

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

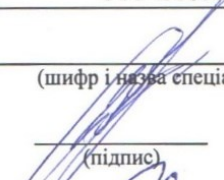
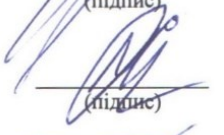
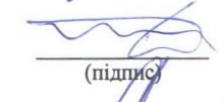
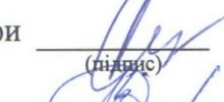
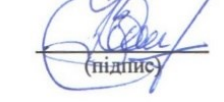
магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод, алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки  
ФКГ-сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця

Виконав: студент II курсу, групи РБм-61  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	 (підпис)	<u>Дудар Т.А.</u> (прізвище та ініціали)
Керівник	 (підпис)	<u>Хвостівський М.О.</u> (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	 (підпис)	<u>Дедів Л.Є.</u> (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	 (підпис)	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Рецензент	 (підпис)	<u>Дунець В.Л.</u> (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

  
(підпис)

Яворська Є.Б.  
(прізвище та ініціали)

«20» листопада 2023 р.

## ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Дудару Тарасу Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця

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

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

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1083

2. Термін подання студентом завершеної роботи 26.12.2023 р.

3. Вихідні дані до роботи Об'єкт дослідження: процес вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця. Предмет дослідження: метод, алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів.

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

1. Аналіз напряму дослідження

2. Метод та алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця

3. Програмний засіб обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

1. Актуальність роботи

2. Рестрація ФКГ сигналів

3. Метод вейвлет обробки ФКГ сигналів

4. Алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналів

5. Алгоритм програмного засобу для вейвлет обробки ФКГ сигналів

6. Програмний засіб вейвлет обробки обробки ФКГ сигналів та результати його роботи

7. Наукова новизна

8. Загальні висновки



## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця» // Кваліфікаційна робота // Дудар Тарас Андрійович// ТНТУ, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2023 // с. – 78, рис. – 35, табл. – 2, додат. – 3, бібліогр. – 42.

Ключові слова: МЕТОД, АЛГОРИТМ, ПРОГРАМНИЙ ЗАСІБ, GUIDE, MATLAB, ВЕЙВЛЕТ ОБРОБКА ФКГ СИГНАЛИ, СТЕНОЗ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ.

В роботі був розроблений метод, алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів при виявленні патології клапана серця, зокрема стенозу аортального. В ядро розробки методу та алгоритму обробки ФКГ сигналів закладено вейвлет-обробку з базисом Гауса, яке забезпечує процес дослідження закону зміни параметрів сигналу в часі при врахуванні часової різномасштабності через діагностичні показники у вигляді вейвлет спектрів. Такі показники дають змогу виявити прояв стенозу аортального клапана серця.

Розроблено програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів в середовищі Matlab у складі комп'ютеризованих фонокардіографів для виявлення стенозу аортального клапана серця. Встановлено, що розроблений програмний засіб у складі комп'ютеризованих фонокардіографів уможливорює процес автоматизованої обробки сигналів ФКГ при виявленні аортального стенозу.

## ANNOTATION

Theme of qualification work: « The Method, Algorithm and Software Tool of FCG Signals Wavelet Processing for Detection of the Heart Aortic Valve Stenosis» // Dudar Taras // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering group RBm-61 // Ternopil, 2023 // p. – 78, fig. – 35, tab. - 0, add. – 3, bibliography - 42.

Keywords: METHOD, ALGORITHM, SOFTWARE, GUIDE, MATLAB, FCG SIGNALS WAVELET PROCESSING, HEART AORTIC VALVE STENOSIS.

In the work, a method, algorithm and software tool for wavelet processing of FCG signals for detection of stenosis of the aortic valve of the heart were developed.

Wavelet transformation with a Gaussian basis function was integrated into the core of the method and algorithm for processing FCG signals. It is proposed to use the averaged values of wavelet spectra, which provide the process of studying time fluctuations in the time structure of FCG signals at different values of the time scale, as diagnostic information regarding the signs of stenosis of the aortic valve of the heart. Such a study is important in the operative detection of various genesis of pathologies in the state of the heart valve.

The GUIDE MATLAB shell implements a software tool for processing FCG signals with a graphic shell for computer FCG systems based on the processing algorithm, which is built on the Wavelet processing method with the Gaussian basis function.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ НАПРЯМУ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	10
1.1. Стеноз аортального клапана серця.....	10
1.2. Методи діагностики стенозу аортального клапана серця.....	12
1.2.1. Опитування та огляд.....	12
1.2.2. Аускультация.....	12
1.2.3. Електрокардіографія.....	13
1.2.4. Ехокардіографія.....	14
1.2.5. Фонокардіографія.....	16
1.3. Існуючі математичні моделі ФКГ-сигналів як фундаментальні ядра методів їх обробки.....	18
1.4. Відомі методи обробки ФКГ-сигналів.....	19
1.4.1. Спектральний метод.....	19
1.4.2. Синфазний метод.....	19
1.4.3. Фільтровий метод.....	22
1.5. Висновки до розділу 1.....	21
РОЗДІЛ 2. МЕТОД, АЛГОРИТМ ВЕЙВЛЕТ ОБРОБКИ ФКГ-СИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ СТЕНОЗУ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ.....	24
2.1. Реєстрація ФКГ-сигналів.....	24
2.2. Параметри ФКГ-сигналу.....	28
2.3. Метод вейвлет обробки ФКГ-сигналу при стенозі аортального клапана серця.....	32
2.4. Алгоритм вейвлет обробки ФКГ-сигналу при стенозі аортального клапана серця.....	36
2.5. Висновки до розділу 3.....	38
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНИЙ ЗАСІБ ОБРОБКИ ФКГ-СИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ СТЕНОЗУ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ.....	39
3.1. Блок-схема програмного забезпечення вейвлет обробки ФКГ-сигналу.....	39

	7
3.2. Реалізація програмного засобу вейвлет обробки ФКГ-сигналу.....	40
3.3. Результати виявлення стенозе аортального.....	44
3.4. Програмний засіб вейвлет обробки ФКГ-сигналу з графічною оболонкою.....	47
3.5. Висновки до розділу 4.....	50
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	52
4.1 Охорона праці.....	52
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	54
4.3 Висновки до розділу 4.....	56
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	57
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	58
ДОДАТКИ.....	64
ДОДАТОК А. Копія тези.....	65
ДОДАТОК Б. Сертифікат учасника конференції.....	72
ДОДАТОК Б. Код програмного засобу вейвлет обробки ФКГ-сигналу.....	73

## ВСТУП

**Актуальність роботи.** Проблема порушення в функціонуванні клапанів серця людини (КСЛ) є домінуючою тенденцією в розрізі всіх серцево-судинних захворювань [1-19]. Головними причинами такого виду порушень є вроджені вади та набуті аномалії (набутті в результаті ускладнення або хірургічного лікування стенозу аортального клапана серця) у структурі КСЛ.

У сфері медичної кардіодіагностики при виявленні стенозу аортального КСЛ широко використовуються неінвазивні медикобіологічні методи, зокрема аускультацию [17,18], електрокардіографію [1,2], ехокардіографію [4,6,13,14,15] та фонокардіографію [17,19]. Фонокардіографія забезпечує дослідження акустичного явища (визначення ступеня ослаблення та наявності серцевих тональностей, рівня інтенсивності, тривалості та форми шуму систолічного), яке пов'язано з функціонуванням КСЛ. Це досягається аналізом зареєстрованих ФКГ сигналів з метою визначення параметрів звукових явищ, що формуються в процесі роботи серцевих клапанів (Робертс, Еванс, Сакс).

Для впровадження фонокардіографії в медичну практику використовуються технічне забезпечення у вигляді комп'ютеризованих фонокардіографів, які формують результати діагностики на основі інтегрованих в них програмних засобів. Програмні засоби у комп'ютеризованих фонокардіографах реалізовано на математичних методах (спектральний, синфазний) та алгоритмах обробки ФКГ сигналів, фундаментом яких є математичні моделі (детермінована гармонічна функція, періодична функція різних частот, майже періодична функція, стаціонарний стохастичний процес, суміш стаціонарного процесу та детермінованої функції, ПКВП (Осухівська Г.М. [24,27,28,33], Паляниця Ю.Б. [23,32]), релаксаційний мультипульсатор (Осухівська Г.М.) [34]. Зазначені моделі як фундаменти та реалізовані на їх базі математичні методи, алгоритми та відповідні програмні засоби обробки не забезпечують дослідження динаміки часових змін в структурі ФКГ сигналів з урахуванням їх часової різномасштабності, що є можливим при використанні методів вейвлет обробки.



Тому розробка ефективного вейвлет методу та програмного засобу обробки сигналу ФКГ для виявлення стенозу аортального КСЛ є актуальним завданням.

**Мета і задачі дослідження.**

Мета: розробка методу та програмного засобу вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця.

Задачі дослідження:

1. Здійснити аналіз моделей/методів ФКГ сигналів як фундаменту розробки методу та програмного засобу обробки досліджуваних сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця
2. Розробити метод вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця.
3. Розробити алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів у складі комп'ютеризованих фонокардіографів для виявлення стенозу аортального клапана серця.
4. Здійснити аналіз роботи програмного засобу вейвлет обробки емпіричних ФКГ сигналів при виявленні стенозу аортального клапана серця.

**Об'єкт дослідження:** процес вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця.

**Предмет дослідження:** метод, алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів.

**Методи дослідження:** Вейвлет перетворення, математична статистика, програмне середовище MATLAB.

**Наукова новизна одержаних результатів.**

Вперше застосовано вейвлет перетворення з функцією базису Гауса для вейвлет обробки ФКГ сигналів, що уможливило процес дослідження динаміки часових змін досліджуваних сигналів при урахуванні часової різномасштабності для розв'язання задачі виявлення стенозу аортального клапана серця.

**Практичне значення.** Розроблений програмний засіб має цінність зі сторони практики при обробці ЕМГ сигналів у складі комп'ютеризованих фонокардіографів при виявленні стенозу аортального клапана серця та іншого ряду патологій.

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІЗ НАПРЯМУ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 1.1. Проблема стенозу аортального клапана серця

Аортальний стеноз – це найчастіша вада серця у людей похилого віку, яка виникає при звуженні початкового відділу аорти (звуження аортального клапана) (рис.1.1) і призводить до порушення відтоку і доставки крові з зони шлуночка лівого до всього організму.

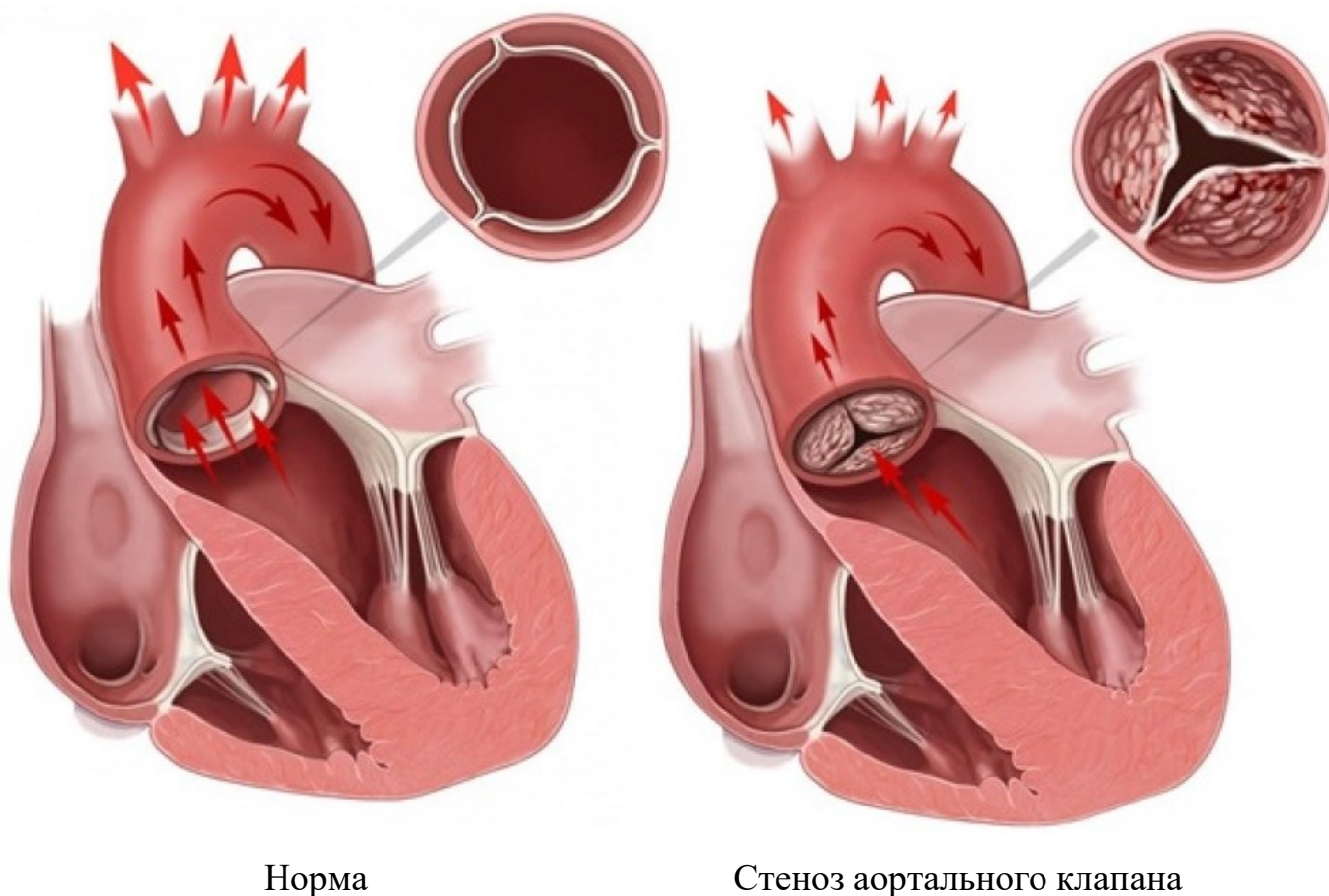


Рис.1.1. Прояв стенозу аортального клапана серця

Реальне фото стенозу аортального клапана серця зображено на рис.1.2.

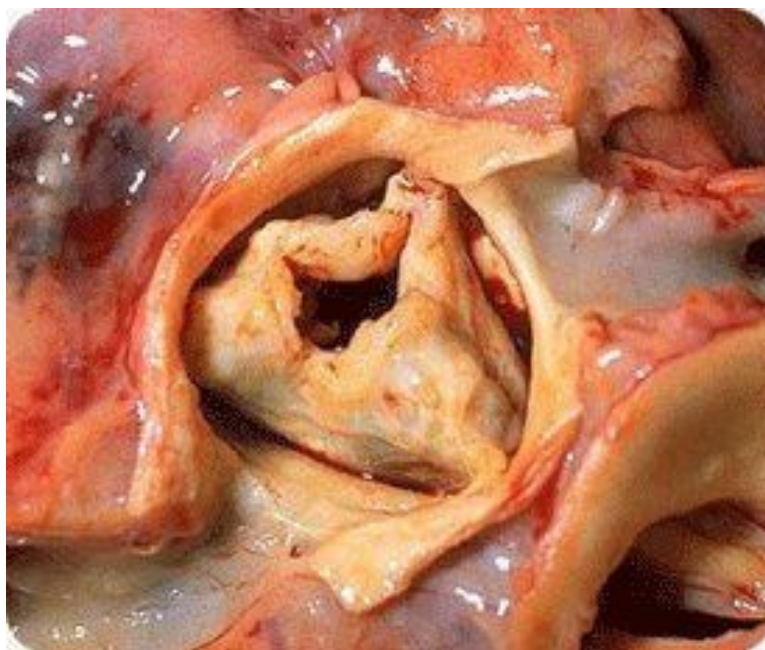


Рис.1.2. Фото стеноза аортального клапана серця [21]

При стенозі спостерігається різниця тисків в зоні шлуночок лівий-аорта, що зрештою викликає його гіпертрофію (потовщення) та порушення живлення.

Це може виявлятися болями та розвитком аритмії. Зменшений серцевий викид призводить до розвитку непритомності та нападів стенокардії.

За локалізацією аортальний стеноз є:

- клапанний (вроджене або набуте пошкодження стулок аортального клапана);
- підклапанний (перешкода кровотоку виникає в виносному тракті лівого шлуночка, наприклад при гіпертрофічній кардіоміопатії);
- надклапанний (звуження розташоване вище аортального клапана, частіше вродженого характеру).

Поява симптомів (прояви стенокардії, втрачання свідомості, затруднене дихання) збільшує ризик розвитку життєбезпечних аритмій та раптової смерті. Вживання при цьому становить 15-50% впродовж 5 років.

Незважаючи на те, що двостулковий аортальний клапан відносять до вроджених вад серця, його клінічний прояв дебютує зазвичай у 40-50 р., коли розвивається вторинна дегенеративна кальцифікація стулок і допомога може бути

вже запізною. Тому сучасна медицина пропонує проводити медичне діагностування в якості профілактичного дослідження, зокрема для дітей з народження та в 5-7 років.

## 1.2. Діагностичні методи виявлення стенозу аортального клапана серця

### 1.2.1. Опитування та огляд.

Опитування та огляд пацієнта лікарем-кардіологом – клінічний діагноз аортального стенозу може бути запідозрений на підставі даних опитування пацієнта та вивчення анамнезу. При огляді виявляється шум систоли в проекції аортального клапана, який проводиться на судини шії. Такий метод є загально-об'єктивний та потребує додаткових підтверджень щодо наявності аортального стенозу.

### 1.2.2. Аускультация.

Метод аускультация, що передбачає прослуховування звуків серця за допомогою стетоскопу (рис.1.3), на сьогоднішній день є фундаментальним, найбільш простим і доступним методом медичного обстеження серед пульмонологів та терапевтів.

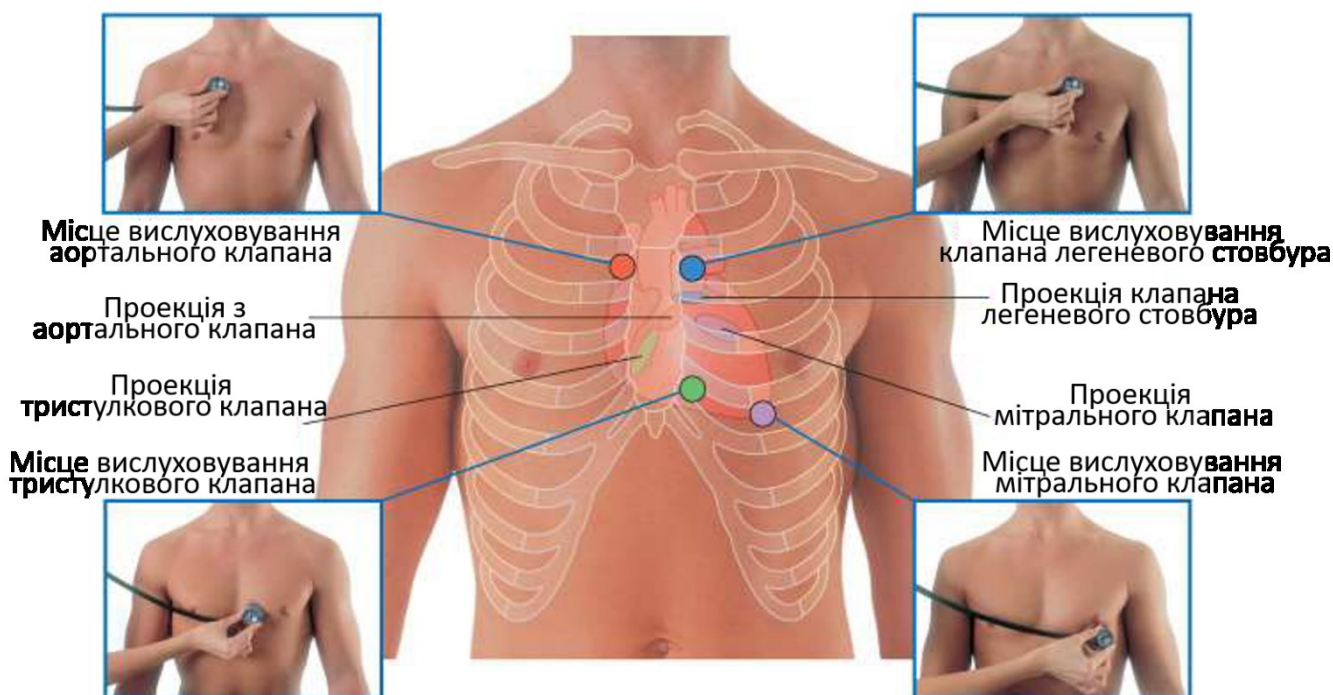


Рис.1.3. Зони прослуховування звуків серця

Після час аускультатії прослуховуються короткочасні звуки (тони серця – систолічні, діастолічні), які виникають під час відкриття та закриття клапана, шуми (систолічні/діастолічні, постійні), які пов'язані з турбулентним потоком крові та високочастотні шуми тертя.

