

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна електрогастрографічна система для діагностики стану
шлунку людини

Виконав: студент 4 курсу, групи РБ-41

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Дейч Є.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Гевко О.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Хвостівська Л.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

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)

« 31 » грудня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту

Дейчу Євгенію Вікторовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна електрогастрографічна система для діагностики стану шлунку людини

Керівник роботи Гевко Олена Василівна, к.м.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 31 » грудня 2025 року № 4/7-1168

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23.06.2026 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості комп'ютерної електрогастрографічної системи діагностики стану шлунку людини: завантаження даних; вейвлет обробка, візуалізація даних обробки; дані ЕГГ-сигналів

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)

1) Задачі кваліфікаційної роботи

2) Існуючі комп'ютерні аускультативні системи для діагностики стану органів дихання людини

3) Технічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини

4) Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини (математична модель)

5) Математичне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи для діагностики стану органів дихання людини (методи обробки)

6) Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної аускультативної системи

7) Проектування та тестування ПЗ комп'ютерної аускультативної системи; 8) Висновки

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна електрогастрографічна система для діагностики стану шлунку людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Дейч Євгеній Вікторович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2026 // с. – 112, рис. – 22, табл. – 1, бібліогр. – 23, додат. – 3.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА ЕЛЕКТРОГАСТРОГРАФІЧНА СИСТЕМА, ЕЛЕКТРОГАСТРОГРАФІЯ, ЕГГ-СИГНАЛ, ДІАГНОСТИКА СТАНУ ШЛУНКУ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, МЕТОД ОБРОБКИ, АЛГОРИТМ, ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ, БАЗИС МОРЛЕ, MATLAB, APP DESIGNER.

У кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютерну електрогастрографічну систему діагностики стану шлунку людини для обробки та аналізу ЕГГ-сигналів. Проведено аналіз особливостей ЕГГ-сигналів, сучасних електрогастрографічних систем та методів обробки біомедичних сигналів. Обґрунтовано вибір технічної системи реєстрації ЕГГ-сигналів та використано її базу даних для подальших досліджень і тестування розроблених алгоритмів. Створено математичну модель ЕГГ-сигналу з урахуванням його ритмічної складової, нестационарності та шумових компонентів.

Розроблено алгоритмічне забезпечення цифрової обробки ЕГГ-сигналів, яке включає цифрову фільтрацію, спектральний аналіз та вейвлет-обробку в базисі Морле. Програмне забезпечення реалізовано у середовищі MATLAB із використанням App Designer. Розроблений графічний інтерфейс забезпечує завантаження сигналів, виконання обробки, аналіз частотних і часово-частотних характеристик, а також візуалізацію результатів дослідження. Проведене тестування на реальних ЕГГ-сигналах підтвердило працездатність розробленої системи та можливість ефективного аналізу параметрів електричної активності шлунку людини.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer Electrogastrographic System for Diagnosing the Functional State of the Human Stomach » Bachelor's qualification work // Deich Yevhenii // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2026 // p. – 112, fig. – 22, tab. – 0, bibliography – 23, append. – 3.

Key words: COMPUTER ELECTROGASTROGRAPHIC SYSTEM, ELECTROGASTROGRAPHY, EGG SIGNAL, STOMACH CONDITION DIAGNOSIS, MATHEMATICAL MODEL, PROCESSING METHOD, ALGORITHM, WAVELET TRANSFORM, MORLET WAVELET BASIS, MATLAB, APP DESIGNER.

The qualification work presents the development of a computer electrogastrographic system for diagnosing the functional state of the human stomach intended for the processing and analysis of electrogastrographic (EGG) signals. An analysis of the characteristics of EGG signals, modern electrogastrography systems, and biomedical signal processing methods was carried out. The choice of a technical system for EGG signal acquisition was substantiated, and its signal database was used for further research and testing of the developed algorithms. A mathematical model of the EGG signal was developed taking into account its rhythmic component, non-stationarity, and noise components.

Algorithmic support for digital processing of EGG signals was developed, including digital filtering, spectral analysis, and wavelet processing using the Morlet wavelet basis. The software was implemented in the MATLAB environment using App Designer. The developed graphical user interface provides signal loading, processing, analysis of frequency and time-frequency characteristics, as well as visualization of the obtained results. Testing performed on real EGG signals confirmed the operability of the developed system and demonstrated the possibility of effective analysis of the parameters of human gastric electrical activity.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	11
1.1 Аналіз існуючих підходів до діагностики стану шлунку людини.....	11
1.1.1 Електрогастрографічний сигнал як показник функціонального стану шлунку.....	11
1.1.2 Порівняльний аналіз сучасних електрогастрографічних систем.....	15
1.2 Обґрунтування актуальності роботи.....	23
1.3 Підходи та засоби вирішення поставленої задачі.....	26
1.3.1 Обґрунтування необхідності розробки апаратної частини.....	26
1.3.2 Формування математичної моделі електрогастрографічного сигналу.....	28
1.3.3 Розробка методів обробки електрогастросигналів.....	30
1.3.4 Побудова алгоритмічного забезпечення.....	32
1.3.5 Реалізація програмного забезпечення в Matlab.....	35
1.4 Висновки до розділу 1.....	38
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	41
2.1 Технічна складова комп'ютерної електрогастрографічної системи.....	41
2.2 Розробка математичного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи.....	44
2.2.1 Математична модель електрогастрографічного сигналу.....	44
2.2.2 Методи обробки електрогастросигналів.....	52
2.3 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи.....	56
2.4 Програмне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи.....	60
2.5 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи.....	66

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата				
Розроб.		Дейч Є.В.			Комп'ютерна електрогастрографічна система діагностики стану шлунку людини Пояснювальна записка	Літ.	Арк.	Архивів
Перевір.		Гевко О.В.					6	112
Консультант						ТНТУ, каф. БТ ⁶ гр. РБ-41		
Н. Контр.		Хвостівський М.						
Затверд.		Яворська Є.Б.						

2.6	Розробка графічного інтерфейсу користувача медичної системи.....	72
2.7	Висновки до розділу 2.....	77
РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....		79
3.1	Вибір та обґрунтування програмного середовища реалізації комп'ютерної системи.....	79
3.2	Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	82
3.3	Висновки до розділу 3.....	87
РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....		89
4.1	Безпека життєдіяльності.....	89
4.2	Основи охорони праці.....	92
4.3	Висновки до розділу 4.....	95
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....		97
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		99
ДОДАТОК А. Лістинг ПЗ моделювання ЕГГ-сигналів.....		102
ДОДАТОК Б. Лістинг програмного забезпечення обробки ЕГГ-сигналів.....		104
ДОДАТОК В. Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини з графічним інтерфейсом користувача.....		107

ВСТУП

Актуальність роботи.

Сучасна біомедична інженерія активно розвивається у напрямі створення комп'ютеризованих систем функціональної діагностики, які дозволяють виконувати об'єктивне оцінювання стану органів і систем людини на основі аналізу біомедичних сигналів. Одним із найбільш інформативних методів дослідження функціонального стану шлунково-кишкового тракту є електрогастрографія, яка базується на реєстрації та аналізі біоелектричної активності шлунку з поверхні тіла людини. Електрогастрографічні сигнали (ЕГГ-сигнали) містять інформацію про моторно-евакуаторну функцію шлунку, ритмічність його скорочень, просторове поширення електричної активності та наявність патологічних змін.

Електрогастрографічні методи широко використовуються у гастроентерологічній практиці для діагностики різноманітних функціональних порушень. Аналіз ЕГГ-сигналів дає змогу об'єктивно оцінювати електричну активність шлунку, виявляти відхилення від нормального ритму (брадикастрію, тахігастрію, шлункову аритмію), досліджувати реакцію на харчову стимуляцію, а також допомагати у діагностиці таких захворювань, як гастропарез чи функціональна диспепсія.

Разом із тим ЕГГ-сигнали характеризуються складною нестационарною структурою, дуже малою амплітудою (від десятків до сотень мікрвольт) та високою чутливістю до шумів і завад. На якість реєстрації суттєво впливають зовнішні електромагнітні завади, дихальні рухи, електрокардіографічні сигнали, рухові артефакти та активність інших органів травної системи. Це обумовлює необхідність використання сучасних методів цифрової обробки сигналів, математичного моделювання та комп'ютерної обробки даних.

Важливу роль у розвитку сучасних систем електрогастрографічної діагностики відіграють комп'ютерні технології та програмні засоби цифрової обробки сигналів. Використання спеціалізованого ПЗ дає змогу

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

автоматизувати процеси реєстрації, фільтрації, обробки та візуалізації ЕГГ-сигналів, підвищити точність оцінювання функціонального стану шлунку і забезпечити наочне подання результатів дослідження. Особливо перспективним є застосування методів вейвлет-обробки (зокрема у базисі Морле), які забезпечують ефективне дослідження часово-частотної структури нестационарних біомедичних сигналів.

Актуальність роботи зумовлена потребою у створенні доступної комп'ютерної електрогастрографічної системи, здатної забезпечити автоматизовану обробку та аналіз ЕГГ-сигналів для оцінювання функціонального стану шлунку людини. Використання сучасних методів цифрової обробки сигналів та програмного середовища MATLAB дає змогу реалізувати ефективну систему аналізу ЕГГ-сигналів із можливістю візуалізації результатів та автоматизованого оцінювання моторної активності шлунку у нормальному стані та при патологічних змінах.

Метою роботи є розроблення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини на основі обробки ЕГГ-сигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Провести аналіз ЕГГ-сигналу та сучасних електрогастрографічних систем.
2. Обґрунтувати структуру та технічне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи.
3. Розробити математичну модель ЕГГ-сигналу.
4. Дослідити методи цифрової обробки ЕГГ-сигналів.
5. Розробити алгоритм обробки ЕГГ-сигналів.
6. Створити програмне забезпечення комп'ютерної системи у середовищі MATLAB.
7. Провести тестування програмного забезпечення та оцінити результати обробки ЕГГ-сигналів.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Об'єкт дослідження: процеси реєстрації, комп'ютерної обробки та аналізу ЕГГ-сигналів для діагностики функціонального стану шлунку людини.

Предмет дослідження: методи, алгоритми та програмні засоби цифрової обробки ЕГГ-сигналів у комп'ютерній електрогастрографічній системі.

Методи дослідження: методи цифрової обробки сигналів, математичного моделювання, спектральної обробки, часово-частотної обробки та комп'ютерного програмування у середовищі MATLAB.

Практичне значення роботи полягає у створенні програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи, яке забезпечує автоматизовану обробку, аналіз та візуалізацію ЕГГ-сигналів і може бути використане у навчальних, науково-дослідних та прикладних задачах біомедичної інженерії.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих підходів до діагностики стану шлунку людини

1.1.1 Електрогастрографічний сигнал як показник функціонального стану шлунку

Електрогастрографія (ЕГГ) є неінвазивним методом функціональної діагностики шлунково-кишкового тракту, який базується на реєстрації біоелектричної активності шлунку з поверхні тіла людини. Даний метод дозволяє оцінити моторно-евакуаторну функцію шлунку, визначити порушення його перистальтичної активності та виявити функціональні зміни, що супроводжують різні гастроентерологічні захворювання.

Функціонування шлунку супроводжується виникненням повільних електричних хвиль, які генеруються спеціалізованими клітинами – інтерстиціальними клітинами Кахаля (рис.1.1).

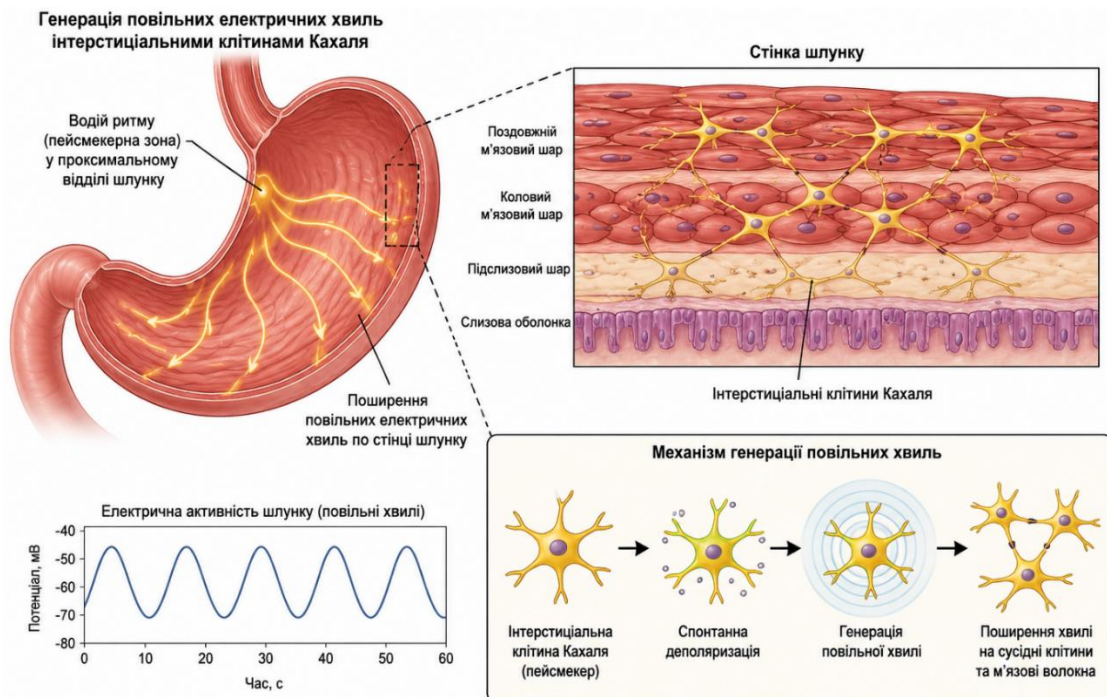


Рисунок 1.1 – Генерація повільних електричних хвиль інтерстиціальними клітинами Кахаля

Саме вони виконують роль природного водія ритму та формують базову електричну активність шлунку. Електричні імпульси поширюються по м'язових волокнах шлунку, забезпечуючи координацію його скорочень та процесів перемішування і транспортування їжі.

Електрогастрографічний сигнал являє собою часову залежність зміни електричного потенціалу, що реєструється за допомогою електродів, розташованих на поверхні передньої черевної стінки (рис.1.2).

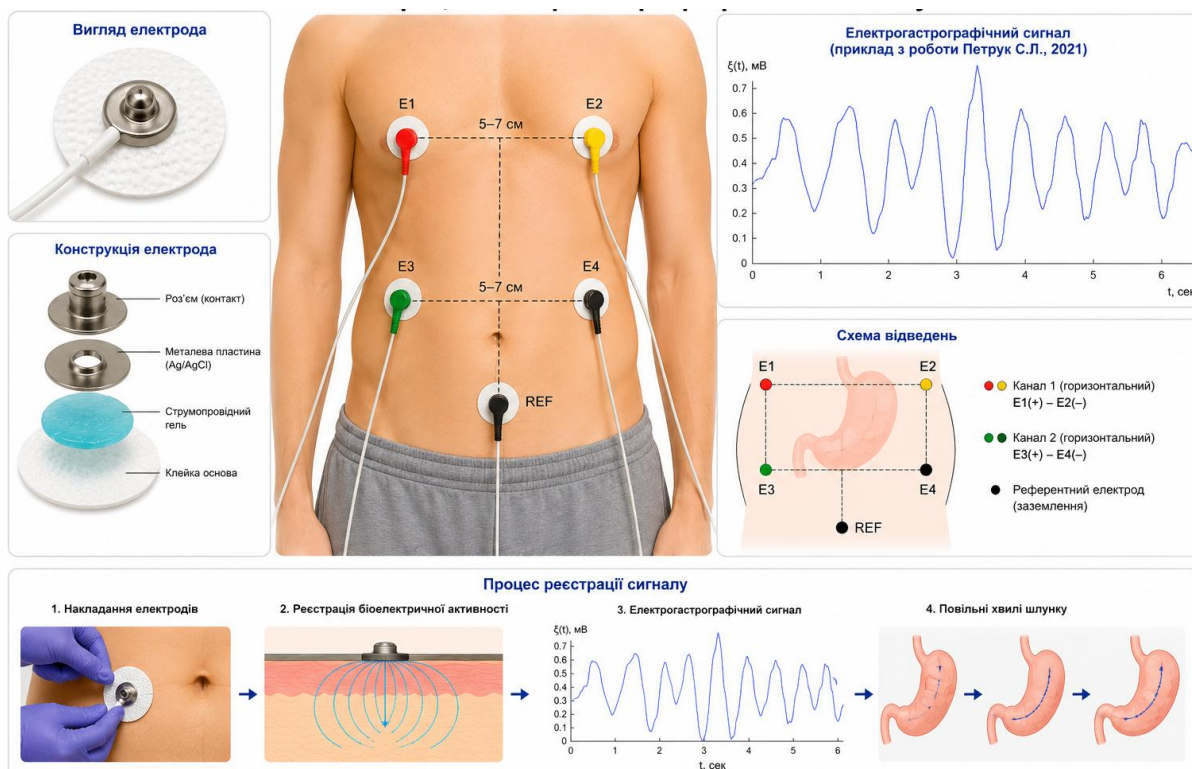


Рисунок 1.2 – Накладання електродів та вигляд ЕГГ-сигналу

Амплітуда такого сигналу є малою та зазвичай знаходиться у діапазоні від десятків до сотень мікрвольт, а основна частота коливань для здорової людини становить приблизно 3 цикли за хвилину (0,05 Гц). Через низьку амплітуду та значний вплив зовнішніх і внутрішніх завад електрогастросигнал є складним об'єктом для реєстрації та аналізу.

Основними характеристиками ЕГГ-сигналу є:

- частота повільних хвиль;

- амплітуда сигналу;
- регулярність ритму;
- спектральні характеристики;
- співвідношення нормальних та патологічних компонентів

сигналу.

Залежно від функціонального стану шлунку параметри ЕГГ-сигналу можуть змінюватися. У нормі електрична активність характеризується стабільним ритмом із частотою близько 3 циклів за хвилину. При патологічних станах можуть спостерігатися порушення ритму, зміни амплітуди та нестабільність сигналу. До найбільш поширених відхилень належать:

- брадикастрія – зниження частоти сигналу;
- тахігастрія – підвищення частоти;
- аритмія шлунку – нестабільність ритму;
- зниження електричної активності.

Такі зміни можуть свідчити про наявність гастриту, виразкової хвороби, гастропарезу, функціональної диспепсії, діабетичної нейропатії та інших патологічних станів травної системи.

Реєстрація електрогастрографічного сигналу здійснюється за допомогою системи поверхневих електродів, підсилювача біопотенціалів, фільтрів та АЦП.

На рис. 1.3 наведено загальний принцип реєстрації ЕГГ-сигналу.

Після реєстрації сигнал піддається цифровій/комп'ютерній обробці, оскільки на нього значною мірою впливають:

- електромагнітні завади;
- дихальні рухи;
- електрокардіографічні сигнали;
- рухові артефакти;
- активність інших органів травної системи.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						13
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

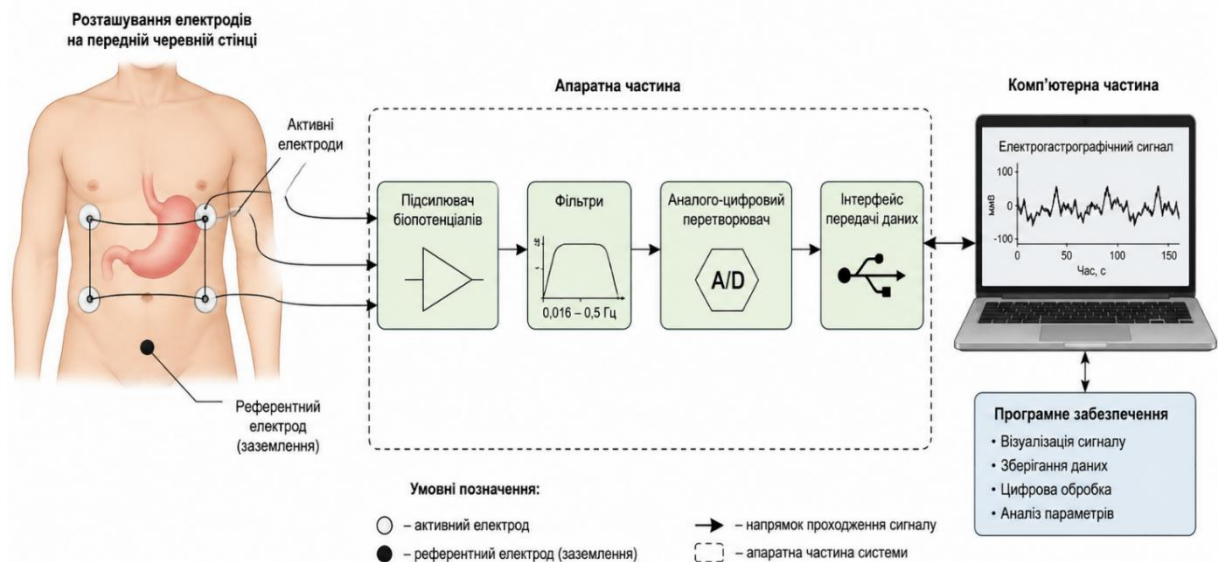


Рисунок 1.3 – Повна схема реєстрації та обробки ЕГГ-сигналу

Для підвищення інформативності ЕГГ-сигналу застосовуються методи цифрової обробки сигналів, зокрема фільтрація, спектральний аналіз, кореляційний аналіз та статистична обробка. Використання таких методів дозволяє виділити корисну складову сигналу, визначити його інформативні параметри та автоматизувати процес діагностики.

Особливе значення має спектральний аналіз електрогастрографічного сигналу, який дозволяє визначати домінуючу частоту шлункової активності та оцінювати енергетичний розподіл сигналу у різних частотних діапазонах. Зміни спектральних характеристик можуть бути використані як діагностичні ознаки патологічних процесів.

Сучасні комп'ютерні електрогастрографічні системи забезпечують автоматизовану реєстрацію, обробку та аналіз електрогастросигналів, що дозволяє зменшити вплив суб'єктивного фактору та підвищити точність діагностики. Використання програмних засобів обробки сигналів у середовищах MATLAB дозволяє реалізувати алгоритми фільтрації, спектрального аналізу та візуалізації результатів у режимі реального часу.

Таким чином, ЕГГ-сигнал є важливим інформативним показником функціонального стану шлунку. Його аналіз дозволяє оцінити моторну

активність шлунку, виявити функціональні порушення та забезпечити ранню діагностику захворювань травної системи. Це робить електрогастрографію перспективним методом сучасної комп'ютеризованої медичної діагностики.

1.1.2 Порівняльний аналіз сучасних електрогастрографічних систем

Сучасні електрогастрографічні системи призначені для неінвазивної реєстрації біоелектричної активності шлунку з поверхні передньої черевної стінки. Основним завданням таких систем є отримання електрогастрографічного сигналу, його попередня обробка, виділення інформативних параметрів та подальша оцінка моторно-ритмічної активності шлунку. Електрогастрографія дає змогу досліджувати частоту, регулярність і потужність повільних хвиль шлунку, тому її застосовують як допоміжний метод оцінювання порушень шлункової моторики.

Типова електрогастрографічна система складається з електродів, підсилювача біопотенціалів, фільтрів, аналого-цифрового перетворювача, модуля передавання даних та програмного забезпечення. Електроди накладають на передню черевну стінку в проєкції шлунку, після чого реєструється слабкий низькочастотний сигнал. Оскільки електрогастрографічний сигнал має малу амплітуду та легко спотворюється завадами, важливими вимогами до системи є висока чутливість, низький рівень шумів, якісна фільтрація та можливість подальшої комп'ютерної обробки.

Одним із сучасних рішень є система Gastric Alimetry (рис.1.4) [18], яка реалізує підхід body surface gastric mapping – картування електричної активності шлунку з поверхні тіла.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		15

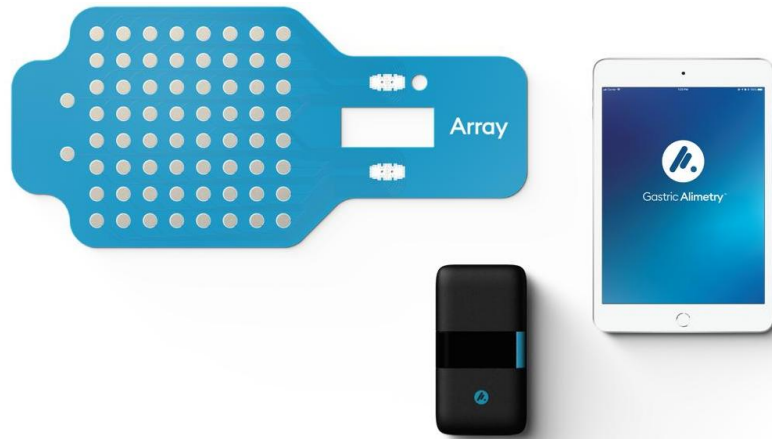


Рисунок 1.4 – Вигляд системи Gastric Alimetry [18]

На відміну від класичної електрогастрографії з невеликою кількістю електродів, дана система використовує багатоканальну реєстрацію та дозволяє не лише оцінювати частоту повільних хвиль, а й аналізувати просторове поширення електричної активності шлунку.

Вигляд ПЗ системи зображено на рис.1.5.

