

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»  
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ  
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

УДК 612.01

«Допущено до захисту»

Завідувач кафедри біомедичної  
інженерії та телекомунікацій  
к.т.н., доц. Нікітчук Т.М.

« 14 » грудня 2021 р.

**КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на тему Експрес-діагностика серцево-судинної системи за  
пульсограмами

за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія»  
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи  
студент 2 курсу, гр.БІм-20-1

14.12.21   
(дата, підпис)

Петров М.Ю.

Керівник роботи  
к.т.н., доц.

14.12.21   
(дата, підпис)

Нікітчук Т.М.

Житомир  
2021

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»  
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ  
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ

**Пояснювальна записка**  
до кваліфікаційної магістерської роботи

на тему Експрес-діагностика серцево-судинної системи за  
пульсограмами

Виконав: студент 2 курсу,  
групи БІм-20-1 спеціальності  
163 «Біомедична інженерія»

Петров М.Ю.

Керівник Нікітчук Т.М.

Рецензент Коломієць Р.О.

Житомир  
2021

«Затверджено»

Завідувач кафедри біомедичної  
інженерії та телекомунікацій

Т.М. Нікітчук

«15» січня 2021 р.

## Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Петров Мирослав Юрійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Експрес-діагностика серцево-судинної системи за  
пульсограмами

затверджено наказом по університету від «08» листопада 2021 р. № 575/с

2. Мета дослідження вдосконалення метрики експрес-діагностики  
серцево-судинної системи на основі аналізу морфологічних  
пульсограм

3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін.  
пульсовий сигнал, модель на основі гармонічної та вестерга,  
фазова модель, класифікаційна таблиця вірності  
пульсу дисфункцій серця

4. Основні задачі дослідження аналіз літерат. джерел на наявність  
архівних мат. моделей ПК, розробка мат. моделі, алгоритм  
експрес-діагностики

5. Термін подання роботи до захисту грудень 2021

6. Дата видачі завдання «15» січня 2021 р.

Науковий керівник

Завдання прийняв  
до виконання

  
(підпис)  
(підпис)

Нікітчук Т.М.

(прізвище, ініціали)

Петров М.Ю.

(прізвище, ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Кваліфікаційна робота присвячена вдосконаленню методики експрес-діагностики серцево-судинної системи на основі аналізу модельних пульсограм.

Проведено уточнення адекватної математичної моделі пульсової хвилі, що відповідає реальним пульсовим сигналам у різних станах людського організму і містить математичні залежності між основними параметрами пульсограм. Запропоновано алгоритм проведення експрес-діагностики з встановленими критеріями аналізу пульсограм.

## ANNOTATION

Qualification work is devoted to the improvement of methods of rapid diagnosis of the cardiovascular system based on the analysis of model pulsegrams.

An adequate mathematical model of the pulse wave, which corresponds to real pulse signals in different states of the human body and contains mathematical relationships between the main parameters of pulsegrams, has been refined. The algorithm of express diagnostics with the established criteria of the analysis of pulsograms is offered.

## ЗМІСТ

|                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ВСТУП.....                                                                                     | 7  |
| РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ І СИСТЕМ                                                      |    |
| РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБЛЕННЯ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ.....                                               | 9  |
| 1.1 Актуальність вимірювання пульсової хвилі та практичне<br>використання отриманих даних..... | 9  |
| 1.2 Аналіз напрямків досліджень.....                                                           | 14 |
| 1.3 Методи обробки пульсограм.....                                                             | 20 |
| 1.4 Висновки до розділу 1.....                                                                 | 32 |
| РОЗДІЛ 2 РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДУ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОГРАМ                                                 |    |
| НА ОСНОВІ ФАЗОВИХ ПОРТРЕТІВ.....                                                               | 34 |
| 2.1 Дослідження моделей системи кровообігу.....                                                | 35 |
| 2.2 Обґрунтування вибору математичної моделі<br>пульсової хвилі.....                           | 40 |
| 2.3 Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі в рамках<br>теорії активної діастолі.....     | 45 |
| 2.4 Основні параметри пульсової хвилі та їх<br>діагностична цінність.....                      | 58 |
| 2.5 Практична реалізація системи експрес-діагностики.....                                      | 65 |
| 2.6 Висновки до розділу .....                                                                  | 67 |
| РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА МЕТОДУ ЕКСПРЕС-ДІАГНОСТИКИ НА ОСНОВІ                                         |    |
| МОДЕЛЬНИХ ДАНИХ.....                                                                           | 68 |
| 3.1 Методологія дослідження фізіологічного об'єкту .....                                       | 68 |
| 3.2 Розвиток гармонічної трифазної моделі пульсової хвилі для певних<br>типів пульсу.....      | 69 |
| 3.3 Представлення модельних пульсограм у фазовій площині.....                                  | 75 |
| 3.4 Дослідження показників ФПП з метою визначення<br>критеріїв аналізу пульсограм.....         | 78 |
| 3.5 Аналіз критеріїв модельних даних методами математичної<br>статистики.....                  | 81 |
| 3.6 Висновки до розділу 3.....                                                                 | 88 |

|                |    |
|----------------|----|
| ВИСНОВКИ ..... | 90 |
|----------------|----|

## ВСТУП

***Актуальність теми.*** Серед усіх сигналів в людському організмі найбільший інтерес становлять сигнали, зареєстровані з різних відділів кровоносної системи. Стан серцево-судинної системи тісно пов'язаний зі станом усіх інших органів і систем, таким чином вимірювання і аналіз показників кровоносної системи дає інформацію про стан окремих органів та систем і організму в цілому. Тим не менш, популярні сьогодні діагностичні методи в основному спрямовані на оцінку роботи серця (електрокардіограма, ехокардіограма), оцінка стану інших органів і систем реалізується шляхом проведення тривалих та дорогих обстежень. За статистикою в Україні значна кількість патологій виявляється вже в стадії гострого або хронічного перебігу, тоді як наша держава посідає перше місце в світі за смертністю від серцево-судинних патологій. Доступні діагностичні методики не задовольняють усім вимогам, які до них пред'являються: експрес-обчислення основних показників серцево-судинної системи, обробка сигналу за наявності завад (шумів, артефактів тощо), покращення характеристик сигналу за рахунок виділення інформативних компонент, можливість тривалого зберігання даних. Цей факт стимулює пошук нових діагностичних технологій, зокрема розробку методики для проведення експрес-діагностики на основі якісних моделей пульсового сигналу.

