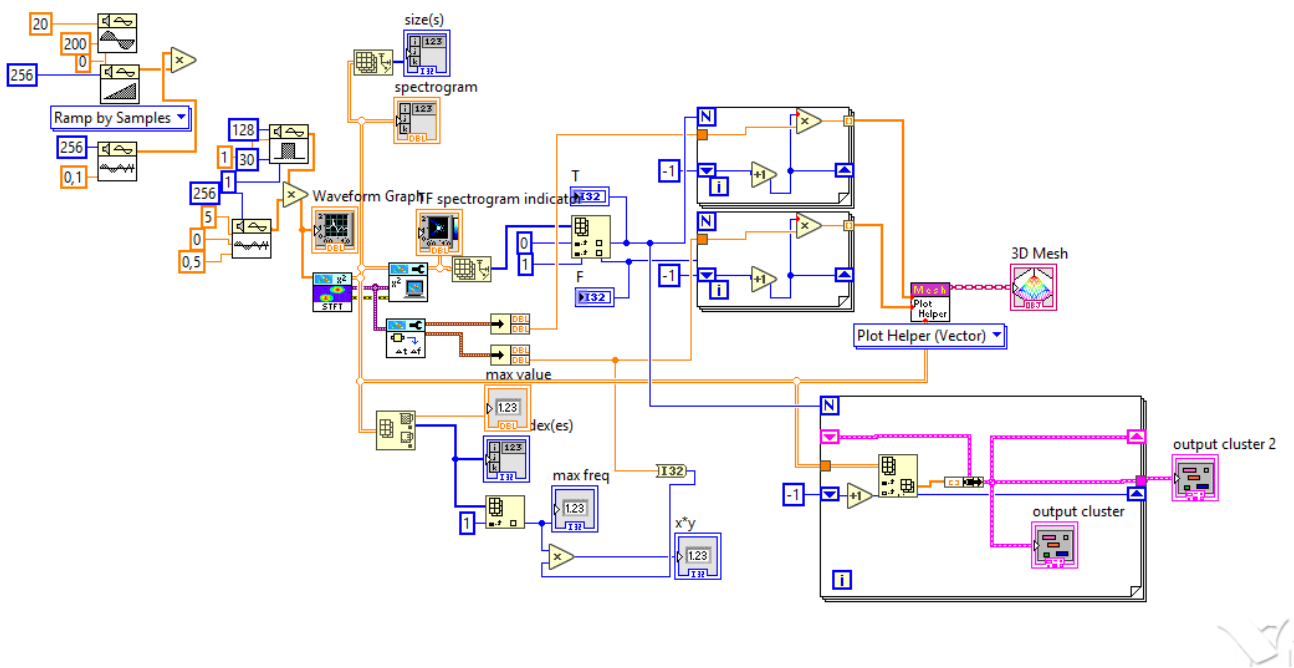


Рисунок 3.27 – Графічний код для тестування відображення спектру

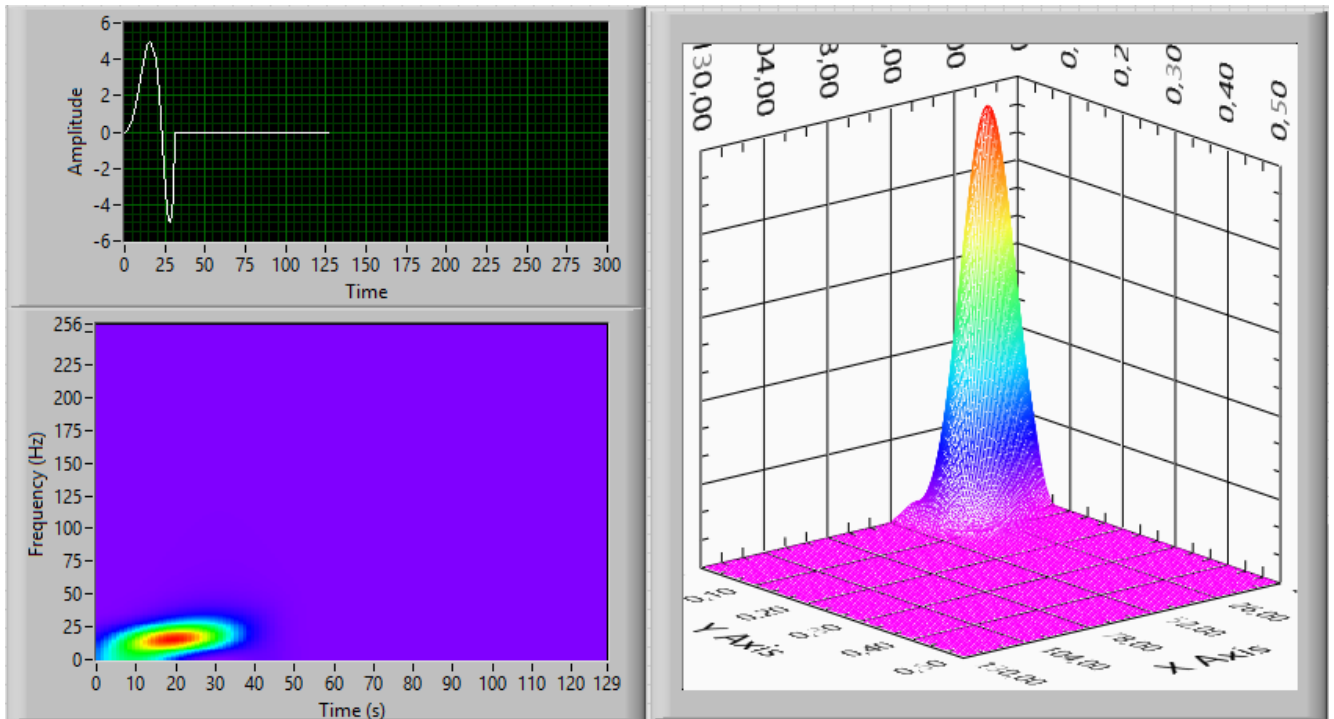


Рисунок 3.28 – Результат тестування функції STFT та 3D Mesh без корегування осей

Для проведення подальших досліджень необхідно створити зручну модель сигналу та його спектру.