При аускультатії може виникнути ситуація, коли ІІ тон серця не розщепився та сприймається як суцільний тон під час вдихання. Така ситуація визначається як процес парадоксального розщеплення ІІ серцевого тону.

Також спостерігається виявлення грубого систолічного шуму із тах над аортою. Усереднений шум систолічний виходу крові краще відчувається у другому міжребер'ї праворуч і випромінюється уздовж правої сторони шийі.

Пом'якшення систолічного шуму може виникнути при погіршенні систолічного функціонування лівого шлуночка та зменшенні ударного об'єму.

Традиційна аускультатія, яку виконує лікар загальної практики, залишається проблематичною і часто дає значні результати лише на пізніх стадіях ураження серцевих клапанів.

### 1.2.3. Електрокардіографія.

Електрокардіографія не дозволяє поставити діагноз, проте відображає зміни в серці, що виникають при аортальному стенозі, а саме:

- гіпертрофія міокарда лівого шлуночка
- ознаки порушення харчування міокарда у вигляді депресії сегмента ST/T у грудних відведеннях.

На ЕКГ сигналі (рис.1.4) в період прогресу вади проявляються ознаки перевантаженості передсердя лівого (P mitrale), гіпертрофічності ПШ: підвищений рівень амплітуди зубців в QRS комплексі синхронно з зміненою кінця частини комплексу шлуночка (зубець T є інверсним, знижений рівень сегменту ST) на конкретному відведенні.



Рис.1.4. ЕКГ-сигнал при наявності стенозу аортального КСЛ

Спостерігаються часті реєстрації порушень ритміки серцевої (фібриляційний процес та процес передсердного тріпотіння).

Проте деякі захворювання серця важко виявити за допомогою ЕКГ сигналів. Оскільки звукові сигнали серця є складними та дуже нестаціонарними за своєю природою, їх важко перевірити автоматизованим способом.

#### 1.2.4. Ехокардіографія.

Вигляд процедури проведення ехокардіографії наведено на рис.1.5.

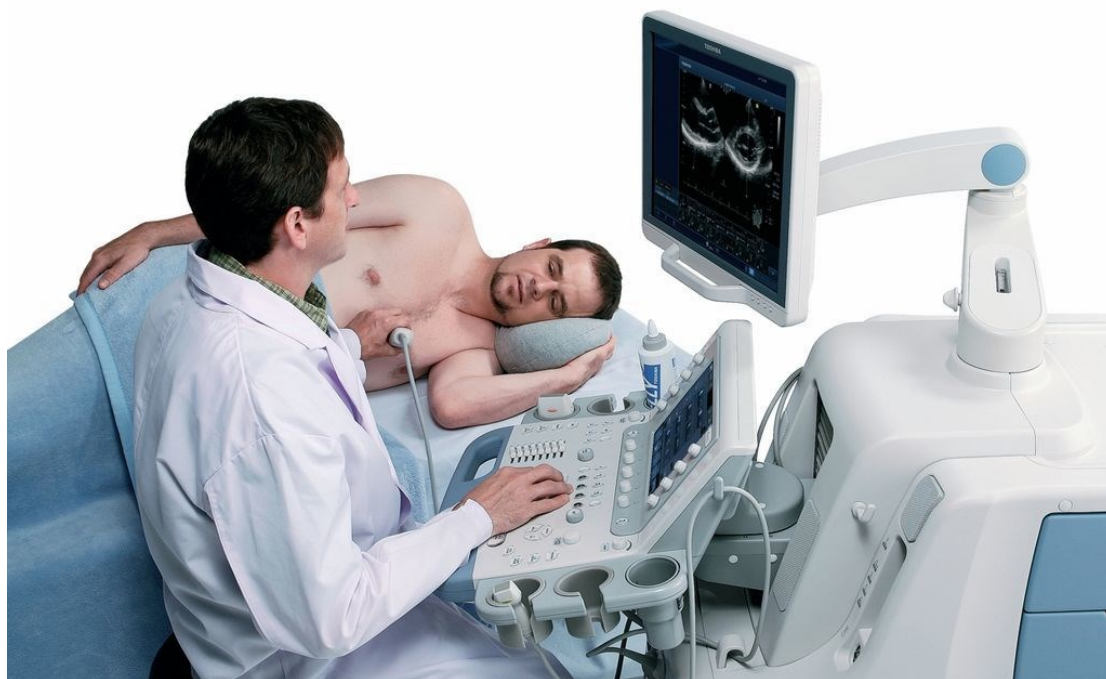


Рис.1.5. Вигляд процедури в процесі проведення ехокардіографії



Трансезофагеальна ехоКГ проводиться з метою виключень тромбозів передсердя лівого в період до проведення комісуротомії або в період після емболії.

#### 1.2.5. Фонокардіографія.

Фонокардіографія є методом об'єктивізації даних аускультатії серця, який уточнює результати за допомогою амплітудного та частотного аналізу звуків. Вона також включає вимірювання тривалості та інтервалів між звуками, надаючи детальну інформацію про звукові характеристики серцевої діяльності.

Фонокардіографія представляє собою високоінформативний неінвазивний метод для діагностики прояву вад клапанів серця. Цей метод забезпечує виявлення та аналіз особливих варіацій серцевих тонів, зокрема, звуків, які пов'язані з пошкодженням клапанів. Фонокардіографія забезпечує реєстрацію зміни в серцевих шумах (ФКГ сигнал (рис.1.8)), які є характерними для різних видів клапанних вад. Кожен вид вади відображається унікальними особливостями на ФКГ сигналі, що дозволяє отримати важливі дані для точної діагностики.

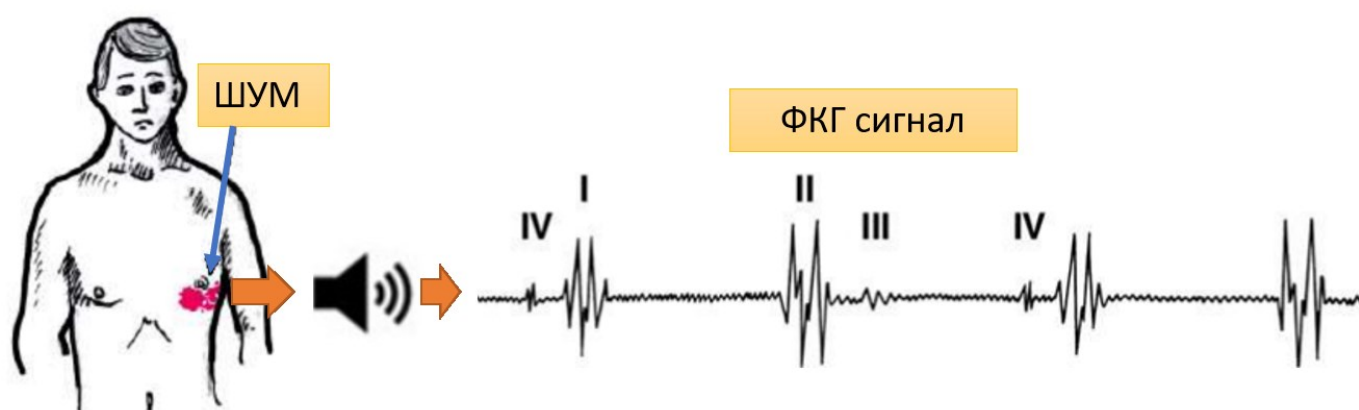


Рис.1.8. Реєстрація ФКГ-сигналу

ФКГ сигнал у дорослих в більшості випадків виглядає нормально (рис.1.7), представляючи два основні серцеві тони - I тон (систола), котрий вказує на початок акустичної систоли, та II тон (діастола), що формується на переході систола-діастола. Час тривалості акустичної систоли, тобто проміжок часу між початком I та II тонів, який є залежним від показника частоти серцевого скорочення.



Непостійні діастолічні III та IV тони, що виникають в інтервалі діастоли між II та I тонами (рис. 1.9), реєструються рідше. Інші додаткові тони фіксуються вкрай винятково.

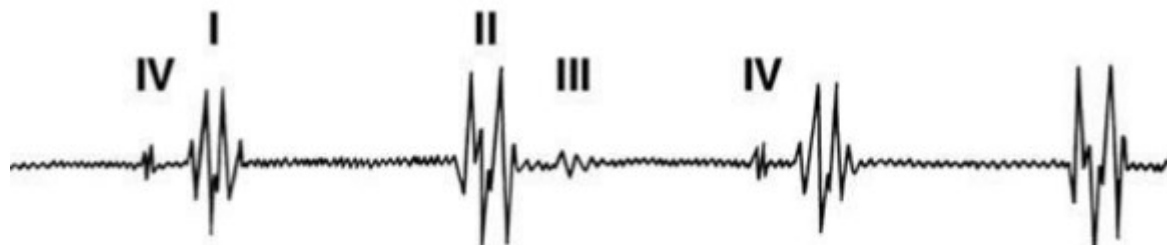


Рис.1.9. Розташування тонів I, II, III, IV серця на ФКГ-сигналі

Значення тривалостей I-II тонів можуть допомогти визначити тип серцевого звуку та виявити аномальні серцеві тони, а амплітуда I тону розкриває цінну інформацію про скорочувальну здатність міокарда (Zhong, Scalzo).

Систолічний шум на реалізації ФКГ сигналі під час аортального стенозу має ромбоподібний вигляд (рис. 1.10).

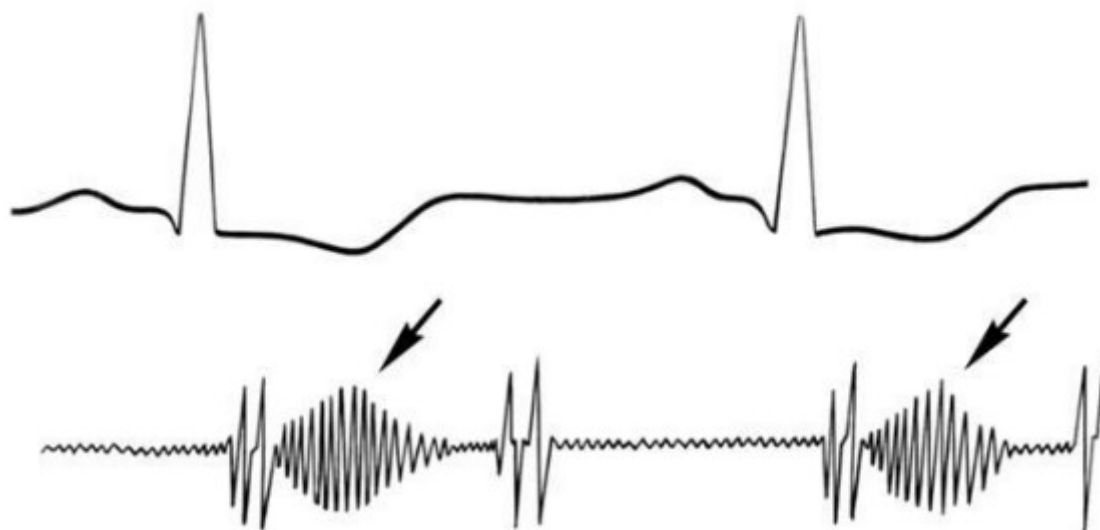


Рис.1.10. ФКГ-сигнал при наявності стенозу аортального КСЛ: ромбоподібний шум систоли (вказаний стрілками)

Фонокардіографія на відміну від інших методів діагностики забезпечує об'єктивізацію клінічних ознак підвищення тиску в частині малого кола кровообігу

довільного походження, зокрема при наявності стенозу аортального). Підвищення тиску в легеневій артерії відображається на ФКГ-сигналі як підвищення амплітудного рівня легеневої компоненти II тону та її наближеності до компоненти аортальної. У випадках важкої гіпертензії легеневий компонент може з'являтися раніше, ніж аортальний.

1.3. Існуючі математичні моделі ФКГ-сигналів як фундаментальні ядра методів їх обробки

На підставі аналізу відомих моделей ФКГ сигналу, встановлено, що вони реалізовані у вигляді:

- детермінована функція гармонічна (Кебот, Додж), яка є спрощеною (ідеалізованою) та не враховує стохастичність ФКГ-сигналу;
- періодична функція різних частот (Мангеймер), яка передбачає розклад в ряди Фур'є з кратністю гармонік. Також ця функція не враховує стохастичність ФКГ-сигналу;
- майже періодична функція (Касирський Г.І.), яка за властивостями є майже ідентичною попередній (відсутність стохастичності).
- стаціонарний стохастичний процес, суміш процесу зі стаціонарними властивостями  $\xi_1(\omega, t)$ , та детермінованої функції  $f(t)$ . (автор Акау Metin) поданої через вираз:

$$\xi(\omega, t) = f(t) + \xi_1(\omega, t), \quad (1.1)$$

Ця модель (1.1) забезпечує врахування стохастичності, проте не відображає повторність реального ФКГ-сигналу для дослідження часових варіацій з різномасштабністю часу.

- ПКВП (Осухівська Г.М., Драган Я.П. [24,27,28,33], Паляниця Ю.Б., Драган Я.П. [23,32]) та релаксаційний мультипульсатор (Осухівська Г.М., Драган Я.П.) [34] подана через вираз:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) \cdot e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (1.4)$$

де  $\xi_k(t)$  - компоненти ФКГ-сигналу;

$e^{ik \frac{2\pi}{T} t}$  – періодична компонента ФКГ-сигналу

Модель виразу (1.8) поєднує у своїй структурі синхронно періодичність та стохастичність, що характерною особливістю для реальних ФКГ-сигналів.

Проте, модель (1.4), так як і моделі (1.1)-(1.4) як фундамент методів та програмних засобів обробки не забезпечують дослідження динаміки часових змін в структурі ФКГ сигналів з урахуванням їх часової різномасштабності, що є можливим при використанні методів вейвлет обробки. Таке дослідження дасть змогу оперативно виявляти зміни у структурі ФКГ сигналів при перших проявах стенозу аортального клапана.

#### 1.4. Відомі методи обробки ФКГ-сигналів

##### 1.4.1. Спектральний метод.

У праці авторів (F. Bereksi-Reguig, S.M. Debbal) [20] здійснено Фур'є обробку ФКГ сигналу, як для нормального, так і патологічного тону серця (стеноз аортального клапана) при використанні виразу:

$$X(f) = \int x(t) e^{j 2\pi f t} dt, \quad (1.5)$$

де  $t$  і  $f$  - часовий і частотний параметри.

Аналіз Фур'є просто неефективний при використанні на нестационарних ФКГ сигналах, оскільки він не надає інформацію про частотний вміст, локалізовану в часі. Більшість сигналів реального світу демонструють нестационарні характеристики (наприклад, звукові сигнали серця).

Проте, частотний спектр, який відображено на рис.1.11 та обчислено при

використані виразу (1.5), показує, що звичайний ФКГ сигнал має частотний вміст, який змінюється приблизно в діапазоні 40-200 Гц.

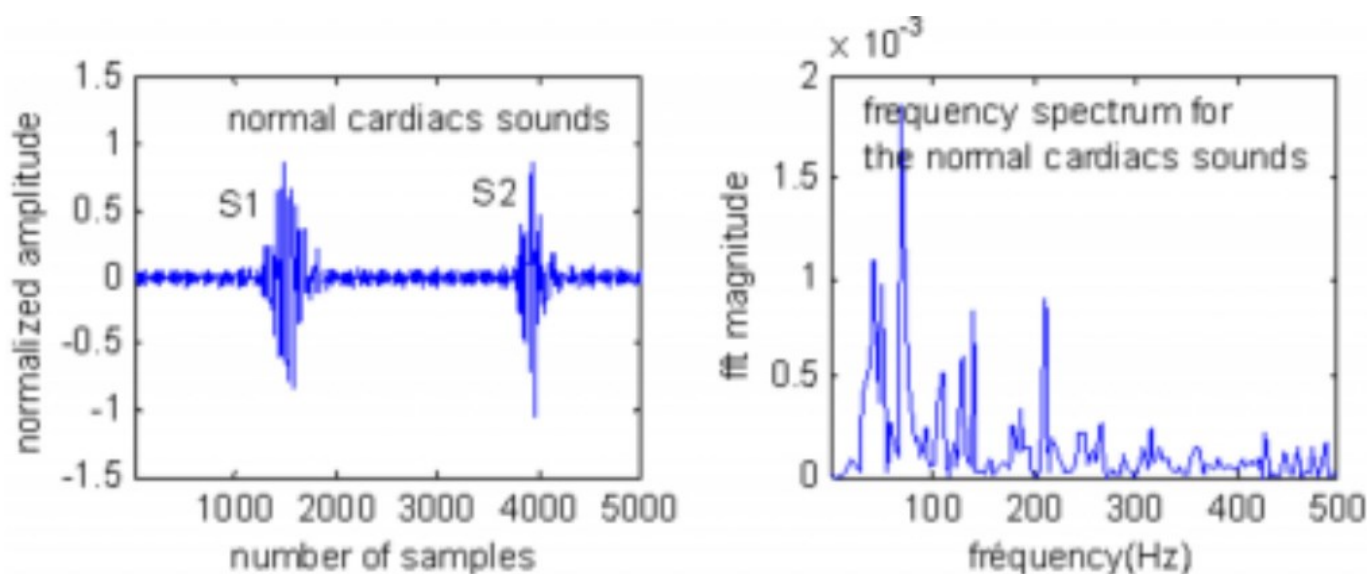


Рис.1.11. Результат Фур'є обробки ФКГ сигналу (норма) [20]

Результат обробки ФКГ сигнали при наявності стенозу аортального КСЛ наведено на рис.1.12.

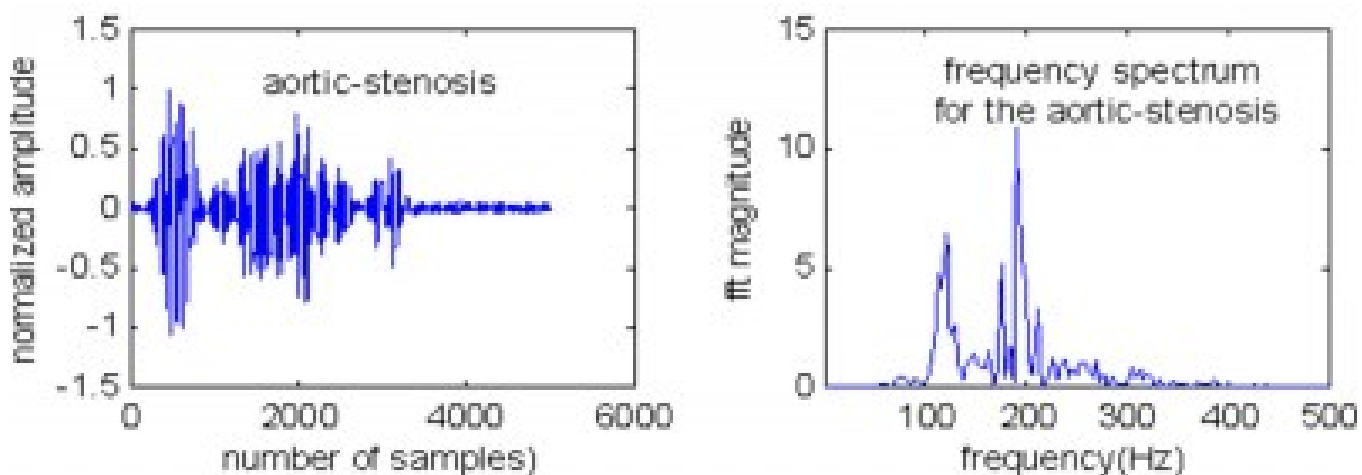


Рис.1.12. Результати спектрального аналізу ФКГ-сигналу при виявленні стенозу аортального КСЛ [20]

Основний частотний вміст на рис.1.13, очевидно, відрізняється від звичайного сигналу ФКГ-сигналу (норма) (рис.1.13). Чітко показано, що існує велика втрата

частотного компонента в кожному патологічному випадку по відношенню до нормального випадку (рис.1.12). Для випадку стенозу аортального КСЛ (рис.1.13) відзначено, що частотний спектр є обмеженим 200 Гц. Помічено відсутність частотного вмісту в діапазоні нижче 100 Гц порівняно зі звичайним випадком, коли в цьому діапазоні є набагато більше частотної складової.

Спектральна обробка ФКГ сигналу при стенозу аортального КСЛ відображає зміни в частотному складі по відношенню до норми проте не відображає динаміки зміни показників в часі.

#### 1.4.2. Синфазний метод.

У праці Паляниці Ю.Б., Драгана Я.П. [23,32] запропоновано обробляти ФКГ (zareєстровано синхронно з ЕКГ сигналом) сигнал синфазним методом на базі моделі ПКВП (1.14).

Синфазна обробка ФКГ сигналу реалізована на базі виразу:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\zeta(t, u) e^{ik \frac{2\pi}{T} dt} \quad (1.6)$$

де  $\hat{b}_\zeta(t, u)$  - параметрична коваріація ФКГ сигналу.

Результат синфазної обробки ФКГ сигналу відображено на рис.1.13.