Результат порушення роботи серцево-судинної системи проявляється на пульсограмі у вигляді змін контуру в часовій області та появою додаткових елементів в частотному спектрі, зміною показників фазових портретів пульсограм. Такі ж прояви мають сторонні компоненти, які включаються в сигнал. Шуми, завади та артефакти супроводжують процес реєстрації і відділити їх від патологічних проявів дуже важко. Розробка ефективних методів позбавлення пульсового сигналу сторонніх компонентів в режимі реального часу з можливістю тривалого зберігання даних є важливою задачею в проблемі впровадження пульсової діагностики в загальну практику.

Розв'язання таких задач невід'ємно пов'язане із проведенням великої кількості теоретичних та практичних досліджень, що неможливо реалізувати за відсутності адекватної математичної моделі пульсової хвилі. Серед ряду моделей, відомих на сьогодні, жодна не задовольняє одночасно таким вимогам як значна подібність з реальним сигналом, пояснення генезису пульсової хвилі, описання пульсових коливань в різних фазах серцевого циклу, відносна простота інтерпретації. Розробка такої моделі дозволить ефективно застосувати сучасні напрацювання в галузі цифрової обробки сигналів до пульсової хвилі, підвищити її інформативність та діагностичну значимість.

**Мета і завдання дослідження.** Метою роботи є вдосконалення методики експрес-діагностики серцево-судинної системи на основі аналізу модельних пульсограм.

Для досягнення поставленої мети необхідно було розв'язати такі задачі:

1. аналіз літературних джерел на наявність адекватних математичних моделей пульсових сигналів;
2. розробка математичної моделі пульсової хвилі, що відповідатиме реальним пульсовим сигналам у різних станах людського організму і міститиме математичні залежності між основними параметрами пульсограм;
3. розробка алгоритму проведення експрес-діагностики з встановленими критеріями аналізу пульсограм

**Об'єктом дослідження** є процес поширення пульсової хвилі.

**Предметом дослідження** є методи та засоби аналізу пульсограм для експрес-діагностики.

## **РОЗДІЛ 1**

### **АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ СПОСОБІВ ЗАСТОСУВАННЯ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ**

Пульсова діагностика прийшла в традиційну медицину з нетрадиційної китайської, де вона посідає чільне місце і до сьогодні вважається найпотужнішим діагностичним засобом. І хоча поєднання традиційної та нетрадиційної медицини відбулось не так вже давно, параметри пульсу завжди брали до уваги лікарі усього світу при постановці діагнозу.

В нашій країні історично склалася практика вимірювання частоти та ритму пульсу, тоді як у східній медицині розрізняють декілька сот ознак пульсового сигналу. За цими ознаками східні лікарі визначають наявність чи відсутність патології, ступінь вираженості стресу, оцінюють резерви здоров'я, тощо [1 - 3].

При дослідженні кровоносної системи людини постає ряд гідродинамічних задач, розв'язок яких має важливе практичне значення. Сюди можна віднести такі питання як, наприклад, пульсуюча течія крові в трубках, що піддаються деформаціям (теорія пульсової хвилі, визначення жорсткості судин і швидкості руху крові за виміряними значеннями тиску та т. д.), врахування збурень, викликаних розгалуженням і звуженням судин, вивчення супутніх акустичних явищ тощо [4, 5]. Тому актуальною є побудова математичної моделі пульсового сигналу для аналізу процесів у судинах і розробки методів експрес-діагностики серцево-судинної системи системи.

#### **1.1 Актуальність вимірювання пульсової хвилі та практичне використання отриманих даних**

За останніми даними Всесвітньої організації охорони здоров'я патології з боку серцево-судинної системи є першочерговими чинниками смертності серед населення усього світу – 22% смертей, вищий рівень смертності спричиняють лише нещасні випадки, – тобто зовнішні фактори

смертності [6]. В Україні захворювання серцево-судинної системи є лідерами впродовж декількох останніх десятиліть. Серед причин такої статистики фахівці зокрема виділяють відсутність діагностичних засобів та методів для експрес-діагностики серцево-судинної системи, замість них лікарі рекомендують тривалі та недешеві комплексні обстеження. Тому в Україні 80% захворювань серцево-судинної системи виявляють вже в стані гострого або хронічного перебігу [6].

Для подолання цієї проблеми існує декілька перешкод: необізнаність вітчизняних спеціалістів зі світовими методиками діагностики серцево-судинної системи, відсутність сучасних діагностичних комплексів з експрес-постановкою діагнозу, використання методів обробки зареєстрованих сигналів, результат яких є неінформативним та незручним у сприйнятті. Подолання вказаних недоліків у реалізації засобів серцево-судинної діагностики підвищить ймовірність частішого виявлення патологій системи кровообігу.