### 3.4 Розробка моделі сигналу

Створення моделі сигналів необхідно розпочати з розгляду методики дослідження артерій верхніх кінцівок. Основним джерелом кровопостачання всієї верхньої кінцівки є підключична артерія, яка на рівні переднього краю першого ребра продовжується в пахвову артерію. Пахвова артерія переходить на рівні нижнього краю великого грудного м'яза в плечову артерію, яка в глибині ліктьової ямки ділиться на променевою і ліктьову. Обстеження хворих методом ультразвукової доплерографії проводиться за допомогою датчиків постійного випромінювання з частотою 4 МГц для пахвової і плечової артерії (глибина розташування від 1 см до 4-5 см) і 8 МГц для променевої і ліктьової артерії (глибина розташування від 0,5 см до 2,5 см). На відміну від артерій нижніх

кінцівок, артерії руки практично по всій довжині доступні для пальпації і локації. У нормі кровотік при локації артерій верхніх кінцівок носить магістральний характер [43]. При різкій стенозах або оклюзіях характер кровотоку змінюється на колатеральний, а рівень ураження легко визначається послідовною локацією по ходу артеріального дерева верхньої кінцівки [44].

Для моделювання були використані значення параметрів [45] кровотоку при відсутності уражень верхніх кінцівок (табл.3.3).

Таблиця 3.3 – Параметри кровотоку артерій верхніх кінцівок в нормі

Артерія	Пікова систолічна швидкість, см/с			Кінцева діастолічна швидкість, см/с			Пулсаторний індекс (PI)		
	середнє	мінімум	максимум	середнє	мінімум	максимум	середнє	мінімум	максимум
Плечова	65	45	82	12,3	6	16	3,7	2,64	4,9
Ліктьова	50,5	43	61	9,6	2	13	3,06	1,6	9,3
Променева	53	35	63	13,1	7	20	4,14	1,3	14,8

З пулсаторного індексу за відповідною формулою (1.2) були вилучені значення середніх швидкостей кровотоку в точці локації (табл.3.4).

Таблиця 3.4 – Розраховані значення середньої швидкості в артеріях верхніх кінцівок в нормі

Артерія	Середня швидкість, см/с		
	середнє	мінімум	максимум
Плечова	14,24	14,77	13,47
Ліктьова	13,37	25,63	5,16
Променева	9,64	21,54	2,91

Для перерахованих вище значень були розраховані відповідні значення частоти доплерівського зміщення за допомогою віртуального підприладу, спроектованого в NI LabVIEW 2020 (рис.3.29), результуючі дані представлені в табл.3.5.

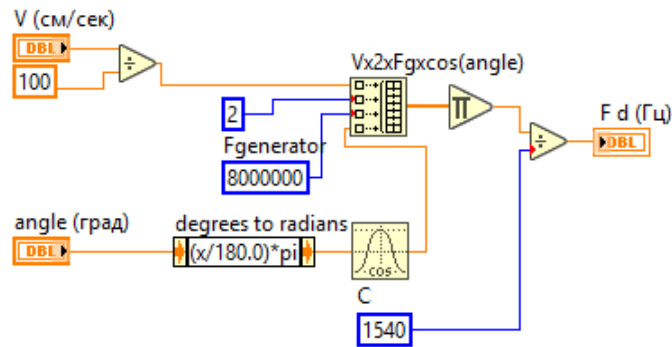


Рисунок 3.29 – Код для розрахунку доплерівської частоти

Таблиця 3.5 – Розраховані значення відповідних частот доплерівського зміщення

Артерія	Пікова систолічна частота, Гц			Кінцева діастолічна частота, Гц			Середня частота, Гц		
	середн є	мініму м	макси мум	середн є	мініму м	макси мум	середн є	мініму м	макси мум
Плечова	2387,6	1653,0	3012,1	451,8	220,4	587,7	523,2	542,6	494,8
Ліктъова	3710,0	3159,0	4481,4	705,3	146,9	955,1	981,9	1882,6	379,2
Промене ва	3893,7	2571,3	4628,3	962,4	514,3	1469,3	708,0	1582,3	213,5

За допомогою Мікро-Сар 12 було побудовано прототипи сигналів (рис.3.30), які містять у собі елементи частотної модуляції у межах, визначений раніше.

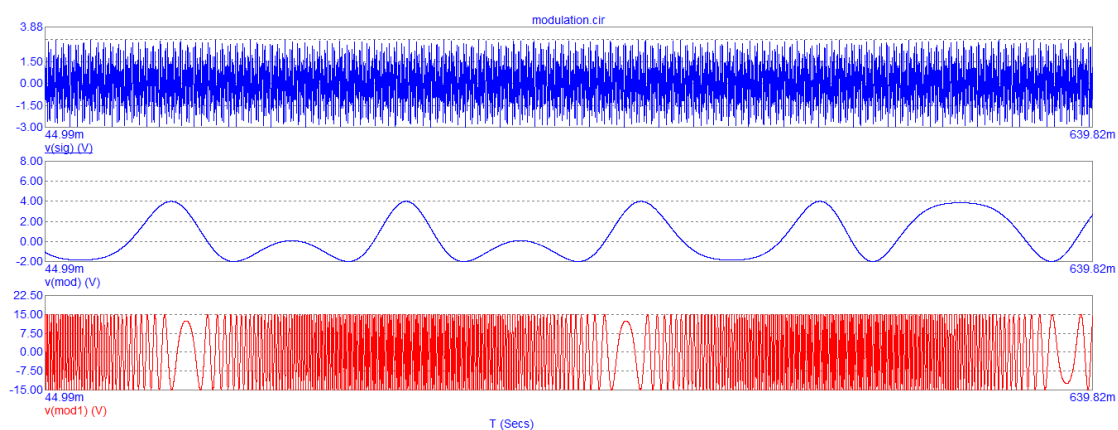


Рисунок 3.30 – Тестові сигнали

Ці сигнали були записані (рис.3.31) у форматі .WAV для оцінки схожості за звуком і відкриття за допомогою віртуального підприладу Acquire Sound з LabVIEW.