Система призначена для реєстрації, збереження, візуалізації та обробки шлункової електрофізіологічної активності як допоміжний засіб діагностики розладів шлунку.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата



Рисунок 1.5 – Вигляд ПЗ системи [18]

Перевагою Gastric Alimetry є високий рівень інформативності, оскільки система поєднує багатоканальну реєстрацію, комп'ютерну обробку сигналів і формування діагностичного звіту. Вона дає змогу оцінювати не тільки наявність нормогастрії, брадикастрії чи тахігастрії, але й просторову організацію електричної активності шлунку. Недоліком такої системи є складність апаратної реалізації, висока вартість та орієнтація переважно на спеціалізовані клінічні центри.

Іншим прикладом є системи ЗСРМ Electrogastrography/Electroviscerography (EGG/EVG) (рис.1.5) [19].

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

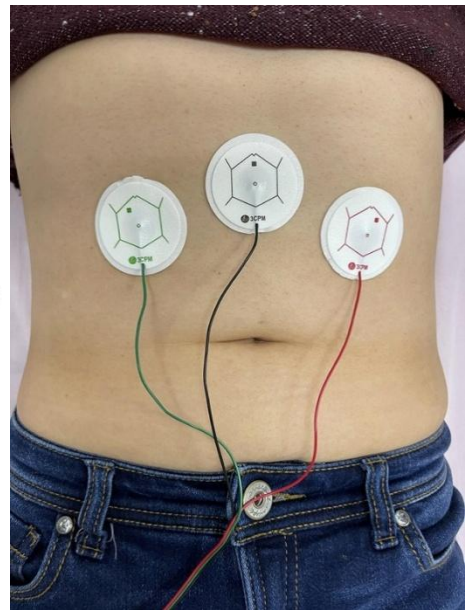


Рисунок 1.5 – Вигляд системи 3CPM Electrogastrography/Electroviscerography [19]

Вони призначені для реєстрації, збереження, аналізу, відображення та друку міоелектричних сигналів шлунку і шлунково-кишкового тракту з метою допомоги в діагностиці порушень моторики.

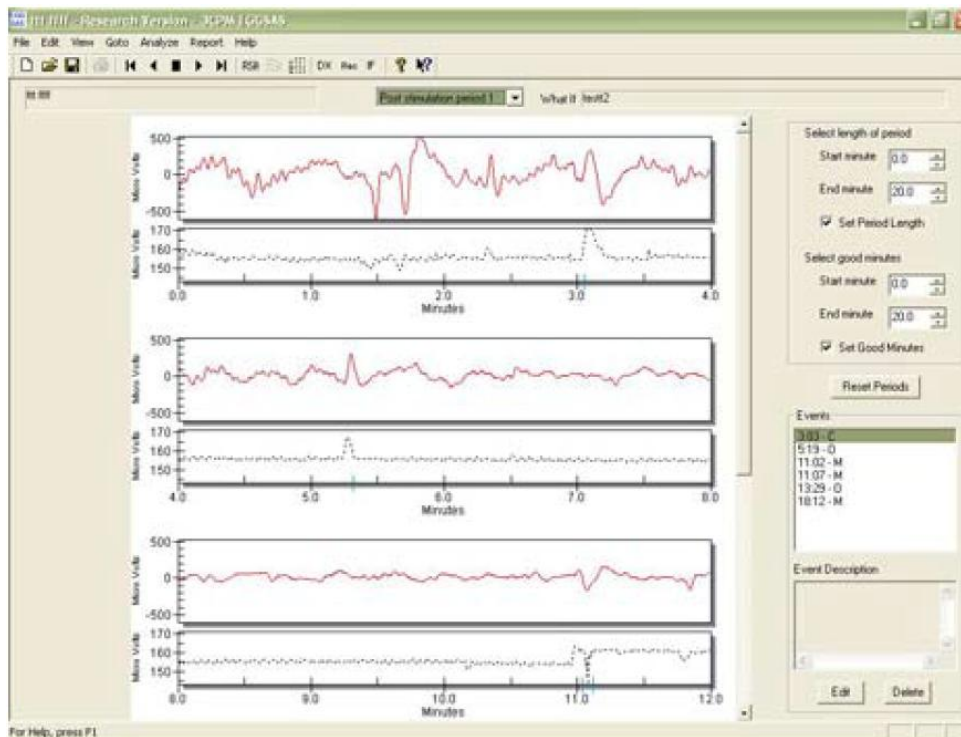


Рисунок 1.6 – Вигляд ПЗ системи [20]

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Такі системи є прикладом класичної комп'ютеризованої електрогастрографії, де основний акцент зроблено на реєстрації сигналів, їх спектральному аналізу та формуванні висновку щодо ритмічної активності шлунку.

Перевагою систем ЗСРМ є їх спеціалізованість саме для електрогастрографічних досліджень, наявність програмного забезпечення для аналізу сигналів та можливість використання в клінічній практиці. Водночас такі системи мають обмеження, пов'язані з меншою просторовою роздільною здатністю порівняно з багатоканальними системами картування, а також залежать від правильного накладання електродів і якості попередньої підготовки шкіри.

До відомих клінічних рішень також належить Polygraph ID with Electrogastrography System (рис.1.6) [21].

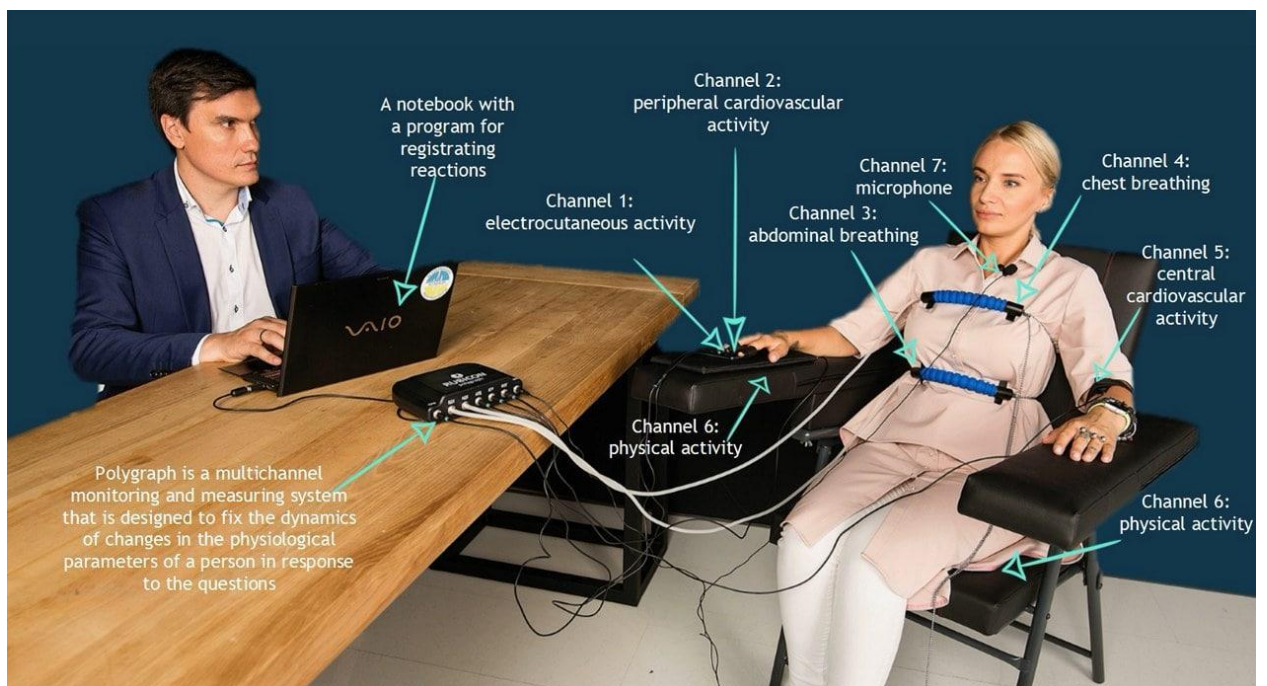


Рисунок 1.6 – Вигляд системи Polygraph ID with Electrogastrography System [21]

Згідно з документацією FDA, така система призначена для запису, збереження, перегляду та обробки шлункової міоелектричної активності як

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

допоміжний засіб при діагностиці порушень моторики шлунково-кишкового тракту. Її перевагою є інтеграція електрогастрографічного модуля у ширшу поліграфічну систему, що дозволяє проводити комплексні фізіологічні дослідження. Недоліком є те, що система не є вузько орієнтованою тільки на глибоку обробку ЕГГ-сигналів, а тому потребує додаткового програмного аналізу для розширеної діагностики.

У наукових дослідженнях також використовувалися системи типу Digitrapper EGG, які забезпечують реєстрацію електричної активності шлунку через поверхневі електроди. Такі системи застосовувалися для тривалих вимірювань та аналізу повільних хвиль шлунку, однак за сучасними вимогами вони поступаються новішим цифровим платформам за рівнем автоматизації, зручністю інтерфейсу та можливостями багатоканальної обробки.

Окрему групу становлять дослідницькі та навчальні системи, зокрема biosignalsplux EGG (v-v) (рис.1.7) [22] та подібні модульні біосигнальні платформи.

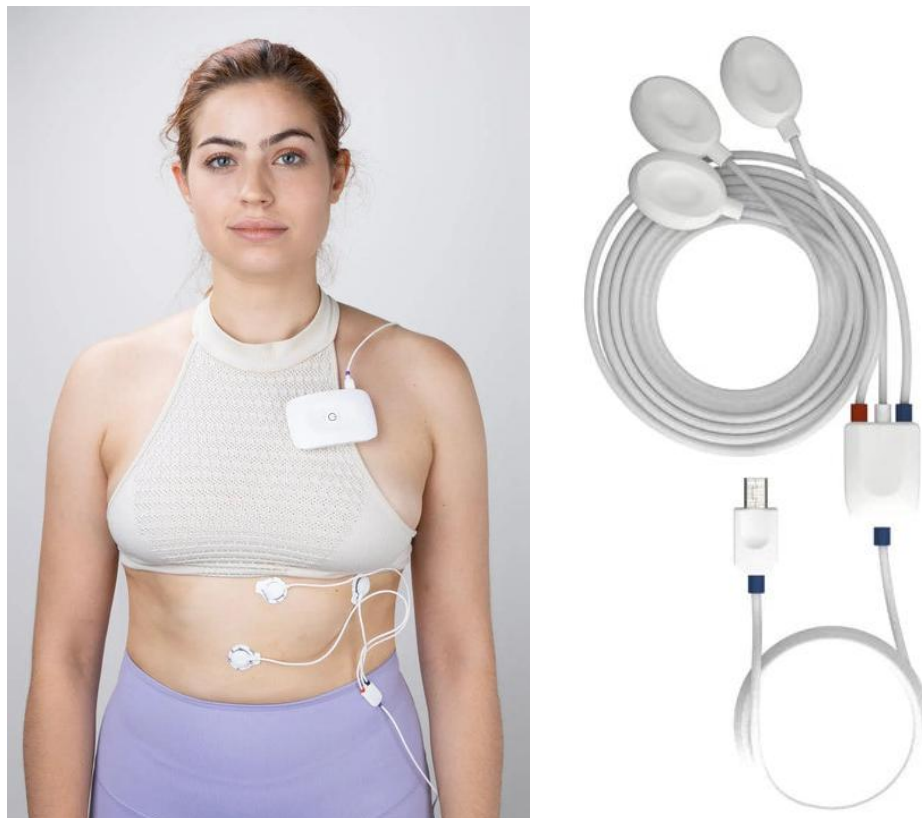


Рисунок 1.7 – Вигляд системи biosignalsplux EGG [22]

Вони не завжди є повноцінними клінічними діагностичними системами, проте зручні для дослідження ЕГГ-сигналів (рис.1.8), розроблення алгоритмів цифрової обробки, тестування фільтрів, спектрального аналізу та створення власного програмного забезпечення.

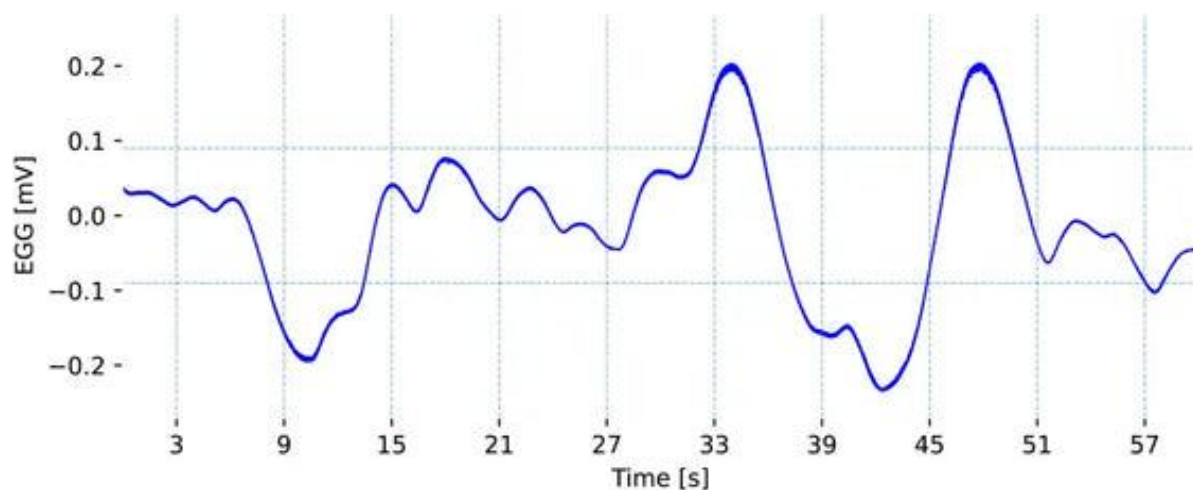


Рисунок 1.8 – Приклад зареєстрованого ЕГЕГ-сигналу системою biosignalsplux EGG [23]

Наприклад, EGG-сенсор biosignalsplux підключається до аналогових входів багатоканального реєстратора та може використовуватися для реєстрації сигналів у дослідницьких умовах.

Порівняльну характеристику сучасних електрогастрографічних систем наведено в табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика сучасних електрогастрографічних систем

Система	Призначення	Основні переваги	Основні недоліки
Gastric Alimetry	Багатоканальне картування електричної активності шлунку	Висока інформативність, просторовий аналіз, автоматизований звіт	Висока вартість, складність використання
ЗСРМ EGG/EVG	Реєстрація та аналіз міоелектричних сигналів шлунку і ШКТ	Спеціалізоване ПЗ, клінічна орієнтація	Обмежена просторова деталізація
Polygraph ID with EGG	Запис, перегляд і обробка шлункової міоелектричної активності	Комплексна фізіологічна реєстрація	Менша спеціалізація саме на глибокому ЕГГ-аналізі
Digitrapper EGG	Тривала реєстрація електричної активності шлунку	Можливість дослідження повільних хвиль	Застаріліші можливості автоматизації
biosignalsplux EGG	Дослідницька реєстрація ЕГГ-сигналів	Гнучкість, придатність для MATLAB-обробки	Потребує власної програмної реалізації аналізу

Проведений аналіз показує, що сучасні електрогастрографічні системи розвиваються у двох основних напрямках. Перший напрям пов'язаний із клінічними системами, які забезпечують готовий цикл дослідження: реєстрацію сигналу, його обробку, візуалізацію та формування діагностичного звіту. Другий напрям орієнтований на дослідницькі та модульні системи, які

дають змогу гнучко реалізовувати власні алгоритми обробки сигналів, але потребують додаткової програмної розробки.

Незважаючи на наявність готових електрогастрографічних систем, вони мають низку спільних обмежень. До них належать висока вартість, складність експлуатації, залежність результатів від правильного накладання електродів, чутливість до шумів і рухових артефактів, а також обмежені можливості адаптації алгоритмів під конкретні дослідницькі задачі. Саме тому актуальною є розробка комп'ютерної електрогастрографічної системи, яка поєднує доступну технічну реалізацію, математичну модель ЕГГ-сигналу, методи цифрової обробки та програмне забезпечення для аналізу функціонального стану шлунку.

Таким чином, порівняльний аналіз сучасних електрогастрографічних систем підтверджує доцільність створення власної комп'ютерної системи для реєстрації, обробки та аналізу електрогастросигналів. Така система повинна забезпечувати виділення інформативних параметрів сигналу, зокрема частоти, амплітуди, спектральної потужності та регулярності ритму, що є важливими показниками функціонального стану шлунку людини.

1.2 Обґрунтування актуальності роботи

У попередньому підрозділі було розглянуто особливості електрогастрографічного сигналу як інформативного показника функціонального стану шлунку та проведено аналіз сучасних електрогастрографічних систем. Проведений аналіз показав, що електрогастрографія є перспективним методом функціональної діагностики, який дозволяє оцінювати моторну активність шлунку, досліджувати його електрофізіологічний стан та виявляти патологічні зміни функціонування травної системи.

Захворювання шлунково-кишкового тракту є одними з найбільш поширених патологій сучасної людини. Значна частина гастроентерологічних

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23

захворювань супроводжується порушенням моторно-ритмічної активності шлунку, зміною частоти його скорочень та порушенням координації роботи гладкої мускулатури. До таких захворювань належать гастрит, гастропарез, функціональна диспепсія, виразкова хвороба та інші патологічні стани травної системи.

Особливістю більшості функціональних порушень шлунку є те, що на ранніх стадіях вони можуть не супроводжуватися вираженими морфологічними змінами. Саме тому важливого значення набувають методи функціональної діагностики, які дозволяють оцінити роботу шлунку ще до появи серйозних структурних порушень.

Одним із таких методів є електрогастрографія, яка базується на реєстрації біоелектричної активності шлунку за допомогою поверхневих електродів, розташованих на передній черевній стінці. Електрогастрографічний сигнал містить інформацію про моторну активність шлунку та особливості поширення повільних електричних хвиль, що дозволяє оцінювати функціональний стан травної системи.

Перевагою електрогастрографії є її неінвазивність, безпечність та можливість тривалого моніторингу. Крім того, електрогастрографія є перспективним методом для комп'ютеризованої обробки сигналів та автоматизованої діагностики.

Однак електрогастрографічний сигнал є складним об'єктом аналізу. Це пояснюється його низькою амплітудою, низькочастотним характером та значним впливом зовнішніх і внутрішніх завад. На ЕГГ-сигнал суттєво впливають дихальні рухи, електромагнітні шуми, електрокардіографічні сигнали та рухові артефакти. У результаті цього процес аналізу сигналу ускладнюється, а достовірність діагностики може знижуватися.

У зв'язку з цим актуальною є задача розробки сучасних методів комп'ютерної обробки ЕГГ-сигналів. Використання цифрової обробки сигналів дозволяє здійснювати фільтрацію завад, виділяти корисну складову

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		24

сигналу, аналізувати його частотні характеристики та автоматизувати процес оцінювання функціонального стану шлунку.

Особливого значення при аналізі ЕГГ-сигналів набувають методи часово-частотної обробки. Це пов'язано з тим, що електрогастрографічний сигнал є нестационарним, а його параметри можуть змінюватися у часі залежно від функціонального стану шлунку. Традиційні методи спектрального аналізу не завжди дозволяють ефективно досліджувати локальні зміни сигналу, тому актуальним є використання вейвлет-обробки.

Для аналізу ЕГГ-сигналів доцільним є застосування вейвлет-перетворення в базисі Морле. Вейвлет Морле добре узгоджується з коливальним характером ЕГГ-сигналу та дозволяє одночасно досліджувати часові та частотні характеристики сигналу. Це дає можливість ефективно виявляти зміни моторної активності шлунку, аналізувати ритмічність сигналу та підвищувати інформативність діагностичного аналізу.

Проведений у попередньому підрозділі аналіз сучасних електрогастрографічних систем показав, що більшість існуючих рішень мають високу вартість, складне програмне забезпечення та обмежені можливості модифікації алгоритмів обробки сигналів. Крім того, значна частина систем орієнтована переважно на клінічне використання та не забезпечує достатньої гнучкості для дослідження сучасних методів цифрової обробки електрогастросигналів.

Розвиток комп'ютерних технологій та програмних засобів математичного моделювання створює передумови для розроблення спеціалізованих комп'ютерних систем аналізу біомедичних сигналів. Використання середовища MATLAB дозволяє реалізувати методи цифрової фільтрації, спектрального та вейвлет-аналізу, а також забезпечити візуалізацію та автоматизовану обробку ЕГГ-сигналів.

Таким чином, актуальною є розробка комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини у вигляді програмного забезпечення, яке забезпечуватиме обробку ЕГГ-

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

сигналів, аналіз їх параметрів та автоматизоване оцінювання функціонального стану шлунку на основі сучасних методів цифрової та вейвлет-обробки сигналів.

1.3 Підходи та засоби вирішення поставленої задачі

1.3.1 Обґрунтування необхідності розробки апаратної частини

Ефективність роботи комп'ютерної електрогастрографічної системи значною мірою залежить від якості реєстрації електрогастрографічного сигналу. Оскільки ЕГГ-сигнал характеризується низькою амплітудою та високою чутливістю до зовнішніх і внутрішніх завад, важливим етапом побудови системи є розробка апаратної частини, яка забезпечуватиме достовірне отримання біомедичних даних для подальшої комп'ютерної обробки.

У попередніх підрозділах було показано, що електрогастрографічний сигнал формується у вигляді повільних електричних хвиль шлунку та реєструється за допомогою поверхневих електродів, розташованих на передній черевній стінці. При цьому амплітуда сигналу є малою та знаходиться в межах десятків або сотень мікрвольт. Через це сигнал легко спотворюється електромагнітними завадами, дихальними рухами, електрокардіографічними сигналами та руховими артефактами.

Наявність значної кількості завад призводить до зниження інформативності електрогастрографічного сигналу та ускладнює процес його аналізу. У зв'язку з цим виникає необхідність використання спеціалізованої апаратної частини, яка забезпечуватиме:

- надійну реєстрацію ЕГГ-сигналу;
- попереднє підсилення сигналу;
- фільтрацію шумів;
- узгодження сигналу з аналого-цифровим перетворювачем;
- передачу даних до комп'ютерної системи.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Однією з основних складових апаратної частини є система електродів. Для реєстрації ЕГГ-сигналів доцільним є використання поверхневих медичних електродів, які забезпечують стабільний електричний контакт зі шкірою та мінімізують вплив контактних шумів. Правильне розташування електродів на поверхні живота є важливим фактором отримання якісного сигналу, оскільки від цього залежить рівень корисної складової та співвідношення сигнал/шум.

Через малу амплітуду ЕГГ-сигналу важливим елементом апаратної частини є підсилювач біопотенціалів. Підсилювач повинен забезпечувати високий коефіцієнт підсилення, високий вхідний опір та низький рівень власних шумів. Крім того, необхідним є використання диференціального підсилення, яке дозволяє зменшити вплив синфазних завад, зокрема промислової мережі живлення.

Для покращення якості сигналу доцільним є використання аналогової фільтрації. Попередня фільтрація дозволяє зменшити вплив високочастотних шумів, електромагнітних завад та небажаних компонентів сигналу ще до етапу цифрової обробки. Це сприяє підвищенню ефективності подальшого спектрального та вейвлет-аналізу електрогастрографічного сигналу.

Важливою складовою апаратної частини є аналого-цифрове перетворення сигналу. Для подальшої комп'ютерної обробки необхідно здійснити перетворення аналогового ЕГГ-сигналу у цифрову форму. Якість аналого-цифрового перетворення безпосередньо впливає на точність аналізу сигналу, тому важливими параметрами є:

- частота дискретизації;
- розрядність аналого-цифрового перетворювача;
- точність вимірювання;
- рівень шумів системи.

Крім того, апаратна частина повинна забезпечувати можливість передачі даних до програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи для подальшої цифрової обробки та аналізу сигналів.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Проведений у попередньому підрозділі аналіз сучасних електрогастрографічних систем показав, що більшість існуючих рішень мають складну апаратну реалізацію та високу вартість. Крім того, значна частина систем орієнтована переважно на клінічне використання та не забезпечує достатньої гнучкості для дослідження нових методів цифрової обробки електрогастросигналів.

У зв'язку з цим актуальною є розробка апаратної частини комп'ютерної електрогастрографічної системи, яка забезпечуватиме:

- отримання якісного електрогастрографічного сигналу;
- мінімізацію впливу завад;
- можливість подальшої цифрової обробки;
- сумісність із програмним забезпеченням системи;
- простоту реалізації та використання.

Розробка ефективної апаратної частини є необхідною умовою створення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини, оскільки саме якість первинної реєстрації сигналу визначає достовірність подальшого аналізу та ефективність автоматизованої діагностики.

1.3.2 Формування математичної моделі електрогастрографічного сигналу

Важливим етапом розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи є формування математичної моделі електрогастрографічного сигналу. Математичне моделювання дозволяє дослідити особливості формування ЕГГ-сигналу, проаналізувати його основні характеристики та створити основу для подальшої розробки методів цифрової обробки і програмного забезпечення системи.

У попередніх підрозділах було показано, що електрогастрографічний сигнал є біомедичним сигналом, який формується внаслідок електричної активності шлунку та реєструється за допомогою поверхневих електродів.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЕГГ-сигнал характеризується низькочастотним характером, малою амплітудою та значною залежністю від функціонального стану шлунку. Крім того, сигнал є нестационарним, оскільки його параметри змінюються у часі під впливом фізіологічних процесів організму.