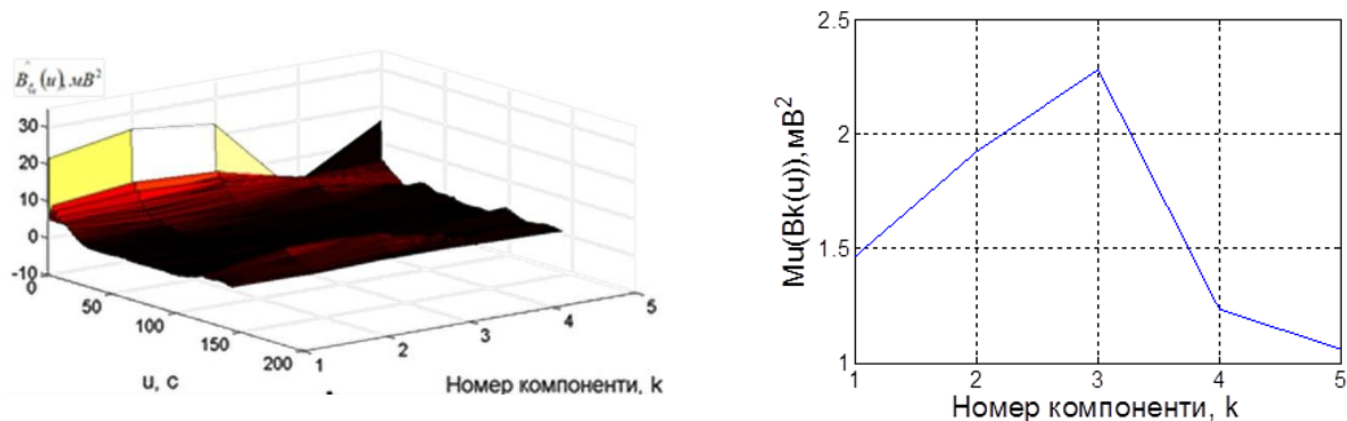


Рис.1.13. Результат синфазної обробки ФКГ-сигналу синфазним методом

Спектральні компоненти, отримані з синфазної обробки (рис.1.12), є стійкими до змін інформативними ознаками стану системи кровообігу. Вони передають інформацію про можливі відхилення на ранній стадії розвитку патологічних процесів, що дозволяє проводити обстеження пацієнтів без використання високовартісних та складних методів дослідження.

Отримані результати синфазної обробки (рис.1.12) не відображають часові зміни при врахування різномасштабності.

#### 1.4.3. Фільтровий метод.

У працях [24,27,28,33] автори Осухівська Г.М. та Драган Я.П. запропонували розглядати ФКГ сигнал (без синхронних реєстрацій) як ПКВП (1.4) та обробляти його фільтровим методом

Результати фільтрової обробки ФКГ сигналу візуалізовано на рис.1.14.

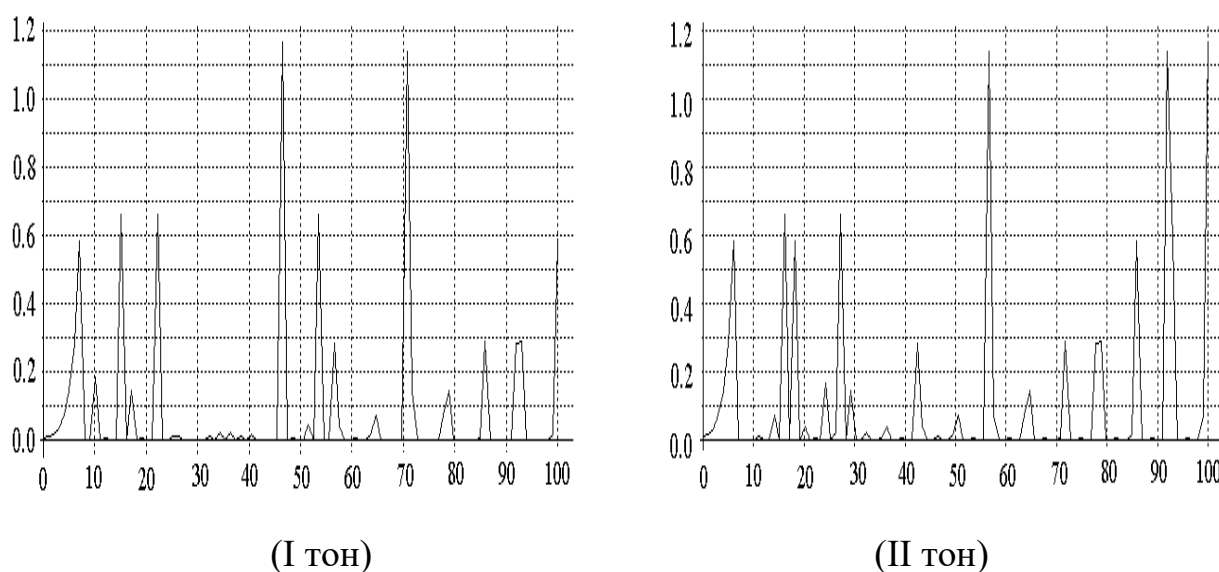


Рис.1.14. Діагностичні ознаки I- II тону ФКГ сигналу

Автором Осухівською Г.М. відзначено, що ознаки I тону залишились сталими, але спостерігається прямих додаткових ознак, які не пов'язано з роботою клапанів серця. Запропоновані ознаки можуть бути обумовлені емоційним або фізичним станом людини під час дослідження та іншими факторами.

Величини амплітуди і частоти локалізації потужності, які відображено на

рис.1.14, виступають як діагностичні ознаки ФКГ сигналу як ПКВП. Ці значення можна використовувати для оцінки стану клапанів серця.

Проте зазначені оцінки, так як і при синфазному методі не забезпечують відстеження змін (флуктацій) показників ФКГ сигналу в часовому просторі при врахуванні особливостей різномасштабності.

### 1.5. Висновки до розділу 1

Проаналізовано суть медичної проблеми, зокрема стенозу аортального клапана серця. Визначено основні медичні методи діагностики (аускультация, ЕКГ, ехокардіографія та ФКГ) зазначеної медичної проблеми. Зроблено акцент на об'єктивний метод кардіодіагностики при виявленні стенозу аортального клапана серця.

Виділено низку математичних напрацювань (моделі, методи) в області обробки ФКГ сигналів та визначено їх негативні та позитивні сторони.

На підставі аналізу різних методів обробки ФКГ сигналу, таких як, спектральна, синфазна та компонентна встановлено, що вони як фундаментальні основи алгоритмів та програмних засобів обробки не дають змоги дослідити динаміку часових змін (флуктацій) в структурі ФКГ сигналу з урахуванням їх часової різномасштабності. Таке дослідження дасть змогу своєчасно виявити прояви в клапані серця людини ознаки аортального стенозу.

## РОЗДІЛ 2

### МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ВЕЙВЛЕТ ОБРОБКИ ФКГ СИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ СТЕНОЗУ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ

#### 2.1. Реєстрація ФКГ-сигналів

Для проведення дослідження стану КСЛ за допомогою фонокардіографії потрібно мати звукозахищене приміщення. Температура у цьому приміщенні повинна утримуватися в межах 18-20°C. Низька температура може викликати тремор м'язів, тоді як підвищена температура може спричинити прискорення серцебиття. Під час медичного дослідження пацієнти повинні роздягтися до рівня поясу. Реєстрація ФКГ сигналу проводиться, коли пацієнт лежить на спині з руками вздовж тулуба (рис.2.1).

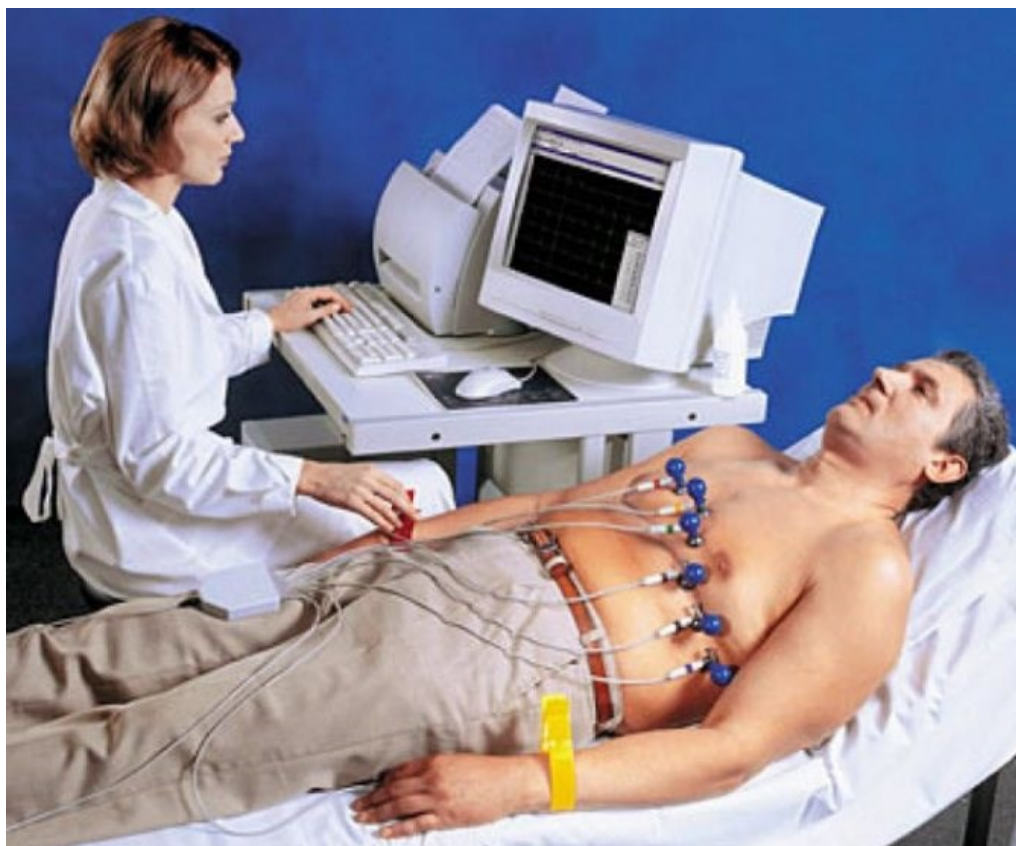


Рис.2.1. Вигляд процедури реєстрації ФКГ сигналу



По-перше, важливо забезпечити пацієнту комфортне положення, щоб воно було зручним, спокійним та без напруження. Для того щоб уникнути значного вигинання тулуба, важливо, щоб узголів'я не було високим, а кут нахилу голови не перевищував  $10^\circ$ . Важливо передбачити, що пацієнт буде знати процес затримки дихання перед обстеженням.

Для точної реєстрації звуків клапанів серця людини необхідно ретельно встановити мікрофонний давач на грудній клітці та послідовно слідкувати за правильним розміщенням давача відповідно до визначених точок (рис. 2.2). Це є важливим чинником для забезпечення достовірності отриманих результатів реєстрації.

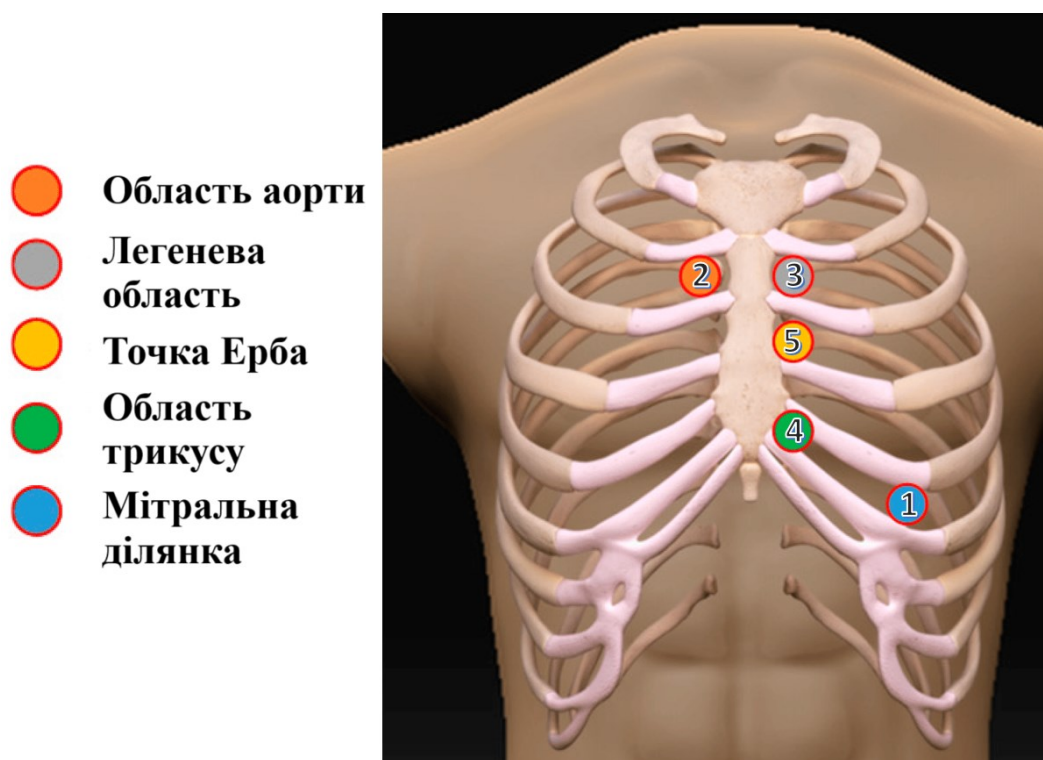


Рис. 2.2. Визначенні точки накладання давачів для реєстрації ФКГ сигналу

Під час дослідження клапанів слід ретельно дотримуватися конкретних вимог:

1) Ненадійне натискання на мікрофон призводить до спотворення процесу реєстрації через вплив зовнішніх шумів, які потрапляють на датчик, та появу шумів від тремору шкіри. Ненадійне прилягання мікрофона призводить до втрати передачі інформації в діапазонах частот 25-45 Гц. Занадто притиснений мікрофон створює

дискомфорт пацієнту, виникає важкість дихання, погіршується передача звуку від клапанів та в загальному зменшує рівень амплітуди ФКГ сигналу.

2) Рекомендується утримуватися від підтримки мікрофона через те, що рухи руки можуть викликати тремтіння, яке передається на мікрофонний датчик.

3) Перенасичення волосяного покриву може призводити до перешкод. Тому рекомендується зволожити волосяний покрив мильним розчином або жиром. У випадку іншої ситуації розгляньте можливість видалення волосяного покриву.

4) Для приглушення дихальних шумів реєстрація ФКГ сигналу проводиться в період затримання дихання, яка настає після невеликого видиху. У цей період затриманого видиху звукові сигнали серця найточніше передаються до стінок грудної клітки. Коли дихання затримане пацієнтом важливо, щоб він був розслабленим, оскільки тривала затримка дихання може викликати тремор м'язів. У випадку, коли затримка дихання неможлива, реєстрація ФКГ сигналу виконується при звичайному режимі дихання.

5) На етапі початкового дослідження лікар повинен виконати аускультацию та визначити точки, на які будуть розміщені датчики.

ФКГ сигнал реєструється за допомогою діагностичної системи "Кардіолаб", розробленої компанією ХАІ-Медіка (Україна). Ця система володіє функцією передачі даних на персональний комп'ютер за допомогою USB-шини. До системи інтегровано на програмному рівні алгоритми обробки ФКГ сигналу для формування діагностичних висновків щодо стану клапанів серця.

Взаємодія з системою організована у вигляді меню, яке дозволяє вам вибирати різноманітні режими. Система надає можливість працювати з датчиками ФКГ та датчиками ЕКГ. Результати роботи системи зручно відображаються на дисплеї.

Зовнішній вигляд системи «Кардіолаб» зображено на рис. 2.3.



Рис. 2.3. Вигляд реєстратора ФКГ сигналу «КардіоЛаб» [39]

Для вимірювання серцевих звуків використовується спеціальний мікрофон із вбудованим підсилювачем як датчик. Зображення результатів роботи системи представлено на рис. 2.4.

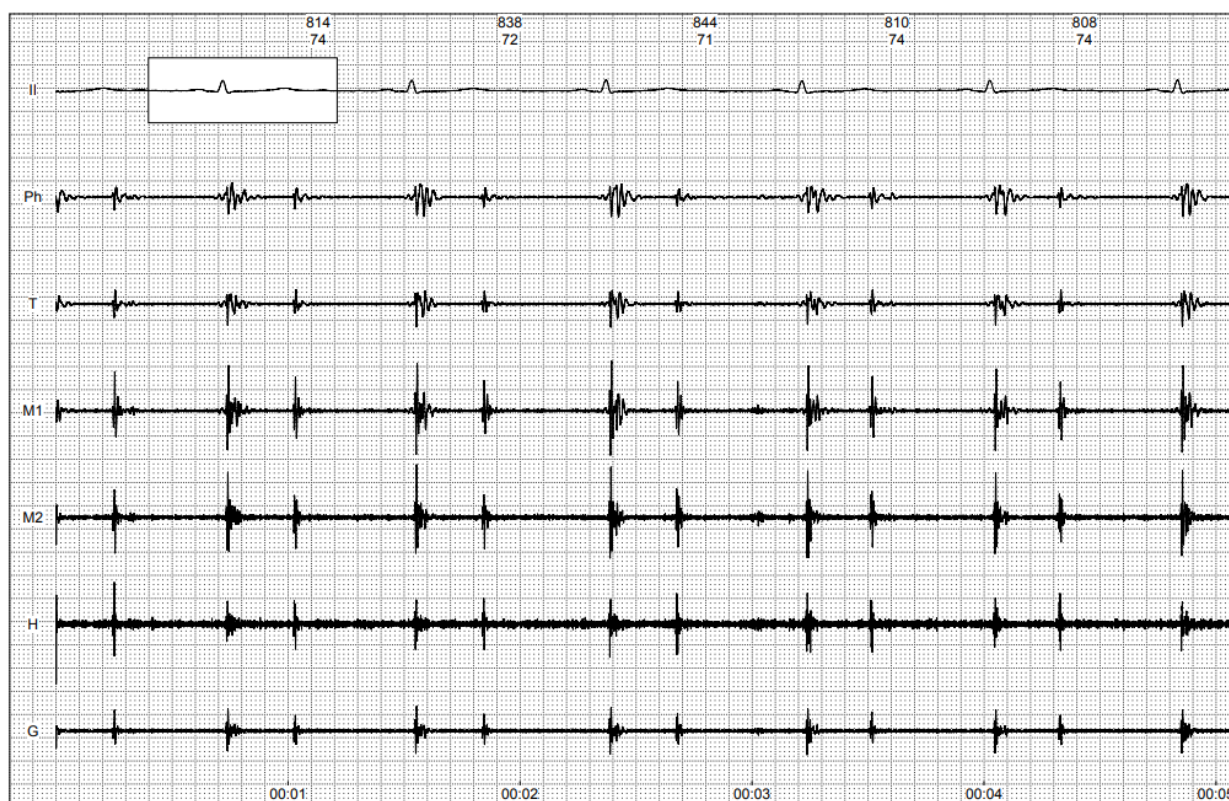


Рис. 2.4. Фоно-ЕКГ сигнал зареєстровані системою «КардіоЛаб»

Експериментально зареєстровану реалізацію ФКГ сигналу при аортальному стенозі системою «Кардіолаб» зображено на рис.2.5.

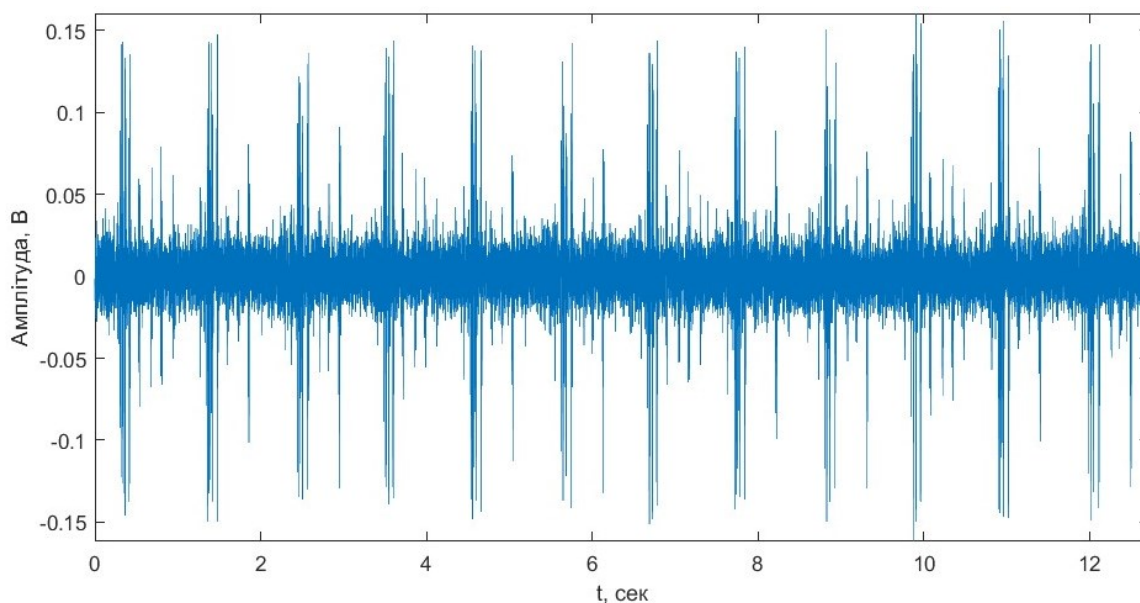


Рис. 2.5. Експериментальна реалізація ФКГ сигналу при стенозі аортальному (з бази даних системи «Кардіолаб» ( $f_d=1000$  Гц))

## 2.2. Параметри ФКГ-сигналу

Нормальний сигнал ФКГ сигналу включає коливання I, II, а також часто III та IV тонів серця (рис. 2.6). Між I та II тонами локалізується систолічна пауза, а між II та I – пауза діастолічна, які представлено ізоакустичними лініями. Природа формування тонів ФКГ сигналу обумовлена через послідовність функціонування всіх серцевих відділів.