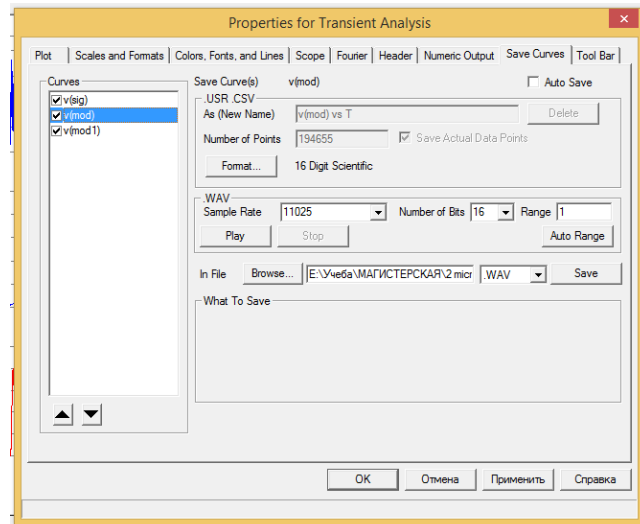


Рисунок 3.31 – Налаштування запису сигналів у звуковому форматі

На рис. 3.32 відображено процес проведення тестувань підприладу.

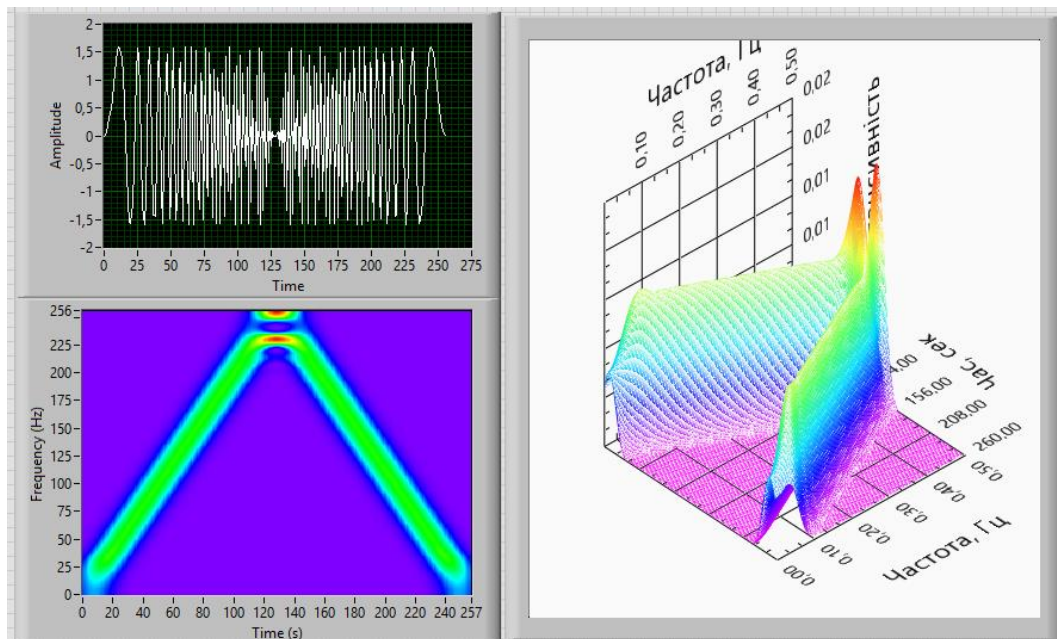


Рисунок 3.32 – Проведення тесту

Отримані результати свідчать про недосконалість програмного забезпечення, а саме роздільної здатності, та необхідність його оптимізації для більш точного відображення інформації, що можна досягти більшою кількістю інструментів спектрального аналізу.

### Висновки до розділу 3

У результаті роботи було створено блок пониження напруги з наступними регульованими характеристиками:

- коефіцієнт зниження напруги – 4,8;
- середня точка вихідного сигналу – 1,6 В;
- діапазон вихідних напруг – від 0,7 В до 2,5 В.

Тестування блоку підтвердили результати моделювання схеми.

Створене на основі мікропроцесора STM 321432 АЦП володіє наступними характеристиками:

- тип АЦП– послідовного наближення;
- роздільна здатність – 12 біт (5 Msps);
- частота дискретизації 40 кГц.

Також був розроблений віртуальний прилад в середовищі NI LabVIEW, що здатний побудувати та відобразити спектр доплерівського сигналу, розрахувати його основні лінійні швидкості та індекси, і який має перспективу подальшого вдосконалення та потребує проведення більшої кількості випробувань.

## РОЗДІЛ 4 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

У даному розділі магістерської дисертації буде виконано перший етап розроблення стартап-проекту – маркетинговий аналіз [46], в результаті буде визначено принципова можливість його впровадження на ринку та можливі напрямки його реалізації.

### 4.1 Опис ідеї проекту

Зміст ідеї стартап-проекту (табл.4.1): пропонується створення програмного забезпечення для блоку доплерівського вимірювача швидкості кровотоку, який автоматично розраховує спектр швидкості кровотоку у судині та основні його характеристики, а також може бути застосоване з будь-яким доплерівським приладом, в тому числі і застарілим аналоговим вимірювачем швидкості кровотоку.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується створення програмного забезпечення для блоку доплерівського вимірювача швидкості кровотоку	1. Кардіологія	Адаптивність до застарілих доплерівських приладів
	2. Кардіохірургія	Підтримка прийняття рішень при оперативних втручаннях
	3. Навчальна діяльність	Можливість дослідження формування спектра швидкості кровотоку
	4. Наукова діяльність	Можливість створення віртуальної моделі кровотоку людини

Для формування конкурентоспроможності проекту були визначені його слабкі (W), сильні (S) та нейтральні (N) характеристики та властивості у порівнянні з пропозиціями конкурентів (табл.4.2). Основними техніко-



економічними характеристиками обрано: економічність, адаптованість під існуючі засоби діагностики, автоматичність розрахунків. Конкурентами є програмне забезпечення від виробників Samsung (конкурент 1), Toshiba (конкурент 2), Philips (конкурент 3).

Таблиця 4.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристик и ідеї	потенційні товари/концепції конкурентів				W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1	Конкурент 2	Конкурент 3			
1.	економічність	сильна	слабка	нейтральна	слабка	-	-	+
2.	адаптованість	сильна	слабка	слабка	слабка	-	-	+
3.	автоматичність	нейтральна	сильна	сильна	сильна	-	+	-

З результату порівняння техніко-економічних характеристик проекту видно, що він має не гірші показники, ніж товари, запропоновані конкурентами.

#### 4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

У даному підрозділі проводиться аудит технології, необхідної для реалізації проекту. Аналіз технологічної здійсненності ідеї проекту наведений у табл.4.3.

