

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна система діагностики стану судин людини

Виконав: студент 4 курсу, групи РБс-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Романський М.І.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Дедів І.Ю.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль 2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 23 » січня 2025 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Романському Максиму Івановичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна система діагностики стану судин людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 25.06.2025 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості комп'ютерної системи діагностики стану судин людини: завантаження даних; кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка; візуалізації даних обробки; дані пульсових сигналів пацієнтів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

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

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання 23.01.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Романський М.І.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

ХВОСТІВСЬКИЙ М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна система діагностики стану судин людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Романський Максим Іванович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2024 // с. – 74, рис. – 44, табл. – 2, бібліогр. – 21, додат. – 5.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА СТАНУ СУДИН ЛЮДИНИ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МЕТОД ОБРОБКИ, ГРАФІЧНИЙ ІНТЕРФЕЙС КОРИСТУВАЧА, MATLAB, GUIDE.

В роботі проаналізовано пульсовий сигнал як індикатор судинної системи, спосіб його реєстрації, апаратно-програмне забезпечення існуючих комп'ютерних систем для діагностування судинної системи людини.

Представлено комплексний аналіз та розробку комп'ютерної системи для діагностування судинної системи, що охоплює технічне (апаратне), математичне (модель і методи), алгоритмічне (алгоритми) та програмне забезпечення. Визначено та обґрунтовано вибір апаратно-програмних компонентів, які гарантують високу точність реєстрації пульсових сигналів і стабільну роботу системи в умовах реального часу.

У процесі проектування програмного забезпечення було сформовано функціональну архітектуру застосунку, реалізовано інтерфейс користувача, а також основні функціональні модулі системи у середовищі Matlab Guide. Проведене тестування підтвердило коректну роботу розробленого ПЗ та його відповідність заданим технічним і функціональним вимогам.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer System for Diagnostics of Human Vascular Condition». Bachelor's qualification work // Romanskyi Maksym Ivanovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2024 // p. – 74, fig. – 44, tab. – 2, bibliography – 21, append. – 5.

The work analyzes the pulse signal as an indicator of the vascular system, the method of its registration, the hardware and software of existing computer systems for diagnosing the human vascular system.

A comprehensive analysis and development of a computer system for diagnosing the vascular system is presented, covering technical (hardware), mathematical (model and methods), algorithmic (algorithms) and software. The choice of hardware and software components that guarantee high accuracy of pulse signal registration and stable operation of the system in real-time conditions is determined and justified.

In the process of software design, the functional architecture of the application was formed, the user interface was implemented, as well as the main functional modules of the system in the Matlab Guide environment. The testing confirmed the correct operation of the developed software and its compliance with the specified technical and functional requirements.

ЗМІСТ

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	8
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання	8
1.1.1 Пульсова хвиля як індикатор стану судин людини	8
1.1.2 Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсової хвилі	12
1.1.3 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки пульсових сигналів	14
1.2 Актуальність виконання роботи	20
1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі	21
1.4 Висновки до розділу 1	24
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА	25
2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини	25
2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини	29
2.2.1 Математична модель пульсового сигналу	29
2.2.2 Методи обробки пульсового сигналу	33
2.2 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини	35
2.3 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини	38
2.4 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини	45
2.5 Висновки до розділу 2	56

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата	Комп'ютерна система діагностики стану судин людини Пояснювальна записка	Літ.	Арк.	Архивів
Розроб.		Романський М.					6	74
Перевір.		Хвостівський М.						
Консультант								
Н. Контр.		Хвостівський М.						
Затверд.		Яворська Є.Б.				ТНТУ, каф. БТ гр. РБс-41		

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	57
3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв’язання поставленого завдання.....	57
3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	61
3.2.1 Мета дослідження.....	61
3.2.2 Вибір об'єкта дослідження.....	62
3.2.3 Обладнання та програмне забезпечення.....	62
3.2.4 Підготовка до дослідження.....	62
3.2.5 Проведення медико-біологічного дослідження.....	63
3.3 Висновки до розділу 3.....	65
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ	66
4.1 Безпека життєдіяльності.....	66
4.2 Основи охорони праці.....	68
4.3 Висновки до розділу 4.....	70
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	71
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	72
ДОДАТКИ	
ДОДАТОК А. Лістинг програмної функції кореляційної обробки	
ДОДАТОК Б. Лістинг програмної функції спектральної обробки	
ДОДАТОК В. Лістинг програмної функції спектрально-кореляційної обробки	
ДОДАТОК Г. Лістинг програмної функції статистичної обробки	
ДОДАТОК Д. Лістинг програмного забезпечення комп’ютерної системи діагностики стану судин людини з графічним інтерфейсом користувача	

ВСТУП

У умовах інтенсивного розвитку ІТ та приросту рівня захворюваності на серцево-судинні хвороби актуальними є дослідження, які спрямовані на створення ефективних інструментів для ранньої діагностики порушень функціонування судинної системи людини. Згідно даних ВООЗ, серцево-судинні захворювання залишаються основною причиною смертності у світі, тому своєчасне виявлення патологій судин є критично актуальним задля збереження здоров'я населення.

Одним з перспективних підходів до оцінки стану судин є аналіз пульсового сигналу — неінвазивного біосигналу, який відображає характеристики кровообігу, еластичність судинних стінок і загальний стан серцево-судинної системи. Сучасні дослідження показують, що зміни форми пульсової хвилі можуть слугувати індикаторами таких станів, як артеріальна гіпертензія, атеросклероз, вегето-судинна дистонія тощо. Проте більшість існуючих рішень або є частиною складних і дорогих медичних комплексів, або потребують ручної обробки сигналів, що знижує ефективність та доступність діагностики.

У зв'язку з цим постає завдання розроблення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини, яка поєднує в собі апаратну частину для реєстрації пульсового сигналу, математичну модель сигналу для його формального опису, методи цифрової обробки, алгоритми інтерпретації та програмне забезпечення з графічним інтерфейсом користувача. Реалізація такого підходу дозволить автоматизувати процес отримання діагностичної інформації, зменшити вплив людського фактору, покращити точність аналізу та зробити моніторинг стану судин більш доступним.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

1.1.1 Пульсова хвиля як індикатор стану судин людини

Серцево-судинна система людини забезпечує транспортування крові до всіх органів і тканин, підтримуючи гомеостаз та регулюючи обмін речовин. Одним із важливих індикаторів стану артеріального русла є пульсова хвиля – фізіологічне явище, яке виникає внаслідок періодичного викиду крові з серця та її поширення по судинах (рис.1.1).

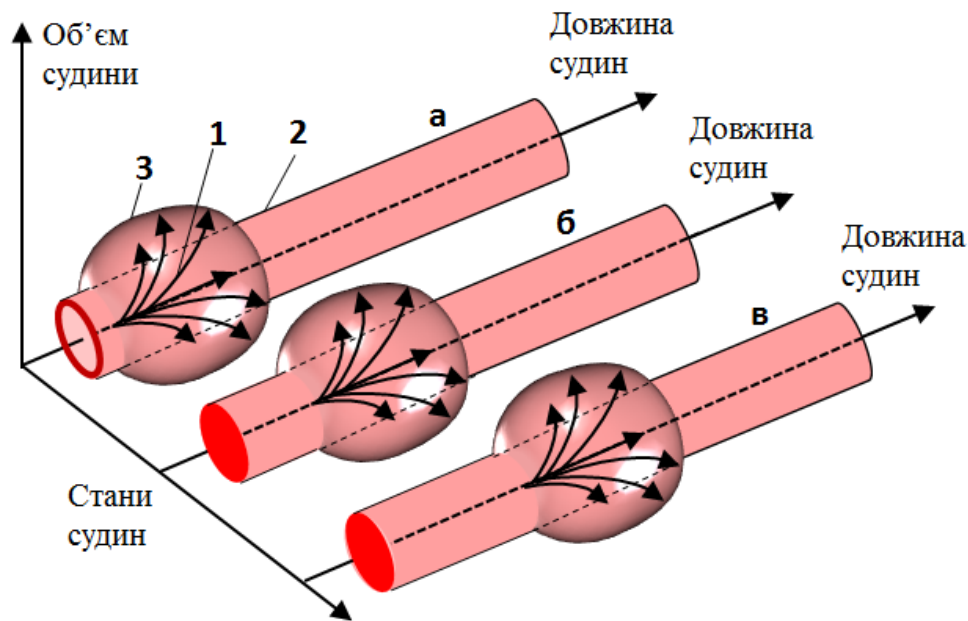


Рисунок 1.1 – Принцип поширення крові по судинах

Вивчення характеристик пульсової хвилі (ПХ) має важливе значення для діагностики і прогнозування різних серцево-судинних захворювань (ССЗ).

Пульсова хвиля генерується в момент систоли – скорочення лівого шлуночка, коли кров викидається в аорту. Внаслідок цього стінки еластичних артерій тимчасово розширюються, передаючи енергію хвилі далі по

артеріальному руслу. Ця хвиля поширюється з великою швидкістю і є динамічним індикатором взаємодії серця з артеріальною системою (рис.1.2).

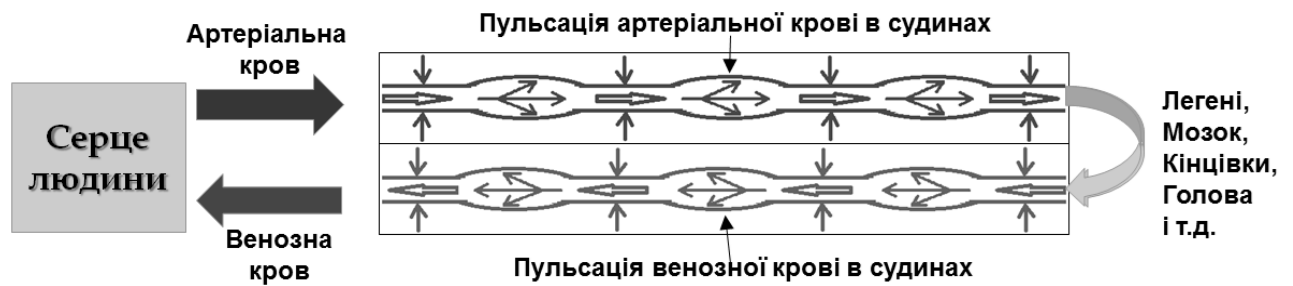


Рисунок 1.2 – Процес пульсації крові в судинах людини

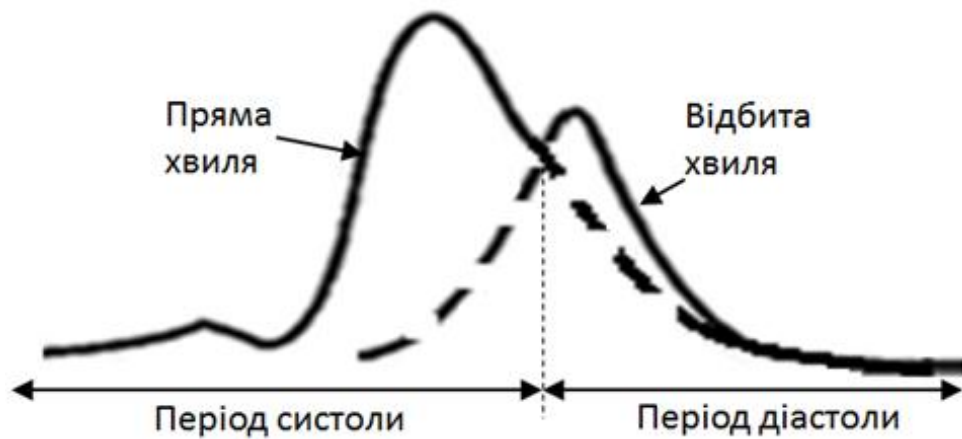


Рисунок 1.3 – Узагальнена структура ПХ в межах одного серцевого циклу

Розповсюдження ПХ залежить від еластичних властивостей судинної стінки: чим жорсткіші судини, тим швидше поширюється хвиля (рис.1.4).

Таким чином, аналіз швидкості та форми ПХ дозволяє зробити висновки про ригідність артерій та стан серцево-судинної системи в цілому.

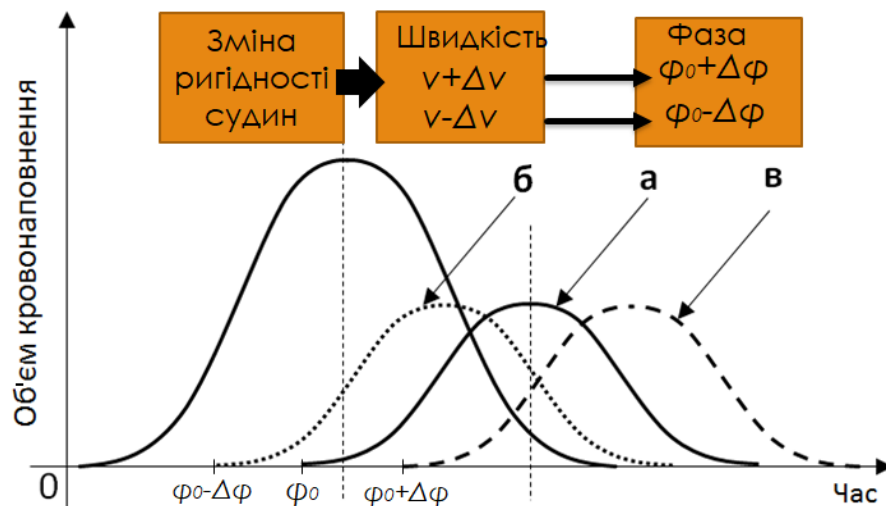


Рисунок 1.3 – Вплив швидкості крові на формування ПХ

Оцінка ПХ, зокрема її швидкості поширення (ШППХ), є неінвазивним і чутливим методом діагностики судинних патологій. ШППХ вважається «золотим стандартом» оцінки артеріальної жорсткості. У нормі в молодих здорових людей ШППХ становить приблизно 5–9 м/с. З віком, під впливом хронічних захворювань або інших факторів ризику, цей показник зростає.

Підвищена ригідність судин асоціюється з:

- артеріальною гіпертензією;
- атеросклерозом;
- серцевою недостатністю;
- цукровим діабетом;
- віковими змінами.

Констатовано, що кожен приріст ШППХ на 1 м/с асоціюється зі зростанням ризику серцево-судинних смертностей на 15–20%.

Для клінічного використання пульсової хвилі застосовуються різні методи, серед яких:

- Тонометрія апланатійна – реєстрація пульсових коливань на поверхні артерій (зазвичай променева чи сонна артерія).
- Фотоплетизмографія – аналіз змін поглинання світла, пов'язаних із коливаннями об'єму крові.

- Оцінка центрального артеріального тиску та індексу підсилення (augmentation index) – аналіз відбитої хвилі, що повертається з периферії до серця.

- Каротидно-стегнова ШППХ – найбільш поширений стандартний показник жорсткості аорти.

Усі ці методи дозволяють безпечно та ефективно оцінити функціональний стан артерій у клінічній практиці.

ПХ є відображенням не лише механічних властивостей артерій, але й загального стану ССС.

ПХ, зокрема її швидкість поширення, є незалежним прогностичним фактором серцево-судинних подій. Її використання в комплексі з іншими показниками (індекс маси тіла, рівень холестерину, глікемія) дозволяє підвищити точність стратифікації ризику у пацієнтів із факторами серцево-судинної небезпеки.

Введення аналізу пульсової хвилі в рутинну медичну практику сприяє ранньому виявленню субклінічних форм артеріальної жорсткості та дає змогу проводити ефективну профілактику ускладнень.

1.1.2 Фотоплетизмографія як метод реєстрації пульсової хвилі

Метод фотоплетизмографії базується на тому, що світло, яке випромінюється джерелом (найчастіше світлодіодом), проходить крізь шкіру або проникає в неї частково, де взаємодіє з компонентами тканин. Найважливішим поглинальним компонентом є гемоглобін — як у кисневій формі (оксигемоглобін), так і в дезоксигенованій.

Залежно від ступеня кровонаповнення тканини в певний момент серцевого циклу, змінюється кількість світла, яке:

- поглинається — переважно еритроцитами;
- розсіюється — внаслідок неоднорідності середовища;
- відбивається або проходить до фотодетектора.

Ці зміни і є основою формування сигналу (рис.1.4).

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

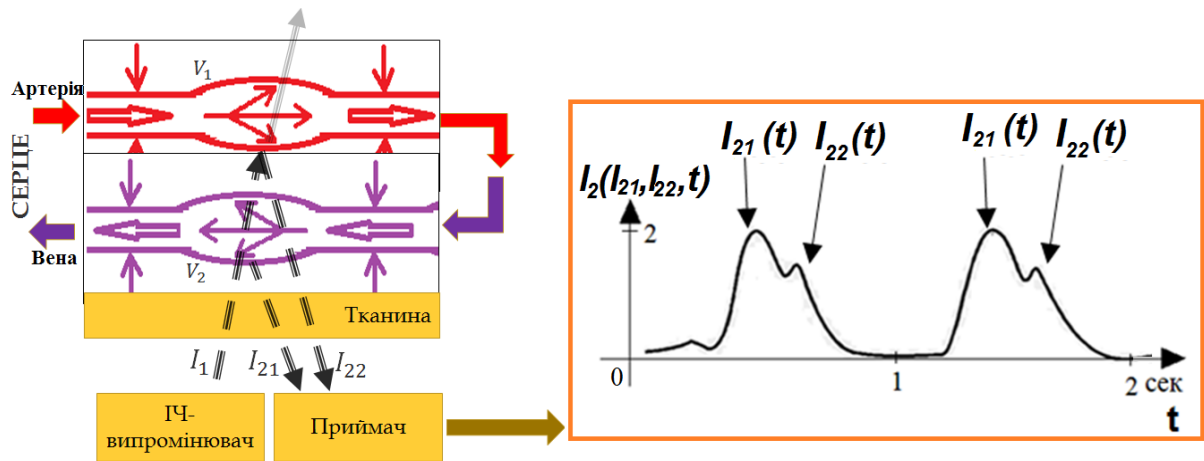


Рисунок 1.4 – Принцип реєстрації сукупності пульсових хвиль у вигляді пульсового сигналу методом фотоплетизмографії

Пульсовий сигнал (ПС) при фотоплетизмографії — це крива, яка відображає часові зміни інтенсивності реєстрованого світла, викликані зміною об'єму артеріальної крові в тканинах протягом серцевого циклу.

У фазу систоли: серце викидає кров у великі артерії, що призводить до тимчасового збільшення об'єму крові в периферичних судинах → більше поглинання → менше світла доходить до детектора.

У фазу діастолі: артеріальний тиск знижується, об'єм крові в мікросудинах зменшується → менше поглинання → більше світла реєструється.

Таким чином, фотоплетизмограф формує пульсову хвилю, яка повторюється з частотою серцевих скорочень.

ПС (рис.1.5) складається з двох частин:

- АС-компонента (пульсова складова): відображає пульсації артеріальної крові внаслідок серцевих скорочень та має періодичну форму — типову хвилю з підйомом і спадом.

- DC-компонента (стала складова): відображає загальне кровонаповнення тканини, стан мікроциркуляції, залежить від тонусу судин, температури шкіри, гідратації, вегетативної регуляції та не змінюється швидко — використовується для довготривалої оцінки фізіологічного стану.

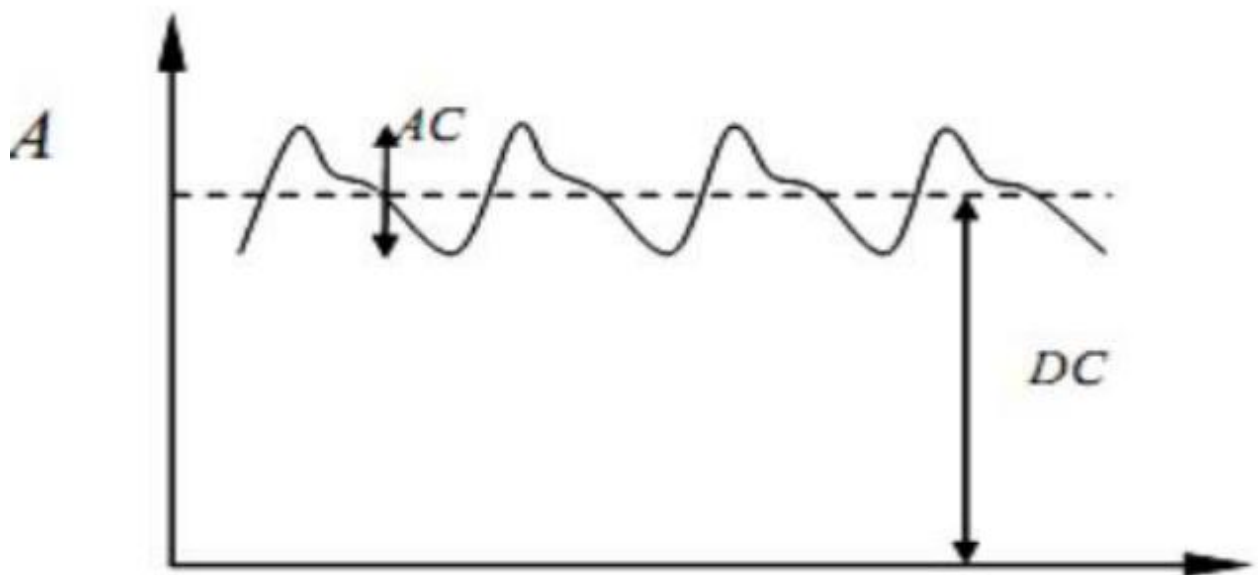


Рисунок 1.5 – Компоненти ПС як сукупність ПХ

Оптичні властивості гемоглобіну залежать від довжини хвилі світла. Саме тому для ФПГ використовують певні спектри:

- Червоне світло (660 нм) — краще проходить через тканини, але гірше поглинається оксигемоглобіном.
- Інфрачервоне світло (880–940 нм) — проникає глибше і використовується в пульсоксиметрії.
- Зелене світло (520–560 нм) — чутливіше до змін крові в поверхневих шарах (часто використовується в фітнес-трекерах).