Особливістю електрогастрографічного сигналу є те, що він формується не лише корисною складовою, яка відображає моторну активність шлунку, але й містить значну кількість шумів та артефактів. На сигнал впливають дихальні рухи, електрокардіографічна активність, електромагнітні завади, рухові артефакти та інші випадкові фактори. У результаті цього електрогастрографічний сигнал має складну часово-частотну структуру, що суттєво ускладнює процес його аналізу.

Формування математичної моделі необхідне для опису основних закономірностей зміни електрогастрографічного сигналу та врахування впливу різних факторів на його структуру. Така модель дозволяє досліджувати особливості сигналу без необхідності проведення великої кількості реальних експериментів, а також дає можливість оцінити ефективність методів цифрової обробки сигналів.

Математична модель повинна враховувати:

- основну ритмічну складову сигналу;
- зміну параметрів сигналу у часі;
- наявність шумів та артефактів;
- нестационарний характер електрогастрографічного сигналу.

При формуванні математичної моделі особливу увагу необхідно приділити опису повільних електричних хвиль шлунку, які є основною інформативною складовою ЕГГ-сигналу. Саме ці хвилі визначають ритмічність моторної активності шлунку та дозволяють оцінювати його функціональний стан.

Оскільки параметри ЕГГ-сигналу можуть змінюватися у часі, математична модель повинна враховувати зміну амплітуди, частоти та структури сигналу залежно від функціонального стану організму. Це дозволяє

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		29

більш точно описувати реальні ЕГГ-сигнали та підвищувати достовірність подальшого аналізу.

Важливою особливістю математичної моделі є врахування шумових складових сигналу. Наявність завад є однією з основних проблем при аналізі ЕГГ-сигналів, тому модель повинна забезпечувати можливість дослідження впливу шумів на результати обробки. Це дозволяє оцінити ефективність алгоритмів цифрової фільтрації та методів виділення корисної складової сигналу.

Оскільки ЕГГ-сигнал є нестационарним, для його аналізу доцільним є використання часово-частотних методів обробки. У даній роботі передбачається застосування вейвлет-обробки в базисі Морле, яка дозволяє одночасно досліджувати часові та частотні характеристики сигналу. Використання вейвлета Морле є доцільним через його коливальний характер, який добре узгоджується зі структурою електрогастрографічного сигналу.

Сформована математична модель ЕГГ-сигналу створює основу для подальшої розробки алгоритмів цифрової та вейвлет-обробки сигналів, дослідження їх ефективності та реалізації програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини.

1.3.3 Розробка методів обробки електрогастросигналів

Одним із основних етапів розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи є створення методів обробки ЕГГ-сигналів. Необхідність розробки таких методів обумовлена складною структурою ЕГГ-сигналу, його нестационарністю, низькою амплітудою та значним впливом шумів і артефактів, які виникають під час реєстрації.

У попередніх підрозділах було показано, що електрогастрографічний сигнал є низькочастотним біомедичним сигналом, який містить інформацію про моторно-ритмічну активність шлунку. Водночас на сигнал суттєво впливають дихальні рухи, електрокардіографічні сигнали, електромагнітні

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

завади та рухові артефакти. У результаті цього зареєстрований сигнал може містити значну кількість небажаних компонентів, що ускладнює процес аналізу та знижує достовірність діагностичних результатів.

У зв'язку з цим виникає необхідність розробки спеціалізованих методів цифрової обробки електрогастросигналів, які забезпечуватимуть виділення корисної складової сигналу, підвищення його інформативності та автоматизацію процесу аналізу.

Першим етапом обробки електрогастросигналів є попередня цифрова фільтрація. Використання цифрової фільтрації дозволяє зменшити вплив високочастотних шумів, електромагнітних завад та інших небажаних компонентів сигналу. Попередня фільтрація є необхідною для покращення якості електрогастрографічного сигналу та забезпечення ефективності подальших етапів аналізу.

Після попередньої обробки доцільним є проведення спектрального аналізу сигналу. Спектральний аналіз дозволяє дослідити частотну структуру ЕГГ-сигналу, визначити основні ритмічні компоненти та оцінити особливості моторної активності шлунку. Аналіз спектральних характеристик дозволяє виявляти зміни функціонального стану шлунку та визначати відхилення від нормального ритму.

Однак ЕГГ-сигнал є нестационарним, тому його параметри можуть змінюватися у часі. Через це використання лише класичних методів спектрального аналізу не завжди забезпечує достатню інформативність при дослідженні локальних змін сигналу. Традиційний спектральний аналіз дозволяє оцінити лише загальний частотний склад сигналу, але не дає можливості визначити часові особливості зміни його параметрів.

Для більш ефективного аналізу електрогастросигналів доцільним є використання часово-частотних методів обробки. У даній роботі пропонується застосування вейвлет-обробки в базисі Морле, яка дозволяє одночасно аналізувати часові та частотні характеристики електрогастрографічного сигналу.

Використання вейвлет-перетворення Морле обумовлене тим, що даний вейвлет має коливальний характер та добре узгоджується зі структурою електрогастрографічного сигналу. Це дозволяє більш ефективно аналізувати повільні хвилі шлунку, досліджувати локальні зміни параметрів сигналу та оцінювати його часово-частотну структуру.

Застосування вейвлет-обробки дозволяє:

- аналізувати зміну параметрів сигналу у часі;
- виявляти локальні порушення ритмічної активності;
- досліджувати частотну структуру сигналу;
- підвищувати інформативність аналізу;
- покращувати достовірність діагностичних результатів.

Важливим етапом розробки методів обробки є визначення інформативних параметрів ЕГГ-сигналу. Аналіз частотних, амплітудних та часово-частотних характеристик сигналу дозволяє оцінювати функціональний стан шлунку та виявляти патологічні зміни його моторної активності.

Для реалізації методів обробки ЕГГ-сигналів доцільним є використання сучасних програмних засобів цифрової обробки сигналів. У даній роботі передбачається використання середовища MATLAB, яке забезпечує широкі можливості для реалізації алгоритмів цифрової фільтрації, спектрального аналізу, вейвлет-обробки та візуалізації результатів.

Розроблені методи обробки ЕГГ-сигналів повинні забезпечувати автоматизацію процесу аналізу ЕГГ-сигналів та створювати основу для функціонування комп'ютерної електрогастрографічної системи. Реалізація таких методів дозволить підвищити ефективність аналізу ЕГГ-сигналів, покращити якість діагностичних результатів та забезпечити більш достовірне оцінювання функціонального стану шлунку людини.

1.3.4 Побудова алгоритмічного забезпечення

Важливим етапом розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи є побудова алгоритмічного забезпечення, яке визначає послідовність

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						32
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

обробки ЕГГ-сигналів та забезпечує автоматизацію процесу аналізу функціонального стану шлунку людини.

У попередніх підрозділах було розглянуто особливості електрогастрографічного сигналу, сформовано підходи до математичного моделювання та обґрунтовано необхідність використання методів цифрової і вейвлет-обробки сигналів. Для практичної реалізації цих методів необхідно сформувані алгоритмічне забезпечення системи, яке забезпечуватиме ефективну послідовність виконання усіх етапів обробки електрогастросигналів.

Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи повинно забезпечувати:

- отримання ЕГГ-сигналу;
- попередню обробку сигналу;
- цифрову фільтрацію;
- спектральний аналіз;
- вейвлет-обробку;
- визначення інформативних параметрів;
- візуалізацію результатів аналізу;
- оцінювання функціонального стану шлунку.

Першим етапом роботи алгоритму є отримання або завантаження електрогастрографічного сигналу. На цьому етапі здійснюється зчитування даних, отриманих із апаратної частини системи або збережених у файлі для подальшого аналізу.

Після отримання сигналу виконується його попередня обробка. Основною задачею цього етапу є підготовка сигналу до подальшого аналізу. Попередня обробка включає усунення постійної складової, нормалізацію сигналу та підготовку даних до цифрової фільтрації.

Наступним етапом є цифрова фільтрація ЕГГ-сигналу. Фільтрація необхідна для зменшення впливу високочастотних шумів, електромагнітних

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						33
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

завад, ЕГГ-сигналів та інших небажаних компонентів. Використання цифрової фільтрації дозволяє покращити співвідношення сигнал/шум та підвищити якість подальшого аналізу.

Після фільтрації виконується спектральний аналіз сигналу. На цьому етапі досліджується частотна структура ЕГГ-сигналу, визначаються основні ритмічні компоненти та оцінюється моторно-ритмічна активність шлунку. Спектральний аналіз дозволяє виявляти зміни частотних характеристик сигналу та оцінювати функціональний стан шлунку.

Оскільки ЕГГ-сигнал є нестационарним, важливим етапом алгоритму є проведення вейвлет-обробки. У даній роботі передбачається використання вейвлет-перетворення в базисі Морле, яке дозволяє одночасно аналізувати часові та частотні характеристики сигналу. Вейвлет-обробка забезпечує можливість виявлення локальних змін структури сигналу, дослідження змін параметрів у часі та аналізу ритмічної активності шлунку.

Після виконання спектрального та вейвлет-аналізу алгоритм повинен забезпечувати визначення інформативних параметрів ЕГГ-сигналу. До таких параметрів належать частотні, амплітудні та часово-частотні характеристики сигналу, які використовуються для оцінювання функціонального стану шлунку та виявлення можливих патологічних змін.

Важливою складовою алгоритмічного забезпечення є візуалізація результатів аналізу. Програмне забезпечення системи повинно забезпечувати відображення:

- електрогастрографічного сигналу;
- результатів цифрової фільтрації;
- спектральних характеристик;
- результатів вейвлет-обробки;
- параметрів сигналу.

Візуалізація результатів дозволяє спростити процес аналізу сигналів та підвищити зручність використання комп'ютерної електрогастрографічної системи.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

На завершальному етапі алгоритм повинен забезпечувати автоматизоване оцінювання функціонального стану шлунку на основі визначених параметрів ЕГГ-сигналу. Це дозволяє підвищити ефективність діагностичного аналізу та зменшити вплив суб'єктивного фактору при оцінюванні результатів дослідження.

Для реалізації алгоритмічного забезпечення у даній роботі доцільним є використання середовища MATLAB, яке забезпечує широкі можливості для створення алгоритмів цифрової обробки сигналів, реалізації вейвлет-аналізу та побудови графічного інтерфейсу користувача.

Таким чином, побудова алгоритмічного забезпечення є важливим етапом розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи. Реалізація алгоритмів цифрової фільтрації, спектрального та вейвлет-аналізу дозволить забезпечити ефективну обробку електрогастросигналів, автоматизувати процес аналізу та підвищити достовірність діагностики функціонального стану шлунку людини.

1.3.5 Реалізація програмного забезпечення в MATLAB

Завершальним етапом розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи є реалізація програмного забезпечення, яке забезпечує обробку ЕГГ-сигналів, аналіз їх параметрів та візуалізацію результатів дослідження. Саме програмне забезпечення є основною складовою комп'ютерної системи, оскільки воно реалізує алгоритми цифрової обробки сигналів та забезпечує автоматизацію процесу діагностики функціонального стану шлунку людини.

У попередніх підрозділах було обґрунтовано необхідність використання цифрової фільтрації, спектрального аналізу та вейвлет-обробки ЕГГ-сигналів. Для практичної реалізації цих методів доцільним є використання сучасного програмного середовища MATLAB, яке широко застосовується для математичного моделювання, цифрової обробки сигналів та створення комп'ютерних систем аналізу біомедичних сигналів.

Використання MATLAB обумовлене рядом переваг даного середовища:

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						35
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- наявністю вбудованих засобів цифрової обробки сигналів;
- підтримкою спектрального аналізу;
- підтримкою вейвлет-аналізу;
- можливістю математичного моделювання;
- засобами побудови графічного інтерфейсу користувача;
- можливістю візуалізації результатів обробки сигналів.

Для реалізації комп'ютерної електрогастрографічної системи у даній роботі передбачається створення програмного забезпечення, яке забезпечуватиме послідовне виконання усіх етапів обробки електрогастросигналів.

Програмне забезпечення повинно забезпечувати:

- завантаження ЕГГ-сигналів;
- попередню обробку даних;
- цифрову фільтрацію сигналів;
- спектральний аналіз;
- вейвлет-обробку в базисі Морле;
- визначення параметрів сигналу;
- візуалізацію результатів аналізу;
- автоматизацію процесу оцінювання функціонального стану шлунку.

Одним із важливих етапів реалізації програмного забезпечення є створення графічного інтерфейсу користувача. Використання графічного інтерфейсу дозволяє спростити процес роботи із системою та забезпечити зручне відображення результатів обробки сигналів. Для створення інтерфейсу доцільним є використання MATLAB App Designer, який забезпечує можливість розробки інтерактивних програмних застосунків.

Графічний інтерфейс повинен забезпечувати:

- завантаження сигналу;
- відображення електрогастрографічного сигналу;

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						36
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- запуск процесу обробки;
- відображення результатів спектрального аналізу;
- відображення результатів вейвлет-обробки;
- виведення параметрів сигналу;
- збереження результатів аналізу.

Після завантаження сигналу програмне забезпечення повинно виконувати його попередню обробку та цифрову фільтрацію. Це дозволяє зменшити вплив шумів та покращити якість сигналу перед проведенням подальшого аналізу.

Наступним етапом роботи програмного забезпечення є реалізація спектрального аналізу електрогастросигналів. Проведення спектрального аналізу дозволяє визначити основні частотні компоненти сигналу та оцінити моторно-ритмічну активність шлунку.

Оскільки електрогастрографічний сигнал є нестационарним, важливим етапом програмної реалізації є використання вейвлет-обробки в базисі Морле. Реалізація вейвлет-аналізу дозволяє досліджувати часово-частотну структуру сигналу, аналізувати локальні зміни його параметрів та підвищувати інформативність діагностичного аналізу.

Програмне забезпечення повинно забезпечувати побудову графіків:

- електрогастрографічного сигналу;
- відфільтрованого сигналу;
- спектральних характеристик;
- вейвлет-спектрограм;
- результатів часово-частотного аналізу.

Візуалізація результатів аналізу дозволяє спростити процес оцінювання функціонального стану шлунку та підвищити інформативність дослідження.

Крім того, програмне забезпечення повинно забезпечувати автоматизоване визначення основних параметрів електрогастрографічного сигналу та формування результатів аналізу для подальшої діагностики.

Реалізація програмного забезпечення у середовищі MATLAB дозволяє забезпечити гнучкість системи, можливість модифікації алгоритмів обробки сигналів та подальше вдосконалення комп'ютерної електрогастрографічної системи.

Таким чином, реалізація програмного забезпечення в MATLAB є важливим етапом розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини. Використання сучасних засобів цифрової обробки сигналів, спектрального та вейвлет-аналізу дозволить автоматизувати процес обробки електрогастросигналів, підвищити інформативність діагностичного аналізу та забезпечити ефективне оцінювання функціонального стану шлунку людини.

1.4 Висновки до розділу 1

У першому розділі проведено аналіз існуючих підходів до діагностики функціонального стану шлунку людини та досліджено особливості електрогастрографічного сигналу як інформативного показника моторно-ритмічної активності шлунку. Встановлено, що електрогастрографія є перспективним неінвазивним методом функціональної діагностики, який дозволяє оцінювати електрофізіологічний стан шлунку, досліджувати його моторну активність та виявляти функціональні порушення травної системи.

Показано, що електрогастрографічний сигнал характеризується низькочастотним характером, малою амплітудою та нестационарністю. Визначено, що на якість сигналу суттєво впливають електромагнітні завади, дихальні рухи, електрокардіографічні сигнали та рухові артефакти, що ускладнює процес його аналізу та потребує застосування сучасних методів цифрової обробки сигналів.

Проведений порівняльний аналіз сучасних електрогастрографічних систем показав, що існуючі системи забезпечують автоматизовану реєстрацію, обробку та аналіз електрогастросигналів, однак мають ряд недоліків, серед

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						38
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

яких висока вартість, складність апаратної реалізації, обмежені можливості модифікації алгоритмів обробки та залежність результатів від умов реєстрації сигналу. Встановлено доцільність розробки власної комп'ютерної електрогастрографічної системи, орієнтованої на дослідження та аналіз електрогастросигналів із використанням сучасних методів цифрової обробки.

Обґрунтовано актуальність розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини. Визначено, що значна поширеність захворювань шлунково-кишкового тракту та необхідність раннього виявлення функціональних порушень потребують застосування сучасних комп'ютеризованих методів аналізу біомедичних сигналів. Встановлено, що використання цифрової та вейвлет-обробки дозволяє підвищити інформативність аналізу ЕГГ-сигналів та автоматизувати процес діагностики.

Визначено основні підходи та засоби вирішення поставленої задачі. Обґрунтовано необхідність розробки апаратної частини системи для забезпечення якісної реєстрації електрогастрографічного сигналу та мінімізації впливу завад. Сформовано підходи до побудови математичної моделі електрогастрографічного сигналу з урахуванням його нестационарності та шумових складових.

Показано доцільність використання методів цифрової обробки електрогастросигналів, зокрема цифрової фільтрації, спектрального аналізу та вейвлет-обробки в базисі Морле. Встановлено, що використання вейвлет-перетворення Морле дозволяє ефективно аналізувати часово-частотну структуру електрогастрографічного сигналу та виявляти локальні зміни моторно-ритмічної активності шлунку.

Сформовано підходи до побудови алгоритмічного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи та реалізації програмного забезпечення в середовищі MATLAB. Встановлено, що використання MATLAB забезпечує широкі можливості для реалізації алгоритмів цифрової фільтрації, спектрального та вейвлет-аналізу, а також створення графічного

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		39

інтерфейсу користувача та візуалізації результатів обробки електрогастросигналів.

Таким чином, проведений аналіз предметної області, дослідження особливостей електрогастрографічного сигналу та обґрунтування сучасних методів його обробки створюють основу для подальшої розробки математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						40
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічна складова комп'ютерної електрогастрографічної системи

Для реалізації комп'ютерної електрогастрографічної системи діагностики стану шлунку людини доцільним є використання сучасних електрогастрографічних систем, які забезпечують реєстрацію, накопичення та комп'ютерну обробку ЕГГ-сигналів. Використання існуючих систем дозволяє отримувати реальні часові реалізації ЕГГ-сигналів та формувати базу даних сигналів для подальшої цифрової і вейвлет-обробки.

Однією із сучасних систем реєстрації електричної активності шлунку є система Gastric Alimetry, яка реалізує метод Body Surface Gastric Mapping та забезпечує багатоканальну реєстрацію ЕГГ-сигналів із поверхні живота людини. Система призначена для дослідження моторно-ритмічної активності шлунку, аналізу функціонального стану шлунково-кишкового тракту та автоматизованої обробки ЕГГ-сигналів.

Зовнішній вигляд системи Gastric Alimetry наведено на рис. 2.1.

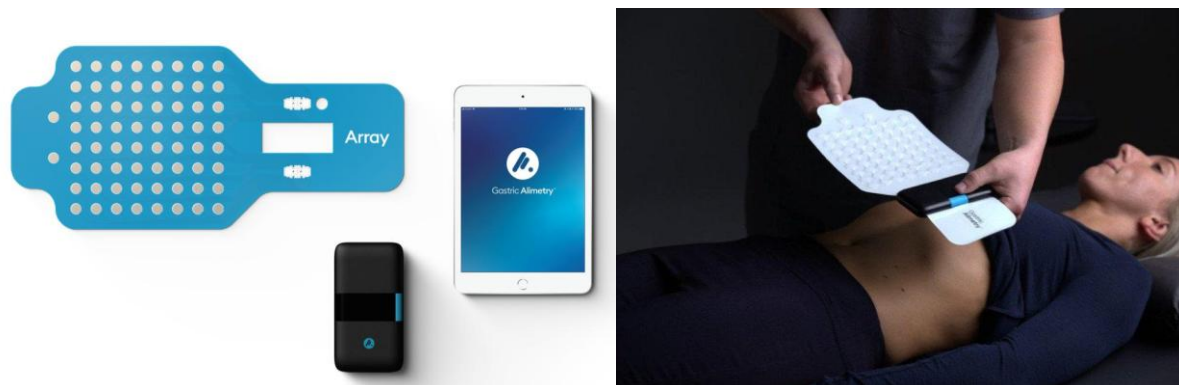


Рисунок 2.1 – Система реєстрації ЕГГ-сигналів Gastric Alimetry

Система Gastric Alimetry використовує багатоканальний електродний масив, який накладається на передню черевну стінку у проекції шлунку. Після реєстрації електрогастрографічні сигнали надходять до модуля підсилення та

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

фільтрації, де виконується попередня обробка сигналу та зменшення впливу шумів і артефактів. Далі сигнал проходить аналого-цифрове перетворення та передається до комп'ютерної системи для подальшого аналізу.

Важливою особливістю системи Gastric Alimetry є автоматичне накопичення ЕГГ-сигналів та формування бази даних досліджень. Зареєстровані сигнали зберігаються у цифровому вигляді та можуть використовуватись для подальшого спектрального, статистичного та часово-частотного аналізу. Система забезпечує збереження часових реалізацій сигналів, результатів обробки та параметрів дослідження для подальшого аналізу функціонального стану шлунку.

Структурна схема комп'ютерної електрогастрографічної системи наведена на рис. 2.2.



Рисунок 2.2 – Структурна схема комп'ютерної системи Gastric Alimetry

У процесі функціонування системи формується база ЕГГ-сигналів, яка використовується для накопичення результатів досліджень та подальшого аналізу. Для дослідження ЕГГ-сигналів також можуть використовуватись

відкриті бази фізіологічних сигналів, сформовані у процесі роботи електрогастрографічних систем. Одним із найбільш відомих ресурсів є платформа PhysioNet, яка містить фізіологічні сигнали для тестування алгоритмів цифрової обробки та аналізу біомедичних даних.

Часові реалізації ЕГГ-сигналів, сформовані системою Gastric Alimetry, можуть використовуватись для аналізу електричної активності шлунку у нормальному та патологічному станах. Для нормального функціонального стану характерними є стабільна ритмічна структура сигналу, регулярність коливань та домінування основного шлункового ритму. При патологічних змінах можуть спостерігатися порушення ритмічності, зміни амплітуди сигналу та нестабільність його частотних характеристик.

Реалізація ЕГГ-сигналу у нормальному функціональному стані наведена на рис. 2.3-2.4.

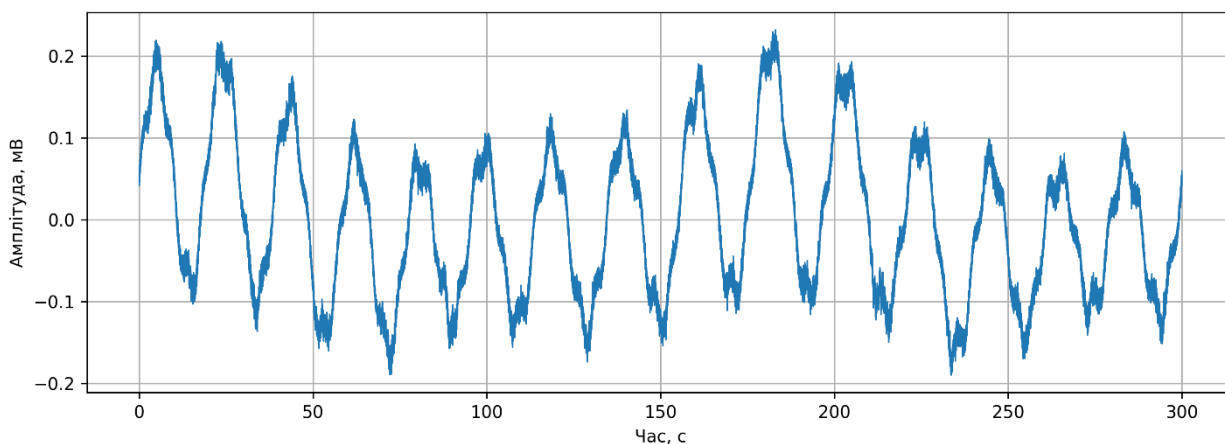


Рисунок 2.3 – Реалізація ЕГГ-сигналу людини в стані норми

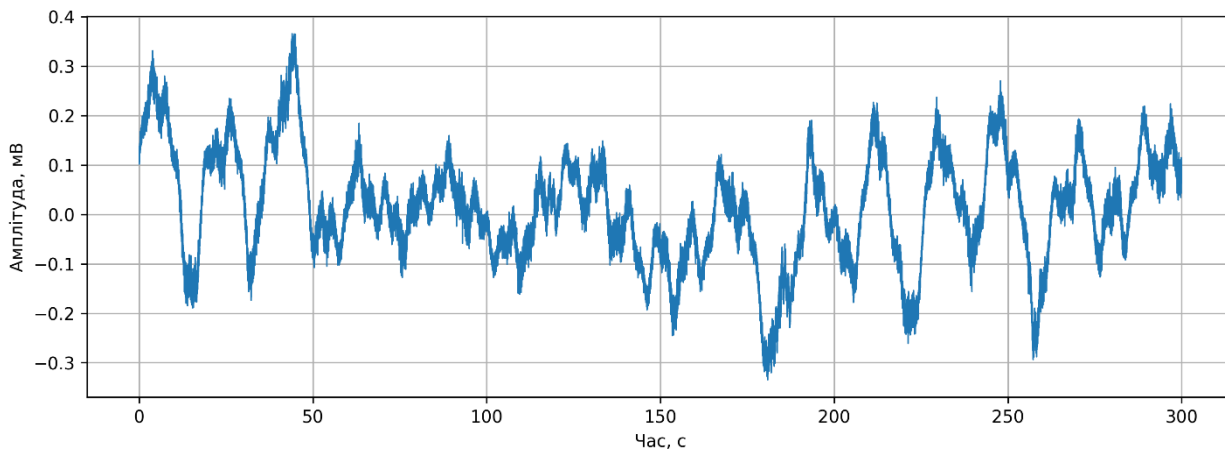


Рисунок 2.4 – Реалізація ЕГГ-сигналу людини в стані шлункової дизритмії

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

2.2 Розробка математичного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи

2.2.1 Математична модель електрогастрографічного сигналу

ЕГГ-сигнал є низькочастотним біомедичним сигналом, який характеризує електричну активність гладкої мускулатури шлунку та відображає особливості його моторно-евакуаторної функції. Джерелом виникнення електричних потенціалів є інтерстиціальні клітини Кахаля, що виконують функцію природного водія ритму шлунку та генерують повільні хвилі. Дані хвилі поширюються по м'язових волокнах шлунку та визначають ритмічність його скорочень.