Таблиця 4.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1.	Адаптовність під застаріле обладнання	Програмні засоби (зокрема NI LabVIEW)	Наявна	Доступна (~ 3 000 у.о.)
2.	Автоматизація розрахунку			
3.	Створення моделей сигналів в нормі і патології			
4.	Створення моделі кровотоку			
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: NI LabVIEW.				

Можна зробити висновок, що ідея доступна для подальшої реалізації завдяки використанню наявних технологій.

### 4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У даному підрозділі визначаються ринкові можливості для реалізації ідеї проекту, проводиться аналіз потенційного ринку (табл.4.4).

Таблиця 4.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	3
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	~5 млн грн
3.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Якісна апробація результатів.
5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Сертифікація дозволу на впровадження медичних досліджень, вимоги щодо безпечності та нешкідливості.
6.	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60

З таблиці видно, що рентабельність проекту в межах допустимої норми, тому його розробка є доцільною на даному ринку. Після дослідження ринку можна переходити до дослідження груп клієнтів та їх вимог до товару (табл.4.5).

Таблиця 4.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Якість діагностики	Медичні установи, наукові заклади	Вартість, легкість експлуатації, наявність української мови, рентабельність	запатентована технологія, підтверджена ефективність, наявність сертифікації

Розглянемо фактори, що сприяють ринковому впровадженню проекту (табл.4.6), та фактори, що йому перешкоджають (табл.4.7).

Таблиця 4.6 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Низький попит	Низький рівень збуту	Якісна реклама
2.	Ефективність	Не точна методика	Перехід на іншу методику чи розвиток існуючої
3.	Зручність використання	Не зручний у використанні	Оптимізація

Таблиця 4.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Потреба в методиці	Актуальна розробка з низькою собівартістю	Залучення іноземних партнерів
2.	Різкий попит	Необхідність приладу	Відкриття регіональних представництв
3.	Зростання рівня доходів населення	Збільшення кількості продажів	Збільшення одиниць товару, підвищення ціни

Розглянемо загальні риси конкуренції на ринку (табл.4.8).

Таблиця 4.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції	Чиста	Підвищувати якість, проводити рекламну кампанію
2. За рівнем конкурентної боротьби	Національна	Співпрацювати з медичними, дослідницькими закладами
3. За галузевою ознакою	Внутрішньогалузева	Формування ринкової вартості товару
4. Конкуренція за видами товарів:	Товарно-родова	Дослідження ефективності, проводити рекламну кампанію
5. За характером конкурентних переваг	Цінова	Підвищення рівня довіри від клієнтів
6. За інтенсивністю	Марочна	Затвердження власної марки на ринку

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі за М. Портером (табл.4.9).

Таблиця 4.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Перелік прямих конкурентів: Toshiba, Samsung, Siemens, Philips, General Electric, Hitachi	Бар'єри входження в ринок: патенти на продукти, гнучкі ціни, розміри капіталовкладень, доступ до інформаційних ресурсів.	Фактори сили постачальників: умови поставок	Фактори сили споживачів: торгівельні знаки, система інформації, ціни, контроль якості	Фактори загроз з боку замінників: змінні витрати, лояльність споживачів
Висновки:	Інтенсивність конкурентної боротьби з боку прямих конкурентів – висока	Є можливість входу на ринок, є потенційні конкуренти, строки виходу на ринок орієнтовно 4 роки	Умови роботи на ринку, що диктують постачальники: вартість товару та послуг	Умови роботи на ринку, що диктують клієнти: якість продукції	Обмеження для роботи на ринку через товари замінники: без обмежень

З таблиці 4.9 видно, що у проекту є можливості роботи на ринку. Для цього проект повинен значно відрізнитися за доступністю, ефективністю, комфортом його використання. Виходячи зі сказаного вище, визначимо фактори конкурентоспроможності проекту (табл.4.10).

Таблиця 4.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1.	Адаптовність під застаріле обладнання	Може бути застосоване з будь-яким доплерівським приладом, в тому числі і застарілим аналоговим
2.	Зручність використання та зрозумілість	Забезпечується підтримкою користувача та інтуїтивним інтерфейсом з наявністю підказок і української мови
3.	Економічність	Нижча вартість в порівнянні з аналогами

За визначеними у табл.4.10 факторами конкурентоспроможності проаналізуємо наявність сильних та слабких сторін проекту (табл.4.11).

Таблиця 4.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Програмне забезпечення для блоку доплерівського вимірювача швидкості кровотоку»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1.	Адаптовність під застаріле обладнання	18	+						+
2.	Зручність використання та зрозумілість	15				+	+		
3.	Економічність	20	+						+

На основі таблиці 4.11 можна зробити висновок, що проект має достатню кількість сильних сторін і тому загалом є конкурентоспроможним.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 4.12) на основі виділених раніше загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін.

Таблиця 4.12 – SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: - адаптовність, - зручність, - економічність	Слабкі сторони: - початківець на ринку, - відсутність випробувань, - не досконалість методики
Можливості: - збільшення продаж, - розширення ринку, - підвищення ціни	Загрози: - низький попит - цінова та марочна конкуренція - незручність у використанні

На основі SWOT-аналізу були розроблені альтернативи ринкової поведінки для виведення проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації.

Відповідні дані подані у табл.4.13.

Таблиця 4.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) поведінки ринкової	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Залучення споживачів, робить ставку на рекламу і стимулювання кінцевих споживачів з метою створення стійкого попиту на товар.	Ймовірність висока, оскільки якщо дана альтернатива стане ефективною, споживачі запитуватимуть продукт у посередників, а ті в свою чергу – у виробника	1 рік
2.	Встановлення високої первинної ціни на новий товар, забезпечить менші обсяги продажу за більшого прибутку з кожного продажу	Ймовірність не висока, оскільки проект має конкурентів, а компанія є початківцем на ринку	1 рік
3.	Встановлення низької ціни з метою залучення більшої кількості споживачів	Ймовірність висока, оскільки проект має переваги перед конкурентами, що в поєднанні з низькою ціною збільшить попит	2 роки

На основі аналізу альтернатив ринкової поведінки, можна зробити висновок, що з перелічених варіантів варто обрати третю, тобто встановити низьку ціну. Так отримання ресурсів є найбільш ймовірним, оскільки для початківця на ринку зменшення ціни це найпростіший спосіб залучення споживачів, крім того, ця альтернатива має найкоротші строки реалізації.