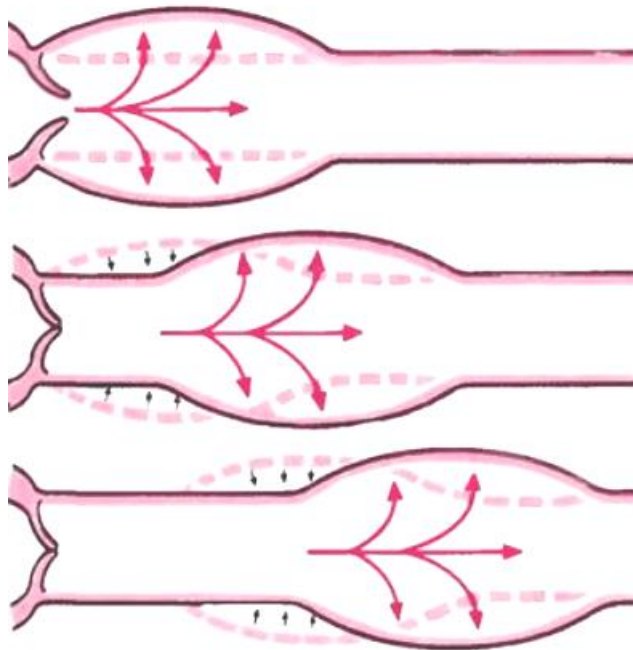
Слід зауважити, що в сфері лабораторних досліджень та в галузі реєстрації потенціалів серця Україна намагається не поступатись закордонним колегам і широко використовує ЕКГ, УЗД серця та комплексні обстеження для виявлення патологій ССС. Реєстрація пульсу використовується у виняткових випадках, хоча потреба в інформації про параметри пульсу є значною. За відсутності необхідного обладнання лікарі обмежуються пальпацією судин на променевій артерії для обчислення частоти пульсу. Разом з тим, використання пульсової хвилі в якості діагностичного інструменту є мало розповсюдженим і часто незрозумілим пересічному пацієнту, а іноді і лікарю. Західні лікарі приділяють розвиткові пульсової діагностики велику увагу, про що свідчить значна кількість робіт, присвячених впровадженню світового досвіду східної медицини в сучасну діагностичну практику [7].

У відповідності з сучасними уявленнями про роботу серцево-судинної системи, пульсова хвиля породжується систолічним викидом крові з серця в аорту і артерії, що відходять від неї. Якби стінки цих судин були жорсткими,

то тиск, який виникає в крові на виході з серця, зі швидкістю звуку був би переданий на периферію. Пружність стінок судин призводить до того, що під час систоли кров, виштовхнута серцем, розтягує аорту, артерії та артеріоли, тобто великі судини сприймають під час систоли набагато більше крові, ніж її відтікає до периферії (рис. 1.1).

Систолічний тиск людини в нормі дорівнює приблизно 16 кПа. Під час розслаблення серця (діастола) розтягнуті кровоносні судини спадають і потенціальна енергія, передана їм з боку серця, переходить в кінетичну енергію протікання крові, при цьому підтримується діастолічний тиск приблизно рівний 11 кПа [7].

Пульсовій хвилі буде відповідати пульсація швидкості кровотоку у великих артеріях та артеріолах, яку досить часто аналізують при пальпаторному дослідженні на променевій артерії.



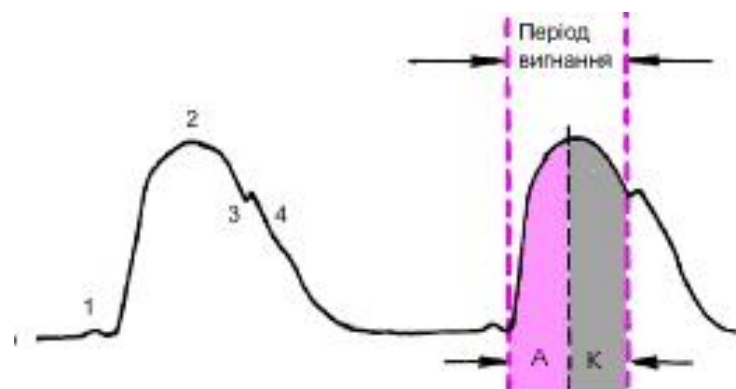
*а) артерія після проходження пульсової хвилі, б) через артерію проходить фронт пульсової хвилі, в) в артеріях пульсова хвиля, г) починається спад підвищеного тиску.*

Рисунок 1.1 – Зміни в артерії під час проходження пульсової хвилі.

Як відомо з практичних результатів і з загальних уявлень про роботу серця, пульсова хвиля не є синусоїдною [8]. Складна форма пульсового

сигналу по-різному трактується вченими і дослідниками [8-11]. Досить часто пульсову хвилю, як будь-який періодичний процес, представляють сумою гармонічних компонент. На вчених, це можуть бути пресистолічна, систолічна, та дикротична хвилі, які в сумі дають кінцевий сигнал (рис 1.2). Кожна з названих компонент, які формують загальний контур пульсової хвилі, несе свій інформаційний зміст та має власне діагностичне значення [11-17]. При цьому слід зауважити, що їх математичне описання та кількісні співвідношення між ними до сьогодні не встановлені.

Пульсові сигнали різних пацієнтів можуть суттєво відрізнитись за набором локальних хвиль, присутніх в межах основного періоду пульсової хвилі, та за їх характеристиками, такими як ступінь вираженості, значення основних параметрів та час їх досягнення. Наприклад, у багатьох пацієнтів відсутня діастолічна або пресистолічна хвилі, слабо виражений максимум дикротичної хвилі, або ж він має множинний характер (декілька локальних максимумів, що йдуть один за одним) та ін. В роботах різних авторів цей факт пояснюється по-різному. Причиною цього є відсутність адекватної математичної моделі пульсового сигналу, яка б визначала кількісні показники окремих компонентів та регламентувала набір параметрів, що впливають на контур пульсової хвилі.