Поєднання кількох джерел світла дозволяє розраховувати параметри, такі як сатурація киснем (SpO_2) або коефіцієнт пульсацій.

1.1.3 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки пульсових сигналів

На ринку медичної електроніки наявний цілий спектр систем для реєстрації ПС методом фотоплетизмографії, зокрема PowerLab (ADInstruments, Австралія), BITalino (PLUX Wireless Biosignals, Португалія), Biopac MP36/MP160 (BIOPAC Systems Inc., США) та ін.

Фірма ADInstruments випускає систему PowerLab (Австралія), яку зображено на рис.1.6.

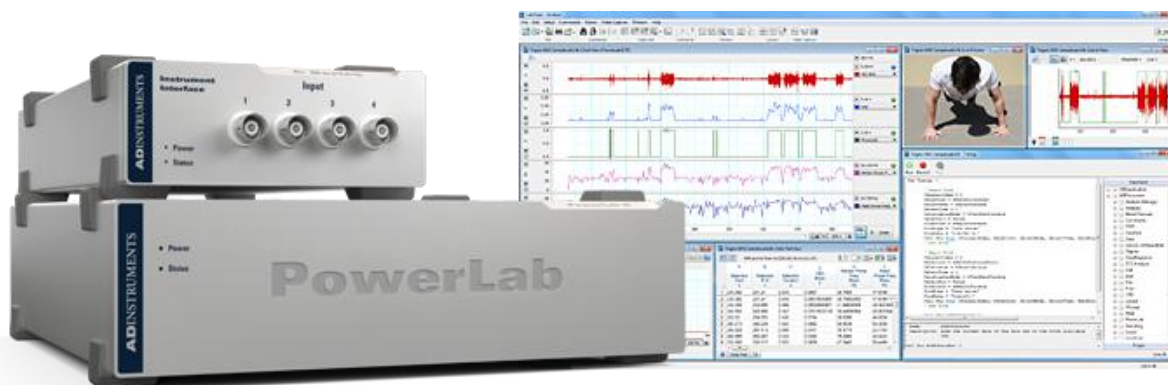


Рисунок 1.6 – Вигляд системи PowerLab [17]

PowerLab — це апаратно-програмна система для збору та аналізу фізіологічних сигналів, широко використовується в дослідницьких та навчальних цілях.

Можливості системи:

- Багатоканальний збір даних з високою точністю.
- Підтримка різноманітних фізіологічних сигналів, включаючи ФПГ.
- Можливість інтеграції з різними датчиками та модулями.

ПЗ системи PowerLab LabChart забезпечує візуалізацію, аналіз та обробки сигналів у реальному часі.

Фірма PLUX Wireless Biosignals випускає систему BИTalino (Португалія), яку зображено на рис.1.7.



Рисунок 1.7 – Вигляд системи PLUX Wireless Biosignals [18]

Сисема BİTalino — доступна та модульна платформа для збору біосигналів, включаючи ПС, призначена для дослідників, викладачів та розробників.

Технічні характеристики системи:

- Довжина хвилі світлодіода: 670 нм
- Споживання: ~4,8 мА
- Тип роз'єму: UC-E6 (штекер)
- Коефіцієнт посилення: 34
- Смуга пропускання: 0,02-2,1 Гц
- Довжина кабелю: 100 см $\pm$ 0,5 см (налаштовується)

Можливості системи:

- Модульна архітектура з можливістю підключення різних датчиків.
- Бездротова передача даних через Bluetooth.
- Підтримка реєстрації та візуалізації ПС.

ПЗ системи є відкрите з підтримкою різних мов програмування, включаючи Python та MATLAB. ПЗ забезпечує обробку ПС та візуалізацію.

Фірма BIOPAC Systems Inc випускає систему Біопас MP36/MP160 (США), яку зображено на рис.1.8.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



ACQKNOWLEDGE SOFTWARE



Рисунок 1.8 – Вигляд системи Віорас MP36/MP160 [19]

Система є повнофункціональною дослідницькою платформа для фізіологічного моніторингу.

Апаратні можливості:

- До 16 каналів одночасного запису.
- Датчики ФПГ, ЕКГ, GSR, респіраторної активності.

ПЗ AcqKnowledge забезпечує аналіз ПС, пульсу, судинної ригідності, а також HRV, спектрального аналізу (рис.1.9).

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

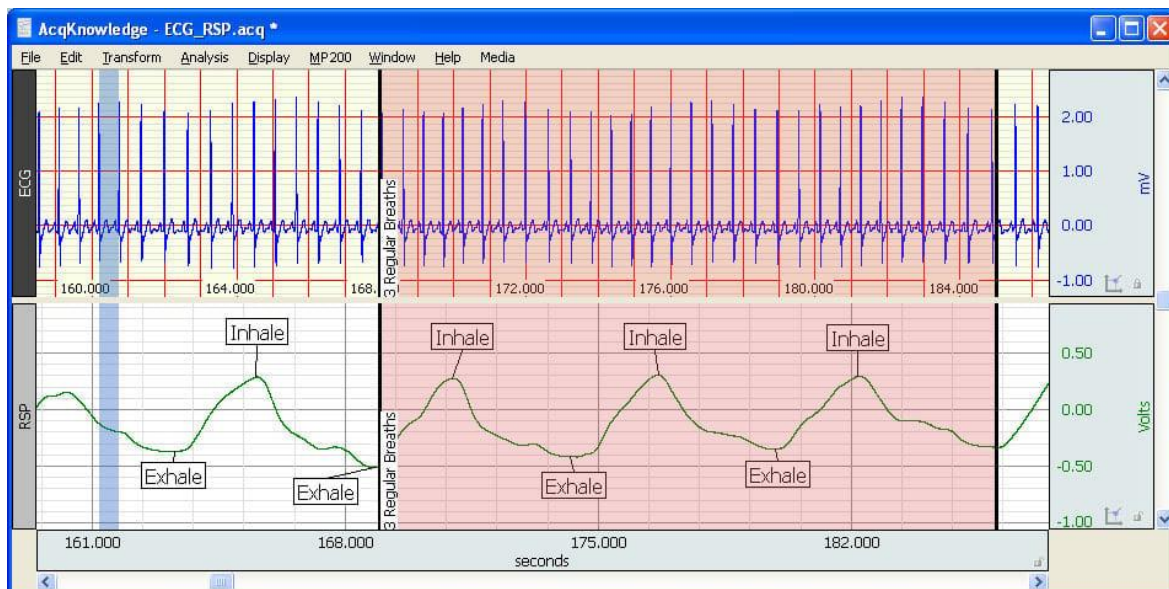


Рисунок 1.9 – Вигляд ПЗ обробки системи

Фірма Empatica Inc. випускає пристрій Empatica E4 + E4 Connect (США/Італія), яку зображено на рис.1.10.



Рисунок 1.10 – Вигляд пристрою Віорас MP36/MP160 [20]

Empatica E4 + E4 Connect є носимим медичним пристроєм, що реєструє ПС, EDA, температуру, рухи.

Апаратні можливості:

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

- Реєстрація ФПГ на зап'ясті.
- Висока частота дискретизації (64 Гц).

Програмне забезпечення пристрою E4 Connect є хмарним рішенням для перегляду даних, експорту сигналів, візуалізації в реальному часі.

Фірма Masimo випускає систему Radical-7 (США), яку зображено на рис.1.11.



Рисунок 1.11 – Вигляд системи Radical-7 [21]

Система використовує технологію Masimo SET® для точного вимірювання SpO₂, пульсу, індексу перфузії (Pi) та індексу варіабельності плетизмограми (PVi®).

Платформа rainbow SET® дозволяє неінвазивно моніторити додаткові параметри, такі як загальний гемоглобін (SpHb®), карбоксигемоглобін (SpCO®), метгемоглобін (SpMet®) та інші.

Система може використовуватись як стаціонарний, портативний або транспортний монітор.

Програмне забезпечення системи представлено як інтуїтивно зрозумілий інтерфейс з можливістю налаштування відображення параметрів та перегляду трендів до 96 годин.

Інтеграція з платформою Root® для розширених можливостей моніторингу та підключення до електронних медичних записів.

Система підтримує бездротове підключення через Wi-Fi та Bluetooth для передачі даних у реальному часі.

1.2 Актуальність виконання роботи

Становлення та розвиток ІТ створили передумови для широкого впровадження комп'ютерних систем у медичну діагностику.

Особливої актуальності набувають системи, що дозволяють оцінювати стан серцево-судинної системи, з огляду на те, що захворювання судин залишаються однією з головних причин смертності у світі. Відомі системи для реєстрації та обробки ПС, які представлено на ринку медичної електроніки мають широкий спектр діагностичних можливостей щодо стану судин людини.

Рання діагностика порушень судинного тону, прохідності судин, наявності атеросклеротичних бляшок та інших патологій дає змогу своєчасно застосовувати профілактичні та лікувальні заходи, значно підвищуючи шанси пацієнтів на одужання та покращення якості життя.

Аналіз існуючих рішень у галузі виявив, що більшість сучасних діагностичних систем або є частиною великих медичних комплексів, які потребують високої вартості обслуговування, або орієнтовані на вирішення вузькоспеціалізованих завдань (наприклад, лише аналіз доплерографії або тільки обробка МРТ-зображень). Також багато з них вимагають участі кваліфікованого медичного персоналу для інтерпретації результатів. До того

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ж, деякі системи мають низьку гнучкість щодо інтеграції нових алгоритмів машинного навчання та методів обробки пульсових сигналів.

У зв'язку з цим виникає потреба у створенні сучасної, доступної та інтелектуальної комп'ютерної системи, яка дозволяє здійснювати автоматизовану діагностику стану судин людини з використанням новітніх та існуючих підходів до обробки даних пульсових сигналів. Така система повинна забезпечувати високу точність, інтерпретованість результатів та зручність для кінцевого користувача, включаючи як медичних працівників, так і самих пацієнтів.

Отже, розроблення комп'ютерної системи діагностики стану судин є актуальним напрямом, який відповідає сучасним викликам у галузі охорони здоров'я, сприяє підвищенню ефективності медичних обстежень та може мати суттєвий соціальний ефект шляхом покращення ранньої діагностики ССЗ.

1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі

Сучасна медицина дедалі більше інтегрується з інформаційними технологіями, що відкриває новітні здатності/можливості для ефективної, точної та доступної діагностики. Одним із ключових напрямів є оцінка стану судинної системи людини, оскільки порушення її функціонування часто призводить до тяжких серцево-судинних захворювань, які є провідною причиною смертності у всьому світі. Відповідно, виникає гостра необхідність у розробці автоматизованої комп'ютерної системи, що дозволить швидко, надійно та зручно виявляти відхилення у стані судин пацієнта. Така система повинна включати кілька важливих компонентів:

1. Необхідність розробки системи для реєстрації пульсового сигналу.

Пульсовий сигнал містить цінну інформацію про стан артеріальної системи, її еластичність, тонус, а також наявність функціональних або органічних змін у судинах. Для реєстрації цього сигналу необхідна недорога,

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

надійна та портативна система, здатна фіксувати зміни об'єму крові у периферичних судинах з достатньою точністю.

Завдяки впровадженню такої системи:

- можна отримувати сигнали в домашніх умовах;
- забезпечується неінвазивна діагностика без ризику для пацієнта;
- створюються умови для масового моніторингу стану судин серед населення.

2. Необхідність побудови математичної моделі пульсового сигналу

Для коректної інтерпретації пульсового сигналу потрібна формалізація його структури та динаміки у вигляді математичної моделі. Така модель дозволяє:

- ідеалізувати та узагальнювати фізіологічні властивості судинної системи;
- аналізувати характерні параметри сигналу (амплітуду, тривалість, асиметрію тощо);
- моделювати вплив патологічних змін (наприклад, підвищеної жорсткості судин) на форму пульсової хвилі.

Це необхідно для створення об'єктивного та універсального діагностичного критерію, що не залежить від суб'єктивних оцінок лікаря.

3. Необхідність визначення методу обробки пульсового сигналу.

Обробка пульсового сигналу — ключовий етап, від якого залежить точність діагностики. Без ефективних методів обробки сигналу, що включають:

- фільтрацію шумів;
- виділення ознак;
- аналіз форми хвиль, діагностичні висновки можуть бути неточними або навіть хибними.

Розроблення оптимального методу дозволяє:

- виявляти приховані особливості сигналу;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- зменшити вплив артефактів;
- забезпечити стабільну роботу алгоритмів незалежно від індивідуальних особливостей пацієнта.

4. Необхідність створення алгоритму обробки сигналу.

Алгоритм обробки — це логічна структура, яка забезпечує автоматизовану послідовність дій, що приводять до об'єктивної діагностики. Наявність чітко сформульованого алгоритму дозволяє:

- підвищити точність і відтворюваність результатів;
- адаптувати систему для роботи з різними типами сигналів;
- зробити діагностику доступною навіть для некваліфікованих користувачів.

Такий алгоритм є основою для масштабування та подальшого впровадження в клінічну практику або телемедицину.

5. Необхідність розробки програмного забезпечення з графічним інтерфейсом користувача в MATLAB.

Для забезпечення зручності використання та візуалізації результатів обробки необхідно створити програмне забезпечення з інтуїтивно зрозумілим графічним інтерфейсом. MATLAB є потужним середовищем для наукових розрахунків, обробки сигналів та створення GUI.

Переваги реалізації ПЗ в MATLAB:

- швидка розробка та прототипування;
- зручна інтеграція обчислювальних алгоритмів;
- наявність вбудованих інструментів для побудови інтерфейсів (App Designer);
- можливість побудови графіків, звітів і інтерактивних елементів.

Програмне забезпечення повинно забезпечувати:

- завантаження та візуалізацію пульсового сигналу;
- виконання обробки сигналу згідно з розробленим алгоритмом;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- відображення результатів у зручному вигляді (графіки, діагностика, індикатори);
- експорт результатів для подальшого використання.

1.4 Висновки до розділу 1

Необхідність створення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини є зумовлена сучасними медичними викликами, потребою в ранньому виявленні патологій та тенденцією до цифровізації медицини. Комплексний підхід, що включає розробку апаратного та програмного забезпечення, математичного й алгоритмічного апарату для реєстрації та комп'ютерної обробки пульсового сигналу, дозволяє створити доступний, надійний і масштабований інструмент, що може бути корисним у медичних закладах, мобільних лабораторіях і навіть в домашньому моніторингу за станом судин людини.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини

На рис.2.1 представлено структурну схему системи реєстрації пульсового сигналу методом фотоплетизмографії. Система включає такі основні компоненти: оптичний сенсор, мікроконтролер, комунікаційний модуль та програмне забезпечення на комп'ютері. Сенсор виявляє пульсові зміни, мікроконтролер обробляє сигнал і передає його через комунікаційний інтерфейс на ПК для подальшого аналізу та візуалізації.



Рисунок 2.1 – Структурна схема реєстрації ПС

Оптичний сенсор складається з джерела світла (світлодіоди з довжинами хвиль 660 нм і 880–940 нм) та фотодетектора, який реєструє зміну інтенсивності відбитого або пропущеного світла через біологічні тканини. Під час серцевих скорочень відбуваються зміни об'єму крові, які впливають на поглинання світла. Ці зміни фіксуються фотодетектором у вигляді ФПГ-сигналу.

Використано тип рефлексивна схеми сенсора (відбите світло реєструється з тієї ж сторони), який є зручним для портативних пристроїв.

Характеристики оптичного сенсора MAX30102:

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Тип: рефлексивний
- Довжини хвиль: 660 нм (червоний), 880 нм (інфрачервоний)
- Вбудований АЦП: 18-біт
- Інтерфейс: I2C
- Живлення: 1.8 В (логіка), 3.3 В (LED)
- Режими фільтрації та регулювання яскравості

Мікроконтролер (МК) виконує роль "мозку" всієї системи реєстрації пульсу. Саме він забезпечує керування сенсором, обробку сигналу та передачу даних на зовнішній пристрій. Від вибору мікроконтролера залежить не лише енергоспоживання та обчислювальна потужність системи, але й можливості масштабування, точність обробки сигналу та спосіб комунікації.

Основні функції мікроконтролера:

- Ініціалізація сенсора: на початку роботи МК конфігурує оптичний сенсор через інтерфейс (найчастіше — I2C), встановлюючи частоту дискретизації, яскравість світлодіодів, режими роботи (наприклад, лише ІЧ або ІЧ + червоне світло), глибину інтеграції.
- Зчитування даних з сенсора: мікроконтролер періодично зчитує значення з реєстрів сенсора. Наприклад, сенсор MAX30102 передає цифрові значення інтенсивності відбитого світла, закодовані у вигляді 18-бітних слів. Частота зчитування повинна відповідати частоті дискретизації (зазвичай 100–500 Гц).
- Попередня обробка сигналу: для зменшення шумів та виділення корисного сигналу МК виконує обробку в реальному часі. Основні кроки: усереднення або ковзне згладжування (moving average); видалення постійної складової (DC-offset); фільтрація високочастотного та низькочастотного шуму; підсилення або масштабування сигналу; нормалізація.
- Виявлення пульсових піків: алгоритм пікової детекції виявляє локальні максимуми, що відповідають ударам серця. Можна використовувати простий пороговий алгоритм або більш складні варіанти: детекція на основі першої похідної (знаходження моментів зростання та спаду); порівняння з

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ковзним середнім; адаптивний поріг; алгоритм Pan-Tompkins (адаптований під ФПГ).

– Передача даних: оброблені або "сирі" (raw) дані передаються на комп'ютер через USB або UART в форматі у вигляді масиву чисел.

Переваги використання мікроконтролера:

- Автономність: Можна реалізувати портативну систему з батарейним живленням;
- Швидкодія: Сигнал обробляється в реальному часі;
- Гнучкість: Легко змінити алгоритми обробки або додати нові функції;
- Модульність: Можна підключати інші сенсори (температури, SpO₂ тощо).

Комунікаційний модуль є складовою частиною системи реєстрації пульсового сигналу, що забезпечує передачу зібраних і оброблених даних від мікроконтролера до комп'ютера або іншого кінцевого пристрою. Вибір комунікаційного інтерфейсу залежить від вимог до швидкості передачі, енергоспоживання, портативності та типу пристрою-приймача.

Мікроконтролер підключається до комп'ютера через USB-UART конвертер. Після підключення створюється віртуальний COM-порт, через який дані можна зчитувати за допомогою таких програм, як Matlab, Arduino Python-скрипти та ін.

Комунікаційний модуль забезпечує ефективну передачу даних між сенсорною системою та кінцевим пристроєм. UART є найпростішим способом підключення.