#### 4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Для того, щоб розробити ринкову стратегію, необхідно спочатку визначити стратегії охоплення ринку, для цього означимо цільових груп потенційних споживачів (табл. 4.14).

Таблиця 4.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів прийняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Медичні установи усіх форм власності	Готові, за умови наявності доказової бази та дозвільних документів	40-50%	Висока	Наявні обмеження
2.	Науково-дослідні установи, зацікавлені у дослідженнях	Готові, за умови наявності дозвільних документів	20%	Висока	Наявні обмеження
3.	Навчальні заклади	Готові	10%	Низька	Без обмежень
Які цільові групи обрано: медичні, науково-дослідні установи, навчальні заклади					

З табл. 4.14 видно, що цільовими групами обрані медичні, науково-дослідні установи, навчальні заклади, оскільки попит в цих групах пояснюється зацікавленістю в економічності продукту. Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувавши базову стратегію розвитку (табл.4.15).

Таблиця 4.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1.	Встановлення низької ціни з метою залучення більшої кількості споживачів	Стратегія концентрованого маркетингу	Доступність, ефективність, адаптивність, автоматичність, універсальність	Стратегія диференціації

Оскільки компанія планує працювати з декількома цільовими групами, які майже аналогічні за умовами входу на ринок, готовністю прийняти продукт та вимогами до нього, доречно обрати стратегію концентрованого маркетингу. А, оскільки компанія пропонує проект з відмінними від конкурентів

характеристиками, то доречно обрати за базову стратегію розвитку стратегію диференціації.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл.4.16).

Таблиця 4.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проєкт «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1.	Ні	Буде забирати існуючих споживачів	Ні	Стратегія зайняття конкурентної ніші

З табл.4.16 видно, що обрана стратегія зайняття конкурентної ніші, оскільки вона є похідною від такої базової стратегії компанії, як концентрація.

Перейдемо до розробки стратегії позиціонування (табл.4.17).

Таблиця 4.17 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проєкту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проєкту (три ключових)
1.	Автоматичність, економічність, якість, ефективність, доказовість, наявність підтримки	Стратегія диференціації	Доступність, адаптивність, економічність, зручність, зрозумілість	За показниками якості, За сферою застосування, За різновидом товару

Результатом даного підрозділу є система рішень щодо поведінки на ринку, яка визначає в якому напрямі розвиватиметься компанія.



#### 4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Для формування маркетингової концепції товару підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару (табл.4.18).

Таблиця 4.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1.	Автоматичність	Автоматичний розрахунок	Необхідно удосконалити програмне забезпечення
2.	Простота в експлуатації	Інтуїтивний інтерфейс	Забезпечується підказками, інтерфейсом та мовою
3.	Доступність	Доступність споживачу	Невисока вартість
4.	Технічне обслуговування	Технічна підтримка	Інструкція, підтримка користувачів
5	Якість	Якість діагностики та точність розрахунку	Необхідно удосконалити та провести дослідження

Була розроблена трирівнева маркетингова модель товару (табл.4.19).

Таблиця 4.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Зручний, адаптовний програмний продукт для підвищення якості діагностики на базу вже існуючих засобів		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1.Вартість обслуговування	М	Е
	2.Довговічність	Нм	Тх
	3.Трудоємність виготовлення	Нм	Тх
	Якість: стандарти, нормативи, параметри тестування.		
Пакування: не потребує.			
Марка: Програмне забезпечення для блоку доплерівського вимірювача швидкості кровотоку			
III. Товар із підкріпленням	До продажу: не потребує особливих навичок.		
	Після продажу: можливість вдосконалення системи, підтримка.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування, комерційна таємниця.			

Були визначені цінові межі встановлення ціни на товар (табл.4.20).

Таблиця 4.20 – Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.	300 000 грн і більше	30 000 грн	100 000 грн	30 000 – 100 000 грн

Проаналізувавши рівень цін на товари-замінники та з орієнтацією на рівень доходів цільової групи споживачів нижня та верхня межі встановлення ціни на товар 30 000 та 100 000 грн відповідно. Встановлювати ціну нижче 30 000 грн не доцільно через вартість необхідного САПР, а підняття цін вище 100 000 грн буде суперечити обраній стратегії конкурентної поведінки.

Також була визначена оптимальна система збуту (табл.4.21).

Таблиця 4.21 – Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1.	Цільові групи споживачів купують продукт безпосередньо у науково-дослідницьких інститутах або у компаній-постачальників	Встановлення контактів із споживачами та підтримка	Канал нульового рівня (продаж безпосередньо споживачу)	Шляхом представлення продукції на виставках

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій (табл.4.22).

Таблиця 4.22 – Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Цільові групи споживачів дізнаються про нові продукції з	Конференції та виставки, мережа інтернет	Доступність, ефективність, адаптивність, автоматичність,	Інформування споживачів, стимулювання продажу,	Даний продукт є інноваційним та унікальним

	наукових публікацій, з сайту розробника, за рекомендаціями та на виставках		універсальність	пошук вигідних партнерів	
--	----------------------------------------------------------------------------	--	-----------------	--------------------------	--

Концепція маркетингових комунікацій показує, що для того, щоб популяризувати проект необхідно брати участь в конференціях та виставках, публікувати науково-дослідницькі статті, також необхідно мати власний сайт. Завданням рекламного повідомлення має стати представлення продукту з точки зору його унікальності та ефективності.

## Висновки до розділу 4

1. Після проведеного аналізу ринку та можливостей комерціалізації проекту було визначено, що у розроблюваний проект є конкурентоспроможним, наявний попит у споживачів та відносна відсутність бар'єрів входу на ринок.
2. Для даного проекту доцільно обрати альтернативу становлення низької ціни з метою залучення більшої кількості споживачів для того, щоб реалізувати залучення цільової групи клієнтів.
3. Проект на ринку має орієнтуватися на заняття конкурентної ніші та має дотримуватися стратегії концентрованого маркетингу для завоювання ринку, тобто проводити рекламну компанію з метою донесення ідеї, що продукт володіє унікальними якостями, а також є універсальним для використання.
4. Подальша імплементація проекту є доцільною.