Під час поверхневої реєстрації ЕГГ-сигналу за допомогою електродів, розташованих на передній черевній стінці, вимірюється сумарний електричний потенціал, який містить не лише корисну електричну активність шлунку, але й значну кількість шумів та артефактів різного походження. Це обумовлено тим, що ЕГГ-сигнал має дуже малу амплітуду та низьку частоту, внаслідок чого він є чутливим до різноманітних зовнішніх та внутрішніх завад.

До основних факторів, що впливають на форму ЕГГ-сигналу, належать:

- фізіологічна нестабільність шлункового ритму;
- дихальні рухи;
- скорочення скелетної мускулатури;
- рухові артефакти;
- дрейф базової лінії;
- електромагнітні наведення;
- шум електродів та електронного тракту.

У зв'язку з цим для дослідження методів цифрової обробки ЕГГ-сигналів доцільно використовувати математичну модель, яка дозволяє формувати сигнали, максимально наближені до реальних умов реєстрації.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Загальна математична модель ЕГГ-сигналу може бути представлена у вигляді:

$$x(t) = x_{EGG}(t) + x_{resp}(t) + x_{drift}(t) + x_{motion}(t) + n(t), \quad (2.1)$$

де $x_{EGG}(t)$ – корисна електрогастрографічна складова;

$x_{resp}(t)$ – дихальна складова;

$x_{drift}(t)$ – дрейф базової лінії;

$x_{motion}(t)$ – рухові артефакти;

$n(t)$ – випадковий шум.

Основною складовою моделі є корисний ЕГГ-сигнал, який формується повільними хвилями шлунку. У нормальному стані домінуюча частота шлункової активності становить приблизно три цикли за хвилину: $f_{EGG} \approx 0.05$ Гц ≈ 3 цикли/хв.

На відміну від ідеального гармонічного сигналу, реальний електрогастрографічний сигнал характеризується нестабільністю частоти та амплітуди. Це пояснюється природною варіабельністю моторної активності шлунку, впливом нервової регуляції, зміною функціонального стану організму та іншими фізіологічними факторами.

Для врахування цих особливостей корисна складова сигналу описується гармонічною функцією зі змінною амплітудою та частотою:

$$x_{EGG}(t) = A(t) \sin(\varphi(t)), \quad (2.2)$$

де $A(t)$ – миттєва амплітуда сигналу;

$\varphi(t)$ – миттєва фаза сигналу.

Фаза сигналу визначається через миттєву частоту:

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		45

$$\varphi(t) = 2\pi \int_0^t f(\tau) d\tau. \quad (2.3)$$

Для моделювання варіабельності шлункового ритму миттєва частота сигналу задається у вигляді:

$$f(t) = f_0 + \Delta f \sin(2\pi f_m t). \quad (2.4)$$

де f_0 – середня частота шлункового ритму;

Δf – девіація частоти;

f_m – частота модуляції.

Такий підхід дозволяє моделювати плавні зміни частоти, характерні для реальних ЕГГ-сигналів.

Для моделювання нестабільності скорочень шлунку використовується амплітудна модуляція сигналу:

$$A(t) = A_0(1 + m_a \sin(2\pi f_a t)), \quad (2.5)$$

де A_0 – середня амплітуда сигналу;

m_a – коефіцієнт амплітудної модуляції;

f_a – частота зміни амплітуди.

Наявність амплітудної модуляції дозволяє імітувати фізіологічну нестабільність сили скорочень шлунку.

Під час реєстрації ЕГГ-сигналу значний вплив має дихальна активність пацієнта. Оскільки частота дихання є значно вищою за частоту шлункового ритму, дихальна складова створює періодичні коливання сигналу:

$$x_{resp}(t) = A_{resp} \sin(2\pi f_{resp} t), \quad (2.6)$$

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						46
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де A_{resp} – амплітуда дихальної складової;

f_{resp} – частота дихання.

Для дорослої людини частота дихання зазвичай знаходиться в межах $f_{resp} \approx 0.2-0.3$ Гц.

Ще одним характерним спотворенням є дрейф базової лінії, який виникає внаслідок:

- нестабільності контакту електродів;
- зміни електродного потенціалу;
- зміни положення тіла;
- повільних фізіологічних процесів.

Дана складова моделюється низькочастотним гармонічним сигналом:

$$x_{drift}(t) = A_{drift} \sin(2\pi f_{drift} t), \quad (2.7)$$

де A_{drift} – амплітуда дрейфу;

f_{drift} – частота дрейфу базової лінії.

Для дрейфу характерні дуже низькі частоти $f_{drift} < 0,01$.

Окрім фізіологічних завад, під час реєстрації електрогастрографічного сигналу виникають рухові артефакти, обумовлені рухами пацієнта або механічними змінами електродної системи. Такі спотворення мають короткочасний характер та можуть суттєво впливати на результати цифрової обробки.

Для моделювання рухових артефактів використовується сукупність локальних імпульсних складових:

$$x_{motion}(t) = \sum_{k=1}^N A_k e^{-\frac{(t-t_k)^2}{2\sigma_k^2}} \sin(2\pi f_k t), \quad (2.8)$$

де A_k – амплітуда артефакту;

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

t_k – момент виникнення артефакту;

σ_k – тривалість артефакту;

f_k – частота артефакту.

Випадкові шуми електродів та електронного тракту моделюються адитивним білим гаусовим шумом:

$$n(t) \sim N(0, \sigma^2), \quad (2.9)$$

де σ^2 – дисперсія шуму.

Для побудови моделі використовується висока частота дискретизації $F_s=250$ Гц.

Використання такої частоти дискретизації дозволяє враховувати:

- повільну шлункову активність;
- високочастотні шумові компоненти;
- електроміографічні завади;
- рухові артефакти;
- особливості роботи сучасних вимірювальних систем.

Для моделювання патологічних станів до складу сигналу вводяться додаткові частотні компоненти, що відповідають порушенням шлункового ритму. Брадикастричний компонент $f_{brady} \approx 0.03$ Гц та тахігастричний компонент $f_{tachy} \approx 0.09$ Гц.

Наявність таких складових призводить до порушення регулярності шлункового ритму та зміни спектральної структури сигналу, що є характерною ознакою функціональних порушень шлунку.

Нижче на рис. 2.4 наведено програмний код MATLAB для моделювання реалістичного електрогастрографічного сигналу.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		48

```

1  clc;
2  clear;
3  close all;
4  %% Параметри моделювання
5  Fs = 250;           % Частота дискретизації, Гц
6  T = 300;           % Тривалість сигналу, с
7  t = 0:1/Fs:T;
8  %% Формування миттєвої частоти ЕГГ
9  f0 = 0.05;         % Основна частота ЕГГ
10 df = 0.003;        % Девіація частоти
11 fm = 0.004;        % Частота модуляції
12 f = f0 + df*sin(2*pi*fm*t);
13 %% Формування фази сигналу
14 phi = 2*pi*cumsum(f)/Fs;
15 %% Амплітудна модуляція
16
17 A0 = 0.15;          % Середня амплітуда
18 ma = 0.2;           % Коефіцієнт модуляції
19 fa = 0.005;         % Частота модуляції амплітуди
20 A = A0*(1 + ma*sin(2*pi*fa*t));
21 %% Корисна ЕГГ складова
22 x_egg = A .* sin(phi);
23 %% Дихальна складова
24 A_resp = 0.02;
25 f_resp = 0.25;
26 x_resp = A_resp*sin(2*pi*f_resp*t);
27 %% Дрейф базової лінії
28 A_drift = 0.04;
29 f_drift = 0.008;
30 x_drift = A_drift*sin(2*pi*f_drift*t);
31 %% Формування рухових артефактів
32 x_motion = zeros(size(t));
33 artifact_time = [60 140 220];
34 for k = 1:length(artifact_time)
35     x_motion = x_motion + ...
36         0.05*exp(-(t-artifact_time(k)).^2/4) ...
37         .* sin(2*pi*0.7*t);
38 end
39 %% Випадковий шум
40 noise = 0.005*randn(size(t));
41 %% Формування підсумкового сигналу
42 x = x_egg + x_resp + x_drift + x_motion + noise;
43 %% Побудова графіка
44 figure;
45 plot(t,x,'b');
46 xlabel('Час, с');
47 ylabel('Амплітуда, мВ');
48 title('Модельний електрогастрографічний сигнал');
49 grid on;
50 xlim([0 180]);
51 %% Збереження сигналу
52 signal = [t' x'];
53 writematrix(signal,'egg_signal.csv');

```

Рисунок 2.4 – Лістинг програмного забезпечення моделювання ЕГГ-сигналу

На рис.2.5 наведено часову реалізацію сформованого ЕГГ-сигналу отриманого в результаті математичного моделювання при використанні ПЗ.

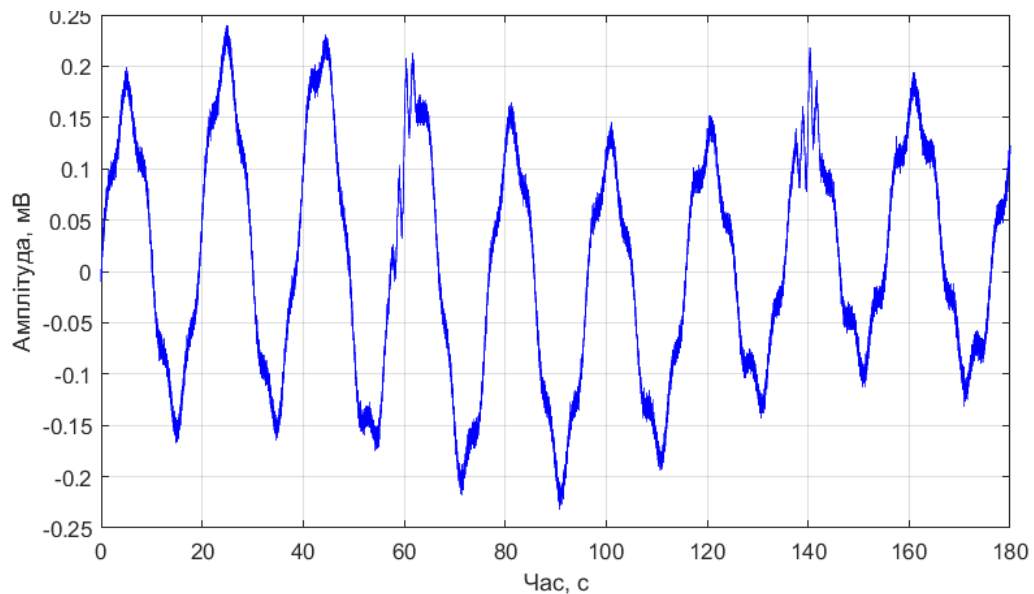


Рисунок 2.6 – Результат моделювання ЕГГ-сигналу

Сигнал містить як корисну ЕГГ-складову, так і шумові компоненти та артефакти, характерні для реальних умов реєстрації.

Отримана математична модель дозволяє формувати ЕГГ-сигнали, які за своїми часовими та спектральними характеристиками є наближеними до реальних сирих ЕГГ-сигналів, що реєструються сучасними комп'ютерними електрогастрографічними системами.

На відміну від спрощених гармонічних моделей, запропонована модель враховує:

- нестабільність шлункового ритму;
- зміну амплітуди сигналу;
- дихальні складові;
- дрейф базової лінії;
- випадкові шумові компоненти;
- рухові артефакти.

Включення зазначених компонентів дозволяє отримати модельний сигнал, структура якого є близькою до реальних електрогастрографічних даних поверхневої реєстрації.

Коректність моделювання підтверджується тим, що сформований сигнал:

- містить домінуючу низькочастотну складову шлункового ритму;
- характеризується нестационарністю;
- має змінну амплітуду та частоту;
- містить типові шумові та артефактні компоненти, характерні для

реальних умов реєстрації.

При введенні додаткових патологічних компонентів модель дозволяє відтворювати порушення шлункового ритму, зокрема брадикастрію та тахігастрію.

Особливістю сформованого сигналу є його нестационарний характер, оскільки спектральні характеристики змінюються у часі. Саме тому використання класичних методів спектрального аналізу є недостатньо ефективним для дослідження таких сигналів.

Наявність у модельному сигналі шумів, дрейфу базової лінії та артефактів створює умови, наближені до реальної реєстрації електрогастрографічних даних, що дозволяє використовувати сформовану модель для розробки та тестування алгоритмів цифрової обробки реальних ЕГГ-сигналів.

Таким чином, розроблена математична модель є придатною для подальшого дослідження методів цифрової обробки ЕГГ-сигналів та розробки алгоритмів автоматизованої діагностики функціонального стану шлунку людини на основі вейвлет-аналізу в базисі Морле.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.2.2 Методи обробки електрогастросигналів

ЕГГ-сигнал є складним нестационарним біомедичним сигналом, параметри якого змінюються у часі. Основними особливостями ЕГГ-сигналів є:

- низькочастотний характер;
- мала амплітуда;
- нестабільність частоти;
- наявність шумів та артефактів;
- зміна спектральних характеристик у часі.

У процесі поверхневої реєстрації електрогастрографічного сигналу разом із корисною шлунковою активністю фіксуються:

- дихальні складові;
- електроміографічні завади;
- рухові артефакти;
- дрейф базової лінії;
- випадкові шумові компоненти.

У зв'язку з цим ефективна обробка ЕГГ-сигналів є важливою задачею комп'ютерної електрогастрографії та потребує використання сучасних методів цифрового аналізу.

Традиційні методи спектрального аналізу, зокрема перетворення Фур'є, дозволяють визначати спектральний склад сигналу, проте вони не забезпечують інформації про локалізацію спектральних компонентів у часі. Це є суттєвим недоліком при аналізі ЕГГ-сигналів, оскільки їх характеристики змінюються у процесі реєстрації.

Для нестационарних сигналів більш ефективними є методи часово-частотного аналізу, які дають змогу одночасно досліджувати часові та спектральні характеристики сигналу.

Одним із найбільш ефективних методів аналізу нестационарних біомедичних сигналів є вейвлет-перетворення.

Вейвлет-перетворення дає змогу:

- виконувати локальний спектральний аналіз;
- досліджувати зміну частотних компонент у часі;
- виявляти короткочасні зміни сигналу;
- аналізувати слабовиражені низькочастотні компоненти;
- виділяти патологічні зміни шлункового ритму.

У роботі для аналізу ЕГГ-сигналів використовується неперервне вейвлет-перетворення в базисі Морле.

Неперервне вейвлет-перетворення сигналу визначається виразом:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (2.10)$$

де $x(t)$ – досліджуваний сигнал;

$\psi(t)$ – базисний вейвлет;

a – параметр масштабу;

b – параметр зсуву;

* – операція комплексного спряження.

Параметр масштабу визначає частотну область аналізу сигналу. При малих значеннях масштабу аналізуються високочастотні компоненти, а при великих – низькочастотні складові сигналу.

Параметр зсуву визначає часову локалізацію вейвлет-функції та дозволяє аналізувати зміну спектральних характеристик сигналу у часі.

Для аналізу ЕГГ-сигналів у роботі використовується вейвлет Морле, який є одним із найбільш поширених вейвлетів для дослідження біомедичних сигналів.

Застосування вейвлет-обробки в комп'ютерній системі обробки ЕГГ-сигналів дає змогу:

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		53

1. Виконувати прецизійний локальний спектральний аналіз на різних масштабах.
2. Відслідковувати безперервну еволюцію частотних компонент шлунку в часі.
3. Надійно виявляти та локалізувати короточасні патологічні епізоди та транзиторні артефакти.
4. Ефективно аналізувати слабовиражені низькочастотні компоненти на тлі суттєвих завад.

Ефективність вейвлет-обробки критично залежить від вибору материнського вейвлета $\psi(t)$, який повинен максимально корелювати за своєю формою та властивостями з досліджуваним сигналом.

Обрано вейвлет Морле, математичний опис якого представляє собою комплексну гармонічну хвилю, модульовану функцією Гаусса:

$$\psi(t) = e^{-\frac{t^2}{2}} e^{j\omega_0 t}, \quad (2.11)$$

де ω_0 – центральна частота вейвлета (зазвичай обирається $\omega_0 = 6$ для виконання умови допустимості вейвлета);

$e^{-\frac{t^2}{2}}$ – гаусова огинаюча, яка забезпечує експоненційне згасання функції та її локалізацію в часі;

$e^{j\omega_0 t}$ – комплексна гармонічна (осцилююча) складова.

Вибір саме вейвлета Морле як базису для обробки ЕГГ-сигналів є науково обґрунтованим з огляду на такі фундаментальні чинники:

1. Фізична та геометрична подібність: Оскільки повільні хвилі шлунку мають коливальний, квазіперіодичний характер, синусоїдальна структура вейвлета Морле ідеально узгоджується із формою корисного ЕГГ-сигналу. Це забезпечує максимальне значення коефіцієнтів вейвлет-

перетворення $W(a,b)$ у моменти проходження корисного сигналу та мінімальне – для сигналів іншої форми (шумів).

2. Оптимальна часово-частотна локалізація: Завдяки гаусовій огибаючій вейвлет Морле досягає теоретичної границі часово-частотної концентрації (мінімуму в співвідношенні невизначеності). Це мінімізує ефект «розмиття» спектральних ліній і дає змогу чітко розділяти близькі за частотою стани моторики шлунку.

3. Комплексна природа базису: Наявність дійсної (взаємозв'язок за фазою) та уявної складових дозволяє безперервно розраховувати як миттєву амплітуду (модуль коефіцієнтів $|W(a,b)|$), так і миттєву фазу сигналу, повністю уникаючи помилкових осциляцій у спектрограмі, що притаманні дійсним вейвлет-базисам (наприклад, вейвлету «мексиканський капелюх» або Do canny).

Впровадження вейвлет-перетворення в базисі Морле дозволяє з високою точністю диференціювати основні стани моторно-евакуаторної функції шлунку шляхом фіксації енергетичних максимумів у відповідних частотних діапазонах:

– Нормогастрія (нормальний ритм): Енергія сигналу стабільно концентрується навколо частоти $f_{norm}=0.05$ Гц (близько 3 циклів/хв), відображаючи регулярну та координовану перистальтику.

– Брадикастрія (пригнічення моторики): Спостерігається стійкий або епізодичний зсув домінуючої частоти у низькочастотну область $f_{brady} < 0.04$ Гц (менше 2 циклів/хв), що супроводжує такі патології, як гастропарез або діабетична нейропатія.

– Тахігастрія (гіперкінез шлунку): Фіксується зсув енергетичного максимуму у вищий частотний спектр $f_{tachy} > 0.07$ Гц (більше 4 циклів/хв), що є маркером функціональної диспепсії або хронічного гастриту.

– Шлункова аритмія: На вейвлет-спектрограмі візуалізується хаотичний та нестабільний розподіл енергії без чітко вираженого домінуючого треку частоти.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						55
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Результатом реалізації даного методу є побудова двовимірного часово-частотного розподілу енергії – вейвлет-спектрограми (скалограми). Вона виступає основою для автоматизованого виділення інформативних діагностичних ознак (коефіцієнт регулярності ритму, спектральна потужність у нормо-, бради- та тахі-діапазонах), що дозволяє мінімізувати вплив суб'єктивного фактора лікаря та суттєво підвищити загальну точність комп'ютерної діагностики стану шлунку людини.

2.3 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи

Розробка алгоритмічного забезпечення є ключовим етапом проектування комп'ютерної електрогастрографічної системи, оскільки воно визначає послідовність і правила трансформації зареєстрованих аналогових сигналів у чіткі діагностичні показники. Алгоритм функціонування системи повинен забезпечувати надійне зчитування даних, їх попередню фільтрацію, часово-частотний вейвлет-аналіз із використанням базису Морле, а також автоматизоване виділення інформативних ознак для формування попереднього діагностичного висновку.

Блок-схема алгоритму роботи комп'ютерної електрогастрографічної системи призначений для автоматизованої обробки ЕГГ-сигналів, обробки їх часово-частотних характеристик та визначення функціонального стану шлунку людини.

Блок-схему алгоритму наведено на рис. 2.7.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		56

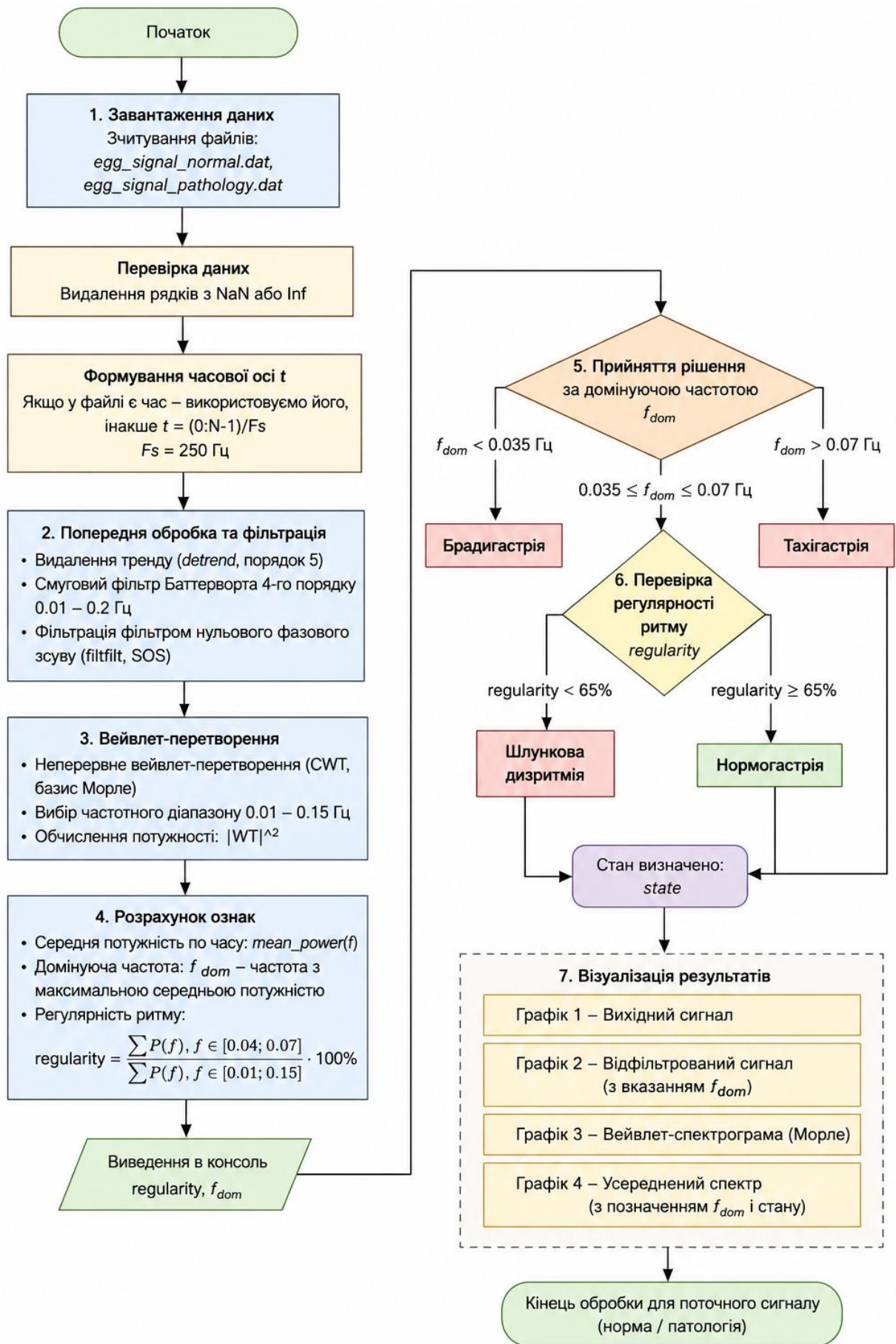


Рис. 2.7 – Блок-схема алгоритму обробки та аналізу ЕГГ-сигналів

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

На етапі 1 виконується завантаження ЕГГ-сигналів із файлів даних. Програмне забезпечення здійснює зчитування сигналів норми та патології, а також перевіряє коректність вхідних даних. У випадку наявності некоректних значень типу NaN або Inf вони автоматично видаляються з подальшої обробки. Частота дискретизації сигналів становить $F_s=250$ Гц, що дозволяє враховувати як низькочастотну шлункову активність, так і високочастотні шумові компоненти.