Макет системи зображено на рис.2.2.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

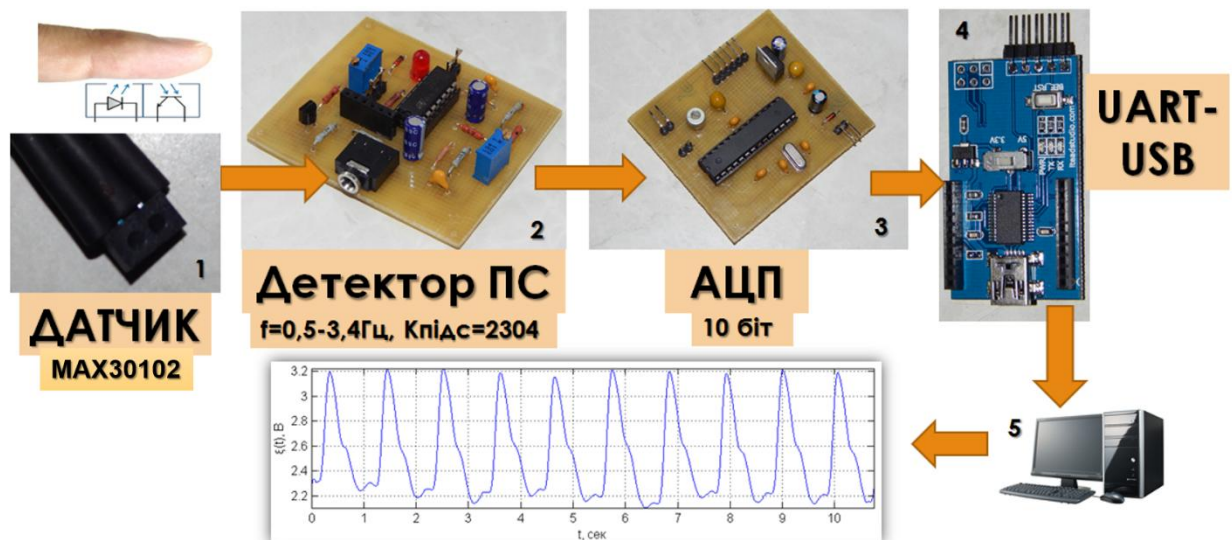


Рисунок 2.2 – Макет системи

Приклад коду в Matlab для зчитування даних ПС через UART при використанні розробленого макету системи зображено на рис.2.2.

```

1 % Встановлення з'єднання із серійним портом
2 s = serialport("COM4", 9600); % Замість COM4 вкажіть свій порт
3
4 % Налаштування буфера
5 configureTerminator(s, "LF");
6 flush(s); % Очистити буфер перед стартом
7
8 % Зчитування даних
9 data = [];
10 disp("Читання даних... натисніть Ctrl+C для зупинки")
11
12 while true
13     line = readline(s);
14     val = str2double(line);
15
16     if ~isnan(val)
17         data(end+1) = val;
18         plot(data);
19         ylim([0 100000]);
20         drawnow;
21     end
22 end

```

Рисунок 2.3 – Лістинг зчитування даних ПС через UART

Зареєстровані реалізації ПС для норми та патології зображено на рис.2.4

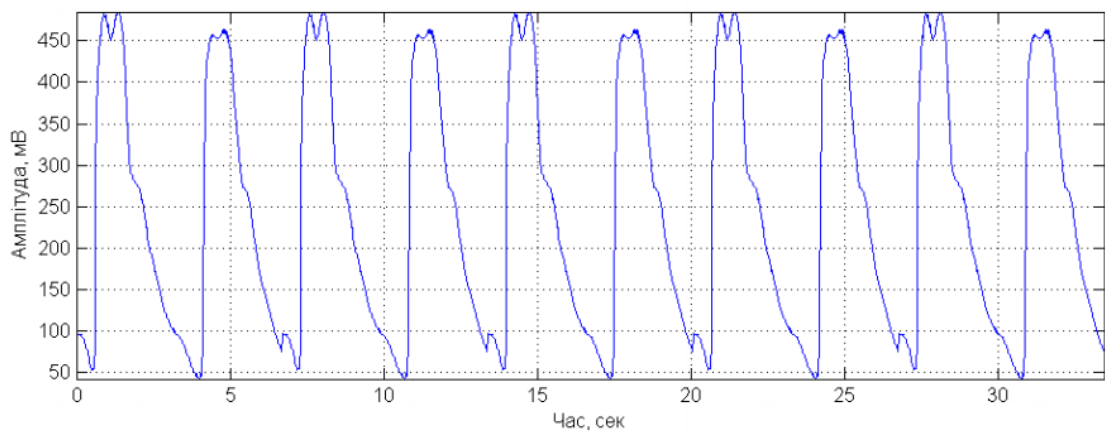


Рисунок 2.4 - Реалізації ПС (норма/патологія)

Розробка математичної моделі ПС є необхідною для створення ефективного математичного забезпечення його обробки, оскільки вона забезпечує формалізоване уявлення про сигнал, що дозволяє точно аналізувати, фільтрувати та інтерпретувати дані.

2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини

2.2.1 Математична модель пульсового сигналу

Математична модель дозволяє описати фізіологічний процес пульсації крові (серцевого ритму) у формі, яка піддається кількісному аналізу та обробці за допомогою алгоритмів. Без моделі обробка даних є сліпою – програмне забезпечення не «розуміє», що воно обробляє та аналізує.

ПС є коливальним процесом, що виникає внаслідок періодичних скорочень серця і розповсюджується артеріальною системою. Його форма визначається складною взаємодією між серцевим викидом, пружністю судин та відбиттями хвиль у судинній системі. Мета цієї моделі — описати ПС як суперпозицію прямої та відбитої хвиль із включенням випадкових та періодичних компонент, а також параметрів амплітуди й часу.

Основні припущення

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		29

– Судинна система моделюється як розгалужена трубопровідна система з неоднорідними властивостями.

– Сигнал формується як суперпозиція двох хвиль: прямої (що йде від серця) і відбитої (що повертається від периферії).

– Серце працює періодично, але кожен цикл має випадкову варіацію через зміну тиску, судинного опору тощо.

– Сигнал змінюється у часі та має амплітудно-частотні характеристики.

Отже, модель ПС має враховувати пряму та відбиту хвилю, випадковість, періодичність, а також амплітудні та часові параметри.

Загальна форма моделі:

$$P(t) = A_1 f(t) + A_2 f(t - \Delta t) + n(t), \quad (2.1)$$

де $P(t)$ – пульсовий сигнал,

$f(t)$ – форма одиночної пульсової хвилі,

A_1 – амплітуда прямої хвилі,

A_2 – амплітуда відбитої хвилі,

Δt – затримка відбитої хвилі,

$n(t)$ – шум (випадковість).

Форму хвилі $f(t)$ описано виразом:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} e^{-\alpha(t-nT)^2} \sin\left(\frac{2\pi}{T}(t - nT)\right), \quad (2.2)$$

де T – період пульсу,

α – ширина імпульсу,

n – номер циклу.

При врахуванні відбитої хвилі вираз моделі набуває вигляду:

$$P(t) = A_1 f(t) + A_2 f(t - \Delta t), \quad (2.3)$$

де $\Delta t \in [0.1T, 0.3T]$

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Шум (випадковість):

$$n(t) \sim N(0, \sigma^2), \quad (2.4)$$

або

$$n(t) = \sigma \cdot \eta(t), \quad (2.5)$$

де $\eta(t)$ – білий/корельований шум.

Підсумковий вираз моделі ПЗ:

$$P(t) = A_1 \sum_{n=-\infty}^{\infty} e^{-\alpha(t-nT)^2} \sin\left(\frac{2\pi}{T}(t-nT)\right) + A_2 \sum_{n=-\infty}^{\infty} e^{-\alpha(t-\Delta t-nT)^2} \sin\left(\frac{2\pi}{T}(t-\Delta t-nT)\right) + n(t), \quad (2.6)$$

де T – період пульсу;

A_1 – амплітуда прямої хвилі;

A_2 – амплітуда відбитої хвилі;

Δt – затримка відбитої хвилі;

α – ширина імпульсу;

$n(t)$ – рівень шуму;

Математичну модель реалізовано у вигляді лістингу ПЗ, який наведено на рис.2.5.

```

2 % Моделювання пульсового сигналу судин людини
3 % Параметри моделі
4 Fs = 1000; % Частота дискретизації, Гц
5 T = 0.8; % Період пульсу, с (75 уд/хв)
6 omega = 2 * pi / T; % Кругова частота
7 alpha = 90; % Ширина імпульсу
8 A1 = 1.0; % Амплітуда прямої хвилі
9 A2 = 0.4; % Амплітуда відбитої хвилі
10 delta_t = 0.15; % Затримка відбитої хвилі, с
11 sigma = 0.01; % Стандартне відхилення шуму
12
13 duration = 5; % Тривалість сигналу, с
14 t = 0:1/Fs:duration; % Масив часу
15 n_cycles = floor(duration / T); % Кількість циклів
16
17 % Формування базової пульсової хвилі
18 f = zeros(size(t));
19 for n = 0:n_cycles
20     f = f + exp(-alpha*(t - n*T).^2) .* sin(omega*(t - n*T));
21 end
22
23 % Формування прямої та відбитої хвиль
24 pulse = A1 * f + A2 * [zeros(1, round(delta_t*Fs)), f(1:end-round(delta_t*Fs))];
25
26 % Додавання випадкового шуму
27 noise = sigma * randn(size(t));
28 signal = pulse + noise;
29
30 % Відображення результату
31 figure(1);
32 plot(t, signal);
33 title('Модель пульсового сигналу судин людини');
34 xlabel('Час (с)');
35 ylabel('Амплітуда');
36 grid on;

```

Рисунок 2.5 – Лістинг моделювання ПС

На рис.2.6 наведено результат роботи ПЗ.

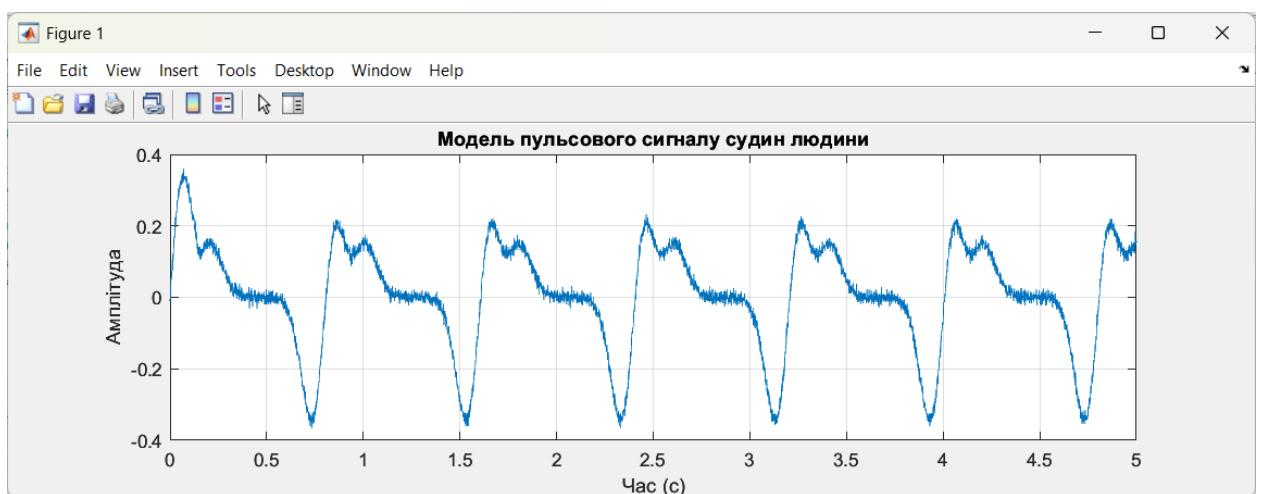


Рисунок 2.6 – Результат роботи ПЗ

2.2.2 Методи обробки пульсового сигналу

Пульсовий сигнал судин людини є складною сумішшю періодичних та випадкових компонент. Для його дослідження використовуються різноманітні математичні методи сигналової обробки. Нижче подано опис основних підходів до аналізу пульсового сигналу як випадкового та періодичного процесу.

2.2.2.1 Кореляційний аналіз

Кореляційний аналіз дозволяє виявити повторюваність, внутрішню структуру та характер зміни сигналу. Основним інструментом є автокореляційна функція (АКФ), яка описує залежність між значеннями сигналу з різними часовими зсувами:

$$R_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x(t+\tau)dt \quad (2.7)$$

У дискретному випадку:

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-k-1} x[n]x[n+k]. \quad (2.8)$$

АКФ дозволяє виявити періодичність, визначити тривалість одного пульсу, і оцінити шумовий характер ПС.

2.2.2.2 Спектральний аналіз

Цей метод визначає частотний склад сигналу. Для неперервного сигналу використовується перетворення Фур'є:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt. \quad (2.9)$$

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						33
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У цифровій реалізації застосовується дискретне або швидке перетворення Фур'є (DFT або FFT):

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi kn/N}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1. \quad (2.10)$$

Спектральний аналіз дозволяє:

- виявити основний пік у спектрі — частота серцевого ритму;
- виявити інші піки — гармоніки, викликані формою пульсу та відбиттями;
- визначити ширина піку свідчить про варіабельність частоти;
- визначити наявність випадкових компонент виявляється у вигляді шумового фону.

2.2.2.3. Спектрально-кореляційний аналіз

Цей метод поєднує часову та частотну інформацію. За теоремою Вінера–Хінчина, спектральна щільність потужності є перетворенням Фур'є АКФ:

$$S_{xx} = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau. \quad (2.11)$$

Такий метод дозволяє зрозуміти, які частоти є регулярними, показує структурні особливості повторюваних хвиль (наприклад, присутність прямої та відбитої хвиль) та ефективно використовується для виявлення стаціонарності/нестабільності частоти.

2.2.2.4. Статистичний аналіз

Статистичний аналіз дає змогу визначити кількісну оцінку мінливості, шуму, стійкості та загального стану системи кровообігу.

Основні показники:

Математичне сподівання:

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						34
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x[n]. \quad (2.12)$$

Дисперсія:

$$D = \sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n] - \mu)^2. \quad (2.13)$$

Середньоквадратичне відхилення (СКВ):

$$\sigma = \sqrt{D}. \quad (2.14)$$

Кожен із розглянутих методів має власне призначення. Кореляційний аналіз виявляє структуру, спектральний — частоти, спектрально-кореляційний — зв'язки у частотному домені, а статистичний — кількісні властивості сигналу. Комплексне застосування цих методів дозволяє точно досліджувати пульсові сигнали судинної системи.

2.2 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини

Незважаючи на зростання доступності сенсорів та портативних пристроїв для зняття ПС, ефективність аналізу таких сигналів значною мірою залежить від якості алгоритмічного забезпечення їх обробки.

На рис.2.7 зображено алгоритмічне забезпечення кореляційної обробки ПС.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

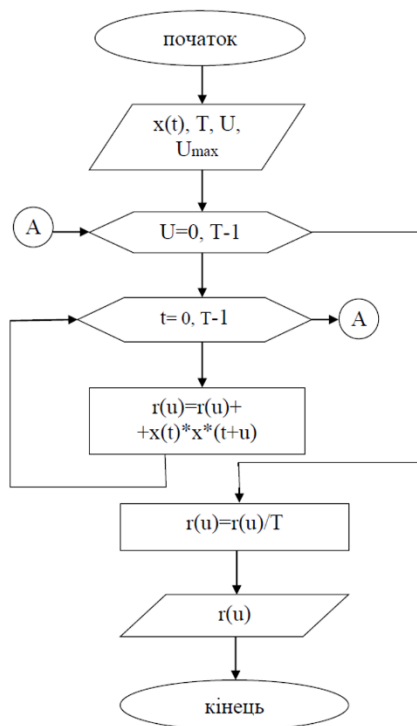


Рисунок 2.7 – Алгоритмічне забезпечення кореляційної обробки ПС

На рис.2.8 зображено алгоритмічне забезпечення спектральної обробки ПС.

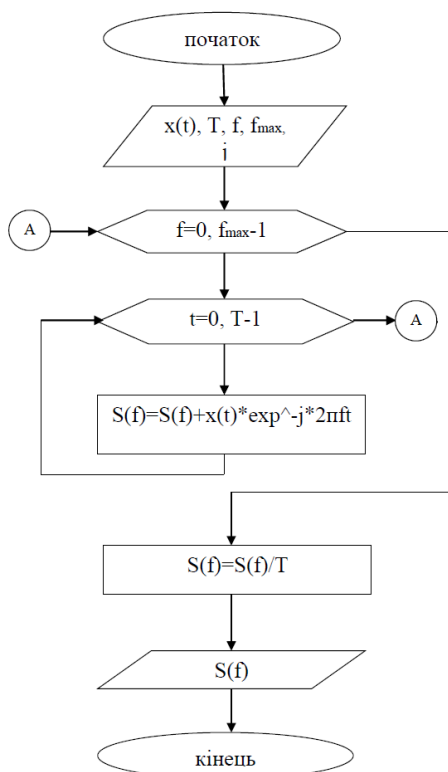


Рисунок 2.8 – Алгоритмічне забезпечення спектральної обробки ПС

На рис.2.9 зображено алгоритмічне забезпечення спектрально-кореляційної обробки ПС.

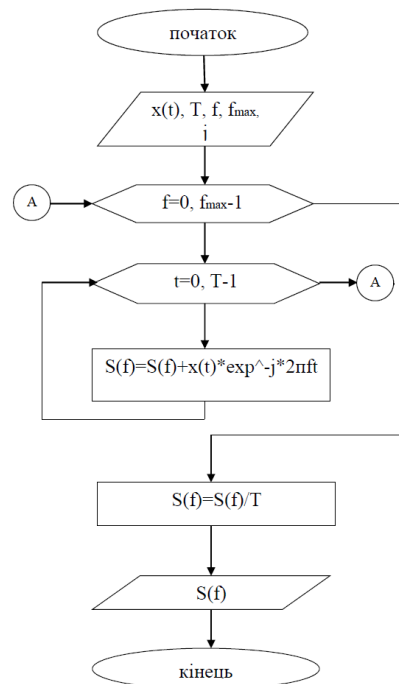


Рисунок 2.9 – Алгоритмічне забезпечення спектрально-кореляційної обробки ПС

На рис.2.10 зображено алгоритмічне забезпечення статистичної обробки ПС.

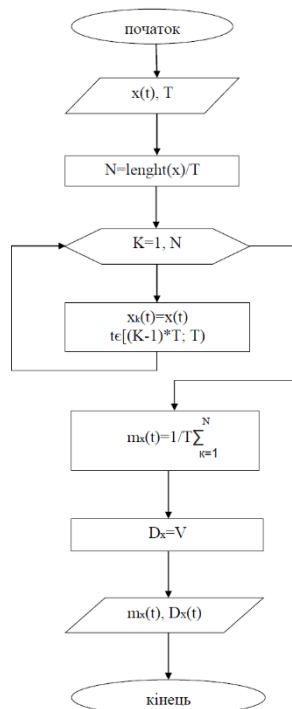


Рисунок 2.10 – Алгоритмічне забезпечення статистичної обробки ПС

Розроблене алгоритмічне забезпечення створює підґрунтя для подальшої реалізації програмного забезпечення, яке дозволяє автоматизувати обробку, аналіз та візуалізацію ПС у зручному для користувача форматі.

2.3 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини

Сучасна медико-технічна галузь все частіше потребує точних, швидких та зручних засобів для обробки ПС судин людини, які відображають стан серцево-судинної системи. Одним із найпотужніших інструментів для дослідження, обробки та візуалізації таких сигналів є MATLAB – високорівневе інтегроване середовище для чисельних розрахунків, моделювання та технічних обчислень.

На базі алгоритмічного забезпечення кореляційної обробки ПС (рис.2.6) розроблено ПЗ у вигляді програмної функції (рис.2.11).

```

1 function [rcor, tr] = rcor(a, fd)
2 % rcor Обчислює автокореляційну функцію сигналу a (праву частину)
3 % та вектор часу
4 %
5 % Вхідні параметри:
6 % a – вхідний сигнал
7 % fd – частота дискретизації (Гц)
8 %
9 % Вихідні параметри:
10 % rcor – нормалізована права частина автокореляційної функції
11 % tr – вектор часу для цієї частини
12
13 dt = 1 / fd; % Період дискретизації
14 r = xcorr(a); % Обчислення автокореляції
15 r = r ./ length(r); % Нормалізація
16
17 midIdx = floor(length(r) / 2) + 1; % Індекс центральної точки
18 tr = (0:(length(r) - midIdx)) * dt; % Вектор часу для правої частини
19
20 rcor = r(midIdx:end); % Права частина автокореляції
21 end

```

Рисунок 2.11 – Лістинг кореляційної обробки ПС

На базі алгоритмічного забезпечення кореляційної обробки ПС (рис.2.7) розроблено ПЗ у вигляді програмної функції (рис.2.12).

```

1 function [sp, ph, f] = spektr(a, fd)
2 % spektr Обчислює амплітудний та фазовий спектр сигналу
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 % a – вхідний сигнал (у часовій області)
6 % fd – частота дискретизації (Гц)
7 %
8 % Вихідні параметри:
9 % sp – амплітудний спектр
10 % ph – фазовий спектр
11 % f – відповідна частотна шкала
12
13 N = length(a);           % Довжина сигналу
14 df = fd / N;             % Крок частоти
15
16 s = fft(a);              % Швидке перетворення Фур'є
17 s = s / N;               % Нормалізація
18
19 sp = abs(s);              % Амплітудний спектр
20 ph = angle(s);           % Фазовий спектр (альтернатива atan(imag/real))
21
22 f = (0:(N-1)).* df;      % Частотна шкала
23 end

```

Рисунок 2.12 – Лістинг спектральної обробки ПС

На базі алгоритмічного забезпечення спектрально-кореляційної обробки ПС (рис.2.8) розроблено ПЗ у вигляді програмної функції (рис.2.13).

Функція `spektrcor` призначена для аналізу частотних характеристик ПС на основі його автокореляційної функції. Вона реалізує наступну послідовність операцій:

обчислення автокореляції сигналу a за допомогою функції `xcorr`, що дозволяє виявити повторювані структури або періодичність у ПС.

– виділення правої половини автокореляційної функції (від нульового зсуву до максимально позитивного), яка є симетричною для реальних ПС.

обчислення спектру автокореляційної функції за допомогою FFT — отримується енергетичний спектр ПС згідно з теоремою Вінера–Хінчина.