## ВИСНОВКИ

1. За результатами огляду джерел наукової літератури встановлено, що основними вимогами до розроблюваного програмно-апаратного комплексу мають бути діапазон вимірюваних величин, оптимальний перелік розраховуваних показників, швидкість і точність обробки вхідних даних.
2. Для детектування і обробки сигналу доцільно застосовувати програмне забезпечення Micro-Cap 12, DipTrace, Pc-Lab2000 LT, NI LabVIEW 2020 з розширеним модулем аналізу сигналів та палітрою функцій VISA.
3. Створені АЦП із роздільною здатністю 12 біт і частотою дискретизації 40 кГц та блок спряження з коефіцієнтом зниження напруги 4,8 і діапазоном вихідних напруг від 0,7 В до 2,5 В забезпечують реалізацію метода засобами електронно-обчислювальної техніки.
4. Реалізований в середовищі NI віртуальний прилад здатний побудувати та відобразити спектр доплерівського сигналу, розрахувати його основні лінійні швидкості та індекси.
5. Розроблений програмно-апаратний комплекс може бути застосований у подальшій навчальній практиці для вивчення процесу формування доплерівського спектру та гемодинаміки, а також для моделювання кровотоку.
6. Розроблений стартап-проект має перспективу ринкової комерціалізації з огляду на його економічні переваги перед конкурентними методами.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы. Режимы, методы и технологии/ Л.В. Осипов. - Москва: Изомед, 2011. – 316 с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей/ Л.В. Осипов. – Москва, ВИДАР, 1999. – 256 с.
3. В.А. Козлов, Н.К. Артюшенко, О.В. Шалак, А.В. Васильев, М.Б. Гирина, И.И. Гири́н, Е.А. Морозова, А.А. Монастыренко. Ультразвуковая доплерография в оценке состояния гемодинамики в тканях шеи, лица и полости рта в норме и при некоторых патологических состояниях. Руководство-атлас. / В.А. Козлов, Н.К. Артюшенко, О.В. Шалак, А.В. Васильев, М.Б. Гирина, И.И. Гири́н, Е.А. Морозова, А.А. Монастыренко // Санкт-Петербургская медицинская академия последипломного образования ООО СП Минимакс. - Санкт-Петербург, 2000.
4. Е. Б. Куперберг А. Э. Гайдашев А. В. Лаврентьев М. Г. Тутова И. С. Абрамов З. К. Пирцхалаишвили. Клиническая доплерография окклюзирующих поражений артерий мозга и конечностей. Учебно-методическое руководство./ За ред. Е. Б. Куперберг. - Москва, НЦССХ РАМН им. А.Н.Бакулева, 1997.
5. Маліков Антон Геннадійович. Застосування ефекту доплера для діагностики кінцівок людини: дис.магістра: 534-14/ Маліков Антон Геннадійович. – Київ, 2018. – 97 с.
6. Акопян Б.В., Ершов Ю.А. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: Ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии. – 2005.
7. Коржелецький О.С. Клінічні аспекти доплерографії/ Коржелецький О.С.// журнал «Внутренняя медицина». – 2009. – 1-2 (3-4).
8. Коржелецький О.С. Принципи клінічного застосування та трактування ехокардіографії/ Коржелецький О.С.// журнал «Внутренняя медицина». – 2008. – 5-6 (11-12).

9. Демин И.Ю. Прончатов-Рубцов Н.В. Электронный учебник по курсу лекций (спецкурс) «Акустические методы исследований в биологии и медицине (медицинская акустика)» (Электронный курс лекций)/ Демин И.Ю. Прончатов-Рубцов Н.В. - Нижний Новгород, 2010.

10. Берестень Н.Ф., Цыпунов А.О. Допплеросонография периферических сосудов. Часть I (опыт применения УЗИ сканеров фирмы "Медисон" в скрининговых исследованиях)/ Н.Ф.Берестень, А.О.Цыпунов // SonoAce International. - 1999. - № 4. - с. 83-90.

11. Маркин Д.Н. Теоретические основы электроакустики. / Маркин Д.Н. – СПбГУКиТ, 2010. – 91 с.

12. Балдев Радж, В. Раджежран, П. Паланичами. Применение ультразвука./ Радж Балдев, Раджежран В., Паланичами П.- Москва, Техносфера, 2006. – 576 с.

13. И.П. Соловьянова, С.Н. Шабунин. Теория волновых процессов. Акустические волны. / И.П. Соловьянова, С.Н. Шабунин. – Екатеринбург, ГОУ ВПО УГТУ-УПИ, 2004. – 142 с.

14. R.Asami, T.Tanaka, M. Shimizu, Y. Seki, T. Nishiyama, H. Sakashita, T. Okada. Ultrasonic Vascular Vector Flow Mapping for 2-D Flow Estimation/ R.Asami, T.Tanaka, M. Shimizu, Y. Seki, T. Nishiyama, H. Sakashita, T. Okada // Ultrasound in Medicine & Biology. – 2019. - 45(7).

15. F.Galarce, O.Mula, D. Lombardi, J.F.Gerbeau. Reconstruction of blood flows from Doppler images./ F.Galarce, O.Mula, D. Lombardi, J.F.Gerbeau. // CSMA 2019. - 2019.

16. Elston Ritenour. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications./ Elston Ritenour // Radiology. – 1990. -177. -346.

17. У-51 Дутикова Е.Ф., Зияева Ю.В. Ультразвуковое исследование магистральных артерий конечностей / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 27. – 2-е изд. перераб. и доп. – М., 2019. – 27 с.

18. Iversen, D.H., Løvstakken, L., Unsgård, G. et al. Automatic intraoperative estimation of blood flow direction during neurosurgical interventions. /Daniel Høyer

Iversen, Lasse Løvstakken, Geirmund Unsgard, Ingerid Reinertsen // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. - 2018. -13(6). – p.693-701.

19. F. Wadehn, T. Heldt. Adaptive Maximal Blood Flow Velocity Estimation from Transcranial Doppler Echos. / . Wadehn, T. Heldt. // IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine. - 2020. – 11 - (preprint: 99)

20. Robert H. Thiele, Karsten Bartels, Stephen Esper, Keita Ikeda, Tong-Joo Gan. Real-Time Doppler-Based Arterial Vascular Impedance and Peripheral PressureFlow Loops: A Pilot Study/ Robert H. Thiele, Karsten Bartels, Stephen Esper, Keita Ikeda, Tong-Joo Gan // J Cardiothorac Vasc Anesth. – 2014. - 28(1). – p.36-41.