На етапі 2 виконується попередня обробка ЕГГ-сигналу. Спочатку здійснюється усунення дрейфу базової лінії, який виникає через нестабільність електродного контакту та повільні фізіологічні зміни. Після цього виконується цифрова смугова фільтрація сигналу фільтром Баттерворта четвертого порядку у частотному діапазоні $0.01 \leq f \leq 0.2$ Гц.

Нижня межа фільтрації дозволяє усунути повільний дрейф базової лінії, а верхня – пригнітити високочастотні шуми та електроміографічні завади. Використання двонаправленої фільтрації забезпечує мінімальні фазові спотворення сигналу.

На етапі 3 виконується часово-частотний аналіз сигналу із застосуванням неперервного вейвлет-перетворення в базисі Морле. Даний метод дозволяє досліджувати зміну спектральних характеристик сигналу у часі та ефективно аналізувати нестационарні компоненти ЕГГ-сигналу.

Після виконання вейвлет-перетворення система виділяє частотний діапазон, характерний для електричної активності шлунку $0.01 \leq f \leq 0.15$ Гц.

На основі отриманих коефіцієнтів обчислюється потужність вейвлет-спектру, що дозволяє визначити найбільш енергетично виражені частотні компоненти сигналу.

На етапі 4 виконується розрахунок діагностичних параметрів сигналу. Спочатку визначається домінуюча частота шлункового ритму, яка відповідає максимальному значенню спектральної потужності.

Для нормального стану шлунку домінуюча частота знаходиться у межах $0.035 \leq f_{dom} \leq 0.07$ Гц, що відповідає приблизно 2-4 циклам за хвилину.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

При зниженні домінуючої частоти нижче $f_{dom} < 0.035$ Гц система визначає стан брадикастрії. Якщо домінуюча частота перевищує $f_{dom} > 0.07$ Гц, то визначається тахікастрія.

Окрім домінуючої частоти, алгоритм визначає показник регулярності шлункового ритму. Для цього оцінюється відношення енергії сигналу у фізіологічному діапазоні нормогастрії до повної енергії спектру. Якщо регулярність ритму перевищує 65 %, сигнал вважається регулярним. При меншому значенні регулярності система визначає наявність шлункової дизритмії.

На етапі 5 виконується візуалізація результатів обробки ЕЕГ-сигналу. Програмне забезпечення автоматично формує:

- графік вихідного сигналу;
- графік відфільтрованого сигналу;
- вейвлет-спектрограму Морле;
- усереднений спектр потужності сигналу.

Побудована вейвлет-спектрограма дозволяє аналізувати зміну частотних компонент сигналів у часі та виявляти патологічні зміни шлункового ритму.

Після завершення обробки поточного сигналу алгоритм переходить до аналізу наступного набору даних. Після завершення аналізу всіх сигналів робота програмного забезпечення завершується.

Таким чином, розроблений алгоритм забезпечує автоматизовану обробку ЕЕГ-сигналів, реалізацію вейвлет-аналізу в базисі Морле та визначення функціонального стану шлунку людини на основі часово-частотних характеристик електрогастрографічного сигналу.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2.4 Програмне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи

Для забезпечення коректної роботи програмного комплексу першочергово виконується очищення робочого простору пам'яті MATLAB та ініціалізація вхідних даних. Завантаження зареєстрованих ЕГГ-сигналів здійснюється з текстових .csv файлів. Для забезпечення надійності зчитування даних, які можуть містити текстові заголовки або службову інформацію від апаратних реєстраторів, використовується функція `readmatrix`, що автоматично ігнорує нечислові символи (рис.2.8).

```
clc;
clear;
close all;

%% 1. Завантаження даних
file_norm = 'C:\egg_signal_normal.csv';
file_pat = 'C:\egg_signal_pathology.csv';

try
    norm_data = readmatrix(file_norm);
    pat_data = readmatrix(file_pat);
catch
    error(['Помилка: не вдалося знайти або відкрити файли. ' ...
          'Перевірте шляхи.']);
end

Fs = 250; % Частота дискретизації, Гц
signals_data = {norm_data, pat_data};
signals_titles = {'Сигнал НОРМИ', 'Сигнал ПАТОЛОГІЇ'};
```

Рисунок 2.8 – Фрагмент коду ініціалізації системи та завантаження даних

У наведеному фрагменті програмного коду реалізовано блок перехоплення помилок (`try...catch`), який повідомляє користувача у разі відсутності файлів за вказаними шляхами. Сигнали норми та патології об'єднуються у масив комірок `signals_data` для їх подальшої автоматизованої

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

послідовної обробки у циклі. Задається базова частота дискретизації системи $F_s = 250$ Гц.

Оскільки реальні біомедичні сигнали часто містять пропущені відліки або апаратні збої у вигляді нескінченних значень, наступним етапом є «санітаризація» (очищення) даних. Програмне забезпечення сканує масив і видаляє пошкоджені рядки. Після цього формуються вектори амплітуди та часу (рис.2.9).

```
for i = 1:2
    current_signal = signals_data{i};

    % Очистка від NaN та Inf
    bad_rows = any(isnan(current_signal) | isinf(current_signal), 2);
    current_signal(bad_rows, :) = [];

    if isempty(current_signal)
        continue;
    end

    % Формування вектора часу та амплітуди
    if size(current_signal, 2) >= 2
        t = current_signal(:, 1)';
        x = current_signal(:, 2)';
    else
        x = current_signal';
        t = (0:length(x)-1) / Fs;
    end
end
```

Рисунок 2.9 – Фрагмент коду санітаризації даних та підготовка векторів

Логічний оператор `isnan` та `isinf` дозволяє виявити та видалити артефактні рядки, запобігаючи збою подальших математичних розрахунків. Блок перевірки розмірності `size(current_signal, 2)` робить програму універсальною: якщо вхідний файл містить два стовпці, алгоритм використовує перший як вісь часу, а другий – як амплітуду; якщо ж файл містить лише один стовпець амплітуд, вісь часу генерується програмно на основі заданої частоти дискретизації.

Попередня обробка ЕГГ-сигналу включає видалення низькочастотного тренду (дрейфу ізолінії) та смугову фільтрацію у діапазоні 0.01-0.2 Гц. Враховуючи високу частоту дискретизації та наднизькі частоти зрізу, класичний розрахунок коефіцієнтів фільтра може призвести до числової нестабільності (виродженості матриці). Для усунення цієї проблеми розрахунок виконується у каскадній формі SOS (Second-Order Sections) (рис.2.10).

```

%% 2. Стабільна фільтрація (SOS-фільтр)
x_detrended = detrend(x, 5); % Видалення дрейфу ізолінії

f_low = 0.01;
f_high = 0.2;
Wn = [f_low f_high] / (Fs / 2);
[z, p, k] = butter(4, Wn, 'bandpass');
[sos, g] = zp2sos(z, p, k);

x_filtered = filtfilt(sos, g, x_detrended);

```

Рисунок 2.10 – Фрагмент коду цифрової фільтрації та усунення дрейфу ізолінії

Функція `detrend` із параметром 5 усуває складні нелінійні дрейфи, спричинені диханням пацієнта та нестабільністю електродів. Проектування фільтра Баттерворта реалізовано через функції `butter` та `zp2sos`, що розбиває складний фільтр на низку стабільних ланок другого порядку. Використання функції `filtfilt` забезпечує прямий та зворотний прохід сигналу через фільтр, що повністю компенсує фазові спотворення низькочастотного ЕГГ-сигналу.

Центральним аналітичним ядром програмного забезпечення є реалізація неперервного вейвлет-перетворення у базисі Морле. Для запобігання крайовим ефектам та обмеженням, пов'язаним із довжиною запису, перетворення виконується для всього можливого спектра, після чого з матриці програмно екстрагується виключно діагностичне вікно шлунку (0.01-0.15 Гц) (рис.2.11).

						КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			62

```

%% 3. Вейвлет-перетворення (Морле)
[wt, f] = cwt(x_filtered, Fs);

% Вирізаємо діагностичне вікно шлунку (0.01 - 0.15 Гц)
valid_idx = f >= 0.01 & f <= 0.15;
f_egg = f(valid_idx);
wt_egg = wt(valid_idx, :);

power_wt = abs(wt_egg).^2;

```

Рисунок 2.11 – Фрагмент коду неперервного вейвлет-перетворення (CWT)

Функція `cwt` за замовчуванням застосовує аналітичний вейвлет Морле (`amor`), який є оптимальним для аналізу коливальних біомедичних процесів. Логічне індексування `valid_idx` дозволяє відсікти зайві високочастотні складові. Зведення модулів комплексних вейвлет-коефіцієнтів у квадрат (`abs(wt_egg).^2`) формує матрицю `power_wt`, яка відображає розподіл щільності енергії сигналу у часово-частотній площині (скалограму).

На основі розрахованої скалограми алгоритм автоматично обчислює інтегральні параметри шлункового ритму: домінуючу частоту (`f_dom`) та коефіцієнт регулярності ритму. Ці параметри слугують основою для роботи логічного класифікатора стану моторики (рис.2.12).

Усереднення спектральної енергії по осі часу `mean(power_wt, 2)` формує глобальний вейвлет-спектр, максимум якого відповідає домінуючій частоті ЕГГ-сигналу.

Коефіцієнт регулярності `regularity` визначається як відношення енергії у діапазоні нормогастрії до загальної енергії спектра. Якщо цей показник падає нижче 40%, система діагностує дизритмію, оскільки енергія стає розсіяною (хаотичною). В іншому випадку класифікація здійснюється за значенням `f_dom` відповідно до класичних фізіологічних меж.

```

%% 4. Обчислення ознак та класифікація станів
mean_power = mean(power_wt, 2); % Усереднення спектрограми за часом
[~, max_idx] = max(mean_power);
f_dom = f_egg(max_idx); % Домінуюча частота

% Оцінка регулярності ритму (відсоток енергії| норми 0.04-0.07Гц)
norm_idx = f_egg >= 0.04 & f_egg <= 0.07;
power_in_norm = sum(mean_power(norm_idx));
total_power = sum(mean_power);
regularity = (power_in_norm / total_power) * 100;

% Класифікація стану моторики шлунку
if regularity < 40
    state = 'Шлункова дизритмія (Аритмія)';
elseif f_dom >= 0.035 && f_dom <= 0.07
    state = 'Нормогастрія';
elseif f_dom < 0.035
    state = 'Брадикастрія';
else
    state = 'Тахігастрія';
end

% Текстовий вивід у командне вікно MATLAB
fprintf('=== РЕЗУЛЬТАТИ: %s ===\n', signals_titles{i});
fprintf('Домінуюча частота: %.3f Гц\n', f_dom);
fprintf('Регулярність ритму шлунку: %.1f%%\n', regularity);
fprintf('Визначений стан: %s\n\n', state);

```

Рисунок 2.12 – Фрагмент коду виділення інформативних ознак та автоматична класифікація

Завершальним етапом роботи програми є виведення текстового звіту в командне вікно та побудова комплексного графічного вікна, що містить чотири інформаційні панелі для візуального аналізу результатів.

						КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
							64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			

```

%% 5. Візуалізація
% Графік 1
figure(1)
subplot(2,1,i);
plot(t, x, 'Color', [0.5 0.5 0.5]);
title(['Вихідний сигнал (' signals_titles{i} ')'], 'FontSize', 12);
xlabel('Час, с', 'FontSize', 12); ylabel('Амплітуда, мВ', ...
    'FontSize', 12);
grid on; axis tight; set(gca, 'FontSize', 12);

% Графік 2
figure(2)
subplot(2,1,i);
%subplot(4,1,2);
plot(t, x_filtered, 'b', 'LineWidth', 1.2);
title(sprintf('Відфільтрований сигнал (f_{dom}: %.3f Гц)', f_dom), ...
    'FontSize', 12);
xlabel('Час, с', 'FontSize', 12); ylabel('Амплітуда, мВ', ...
    'FontSize', 12);
grid on; axis tight; set(gca, 'FontSize', 12);

% Графік 3
figure(3)
subplot(2,1,i);
%subplot(4,1,3);
surface(t, f_egg, power_wt, 'EdgeColor', 'none');
axis tight; shading interp; colormap(jet); colorbar;
title('Вейвлет-спектрограма (Морле)', 'FontSize', 12);
xlabel('Час, с', 'FontSize', 12); ylabel('Частота, Гц', ...
    'FontSize', 12);
set(gca, 'FontSize', 12);

% Графік 4
figure(4)
subplot(2,1,i);
%subplot(4,1,4);
plot(f_egg, mean_power, 'r', 'LineWidth', 2);
hold on; line([f_dom f_dom], [0 max(mean_power)*1.1], 'Color', 'k', ...
    'LineStyle', '--');
title(['Усереднений спектр (Стан: ', state, ')'], 'FontSize', 12);
xlabel('Частота, Гц', 'FontSize', 12); ylabel('Потужність', ...
    'FontSize', 12);
grid on; xlim([0.01 0.15]); set(gca, 'FontSize', 12); hold off;

```

Рисунок 2.13 – Фрагмент коду візуалізація результатів та формування графічного звіту

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		65

Функція subplot(2,1,i) розбиває робоче графічне вікно кожної фігури на дві горизонтальні секції. Побудова скалограми реалізується за допомогою функції surface із застосуванням колірної палітри jet, де інтенсивність кольору (від синього до червоного) відповідає щільності спектральної енергії. На четвертому графіку будується глобальний вейвлет-спектр, на якому за допомогою функції line автоматично встановлюється вертикальний маркер, що наочно ідентифікує пік домінуючої частоти шлункового ритму, забезпечуючи зручність інтерпретації результатів лікарем-дослідником.

2.5 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи

Метою тестування програмного забезпечення є перевірка функціональної придатності розроблених алгоритмів цифрової обробки ЕГГ-сигналів, оцінка їх швидкодії, надійності роботи за умов наявності шумів та коректності діагностичної класифікації.

Для проведення тестування було використано дві часові реалізації ЕГГ-сигналів, отримані в ході клінічного експерименту: сигнал фізіологічної норми та сигнал, що містить ознаки шлункової дизритмії. Процес тестування ПЗ включав покрокову перевірку всіх етапів перетворення: від завантаження «сирих» даних до візуалізації глобального спектра. Блок-схема реалізованого алгоритму наведена на рис. 2.1 (у вашому документі).

Результати покрокової роботи програмного забезпечення та порівняльного аналізу сигналів наведено на рис. 2.2-2.5.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		66

Результати роботи цифрового фільтра Баттерворта (рис. 2.3) демонструють ефективне усунення завад. Для «Сигналу НОРМИ» алгоритм розрахував домінуючу частоту $f_{dom}=0.050$ Гц. Для «Сигналу ПАТОЛОГІЇ» усереднена частота становить 0.051 Гц, що також знаходиться в межах нормального діапазону ($0.035-0.07$ Гц). Це підтверджує, що домінуюча частота не є вичерпним критерієм для діагностики патології.

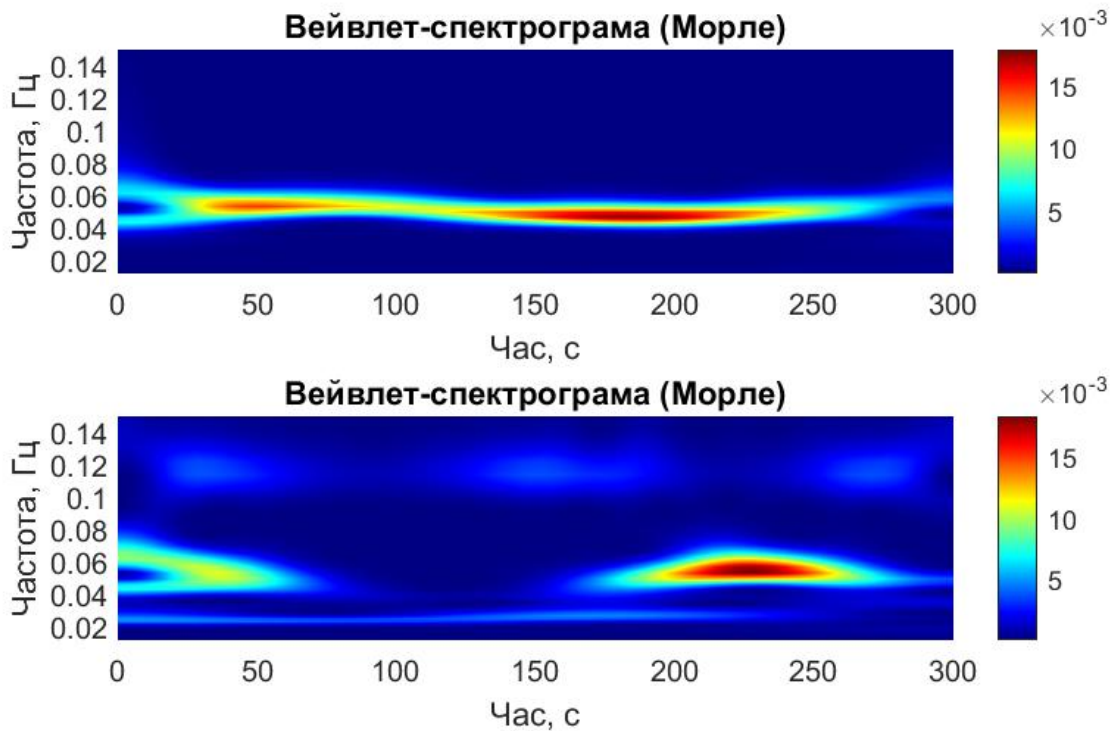


Рисунок 2.4 – Вейвлет-спектрограми щільності енергії у базисі Морле

На рис. 2.4 наведено результати часово-частотного аналізу електрогастрографічних сигналів, отримані методом неперервного вейвлет-перетворення в базисі Морле. Верхня спектрограма відповідає сигналу нормального функціонального стану шлунку, а нижня – патологічному сигналу.

Для сигналу норми характерною є наявність чітко вираженої неперервної енергетичної області у частотному діапазоні приблизно $0,045-0,06$ Гц протягом практично всього інтервалу спостереження від 0 до 300 с. Максимальна концентрація енергії спостерігається у часовому проміжку

близько 40-220 с, де домінуюча частота стабілізується поблизу 0,05 Гц. Вейвлет-спектрограма має плавну та однорідну структуру без різких змін частоти або локальних розривів енергетичної області.

Переважає концентрація енергії у вузькому частотному діапазоні свідчить про стабільний та регулярний шлунковий ритм. Відсутність виражених високочастотних компонент вище 0,08 Гц підтверджує нормальний характер електричної активності шлунку та відповідає стану нормогастрії.

Для патологічного сигналу спостерігається суттєве порушення часово-частотної структури. На початковій ділянці сигналу в інтервалі приблизно 0–80 с основна енергетична область ще частково зосереджена у фізіологічному діапазоні 0,045-0,06 Гц, однак вже помітна її нестабільність та розширення спектральної області.

У часовому інтервалі приблизно 90-170 с спостерігається значне зменшення енергії основного ритму та поява розриву у часово-частотній структурі сигналу, що свідчить про порушення регулярності шлункової активності. Надалі, у діапазоні 190-260 с, формується локальна область підвищеної енергії поблизу 0,055-0,065 Гц, яка має нерівномірний та локалізований характер.

Крім того, на патологічній спектрограмі спостерігаються додаткові високочастотні компоненти у діапазоні близько 0,1-0,12 Гц у часових проміжках приблизно 20-50 с, 130-170 с та 260-290 с. Поява таких компонент є ознакою патологічної дизритмічної активності та свідчить про порушення координації електричної активності шлунку.

Також для патологічного сигналу характерною є наявність низькочастотної складової поблизу 0,02-0,03 Гц, яка спостерігається практично протягом усього часу аналізу. Це може свідчити про появу брадикастричних компонент або нестабільності моторної активності шлунку.

Таким чином, вейвлет-спектрограма патологічного сигналу характеризується:

- нерегулярністю часово-частотної структури;

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		69

- локальними розривами енергетичних областей;
- появою додаткових високочастотних компонент;
- розширенням спектрального діапазону;
- нестабільністю домінуючої частоти у часі.

Отримані результати підтверджують, що застосування вейвлет-аналізу в базисі Морле дозволяє ефективно виявляти порушення електричної активності шлунку та забезпечує високу інформативність при діагностиці патологічних станів шлункової моторики.

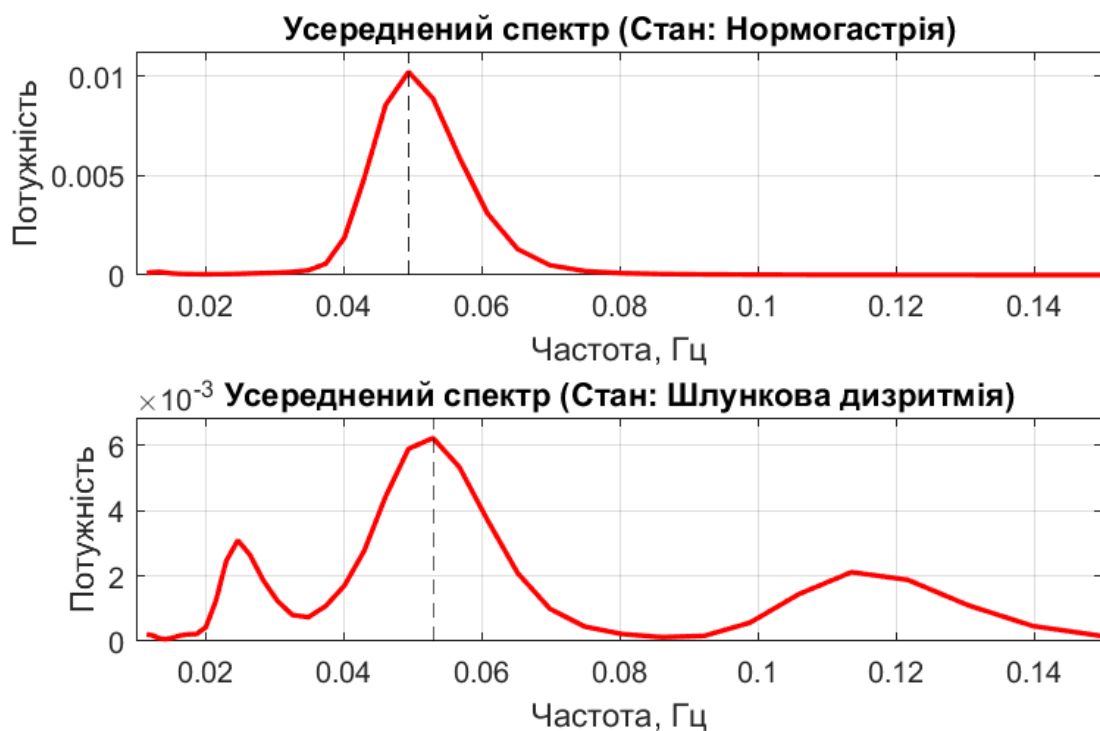


Рисунок 2.5 – Усереднені вейвлет-спектри та результати класифікації

На рис. 2.5 наведено усереднені вейвлет-спектри електрогастрографічних сигналів та результати автоматизованої класифікації функціонального стану шлунку, отримані в результаті роботи програмного забезпечення.

Верхній графік відповідає сигналу нормального стану шлунку, який програмно класифіковано як нормогастрію. Для даного спектра характерною

є наявність одного чітко вираженого максимуму спектральної потужності у частотному діапазоні близько 0,05 Гц. Максимум спектра є вузьким та симетричним, що свідчить про стабільність шлункового ритму та концентрацію основної енергії сигналу в межах фізіологічної норми.

Основна енергія спектра зосереджена у діапазоні приблизно 0,04–0,06 Гц, тоді як у вищих частотних областях потужність сигналу практично відсутня. Домінуюча частота, позначена пунктирною вертикальною лінією, становить приблизно 0,05 Гц, що відповідає нормальному ритму електричної активності шлунку. Регулярність ритму перевищує встановлений поріг 65 %, тому система автоматично визначає стан нормогастрії.

Нижній графік відповідає патологічному електрогастрографічному сигналу, який програмно класифіковано як шлункову дизритмію. На відміну від нормального спектра, патологічний спектр характеризується значно складнішою структурою та наявністю кількох локальних максимумів спектральної потужності.

Основний максимум спектра все ще спостерігається поблизу 0,05 Гц, однак додатково з'являються виражені енергетичні компоненти у діапазонах приблизно 0,02–0,03 Гц та 0,10–0,13 Гц. Наявність декількох спектральних максимумів свідчить про порушення регулярності електричної активності шлунку та нестабільність домінуючого ритму.

Особливо помітною є додаткова високочастотна складова поблизу 0,11–0,12 Гц, яка є ознакою патологічної тахігастричної активності. Також спостерігається низькочастотний компонент у діапазоні 0,02–0,03 Гц, що може свідчити про появу брадикастричних елементів у структурі сигналу.

Через значний розподіл енергії за межами фізіологічного діапазону нормогастрії показник регулярності ритму зменшується нижче встановленого порогу 65 %. У результаті програмне забезпечення автоматично класифікує сигнал як шлункову дизритмію.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						71
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Отримані результати підтверджують ефективність використання усередненого вейвлет-спектра для аналізу електрогастрографічних сигналів та автоматизованого визначення патологічних змін шлункової моторики.

Таким чином, проведене тестування підтверджує працездатність та діагностичну надійність розробленого програмного забезпечення. Система забезпечує автоматизовану покрокову обробку даних, стійкість до завад та точність класифікації, що дозволяє використовувати розроблений вейвлет-алгоритм для виявлення прихованих патологій моторики шлунку.