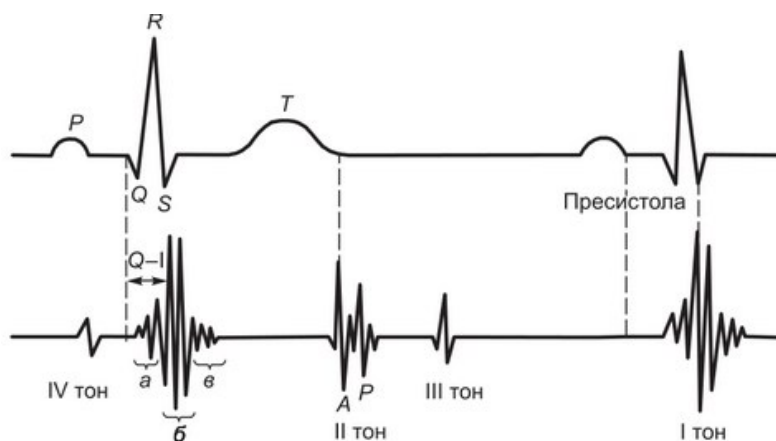


Рис.2.6. Синхронно записані ЕКГ (а) та ФКГ сигнали (б)

I тон ФКГ сигналу складається з 6-10 осциляцій та завжди корелює з комплексом QRS сигналу на ЕКГ сигналі. Початок коливання I тону ФКГ сигналу включає в себе НЧ осциляції (30 коливань/секунду) та амплітуди 2-ої та 3-ої осциляцій. Основні коливання I тону формуються в інтервалі 4-6 ВЧ коливань (120-150 Гц). Ці коливання формуються внаслідок закривання клапанів атріовентрикулярних, зокрема мітрального та трикуспідального. Таким чином, в головних коливаннях першого тону можна виділити трикуспідальний та мітральний компоненти, обумовлені вібрацією стулкових клапанів.

Завершальні коливання I тону виражаються у вигляді 2-ох та 3-ох коливань низької частоти, приблизно 30 Гц. Їх виникнення пов'язано з коливаннями стінок аорти та артерії легеневої. У стані норми часовий інтервал між окремими коливаннями базового комплексу I тону становить не більше 0,02-0,04 с. Збільшення цього інтервалу вказує на розмиття I тону, що свідчить щодо підвищеного рівня тиску в системі кровообігу.

Тривалість I тону для стану норми складає 0,10-0,14 с. Інтервал часу (Q-I) I тону також менше 0,03-0,06 с і відображає час від початкового моменту збурення шлуночків до закриття мітрального клапана (період зміни). У ФКГ сигналі період зміни визначається від початкового моменту зубця Q на ЕКГ сигналі до початку 1-го великого коливання базового комплексу I тону.

Числовий показник тривалості Q свідчить про важливість I тону в медичній діагностиці стенозу. Збільшення цього часового інтервалу вказує на звуження лівого отвору атріовентрикулярного. При стенозі створюються умови для суттєвого приросту рівня тиску в зоні лівого передсердя, що стимулює затримку I тону. Ця затримка вважається пропорційною ступеню стиснення лівого отвору атріовентрикулярного. У високих ступенях стенозу час Q-I може бути більше 0,14 с.

Амплітуда I тону може змінюватися в залежності від кількох факторів, таких як загальна товщина жирового шару на грудях та розвиток м'язів грудної клітки. У стані норми амплітуда I тону зазвичай більша амплітуди II тону в 3/2 рази. Підвищення I тону може відбутися при зниженні наповненість шлуночків кров в період діастолі, особливо при анемії. Величина амплітуди I тону може зменшитися у випадку

недостатності клапана двостулкового, а також при змінах у міокарді, таких як дистрофія та інші захворювання.

II тон формується після формування зубця Т на ЕКГ сигналу або після 0,02-0,04 с очікування, і має тривалість від 0,07 до 0,2 секунди. Сигнал II тону ФКГ містить коливання середньої частоти, кількість яких зазвичай становить 4-6, з частотним діапазоном 100-150 Гц.

В стані норми можна виділити декілька компонентів II тону ФКГ сигналу, що складаються з 2-ох або 3-ох коливань низької амплітуди/частоти. Ці компоненти зазвичай пов'язані з початком розслаблення шлуночків, включаючи ізометричний період. Базовий сигнал II тону включає 2 або 3 коливання середньої частоти в інтервалі 100-150 Гц. Завершення II тону пов'язано з процесом відкриття клапанів атріовентрикулярних та початком наповнення кров'ю шлуночків. На цьому етапі II тону формуються з 2-3 НЧ коливання з низькою амплітудою.

Здійснено процедуру попереднього визначення параметрів реальних ФКГ-сигналів для визначення особливостей методів обробки такого виду сигналів при дослідженні варіацій показників в часовій динамічності різних масштабів.

При дослідженні параметрів ФКГ сигналу (рис.2.5) як випадковий та процес стаціонарний варто дослідити середню оцінку (матсподівання), рівень розкидання навколо нього (дисперсія) та функцію автокореляції. Якщо дисперсія ФКГ сигналу буде сталою увесь час то формується гіпотеза про те, що ФКГ буде стаціонарний а в інших випадках – не стаціонарний.

Дисперсію ФКГ сигналу відображено на рис. 2.7.

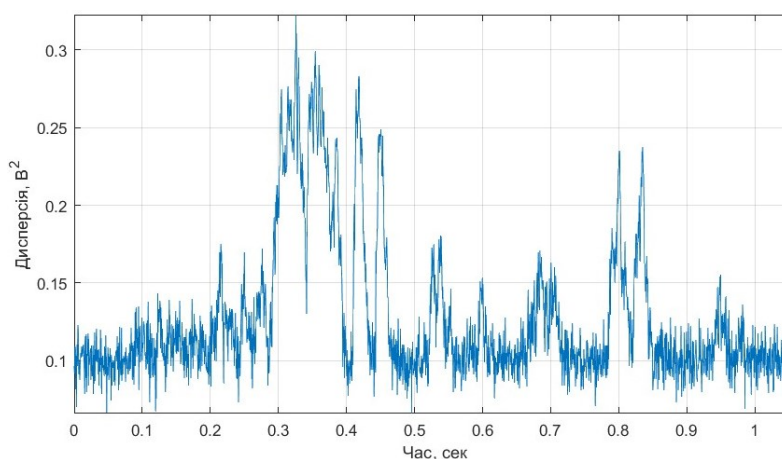


Рис. 2.7. Дисперсія ФКГ сигналу при стенозі аортального клапанів

Отримані результати дисперсії, які наведено на рис.2.3, вказують на не стаціонарність ФКГ сигналу через варіативність значень дисперсії.

Автокореляція ФКГ сигналу дасть змогу відстежити закономірність, яка відобразить те, яким чином значення сигналу для різних часових моментів між собою корелюють. Автокореляція ФКГ сигналу для клапанів в стані стенозу аортального наведена на рис.2.8.

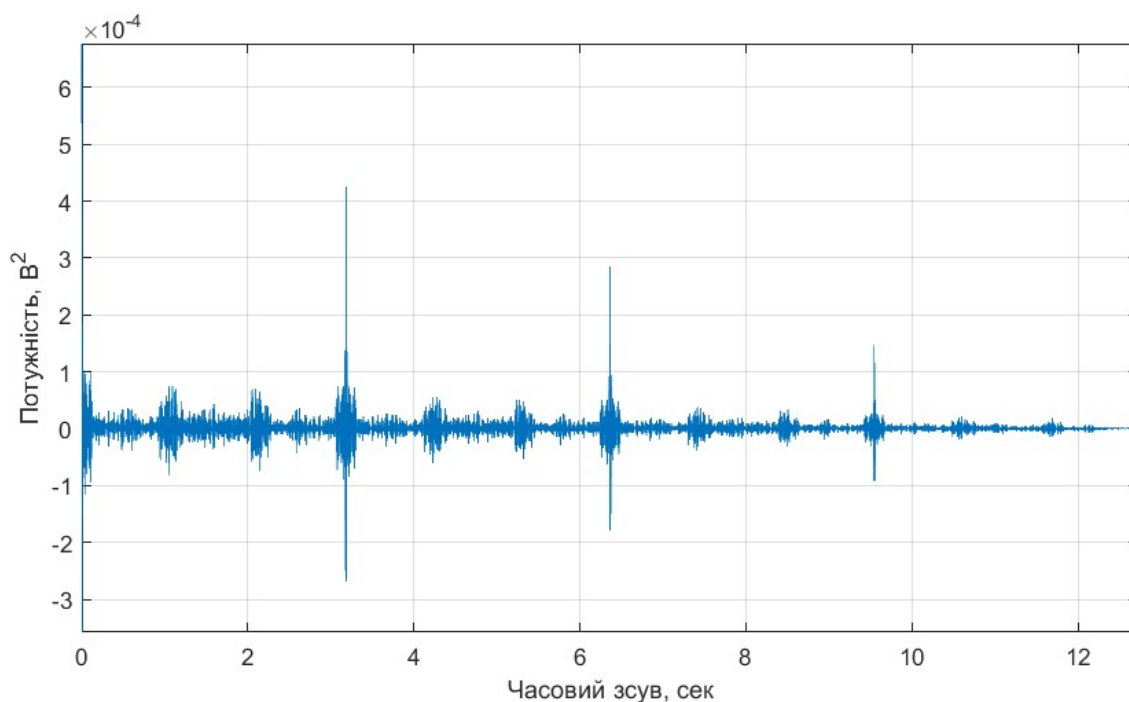
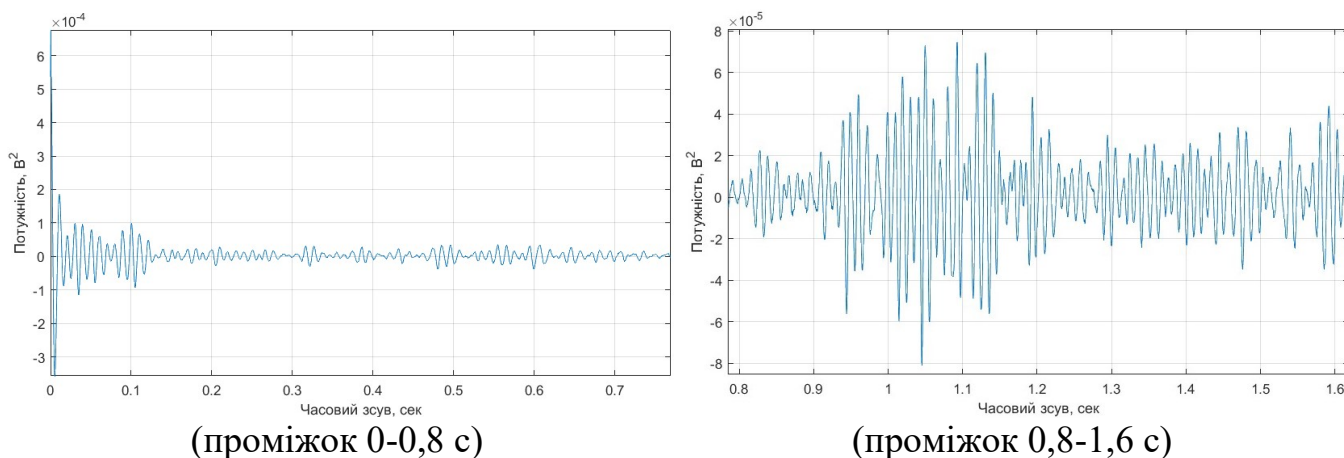


Рис. 2.8. Автокореляція ФКГ сигналу при стенозі аортальному

Для дослідження структури автокореляції ФКГ сигналу (рис.2.8) проведено дослідження її в збільшеному масштабі часу (рис.2.9), тобто забезпечено різномасштабність.



(проміжок 0-0,8 с)

(проміжок 0,8-1,6 с)

Рис. 2.9. Різні вибірки з реалізації автокореляції ФКГ-сигналу

Автокореляція ФКГ сигналу при стенозі аортальному (рис.2.8-2.9) вказує на періодичність значень сигналу та їх зникання в часовому просторі.

Такі визначені параметри ФКГ сигналу при аортальному стенозі вказують на те, що майбутні методи їх дослідження повинні дослідити яким чином змінюватися параметри сигналу як стохастично-періодичного в часі та врахувати при дослідженнях в різномасштабність часову для процесів деталізації.

### 2.3. Метод вейвлет обробки ФКГ-сигналу при стенозі аортального клапана серця

Емпіричні ФКГ сигнали, коли розглядати їх як нестационарні, містять короткочасні високо-та низькочастотні складові у своїй структурі. Таким чином, для їх обробки було б корисно використовувати перетворення, яке забезпечувало б різні вікна для різних частот (вузькі для частот високих, а широкі для низьких). Вейвлет-перетворення відповідає цим умовам і є основою методу обробки ФКГ сигналів за допомогою вейвлетів.

Вейвлетна обробка ФКГ сигналів є специфічним типом спектральної обробки, який базується на простих коливаннях, відомих як вейвлети. У порівнянні зі звичайною спектральною обробкою, ефективна вейвлет обробка використовує масштабний параметр для накладання так званих коротких хвиль на весь часовий діапазон, де досліджується ФКГ сигнал. Це робиться для адаптації до зміни часових зсувів базових функцій. Базову функцію ФКГ сигналу можна виразити у вигляді відношення:

$$\psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (2.1)$$

де  $b$  – величина зсуву в часі;

$a$  – коефіцієнт змінності часового масштабу.



Базис  $\psi(t)$  повинен відповідати умовам 0-ої середньої величини та бути рівною 0-ої для моментів 1-го (середнє значення), 2-го (дисперсія) та інших статистичних моментів. При вейвлет обробці цілого ряду вейвлетів в області часу або частот використовується принцип суперпозиції цих вейвлетів з різними масштабними рівнями для розкладу ФКГ сигналу. Цей принцип дозволяє представити сигнал у вигляді суперпозиції функцій з різними масштабами та вейвлетами.

В ядрі Вейвлет обробки ФКГ сигналу є вираз:

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{t=0}^{t_{\max}} x(t) \psi(t, a, b), \quad (2.2)$$

де  $\psi(t, a, b)$  - базис (функція), яка забезпечує визначення ефективності дослідження флуктаційних процесів (варіативностей часових) ФКГ сигналу по відношенню до часу, що є вкрай актуальним для виявлення моменту часу коли відбувається варіація у функціонуванні клапанів серця.

Процес вибирання базису вейвлетів  $\psi(t, a, b)$  визначається подібністю форми функції ФКГ сигналу до вейвлету материнської функції.

Найбільш побідним за структурою базисом до структури ФКГ сигналу з ознаки стенозу аортального є базис Гауса. Цей базис є найпростішим та описується виразом:

$$\psi(t) = (-1)^n \frac{d^n}{dt^n} e^{-\frac{t^2}{2}}, \quad (2.3)$$

де  $n$  – порядок базису Гауса.

Подано приклад розкладання вейвлета Гауса у базисі Фур'є у випадку, коли спектр ФКГ сигналу має вигляд:

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) e^{-j\omega t} dt, \quad (2.4)$$

а для функції Фур'є-перетворення функції виглядає:

$$\psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (2.12)$$

$$S_{\psi_{ab}}(\omega) = S_{\psi_{a0}}(\omega) \cdot e^{-j\omega b} = \frac{|a|}{\sqrt{|a|}} S_{\psi}(a\omega) e^{-j\omega b} = \sqrt{|a|} \frac{e^{-0.5j\omega} \cdot j4 \sin^2\left(\frac{a\omega}{4}\right)}{a\omega} e^{-j\omega b}, \quad (2.13)$$

Вираз для відносної апроксимаційної помилки при розкладанні вейвлета Гауса  $\psi_{ab}$  в Котельниковий ряд описується виразом:

$$\eta(\omega_U) = \frac{\|s_{i0}\|}{\sqrt{E_{\psi_{ab}}}} = \sqrt{1 - \frac{2}{\pi} \cdot \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-1)^n \cdot (a\omega_U)^{2n+3}}{(2n+4)! \cdot (2n+3)} \cdot \left(1 - \frac{1}{2^{2n+2}}\right)}, \quad (2.14)$$

Графік функції (2.14) відображено на рис.2.9.

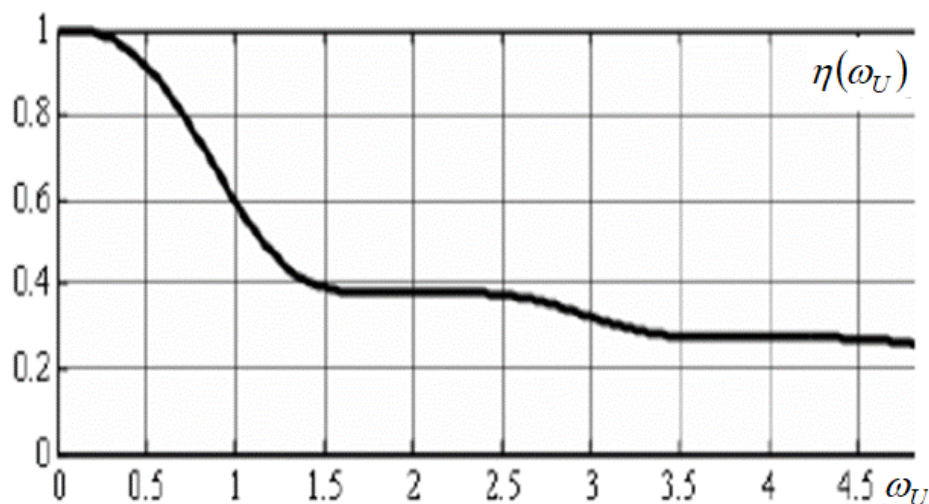


Рис.2.9. Апроксимаційна помилка базису Гауса

Результати аналізу базису Гауса для 8-го порядку та його роздільної здатності в залежності від масштабу відображено на рис.2.10.

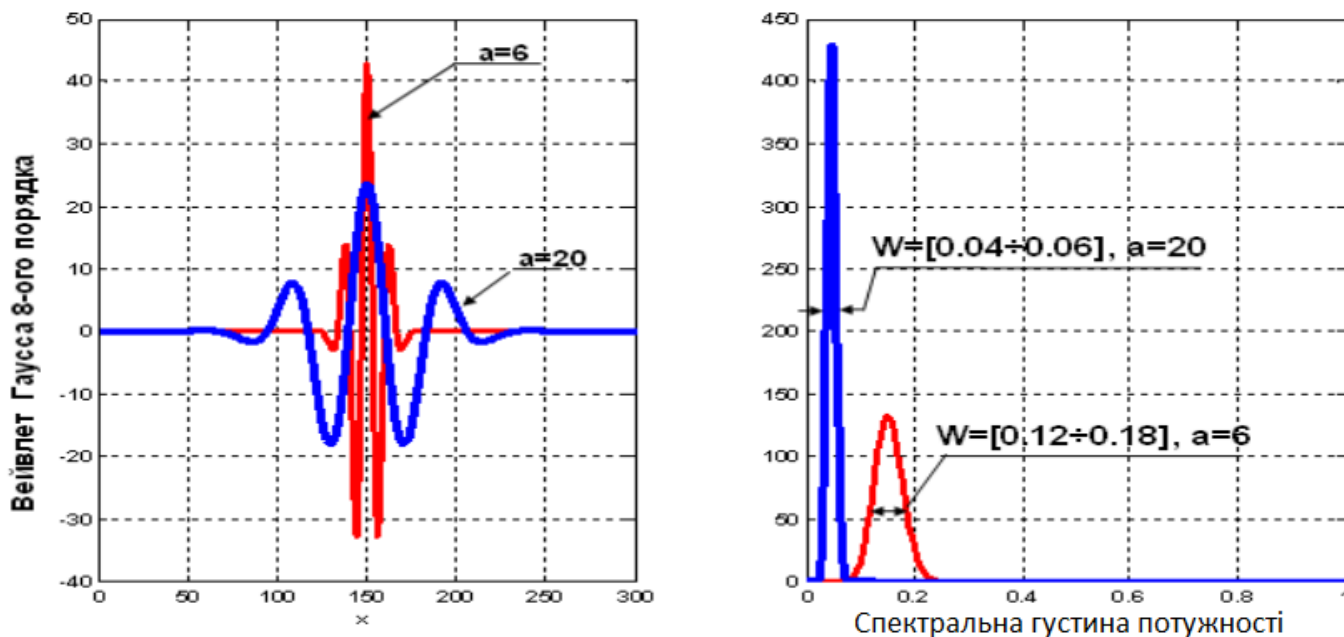


Рис.2.10. Базис Гауса при 8-му порядку

На рис.2.10 можна відзначити, що при зменшенні масштабу локалізації базису вейвлету відмічено високочастотну область з розширеною  $W$ -ефективною шириною спектру. Це розцінюється як діапазон просторових частот, в якому спектральна потужність перевищує половину свого максимуму.