1 — пресистолічна хвиля, 2 — вершина систолічної хвилі, 3 — інцизура, 4 — дикротична хвиля;  
А--анакрота, К — катакрота.

Рисунок 1.2 – Фрагмент сфігмограми сонної артерії

Зі сказаного вище зрозуміло, що на практиці часто зустрічаються сигнали, які не відповідають графіку, наведеному на рис. 1.2. Така розбіжність пояснюється не тільки патологією системи кровообігу, часто вона характерна людям без явних вад в роботі серцево-судинної системи. Проте достеменно відомо, що форма пульсової хвилі може значно змінюватись в залежності від сили і швидкості серцевих скорочень, ударного об'єму крові і артеріального тиску, еластичності і тонуусу стінок артерій, в'язкості крові. Тому за інформативними параметрами пульсових кривих (амплітудними, часовими, частотними і похідними від них) можна оцінити діяльність серцево-судинної системи та організму в цілому. Реєстрація пульсової хвилі дозволяє провести надзвичайно багато розрахунків для отримання опосередкованих даних про стан інших систем людського організму. Провівши аналіз літературних джерел, можна узагальнити відомі на сьогодні способи використання пульсової хвилі в діагностичних цілях схематично (рис. 1.3).



Рисунок 1.3 – Використання пульсової хвилі в медичній діагностиці.

Проаналізуємо більш детально діагностичні можливості та значення кожного з наведених напрямків досліджень.

## 1.2 Аналіз напрямків досліджень

**1.2.1 Дослідження судин.** Дослідження судин через вимірювання параметрів пульсової хвилі є одним з найважливіших і найбільш значимих застосувань пульсової діагностики.

Перша клініко-експериментальна робота з вивчення пружно-в'язких властивостей судинних стінок і їхньої ролі в патології апарата кровообігу була написана ще в 1869р., авторами її були науковці школи Боткіна.

На сьогодні доведено, що судини виконують дуже важливу роль завдяки своїй еластичності. Вони хвилеподібно проштовхують кров на

периферію і тим самим полегшують роботу серця. Саме тому комплекс судин ще називають «периферичним серцем». Для здійснення комплексної оцінки стану судин та діагностики хвороб, викликаних змінами в роботі судинних стінок, першочерговим є аналіз пульсового сигналу, адже інші способи оцінки стану судин (методи ангіографії) є досить незручними, мають значний ряд протипоказань і тому призначаються лише в крайньому випадку.

*Оцінка еластичності судинної стінки.* Еластичність судинної стінки є важливою механічною характеристикою кровоносної судини і визначає основні гемодинамічні показники периферичного кровообігу. Величина еластичності судин дещо змінюється з віком, причому переважно у судин артеріального типу. Проте найчастіше до таких змін призводять різноманітні захворювання.

Для оцінки еластичності судин автори рекомендують проводити сукупні вимірювання швидкості пульсової хвилі і артеріального тиску.

Зміни еластичності судин супроводжують ряд захворювань, таких як атеросклероз, гіпертонічна хвороба, нейроциркуляторна дистонія та інші.

*Оцінка світлового просвіту судин.* Світловий просвіт судин визначає загальний периферичний опір судин. Для того, щоб оцінити світловий просвіт існує багато методів, проте більшість з них є опосередкованими. Так, наприклад, можна оцінювати стан шкіри поблизу судин з патологією, вимірювати температуру шкіри в місці, де передбачається виникнення патології, проводити тести з навантаженням, оскільки зміна світлового просвіту завжди призводить до змін в об'ємі кровонаповнення і, може бути ідентифікована за описаними вище функціональними змінами.

Для проведення безпосередньої оцінки периферичного об'єму судин достатньо точним буде аналіз контуру пульсового сигналу. При зміні світлового просвіту на пульсовій хвилі будуть дещо видозміненими або повністю відсутніми пізня систолічна та дикротична хвилі. Співвідношення амплітуд цих характеристик дозволяє кількісно оцінити світловий просвіт судин, - величину, яка набуває патологічних видозмін при атеросклерозі, інсульті, геморагічних крововиливах та багатьох інших поширених хворобах.

*Оцінка тону судинної стінки.* Тонус судин різних типів також є інформативним і вагомим показником роботи серцево-судинної системи. Для його оцінки в роботах знову ж таки звертаються до графічного представлення пульсової хвилі з метою аналізу дикротичної компоненти. Амплітуда, положення дикротичного зубця та загальна площа дикротичної пульсової хвилі містять інформацію про стан серцево-судинної системи і можуть вказувати на ряд поширених захворювань, таких як ревматизм, системний васкуліт, церебральні патології.

*Оцінка рівня кровонаповнення судин.* Рівень кровонаповнення судин є ще одним важливим параметром оцінки роботи серцево-судинної системи, який безпосередньо пов'язаний з пульсовою хвилею та її характеристиками. Зміни рівня кровонаповнення найчастіше спостерігають у великих судинах та на кінцівках, де їх легше діагностувати. Проте не менш важливо оцінити рівень кровонаповнення інших судин, до яких немає пальпаторного доступу. Такі судини досліджують різноманітними технічними засобами (реографи, плетизмографи та ін.), які на виході дають візуалізацію пульсової кривої. За параметрами цієї кривої, точніше – за амплітудою систолічної хвилі, і оцінюють рівень кровонаповнення судини. Ця величина ще носить назву – реографічний систолічний індекс.

Невідповідність отриманого показника табличним даним, за якими оцінюють ступінь відхилення, може пояснюватись патологіями з боку роботи серця, гіпертонічною хворобою або органічними змінами стінок артерій.