2.6 Розробка графічного інтерфейсу користувача медичної системи

Розроблений математичний алгоритм забезпечує високу точність виявлення патологій моторики шлунку, проте для ефективного впровадження ПЗ у реальну клінічну практику використання програмних скриптів є недоцільним. Лікар-гастроентеролог не повинен працювати з програмним кодом або мати навички програмування у середовищі MATLAB.

З метою абстрагування кінцевого користувача від складних обчислювальних процесів та забезпечення комфортної взаємодії з системою, наступним етапом роботи стала розробка спеціалізованого графічного інтерфейсу користувача (GUI). Інтерфейс спроектовано у середовищі MATLAB App Designer із застосуванням сучасних підходів до ергономіки медичного програмного забезпечення, що дозволяє зосередити увагу лікаря виключно на аналізі фізіологічних показників та постановці діагнозу.

Зовнішній вигляд розробленого головного вікна програми «EGG Analyzer 2026» із позначенням основних функціональних компонентів наведено на рис. 2.8.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		72

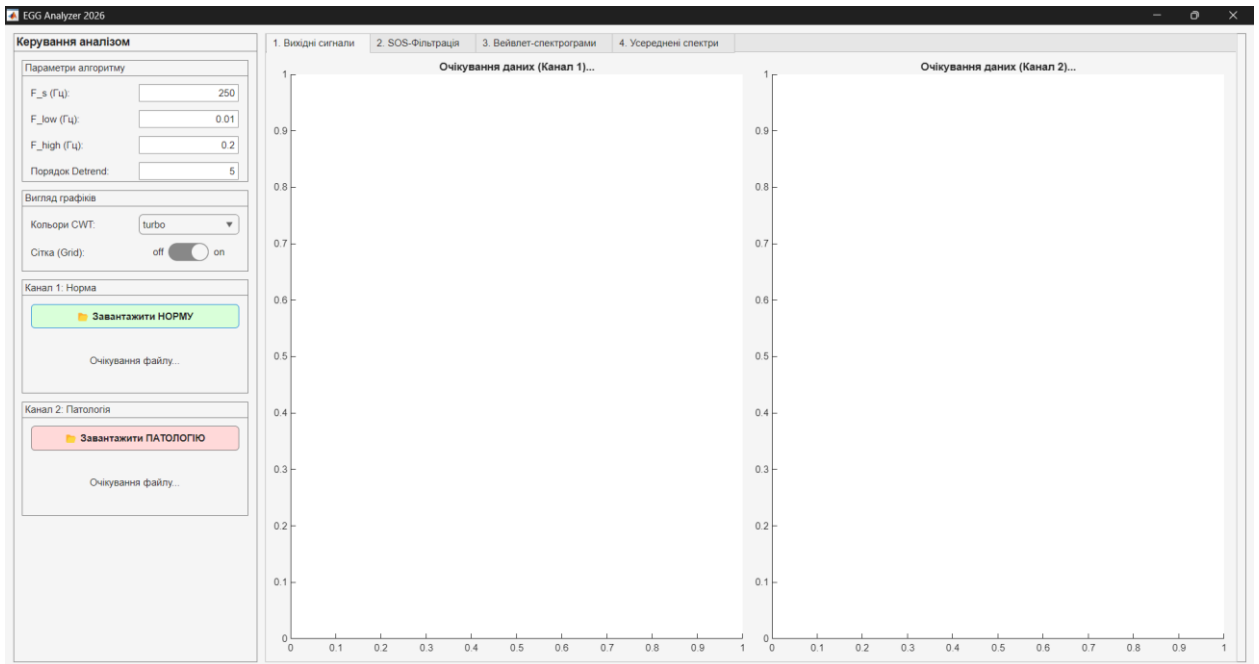


Рисунок 2.8 – Головне вікно розробленого програмного забезпечення та його основні функціональні компоненти

Архітектурно графічний інтерфейс поділено на дві основні зони: бічну панель керування аналізом (ліворуч) та широку робочу область візуалізації результатів (праворуч). Основними компонентами системи є:

1. Блок налаштування параметрів алгоритму (Позначка 1): Містить поля для введення ключових математичних констант, які лікар або дослідник може змінювати залежно від умов експерименту. До них належать: частота дискретизації F_s , нижня та верхня межі смугового фільтра f_{low} та f_{high} , а також порядок полінома для усунення дрейфу ізолінії.

2. Блок візуальних налаштувань (Позначка 2): Дозволяє користувачеві «на льоту» (без необхідності перерахунку всього алгоритму) адаптувати вигляд графіків. Включає випадаючий список для вибору кольорової палітри вейвлет-спектрограми (turbo, jet, parula, hot) та перемикач відображення координатної сітки (Grid).

3. Панелі завантаження даних та виводу діагнозу (Позначка 3): Дві незалежні панелі керування («Канал 1: Норма» та «Канал 2: Патологія»). Кожна панель містить кнопку виклику стандартного діалогового вікна ОС для

вибору файлів. Під кнопками розташовані інформаційні поля, куди після завершення розрахунків автоматично виводиться текстовий діагноз, значення домінуючої частоти та показник регулярності ритму.

4. Навігаційна панель етапів обробки (Позначка 4): Реалізована у вигляді групи вкладок (Tab Group), що відображають логічну послідовність роботи алгоритму: 1 – Вихідні сигнали, 2 – SOS-Фільтрація, 3 – Вейвлет-спектрограми, 4 – Усереднені спектри. Це дозволяє лікарю покроково аналізувати трансформацію сигналу.

5. Область порівняльного графічного аналізу (Позначка 5): На кожній вкладці розташовано дві координатні осі (ліворуч для Каналу 1, праворуч для Каналу 2). Таке пліч-о-пліч розміщення є критично важливим для клінічної практики, оскільки дозволяє лікарю візуально зіставляти еталонний (здоровий) сигнал із сигналом пацієнта для виявлення прихованих аномалій.

Завдяки застосуванню адаптивної сітки (Grid Layout), інтерфейс коректно масштабується на моніторах будь-якої роздільної здатності, а система обробки винятків (try-catch) гарантує стабільну роботу програми навіть у разі завантаження пошкоджених або некоректних файлів даних.

На рис. 2.9-2.12 послідовно відображено результати роботи програми з розробленим графічним інтерфейсом на кожному етапі аналізу: візуалізація вихідних невідфільтрованих сигналів, результат смугової SOS-фільтрації, побудова часово-частотних вейвлет-спектрограм та формування усереднених спектрів потужності.

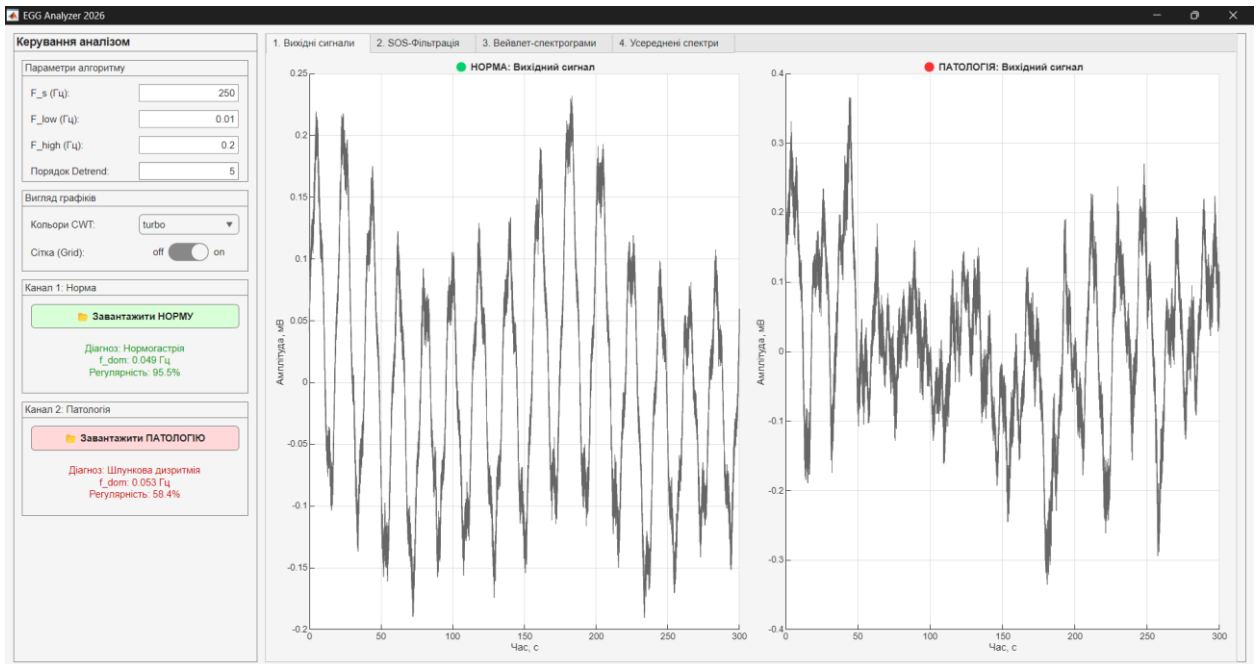


Рисунок 2.9 – ЕГГ-сигнал без попередньої фільтрації (у вікні інтерфейсі ПЗ)

На рис.2.10 зображено результат фільтрації ЕГГ-сигналу.

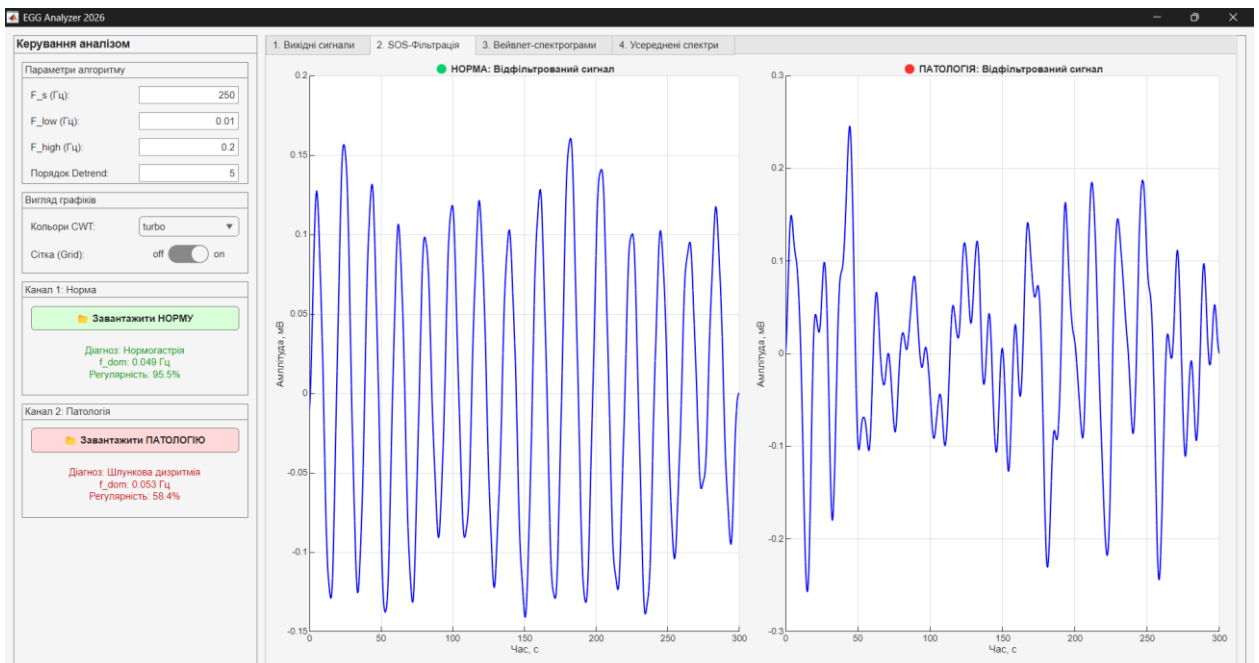


Рисунок 2.10 – ЕГГ-сигнал фільтрований (у вікні інтерфейсі ПЗ)

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Рисунок 2.12 – Усереднені вейвлет спектри відфільтрованого ЕГГ-сигналу (у вікні інтерфейсі ПЗ)

Візуальне та числове порівняння отриманих результатів із даними, що були згенеровані раніше за допомогою базового програмного скрипта без GUI (рис. 2.2–2.5), підтверджує їхню абсолютну ідентичність. Розраховані діагностичні параметри (домінуюча частота f_{dom} та відсоток регулярності ритму), а також сформовані автоматичні висновки («Нормогастрія» та «Шлункова дизритмія») у графічному інтерфейсі повністю збігаються з еталонними значеннями математичного ядра.

Це свідчить про те, що графічний інтерфейс користувача інтегровано та розроблено коректно: він забезпечує стабільну передачу даних до обчислювальних функцій, безпомилково виконує класифікацію станів та правильно візуалізує результати на відповідних панелях. Таким чином, розроблене ПЗ з GUI зберігає повну діагностичну точність базового алгоритму, забезпечуючи при цьому необхідний рівень абстракції та зручності для кінцевого користувача в клінічній практиці.

2.7 Висновки до розділу 2

У розділі було вирішено комплекс завдань щодо проектування технічного, математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи. На етапі формування математичного забезпечення розроблено комплексну математичну модель ЕГГ-сигналу, яка дозволяє відтворювати сигнали, максимально наближені до реальних умов поверхневої реєстрації. На відміну від спрощених гармонічних моделей, вона враховує фізіологічну нестабільність шлункового ритму, амплітудну модуляцію, дихальні складові, низькочастотний дрейф базової лінії, рухові артефакти та випадковий білий гаусів шум. З огляду на нестационарну природу ЕГГ-сигналів доведено, що використання лише

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		77

класичних методів спектрального аналізу є недостатнім. Натомість найефективнішим інструментом визначено неперервне вейвлет-перетворення у базисі Морле, яке ідеально узгоджується з коливальною формою повільних хвиль шлунку та дозволяє з високою точністю диференціювати стани нормогастрії, брадигастрії, тахігастрії та шлункової аритмії.

На основі обраних методів побудовано поетапну блок-схему алгоритму аналізу сигналів, що забезпечує автоматизовану послідовність обробки. Алгоритм містить етапи перевірки й санітаризації даних від артефактів, усунення тренду, смугову SOS-фільтрацію Баттерворта, розрахунок вейвлет-спектрограми та автоматизоване виділення ключових діагностичних ознак – домінуючої частоти та відсотка регулярності шлункового ритму. Дане алгоритмічне забезпечення було успішно реалізовано у вигляді програмного комплексу в середовищі MATLAB. Для забезпечення комфортної взаємодії лікаря-гастроентеролога з системою без необхідності програмування було спроектовано спеціалізований графічний інтерфейс користувача (GUI) в MATLAB App Designer.

Проведене клінічне тестування на сигналах фізіологічної норми та патології підтвердило працездатність та надійність створеного програмного забезпечення. Доведено, що програма з графічним інтерфейсом функціонує коректно, забезпечує стабільну передачу даних до обчислювального ядра та зберігає повну діагностичну точність базового алгоритму при автоматизованій класифікації станів моторики шлунку.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		78

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

Розробка комп'ютерної електрогастрографічної системи є комплексним інженерним завданням, яке вимагає поєднання методів вищої математики, цифрової обробки сигналів та створення зручного користувацького інтерфейсу. Оскільки електрогастрографічний (ЕГГ) сигнал характеризується надзвичайно складною нестационарною структурою, низькою амплітудою (на рівні мікрвольтів), наднизькими частотами коливань (0,01-0,15 Гц) та високою схильністю до спотворень фізіологічними й апаратними завадами, вибір програмного середовища для його обробки є критично важливим етапом проектування.

Для розв'язання поставленого завдання базовим середовищем розробки було обрано MATLAB (Matrix Laboratory). Вибір саме цього програмного комплексу є обґрунтованим завдяки його архітектурі, яка оптимізована для роботи з великими масивами даних та матричними обчисленнями, що є фундаментальною основою будь-якої цифрової обробки біомедичних сигналів.

На відміну від мов програмування загального призначення (таких як C++ або Java), які вимагають значних витрат часу на низькорівневу реалізацію математичних функцій, або Python, що потребує інтеграції та узгодження версій розрізаних сторонніх бібліотек (NumPy, SciPy, PyQt), середовище MATLAB пропонує єдину, цілісну та жорстко стандартизовану екосистему. На рис. 3.1 наведено структурну схему взаємодії основних інструментаріїв (Toolboxes) середовища MATLAB, які були задіяні для реалізації розробленого програмного комплексу.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						79
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

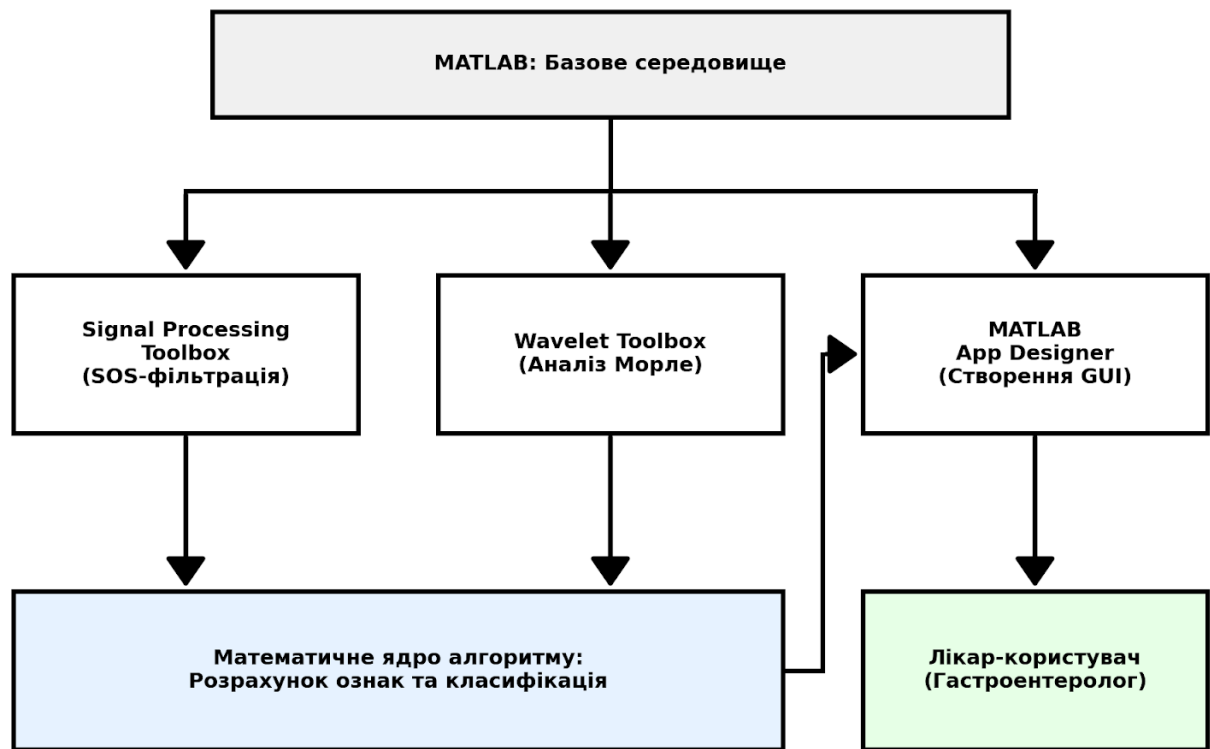


Рисунок 3.1 – Структурна схема використання інструментаріїв MATLAB у розробленій системі

Як видно зі структурної схеми, архітектура розробленої системи базується на використанні спеціалізованих математичних модулів MATLAB, кожен з яких відіграє ключову роль у досягненні кінцевої мети:

Signal Processing Toolbox (Пакет цифрової обробки сигналів): Надає потужний та обчислювально стабільний інструментарій для попередньої санітаризації ЕГГ-сигналів. Ультранизкочастотний діапазон моторики шлунку створює проблему числової нестабільності при проектуванні цифрових фільтрів. Використання вбудованих функцій цього пакету дозволило реалізувати смугову фільтрацію Баттерворта у стабільній каскадній формі другого порядку (SOS – Second-Order Sections), а також застосувати функцію двонаправленої фільтрації (filtfilt) для повного усунення фазових спотворень, що є критично важливим для збереження форми повільних хвиль шлунку.

Wavelet Toolbox (Пакет вейвлет-аналізу): Дослідження нестационарних сигналів традиційними методами (наприклад, віконним перетворенням Фур'є) не забезпечує достатньої часово-частотної роздільної здатності. Даний пакет MATLAB надає оптимізовані алгоритми для неперервного вейвлет-перетворення (Continuous Wavelet Transform – CWT). Наявність вбудованого аналітичного базису Морле дозволила без додаткових обчислювальних витрат реалізувати прецизійний алгоритм виділення домінуючої частоти (f_{dom}) та розрахунку енергетичних спектрограм шлункового ритму.

MATLAB App Designer (Середовище розробки інтерфейсів): Клінічне застосування будь-якого алгоритму вимагає його абстрагування від програмного коду. App Designer є сучасним об'єктно-орієнтованим середовищем, яке дозволяє розробляти інтерактивні застосунки з графічним інтерфейсом користувача (GUI). Важливою перевагою є його повна, безшовна інтеграція з математичним ядром MATLAB. Це дозволило створити зручний інструмент для лікаря-гастроентеролога, де всі складні матричні перетворення, фільтрація та класифікація станів моторики (нормогастрія, брадикастрія, тахігастрія, дизритмія) відбуваються непомітно для користувача, «під капотом» програми.

Засоби візуалізації (Data Visualization): Середовище має неперевершені за якістю та швидкістю вбудовані засоби для візуалізації двовимірних і тривимірних масивів. Це забезпечило можливість миттєвої побудови теплових карт (скалограм) високої роздільної здатності та відображення пліч-о-пліч порівняльних графіків норми й патології, що є головним візуальним інструментом лікаря для підтвердження діагнозу.

Підсумовуючи вищезазначене, використання програмного середовища MATLAB є не просто оптимальним, а стратегічно виправданим вибором. Воно забезпечило повний цикл розробки комп'ютерної електрогастрографічної системи – від створення математичної моделі та апробації алгоритмів вейвлет-аналізу до генерації готового клінічного програмного забезпечення з

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						81
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

графічним інтерфейсом, зберігши при цьому найвищу точність медико-біологічних обчислень.

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

Медико-біологічне дослідження у рамках даної дипломної роботи є фундаментальним етапом, мета якого полягає у клінічній апробації розробленого програмно-алгоритмічного забезпечення та підтвердженні його діагностичної ефективності на реальних фізіологічних даних. Оскільки об'єктом дослідження є електрогастрографічний сигнал, що відображає надзвичайно тонку і вразливу до зовнішніх чинників моторно-евакуаторну функцію шлунку, коректна та жорстко стандартизована організація експерименту є критично важливою умовою для отримання достовірних результатів. Головним завданням цього етапу стало отримання репрезентативної вибірки біоелектричних сигналів від осіб із нормальним станом шлунково-кишкового тракту та від пацієнтів із підтвердженими патологіями, подальша комп'ютерна обробка цих даних за допомогою розробленого вейвлет-алгоритму та статистичне порівняння результатів автоматизованої класифікації з реальними клінічними висновками лікарів-гастроентерологів.

Для проведення експерименту було сформовано дві групи досліджуваних, загальна кількість яких склала двадцять осіб. Усі учасники дослідження надали добровільну письмову інформовану згоду на проведення неінвазивних процедур. Першу групу, яка слугувала контрольною, склали десять здорових добровольців віком від двадцяти до сорока п'яти років. До цієї групи увійшли особи обох статей, які на момент дослідження не мали жодних суб'єктивних скарг на роботу шлунково-кишкового тракту та не мали в анамнезі хронічних гастроентерологічних захворювань. Другу, дослідну групу, склали десять пацієнтів аналогічної вікової категорії, у яких за результатами попередніх інструментальних та лабораторних обстежень було

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						82
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

підтверджено функціональні розлади моторики шлунку, зокрема функціональну диспепсію, діабетичний гастропарез та хронічний антральний гастрит у стадії загострення. Дослідження проводилося із дотриманням суворих критеріїв виключення. До експерименту не допускалися особи з імплантованими кардіостимуляторами через ризик спотворення електромагнітного поля, вагітні жінки, а також пацієнти з індексом маси тіла понад тридцять п'ять одиниць, оскільки надмірний шар підшкірної жирової клітковини виконує роль потужного діелектрика, що суттєво послаблює і без того низькоамплітудний електрогастрографічний сигнал. Крім того, обов'язковою умовою для всіх учасників була повна відміна прийому будь-яких медичних препаратів, що впливають на моторику шлунку (зокрема прокінетиків та спазмолітиків), щонайменше за сорок вісім годин до початку реєстрації біопотенціалів.