На рис. 2.11 відображено, як змінюється характер варіації ефективної ширини спектру базису Гауса першого і 8-ми порядків при зміні значень масштабів.

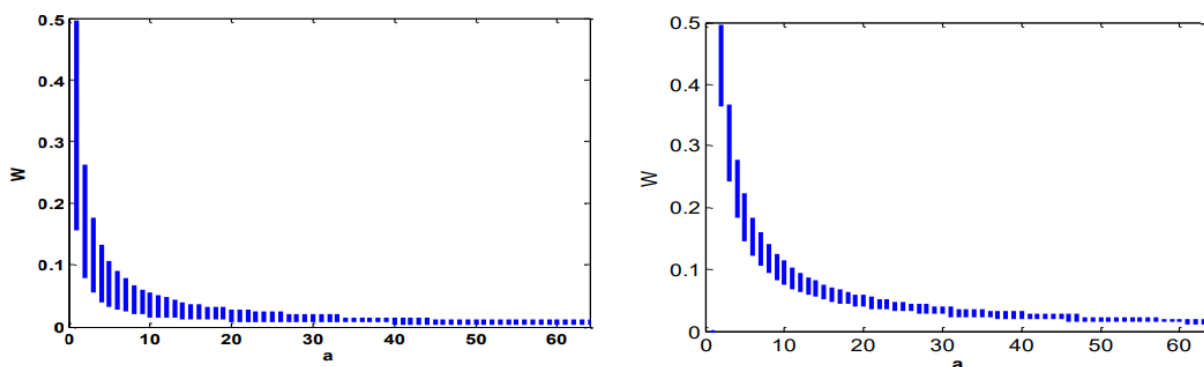


Рис.2.11. Особливість варіативності ширини спектру в базисі Гауса

Функції вейвлет відповідають конкретному діапазону частот при різних значеннях масштабів, і цей діапазон зменшується зі зростанням масштабу. Збільшення порядку вейвлету забезпечує вищу роздільну здатність за частотою.

#### 2.4. Алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналу при стенозі аортального клапана серця

На рис. 2.12 наведено схему алгоритму обробки ФКГ сигналу, що включає в себе етап реєстрації даних ФКГ сигналу, за яким слідує процедура попередньої обробки (позбавлення шумів та підсилення ФКГ сигналу). Наступним етапом є обробка ФКГ сигналу в базисі Гауса. Результати вейвлет обробки ФКГ сигналу будуть представлено як спектри коефіцієнтів з подальшим їх оцінюванням при використанні подальшої процедури прийняття рішень про стан клапанів.



Рис. 2.13. Алгоритм обробки ФКГ сигналу

На базі вейвлет обробки ФКГ сигналу з базисом Гауса реалізовано алгоритм, який наведено на рис.2.14.

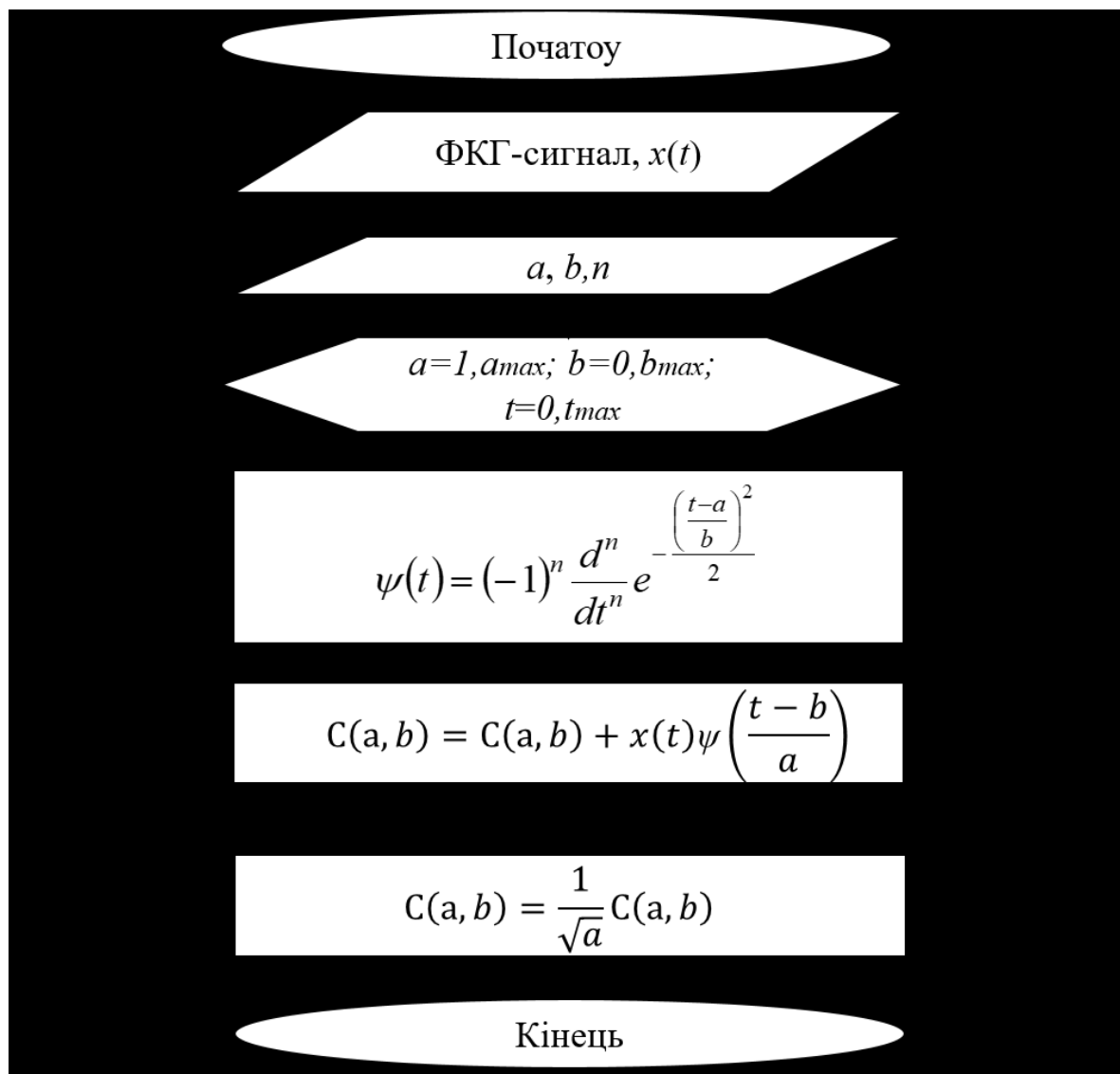


Рис.2.15. Алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналу з базисом Гауса

У ядрі алгоритму (рис. 2.15) застосовується процедура введення коефіцієнтів  $a=1, a_{max}$ ,  $b=1, b_{max}$ , базисного порядку  $n$ , діапазону часу  $t=0, t_{max}$ , а також обчислення функції базису Гауса  $\psi(t)$  та коефіцієнтів-вейвлет  $C(a, b)$  в циклі  $a, b, t$ .

Використання базису Гауса вказує на перехід від обробки частотної інформації до масштабно-часової. Зокрема, це означає, що функція обробляється за допомогою математичної функції, яка залежить від масштабу та зміщення на певне значення.

## 2.5. Висновки до розділу 2

Описано комп'ютеризовану фонокардіографічну систему «Кардіолаб» для реєстрації та обробки емпіричних ФКГ-сигналів.

Паралізовано ФКГ сигнал при аортальному стенозі на факт дослідження його параметрів та їх властивостей. Дослідженні параметри ФКГ сигналу при аортальному стенозі вказують на той факт, що майбутні методи повинні дослужувати закони зміни параметри сигналу як стохастично-періодичного в часі та врахувати при дослідженнях різномасштабність часову для процесів деталізації.

Розроблено метод обробки ФКГ сигналів на основі вейвлету з базисом Гауса, яка за формою та характеристиками є подібною в деякому наближенні до реальних ФКГ сигналів за наявності стенозу аортального. На базі методу розроблено алгоритм обробки ФКГ сигналів як основи розроблення скрипту програмного засобу комп'ютеризованих фонокардіографічних систем.

Розроблено метод обробки сигналів ФКГ сигналів на основі вейвлет обробки з використанням базису Гауса, який за структурою подібний до структури ФКГ сигналу з ознаки стенозу аортального. На підґрунті методу розроблено алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналів. Цей алгоритм є фундаментом для створення скрипту програмного засобу комп'ютеризованих фонокардіографічних систем.

## РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНИЙ ЗАСІБ ОБРОБКИ ФКГ-СИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ  
СТЕНОЗУ АОРТАЛЬНОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ

## 3.1. Блок-схема програмного забезпечення вейвлет обробки ФКГ-сигналу

Враховуючи особливості автоматизації обробки та структурну особливість блок-схеми вейвлет обробки ФКГ сигналів, було реалізованого блок-схему програмного засобу комп'ютеризованих фонокардіографічних систем для автоматизації обробки ФКГ сигналів (рис. 3.1).

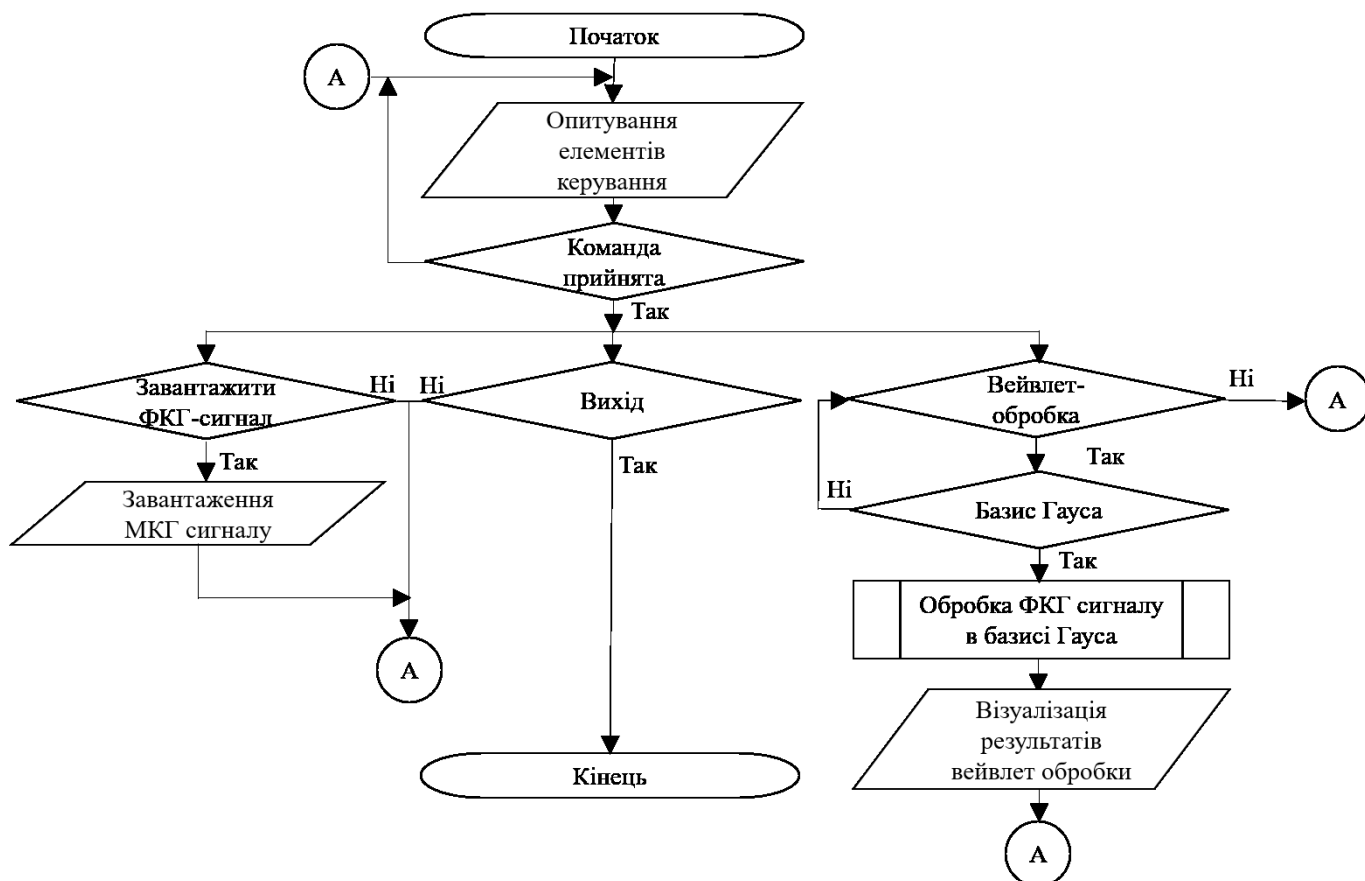


Рис. 3.1. Блок-схема програмного засобу обробки ФКГ-сигналу

При розробці блок-схеми були враховані наступні базові вимоги:

- Можливість завантаження з бази даних ФКГ сигнали;
- Можливість вейвлет обробки ФКГ сигналу в базисі Гауса;

- Можливість задавати значення частоти дискретизації ФКГ сигналів;
- Можливість встановлення параметрів зсуву масштабу та кроку зсуву для обробки ФКГ сигналів;
- Можливість задання часового діапазону дослідження ФКГ сигналів;
- Можливість візуалізації ФКГ сигналів і результату обробки.

Згідно з блок-схемою на рис. 3.1, засіб проводить опитування елементів керування для визначення операції, яку слід виконати. Після вибору команди ініціюється виконання відповідної підпрограми згідно із розробленим скриптом.

Якщо обрано команду для вейвлет обробки здійснюється обробка сигналу ФКГ сигналу в базисі Гауса. По завершенню процесу обробки виконується візуалізація результатів обробки у формі 2D та 3D графіків. Ці графіки відображаються на екрані, надаючи графічну діагностичну інформацію щодо стану клапанів.

Виходячи з блок-схеми на рис. 3.1, було здійснено процес розроблення програмного засоби, яке включає в себе відповідні підпрограми для автоматизації процесу завантаження даних, візуалізації даних та вейвлет обробки сигналів фонокардіограми (ФКГ) в обраному базисі Гауса.

### 3.2. Реалізація програмного засобу вейвлет обробки ФКГ-сигналу

Для написання програмного коду для обробки досліджуваних ФКГ сигналу було використано середовище MATLAB, яке розширює можливості щодо розробки подібних кодів.

На 1-ому етапі виконання програмного засобу для обробки ФКГ сигналу відбувається очищення пам'яті комп'ютера від раніше присвоєних змінних, які мали локальний та глобальний характер, відповідно до коду:

```
clear all;    % Процедура очищення пам'яті
```

Під локальні змінні `normaPCG` та `patalogPCG` відбувається завантаження масиву даних ФКГ сигналів для клапанів в стані норми та при аортальному стенозі:



```
normaPCG=load('normaPCG.dat');      % ФКГ сигнал (клапани в нормі)
patalogPCG=load('patalogPCG.dat');  % ФКГ сигнал (стеноз аортальний)
```

Здійснюється зберігання значення частоти дискретизації до змінної, позначеної як `fdPCG`, на рівні 1000 Гц. Це значення визначене на технічному рівні фонокардіографічної системи:

```
fdPCG=1000;
```

Для відображення ФКГ сигналу на графіку як залежність амплітуда/часу сформовано множину часову та збережено до змінної `tPCG`:

```
tPCG=(0:(length(normaPCG)-1))./fdPCG;      % Множина числова
```

На підставі сформованої множини числової відображаємо ФКГ сигнал як залежить амплітуда/час:

```
figure(1)          % Об'єкт фігури для візуалізаційних процесів
subplot(2,1,1)     % Об'єкт фігури 1 поділено на матрицю 2x1 і обрано 1
plot(tPCG,normaPCG); % ФКГ сигнал візуалізується як амплітуда/час
grid on;          % Активація графічної сітки
axis tight;       % Максимальне розтягнення ФКГ по контурам графіку
ylabel('Рівень амплітуди, В'); % Вісь амплітудна (підпис)
xlabel('Часовий простір, сек'); % Вісь часова (підпис)
subplot(2,1,2)     % Об'єкт фігури 1 поділено на матрицю 2x1 і обрано 2
plot(t,patalogPCG); % ФКГ сигнал візуалізується як амплітуда/час
grid on;          % Активація графічної сітки
axis tight;       % Максимальне розтягнення ФКГ по контурам графіку
ylabel('Рівень амплітуди, В'); % Вісь амплітудна (підпис)
xlabel('Часовий простір, сек'); % Вісь часова (підпис)
```

Результат візуалізації зображено на рис.3.2.

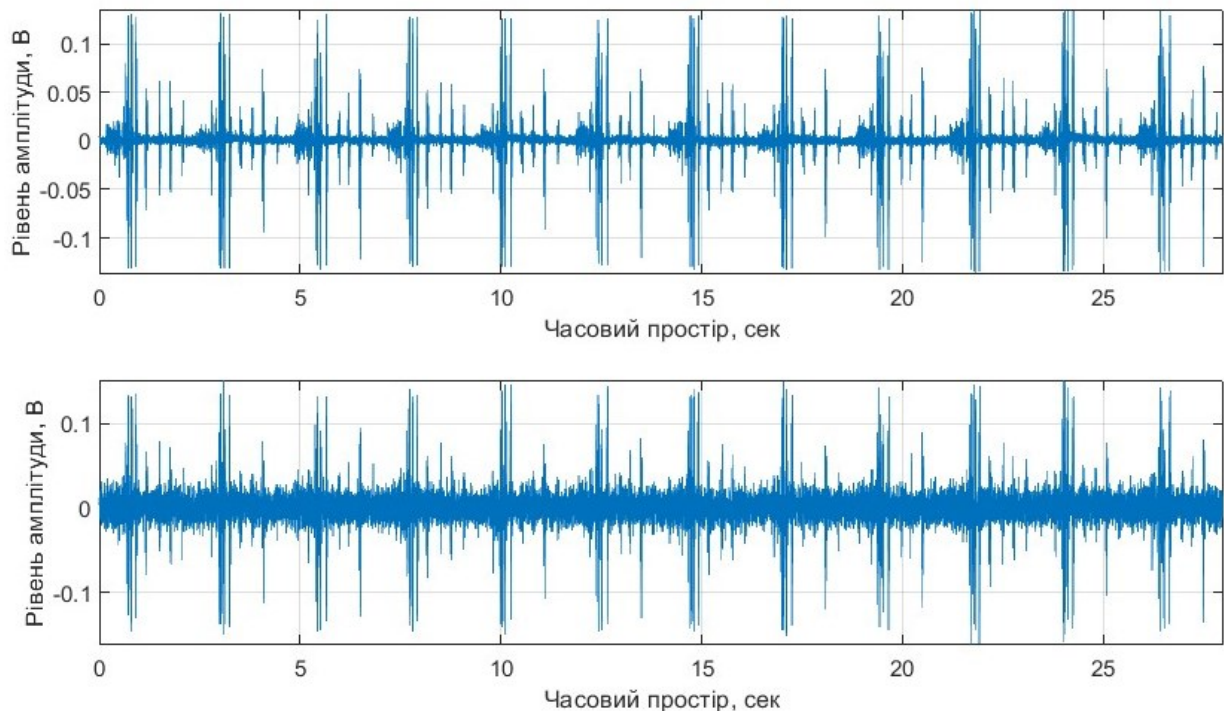


Рис.3.2. Візуалізація ФКГ сигналів (вверху – норма, внизу – аортальний стеноз)

Масив даних ФКГ сигналу піддається вейвлет обробці в базисі Гауса. В середовищі Matlab для реалізації вейвлет обробки наявна програмна функція `cwt` (Continuous Wavelet Transform) :

```
result=cwt(PCG, scale, 'wfun') % функція вейвлет обробки
```

Зазначена програмна функція `cwt` формує як результат спектр коефіцієнтів.

Вхідні параметри `cwt`:

`wfun` – ім'я базису (ядро вейвлет обробки);

`scale` – множина масштабних значень.