21. S Thorpe, S.G., Thibeault, C.M., Wilk, S.J. et al. Velocity Curvature Index: a Novel Diagnostic Biomarker for Large Vessel Occlusion./ S Thorpe, S.G., Thibeault, C.M., Wilk, S.J. et al. // Translation Stroke Research, 10.- 2019.- p.475–484.

22. Micro-Cap 12 Electronic Circuit Analysis Program User's Guide, Twelfth Edition, June 2018. [Электронный ресурс] // Spectrum Software: [сайт]. - Режим доступа: spectrum-soft.com/download/ug12.pdf. – Назва з екрана.

23. Амелина М.А., Амелин С.А. Программа схемотехнического моделирования Micro-Cap. Версия 9,10. – Смоленск, Смоленский филиал НИУ МЭИ, 2012. – 617 с., ил.

24. DipTrace schematic and PCB design software tutorial. [Электронный ресурс] // DipTrace: [сайт]. - Режим доступа: <https://diptrace.com/books/tutorial.pdf>. – Назва з екрана.

25. Chunmei Dan, Wei He, Jing Zhou and Xiaoqing Li. Playing and acquiring heart sounds and electrocardiogram simultaneously based on LabVIEW. / Chunmei Dan, Wei He, Jing Zhou and Xiaoqing Li// 2008 World Automation Congress. - Hawaii, HI, 2008. - p. 1-4.

26. Basic Spectrogram from Acquire Sound VI [Электронный ресурс] // NI [сайт]. - Режим доступа: <https://forums.ni.com/t5/LabVIEW/Basic-Spectrogram-from-Acquire-Sound-VI/td-p/1615024?profile.language=en>. – Назва з екрана.

27. Giovanni Manfredi, Jean-Philippe Ovarlez, Laetitia Thirion-Lefevre. Features Extraction of the Doppler frequency signature of a human walking at 1 GHz / Giovanni



Manfredi, Jean-Philippe Ovarlez, Laetitia Thirion-Lefevre.// IGARSS 2019. - Yokohama, Japan, 2019.

28. Коннова Н. С. Методы и алгоритмы обработки, анализа и визуализации данных ультразвукового доплеровского измерителя скорости кровотока: автореф.дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук: спец. 05.13.01 «Системный анализ, управление и обработка информации (в технических системах); приборы, системы и изделия медицинского назначения»/Коннова Наталья Сергеевна; МГТУ им. Н.Э. Баумана. - Москва – 2017. – 18 с.

29. Keeton, Paul Ivan John. Modern digital signal processing techniques applied to Doppler ultrasound/ Keeton, Paul Ivan John.// University of Leicester. Thesis. – 1997.

30. Практическое применение преобразования Фурье для анализа сигналов. Введение для начинающих [Электронный ресурс].// Хабр: [сайт]. - Режим доступа: <https://habr.com/ru/post/269991/>. – Назва з екрана.

31. Cunsuo Pang, Yan Han, Huiling Hou, Shengheng Liu, Nan Zhang. Micro-Doppler Signal Time-Frequency Algorithm Based on STFRFT/ Cunsuo Pang, Yan Han, Huiling Hou, Shengheng Liu, Nan Zhang // Sensors. – 2016. – 16. -1559.

32. Лаптев О.А. Порівняний аналіз методів розпізнавання сигналів радіозакладних пристроїв на основі частотних перетворень. / О.А. Лаптев // Телекомунікаційні та інформаційні технології. - 2019. - № 3 (64). – с. 71-82.

33. П. Д. Лежнюк, О. О. Мірошник. Застосування перетворень фур'є та вейвлетспектрограм для ідентифікації спотворень режимів роботи розподільних мереж 0,38/0,22 кВ. / П. Д. Лежнюк, О. О. Мірошник. // Вісник Вінницького політехнічного інституту. - 2015. - № 1. – с.71-79.

34. Tatsuro Baba. Time-Frequency Analysis Using Short Time Fourier Transform./ Tatsuro Baba. // The Open Acoustics Journal. – 2012. - № 5. - p. 32-38.

35. Ivan Selesnick.Short Time Fourier Transform./ Ivan Selesnick // OpenStax CNX [сайт]. - Режим доступа: <https://cnx.org/contents/PmFjFoIu@5/Short-Time-Fourier-Transform>. – Назва з екрана.

36. Douglas L. Jones. Classical Statistical Spectral Estimation [Электронный ресурс] // OpenStax CNX [сайт]. - Режим доступа: <https://cnx.org/contents/qAa9OhlP@2.44:cxOTdtiE@3/Classical-Statistical-Spectral-Estimation>. – Назва з екрана.

37. Gonçalves, Ivo B., et al. STFT or CWT for the Detection of Doppler Ultrasound Embolic Signals./ Ivo B. Gonçalves, Ana Leiria, M. M. M. Moura// International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. – 2013. - vol. 29. -No. 9. - p. 964-976.

38. Zhang Fengzhen, Li Guijuan, Zhang Zhaohui, Hu Chen. Doppler shift extraction of wideband signal using spectrum scaling matching. / Zhang Fengzhen, Li Guijuan, Zhang Zhaohui, Hu Chen // 3rd International Conference on Measurement Instrumentation and Electronics (ICMIE 2018). – 2018.

39. Fethi Meghnefi, Fethi Reguig, M. Mostefa Brahami. Analysis of the Doppler Ultrasound Signal by Wavelet Packet Transform/ Fethi Meghnefi, Fethi Reguig, M. Mostefa Brahami // Journal of Mechanics in Medicine and Biology.- 2004. -4. – p. 273-282.

40. Ayumu Matani, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara. Doppler Signal Processing of Blood Flow Using a Wavelet Transform. / Ayumu Matani, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara // Japanese Journal of Applied Physics. – 1996. - 35.

41. STFT Spectrograms VI [Электронный ресурс] // NI [сайт]. - Режим доступа: [http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/ivanls/stft\\_spectrogram\\_core/#details](http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/371361R-01/ivanls/stft_spectrogram_core/#details). – Назва з екрана.

42. Осциллограф из ПК: Адаптер для звуковой карты [Электронный ресурс] // Вибродиагностика. Цифровая обработка сигналов [сайт]. - Режим доступа: [http://sig-nal.narod.ru/new\\_page\\_25.htm](http://sig-nal.narod.ru/new_page_25.htm). – Назва з екрана.