**1.2.2 Вимірювання базових гемодинамічних параметрів.** Розрахунок основних показників роботи серцево-судинної системи – артеріального та венозного тиску опосередкованим методом, а саме через показники пульсової хвилі, є одним з перспективних напрямків в сучасних біомедичних дослідженнях.

*Вимірювання артеріального тиску.* Зв'язок швидкості поширення пульсової хвилі (ШППХ) з рівнем артеріального тиску в судині був теоретично обґрунтований і підтверджений експериментально давно. Частина досліджень, проведених в цій області, що різняться як методикою,

так і виявленою мірою кореляції, заснована на припущенні про лінійний характер зв'язку між цими показниками, що не завжди підтверджується на практиці. Через це часто постає питання про коректність використання ШППХ для оцінки артеріального тиску. Аналіз робіт останніх років свідчить про більш складний характер залежності між цими величинами і необхідність додаткових досліджень для отримання зв'язку між названими величинами.

Артеріальний тиск, обрахований через параметри пульсової хвилі, є опорним джерелом інформації і дозволяє значно підвищити достовірність вимірювання артеріального тиску манжетним способом. Результати досліджень підтвердились практичними даними і мають право зайняти чільне місце в сучасній діагностиці, оскільки орієнтуються на перехід від оклюзійних методів вимірювання артеріального тиску до неоклюзійних. Дану методику не можна назвати надлишково інформативною, оскільки кореляційно-спектральні методи обробки сигналів забезпечують більшу завадостійкість до випадкових завад, шумів і артефактів і, як наслідок, підвищують достовірність результатів вимірювань.

*Вимірювання венозного тиску.* Вимірювання венозного тиску та оцінка пульсу окремих вен дає змогу чітко визначити наявність патологій в роботі серця та легенів, причому цей метод є пріоритетним серед можливих способів оцінки венозного тиску. Альтернативні методики є або недостатньо безпечними, або наближеними і базуються на тактильних відчуттях лікаря-діагноста під час пальпації вени.

Венозний тиск легко оцінити за зміщенням піків на пульсовій хвилі, що зареєстрована у вигляді флебограми.

*Вимірювання об'ємного кровотоку.* Для вимірювання об'ємної швидкості кровотоку використовують ряд відомих методів. Серед них плетизмографія, об'ємна флуориметрія, ультразвуковий метод. Кожен з них дозволяє неінвазивним способом розрахувати параметри кровотоку. Проте показання для проведення такого роду досліджень виявляються як правило рідко, а ось порушення об'ємного кровотоку є досить частою патологією, що може протікати в латентній фазі.

Для попередньої оцінки порушень в об'ємному кровотоці слід проаналізувати пульсограму, вимірюючи на ній, так званий, індекс зростаючої хвилі, – відношення тривалості фронту систолічної хвилі до основного періоду пульсової хвилі. Отриманий індекс відображає фазу наповнення в систолічний період серцевого циклу. Відхилення від номінальних значень цього індексу вказують на серцеві патології, найчастіше на порушення в роботі клапанів.

*Оцінка периферичного кровотоку.* Як і у випадку з об'ємним кровотоком, для оцінки периферичного кровонаповнення існує достатньо методів. Проте слід прийняти до уваги, що цей параметр можна досить просто оцінити і за амплітудою пульсової хвилі, зареєстрованої на периферичній ділянці.

Зниження амплітуди пульсової хвилі свідчить про зниження периферичного пульсуючого кровотоку, що може бути викликане гіповолемією, гіпотензією, серцевою недостатністю та деякими видами аритмій.

*Оцінка роботи міокарду.* Робота міокарду, так само як і інших відділів серця, сьогодні може бути оцінена великим набором доступних діагностичних методик. Більшість з них не мають протипоказань та не є шкідливими для пацієнта.

Проте бувають випадки, коли спостерігати за діяльністю міокарду треба протягом тривалого часу (добовий моніторинг). Для таких випадків на думку вчених найкращою методикою попередньої оцінки роботи внутрішнього серцевого м'язу є аналіз пульсових хвиль в області аорти.

Пульсова крива у пацієнта з патологією міокарда як правило проявляється пульсовими хвилями змінної амплітуди, тобто, велика і маленька хвилі чергуються на пульсограмі. Такий пульс називається альтернуючим.

В даному випадку пульсова хвиля може слугувати першоджерелом інформації і опорним сигналом для кардіографічних досліджень, що з огляду

на простоту її реєстрації на рівні з ЕКГ-дослідженнями є безперечно корисним фактом.

*Оцінка роботи клапанів серця.* Оцінка роботи серцевих клапанів може бути досить просто здійснена за параметрами пульсового сигналу. Тут в першу чергу мають значення висота пульсу та його швидкість. Ці параметри надзвичайно просто оцінити за амплітудою хвиль та за віссю часу пульсограми, після чого, співставивши їх з табличними даними, зробити висновок про роботу клапанів серця.

Іноді для оцінки стану клапанів проводять синхронну реєстрацію артеріального та венозного пульсу. Якщо ці сигнали співпадають за фазою (на обох хвиля одночасно виникають точки екстремуму) – це беззаперечне свідчення патології з боку клапанів, точніше – тристулкового клапана.