Функція `cwt` містить ряд додаткових параметрів на вході, що забезпечує розширення можливостей візуалізаційного процесу для представлення результатів обробки ФКГ сигналу. Для візуалізації сформованих результатів обробки (спектрів) рекомендовано застосовувати 3D представлення, яке Matlab

Для забезпечення вейвлет обробки ФКГ сигналу в базисі Гауса параметру wfun призначено назву 'gaus4'.

```
cwt(PCG,1,'gaus2');    % вейвлет обробка в базисі Гауса
```

Скрипт вейвлет обробки з подальшою процедурою Фур'є перетворення задля забезпечення переходу до частотної області з урахуванням різномасштабності:

```
for kscale=1:1:150          %цикл різномасштабності
wfun='gaus2';              % вибір базису Гауса
WPPCG1(scale,:)=abs(fft(cwt(normaPCG, kscale, wfun)));    % вейвлет обробка ФКГ
WPPCG2(scale,:)=abs(fft(cwt(patalogPCG, kscale, wfun))); % вейвлет обробка ФКГ
end;
```

Обчислені значення спектрів WPPCG візуалізуються на екрані при використанні скрипту:

```
timescale=256              % Довжина зміни масштабу часового
figure(2);                 % Об'єкт фігури для візуалізаційних процесів
subplot(2,1,1);            % Об'єкт фігури 1 поділено на матрицю 2x1 і обрано 1
surf(WPPCG1(:,1:timescale)); % 3D візуалізація результату вейвлет обробки
grid on;                   % Активація графічної сітки
axis tight;                % Максимальне розтягнення ФКГ по контурам графіку
ylabel('Параметр масштабу');
xlabel('зсув');
zlabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');
title ('ФКГ сигнал (норма)');
figure(2);                 % Об'єкт фігури для візуалізаційних процесів
subplot(2,1,2);            % Об'єкт фігури 1 поділено на матрицю 2x1 і обрано 1
surf(WPPCG2(:,1:timescale)); % 3D візуалізація результату вейвлет обробки
grid on;                   % Активація графічної сітки
```

```

axis tight;                                % Максимальне розтягнення ФКГ по контурам графіку
ylabel('Параметр масштабу');
xlabel('зсув');
zlabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');
title ('ФКГ сигнал (аортальний стеноз)');

```

Розроблений скрипт програмного засобу в Matlab буде застосовано для вейвлет обробки ФКГ сигналів при виявленні проявів стенозу аортального клапанів.

### 3.3. Результати виявлення стенозу аортального

На рис. 3.3 наведено графічні зображення реалізацій амплітудних вейвлет спектрів ФКГ сигналу залежно від частоти та масштабу в умовах медичної норми та стенозу аортального. Такий підхід забезпечує докладне вивчення флуктуацій як у частотному, так і у часовому вимірах при врахуванні різномасштабності, що забезпечує процедуру повноцінного аналізу ФКГ сигналу в усіх просторах одночасно.

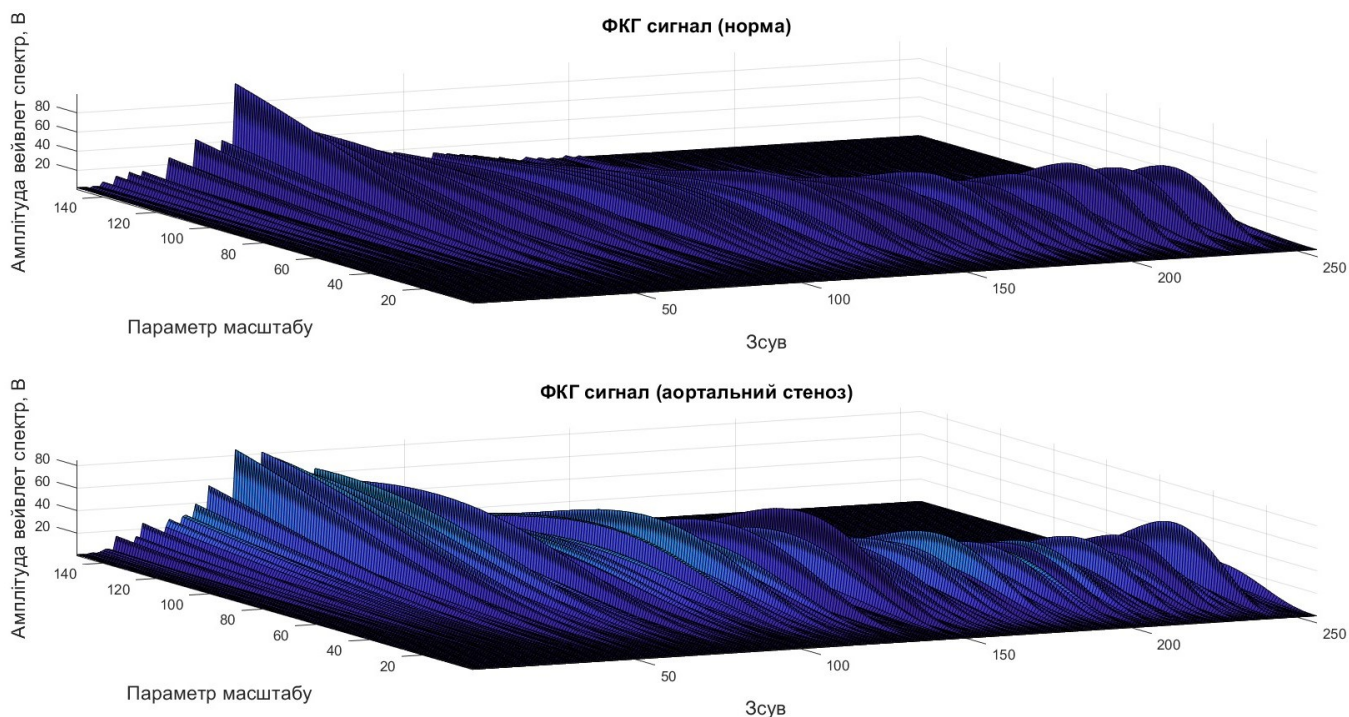


Рис.3.3. Амплітудні вейвлет спектри ФКГ сигналу

Амплітудні Вейвлет спектри (рис.3.3) у своїй залежності від масштабного параметру та зсуву кількісно відображають локалізаційні процеси у структурі ФКГ сигналу та його часову змінність. Результат обробки ФКГ сигналу в базисі Гауса чітко забезпечує відображення зміни інтенсивності (кольорової гами) компонент вейвлет спектрів при наявності стенозу аортального у відношенні до ФКГ сигналу в стані норми. Відмічено, що в загальному структура амплітудних Вейвлет спектрів для двох станів клапана серця (рис.3.3) зберігається, що вказує на інваріантність отриманих діагностичних ознак.

Для більшої деталізації змін інтенсивності (кольоровій гамі) в структурі спектрів (рис. 3.3) зображено обчислені спектри у проекції зверху (рис. 3.4). Такий підхід дозволяє визначити локалізацію (місцезнаходження) максимумів та інших значень спектрів у масштабо-часовому просторі.

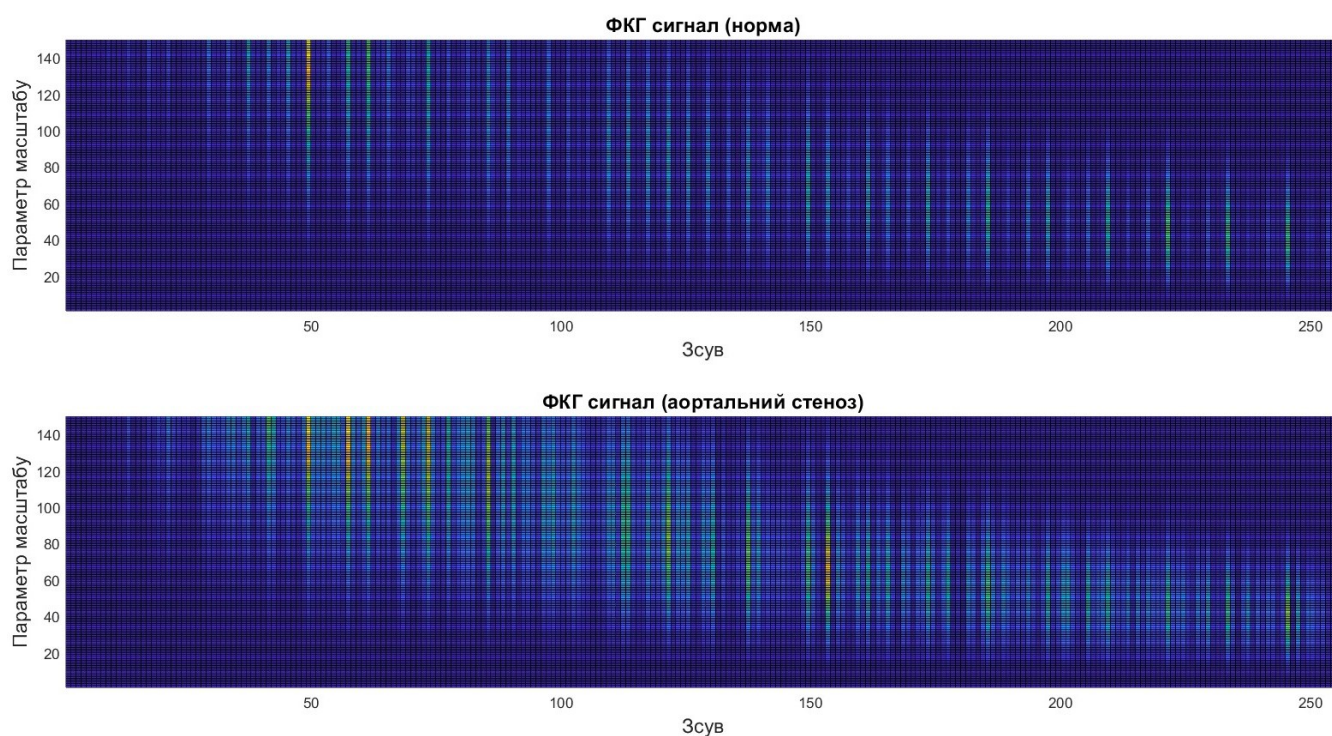


Рис.3.4. Результат візуалізації вейвлет обробки ФКГ сигналу

На рис.3.4 видно, що для станів норми та стенозу аортального відзначається структурна однорідність вейвлет спектрів в базисі Гауса, проте відзначено зміну в амплітудних значеннях, що вказує на варіативність у функціонуванні клапанів серця.

Для аортального стенозу характерне підсилення інтенсивності спектрів та їх збільшення щільності, на відміну до стану норми.

Для детальної оцінки значень спектрів вейвлет використано критерій, який полягає у їх усередненні за часовими зсувами у відповідності до виразу:

$$\hat{Y}(a,b) = M_b \{W_{a,b}\}. \quad (3.1)$$

Реалізації усереднених вейвлет спектрів ФКГ сигналу наведено на рис.3.5.

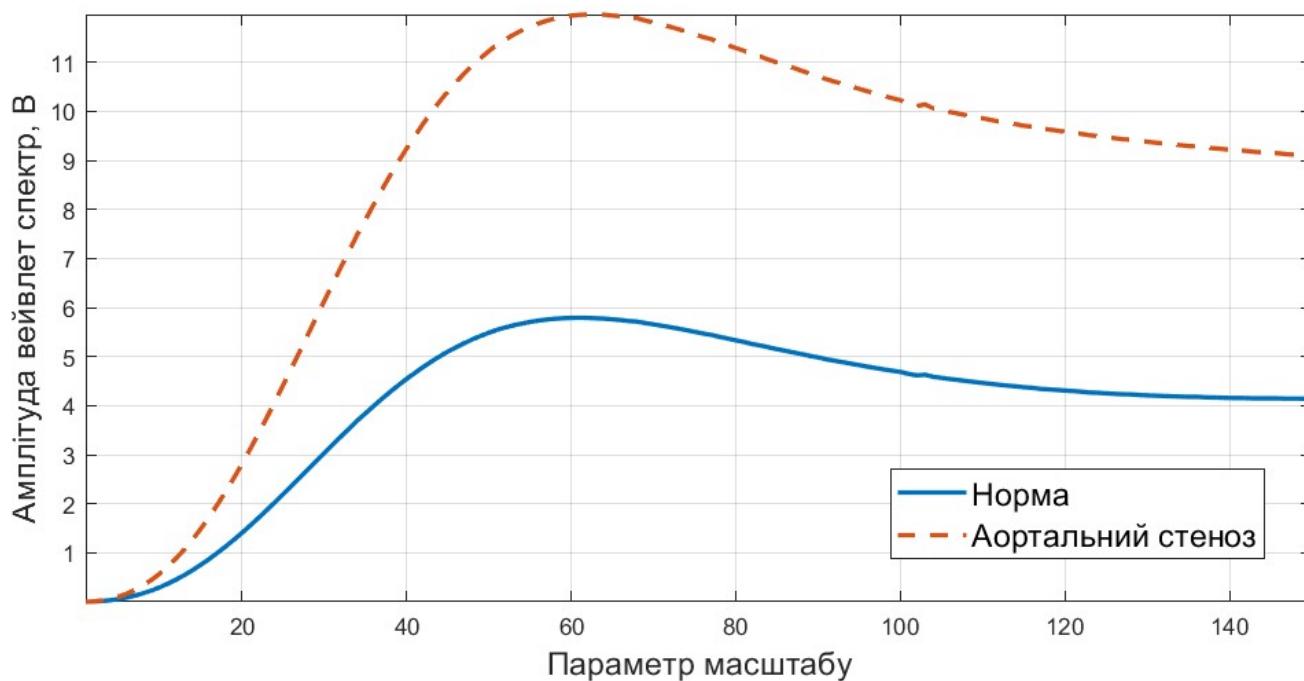


Рис.3.5. Усередненні спектри вейвлет в базисі Гауса

На рис. 3.5 помітно, що структура усереднених спектрів для обох станів клапана серця є ідентичною. Однак у випадку стенозу аортального відзначається приріст значень усереднених спектрів, що вказує на зміну у функціонуванні клапанів серця. Іншими словами, рівень відхилення цих ознак вказує на рівень прогресування патологічного стану у структурі клапана серця.

### 3.4. Програмний засіб вейвлет обробки ФКГ-сигналу з графічною оболонкою

Використання інтегрованого модуля GUIDE в MATLAB дозволило розробити програмний засіб для автоматизованої обробки сигналів ФКГ з графічною оболонкою для користувачів засобу.

Початковий етап розробки програмного засобу є розробка фреймових зон в зоні головного вікна засобу, де будуть відображатися всі основні елементи управління процесом вейвлет обробки ФКГ сигналу та початкові параметри.

Вигляд розробленого засобу вейвлет обробки ФКГ сигналу для комп'ютеризованих фонокардіографів показано на рис. 3.9.

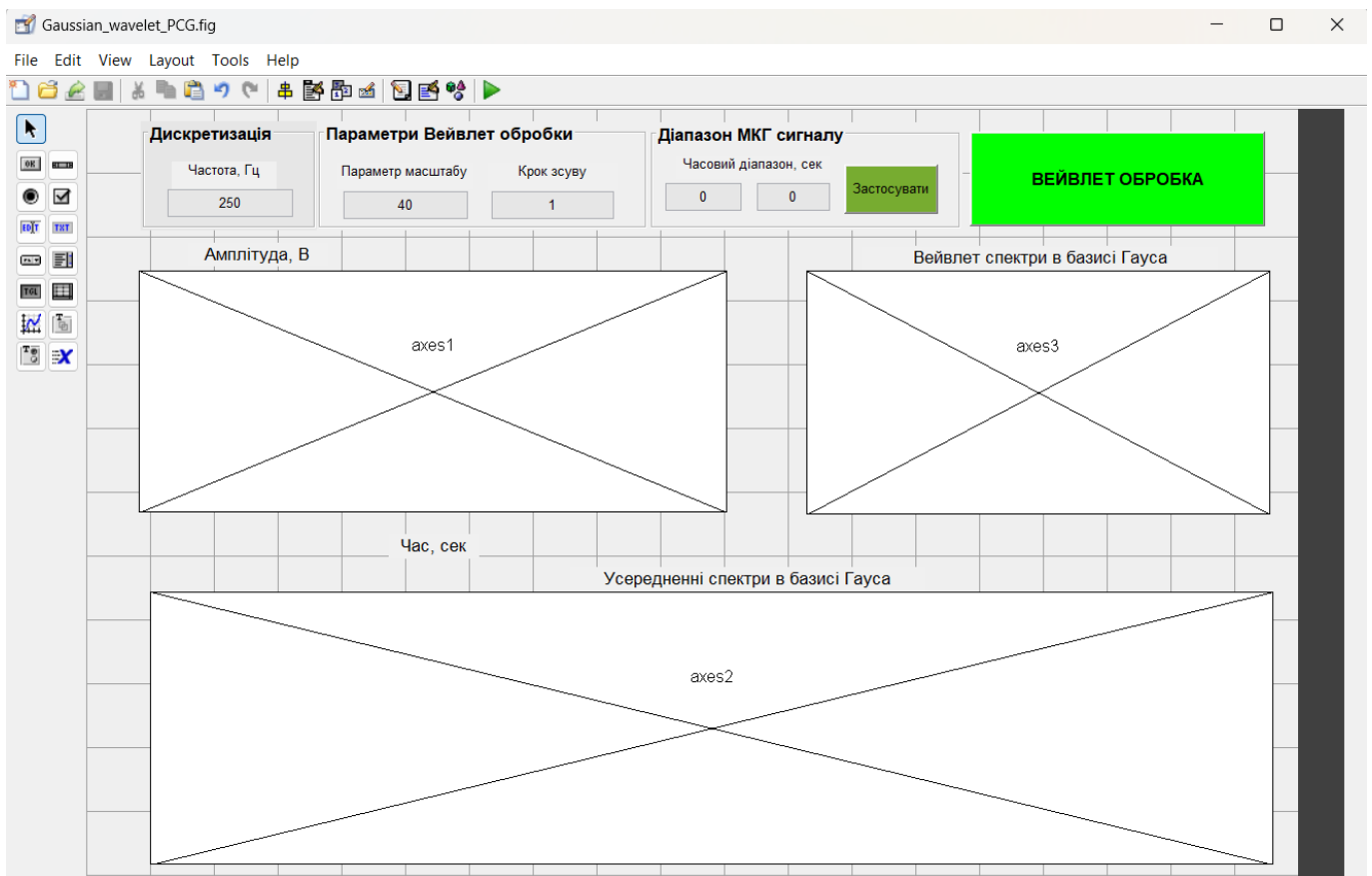


Рис.3.6. Вигляд розробленого програмного засобу вейвлет обробки ФКГ сигналу

Головне вікно програмного засобу складається з 6-ти фреймів в яких локалізовані свої компоненти, які виконують конкретні завдання, а саме ввід

параметрів ФКГ сигналу, часовий простір обробки ФКГ сигналу, зони візуалізації ФКГ сигналу та обчислені вейвлет спектри.

В об'єкті кнопки **pushbutton1** локалізована функція вейвлет обробки ФКГ сигналів. Скрипт програмного засобу відображено додатку Б.

Фрагмент коду функції вейвлет завантаження та формування довжини кратної довжині зони часової ФКГ сигналів при його обробці наведено на рис. 3.7.

```

195 % --- Executes on button press in pushbutton1.
196 function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
197 % hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
198 % eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
199 % handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
200
201 normaPCG=load('c:/temp/norma_PCG.dat');
202 x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
203 fdPCG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
204 t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
205 t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
206 N1=fix(t1*fdPCG+1);
207 N2=fix(t2*fdPCG+1);
208 y=x(N1:N2);
209
210 tPCG=(0:(length(normaPCG)-1))./fdPCG;

```

Рис.3.7. Фрагмент коду функції вейвлет обробки ФКГ сигналу

Фрагмент скрипту функції вейвлет обробки ФКГ сигналів наведено на рис. 3.8.

```

212 u=str2num(get(handles.edit5,'string'));
213 k=str2num(get(handles.edit2,'string'));
214
215 for kscale=1:k:u
216 wfun='gaus2';
217 WPPCG1(kscale,:)=abs(fft(cwt(normaPCG, kscale, wfun)));
218 WPPCG2(kscale,:)=abs(fft(cwt(y, kscale, wfun)));
219 end

```

Рис.3.8. Фрагмент скрипту функції вейвлет обробки ФКГ сигналів



Фрагмент скрипту візуалізації 3D вейвлет спектрів ФКГ сигналів наведено на рис. 3.9.

```

222     timescale=256;
223     axes(handles.axes3);
224     surf(WPPCG2(:,1:timescale));
225     grid on;
226     axis tight;
227     ylabel('Параметр масштабу');
228     xlabel('Зсув');
229     zlabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');
230     rotate3d on;

```

Рис.3.9. Фрагмент скрипту візуалізації 3D вейвлет спектрів ФКГ сигналів

Фрагмент скрипту візуалізації усереднених 3D вейвлет спектрів ФКГ сигналів наведено на рис. 3.10.

```

232     axes(handles.axes2);
233     mWPPCG1=mean(WPPCG1(:,1:timescale));
234     mWPPCG2=mean(WPPCG2(:,1:timescale));
235     plot(mWPPCG1);
236     hold on;
237     plot(mWPPCG2, '--');
238     hold on;
239     axis tight;
240     grid on;
241     legend('Норма', 'Досліджуваний стан');
242     xlabel('Параметр масштабу');
243     ylabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');

```

Рис.3.10. Фрагмент скрипту візуалізації усереднених 3D вейвлет спектрів ФКГ сигналів

На рис.3.11 наведено досліджуваний ФКГ сигнал людини (стан стенозу аортального), усереднені та не усередненні вейвлет спектри.