– нормалізація спектра, щоб забезпечити масштабованість результатів.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- розрахунок амплітудного (spr) і фазового (phaser) спектрів на основі комплексного спектру.
- Формування вектора частот f, який відповідає кожній точці спектра.

```

1 function [spr, phaser, f] = spektrcor(a, fd)
2 % SPEKTRCOR Обчислює спектр автокореляційної функції сигналу
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 % a – вхідний сигнал
6 % fd – частота дискретизації (Гц)
7 %
8 % Вихідні параметри:
9 % spr – амплітудний спектр автокореляційної функції
10 % phaser – фазовий спектр
11 % f – частотна шкала
12
13 r = xcorr(a); % Автокореляційна функція
14 midIdx = floor(length(r)/2) + 1; % Центр (нульовий лаг)
15 r_right = r(midIdx:end); % Права частина (симетрія для реальних ПС)
16
17 sr = fft(r_right); % Перетворення Фур'є автокореляції
18 sr = sr / length(sr); % Нормалізація
19
20 spr = abs(sr); % Амплітудний спектр
21 phaser = angle(sr); % Фазовий спектр
22
23 df = fd / length(sr); % Крок по частоті
24 f = (0:length(sr)-1) * df; % Частотна шкала
25 end

```

Рисунок 2.13 – Лістинг спектрально-кореляційної обробки ПС

На базі алгоритмічного забезпечення статистичної обробки ПС (рис.2.9) розроблено ПЗ у вигляді програмної функції (рис.2.14).

Функція statistical розбиває вхідний сигнал на N+1 рівних за тривалістю інтервалів (по T секунд кожен) і для кожного інтервалу обчислює базові статистичні характеристики:

- визначає кількість точок у кожному інтервалі залежно від частоти дискретизації fd та тривалості T.
- вирізає з сигналу відповідні сегменти послідовно для кожного інтервалу.

- для кожного сегмента обчислюється: mean, variance, standard deviation.
- повертає ці значення у вигляді векторів, що характеризують зміну статистичних параметрів сигналу по часу.

```

1 function [meanVals, varianceVals, stdVals] = statistical(a, N, fd, T)
2 % STATISTICAL Розраховує середнє, дисперсію та СКВ сигналу по інтервалах
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 % a – вхідний сигнал
6 % N – кількість інтервалів мінус один (тобто буде N+1 сегментів)
7 % fd – частота дискретизації (Гц)
8 % T – тривалість кожного інтервалу (сек)
9 %
10 % Вихідні параметри:
11 % meanVals – вектор середніх значень для кожного інтервалу
12 % varianceVals – вектор дисперсій
13 % stdVals – вектор середньоквадратичних відхилень (нормалізований)
14
15 dt = 1 / fd; % Крок дискретизації
16 NT = fix(T / dt); % Кількість точок в одному інтервалі
17
18 for i = 0:N
19     segment = a((NT * i + 1):((i + 1) * NT)); % Вибірка з сигналу
20     segments(i + 1, :) = segment; % Запис у матрицю
21 end
22
23 meanVals = mean(segments, 2); % Середнє по кожному сегменту (рядки)
24 varianceVals = var(segments, 0, 2); % Дисперсія по кожному сегменту
25 stdVals = sqrt(varianceVals); % Середньоквадратичне відхилення
26 stdVals = stdVals / length(stdVals); % Нормалізація (необов'язкова)
27 end

```

Рисунок 2.14 – Лістинг статистичної обробки ПС

Розробка програмного забезпечення з графічним інтерфейсом у MATLAB GUIDE для обробки ПС судин людини є актуальною, оскільки забезпечує зручну, інтуїтивну візуалізацію та автоматизацію обробки даних, що підвищує ефективність діагностики та досліджень у медичній сфері.

При проектуванні ПЗ обробки ПС з графічним інтерфейсом у MATLAB GUIDE враховано такі етапи:

- визначення функціоналу, цілей і вимог до ПЗ;
- створення вікон, кнопок, полів введення та інших елементів GUI у MATLAB GUIDE.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інтеграція розроблених програмних функцій обробки до ПЗ з графічним інтерфейсом (зв'язування функцій обробки з елементами інтерфейсу (кнопками, меню, графіками)).

тестування і налагодження (перевірка коректності роботи інтерфейсу та алгоритмів, усунення помилок).

Для розробки ПЗ використано елементи: pushbutton; edit; text; uipanel; axes.

Вигляд інтерфейсу ПЗ обробки зображено на рис. 2.15.

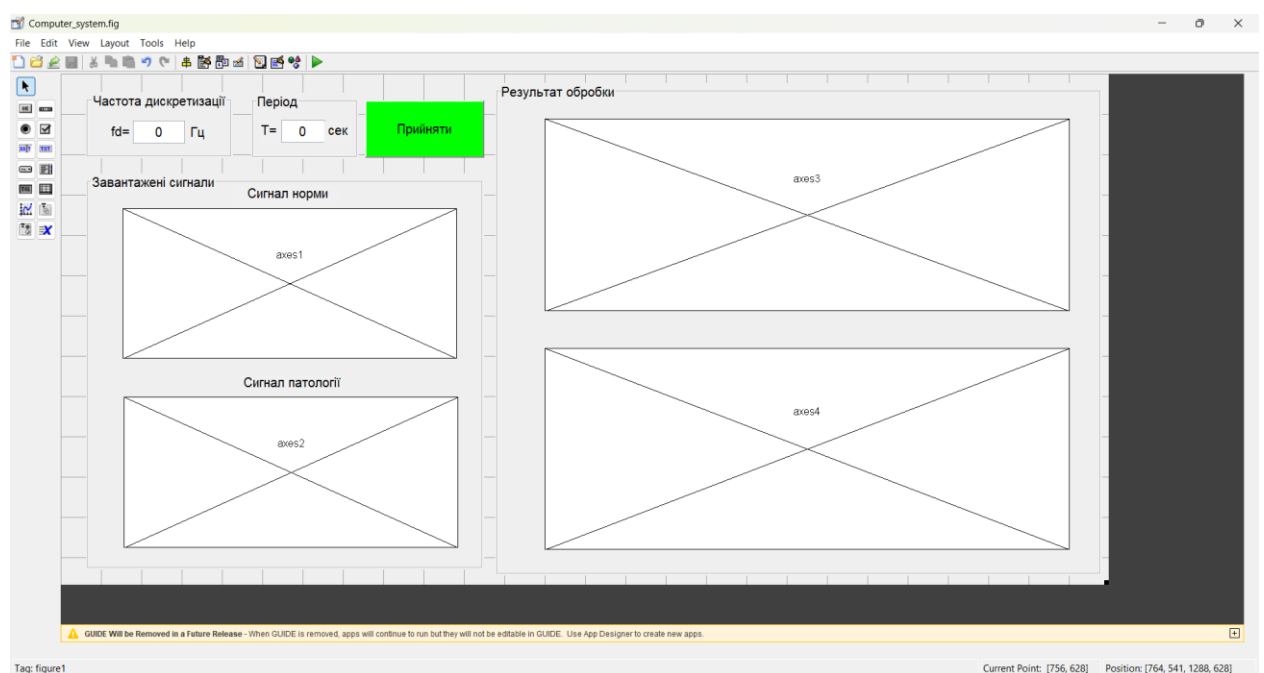


Рисунок 2.15 – Інтерфейс ПЗ обробки ПС

Для активації завантаження та обробки ПС в Menu Editor «» розроблено меню, яке зображено на рис.2.16.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

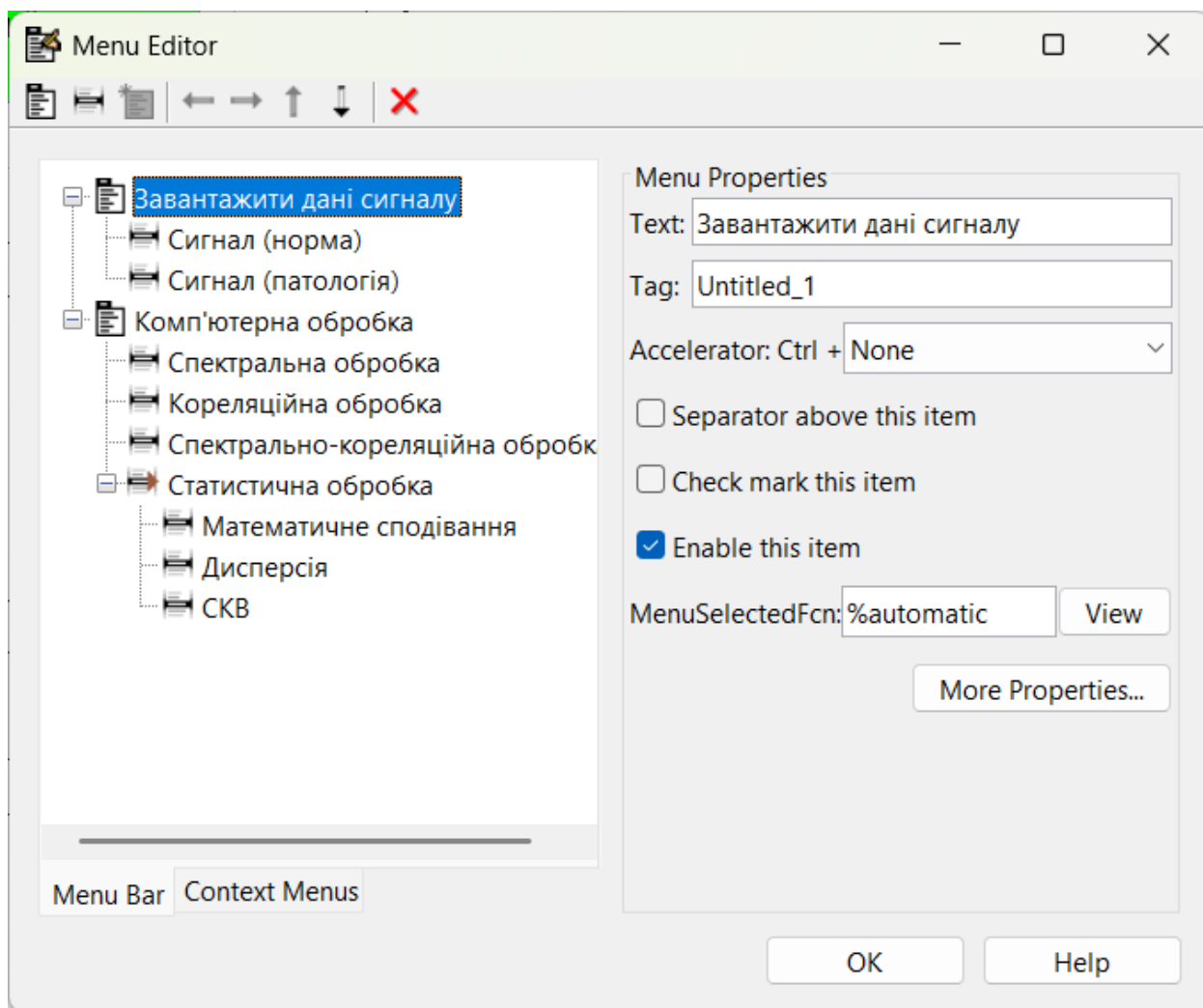


Рисунок 2.16 – Меню завантаження та обробки ПЗ

Для кожного меню ПЗ розроблено відповідні коди при використанні стандартних функцій, а також розроблених функцій обробки (рис.2.17).

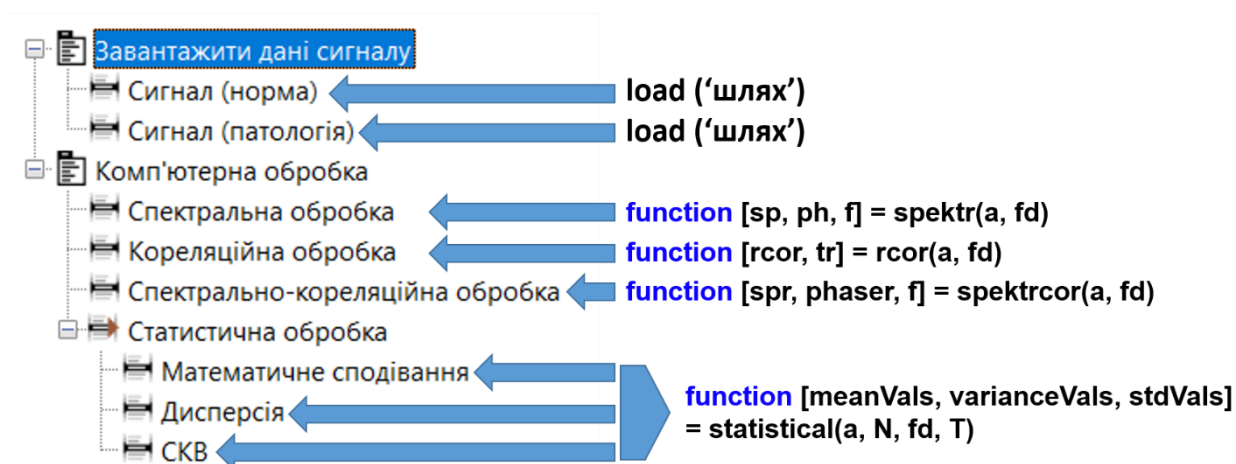


Рисунок 2.17 – Відповідність пунктів меню базовим програмним функціям

Лістинг ПЗ комп'ютерної системи з GUI інтерфейсом зображено в додатку А.

Вигляд запущеного ПЗ зображено на рис.2.18.

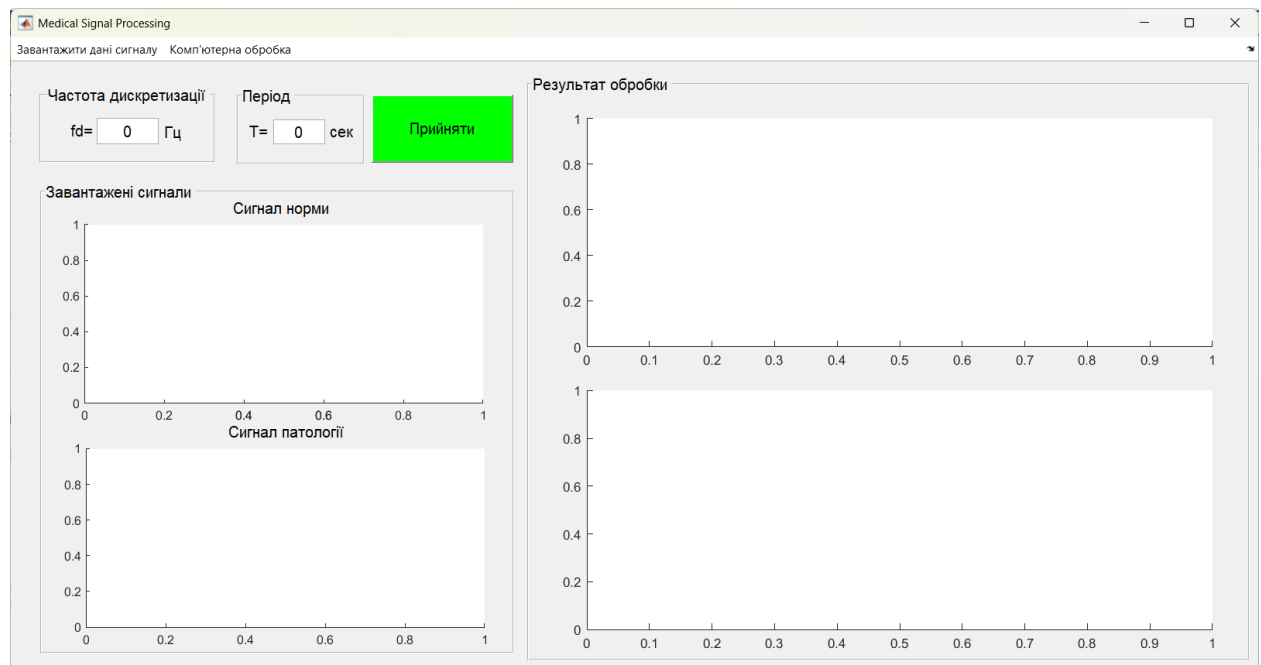


Рисунок 2.18 – Вигляд ПЗ комп'ютерної системи обробки ПС для діагностики стану судин

Вигляд пунктів меню ПЗ зображено на рис.2.19.

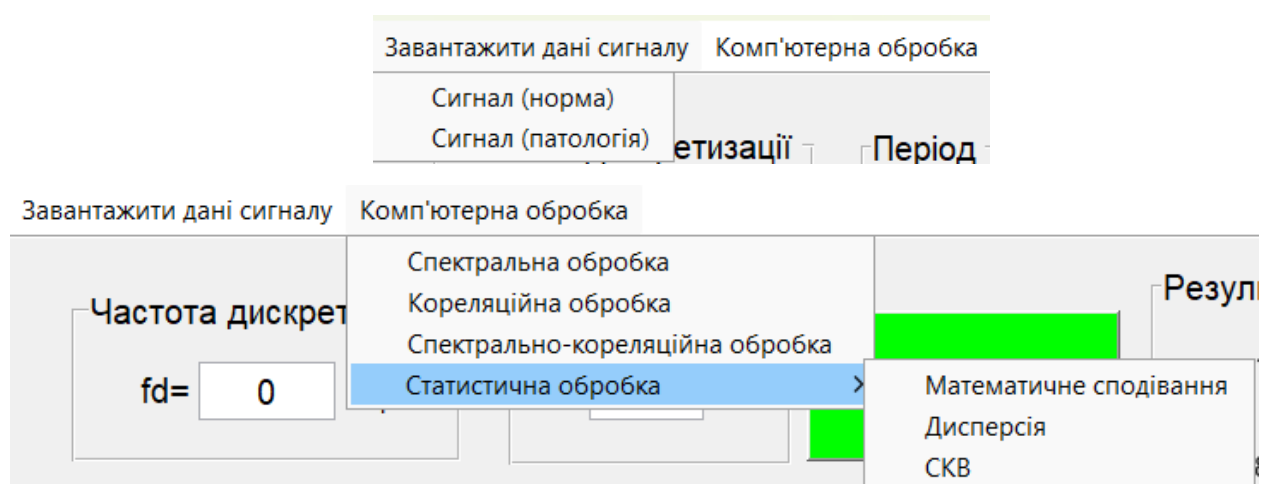


Рисунок 2.19 – Меню ПЗ обробки ПС

2.4 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини

Результат завантаження даних ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.20.

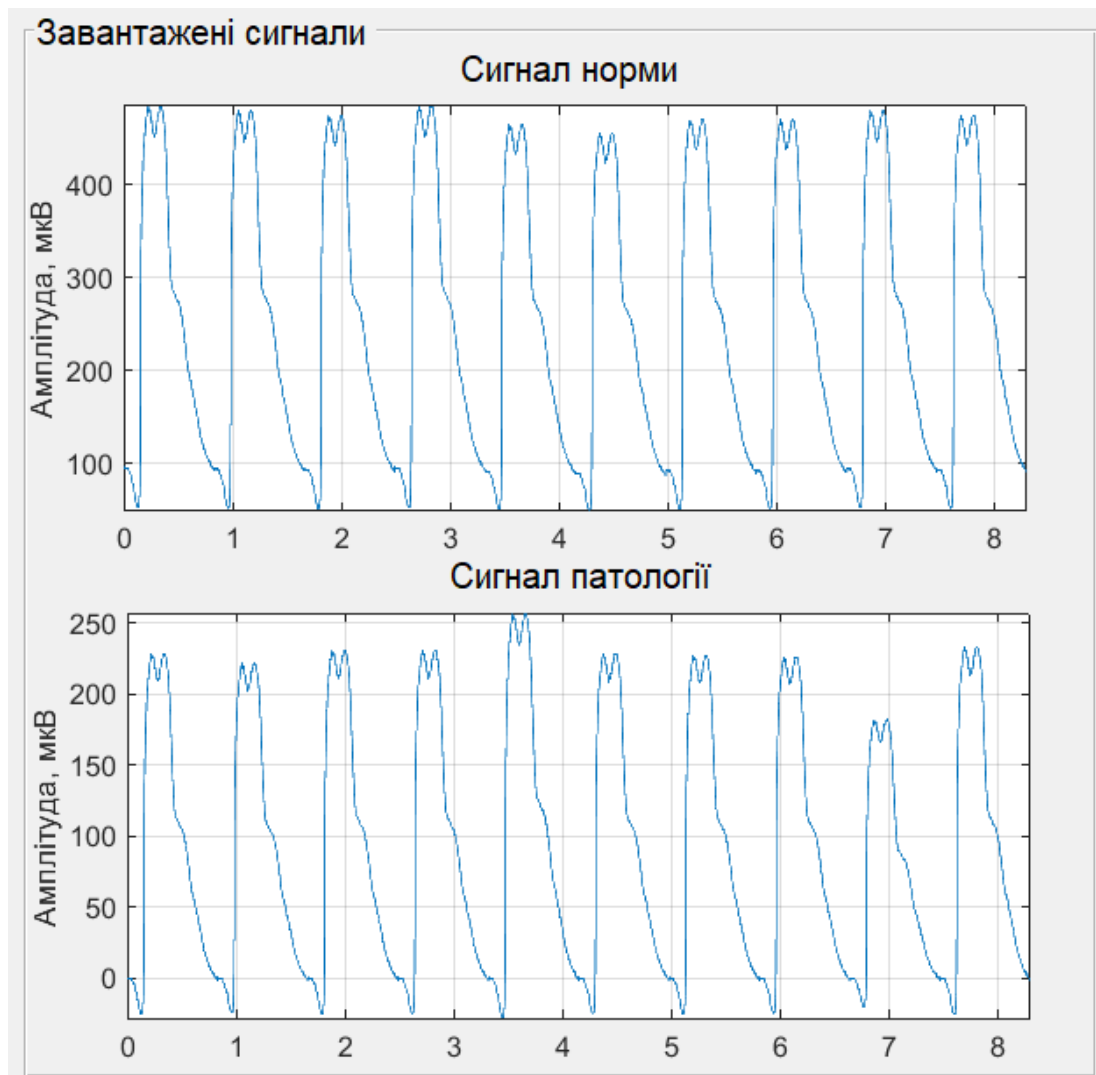


Рисунок 2.20 – Дані ПС пацієнтів зі станами норми та патології

Результат спектральної обробки ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.21-2.22.