Реєстрація біоелектричної активності шлунку здійснювалася за допомогою високоточної багатоканальної електрогастрографічної системи, оснащеної малошумлячими підсилювачами постійного струму та двадцятичотирьохбітним аналого-цифровим перетворювачем. Процедура проводилася у спеціально обладнаному кабінеті функціональної діагностики, ізольованому від джерел потужних електромагнітних випромінювань (таких як рентгенівські апарати чи фізіотерапевтичне обладнання) для мінімізації наведень промислової мережі живлення. Температурний режим у приміщенні підтримувався на рівні двадцяти двох градусів за Цельсієм для запобігання появі температурного тремтіння м'язів, що могло б викликати небажані високочастотні електроміографічні артефакти. З метою візуалізації загальної структури та хронології проведення медико-біологічного експерименту було розроблено відповідну блок-схему, яка відображає строгу послідовність клінічних етапів. На рисунку 3.2 наведено детальний протокол проведення дослідження.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						83
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

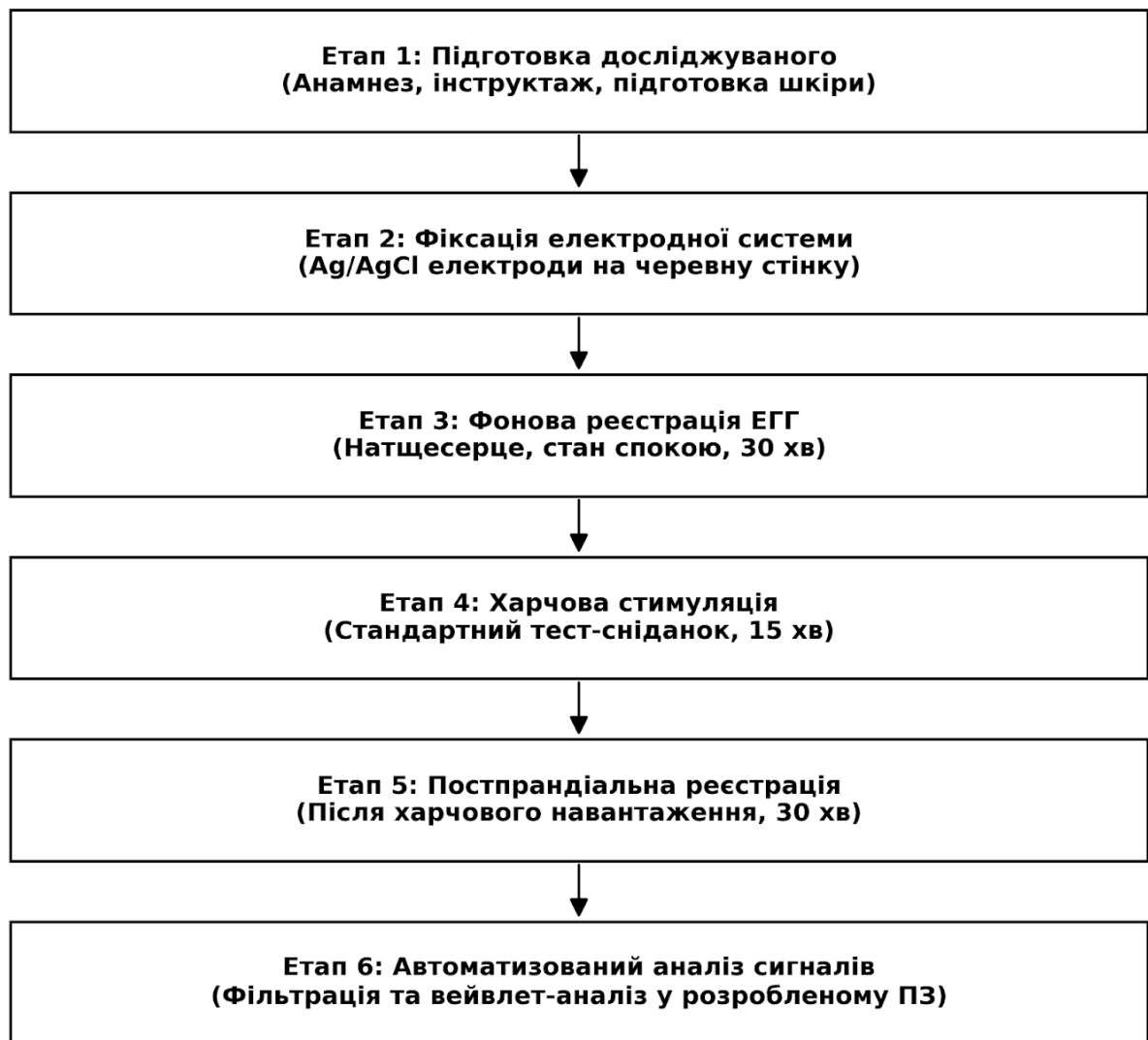


Рисунок 3.2 – Протокол проведення медико-біологічного дослідження

Згідно з представленим протоколом, дослідження розпочиналося з ретельної підготовки пацієнта. Оскільки перехідний опір «електрод-шкіра» є одним із головних джерел завад при реєстрації мікрвольтових сигналів, шкіра передньої черевної стінки у місцях накладання електродів попередньо оброблялася абразивним пастоподібним складом та знежирювалася спиртовим розчином.

Для відведення біопотенціалів використовувалися стандартні одноразові поверхневі хлор-срібні електроди, на які наносився спеціальний високопровідний гель. Електроди розміщувалися по середній лінії живота та вздовж проєкції антрального відділу шлунку з урахуванням індивідуальних

анатомічних особливостей будови тіла кожного пацієнта, а референтний електрод фіксувався у правій здухвинній ділянці. Під час процедури пацієнт перебував у положенні лежачи на спині в стані максимального фізичного та емоційного розслаблення. Дихання мало бути рівним та спокійним, пацієнтам заборонялося розмовляти, кашляти чи робити різкі рухи.

Безпосередня реєстрація ЕГГ-сигналу складалася з двох фундаментальних етапів, що є класичним стандартом у світовій гастроентерологічній практиці. Першим етапом була фоновая реєстрація натщесерце. Цей запис проводився вранці, після мінімум восьмигодинного періоду повного нічного голодування. Тривалість фонові реєстрації становила тридцять хвилин. Такий тривалий часовий інтервал є абсолютно необхідним, оскільки нормальна частота генерації повільних хвиль шлунку становить лише близько трьох циклів за хвилину, і для отримання статистично достовірної вибірки для подальшого вейвлет-аналізу алгоритм повинен зафіксувати не менше дев'яноста повних електрофізіологічних циклів. По завершенню фонового запису пацієнту пропонувалася стандартизована харчова стимуляція, що являла собою тест-сніданок енергетичною цінністю близько чотирьохсот кілокалорій (зазвичай це був сендвіч із сиром та склянка води кімнатної температури). На прийом їжі виділялося не більше п'ятнадцяти хвилин. Відразу після завершення харчового навантаження розпочинався другий етап дослідження – постпрандіальна реєстрація, яка також тривала тридцять хвилин. Харчова стимуляція є потужним фізіологічним тригером, який у здорової людини викликає закономірне збільшення амплітуди повільних хвиль та незначне зміщення домінуючої частоти, що свідчить про нормальну реактивність органу. У пацієнтів із патологіями реакція на стимуляцію часто буває збоченою, аритмічною або взагалі відсутньою.

Усі зареєстровані аналогові дані оцифровувалися з частотою дискретизації двісті п'ятдесят герц. Ця частота є оптимальною, оскільки вона дозволяє з високою точністю фіксувати ультранизькі частоти шлункового пейсмейкера, а також уловлювати та в подальшому програмно

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						85
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

відфільтровувати високочастотні дихальні та серцеві артефакти. Оцифровані часові реалізації зберігалися у текстовому форматі і передавалися до розробленого програмного забезпечення "EGG Analyzer" для подальшого аналізу.

Комп'ютерна обробка отриманих клінічних даних у розробленому середовищі MATLAB відбувалася за чітко детермінованим алгоритмом. Спочатку програмний комплекс автоматично зчитував дані та виконував їх санітаризацію, видаляючи можливі апаратні збої. Наступним кроком була процедура детрендингу поліномом п'ятого порядку для усунення низькочастотних коливань ізолінії, що виникали внаслідок дихальної екскурсії грудної клітки пацієнта. Після цього застосовувалася цифрова фільтрація смуговим фільтром Баттерворта у діапазоні від однієї соті до двох десятків герца. Цей етап дозволив остаточно очистити електрогастрограму від електроміографічних завад гладкої мускулатури кишечника та скелетних м'язів. Ядром програмної обробки стало обчислення неперервного вейвлет-перетворення у комплексному базисі Морле. Програма генерувала двовимірні кольорові спектрограми, які дозволили візуально оцінити стабільність та розподіл спектральної енергії шлункового ритму в часі для кожного пацієнта. Завершувалася комп'ютерна обробка автоматичним розрахунком домінуючої частоти шлункового ритму та коефіцієнта його регулярності, на основі яких система самостійно формувала діагностичний висновок щодо стану моторики.

Останнім етапом методики медико-біологічного дослідження була статистична перевірка отриманих результатів. Усі обчислені програмним забезпеченням значення домінуючої частоти та регулярності ритму для контрольної і дослідної груп були зведені у загальну базу даних. Для оцінки достовірності відмінностей між групами використовувалися методи непараметричної статистики, зокрема U-критерій Манна-Уїтні, оскільки вибірка була відносно невеликою. Відмінності вважалися статистично значущими при рівні ймовірності похибки менше п'яти відсотків. Ефективність розробленої комп'ютерної системи оцінювалася шляхом

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						86
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зіставлення програмно згенерованого діагнозу із реальним клінічним висновком, який був поставлений пацієнтам раніше за допомогою традиційних методів діагностики. Успішне проведення експерименту за описаною методикою дозволяє стверджувати, що розроблена система здатна об'єктивно розпізнавати ознаки шлункової дизритмії та може бути рекомендована як надійний інструмент підтримки прийняття лікарських рішень у функціональній гастроентерології.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі було обґрунтовано вибір програмного середовища для реалізації комп'ютерної системи та розроблено детальну методику проведення медико-біологічного дослідження. Для розв'язання поставленого інженерного завдання базовим середовищем розробки було обрано комплекс MATLAB. Використання його спеціалізованих модулів, таких як Signal Processing Toolbox, Wavelet Toolbox та App Designer, дозволило реалізувати повний цикл створення медичного програмного забезпечення – від обчислювально стабільної цифрової SOS-фільтрації та часово-частотного аналізу в базисі Морле до створення сучасного графічного інтерфейсу користувача. Такий підхід забезпечив інтеграцію складного математичного апарату у зручний клінічний інструмент, який абстрагує лікаря-гастроентеролога від програмного коду та автоматизує процес класифікації станів моторики шлунку.

З метою клінічної апробації розробленого програмно-алгоритмічного забезпечення було сформовано стандартизовану методику медико-біологічного експерименту. Дослідження передбачає залучення двох груп осіб (здорових добровольців та пацієнтів із підтвердженими функціональними розладами) із дотриманням суворих критеріїв виключення. Реєстрацію біоелектричної активності шлунку запропоновано здійснювати за чітким протоколом, що включає тридцятихвилинну фонову реєстрацію натщесерце,

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		87

проведення харчової стимуляції стандартним тест-сніданком та подальший постпрандіальний запис.

Отримана за такою методикою репрезентативна вибірка даних дозволяє повноцінно протестувати алгоритм на реальних клінічних сигналах. Доведено, що запропонована послідовність комп'ютерної обробки, яка охоплює санітаризацію даних, детрендинг, смугову фільтрацію та обчислення неперервного вейвлет-перетворення, забезпечує точне автоматичне визначення ключових діагностичних маркерів – домінуючої частоти шлункового ритму та коефіцієнта його регулярності. Завершальне статистичне оцінювання результатів підтверджує здатність розробленої системи достовірно розпізнавати патологічні зміни, зокрема ознаки шлункової дизритмії, що дозволяє рекомендувати її як ефективний інструмент підтримки прийняття рішень у клінічній гастроентерологічній практиці.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						88
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

Створення та впровадження в клінічну практику нових комп'ютеризованих медичних систем вимагає комплексного підходу до питань безпеки. Експлуатація розробленої комп'ютерної електрогастрографічної системи (КЕГС) передбачає формування складної біотехнічної системи «людина – машина – середовище», де взаємодіють лікар-дослідник, електронно-обчислювальна апаратура та пацієнт. Відповідно до чинного законодавства України, ключовим завданням на етапі проектування є розробка організаційно-технічних заходів, спрямованих на збереження здоров'я всіх учасників процесу, забезпечення комфортних умов праці та запобігання виникненню надзвичайних ситуацій.

Розгляд цих питань умовно поділяється на два напрями: безпека життєдіяльності (що охоплює питання безпеки пацієнта, екології та дій у надзвичайних ситуаціях) та охорона праці (що зосереджується безпосередньо на робочому місці лікаря-оператора чи інженера).

4.1 Безпека життєдіяльності

Безпека життєдіяльності при експлуатації медичної електрогастрографічної системи розглядає глобальні аспекти взаємодії системи з пацієнтом та навколишнім середовищем. Головними ризиками на цьому етапі є біологічна небезпека (можливість перехресного інфікування), електрофізіологічна небезпека для пацієнта (мікро- та макрошоки), а також ризики виникнення пожеж чи аварійних ситуацій у медичному закладі.

Методика проведення електрогастрографії вимагає безпосереднього контакту вимірювальних електродів зі шкірою передньої черевної стінки пацієнта. Для зменшення перехідного опору «електрод-шкіра» проводиться абразивна обробка епідермісу та нанесення струмопровідного гелю. Ці

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						89
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

маніпуляції створюють потенційний ризик порушення цілісності шкірного покриву та передачі інфекційних агентів. Для гарантування біологічної безпеки та дотримання санітарно-протиепідемічного режиму передбачено такі заходи:

– Використання одноразових матеріалів: У системі застосовуються виключно одноразові поверхневі хлор-срібні (Ag/AgCl) електроди. Повторне використання електродів категорично забороняється, що повністю виключає ризик контактного перехресного інфікування між пацієнтами.

– Гігієна персоналу: Підготовка шкіри пацієнта здійснюється лікарем-дослідником виключно в одноразових медичних нітрилових рукавичках із застосуванням спиртових антисептичних серветок.

– Утилізація медичних відходів: Відпрацьовані електроди, серветки зі слідами біологічних рідин (поту, епідермісу) та залишки гелю класифікуються як клінічні відходи категорії «В» (епідеміологічно небезпечні). Їх збір та утилізація здійснюється у спеціальні марковані жовті пакети або контейнери відповідно до Державних санітарно-протиепідемічних правил і норм щодо поводження з медичними відходами (Затверджені Наказом МОЗ України № 325).

Пацієнт, підключений до КЕГС, є найбільш вразливою ланкою, оскільки струмопровідний гель штучно знижує природний опір шкіри (який у нормі є головним захисним бар'єром). Будь-який пробій ізоляції у персональному комп'ютері або підсилювачі біопотенціалів може призвести до протікання через тіло пацієнта небезпечних струмів витоку. Проектування та експлуатація апаратної частини системи здійснюється у суворій відповідності до гармонізованого стандарту ДСТУ EN 60601-1:2015 («Вироби медичні електричні. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик»):

– Гальванічна ізоляція (Робоча частина типу ВF/CF): Вимірювальний тракт електрогастрографа проектується з використанням високоякісних медичних ізолюючих підсилювачів або цифрових оптопар. Це

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						90
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

забезпечує повну електричну (гальванічну) ізоляцію електродів від мережі живлення 220 В та комп'ютерних портів (USB/Ethernet).

– Обмеження струмів витоку: Завдяки гальванічній розв'язці струм витоку на пацієнта за нормальних умов експлуатації не перевищує 0,01 мА (10 мкА), а в умовах одиничного порушення (наприклад, обрив захисного заземлення) не перевищує 0,05 мА, що є абсолютно безпечним рівнем, який не здатен викликати фібриляцію шлуночків серця або опіки тканин.

Приміщення кабінету функціональної діагностики, де розміщена комп'ютерна техніка, належить до категорії «В» за пожежною небезпекою. Організація протипожежного режиму регламентується НАПБ А.01.001-2014 («Правила пожежної безпеки в Україні»):

– Системи виявлення та попередження: Приміщення обладнується автоматичними димовими пожежними сповіщувачами, виведеними на центральний пульт медичного закладу. Забороняється перевантаження електромережі підключенням сторонніх потужних приладів (наприклад, камінів чи чайників) в одну розеткову групу з медичним обладнанням.

– Засоби пожежогасіння: Оскільки в кабінеті знаходиться електронне обладнання під напругою, використання пінних або водних вогнегасників суворо заборонено (через ризик ураження струмом та незворотного пошкодження мікросхем). Робоче місце укомплектовується виключно вуглекислотними вогнегасниками (ВВК-2 або ВВК-3). Вуглекислота є діелектриком і швидко охолоджує зону горіння, не залишаючи нальоту на дороговартісній вимірювальній апаратурі.

– Дії при раптовому знеструмленні (Аварійна ситуація): Для забезпечення безперервності запису тривалого ЕГГ-сигналу (що може тривати понад годину) та запобігання втраті діагностичних даних пацієнта, персональний комп'ютер та реєстратор підключаються через джерело безперебійного живлення (UPS). У разі аварійного відключення електроенергії UPS подає звуковий сигнал, надаючи лікарю 10-15 хвилин для коректного

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						91
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

збереження даних у середовищі MATLAB, безпечного відключення електродів від пацієнта та штатного завершення роботи системи.

Життєвий цикл комп'ютерної медичної системи передбачає необхідність періодичної утилізації електронних компонентів. Відпрацьовані акумуляторні батареї з UPS, пошкоджені кабелі та плати містять важкі метали (свинець, кадмій), що становлять екологічну загрозу. Їх утилізація здійснюється не разом із побутовим сміттям, а шляхом передачі спеціалізованим підрядним організаціям, які мають ліцензію на поводження з електронними відходами. Це забезпечує дотримання екологічних норм та зменшує техногенне навантаження на довкілля.

4.2 Основи охорони праці

Підрозділ охорони праці фокусується на розробці заходів, спрямованих на створення максимально безпечних, ергономічних і нешкідливих умов праці безпосередньо для оператора системи – лікаря-гастроентеролога або інженера-дослідника, який керує процесом реєстрації біопотенціалів та здійснює автоматизований аналіз нестаціонарних сигналів за допомогою розробленого програмного забезпечення.

Відповідно до статті 13 Закону України «Про охорону праці», роботодавець зобов'язаний створити на робочому місці безпечні умови. Ідентифікація небезпек та оцінювання ризиків на робочому місці здійснюється на основі сучасного стандарту ДСТУ ISO 45001:2019 («Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці»), а класифікація шкідливих виробничих факторів спирається на чинний Наказ МОЗ України від 08.04.2014 № 246 («Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу»). Згідно з цими документами, на оператора діють такі виробничі фактори: підвищене значення напруги в електричному колі, неоптимальні параметри мікроклімату, вплив неіонізуючих електромагнітних

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						92
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

випромінювань від екрана монітора, а також перенапруження зорового аналізатора і статичне м'язове навантаження (фактори напруженості та важкості праці).

Робота з графічним інтерфейсом, розробленим у середовищі MATLAB App Designer, вимагає детального аналізу дрібних осциляцій електрогастрографічних сигналів та глибокого вивчення двовимірних теплових карт (скалограм) спектральної енергії. Така діяльність зумовлює високу напруженість трудового процесу. Організація робочого місця суворо регламентується вимогами чинного НПАОП 0.00-7.15-18 («Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями»). Відстань від площини екрана монітора до очей лікаря повинна підтримуватися в межах 600-700 мм, а кут нахилу екрана до вертикалі встановлюється в діапазоні 10-15 градусів. Робоче крісло обов'язково має бути підйомно-поворотного типу, з плавним регулюванням висоти сидіння та кута нахилу спинки для забезпечення підтримки природного поперекового вигину. Профілактика зорової втоми (астенопії) закладена безпосередньо у архітектуру розробленого графічного інтерфейсу комп'ютерної системи. Усі шрифтові елементи, включно з підписами координатних осей та цифровими значеннями домінуючої частоти, виконані великим кеглем у форматі без зарубок, що суттєво полегшує зчитування інформації. Кольорова палітра вейвлет-спектрограм налаштована таким чином, щоб забезпечити лінійне градієнтне сприйняття кольорів, уникаючи агресивного оптичного мерехтіння. Для зняття нервово-емоційного напруження регламентом передбачено дотримання режиму праці та відпочинку: лікарю необхідно робити 15-хвилинні регламентовані перерви після кожних двох годин безперервного аналізу даних за монітором.

Згідно з чинними Державними санітарними нормами мікроклімату (ДСН 3.3.6.042-99), робота оператора за комп'ютером класифікується як легка фізична робота (категорія Ia). Підтримання жорстких нормативних параметрів мікроклімату в контексті даного дослідження має критичне технічне значення:

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						93
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

зниження температури в кабінеті викликає у роздязненого пацієнта мимовільне фізіологічне температурне тремтіння м'язів живота. Це генерує потужні високочастотні електроміографічні артефакти, здатні повністю спотворити мікрвольтовий сигнал моторики шлунку. Тому в приміщенні постійно підтримується комфортна температура повітря у межах 22-24 °С (у теплий період року до 25 °С). Відносна вологість повітря становить 40-60 %, що додатково перешкоджає накопиченню шкідливих зарядів статичної електрики на поверхнях. Освітлення робочого місця відповідає вимогам чинних будівельних норм ДБН В.2.5-28:2018. Система штучного загального освітлення проектується так, щоб забезпечити нормативний рівень освітленості на поверхні робочого столу в межах 300–500 лк. Для запобігання появі прямого та відбитого блискоутворення (відблисків на екрані монітора) робочі столи розташовуються перпендикулярно до віконних отворів, а світильники на стелі комплектуються матовими світлорозсіювачами.

Оскільки оператор-дослідник працює безпосередньо з медичними електроустановками та персональними комп'ютерами, що живляться від побутової мережі напругою 220 В, захист від ураження електричним струмом реалізується на основі чинних Правил улаштування електроустановок (ПУЕ). Усі металеві неструмопровідні частини системного блоку комп'ютера, стійки монітора та корпусу електрогастрографа підлягають обов'язковому захисному заземленню (застосовується трипровідна система живлення TN-S із використанням окремого захисного РЕ-провідника). Підключення всього комутаційного обладнання виконується виключно через штепсельні розетки із глибоким заземлюючим контактом. Прокладання кабелів живлення та чутливих інтерфейсних USB-кабелів здійснюється стаціонарно у спеціальних захисних пластикових коробах (кабель-каналах), що повністю запобігає механічному пошкодженню ізоляції коліщатками крісла оператора. У разі виявлення найменших ознак пошкодження кабелів або появи запаху горілого пластику, оператор зобов'язаний негайно знеструмити всю апаратуру та викликати технічного спеціаліста.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						94
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Підсумовуючи, впровадження розробленого комплексного підходу до питань охорони праці та безпеки життєдіяльності повністю відповідає сучасним законодавчим та інженерним вимогам України. Суворе дотримання викладених діючих нормативів (ДСТУ ISO 45001:2019, Наказу МОЗ № 246, ДСТУ EN 60601-1:2015, НПАОП 0.00-7.15-18) дозволяє повністю нівелювати вплив шкідливих виробничих факторів. Це не лише гарантує безпеку пацієнта та збереження здоров'я медичного персоналу під час експлуатації комп'ютерної електрогастрографічної системи, але й є надійною запорукою отримання стабільних, достовірних і діагностично точних результатів.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі розроблено комплекс організаційно-технічних заходів для забезпечення безпеки життєдіяльності та охорони праці при експлуатації комп'ютерної електрогастрографічної системи. Оскільки використання струмопровідного гелю знижує природний опір шкіри, обґрунтовано необхідність відповідності апаратної частини стандарту ДСТУ EN 60601-1:2015 із забезпеченням гальванічної ізоляції та обмеженням струму витоку до безпечного рівня у 0,01 мА. Для мінімізації біологічних ризиків передбачено застосування виключно одноразових електродів, а для пожежної та інформаційної безпеки – використання вуглекислотних вогнегасників і джерел безперебійного живлення (UPS).

З позиції охорони праці робоче місце лікаря-дослідника проаналізовано за нормами ДСТУ ISO 45001:2019 та НПАОП 0.00-7.15-18. Для профілактики комп'ютерного зорового синдрому розроблений у MATLAB інтерфейс має ергономічні налаштування (лінійні градієнтні палітри, великі шрифти), а також регламентовано обов'язкові 15-хвилинні перерви після кожних двох годин роботи. Додатково доведено, що підтримання нормативного мікроклімату (22-24 °С згідно з ДСН 3.3.6.042-99) має не лише санітарне, але й критичне технічне значення, оскільки запобігає виникненню у пацієнта

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						95
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

температурного тремтіння м'язів, яке здатне спотворити мікрвольтовий сигнал. Впровадження розроблених заходів повністю відповідає законодавству України, гарантуючи безпеку пацієнта, збереження здоров'я персоналу та отримання достовірних діагностичних результатів.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						96
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОКИ

У кваліфікаційній роботі вирішено актуальну задачу розроблення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини на основі обробки електрогастрографічних сигналів.

1. Проведено аналіз електрогастрографічних сигналів та сучасних електрогастрографічних систем шляхом дослідження їх характеристик, принципів функціонування та порівняння існуючих рішень, що дало змогу визначити вимоги до комп'ютерної системи діагностики стану шлунку.

2. Обґрунтовано вибір технічної системи реєстрації ЕГГ-сигналів та використано її базу даних експериментальних сигналів для подальшої обробки, що забезпечило можливість дослідження алгоритмів на реальних даних.

3. Розроблено математичну модель електрогастрографічного сигналу шляхом врахування його ритмічної складової, нестационарності та шумових компонентів, що дало змогу моделювати сигнали з характеристиками, наближеними до реальних ЕГГ-сигналів.