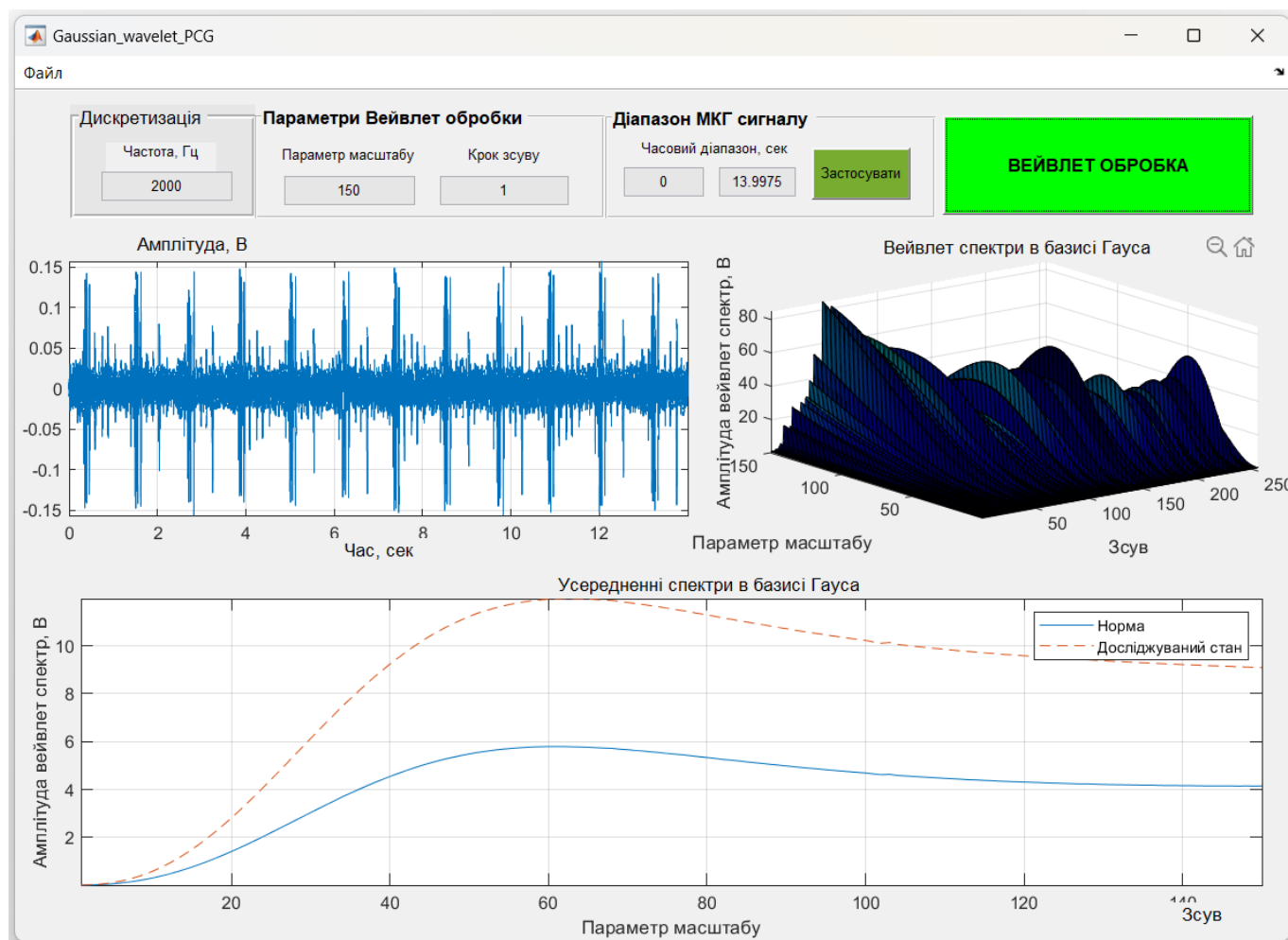


Рис.3.11. Результати роботи програмного засобу вейвлет обробки ФКГ сигналу

Розроблений програмний засіб обробки ФКГ сигналу з графічною оболонкою забезпечує динамічність дослідження сигналу в різних масштабах часу в автоматизованому режимі.

### 3.5. Висновки до розділу 3

У розділі реалізовано програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналу в середовищі MATLAB, яке уможливило обчислити показники стану клапанів серця у виді вейвлет спектрів в 3D та 2D поданнях (усередненні 3D). Основою для розробки програмного засобу був попередньо розроблений в розділі алгоритм вейвлет обробки ФКГ сигналу в базисі Гауса. Обчислені спектри забезпечують змогу кількісно

визначити рівень часових флуктацій при врахуванні різномасштабності часу, що є важливим при завчасному виявленні прояву стенозу аортального клапанів серця.

Застосування інтегрованого модуля GUIDE в MATLAB забезпечило розробку програмного засобу для уможливлення автоматизованої обробки сигналів ФКГ при виявленні аортального стенозу з графічною оболонкою для користувачів засобу.

## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

#### 4.1. Охороні праці

Розробка програмного забезпечення обробки ФКГ сигналу для виявлення аортального стеноза клапанів серця людини здійснювалась на персональному комп'ютері із врахуванням вимог Державних санітарних правил і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин (ДСанПіН 3.3.2.007-98) та Вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями (НПАОП 0.00-7.15-18) з урахуванням Директиви 90/270/ЄЕС (29.05.1990 р.) щодо мінімальних вимог безпеки при роботі з екранними пристроями [39].

У приміщенні на робочому місці згідно ВДТ ДСанПіН 3.3.2.007-98 мають бути забезпечені оптимальні значення параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості й рухливості повітря.

Природне освітлення при роботі з ВДТ має здійснюватися через світлові прорізи, орієнтовані переважно на північ чи північний схід і забезпечувати коефіцієнт природною освітленості не нижче ніж 1,5%.

В процесі розробки ПЗ враховано усі заходи згідно ДСанПіН 3.3.2.007-98 щодо запобігання несприятливої дії на працівників шкідливих факторів, які супроводжують роботу з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ), пов'язаною з зоровим і нервово-емоційним напруженням, що виконується у вимушеній робочій позі при локальному напруженні верхніх кінцівок на фоні обмеженої загальної м'язової активності під впливом комплексу фізичних факторів шуму, електростатичного поля, неіонізуючих та іонізуючих електромагнітних випромінювань.

Гранично допустимі рівні шуму повинні відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку (ДСН 3.3.6.037-99), затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999

року № 37 [41]. Мікроклімат у приміщені має відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99).

Обладнання і організація робочого місця працюючого при розробці ПЗ обробки ФКГ сигналу згідно ДСанПІН 3.3.2.007-98 мають забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця та їх взаємного, розташування ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності.

Фонокардіографічна система, яка забезпечує процес реєстрації ФКГ сигналів та їх обробку згідно Технічного регламенту щодо медичних виробів [39], відноситься до класу медичних виробів як прилад, що застосовуються з метою забезпечення діагностики перебігу хвороби клапанів серця пацієнта в разі захворювання чи лікування.

Відповідне програмне забезпечення системи обробки ФКГ сигналів розроблялось таким чином, щоб при його використанні не було спричинено виникнення ризику для клінічного стану або безпеки споживачів чи для здоров'я і безпеки користувачів або інших осіб [39].

Відповідно до вимог [39] фонокардіографічна система, як медичний виріб з електронною програмною системою забезпечує надійність, відтворюваність, та ефективність системи, в якій передбачено засоби для усунення або мінімізації спричинених ризиків у разі поодинокого збою.

Програмне забезпечення фонокардіографічної системи розроблено відповідно до поточного рівня знань з урахуванням принципів циклу розробки, управління ризиками, валідації та перевірки [39].

Конструкція фонокардіографічної система забезпечує мінімізацію ризиків створення електромагнітних полів, які негативно впливають на роботу іншого обладнання в звичайних умовах. Для уникнення ризиків ураження електричним струмом працівника за умови належного використання системи, її правильного встановлення, передбачено робочу ізоляцію, яка передбачає підключення її до електричної мережі за умови під'єднання корпусу системи до заземлювача. Рівень та стан ізоляції струмопровідних частин системи відповідає правилам використання фонокардіографічної системи.

Таким чином, комп'ютеризована фонокардіографічна система є безпечною з точки зору охорони праці та техніки безпеки.

#### 4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Підприємство з випуску фонокардіографічної системи є пожежонебезпечним, тому актуальним є забезпечення протипожежного захисту робітників та службовців, які на них працюють. Заходи протипожежного захисту здійснюються з дотриманням вимог глави 13 Кодексу цивільного захисту України від 02.10.2012 р. №5403-VI.

Всі заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві на об'єкті можна підрозділити на організаційні, технічні, режимні та експлуатаційні [40].

Забезпечення пожежної безпеки є складовою частиною виробничої або іншої діяльності посадових осіб, працівників підприємств та підприємців. Це повинно бути відображено у трудових договорах (контрактах) та статутах підприємств.

Керівник підприємства з випуску ДРС повинен визначити обов'язки посадових осіб щодо забезпечення пожежної безпеки, призначити відповідальних за пожежну безпеку окремих будівель, споруд, приміщень, діляниць, технологічного та інженерного устаткування, а також за утримання і експлуатацію технічних засобів протипожежного захисту. Обов'язки щодо забезпечення пожежної безпеки, утримання та експлуатації засобів протипожежного захисту мають бути відображені у відповідних посадових документах (функціональних обов'язках, інструкціях, положеннях тощо).

На кожному підприємстві з урахуванням його пожежної небезпеки наказом (інструкцією) повинен бути встановлений відповідний протипожежний режим, в тому числі визначені:

- можливість (місце) паління, застосування відкритого вогню та побутових нагрівальних приладів;
- порядок проведення тимчасових пожежонебезпечних (в тому числі зварювальних) робіт;

- правила проїзду та стоянки транспортних засобів;
- місця для зберігання і допустима кількість сировини, напівфабрикатів та готової продукції, які можуть одночасно знаходитися у виробничих приміщеннях і на території (у місцях зберігання);
- порядок прибирання горючого пилу та відходів, зберігання промасленого спецодягу і шмаття, очищення повітроводів вентиляційних систем від горючих відкладень;
- порядок відключення від мережі електрообладнання у разі пожежі;
- порядок огляду і зачинення приміщень після закінчення роботи;
- порядок проходження посадовими особами навчання та перевірки знань з пожежної безпеки, а також проведення з працівниками протипожежних інструктажів та занять з пожежно-технічного мінімуму з призначенням відповідальних за їх проведення;
- порядок організації експлуатації і обслуговування наявних технічних засобів протипожежного захисту (протипожежного водопроводу, насосних станцій, вогнегасників тощо);
- дії працівників у разі виявлення пожежі.

Для об'єктів з перебуванням людей вночі інструкції мають передбачати два варіанти дій відповідно у денний та нічний час.

Усі працівники при прийнятті на роботу і за місцем здійснення професійної діяльності повинні проходити інструктаж з питань пожежної безпеки (вступний, первинний, повторний на робочому місці, позаплановий та цільовий). Посадові особи до початку виконання своїх обов'язків і періодично один раз на 3 роки мають проходити навчання і перевірку знань з питань пожежної безпеки.

Отже, організаційні заходи пожежної безпеки передбачають: організацію пожежної охорони на об'єкті, проведення навчань з питань пожежної безпеки (включаючи інструктажі та пожежно-технічні мінімуми), застосування наочних засобів протипожежної пропаганди та агітації, проведення перевірок, оглядів стану пожежної безпеки приміщень, будівель, об'єкта в цілому та ін.

До технічних заходів належать: суворе дотримання правил і норм, визначених

чинними нормативними документами при реконструкції приміщень, будівель та об'єктів, технічному переоснащенні виробництва, експлуатації чи можливого переобладнанні електромереж, опалення, вентиляції, освітлення і т. п.

Заходи режимного характеру передбачають заборону куріння та застосування відкритого вогню в недозволених місцях, недопущення появи сторонніх осіб у вибухонебезпечних приміщеннях чи об'єктах, регламентацію пожежної безпеки при проведенні вогневих робіт тощо.

Експлуатаційні заходи охоплюють своєчасне проведення профілактичних оглядів, випробувань, ремонтів технологічного та допоміжного устаткування, а також інженерного господарства (електромереж, електроустановок, опалення, вентиляції).

#### 4.3. Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці обґрунтовано безпечність експлуатації комп'ютеризованої фонокардіографічної системи з точки зору охорони праці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано заходи організаційно-технічного характеру протипожежного захисту на виробництві комп'ютеризованої фонокардіографічної системи.



## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У роботі розроблено метод та програмного засобу вейвлет обробки ФКГ сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця.

Отримані результати:

1. Здійснено аналіз моделей/методів ФКГ сигналів як фундаменту розробки методу/програмного засобу обробки досліджуваних сигналів для виявлення стенозу аортального клапана серця та встановлено, вони не дають змоги дослідити динаміку часових змін (флуктацій) в структурі ФКГ сигналів з урахуванням їх часової різномасштабності. Таке дослідження є важливим при своєчасному виявленні проявів в клапані серця людини з ознаками аортального стенозу.

2. Розроблено метод вейвлет обробки як стохастично-періодичних ФКГ сигналів з базисом Гауса для виявлення стенозу аортального клапана серця шляхом забезпечення процесу дослідження закону зміни параметрів сигналу в часі при врахуванні часової різномасштабності через діагностичні показники вейвлет спектрів.

3. Розроблено алгоритм та програмний засіб вейвлет обробки ФКГ сигналів з базисом Гауса в середовищі Matlab у складі комп'ютеризованих фонокардіографів для виявлення стенозу аортального клапана серця.

4. На підставі аналізу роботи програмного засобу вейвлет обробки емпіричних ФКГ сигналів встановлено, що розроблений програмний засіб уможлиблює процес автоматизованої обробки сигналів ФКГ при виявленні аортального стенозу з графічною оболонкою для користувачів засобу.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Baumgartner H, Falk V, Bax JJ, De Bonis M, Hamm C, Holm JP, et al. ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur Heart J*. 2017;38(36): 2739–2791. Available from: doi: 10.1093/eurheartj/ehx391.
2. Dal-Bianco JP, Aikawa E, Bischoff J, et al. Myocardial infarction alters adaptation of the tethered mitral valve. *J Am Coll Cardiol*. 2016; 67(3): 275–287. doi:10.1016/j.jacc.2015.10.092.
3. Deferm S, Bertrand PB, Verbrugge FH, et al. Atrial functional mitral regurgitation: JACC review topic of the week. *J Am Coll Cardiol*. 2019;73(19):2465–2476. doi:10.1016/j.jacc.2019.02.061.
4. Deferm S, Bertrand PB, Verhaert D, et al. Mitral annular dynamics in AF versus sinus rhythm: Novel insights into the mechanism of AFMR. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2021;S1936–878X(21)00440-X. doi:10.1016/j.jcmg.2021.05.019.
5. Donal, E; Panis, V (October 2021). "Interaction between mitral valve apparatus and left ventricle. Functional mitral regurgitation: A brief state-of-the-art overview". *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 30 (10): 991–997. doi:10.17219/acem/143324. PMID 34714608. S2CID 240154628.
6. Gertz ZM, Raina A, Saghy L, et al. Evidence of atrial functional mitral regurgitation due to atrial fibrillation: Reversal with arrhythmia control. *J Am Coll Cardiol*. 2011;58(14):1474–1481. doi:10.1016/j.jacc.2011.06.032.
7. Grayburn PA, Sannino A, Packer M. Proportionate and disproportionate functional mitral regurgitation: A new conceptual framework that reconciles the results of the MITRA-FR and COAPT trials. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2019;12(2):353–362. doi:10.1016/j.jcmg.2018.11.006.
8. Eng MH, Wang DD. Transseptal transcatheter mitral valve replacement for post- surgical mitral failures. *Intervent Cardiol Rev*. 2018;13(2): 77–80. Available from: doi: 10.15420/icr.2017:16:3.
9. Iung B, Baron G, Butchartv EG, Delahaye F, Gohlke-Baerwolf CW, Leavang OW, et al. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: The Euro

Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur Heart J*. 2003;24: 1231– 1243. Available from: doi: 10.1016/50195-668X(03)00201-X.

10. Kang DH, Park SJ, Shin SH, et al. Angiotensin receptor neprilysin inhibitor for functional mitral regurgitation. *Circulation*. 2019;139(11):1354–1365. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.118.037077.

11. Levine RA, Hagege AA, Judge DP, et al. Mitral valve disease: Morphology and mechanisms. *Nat Rev Cardiol*. 2015;12(12):689–710. doi:10.1038/nrcardio.2015.161.

12. Madesis A, Tsakiridis K, Zarogoulidis P, Katsikogiannis N, Machairiotis N, Kougioumtzi I, et al. Review of mitral valve insufficiency: repair or replacement. *J Thorac Dis*. 2014;6(1): 39–51. Available from: doi: 10.3978/j.issn.2072- 1439.2013.10.20.

13. Melillo E, Ancona F, Buzzatti N, Denti P, Agricola E. A challenging mitral valve anatomy for percutaneous repair with MitraClip: Cleft posterior leaflet. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2019;20(12):1433–1434. doi:10.1093/ehjci/jez175.

14. Marsit O, Clavel MA, Cote-Laroche C, et al. Attenuated mitral leaflet enlargement contributes to functional mitral regurgitation after myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol*. 2020;75(4):395–405. doi:10.1016/j.jacc.2019.11.039.

15. Sweeney J, Dutta T, Sharma M, et al. Variations in mitral valve leaflet and scallop anatomy on 3-dimensional transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*. 2021;S0894–7317(21)00598-8. doi:10.1016/j.echo.2021.07.010.

16. Stone GW, Lindenfeld J, Abraham WT, et al. Transcatheter mitral-valve repair in patients with heart failure. *N Engl J Med*. 2018;379(24):2307–2318. doi:10.1056/NEJMoa1806640.

17. Gianelly, R. E., Popp, R. L. and Hultgren, H. N. (1970). Heart sounds in patients with homograft replacement of the mitral valve. *Circulation*, 42, 309.

18. Lim, Eric; Ali, Ziad A; Barlow, Clifford W; Hosseinpour, A Reza; Wisbey, Christopher; Charman, Susan C; Wells, Francis C; Barlow, John B; (2002) Determinants and assessment of regurgitation after mitral valve repair. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 124 (5). pp. 911-917. ISSN 0022-5223 DOI: <https://doi.org/10.1067/mtc.2002.125341>.

19. Jun Heum Yon, Song Ook Han, Yun Hee Lim, Kye Min Kim, Youn Suk Lee, Ki Hyuk Hong. (2000). Experience of Phonocardiogram during the Mitral Valve Replacement. Korean Journal of Anesthesiology. 39(2):275-277. DOI: <https://doi.org/10.4097/kjae.2000.39.2.275>.
20. Debbal S., Bereksi-Reguig F. Spectral analysis of the PCG signals. The Internet Journal of Medical Technology. 2006. Volume 4 Number 1.
21. Aortic Stenosis: Symptoms, Diagnosis & Treatment. URL: <https://www.heart-valve-surgery.com/aortic-stenosis-valve-heart-narrowing.php>. Режим доступу (11.10.2023)
22. Franchevska H., Khvostivskyi M., Dozorskyi V., Yavorska E., Zastavnyy O. The Method and Algorithm for Detecting the Fetal ECG Signal in the Presence of Interference. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.263-272. ISSN 1613-0073.
23. Palaniza Y., Yavorska E., Shadrina H., Dediv L. (2018) Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding. Scientific Journal of TNTU (Tern.), vol. 91, no 3, pp. 143-152.
24. H. Osuhivs'ka and I. Kyslak, "Random processes statistic application for cardiosignals characteristics determination," MMET '96. VIth International Conference on Mathematical Methods in Electromagnetic Theory. Proceedings, Lviv, Ukraine, 1996, pp. 264-266, doi: 10.1109/MMET.1996.565708.
25. Hvostivska L.V., Osukhivska H.M., Hvostivskyi M.O., Shadrina H.M., Dediv I.Yu. Development of methods and algorithms for a stochastic biomedical signal period calculation in medical computer diagnostic systems. Visnyk NTUU KPI Seriia - Radiotekhnika Radioaparatabuduvannia, (79), pp. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84.
26. Hvostivska L., Oksukhivska H., Hvostivskyi M., Shadrina H. Імітаційне моделювання добового пульсового сигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем довготривалого моніторингу, Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка,

Радіоапаратобудування, (77). 2019. pp 66-73. doi: 10.20535/RADAP.2019.77.66-73. (індексується у Web of Science, DOAJ).

27. Dragan Yaroslav P., Osukhivskaya G.M. Description of sound cardiosignals by periodically correlated random process model. Journal of Automation and Information Sciences. Volume 31, Issue 7-9, 1999, pp. 59-63. doi: 10.1615/JAutomatInfScien.v31.i7-9.100. ISSN: 10642315.

28. Драган Я.П., Осухівська Г.М. Інваріантність тонального сигналу на підставі його моделі у вигляді періодично корелованого випускного процесу // Вісник Державного університету “Львівська політехніка”. Львівське вид-во Держ. ун-ту “Львівська політехніка”. 1998. Т.1, №337. С. 164-166.

29. 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.

30. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення обладнання електрокадіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія – 2006», 2022. 136 с.

31. Кардіолаб [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://xai-medica.com/ua/equipments.html> (дата звернення: 10.09.2023). Назва з екрану.