**1.2.3 Віскозиметричні дослідження.** Вимірювання в'язкісних властивостей крові за параметрами пульсової хвилі є ефективною альтернативою інвазивним методам віскозиметрії, які не можуть масово застосовуватись, оскільки існує високий ризик пошкодження судини та зараження на інфекційні захворювання. Всі дослідження в області віскозиметрії на сьогодні все далі відходять від інвазивних методів, оскільки пряме вимірювання в даному випадку вимагає хірургічного втручання, а це, в свою чергу, супроводжується негативними змінами реологічних та коагуляційних властивостей крові. Це може бути однією з причин тромбоемболічних ускладнень і летальних випадків. Вже досить популярні в наш час неінвазивні методи дослідження в'язкісних властивостей крові за параметрами пульсової хвилі не тільки не мають описаних вище негативних наслідків для організму, а разом з тим дозволять здійснювати тривалий моніторинг в'язкості крові з високою точністю.

**1.2.4 Пульсоксиметрія.** Вимірювання рівня кисню в крові є одним з важливих напрямків досліджень роботи серцево-судинної системи, в тому числі, в умовах інтенсивної терапії. Особливо точним вимірювання рівню кисню в крові повинно бути під час оксигенації хворих, де навіть незначна похибка має колосальне значення. Для усунення похибки, що виникає при

неінвазивній оксиметрії, вчені пропонують декілька методів. Один з них – спектральний метод – базується на вимірюванні амплітуд і частот перших двох гармонік спектра, одержаного в результаті Фур'є-аналізу пульсового сигналу. Другий метод використовує розподіл енергій за частотами цих самих гармонік. Отже, можна зробити висновок, що для забезпечення точності пульсової оксиметрії, необхідно здійснити вимірювання пульсової хвилі з її подальшою цифровою обробкою та використанням одного з прийнятих методів аналізу спектра пульсового сигналу.

Узагальнивши отримані знання можна зробити висновок, що пульсова хвиля є важливим діагностичним інструментом для виявлення патологій серцево-судинної системи. В окремих випадках пульсограма є основним джерелом інформації про стан того чи іншого органу, в інших – дозволяє отримати додаткову інформацію або спростити діагностичну процедуру. В кожному випадку, користь від використання пульсової хвилі в медичній діагностиці буде значною за умови отримання якісної пульсограми, очищеної від шумів та сторонніх компонентів.

### **1.3 Методи обробки пульсограм**

Інформація про пульсову хвилю, накопичена лікарями за всю історію пульсової діагностики, та розвиток технічних засобів дозволяють сьогодні реалізувати обробку пульсового сигналу багатьма доступними методами з використанням широкого спектра технічних засобів.

Нижче наведено декілька способів обробки пульсограм для підвищення їх діагностичного значення (рис. 1.4).

Амплітудні, часові, фазові і частотні характеристики пульсового сигналу можна розглядати в якості базових в задачах сучасної пульсової діагностики. Таким чином, будь-який метод цифрової обробки пульсограм направлений на визначення змін цих параметрів. Найчастіше аналіз реалізують в часовій області, оскільки такий спосіб представлення сигналу зрозумілий медичному працівнику. Амплітудно-часовий аналіз пульсограм

дозволяє виявляти зміни амплітуди, фази, геометрії контуру пульсової хвилі і співставляти їх з відповідними патологічними процесами в організмі людини.