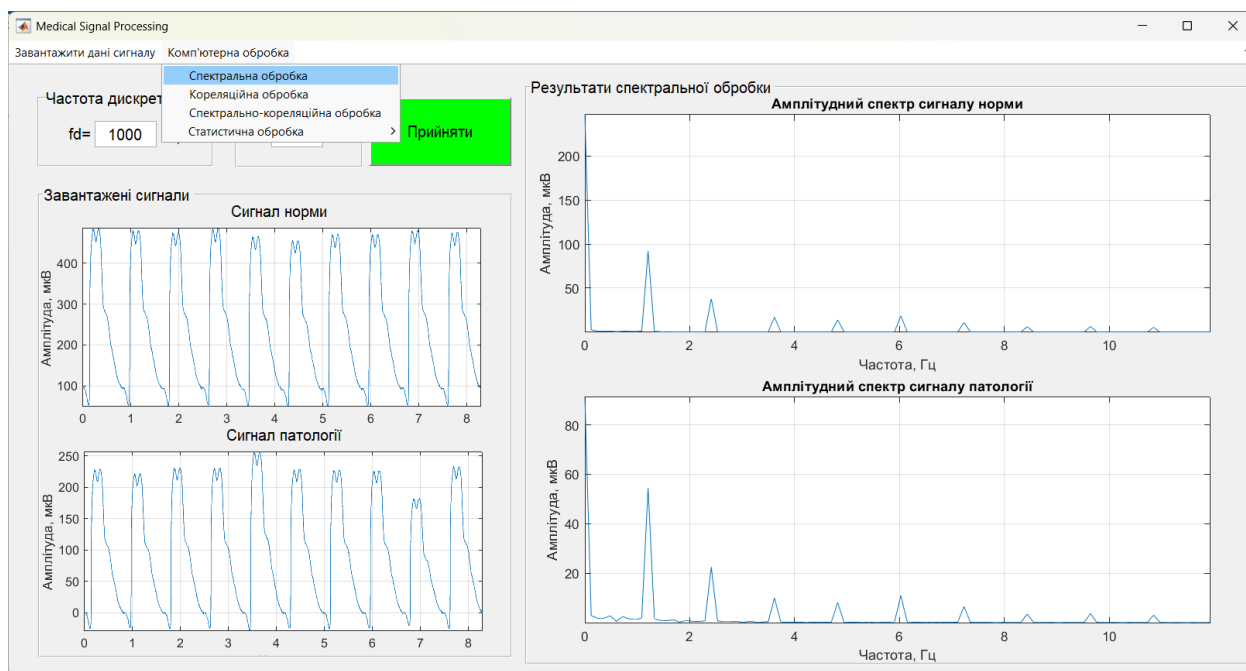


Рисунок 2.21 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час спектральної обробки ПС

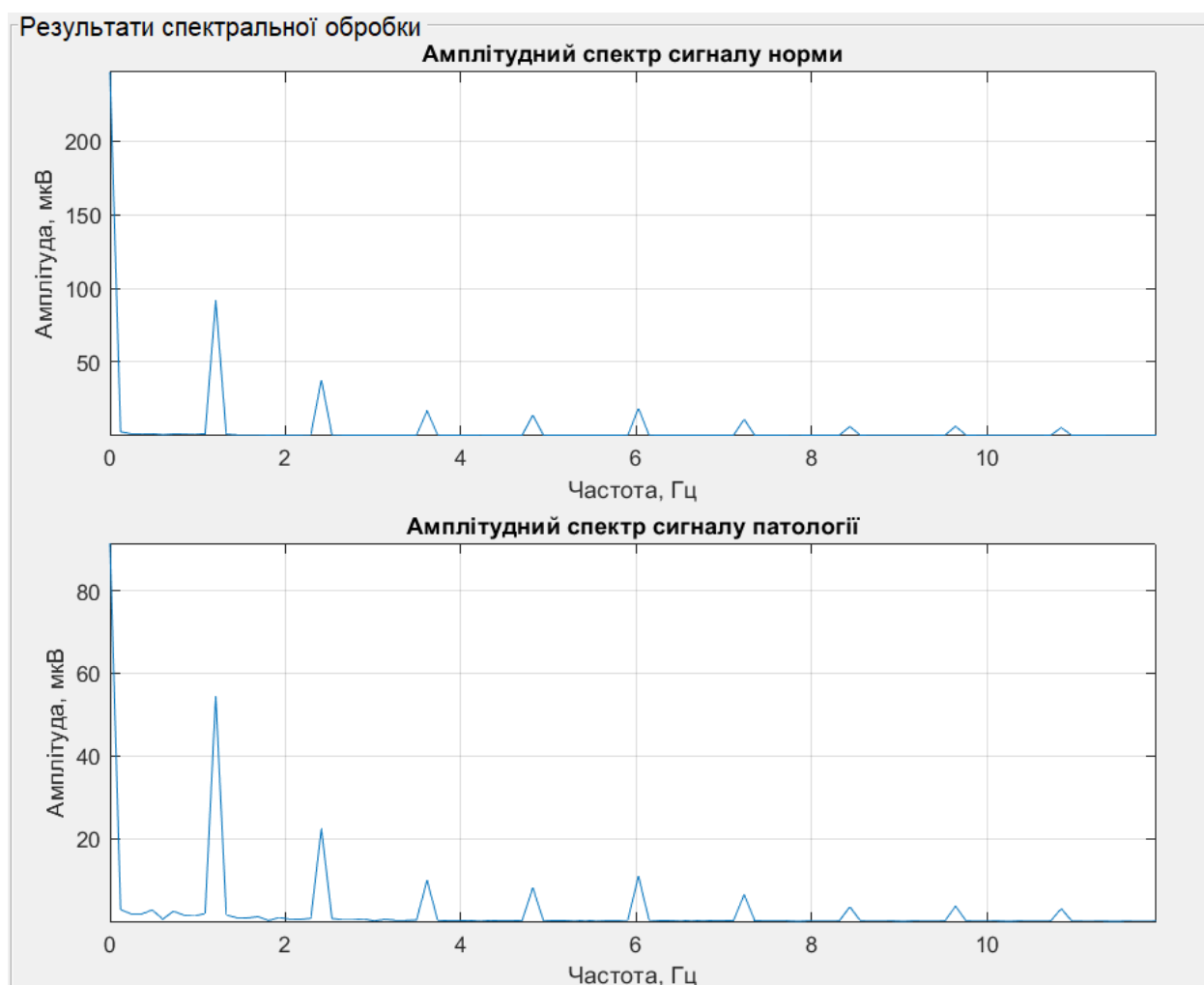


Рисунок 2.22 – Результат спектральної обробки ПС

Для амплітудних спектрів ПС норми притаманні такі особливості:

– основна частота: ≈ 1 Гц, що відповідає нормальній частоті серцевих скорочень (60 уд./хв), і видно додаткові піки в області 2–14 Гц.

Амплітуда домінантного піку: ~ 90 мкВ.

– Спектр: чіткий, з одним яскраво вираженими максимумами.

Інтерпретація результатів обробки ПС норми: сигнал регулярний, гармонійний, типовий для здорового пацієнта.

Для амплітудних спектрів ПС патології притаманні такі особливості:

кілька піків: один основний пік також ≈ 1 Гц, але значно нижчий по амплітуді (~ 60 мкВ), і видно додаткові занижені піки в області 2–14 Гц.

– спектр: чіткий, з одним яскраво вираженим максимумом.

Інтерпретація результати обробки ПС патології: ознаки судинної нестабільності або іншої патології (підвищена жорсткість судин), які змінюють амплітудний рівень сигналу.

Результат кореляційної обробки ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.23-2.24.

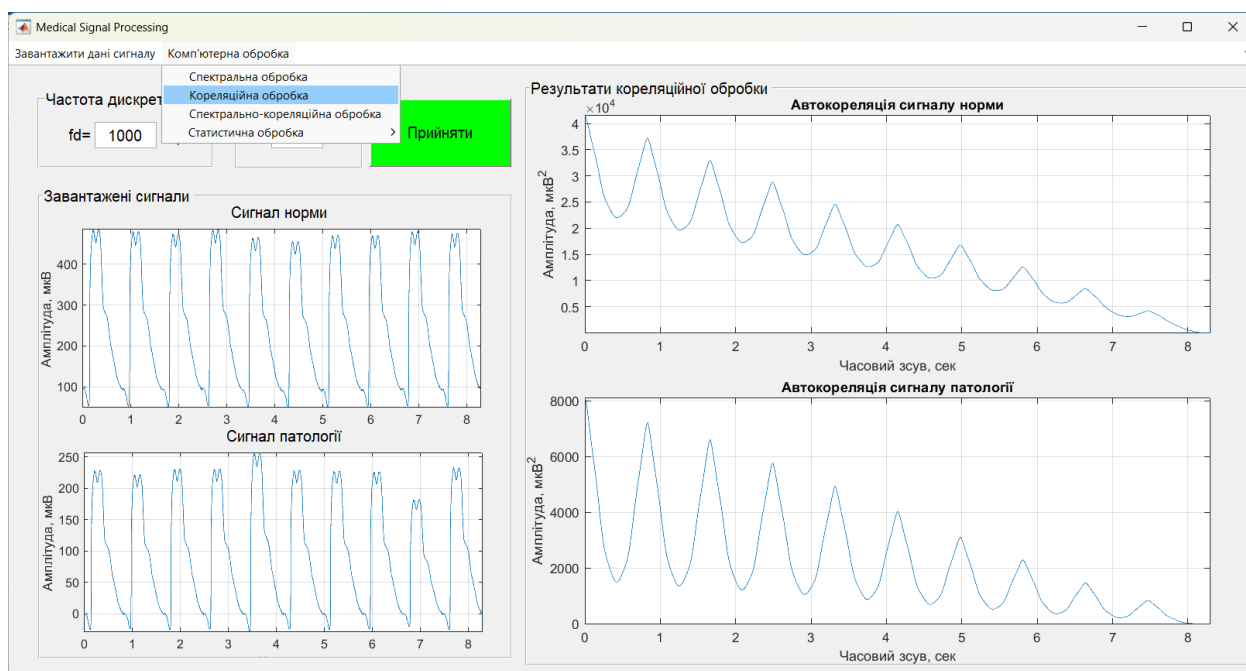


Рисунок 2.23 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час кореляційної обробки ПС

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.22-038.001 ПЗ

Арк.

47

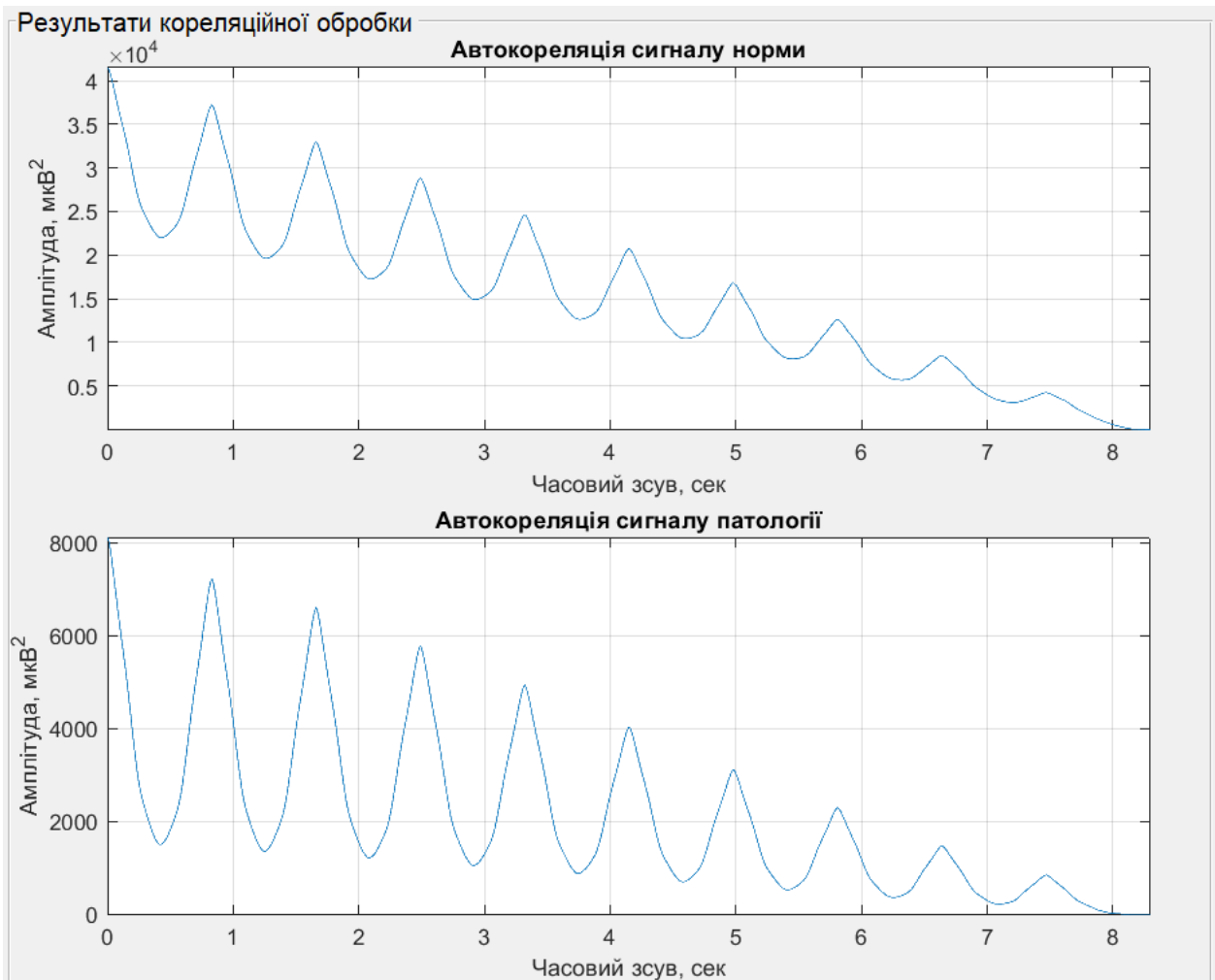


Рисунок 2.24 – Результат кореляційної обробки ПС

Загальна форма автокореляції:

Норма: автокореляційна функція має чітко виражені періодичні піки, які поступово зменшуються. Це свідчить про регулярну структуру сигналу, тобто пульс є ритмічним.

Патологія: також видно періодичні піки, але амплітуда зменшується швидше. Структура сигналу менш стабільна, хоча ритм збережено.

Амплітуда автокореляції:

Норма: початкова амплітуда значно вища (до ~40,000 мкВ²), що вказує на вищу енергію сигналу або сильнішу регулярність.

Патологія: початкова амплітуда нижча (~8,000 мкВ²), що може свідчити про знижену силу сигналу або про порушення його регулярності.

Спад амплітуди:

Норма: піки зменшуються поступово — сигнал має тривалішу автокореляцію, тобто ритм стабільніший у часі.

Патологія: амплітуда зменшується швидше, що свідчить про меншу стабільність сигналу або змінність у ритмі.

Частота повторення піків: в обох випадках піки з'являються через приблизно однакові інтервали часу, що означає збереження основного ритму пульсу. Це може вказувати, що порушення в патології не змінюють кардинально частоту пульсу, але впливають на стабільність.

Для ПС норми сигнал більш регулярний, з високою автокореляцією та поступовим спадом амплітуди.

Для ПС патології — знижена амплітуда і швидше загасання автокореляційної функції, що вказує на менш сталу структуру пульсу (можливе аритмічне або ослаблене серцебиття).

Результат спектрально-кореляційної обробки ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.25-2.26.

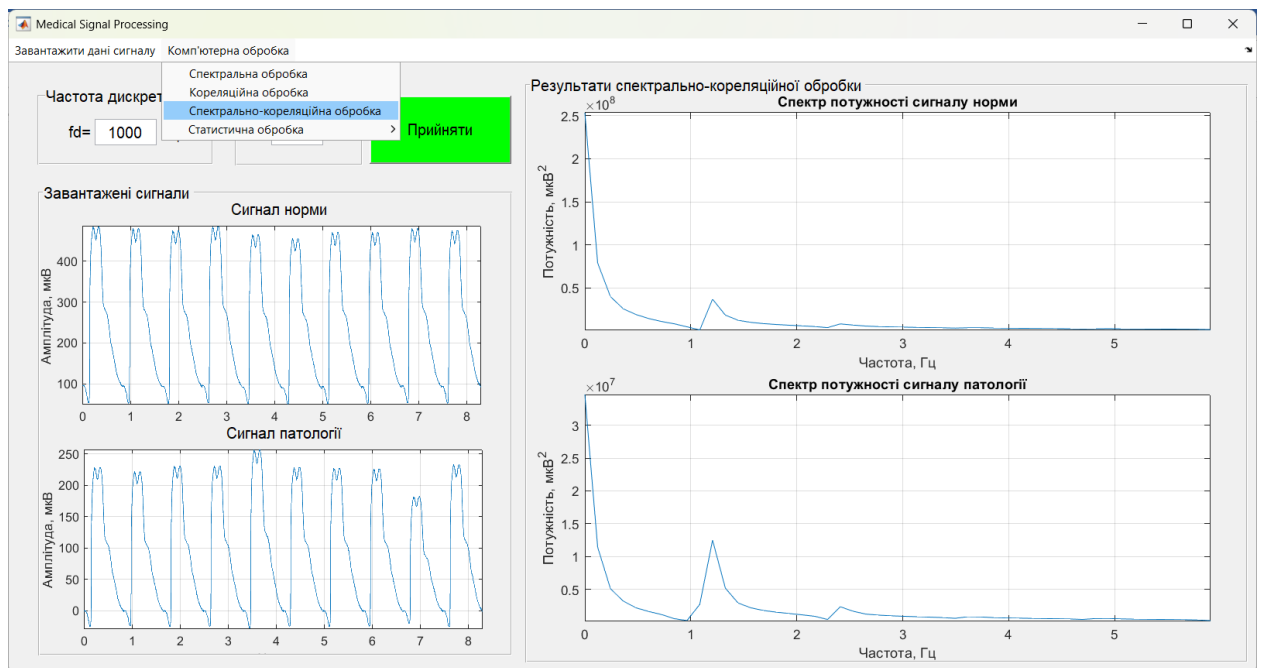


Рисунок 2.25 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час спектрально-кореляційної обробки ПС

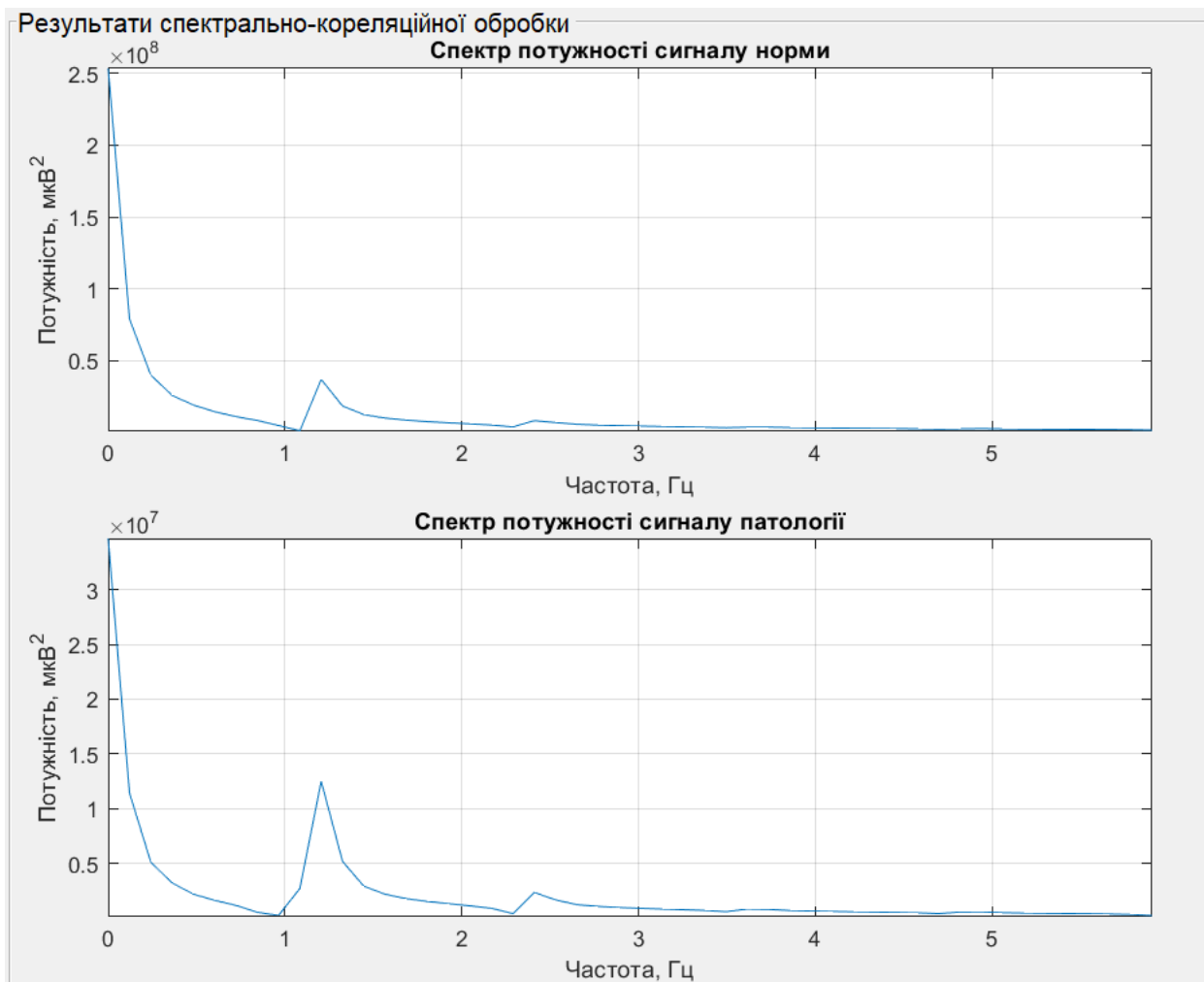


Рисунок 2.26 – Результат спектрально-кореляційної обробки ПС

Рівень загальної потужності:

Норма: максимальна потужність — близько 2.5×10^8 мкВ², що свідчить про значно енергійніший (інтенсивніший) сигнал.