43. K. Hilde et al. Doppler measures of blood flow in right and left branches of the fetal pulmonary artery. / Katarina Hilde , Karin C. Lødrup Carlsen, Guttorm Haugen // The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine. – 2020.

44. Дутикова Е.Ф., Зюляева Ю.А. Ультразвуковое исследование магистральных артерий конечностей / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 12. – М., 2018 – 24 с.

45. УЗДГ [Электронный ресурс] // РАСФД [сайт]. - Режим доступа: <http://www.rasfd.com/index.php?productID=583>. – Назва з екрана.

46. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс] : Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

## ДОДАТОК А

### КОД АЦП

```
#include "main.h"
#include <stdio>

ADC_HandleTypeDef hadc1;
DMA_HandleTypeDef hdma_adc1;

UART_HandleTypeDef huart1;

void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_DMA_Init(void);
static void MX_ADC1_Init(void);
static void MX_USART1_UART_Init(void);

int main(void)
{
    HAL_Init();
    SystemClock_Config();
    MX_GPIO_Init();
    MX_DMA_Init();
    MX_ADC1_Init();
    MX_USART1_UART_Init();
    struct {
        uint16_t ch1;
        uint16_t ch2;
    } adc;
```

```

HAL_ADC_Start_DMA(&hadc1,(uint32_t*)&adc,2);
char buf[20];
while (1)
{
    HAL_UART_Transmit(&huart1,
(uint8_t*)buf,sprintf(buf,"ch2=%d\n",adc.ch1),10000);
    HAL_UART_Transmit(&huart1,
(uint8_t*)buf,sprintf(buf,"ch1=%d\n",adc.ch2),10000);
    HAL_Delay(500);

void SystemClock_Config(void)
{
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};
    RCC_PeriphCLKInitTypeDef PeriphClkInit = {0};

    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_MSI;
    RCC_OscInitStruct.MSISState = RCC_MSI_ON;
    RCC_OscInitStruct.MSICalibrationValue = 0;
    RCC_OscInitStruct.MSIClockRange = RCC_MSIRANGE_6;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_MSI;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLM = 1;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLN = 40;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLP = RCC_PLLP_DIV7;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLQ = RCC_PLLQ_DIV2;
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLR = RCC_PLLR_DIV2;
    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)
    {

```

```

    Error_Handler();
}
RCC_ClkInitStruct.ClockType                               =
RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK
                |RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;
RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;

if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_4) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
PeriphClkInit.PeriphClockSelection                       =
RCC_PERIPHCLK_USART1|RCC_PERIPHCLK_ADC;
PeriphClkInit.Usart1ClockSelection = RCC_USART1CLKSOURCE_PCLK2;
PeriphClkInit.AdcClockSelection = RCC_ADCCLKSOURCE_SYSCLK;
if (HAL_RCCEx_PeriphCLKConfig(&PeriphClkInit) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
if
(HAL_PWREx_ControlVoltageScaling(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1)
!= HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
}

```

```
static void MX_ADC1_Init(void)
{
    ADC_ChannelConfTypeDef sConfig = {0};

    hadc1.Instance = ADC1;
    hadc1.Init.ClockPrescaler = ADC_CLOCK_ASYNC_DIV1;
    hadc1.Init.Resolution = ADC_RESOLUTION_12B;
    hadc1.Init.DataAlign = ADC_DATAALIGN_RIGHT;
    hadc1.Init.ScanConvMode = ADC_SCAN_ENABLE;
    hadc1.Init.EOCSelection = ADC_EOC_SINGLE_CONV;
    hadc1.Init.LowPowerAutoWait = DISABLE;
    hadc1.Init.ContinuousConvMode = ENABLE;
    hadc1.Init.NbrOfConversion = 2;
    hadc1.Init.DiscontinuousConvMode = DISABLE;
    hadc1.Init.ExternalTrigConv = ADC_SOFTWARE_START;
    hadc1.Init.ExternalTrigConvEdge = ADC_EXTERNALTRIGCONVEDGE_NONE;
    hadc1.Init.DMAContinuousRequests = ENABLE;
    hadc1.Init.Overrun = ADC_OVR_DATA_PRESERVED;
    hadc1.Init.OversamplingMode = DISABLE;
    if (HAL_ADC_Init(&hadc1) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
    sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_9;
    sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_1;
    sConfig.SamplingTime = ADC_SAMPLETIME_2CYCLES_5;
    sConfig.SingleDiff = ADC_SINGLE_ENDED;
    sConfig.OffsetNumber = ADC_OFFSET_NONE;
    sConfig.Offset = 0;
```

```

if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sConfig.Channel = ADC_CHANNEL_10;
sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_2;
if (HAL_ADC_ConfigChannel(&hadc1, &sConfig) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
}

static void MX_USART1_UART_Init(void)
{
    huart1.Instance = USART1;
    huart1.Init.BaudRate = 115200;
    huart1.Init.WordLength = UART_WORDLENGTH_8B;
    huart1.Init.StopBits = UART_STOPBITS_1;
    huart1.Init.Parity = UART_PARITY_NONE;
    huart1.Init.Mode = UART_MODE_TX_RX;
    huart1.Init.HwFlowCtl = UART_HWCONTROL_NONE;
    huart1.Init.OverSampling = UART_OVERSAMPLING_16;
    huart1.Init.OneBitSampling = UART_ONE_BIT_SAMPLE_DISABLE;
    huart1.AdvancedInit.AdvFeatureInit = UART_ADVFEATURE_NO_INIT;
    if (HAL_UART_Init(&huart1) != HAL_OK)
    {
        Error_Handler();
    }
}

static void MX_DMA_Init(void)
{
    __HAL_RCC_DMA1_CLK_ENABLE();
    HAL_NVIC_SetPriority(DMA1_Channel1_IRQn, 0, 0);
}

```



```
HAL_NVIC_EnableIRQ(DMA1_Channel1_IRQn);

}

static void MX_GPIO_Init(void)
{
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStruct = {0};

    __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();

    HAL_GPIO_WritePin(LD3_GPIO_Port, LD3_Pin, GPIO_PIN_RESET);

    GPIO_InitStruct.Pin = LD3_Pin;
    GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
    GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
    GPIO_InitStruct.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
    HAL_GPIO_Init(LD3_GPIO_Port, &GPIO_InitStruct);

}

void Error_Handler(void)

#ifdef USE_FULL_ASSERT
void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)
#endif
#endif
```