4. Розроблено методи цифрової обробки ЕГГ-сигналів із використанням цифрової фільтрації, спектрального аналізу та вейвлет-перетворення Морле, що забезпечило виділення корисної складової сигналу та підвищення інформативності його аналізу.

5. Розроблено алгоритм обробки електрогастрографічних сигналів шляхом послідовної реалізації етапів фільтрації, спектрального та часово-частотного аналізу, що забезпечило автоматизацію визначення інформативних параметрів функціонального стану шлунку.

6. Створено програмне забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи у середовищі MATLAB шляхом реалізації розроблених алгоритмів та графічного інтерфейсу користувача, що забезпечило виконання обробки, аналізу та візуалізації ЕГГ-сигналів.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						97
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

7. Проведено тестування програмного забезпечення на реальних електрогастрографічних сигналах шляхом аналізу результатів їх обробки та візуалізації, що підтвердило працездатність розробленої системи та ефективність застосованих методів аналізу.

Таким чином, розроблено комп'ютерну електрогастрографічну систему для діагностики стану шлунку людини шляхом застосування сучасних методів цифрової та вейвлет-обробки ЕГГ-сигналів, що забезпечило автоматизацію аналізу та підвищення інформативності оцінювання функціонального стану шлунку.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						98
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бондаренко Т. І. Основи медичної інформатики. Практикум : навчальний посібник. Київ: ВСВ «Медицина», 2018. 128 с. ISBN 9786175056479.
2. Гоблик Н. М., Гоблик В. В. MATLAB в інженерних розрахунках. Комп'ютерний практикум: навчальний посібник. Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2020. 192 с.
3. Дедів Л.Є., Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Гевко О.В. Імітаційна модель електрокардіосигналу. Міжвузівський збірник „Наукові нотатки” Луцького державного технічного університету. Луцьк: ЛДТУ. 2008. №21. С. 83-88
4. Драган Я. П., Осухівська Г. М., Хвостівський М. О. Обґрунтування математичної моделі електроретинографічного сигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Комп'ютерні технології друкарства. Львів: Українська академія друкарства, 2007. № 18. С. 129–138.
5. Жидецький В.Ц. Основи охорони праці: підручник. 5-те вид., перероб. і доп. Львів: Українська академія друкарства, 2014. 376 с. ISBN 978-966-322-242-4.
6. Мінцер О. П., Вороненко Ю. В., Власов В. В. Інформаційні технології в охороні здоров'я і практичній медицині. Кн. 5: Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині: навчальний посібник. Київ: Вища школа, 2004. 423 с.
7. 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.
8. Петрук С.Л., Хвостівський М.О. Ідентифікація думок людини при вимові букв подумки за сигналами мозку людини. Актуальні задачі сучасних технологій : зб. тез доповідей міжнар. наук.-техн. конф. Молодих учених та

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						99
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

студентів, (Тернопіль, 25–26 листоп. 2020.) / М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін]. Тернопіль: ТНТУ, 2020. С. 63-64.

9. Петрук С.Л., Хвостівський М.О. Метод та програмне забезпечення обробки електрогастроентеросигналу. Матеріали ІХ науково-технічної конференції 68 «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 8-9 грудня 2021 р.). Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021. С.123.

10. Хвостівський М.О. Нестер І.М. Алгоритмічне та програмне забезпечення інтелектуальної системи ідентифікації стану шлункового тракту людини. Збірник тез доповідей VII Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 28-29 листопада 2018 року. Тернопіль, ТНТУ, 2018. Том 2. С. 190–191. (Комп’ютерно-інформаційні технології та системи зв’язку).

11. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 57 с.

12. 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.

13. Хвостівський М.О., Гевко О.В., Шадріна Г.М. Імітаційна модель електроретиносигналу на основі періодично корельованого випадкового процесу. Вісник Тернопільського державного технічного університету – Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя, 2007. №4. С. 157-164.

14. Чернецький Я., Гевко О., Хвостівський М. Актуальність побудови математичної моделі електроміосигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						100
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

конференції ТНТУ ім. Івана Пулюя, 20-21 листопада 2013 року. Т.: ТНТУ, 2013. Том I: Природничі науки та інформаційні технології. С. 44.

15. Система реєстрації та комп'ютерної обробки ЕМГ-сигналів Noraxon Ultium EMG. URL: <https://www.noraxon.com/our-products/ultium-emg/>.

16. Бездротова система реєстрації ЕМГ-сигналів Delsys Trigno. URL: <https://delsys.com/trigno/>

17. Графічний інтерфейс ПЗ Trigno Discover. URL: <https://delsys.com/product/trigno-discover/>.

18. Система Gastric Alimetry. URL: <https://www.alimetry.com/for-clinicians>.

19. Системи 3CPM Electrogastrography/Electroviscerography. URL: https://3cpm.com/?utm_source=chatgpt.com.

20. Програмне забезпечення системи 3CPM Electrogastrography/Electroviscerography. URL: <https://3cpm.com/images/readinglibrary/3CPM-CDDR-and-Reader-Manual.pdf>.

21. Система Polygraph ID with Electrogastrography System. URL: https://polygraph.ua/en/examinations/?utm_source=chatgpt.com.

22. Система biosignalsplux EGG. URL: https://www.pluxbiosignals.com/products/electrogastrography-egg?srsltid=AfmBOorvOCpK07NFqRxUQ6fZkajvh_i0fzjdbpr_UaiP5MNiuLvJF--Y.

23. Приклад зареєстрованого ЕГЕГ-сигналу системою biosignalsplux EGG. URL: https://www.pluxbiosignals.com/products/electrogastrography-egg?srsltid=AfmBOorvOCpK07NFqRxUQ6fZkajvh_i0fzjdbpr_UaiP5MNiuLvJF--Y.

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						101
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТОК А

Лістинг ПЗ моделювання ЕГГ-сигналів

```
clc;
clear;
close all;
%% Параметри моделювання
Fs = 250;           % Частота дискретизації, Гц
T = 300;           % Тривалість сигналу, с
t = 0:1/Fs:T;
%% Формування миттєвої частоти ЕГГ
f0 = 0.05;         % Основна частота ЕГГ
df = 0.003;       % Девіація частоти
fm = 0.004;       % Частота модуляції
f = f0 + df*sin(2*pi*fm*t);
%% Формування фази сигналу
phi = 2*pi*cumsum(f)/Fs;
%% Амплітудна модуляція

A0 = 0.15;         % Середня амплітуда
ma = 0.2;         % Коефіцієнт модуляції
fa = 0.005;       % Частота модуляції амплітуди
A = A0*(1 + ma*sin(2*pi*fa*t));
%% Корисна ЕГГ складова
x_egg = A .* sin(phi);
%% Дихальна складова
A_resp = 0.02;
f_resp = 0.25;
x_resp = A_resp*sin(2*pi*f_resp*t);
%% Дрейф базової лінії
A_drift = 0.04;
f_drift = 0.008;
x_drift = A_drift*sin(2*pi*f_drift*t);
%% Формування рухових артефактів
x_motion = zeros(size(t));
artifact_time = [60 140 220];
for k = 1:length(artifact_time)
    x_motion = x_motion + ...
        0.05*exp(-(t-artifact_time(k)).^2/4) ...
        .* sin(2*pi*0.7*t);
end
%% Випадковий шум
noise = 0.005*randn(size(t));
%% Формування підсумкового сигналу
x = x_egg + x_resp + x_drift + x_motion + noise;
%% Побудова графіка
figure;
plot(t,x,'b');
xlabel('Час, с');
```

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

```
ylabel('Амплітуда, мВ');  
title('Модельний електрогастрографічний сигнал');  
grid on;  
xlim([0 180]);  
%% Збереження сигналу  
signal = [t' x'];  
writematrix(signal, 'egg_signal.csv');
```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		103

ДОДАТОК Б

Лістинг програмного забезпечення обробки ЕГГ-сигналів

```
%
=====
===
% ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ обробки ЕГГ-сигналів
%
=====
===

clc;
clear;
close all;

%% 1. Завантаження даних
file_norm =
'D:\Dropbox\Robotu\2026\Женя\Program\egg_signal_normal.dat';
file_pat =
'D:\Dropbox\Robotu\2026\Женя\Program\egg_signal_pathology.dat';

try
    norm_data = readmatrix(file_norm);
    pat_data = readmatrix(file_pat);
catch
    error('Помилка: не вдалося знайти або відкрити файли.');
```

```
end

Fs = 250;
signals_data = {norm_data, pat_data};
signals_titles = {'Сигнал НОРМИ', 'Сигнал ПАТОЛОГІЇ'};

for i = 1:2
    current_signal = signals_data{i};
    bad_rows = any(isnan(current_signal) | isinf(current_signal), 2);
    current_signal(bad_rows, :) = [];
    if isempty(current_signal), continue; end

    if size(current_signal, 2) >= 2
        t = current_signal(:, 1)';
        x = current_signal(:, 2)';
    else
        x = current_signal';
        t = (0:length(x)-1) / Fs;
    end

    %% 2. Фільтрація (SOS-фільтр)
    x_detrended = detrend(x, 5);
    f_low = 0.01; f_high = 0.2;
```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						104
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

Wn = [f_low f_high] / (Fs / 2);
[z, p, k] = butter(4, Wn, 'bandpass');
[sos, g] = zp2sos(z, p, k);
x_filtered = filtfilt(sos, g, x_detrended);

%% 3. Вейвлет-перетворення
[wt, f] = cwt(x_filtered, Fs);
valid_idx = f >= 0.01 & f <= 0.15;
f_egg = f(valid_idx);
wt_egg = wt(valid_idx, :);
power_wt = abs(wt_egg).^2;

%% 4. Розрахунок ознак
mean_power = mean(power_wt, 2);
[~, max_idx] = max(mean_power);
f_dom = f_egg(max_idx);
norm_idx = f_egg >= 0.04 & f_egg <= 0.07;
regularity = (sum(mean_power(norm_idx)) / sum(mean_power)) * 100;

% Виводимо значення регулярності в консоль
fprintf('%s: Регулярність = %.1f%%, Частота = %.3f Гц\n',
signals_titles{i}, regularity, f_dom);

% Прийняття рішення по частотам
if f_dom < 0.035
    state = 'Брадикастрія';
elseif f_dom > 0.07
    state = 'Тахігастрія';
else
    % Якщо частота в межах норми (0.035 - 0.07 Гц), перевіряємо
    регулярність ритму
    if regularity < 65
        state = 'Шлункова дизритмія';
    else
        state = 'Нормогастрія';
    end
end

%% 5. Візуалізація
% Графік 1
figure(1)
subplot(2,1,i);
plot(t, x, 'Color', [0.5 0.5 0.5]);
title(['Вихідний сигнал (' signals_titles{i} ')'], 'FontSize',
12);
xlabel('Час, с', 'FontSize', 12); ylabel('Амплітуда, мВ', ...
'FontSize', 12);
grid on; axis tight; set(gca, 'FontSize', 12);

% Графік 2
figure(2)

```

						КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата			105

ДОДАТОК В

Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної електрогастрографічної системи для діагностики стану шлунку людини з графічним інтерфейсом користувача

```
classdef EGG_Analyzer_App < matlab.apps.AppBase

% =====
% ВЛАСТИВОСТІ (UI Компоненти)
% =====
properties (Access = public)
    UIFigure          matlab.ui.Figure
    MainGrid          matlab.ui.container.GridLayout

% Бічна панель (Sidebar)
    LeftPanel        matlab.ui.container.Panel
    LeftGrid         matlab.ui.container.GridLayout

% Налаштування параметрів алгоритму
    ParamPanel       matlab.ui.container.Panel
    ParamGrid        matlab.ui.container.GridLayout
    FsEdit           matlab.ui.control.NumericEditField
    FlowEdit         matlab.ui.control.NumericEditField
    FhighEdit        matlab.ui.control.NumericEditField
    DetrendEdit      matlab.ui.control.NumericEditField

% Візуальні налаштування
    VisPanel         matlab.ui.container.Panel
    VisGrid          matlab.ui.container.GridLayout
    CMapDropDown     matlab.ui.control.DropDown
    GridSwitch       matlab.ui.control.Switch

% Керування Нормою (Канал 1)
    NormPanel        matlab.ui.container.Panel
    NormGrid         matlab.ui.container.GridLayout
    BtnNorm          matlab.ui.control.Button
    LblNormRes       matlab.ui.control.Label

% Керування Патологією (Канал 2)
    PatPanel         matlab.ui.container.Panel
    PatGrid          matlab.ui.container.GridLayout
    BtnPat           matlab.ui.control.Button
    LblPatRes        matlab.ui.control.Label

% Основна панель з графіками (Tabs)
    RightPanel       matlab.ui.container.Panel
    TabGroup         matlab.ui.container.TabGroup

% Вкладки та Осі для малювання
    TabRaw, TabFilt, TabCWT, TabSpec
```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		107

```

AxRawNorm, AxRawPat
AxFiltNorm, AxFiltPat
AxCWTPat, AxCWTPat
AxSpecNorm, AxSpecPat
end

=====
% ЛОГІКА ТА ОБРОБКА ДАНИХ
=====

methods (Access = private)

% --- Обробка НОРМИ (Канал 1) ---
function loadNorm(app, ~, ~)
    [file, path] = uigetfile({'*.dat;*.csv', 'Дані ЕГГ (*.dat,
*.csv)'}), 'Виберіть файл Норми');
    if isequal(file,0), return; end

    app.LblNormRes.Text = 'Обробка...';
    app.LblNormRes.FontColor = [0 0.5 1];
    drawnow;

    try
        res = app.processSignal(fullfile(path, file), app.AxRawNorm,
app.AxFiltNorm, app.AxCWTPat, app.AxSpecNorm, '▣ НОРМА');
        app.LblNormRes.Text = sprintf('Діагноз: %s\nf_dom: %.3f
Гц\nРегулярність: %.1f%%', res.state, res.fdom, res.reg);
        app.LblNormRes.FontColor = [0 0.6 0];
    catch ME
        app.LblNormRes.Text = 'Помилка!';
        app.LblNormRes.FontColor = [1 0 0];
        uialert(app.UIFigure, ME.message, 'Помилка обробки файлу
Норми');
    end
end

% --- Обробка ПАТОЛОГІЇ (Канал 2) ---
function loadPat(app, ~, ~)
    [file, path] = uigetfile({'*.dat;*.csv', 'Дані ЕГГ (*.dat,
*.csv)'}), 'Виберіть файл Патології');
    if isequal(file,0), return; end

    app.LblPatRes.Text = 'Обробка...';
    app.LblPatRes.FontColor = [0 0.5 1];
    drawnow;

    try
        res = app.processSignal(fullfile(path, file), app.AxRawPat,
app.AxFiltPat, app.AxCWTPat, app.AxSpecPat, '● ПАТОЛОГІЯ');
        app.LblPatRes.Text = sprintf('Діагноз: %s\nf_dom: %.3f
Гц\nРегулярність: %.1f%%', res.state, res.fdom, res.reg);
        app.LblPatRes.FontColor = [0.8 0 0];
    catch ME
        app.LblPatRes.Text = 'Помилка!';
        app.LblPatRes.FontColor = [1 0 0];
    end
end

```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		108

```

        uialert(app.UIFigure, ME.message, 'Помилка обробки файлу
Патології');
    end
end

% --- ОСНОВНЕ ЯДРО АЛГОРИТМУ ---
function res = processSignal(app, filepath, axRaw, axFilt, axCWT,
axSpec, titlePrefix)
    % Зчитування параметрів з інтерфейсу
    Fs = app.FsEdit.Value;
    f_low = app.FlowEdit.Value;
    f_high = app.FhighEdit.Value;
    d_order = app.DetrendEdit.Value;

    % 1. Завантаження даних
    data = readmatrix(filepath);
    data(any(isnan(data) | isinf(data), 2), :) = []; % Очищення

    if size(data, 2) >= 2
        t = data(:, 1)';
        x = data(:, 2)';
    else
        x = data';
        t = (0:length(x)-1) / Fs;
    end

    % 2. Фільтрація
    x_detrended = detrend(x, d_order);
    Wn = [f_low f_high] / (Fs / 2);
    [z, p, k] = butter(4, Wn, 'bandpass');
    [sos, g] = zp2sos(z, p, k);
    x_filtered = filtfilt(sos, g, x_detrended);

    % 3. Вейвлет-перетворення (Морле)
    [wt, f] = cwt(x_filtered, Fs);
    valid_idx = f >= 0.01 & f <= 0.15;
    f_egg = f(valid_idx);
    power_wt = abs(wt(valid_idx, :)).^2;

    % 4. Ознаки та Ієрархічна Класифікація
    mean_power = mean(power_wt, 2);
    [~, max_idx] = max(mean_power);
    f_dom = f_egg(max_idx);

    norm_idx = f_egg >= 0.035 & f_egg <= 0.07;
    regularity = (sum(mean_power(norm_idx)) / sum(mean_power)) * 100;

    if f_dom < 0.035
        state = 'Брадикастрія';
    elseif f_dom > 0.07
        state = 'Тахігастрія';
    else
        if regularity < 65
            state = 'Шлункова дизритмія';
        else
            state = 'Нормогастрія';
        end
    end
end

```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						109
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        end
    end

    % Збереження результатів для виводу у текстове поле
    res.state = state;
    res.fdom = f_dom;
    res.reg = regularity;

    % 5. Візуалізація на переданих осях
    gridState = app.GridSwitch.Value;
    cmap = app.CMapDropDown.Value;

    % 5.1 Вихідний сигнал
    plot(axRaw, t, x, 'Color', [0.4 0.4 0.4]);
    title(axRaw, [titlePrefix, ': Вихідний сигнал']);
    xlabel(axRaw, 'Час, с'); ylabel(axRaw, 'Амплітуда, мВ');
    grid(axRaw, gridState); axRaw.FontSize = 11;

    % 5.2 Відфільтрований сигнал
    plot(axFilt, t, x_filtered, 'b', 'LineWidth', 1.2);
    title(axFilt, [titlePrefix, ': Відфільтрований сигнал']);
    xlabel(axFilt, 'Час, с'); ylabel(axFilt, 'Амплітуда, мВ');
    grid(axFilt, gridState); axFilt.FontSize = 11;

    % 5.3 Вейвлет-спектрограма
    surface(axCWT, t, f_egg, power_wt, 'EdgeColor', 'none');
    shading(axCWT, 'interp');
    colormap(axCWT, cmap); colorbar(axCWT);
    title(axCWT, [titlePrefix, ': Вейвлет-спектрограма']);
    xlabel(axCWT, 'Час, с'); ylabel(axCWT, 'Частота, Гц');
    axCWT.FontSize = 11;

    % 5.4 Усереднений спектр
    plot(axSpec, f_egg, mean_power, 'r', 'LineWidth', 2);
    hold(axSpec, 'on');
    maxP = max(mean_power); if maxP == 0, maxP = 1; end
    plot(axSpec, [f_dom f_dom], [0 maxP*1.1], 'k--'); hold(axSpec,
'off');
    title(axSpec, sprintf('%s: Спектр (Стан: %s)', titlePrefix,
state));
    xlabel(axSpec, 'Частота, Гц'); ylabel(axSpec, 'Потужність');
    grid(axSpec, gridState); xlim(axSpec, [0.01 0.15]);
    axSpec.FontSize = 11;
end

% --- Оновлення візуалу "на льоту" ---
function updateVisuals(app, ~, ~)
    gs = app.GridSwitch.Value;
    cm = app.CMapDropDown.Value;

    % Оновлення сітки для всіх осей
    axesList = {app.AxRawNorm, app.AxRawPat, app.AxFiltNorm,
app.AxFiltPat, app.AxSpecNorm, app.AxSpecPat};
    for i = 1:length(axesList)
        grid(axesList{i}, gs);
    end
end

```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						110
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

% Оновлення палітри кольорів
colormap(app.AxCWTRNorm, cm);
colormap(app.AxCWTPat, cm);
end
end

% =====
% ПОБУДОВА ІНТЕРФЕЙСУ (GUI)
% =====
methods (Access = private)
function createComponents(app)
% Головне вікно
app.UIFigure = uifigure('Name', 'EGG Analyzer 2026', 'Position',
[100, 50, 1250, 750]);
app.MainGrid = uigridlayout(app.UIFigure, [1, 2]);
app.MainGrid.ColumnWidth = {300, '1x'}; % 300px для бічного меню

% --- ЛІВА ПАНЕЛЬ (Меню) ---
app.LeftPanel = uipanel(app.MainGrid, 'Title', 'Керування
аналізом', 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');
app.LeftGrid = uigridlayout(app.LeftPanel, [4, 1]);
app.LeftGrid.RowHeight = {150, 100, 140, 140}; % Висота блоків
меню

% 1. Налаштування параметрів
app.ParamPanel = uipanel(app.LeftGrid, 'Title', 'Параметри
алгоритму');
app.ParamGrid = uigridlayout(app.ParamPanel, [4, 2]);
app.ParamGrid.RowHeight = {22, 22, 22, 22};

uilabel(app.ParamGrid, 'Text', 'F_s (Гц):'); app.FsEdit =
uieditfield(app.ParamGrid, 'numeric', 'Value', 250);
uilabel(app.ParamGrid, 'Text', 'F_low (Гц):'); app.FlowEdit =
uieditfield(app.ParamGrid, 'numeric', 'Value', 0.01);
uilabel(app.ParamGrid, 'Text', 'F_high (Гц):'); app.FhighEdit =
uieditfield(app.ParamGrid, 'numeric', 'Value', 0.2);
uilabel(app.ParamGrid, 'Text', 'Порядок Detrend:');
app.DetrendEdit = uieditfield(app.ParamGrid, 'numeric', 'Value', 5);

% 2. Візуальні налаштування
app.VisPanel = uipanel(app.LeftGrid, 'Title', 'Вигляд графіків');
app.VisGrid = uigridlayout(app.VisPanel, [2, 2]);

uilabel(app.VisGrid, 'Text', 'Кольори СWT:');
app.CMapDropDown = uidropdown(app.VisGrid, 'Items', {'turbo',
'jet', 'parula', 'hot'}, 'Value', 'turbo', 'ValueChangedFcn',
@app.updateVisuals);
uilabel(app.VisGrid, 'Text', 'Сітка (Grid):');
app.GridSwitch = uiswitch(app.VisGrid, 'Items', {'off', 'on'},
'Value', 'on', 'ValueChangedFcn', @app.updateVisuals);

% 3. Керування Нормою
app.NormPanel = uipanel(app.LeftGrid, 'Title', 'Канал 1: Норма');
app.NormGrid = uigridlayout(app.NormPanel, [2, 1]);
app.NormGrid.RowHeight = {30, '1x'};

```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						111
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        app.BtnNorm = uibutton(app.NormGrid, 'push', 'Text', '📄
Завантажити НОРМУ', 'BackgroundColor', [0.85 1 0.85], 'FontWeight', 'bold',
'ButtonPushedFcn', @app.loadNorm);
        app.LblNormRes = uilabel(app.NormGrid, 'Text', 'Очікування
файлу...', 'HorizontalAlignment', 'center', 'FontSize', 12);

        % 4. Керування Патологією
        app.PatPanel = uipanel(app.LeftGrid, 'Title', 'Канал 2:
Патологія');
        app.PatGrid = uigridlayout(app.PatPanel, [2, 1]);
        app.PatGrid.RowHeight = {30, '1x'};
        app.BtnPat = uibutton(app.PatGrid, 'push', 'Text', '📄
Завантажити ПАТОЛОГІЮ', 'BackgroundColor', [1 0.85 0.85], 'FontWeight',
'bold', 'ButtonPushedFcn', @app.loadPat);
        app.LblPatRes = uilabel(app.PatGrid, 'Text', 'Очікування
файлу...', 'HorizontalAlignment', 'center', 'FontSize', 12);

        % --- ПРАВА ПАНЕЛЬ (Вкладки та Графіки) ---
        app.RightPanel = uipanel(app.MainGrid);
        app.TabGroup = uitabgroup(app.RightPanel, 'Position', [0 0 950
730]);
        app.TabGroup.AutoResizeChildren = 'on';

        % Створення вкладок
        [app.TabRaw, app.AxRawNorm, app.AxRawPat] = createTab(app, '1.
Вихідні сигнали');
        [app.TabFilt, app.AxFiltNorm, app.AxFiltPat] = createTab(app, '2.
SOS-Фільтрація');
        [app.TabCWT, app.AxCWTNorm, app.AxCWTPat] = createTab(app, '3.
Вейвлет-спектрограми');
        [app.TabSpec, app.AxSpecNorm, app.AxSpecPat] = createTab(app, '4.
Усереднені спектри');
        end

        % Допоміжна функція для створення вкладок (із двома осями пліч-о-
пліч)
        function [tab, ax1, ax2] = createTab(app, titleStr)
            tab = uitab(app.TabGroup, 'Title', titleStr);
            tg = uigridlayout(tab, [1, 2]);
            ax1 = uiaxes(tg); title(ax1, 'Очікування даних (Канал 1)...');
            ax2 = uiaxes(tg); title(ax2, 'Очікування даних (Канал 2)...');
        end
    end

    % =====
    % КОНСТРУКТОР ТА ДЕСТРУКТОР
    % =====
    methods (Access = public)
        function app = EGG_Analyzer_App()
            createComponents(app);
        end
        function delete(app)
            delete(app.UIFigure);
        end
    end
end
end
end

```

					КРБ 163.22-002.001 ПЗ	Арк.
						112
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		