Патологія: потужність нижча — близько 2.5×10^7 мкВ². Це вказує на ослаблення сигналу, що може бути пов'язано з патологічними змінами в серцевій діяльності.

Основні піки частот (гармоніки):

Норма: помітний виражений пік у діапазоні приблизно 1,2 Гц, що відповідає середньому частотному компоненту нормального пульсу (60 уд/хв).

Патологія: також присутній пік біля 1,2 Гц, але його висота значно менша, що говорить про знижену регулярність або стабільність пульсової

активності.. Помітна більша ширина піків, що може свідчити про більшу варіативність ритму.

Низькочастотна область (до 0.5 Гц):

Норма: дуже сильна енергія на низьких частотах, що може бути пов'язано з повільними регуляторними коливаннями (наприклад, дихальними хвилями або судинною реактивністю).

Патологія: енергія також присутня, але менш виражена — зниження цих компонентів може свідчити про порушення вегетативної регуляції.

У ПС норми спектр сигналу демонструє високу потужність, чіткі гармоніки та регулярну структуру. Це свідчить про стабільний і ритмічний пульс.

У ПС патології спостерігається зменшення потужності, згладженість спектра та розмитість піків, що характерно для порушень у серцевому ритмі або ослабленої пульсової активності.

Результат статистичної обробки при обчисленні математичного сподівання ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.27-2.28.

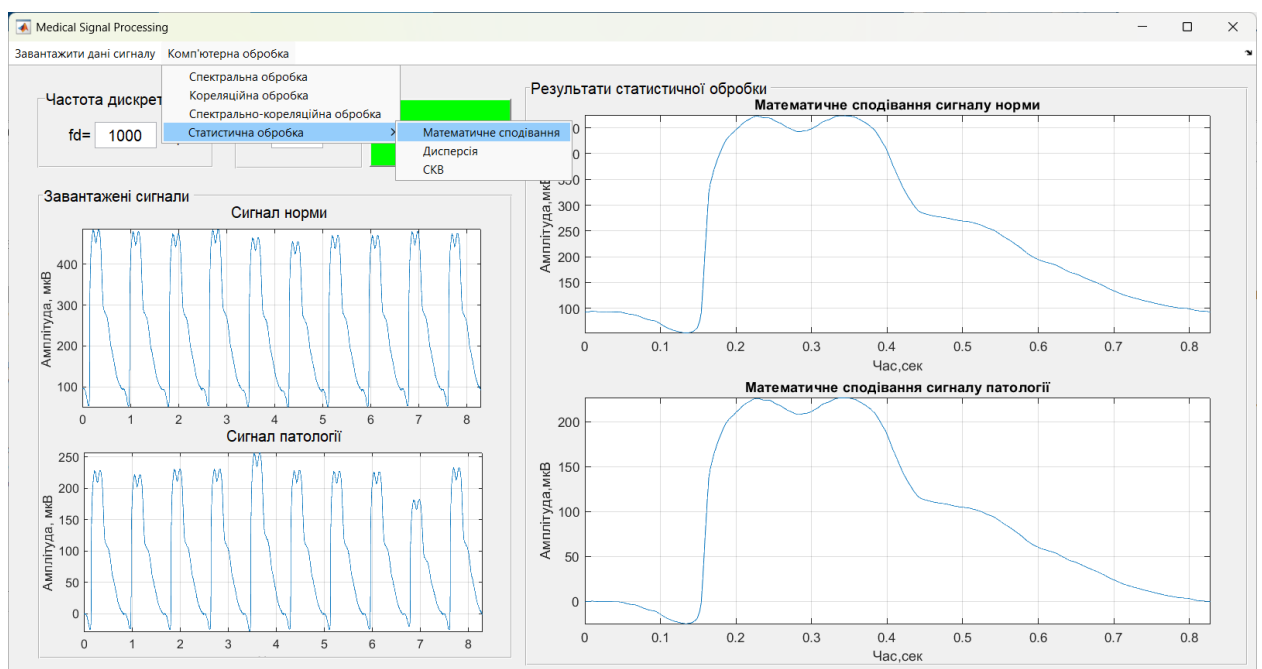


Рисунок 2.27 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час статистичної обробки ПС при обчисленні математичного сподівання

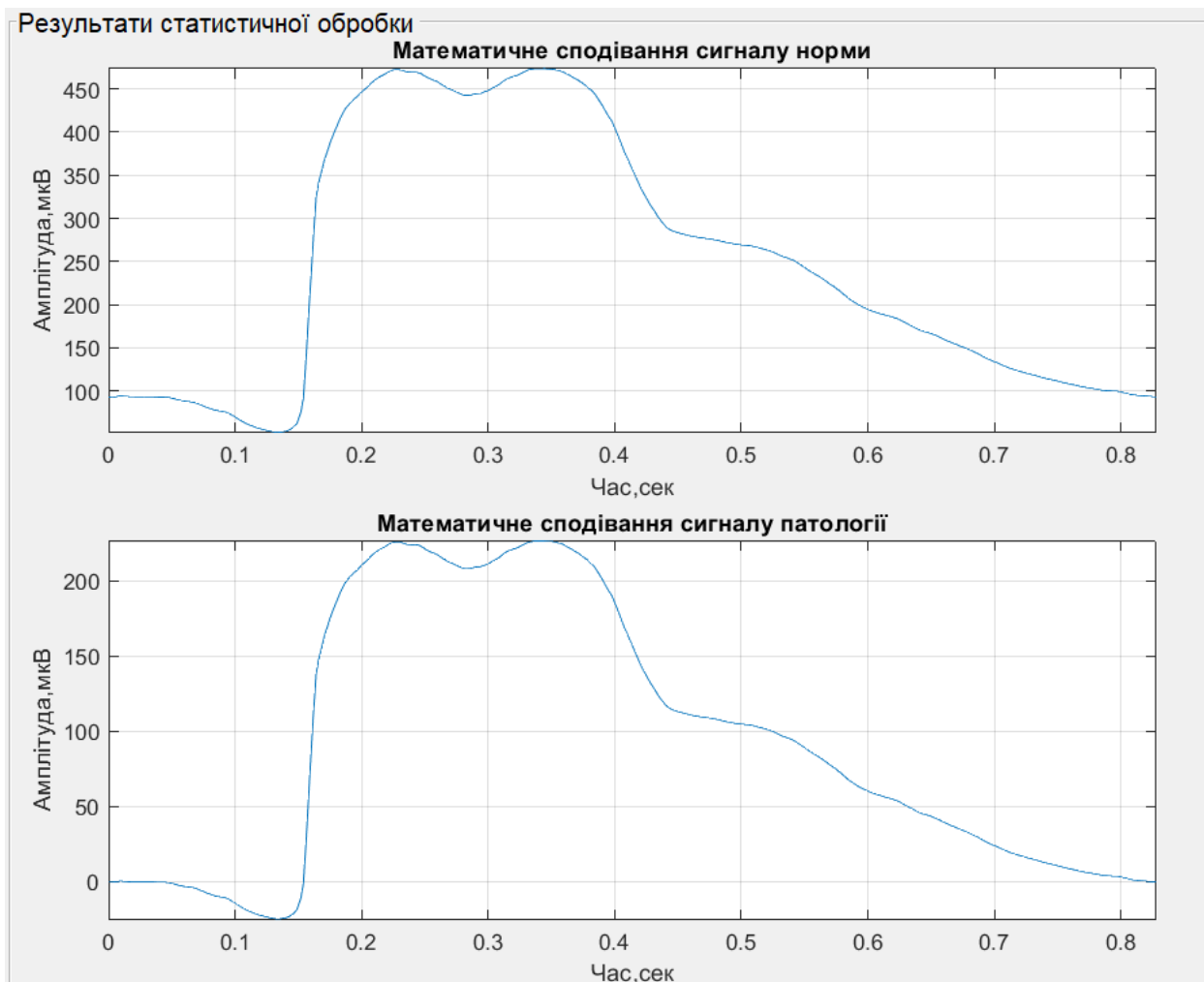


Рисунок 2.28 – Результат статистичної обробки ПС (обчислення математичного сподівання)

Для ПС норми максимальна амплітуда близько 450 мкВ. Це вказує на сильніший, чіткіший пульсовий імпульс по відношенню до патології, що є типовим для здорового серця.

Для ПС патології максимальна амплітуда приблизно 220 мкВ — вдвічі менше, ніж у норми. Це свідчить про ослаблену амплітуду пульсового сигналу, характерну для патологій (наприклад, знижений ударний об'єм, гіпотонія тощо).

Математичне сподівання ПС норми показує вищу амплітуду, чітку структурованість, типовий вигляд пульсової хвилі — ознака стабільного, здорового серцево-судинного функціонування.

У випадку патології ПС нижчий за амплітудою, більш згладжений і менш структурований — що вказує на знижену ефективність серцевої діяльності або порушення тону судин.

Результат статистичної обробки при обчисленні дисперсії ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.29-2.30.

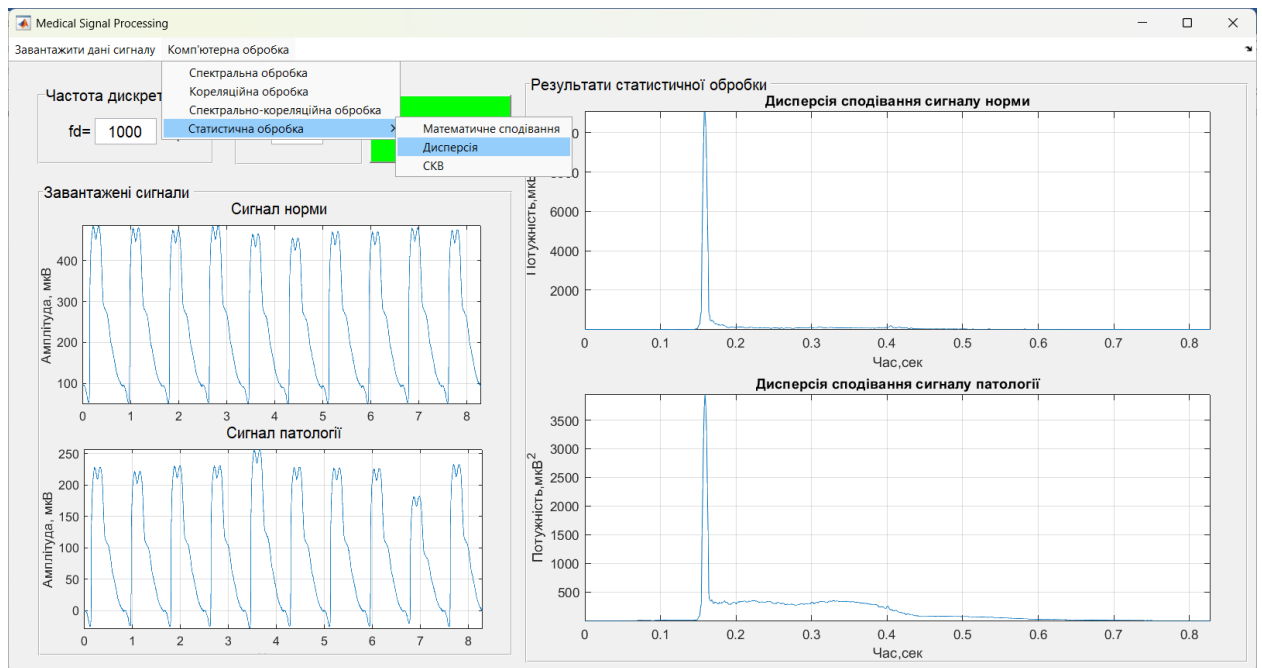


Рисунок 2.29 – Результат функціонування комп’ютерної системи під час статистичної обробки ПС при обчисленні дисперсії

Для ПС норми пік дисперсії досягає понад 10 000 мкВ², а для патології — приблизно 3 500 мкВ². У нормі ПС має вищу варіабельність (більшу змінність), що свідчить про кращу адаптацію системи регуляції.

Для норми дисперсія різко зростає й швидко спадає — сигнал вузький, чіткий, а для патології імпульс ширший, з повільнішим спадом дисперсії. У разі патології сигнал менш локалізований у часі — можливо, через уповільнені або розсіяні фізіологічні реакції.

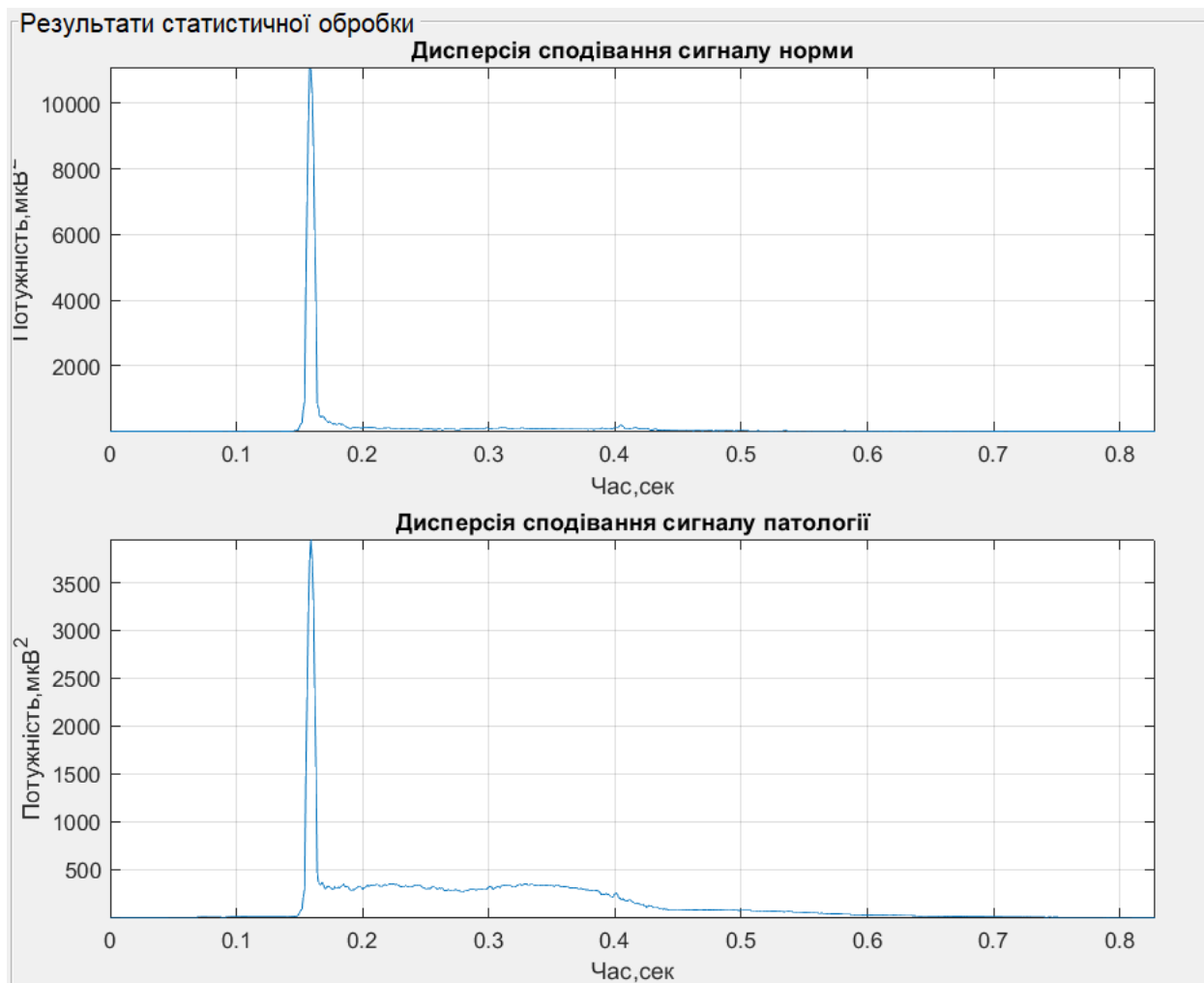


Рисунок 2.30 – Результат статистичної обробки ПС (обчислення дисперсії)

Загалом ПС норми характеризується високою, чіткою, короткою дисперсією. Патологічний ПС має нижчу амплітуду, ширший у часі пік та вищу фонову варіабельність, що свідчить про порушення ритмічності або структурну деформацію імпульсу.