32. Паляниця Ю. Б. Сучасні підходи до роботи фонокардіосигналу та математична модель його у перегляді періодично корелованого випадкового процесу // Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2016. Вип. 2(235). С. 90–93.

33. Осухівська Г. М. Математична модель тонового сигналу для діагностики стану клапанів серця людини: автореф. дис. на здобуття наук, ступінь канд. техн. наук: 01.05.02 / Г.М. Осухівська. Тернопіль, 1999. 20 с.

34. Осухівська Г. М. Математична модель породження тонового сигналу у вигляді релаксаційного мультипульсатора. Матеріали 6-ої наук. конф. ТДТУ імені Івана Пулюя. Тернопіль: ТДТУ. 2002. С.9.

35. Chacon M., Curilem G., Acuña G., Defilippi C., Madrid A.M. and Jara S.. Detection of patients with functional dyspepsia using wavelet. Transform applied to their electrogastrogram. Braz J Med Biol Res, December 2009, Volume 42(12) 1203-1209. DOI: 10.1590/s0100-879x2009001200014.

36. Хвостівська Л.В., Казьмірів В.В., Ремез А.В. Вейвлет обробка радіосигналів для задачі їх виявлення на фоні завад. XI Міжнародна науково-практична конференція молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 7-8 грудня 2022 року. Т. : ТНТУ, 2022. С. 119–120.

37. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці: підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. — 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. — 336 с. — Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5.

38. Безпека життєдіяльності та цивільний захист [Електронний ресурс]: підручник для студ. спеціальностей з природничих, соціально-гуманітарних наук та інженерно-комунікаційних технологій / О. Г. Левченко, О. В. Землянська, Н. А. Праховнік, В. В. Зацарний; КПІ ім. Ігоря Сікорського. Електронні текстові данні (1 файл: 10,2 Мбайт). Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. 267 с.

39. Про затвердження Технічного регламенту щодо медичних виробів [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/753-2013-%D0%BF#Text> (дата звернення: 10.10.2023). Назва з екрану

40. Кодекс цивільного захисту України [Електронний ресурс]. Режим доступу: [https://zakononline.com.ua/documents/show/338492\\_\\_759377](https://zakononline.com.ua/documents/show/338492__759377) (дата звернення: 10.10.2023). Назва з екрану.

41. Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Тернопіль: ТНТУ, 2023. 57 с.

42. Dudar T., Khvostivskiy M., Uniyat S. Algorithmical and Software Processing of PCG-signals for Diagnosing Stenosis of the Aortic Valve of the Heart. The 11th International scientific and practical conference “Integration of science as a mechanism of effective development” (November 28 - December 01, 2023) Helsinki, Finland. International Science Group. 2023. p.384-388. ISBN 979-8-89238-623-4. DOI: 10.46299/ISG.2023.2.11.

# ДОДАТКИ



ДОДАТОК А  
Копія тези



**International Science Group**

**ISG-KONF.COM**

**XI**

**INTERNATIONAL SCIENTIFIC  
AND PRACTICAL CONFERENCE  
"INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF  
EFFECTIVE DEVELOPMENT"**

**Helsinki, Finland**

**November 28 - December 01, 2023**

**ISBN 979-8-89238-623-4**

**DOI 10.46299/ISG.2023.2.11**

## INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF EFFECTIVE DEVELOPMENT

86.	Dudar T., Khvostivskiy M., Uniyat S. ALGORITHMIC AND SOFTWARE PROCESSING OF PCG-SIGNALS FOR DIAGNOSING STENOSIS OF THE AORTIC VALVE OF THE HEART	384
87.	Khrulev A. MATHEMATICAL MODELING OF REED VALVE OPERATION IN ENGINES WITH PERIODIC WORKFLOW	389
88.	Kuatbekova A., Zhalbagaeva K. ESTABLISHMENT OF HUMAN MEDICAL DATA AND FIRST AID INSTRUCTION IN THE DIGITAL BANKING APPLICATION AND ITS ACCESS TO EGOV	396
89.	Sai K., Petlovanyi M., Drahun D. RESOURCE POTENTIAL OF MODERN COAL MINES	398
90.	Vovk O., Biletskyi M. USING DEEP NEURAL NETWORKS TO CREATE MUSIC SEQUENCES BASED ON MIDI FILES	402
91.	Агура І.Д., Рєзнїк Є.К., Манїчева Н.В., Шаповалов І.П. КОМП'ЮТЕРНА ДІАГНОСТИКА В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ	405
92.	Клімов О.П., Ісаков О.В., Мартиненко М.М. МОДИФІКАЦІЇ ТАНКА LEOPARD ТА ЇХ ОСОБЛИВОСТІ	410
93.	Комлева Н.О., Дюдїн В.Д. ОНЛАЙН-ПЛАТФОРМА ДЛЯ ОСВОЄННЯ ФІНАНСОВОЇ ГРАМОТНОСТІ	418
94.	Комлева Н.О., Зоценко М.О. ОНЛАЙН-ПЛАТФОРМА ДЛЯ ОРГАНІЗАЦІЇ КУРСІВ ПІДВИЩЕННЯ КВАЛІФІКАЦІЇ	422
95.	Корчак М.М., Лісевич О.В. ОПТИМІЗАЦІЯ ДИСКОВОГО РОБОЧОГО ОРГАНУ ДЛЯ ЯКІСНОГО РОЗРІЗАННЯ ГРУБИХ СТЕБЛОВИХ ЗАЛИШКІВ	425
96.	Литвиненко О.І., Шишацький А.В., Походенко Б.О., Дроздик Є.В., Канішов В.І. МЕТОД ПАРАМЕТРИЧНОЇ ОПТИМІЗАЦІЇ НА ОСНОВІ УДОСКОНАЛЕНОГО АЛГОРИТМУ ЗГРАЇ ВОСКІВ	430

## ALGORITHMICAL AND SOFTWARE PROCESSING OF PCG-SIGNALS FOR DIAGNOSING STENOSIS OF THE AORTIC VALVE OF THE HEART

**Dudar Taras,**

Student

Temopil Ivan Puluj National Technical University

**Khvostivskyi Mykola,**

Ph.D., Associate Professor

Temopil Ivan Puluj National Technical University

**Uniyat Serhiy,**

Postgraduate

Temopil Ivan Puluj National Technical University

In the field of medical cardi diagnostics, non-invasive medico-biological methods are widely used to diagnose aortic valve stenosis, in particular auscultation [1,2], electrocardiography [3,4], echocardiography [5,6,9,11] and phonocardiography [1,7,10,13,14]. Phonocardiography provides a study of the acoustic phenomenon (determining the degree of attenuation and presence of heart tones, the level of intensity, duration and shape of the systolic noise), which is related to the functioning of the aortic valve of the heart. This is achieved by analyzing the registered PCG-signals (Fig. 1-2) in order to determine the parameters of the sound phenomena that are formed during the operation of the heart valves.

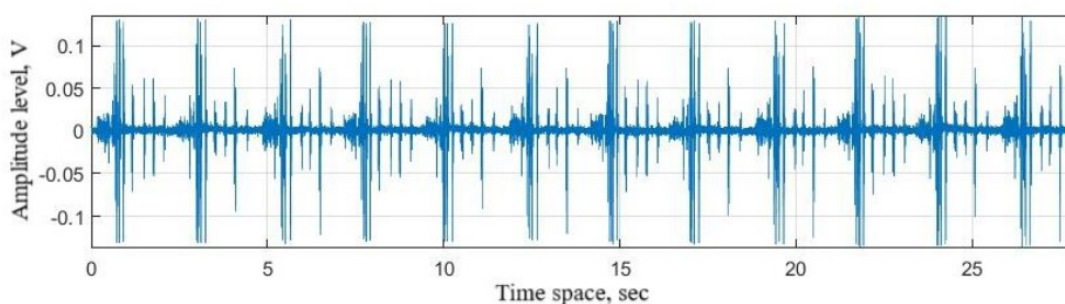


Figure 1. PCG-signals (normal)

TECHNICAL SCIENCES  
INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF EFFECTIVE DEVELOPMENT

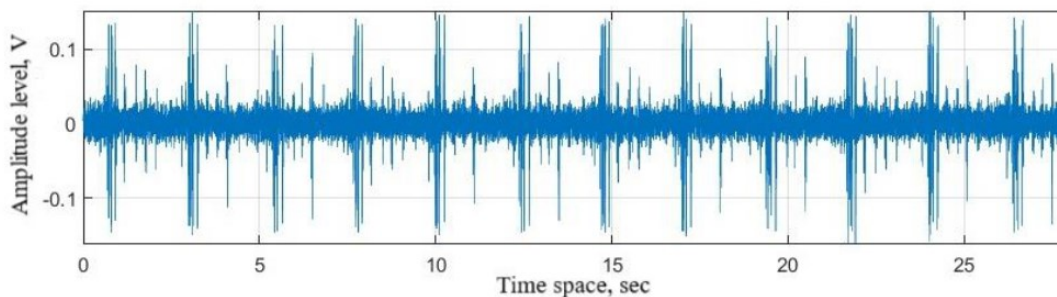


Figure 2. PCG-signals (aortic stenosis)

Empirical PCG-signals, when considered as non-stationary, contain short-term high- and low-frequency components in their structure. Thus, for their processing it would be useful to use a transformation that would provide different windows for different frequencies (narrow for high frequencies and wide for low frequencies). The wavelet transformation meets these conditions and is the basis of the method of processing PCG-signals using wavelets.

In the core of the wavelet processing of the PCG-signal there is an expression [8]:

$$C(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_{t=0}^{t_{\max}} x(t) \psi(t, a, b), \quad (1)$$

where  $\psi(t, a, b)$  - a basis (function) that ensures the determination of the effectiveness of the study of fluctuating processes (time variability) of the PCG-signal in relation to time, which is extremely relevant for detecting the moment of time when there is a variation in the functioning of the heart valves.

The process of selecting the basis of wavelets  $\psi(t, a, b)$  is determined by the similarity of the shape of the PCG-signal function to the wavelet of the mother function.

The most similar basis to the structure of the PCG-signal from the sign of aortic stenosis is the Gaussian basis. This basis is the simplest and is described by the expression:

$$\psi(t) = (-1)^n \frac{d^n}{dt^n} e^{-\frac{t^2}{2}}, \quad (2)$$

where  $n$  – the order of the Gaussian basis.

On the basis of the wavelet processing of the PCG-signal with the Gaussian basis, the algorithm shown in Fig. 3 is implemented.

TECHNICAL SCIENCES  
INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF EFFECTIVE DEVELOPMENT

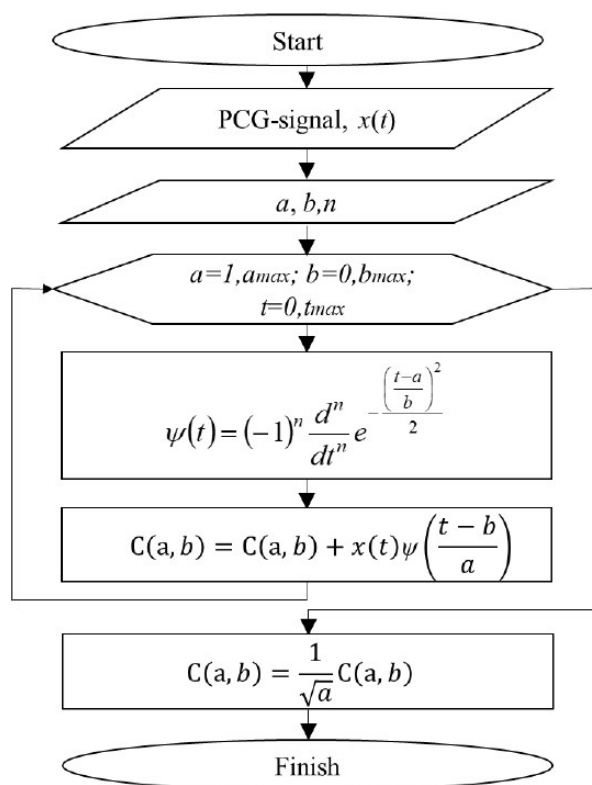


Figure 3. Wavelet algorithm for PCG-signal processing with a Gaussian basis

In Fig. 4 shows graphical images of realizations of the amplitude wavelet spectra of the PCG-signal depending on the frequency and scale in conditions of medical norm and aortic stenosis. This approach provides a detailed study of fluctuations in both frequency and time dimensions, taking into account the different scales, which provides a procedure for a full-fledged analysis of the PCG-signal in all spaces at the same time.

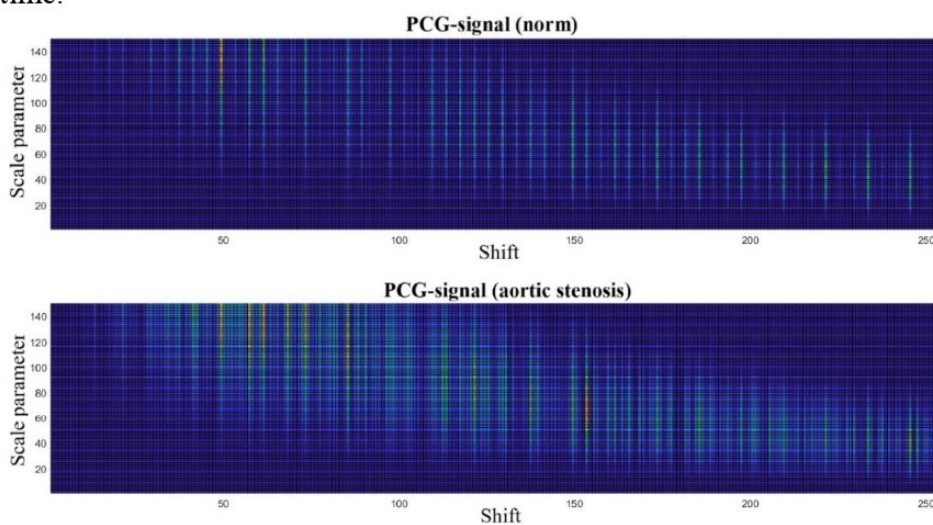


Figure 4. Amplitude wavelet spectra of the PCG-signal

TECHNICAL SCIENCES  
INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF EFFECTIVE DEVELOPMENT

Amplitude wavelet spectra (Fig. 4) in their dependence on the scale parameter and shift quantitatively reflect the localization processes in the structure of the PCG-signal and its temporal variability. Fig. 4 shows that the structural homogeneity of the wavelet spectra in the Gaussian basis is noted for the states of normality and aortic stenosis, but there is a change in the amplitude values, which indicates variability in the functioning of the heart valves. Aortic stenosis is characterized by an increase in the intensity of spectra and an increase in their density, in contrast to the normal state.

**References:**

1. Gianelly, R. E., Popp, R. L. and Hultgren, H. N. (1970). Heart sounds in patients with homograft replacement of the mitral valve. *Circulation*, 42, 309.
2. Lim, Eric; Ali, Ziad A; Barlow, Clifford W; Hosseinpour, A Reza; Wisbey, Christopher; Charman, Susan C; Wells, Francis C; Barlow, John B; (2002) Determinants and assessment of regurgitation after mitral valve repair. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 124 (5). pp. 911-917. ISSN 0022-5223 DOI: <https://doi.org/10.1067/mtc.2002.125341>.
3. Baumgartner H, Falk V, Bax JJ, De Bonis M, Hamm C, Holm JP, et al. ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur Heart J*. 2017;38(36): 2739–2791. Available from: doi: 10.1093/eurheartj/ehx391.
4. Dal-Bianco JP, Aikawa E, Bischoff J, et al. Myocardial infarction alters adaptation of the tethered mitral valve. *J Am Coll Cardiol*. 2016; 67(3): 275–287. doi:10.1016/j.jacc.2015.10.092.
5. Deferm S, Bertrand PB, Verhaert D, et al. Mitral annular dynamics in AF versus sinus rhythm: Novel insights into the mechanism of AFMR. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2021;S1936–878X(21)00440-X. doi:10.1016/j.jcmg.2021.05.019.
6. Gertz ZM, Raina A, Saghy L, et al. Evidence of atrial functional mitral regurgitation due to atrial fibrillation: Reversal with arrhythmia control. *J Am Coll Cardiol*. 2011;58(14):1474–1481. doi:10.1016/j.jacc.2011.06.032.
7. Jun Heum Yon, Song Ook Han, Yun Hee Lim, Kye Min Kim, Youn Suk Lee, Ki Hyuk Hong. (2000). Experience of Phonocardiogram during the Mitral Valve Replacement. *Korean Journal of Anesthesiology*. 39(2):275-277. DOI: <https://doi.org/10.4097/kjae.2000.39.2.275>.
8. Khvostivska L. V., Kazmiriv V. V., Remez A. V. (2022) Veivlet obrobka radiosyhnaliv dlia zadachi yikh vyivlennia na foni zavad [Wavelet processing of radio signals for the problem of their detection against the background of interferences]. XI International scientific and practical conference of young researchers and students „Current issues in modern technologies“ (Tern., 7-8 December 2022), pp. 119-120 [in Ukrainian].
9. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84.

TECHNICAL SCIENCES  
INTEGRATION OF SCIENCE AS A MECHANISM OF EFFECTIVE DEVELOPMENT

10. Palaniza Y.B. Shadrina H.M., Khvostivskiy M.O., Dediv L.Ye., Dozorska O.F. Main theoretical basis of biosignals modeling. *Znanstvena misel in Slovenia: journal*. Ljubljana. 2018. №16. Vol.1. pp. 39-44.

11. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокардіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2022. 136 с.

12. Khvostivska L., Khvostivskiy M., Dediv I., Yatskiv V., Palaniza Y. Method, Algorithm and Computer Tool for Synphase Detection of Radio Signals in Telecommunication Networks with Noises. *Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023)*. CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.173-180. ISSN 1613-0073.

13. Palaniza Y., Yavorska E., Shadrina H., Dediv L. (2018) Phonocardiosignal as a periodically correlated stochastic process preprocessing algorithm structure grounding. *Scientific Journal of TNTU (Tern.)*, vol. 91, no 3, pp. 143-152.

14. Osukhivska H. M. Matematychna model tonovoho syhnalu dlia diahnostryky stanu klapaniv sertsia liudyny: avtoref. dys. na zdobuttia nauk, stupenia kand. tekhn. nauk: 01.05.02 / H.M. Osukhivska. Ternopil, 1999. 20 p. [in Ukrainian].

## ДОДАТОК Б.

## Сертифікат учасника конференції





## ДОДАТОК В

Код програмного засобу вейвлет обробки ФКГ-сигналу

```

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

% Copyright 2002-2003 The MathWorks, Inc.

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

% Last Modified by GUIDE v2.5 15-Nov-2023 21:46:17

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Gaussian_wavelet_PCG_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Gaussian_wavelet_PCG_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else

```

```

    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

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

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

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

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

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

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

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

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

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

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

```

```

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

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

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

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

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

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

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

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

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
[file,path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', ' ');
if length(file)>=1
directory=[path file];
x=(load(directory));
set(handles.pushbutton1,'userdata',x);
df=str2num(get(handles.edit1,'string'))
t=(0:length(x)-1)/df;
set(handles.edit3,'string',num2str(min(t)));
set(handles.edit4,'string',num2str(max(t)));
axes(handles.axes1);
plot(t,x);
axis tight;
grid on;
end;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

normaPCG=load('c:/temp/norma_PCG.dat');
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
fdPCG=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*fdPCG+1);
N2=fix(t2*fdPCG+1);
y=x(N1:N2);

```

```

tPCG=(0:(length(normaPCG)-1))./fdPCG;

u=str2num(get(handles.edit5,'string'));
k=str2num(get(handles.edit2,'string'));

for kscale=1:k:u
wfun='gaus2';
WPPCG1(kscale,:)=abs(fft(cwt(normaPCG,kscale,wfun)));
WPPCG2(kscale,:)=abs(fft(cwt(y,kscale,wfun)));
end

timescale=256;
axes(handles.axes3);
surf(WPPCG2(:,1:timescale));
grid on;
axis tight;
ylabel('Параметр масштабу');
xlabel('Зсув');
zlabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');
rotate3d on;

axes(handles.axes2);
mWPPCG1=mean(WPPCG1(:,1:timescale));
mWPPCG2=mean(WPPCG2(:,1:timescale));
plot(mWPPCG1);
hold on;
plot(mWPPCG2,'--');
hold on;
axis tight;
grid on;
legend('Норма','Досліджуваний стан')
xlabel('Параметр масштабу');
ylabel('Амплітуда вейвлет спектр, В');

function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit4 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit4 as a double

function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit5 as a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

% hObject    handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns called

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

%
% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
x=get(handles.pushbutton1,'userdata');
df=str2num(get(handles.edit1,'string'));
t1=str2num(get(handles.edit3,'string'));
t2=str2num(get(handles.edit4,'string'));
N1=fix(t1*df+1);
N2=fix(t2*df+1);
if N2>length(x) N2=length(x); end;
tmin=(N1-1)/df;
tmax=(N2-1)/df;
set(handles.edit3,'string',num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string',num2str(tmax));
t=(0:length(x)-1)/df;
axes(handles.axes1);
plot(t(N1:N2),x(N1:N2));
axis tight;
grid on;

```