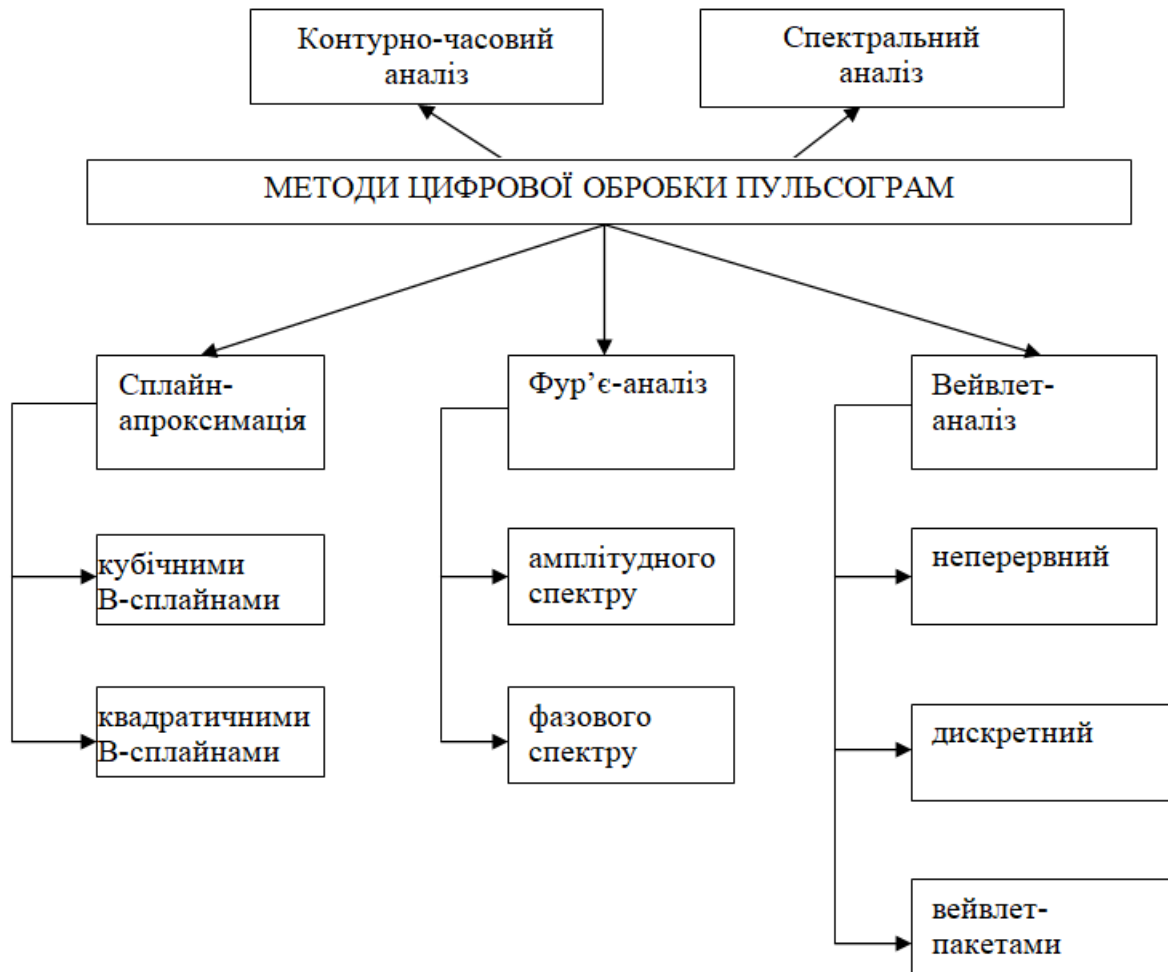


Рисунок 1.4 – Основні методи обробки та аналізу пульсограм

*Сплайн-апроксимація.* На думку авторів, амплітудні та часові характеристики сигналу однозначно визначаються набором деяких характерних точок, що є екстремумами і точками перегину кривої сигналу. Задача коректного визначення характерних точок полегшується властивостями похідної функції, згідно якої похідна міняє знак в точці екстремуму функції і напрямок в точці перегину. На підставі вище наведених фактів авторами [10,14,18] автоматизовано процедуру визначення характерних точок, базуючись на обчисленні і аналізі першої та другої похідних сигналу.

Автори [18] успішно застосували кубічні В-сплайни та квадратичні В-сплайни для моделювання пульсового сигналу та відтворення його

похідних. Результат досліджень підтвердив, що інтерполяція сплайнами є одним з прийнятних методів цифрового аналізу пульсової хвилі. Зокрема, низька ресурсоемність дозволяє здійснювати поглиблений аналіз довгих реалізацій сигналів в режимі реального та квазіреального часу. Окрім цього, якість обробки експериментальних даних значно підвищується при здійсненні попередньої обробки сигналу, наприклад, фільтрації.

В той же час, оскільки амплітудні параметри відновлюваних похідних суттєво залежать від характеристик контуру, можна відмітити недостатню роздільну здатність цих методів в малоамплітудних сегментах пульсової хвилі, зокрема, в фазі діастолі відновлені похідні не носять виражений характер. Тому для більш тонкого аналізу пульсової хвилі, ймовірно, більш прийнятна комбінована схема обробки, коли для реалізації в цілому застосовується один з методів сплайн-апроксимації, а для окремих ділянок – інший метод, з більш високою роздільною здатністю. Окрім цього, перед застосуванням сплайн-апроксимації варто реалізувати низькочастотну фільтрацію пульсового сигналу, що обробляється [18].

*Фур'є-аналіз.* Один з методів цифрового аналізу, що може бути успішно скомбінований зі сплайн-апроксимацією, а також може бути використаний для самостійного дослідження пульсового сигналу, – це Фур'є-аналіз. Перетворення Фур'є переводить досліджуваний сигнал з часової області в частотну, таким чином ми отримуємо його спектральне представлення.

Застосування Фур'є-аналізу як самостійного апарату для дослідження пульсової хвилі має ряд обмежень. Найважливіший, з огляду на поставлену задачу, – Фур'є-аналіз може застосовуватись для аналізу нестационарних сигналів лише у випадку, коли нас цікавить лише інформація про амплітуди тих чи інших частот, а час існування спектральних складових неважливий, оскільки при Фур'є-перетворенні сигналу втрачається інформація про моменти виникнення тих чи інших амплітуд.

Доцільніше застосовувати перетворення Фур'є для отримання спектрального представлення сигналу, і в подальшому використати його як базовий матеріал для інших методів обробки пульсової хвилі.

Діагностика систем організму може ґрунтуватись на одержанні значення енергетичного коефіцієнта, який є критерієм для оцінки нормопатологія. В [11] цей коефіцієнт визначається як відношення середньої спектральної щільності потужності пульсової хвилі в діапазоні 0-10 Гц до відповідної потужності сигналу в діапазоні 10-50 Гц. В [11] використовується "диференціальний коефіцієнт", визначений як відношення дисперсії сигналу пульсової хвилі до дисперсії однієї з його похідних. В [18] показана висока чутливість змін амплітудного спектра пульсової хвилі до напруженості серцево-судинної системи (вираженості стресу) при різних тестових впливах.

Ці дані свідчать про достовірну зміну потужностей на окремих ділянках спектрального діапазону в залежності від стану біологічних органів і систем. Однак при цьому існує ряд особливостей, що обмежують можливості інтерпретації отриманих результатів у стан біооб'єктів.

В описаних методиках, як правило, аналізується тільки амплітудний спектр, тоді як в частотній області властивості спектру визначаються як амплітудною, так і фазовою компонентами.

*Вейвлет-обробка.* Вейвлет-аналіз — це сучасний та перспективний метод обробки даних, який сьогодні посідає чільне місце за популярністю та результативністю серед інших загальновідомих методів цифрової обробки даних [14]. Апарат вейвлет-аналізу був закладений в роботах Морле, Гроссмана та деяких інших авторів, а систематизацію знань в цій області і ґрунтовні роботи по впровадженню вейвлетів в практику провела Інґрід Добеші [14]. Результати вейвлет-аналізу, отримані в найрізноманітніших областях, підсилили інтерес до цього напрямку і сприяють його постійному розвитку. Методи вейвлет-аналізу можна застосувати до даних різноманітної природи; це можуть бути, наприклад, одновимірні функції чи двовимірні зображення. Мета такого застосування також може бути різною: попередня вибірка даних, їх фільтрація, прогнозування і аналіз ситуацій, обробка, синтез, стиснення даних чи результатів експерименту та інше.