Результат статистичної обробки при обчисленні СКВ ПС пацієнтів обох станів зображено на рис.2.31-2.32

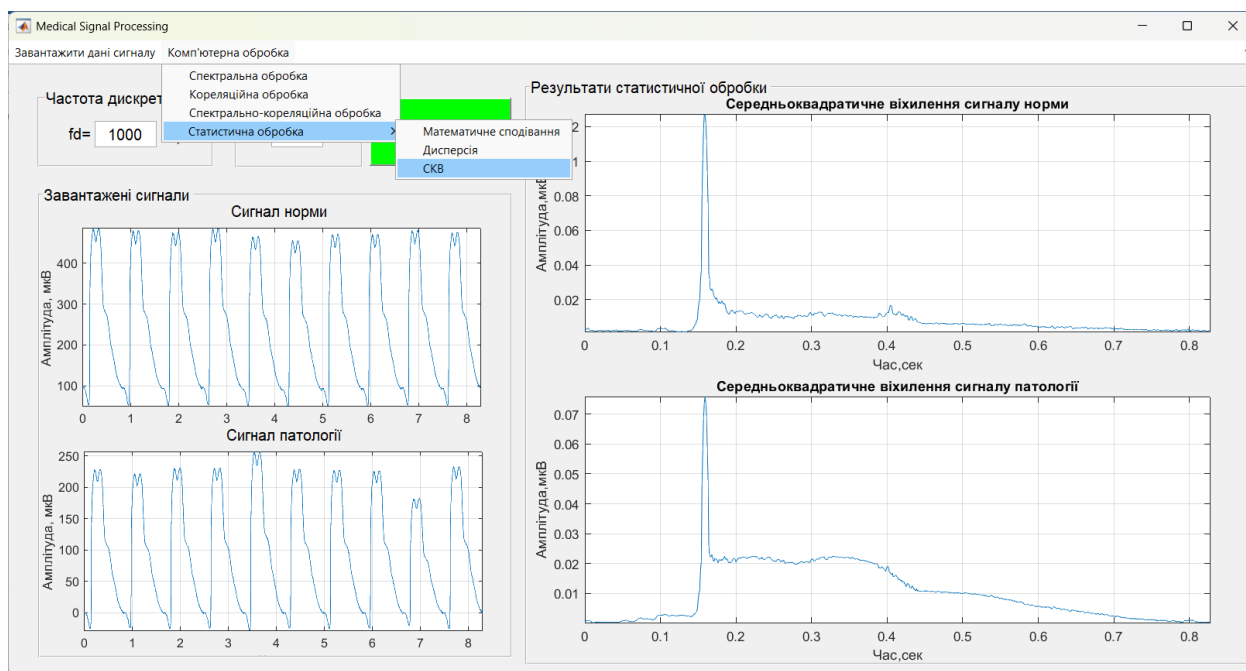


Рисунок 2.31 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час статистичної обробки ПС при СКВ

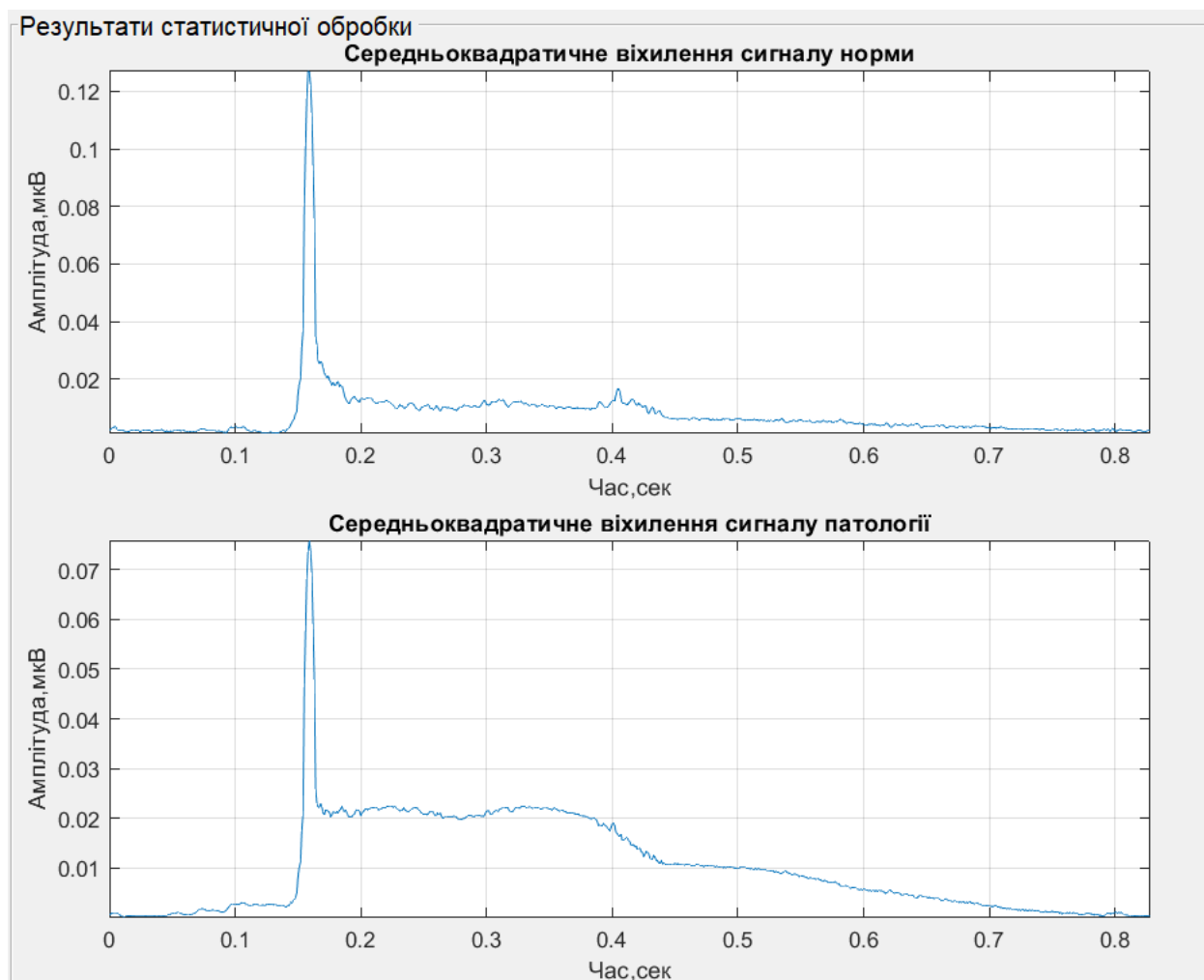


Рисунок 2.32 – Результат статистичної обробки ПС (обчислення СКВ)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163.22-038.001 ПЗ

Арк.

55

Для ПС норми пікова амплітуда ~ 0.12 мкВ, а для патології – приблизно 0.07 мкВ. У нормі флуктуації ПС більш виражені. При патології ПС менш варіабельний, що може вказувати на знижену динаміку серцевої активності.

2.5 Висновки до розділу 2

У розділі було проаналізовано/описано/розроблено повний комплекс технічного (технічна система), математичного (модель, метод), алгоритмічного (алгоритм) та ПЗ комп'ютерної системи діагностики стану судин людини. Обґрунтовано вибір апаратних компонентів, що забезпечують необхідну точність реєстрації пульсових даних та ефективність функціонування системи в реальному часі.

Обґрунтовано структуру математичної моделі пульсового сигналу, яка відображає основні фізіологічні параметри судинної системи. Запропоновано методи математичної обробки сигналів для виділення інформативних ознак, що є ключовими для подальшого аналізу стану судин. Розроблено алгоритмічне забезпечення, яке реалізує визначені методи обробки, забезпечуючи надійність та точність діагностичних результатів.

У межах проектування програмного забезпечення було створено функціональну структуру застосунку, реалізовано інтерфейс користувача та основні функціональні модулі системи в середовищі Matlab Guide. Проведено тестування розробленого програмного забезпечення, результати якого підтвердили працездатність системи та відповідність поставленим вимогам.

Отримані результати вказують на ефективність запропонованого підходу до автоматизованої діагностики стану судин людини та створюють фундамент для подальших вдосконалень системи.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						56
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Сучасна медицина стрімко розвивається в напрямку цифрових технологій, і однією з ключових сфер цього розвитку є біомедична інженерія. Особливе місце в ній займає аналіз та обробка біомедичних сигналів, що дає змогу діагностувати та моніторити стан пацієнтів на більш високому рівні точності та оперативності. У контексті судинної діагностики, до таких сигналів належать, зокрема, пульсового сигналу, сигнали доплерівського ультразвуку, імпедансні плетизмограми та інші. Обробка цих сигналів потребує складних математичних і візуалізаційних рішень, що робить вибір середовища для розробки програмного забезпечення критично важливим.

MATLAB (Matrix Laboratory) є потужним інструментом, що надає користувачеві широкі можливості для обробки сигналів, побудови графічного інтерфейсу користувача (GUI), математичного моделювання, а також візуалізації результатів. У цій роботі розглянуто ключові аспекти, які обґрунтовують актуальність вибору MATLAB як основного середовища для розробки програмного забезпечення в галузі судинної біомедицини.

MATLAB був створений спеціально для вирішення задач чисельного аналізу, а тому має вбудовану підтримку обчислень із векторами та матрицями, які є природним форматом представлення біомедичних сигналів. Завдяки потужному набору інструментів, середовище MATLAB дозволяє легко виконувати основні етапи обробки сигналів:

- Фільтрація шумів (низькочастотна, високочастотна, смугові фільтри);
- Перетворення Фур'є для аналізу частотного спектру;
- Вейвлет-аналіз для виявлення локальних особливостей сигналу;
- Статистичний аналіз, оцінка варіаційних характеристик;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Аналіз піків, інтервалів, похідних та інтегралів сигналу.

Ці функції є критично важливими для аналізу судинних сигналів, де необхідно виділяти пульсові хвилі, знаходити моменти систоли й діастоли, аналізувати артеріальну жорсткість тощо.

Однією з переваг MATLAB є наявність інструментів для швидкого створення графічного інтерфейсу користувача. Це дозволяє розробляти зручні у використанні додатки для лікарів або дослідників без потреби у знаннях мов програмування нижчого рівня. Основні інструменти:

- App Designer — сучасний редактор для створення інтерактивних додатків із графічними елементами;
- GUIDE — класичний інтерфейс для побудови GUI (залишається доступним для сумісності зі старими проектами);

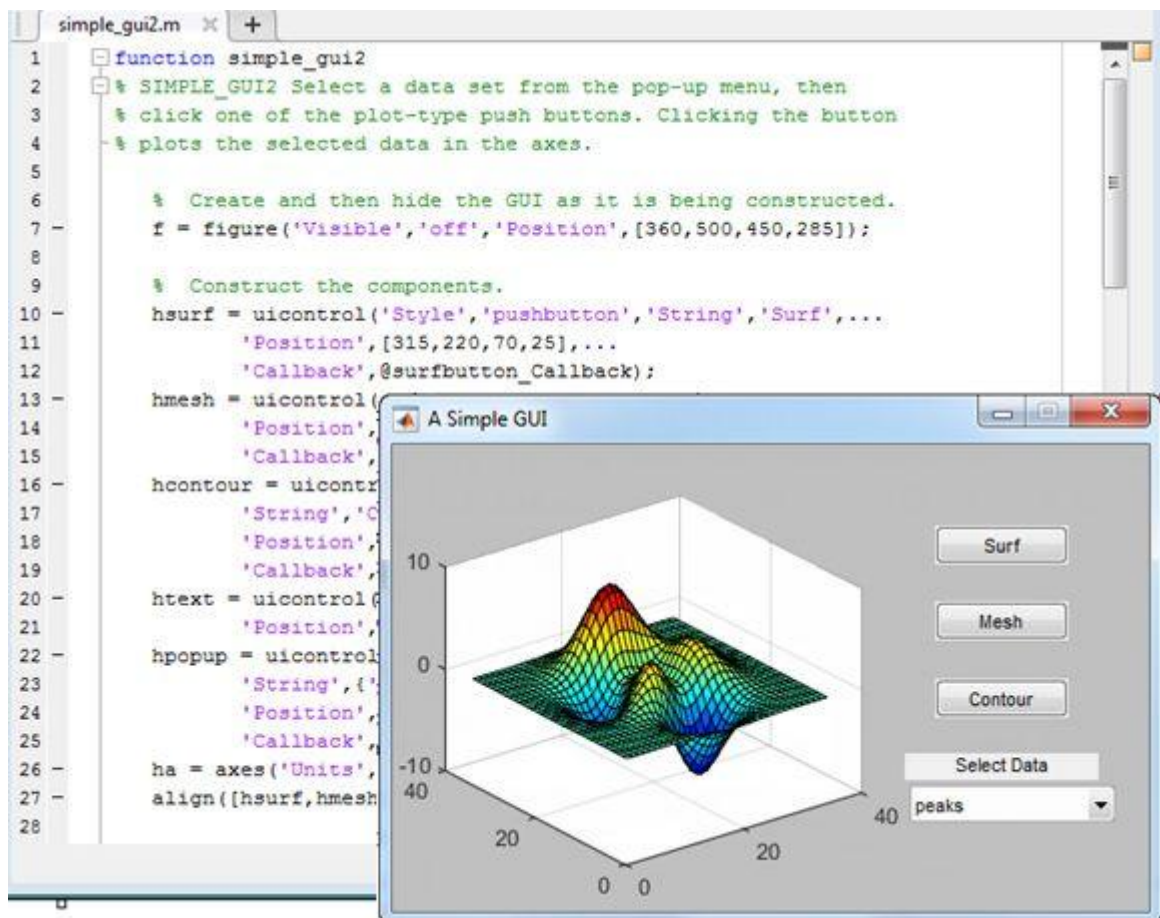


Рисунок 3.1 Вигляд ПЗ з графічним інтерфейсом у MATLAB.

- uifigure та uicontrol — програмні інтерфейси для ручного створення графіки.

GUI в медичних додатках виконує не лише естетичну функцію, а й забезпечує інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, що дає змогу медичному персоналу швидко працювати із сигналами, запускати алгоритми обробки, переглядати результати та зберігати звіти.

Наприклад, у програмі для обробки ПС GUI може включати такі елементи:

- Вибір вхідного файлу (з датчика чи бази даних);
- Налаштування параметрів фільтрації;
- Вибір ділянки сигналу;
- Побудова графіка з позначеними фазами пульсу;
- Вивід числових характеристик (наприклад, індексу ригідності судин).

MATLAB активно використовується у біомедичних дослідженнях, що сприяло розвитку відповідних бібліотек та модулів. Зокрема, варто відзначити:

- BioSig Toolbox — бібліотека для обробки біомедичних сигналів, яка підтримує численні формати, включаючи EDF (European Data Format), BDF, GDF;

- Signal Processing Toolbox — інструментарій для детальної обробки сигналів, з підтримкою частотного аналізу, віконної обробки, проектування фільтрів;

- Wavelet Toolbox — інструменти для аналізу нестабільних, нестационарних сигналів (що характерно для біомедичних даних);

- Image Processing Toolbox — корисна для обробки ультразвукових зображень та ангіограм.

Середовище також підтримує імпорт даних із лабораторного обладнання, а з використанням MATLAB Instrument Control Toolbox можна взаємодіяти з пристроями через USB, серійні порти, Bluetooth або TCP/IP.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У наукових і клінічних умовах важливо мати змогу швидко створити експериментальний прототип алгоритму або інтерфейсу. MATLAB надає таку можливість:

- Розробник може сконцентруватися на логіці обробки, а не на низькорівневих деталях кодування;
- Функції та графіки можуть бути протестовані практично миттєво;
- Існує велика кількість шаблонів і прикладів, які можна адаптувати під власні задачі.

MATLAB також підтримує об'єктно-орієнтоване програмування, що дозволяє структурувати великі проекти, зберігаючи зручність налагодження та масштабування.

MATLAB є стандартом де-факто в академічних дослідженнях. Це означає:

- Багато публікацій із відкритими кодами на MATLAB — їх можна адаптувати до нових завдань;
- Активна спільнота користувачів (форум MATLAB Central, Stack Overflow);
- Велика кількість відкритих репозиторіїв у GitHub та інших джерелах;
- Офіційна підтримка та постійне оновлення продукту, що забезпечує актуальність інструментів.

У проектах, пов'язаних із обробкою судинних сигналів, це особливо важливо, адже нові методики (наприклад, машинне навчання, глибоке навчання для класифікації сигналів) швидко інтегруються в середовище MATLAB.

MATLAB дозволяє створювати самостійні додатки (standalone applications) за допомогою MATLAB Compiler або MATLAB Runtime. Це дає змогу запускати програми на комп'ютерах, де MATLAB не встановлено, що є перевагою в умовах клінічної практики.

Також MATLAB легко інтегрується з іншими мовами та середовищами:

- Python (через MATLAB Engine API для Python);

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- C/C++ (через генерацію коду з MATLAB Coder);
- Java (через Java Interface);
- Simulink — для моделювання складних біофізичних процесів або систем управління в медичному обладнанні.

Отже, MATLAB є високоефективним, адаптивним та професійним середовищем, що повністю відповідає вимогам до розробки програмного забезпечення для обробки та візуалізації біомедичних сигналів, зокрема судин людини. Його переваги полягають у:

- Спрямованості на обробку сигналів;
- Високоякісній візуалізації та підтримці створення GUI;
- Готовності до імпорту та обробки медичних форматів;
- Можливості швидкого прототипування та масштабування проєктів;
- Розвиненій науковій спільноті та підтримці актуальних технологій.

Враховуючи вищевикладене, MATLAB цілком обґрунтовано може розглядатися як пріоритетна платформа для створення сучасних медичних інструментів діагностики та аналізу стану судинної системи людини.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Фотоплетизмографія (ФПГ) — це неінвазивний метод дослідження, що базується на оптичному вимірюванні змін об'ємного кровонаповнення тканин. Метод широко використовується для оцінки функціонального судинного стану, зокрема еластичності артерій, венозного відтоку, та пульсових характеристик. У сучасних умовах ФПГ набула актуальності завдяки простоті застосування, високій інформативності та можливості інтеграції з мобільними технологіями. Нижче подано розгорнуту методику проведення дослідження.

3.2.1 Мета дослідження

Метою проведення фотоплетизмографічного дослідження є реєстрація, аналіз і інтерпретація пульсового сигналу, який відображає зміни кровонаповнення судинної мережі під впливом серцевих скорочень. Отримані

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

дані дозволяють оцінити такі параметри, як частота скорочень серцевих, варіабельність ритму, швидкість поширення ПХ, індекс жорсткості судин, тощо.

3.2.2 Вибір об'єкта дослідження

Об'єктами дослідження при ФПГ є судини шкіри, зокрема капіляри, артеріоли та венули, які реагують на зміни внутрішньосудинного тиску. Найчастіше використовуються такі анатомічні ділянки:

- Подушечки пальців рук;
- Мочки вух;
- Зап'ястя;
- Лоб або скроні (для спеціалізованих досліджень).

Вибір ділянки залежить від мети дослідження, умов реєстрації, наявності артефактів та технічних характеристик датчика.

3.2.3 Обладнання та програмне забезпечення

Основним елементом є фотоплетизмографічний датчик, до якого входять джерело світла (часто ІЧ-світлодіод) і фотодетектор, який реєструє зміну інтенсивності відбитого або пропущеного світла.

Необхідне обладнання:

- ФПГ-датчик із кріпленням на обрану ділянку тіла;
- АЦП-модуль для цифрової реєстрації сигналу;
- Комп'ютер або мікроконтролер (наприклад, Arduino, Raspberry Pi) з підключенням до ПК;
- Програмне забезпечення для обробки сигналу (MATLAB, Python, LabVIEW, тощо).

3.2.4 Підготовка до дослідження

Перед початком дослідження необхідно забезпечити комфортні умови:

- Температура приміщення 21–24°C;
- Уникнення прямих джерел світла, що можуть зашумляти сигнал;
- Спокійна поза пацієнта, відсутність фізичної активності мінімум за 10 хв до початку;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Відсутність кофеїну, алкоголю, куріння за 2–3 години до дослідження;
- Обов'язкова дезінфекція датчика і рук пацієнта.

3.2.5 Проведення медико-біологічного дослідження

Датчик кріпиться до вибраної ділянки шкіри з достатнім тиском, щоб уникнути артефактів від руху, але не надмірно, щоб не перешкоджати кровотоку. Важливо забезпечити стабільний контакт і захистити датчик від зовнішнього світла.

Після підключення до системи реєстрації розпочинається запис сигналу.

Тривалість дослідження залежить від його мети:

- Для оцінки базових параметрів — 1–2 хв;
- Для аналізу варіабельності ритму — не менше 5 хв;
- Для функціональних проб (із затримкою дихання, фізичним навантаженням) — 10–15 хв із контрольними періодами.

Під час запису необхідно фіксувати моменти, що можуть викликати артефакти:

- Рухи пацієнта;
- Кашель, розмова, глибоке дихання;
- Переміщення або зсув датчика.

Обробка ПС включає кілька етапів: попередня обробка; фільтрація низькочастотних і високочастотних шумів (типові межі 0.5–10 Гц); нормалізація амплітуди; видалення артефактів (ручне або автоматичне за допомогою алгоритмів).

Виділення ПХ:

- Пошук локальних максимумів (піків) пульсових циклів;
- Вимірювання міжпікових інтервалів для оцінки ЧСС;
- Побудова гістограми розподілу інтервалів.

Розрахунок інформативних показників:

Частота серцевих скорочень (у ударах за хвилину);

Індекс варіабельності;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– Показники судинної жорсткості (наприклад, індекс відносного підйому);

– Середня амплітуда сигналу.

Оцінка результатів повинна здійснюватися з урахуванням віку, статі, стану здоров'я пацієнта. Наприклад:

– Висока варіабельність ЧСС свідчить про добру адаптивну спроможність автономності нервової системи;

– Підвищення індексу жорсткості може свідчити про початкові ознаки артеріосклерозу;

– Зниження амплітуди — про зменшення периферичного кровотоку або звуження судин.

ФПГ застосовується для скринінгу, моніторингу та досліджень у таких випадках:

– Первинна діагностика судинного захворювання;

– Оцінка ефективності лікування (наприклад, після вживання судинорозширювальних препаратів);

– Дослідження стану мікроциркуляції у хворих на цукровий діабет, гіпертонію;

– Безперервний моніторинг пацієнтів в реанімації чи під час операцій.

Переваги ФПГ:

– Висока чутливість до змін кровонаповнення;

– Простота застосування;

– Можливість використання в мобільних умовах;

– Доступність та низька вартість обладнання.

Обмеження ФПГ:

– Чутливість до рухів та зовнішнього світла;

– Неможливість визначення абсолютного тиску;

– Залежність результатів від температури, тону шкіри, товщини тканин.

Метод фотоплетизмографії є ефективним, недорогим та зручним способом оцінки стану судинної системи. Його можна використовувати як у

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

клінічних умовах, так і в дослідницьких цілях. При дотриманні відповідної методики дослідження забезпечується висока точність та відтворюваність результатів. У поєднанні з сучасними цифровими технологіями ФПГ відкриває широкі перспективи для персоналізованої медицини, телемедичних рішень та довгострокового моніторингу серцево-судинного здоров'я.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі обґрунтовано доцільність використання середовища Matlab та його утиліти Guide для розробки комп'ютерної системи обробки та візуалізації ПС судин людини, також описано фотоплетизмографію як ефективного, недорогого та зручного методу медико-біологічного дослідження дослідження стану судинної системи.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						65
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності

Електробезпека — це сукупність організаційних та технічних заходів, що спрямовані на запобігання ураженню електричним струмом, виникненню пожежі та пошкодженню обладнання. При використанні медичних комп'ютеризованих систем, таких як система діагностики стану судин людини, вимоги до електробезпеки зростають у зв'язку з наявністю біоелектричних контактів, високою точністю обробки сигналів і безпосереднім впливом на життя та здоров'я пацієнта.

З урахуванням специфіки застосування, дана система повинна відповідати вимогам технічних стандартів, зокрема ДСТУ ІЕС 60601-1:2020, які визначають правила проектування, виготовлення та експлуатації медичних електронних пристроїв.

У комп'ютерній системі діагностики стану судин людини джерелами потенційної електробезпеки є:

- мережеве живлення 220 В;
- блоки живлення комп'ютера, монітора, периферійних пристроїв;
- внутрішні елементи апаратури, що працюють під напругою;
- кабелі, що з'єднують пристрої, зокрема електроди для зчитування біосигналів;
- наявність потенційного струму витоку;
- зовнішні фактори (наприклад, підвищена вологість, механічні ушкодження, погане заземлення).

Комп'ютерна система діагностики належить до медичних електричних виробів, тому вона підпадає під дію стандартів:

- ДСТУ ІЕС 60601-1:2020 – визначає загальні вимоги до електробезпеки;
- ДСТУ EN 60601-1-2 – щодо електромагнітної сумісності;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- ПУЕ (Правила улаштування електроустановок);
- Санітарні правила СП 2.2.2/2.4.1340-03 – щодо роботи користувача з ПК.

Система повинна мати подвійну електричну ізоляцію, відповідати класу безпеки II або III та типу VF або CF, а також обмеження контактного струму до безпечного рівня.

Для забезпечення електробезпеки вся апаратура повинна мати подвійну або посилену ізоляцію, заземлення корпусів, ізолюючі трансформатори та відповідність класу захисту I або II.

Пристрої мають підключатися через ПЗВ з чутливістю не більше 10 мА, автоматичні вимикачі, мережеві фільтри.

Використання UPS, перенапругозахисту, автоматичне збереження даних при аварійному відключенні.

До організаційних заходів належать:

- регулярне технічне обслуговування;
- ведення журналу перевірок;
- навчання персоналу;
- заборона використання несправного обладнання;
- маркування та попереджувальні знаки;
- відповідність приміщень категорії ПК-1.

Додаткові рекомендації з безпеки:

- Вологість у межах 40–60%;
- Вентиляція для охолодження блоків живлення;
- Монтаж електродів тільки підготовленим персоналом;
- Заборона роботи обладнання в аварійному режимі;
- Перевірка ізоляції після ремонту.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4.2 Основи охорони праці

Охорона праці — це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів, спрямованих на збереження життя, здоров'я та працездатності людини в процесі трудової діяльності. При впровадженні комп'ютерної системи діагностики стану судин людини в медичних або дослідницьких установах необхідно забезпечити відповідні умови праці, дотримуючись чинних норм і стандартів безпеки працівників.

При роботі з комп'ютерною системою діагностики необхідно враховувати фактори, які можуть впливати на здоров'я та ефективність персоналу:

- електромагнітне випромінювання від моніторів та іншого обладнання;
- психоемоційне навантаження при обробці медичних даних;
- напруження зору при тривалому перегляді зображень;
- статичне положення тіла та недостатня рухова активність;
- мікроклімат приміщення та рівень освітлення.

Всі ці аспекти регламентуються нормативними документами, зокрема: Кодексом законів про працю України, Законом «Про охорону праці», ДСН 3.3.2.007-98, ДБН В.2.2-3:2018, Санітарними правилами № 518.

3. Вимоги до організації робочого місця

Робоче місце оператора комп'ютерної системи має бути обладнане з урахуванням ергономіки та вимог безпеки:

- висота столу – 680–800 мм, стільця – регульована з опорою для спини;
- монітор розташовується на відстані 50–70 см від очей;
- клавіатура повинна бути на 10–30 см нижче рівня очей;
- освітлення – не менше 300 лк, без відблисків на екрані;
- робоче приміщення має бути провітрюваним, з температурою 20–24 °С і вологістю 40–60%.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Також обов'язково забезпечується наявність антивідблискових фільтрів, регуляторів яскравості, підставок для рук та підніжок.

Особливу увагу слід приділити гігієні праці та збереженню психофізіологічного здоров'я персоналу:

- тривалість безперервної роботи за комп'ютером не має перевищувати 2 годин з подальшою перервою 10–15 хв;
- загальний час роботи з відеоекраном – не більше 6 годин на добу;
- під час перерв рекомендуються фізкультурні хвилинки та вправи для очей;
- щоденне вологе прибирання та очищення повітря обов'язкове для зниження концентрації пилу.

Крім того, бажано чергувати розумову діяльність із фізичною активністю. Роботодавець зобов'язаний забезпечити наявність засобів для зручного пересування, зниження шуму та контролю освітлення.

У приміщеннях, де працює комп'ютерна система, мають бути забезпечені наступні заходи:

- наявність вогнегасників (не менше 2-х на 20 м²);
- доступність аварійних виходів і планів евакуації;
- відсутність захаращення проходів та евакуаційних шляхів;
- періодичне проведення інструктажів з пожежної безпеки;
- заборона використання подовжувачів з пошкодженою ізоляцією;
- всі електропристрої повинні мати сертифікати відповідності.

В разі загоряння діагностичної апаратури персонал має вміти користуватися первинними засобами пожежогасіння й виконувати дії за інструкцією.

Працівники, які працюють з комп'ютерною діагностичною системою, повинні пройти:

- вступний інструктаж з охорони праці;
- первинний інструктаж на робочому місці;
- повторний інструктаж не рідше ніж 1 раз на 6 місяців;

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						69
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- спеціальне навчання з надання першої домедичної допомоги;
- інструктаж з електробезпеки та дій у разі аварійних ситуацій.

Документація з інструктажів має зберігатися в журналі встановленої форми.

4.3 Висновки до розділу 4

Забезпечення електробезпеки є критичним аспектом використання комп'ютерної системи діагностики стану судин людини. Вона має відповідати медичним стандартам, бути захищеною від короткого замикання, витоку струму та мати надійне заземлення. Організаційні та технічні заходи, разом із підготовкою персоналу, гарантують безпечну та ефективну роботу системи.

Комп'ютерна система діагностики стану судин людини повинна функціонувати в умовах, що відповідають усім вимогам охорони праці. Забезпечення безпечного, комфортного та здорового середовища для персоналу підвищує ефективність системи, знижує ризик професійних захворювань та гарантує збереження працездатності працівників. Всі технічні, організаційні та гігієнічні заходи повинні впроваджуватись системно та контролюватися керівництвом установи.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В роботі описано етапи життєвого циклу комп'ютерної системи діагностики стану судин людини.

У першому розділі на підставі аналізу існуючих рішень встановлена необхідність створення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини, що зумовлено сучасними медичними викликами, потребою в ранньому виявленні патологій та тенденцією до цифровізації медицини. Встановлено, що комплексний підхід включає розробку апаратного та програмного забезпечення, математичного й алгоритмічного апарату для реєстрації та комп'ютерної обробки пульсового сигналу, дозволяє створити доступний, надійний і масштабований інструмент, що може бути корисним у медичних закладах, мобільних лабораторіях і навіть в домашньому моніторингу за станом судин людини.

У другому розділі проаналізовано/описано/розроблено повний комплекс технічного (технічна система), математичного (модель, метод), алгоритмічного (алгоритм) та ПЗ комп'ютерної системи діагностики стану судин людини. У межах проєктування ПЗ було створено функціональну структуру застосунку, реалізовано інтерфейс користувача та основні функціональні модулі системи в середовищі Matlab Guide. Проведено тестування розробленого програмного забезпечення, результати якого підтвердили працездатність системи та відповідність поставленим вимогам.

Отримані результати вказують на ефективність запропонованого підходу до автоматизованої діагностики стану судин людини та створюють фундамент для подальших вдосконалень комп'ютерної системи.

У третьому розділі обґрунтовано доцільність використання середовища Matlab та його утиліти Guide для розробки комп'ютерної системи обробки та візуалізації ПС судин людини, також описано фотоплетизмографію як ефективного, недорогого та зручного методу медико-біологічного дослідження дослідження стану судинної системи.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						71
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Булах І.Й., Лях Ю.Й., Марценюк В.П., Хаїмзон І.Й. Медична інформатика. К.: AUS Medicine Publishing, 2017. 368 с.
2. Ваврук Є., Лашко О., Попович Р. Алгоритми та засоби обробки сигналів: навч. посібн. Львів: СПОЛОМ, 2021. 240 с.
3. Жидецький, В. Ц. Основи охорони праці: підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. 336 с. Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5.
4. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.
5. Павлов С.В., Махотнюк М.В. Оптиелектронні методи діагностики стану серцево-судинної системи. Тези доповідей МНТК «*Photonics-ODS 2002*». Вінниця, 2002. С. 65.
6. Рибальченко М.О. Цифрова обробка сигналів. Навчальний посібник. Дніпро: НМетАУ, 2018. 79 с.
7. Хвостівська Л. В. Математична модель та методи аналізу пульсового сигналу для підвищення інформативності фотоплетизмографічних систем : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Лілія Володимирівна Хвостівська. Тернопіль : ТНТУ, 2021. 177 с.
8. Хвостівський М.О. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни «Комп'ютерна обробка біомедичних сигналів та даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О. Тернопіль, 2024. 83 с.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

9. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць*. Чернівці, 2015. Фізика. Електроніка. Т. 4, Вип. 1. С. 83-89. ISSN 2227-8842.

10. Хвостівська Л.В., Яворський Б.І. Математична модель пульсового сигналу для підвищення інформативності систем діагностики стану судин людини. *Вісник кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. Кременчук, 2015. Випуск 6 (95). С.29-34.

11. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. Матеріали XVIII наукової конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «*Природничі науки та інформаційні технології*»: зб. тез доповідей (29-30 жовтня 2014 р.). Тернопіль, 2014. С. 105-106.

12. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

13. Хвостівський М.О., Хвостівська Л.В. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини. II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ICM–2019): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2019. С. 61-63.

14. Khvostivska L., Uniyat S., Khvostivskyi M., Yavorskyi I. Mathematical Support Verification of Methods, Algorithms and Software Processing of Pulse Signals under Physical Load in Computer Diagnostic Systems. Proceedings of the XXVIII International Scientific and Practical Conference.

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						73
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Melbourne, Australia. 2023. Pp. 185-190. ISBN 979-8-89074-574-3. DOI: 10.46299/ISG.2023.1.28.

15. Хоцкіна В.Б., Вдовиченко І.Н. Робота в пакеті MATLAB: Навчальний посібник. Кривий Ріг: Державний університет економіки і технологій, 2023. 130 с.

16. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Алгоритм опрацювання фотоплетизмографічного сигналу синфазним методом для визначення змін психоемоційного стану пацієнта у стоматології. II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ICM–2019): збірник наукових праць. Харків, 2019. С.118-119.

17. Система PowerLab.
URL: <https://www.adinstruments.com/signal/pulse?srsId=AfmBOooWDLWrdwKUTDa-zbzXs5H48k81NhznLdMvcX76Mu1Dw5I2bv4u> (дата звернення: 12.02.2025).

18. Система PLUX Wireless Biosignals.
URL: <https://www.pluxbiosignals.com/products/blood-volume-pulse-bvp-sensor> (дата звернення: 12.02.2025).

19. Система Біопас MP36.
URL: <https://www.biopac.com/product/mp160-system-with-acqknowledge> (дата звернення: 12.02.2025).

20. Пристрій Біопас MP36/MP160.
URL: <https://www.empatica.com/research/e4> (дата звернення: 12.02.2025).

21. Система Radical-7.
URL: <https://www.masimo.com/products/continuous/radical-7> (дата звернення: 12.02.2025).

					КРБ 163.22-038.001 ПЗ	Арк.
						74
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Лістинг програмної функції кореляційної обробки

```
function [rcor, tr] = rcor(a, fd)
% rcor Обчислює автокореляційну функцію сигналу а (праву частину)
% та вектор часу
%
% Вхідні параметри:
%   a  – вхідний сигнал
%   fd – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%   rcor – нормалізована права частина автокореляційної функції
%   tr   – вектор часу для цієї частини

dt = 1 / fd;           % Період дискретизації
r = xcorr(a);          % Обчислення автокореляції
r = r ./ length(r);    % Нормалізація

midIdx = floor(length(r) / 2) + 1; % Індекс центральної точки
tr = (0:(length(r) - midIdx)) * dt; % Вектор часу для правої частини

rcor = r(midIdx:end);  % Права частина автокореляції
end
```

Лістинг програмної функції спектральної обробки

```
function [sp, ph, f] = spektr(a, fd)
% spektr Обчислює амплітудний та фазовий спектр сигналу
%
% Вхідні параметри:
%   a   – вхідний сигнал (у часовій області)
%   fd  – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%   sp  – амплітудний спектр
%   ph  – фазовий спектр
%   f   – відповідна частотна шкала

N = length(a);           % Довжина сигналу
df = fd / N;             % Крок частоти

s = fft(a);              % Швидке перетворення Фур'є
s = s / N;               % Нормалізація

sp = abs(s);              % Амплітудний спектр
ph = angle(s);            % Фазовий спектр (альтернатива atan(imag/real))

f = (0:(N-1)).* df;       % Частотна шкала
end
```

Лістинг програмної функції спектрально-кореляційної обробки

```
function [spr, phaser, f] = spektrcor(a, fd)
% SPEKTRCOR Обчислює спектр автокореляційної функції сигналу
%
% Вхідні параметри:
%   a   – вхідний сигнал
%   fd  – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%   spr   – амплітудний спектр автокореляційної функції
%   phaser – фазовий спектр
%   f     – частотна шкала

r = xcorr(a); % Автокореляційна функція
midIdx = floor(length(r)/2) + 1; % Центр (нульовий лаг)
r_right = r(midIdx:end); % Права частина (симетрія для реальних ПС)

sr = fft(r_right); % Перетворення Фур'є автокореляції
sr = sr / length(sr); % Нормалізація

spr = abs(sr); % Амплітудний спектр
phaser = angle(sr); % Фазовий спектр

df = fd / length(sr); % Крок по частоті
f = (0:length(sr)-1) * df; % Частотна шкала
end
```

Лістинг програмної функції статистичної обробки

```
function [meanVals, varianceVals, stdVals t] = statistical(a, N, fd, T)
% STATISTICAL Розраховує середнє, дисперсію та СКВ сигналу по інтервалах
%
% Вхідні параметри:
%   a  – вхідний сигнал
%   N  – кількість інтервалів мінус один (тобто буде N+1 сегментів)
%   fd – частота дискретизації (Гц)
%   T  – тривалість кожного інтервалу (сек)
%
% Вихідні параметри:
%   meanVals      – вектор середніх значень для кожного інтервалу
%   varianceVals  – вектор дисперсій
%   stdVals       – вектор середньоквадратичних відхилень (нормалізований)

dt = 1 / fd;                % Крок дискретизації
NT = fix(T / dt);           % Кількість точок в одному інтервалі

for i = 0:N
    segment = a((NT * i + 1):(i + 1) * NT)); % Вибірка з сигналу
    segments(i + 1, :) = segment;           % Запис у матрицю
end

meanVals = mean(segments, 1);                % Середнє по кожному сегменту (рядки)
varianceVals = var(segments, 0, 1);          % Дисперсія по кожному сегменту
stdVals = sqrt(varianceVals);                % Середньоквадратичне відхилення
stdVals = stdVals / length(stdVals);         % Нормалізація (необов'язкова)
t=(0:(length(meanVals)-1)).*dt;
end
```

Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної системи діагностики стану судин людини з графічним інтерфейсом користувача

```
function varargout = Computer_system(varargin)
% COMPUTER_SYSTEM MATLAB code for Computer_system.fig
%     COMPUTER_SYSTEM, by itself, creates a new COMPUTER_SYSTEM or raises
the existing
%     singleton*.
%
%     H = COMPUTER_SYSTEM returns the handle to a new COMPUTER_SYSTEM or
the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     COMPUTER_SYSTEM('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the
local
%     function named CALLBACK in COMPUTER_SYSTEM.M with the given input
arguments.
%
%     COMPUTER_SYSTEM('Property','Value',...) creates a new
COMPUTER_SYSTEM or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value pairs
are
%     applied to the GUI before Computer_system_OpeningFcn gets called.
An
%     unrecognized property name or invalid value makes property
application
%     stop. All inputs are passed to Computer_system_OpeningFcn via
varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Computer_system

% Last Modified by GUIDE v2.5 28-May-2025 16:26:28

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Computer_system_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Computer_system_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
```



```

if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if narginout
    [varargout{1:narginout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Computer_system is made visible.
function Computer_system_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to Computer_system (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Computer_system
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Computer_system wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Computer_system_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
dt=1/fd;

```

```

tn=(0:(length(datanorma)-1)).*dt;
tp=(0:(length(datapatalog)-1)).*dt;
axes(handles.axes1);
plot (tn,datanorma)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
axis tight
grid on
axes(handles.axes2);
plot (tp,datapatalog)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
axis tight
grid on
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit1 as text
%         str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit1 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Виклик діалогового вікна завантаження даних норми
% зміна name – назва файлу
% зміна path – шлях до файлу file

```

```

[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити сигнал норми');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=load(direct);
set(handles.edit1,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;          % Шкала часу для норми
axes(handles.axes1);
plot (t,data)
%title('Біомедичний сигнал норми')
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
axis tight
grid on

```

```

% -----Load_Pat-----
function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Виклик діалогового вікна завантаження даних норми
% зміна name - назва файлу
% зміна path - шлях до файлу file
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити сигнал патології');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=load(direct);
set(handles.edit2,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;          % Шкала часу для норми
axes(handles.axes2);
plot (t,data)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
axis tight
grid on

```

```

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text

```

```

%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit3 as a
double

function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit2 as text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit2 as a
double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%          See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----SPECTRAL-----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[sp1, ph1, f1] = spektr(datanorma, fd);
[sp2, ph2, f2] = spektr(datapatalog, fd);
axes(handles.axes3)
plot(f1(1:100), sp1(1:100))
title('Амплітудний спектр сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мкВ');

axes(handles.axes4)
plot(f2(1:100), sp2(1:100))
title('Амплітудний спектр сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати спектральної обробки');

% -----CORELATION-----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
%function [r12, tr]=corel(data, fd)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[rcor1, tr1] = rcor(datanorma, fd)
[rcor2, tr2] = rcor(datapatalog, fd)

axes(handles.axes3)
plot(tr1, rcor1)
title('Автокореляція сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ^2');

axes(handles.axes4)
plot(tr2, rcor2)
title('Автокореляція сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мкВ^2');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати кореляційної обробки');

```

```

% -----spekcor-----
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[spr1, phaser1, f1] = spektrcor(datanorma, fd);
[spr2, phaser2, f2] = spektrcor(datapatalog, fd);
axes(handles.axes3)
plot(f1(1:50), spr1(1:50))
title('Спектр потужності сигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, мкВ^2');

```

```

axes(handles.axes4)
plot(f2(1:50), spr2(1:50))
title('Спектр потужності сигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, мкВ^2');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати спектрально-кореляційної обробки');

```

```

% -----stat-----
function Untitled_8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_8 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

% --- Executes during object creation, after setting all properties.

```

```

function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
end

```

```

@(hObject,eventdata)uiGUIDE('Untitled_11_CreateFcn',hObject,eventdata,guida
ta(hObject))

% -----

function Untitled_11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_11 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1,'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanVals1, varianceVals1, stdVals1 t1] = statistical(datanorma', 9, fd,
T);
[meanVals2, varianceVals2, stdVals2 t2] = statistical(datapatalog', 9, fd,
T);
axes(handles.axes3);
plot(t1,meanVals1)
title('Математичне сподівання сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes4);
plot(t2,meanVals2)
title('Математичне сподівання сигналу патології')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Untitled_2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% -----

function Untitled_16_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----

function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

% hObject    handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1,'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanVals1, varianceVals1, stdVals1 t1] = statistical(datanorma, 9, fd, T);
[meanVals2, varianceVals2, stdVals2 t2] = statistical(datapatalog, 9, fd,
T);
axes(handles.axes3);
plot(t1,varianceVals1)
title('Дисперсія сподівання сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,мкВ^2');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes4);
plot(t2,varianceVals2)
title('Дисперсія сподівання сигналу патології')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,мкВ^2');
axis tight;
grid on;
set(handles.uipanel4,'title','Результати статистичної обробки');

% -----
function Untitled_10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1,'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2,'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanVals1, varianceVals1, stdVals1 t1] = statistical(datanorma, 9, fd, T);
[meanVals2, varianceVals2, stdVals2 t2] = statistical(datapatalog, 9, fd,
T);
axes(handles.axes3);
plot(t1,stdVals1)
title('Середньоквадратичне віхилення сигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes4);
plot(t2,stdVals2)
title('Середньоквадратичне віхилення сигналу патології')

```



```
xlabel('Час,сек');
ylabel('Амплітуда,мкВ');
axis tight;
grid on;
set(handles.uipanel4,'title','Результати статистичної обробки');

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function Untitled_3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called
```