Початкова відсутність прямого аналога англійського терміну *wavelet* породила декілька його перекладів. Цей термін утворений двома частинами —

коренем wave (хвиля) і зменшувальним суфіксом -let. Таким чином, безпосередній переклад слова звучить як маленька хвиля, хвилька (можна зустріти інші варіанти у зв'язку з недосконалістю точного перекладу іноземної термінології). Деякі автори пропонують використовувати слово сплеск. Однак, більш звичним терміном буде використання назви вейвлет.

Окрім відсутності точного перекладу відсутнє також і чітке визначення власне терміну. Можна сказати, що вейвлет – це форма хвилі ефективно обмеженої тривалості, середнє значення якої дорівнює нулю. До вейвлетів можна віднести функції з різними властивостями [14]: ортогональні, напівортогональні, біортогональні. Ці функції можуть бути симетричними, асиметричними і несиметричними. Розрізняють вейвлети з компактною областю визначення і функції, що існують на всьому діапазоні реальних чисел. Деякі вейвлети мають аналітичний вираз, інші – швидкий алгоритм вейвлет-перетворення, що придатний лише для них. Приклад вейвлет-функції наведений на рис. 1.5; тут одразу можна виявити особливості вейвлета у порівнянні з базовим сигналом Фур'є-аналізу: нерегулярність та скінченність.



Рис. 1.5 – Базові елементи Фур'є-аналізу та вейвлет-перетворення.

Термін вейвлет-перетворення об'єднує два види перетворень – пряме та обернене, які, відповідно, переводять досліджувану функцію  $f(x)$  в набір вейвлет-коефіцієнтів  $W_\psi(a,b)f$ , і навпаки.

Пряме вейвлет-перетворення реалізується згідно правила

$$W_\psi(a,b)f = \frac{1}{\sqrt{C_\psi}} \int \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx, \quad (1.1)$$

де  $a$  і  $b$  – параметри, що визначають відповідно масштаб і зміщення функції  $\psi$ , яка носить назву аналізуючого вейвлету, – нормувального множника. Інтегрування ведуть по всій числовій осі. Результат перетворення, тобто набір вейвлет-коефіцієнтів, залежить від масштабу і зміщення. Так зміщення  $a$  показує затримку вейвлета в часі відносно початку координат і відкладається, відповідно, на осі часу. А масштаб  $b$  – це величина, обернена до частоти (іноді використовують систему координат масштаб-час).

Пряме (1.1) та зворотне (1.2) перетворення залежать від деякої функції  $\psi(x) \in L^2(R)$ , яку називають базисним або материнським вейвлетом. Материнський вейвлет  $\psi$  утворює через розтяги та зсуви сімейство вейвлет-функцій  $\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$ .

Маючи відомий набір коефіцієнтів  $W_\psi(a,b)f$  можна відновити початковий вигляд функції  $f(x)$ :

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{C_\psi}} \iint \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) [W_\psi(a,b)f] \frac{da db}{a^2}. \quad (1.2)$$

Практично єдиним обмеженням на вибір материнського вейвлету є умова кінцевості нормувального множника.

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega = 2 \int_0^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty, \quad (1.3)$$

де  $\hat{\psi}(\omega)$  – Фур'є-образ вейвлета  $\psi(x)$ :  $\hat{\psi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) e^{-i\omega x} dx$ .

Цій умові задовольняє безліч функцій, тому можна підібрати тип вейвлета, що найбільше підходить для розв'язання конкретної задачі.

Умова (1.3) неминуче означає, що Фур'є-образ вейвлета дорівнює нулю при нульовій частоті, тобто  $\hat{\psi}(\omega)|_{\omega=0} = 0$ . Якщо це не так, то знаменник дробу в інтегралі (1.3) перетворюється на нуль, в той час як чисельник має відмінне від нуля значення, і коефіцієнт  $C_\psi$  перестає бути скінченним.

В свою чергу, умову(1.3) можна представити в іншому вигляді. Оскільки Фур'є-образ  $\psi(x)$  при нульовій частоті має вигляд  $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx$ , можна вимагати рівності нулю інтеграла від вейвлета вздовж усієї осі:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx = 0. \quad (1.4)$$

Сама суть вейвлет-перетворення – це багатомасштабний аналіз даних. Мається на увазі, що дані будь-якої природи і виду можна розглядати на різних масштабах і на кожному такому масштабі можна виявляти певні специфічні характеристики досліджуваних даних. Перехід від одного масштабу до іншого дозволяє виявити характерні особливості сигналу в області локалізації вейвлета, вибраного в якості материнського. Відповідно принципу невизначеності, чим краще функція сконцентрована в часі, тим більше вона невизначена в частотній області і навпаки. При вейвлет-аналізі добуток часового і частотного діапазонів являють собою площу деякої комірки; цими комірками і вкривають частотно-часову область одержуючи вейвлет-представлення сигналу (рис. 1.6). Площа комірок в межах такого представлення завжди буде сталою, на противагу іншим методам цифрової обробки даних.

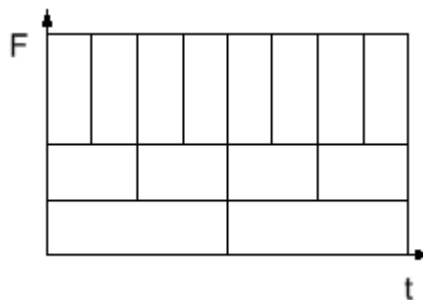


Рисунок 1.6 – Система координат частота(F)-час(t) для представлення результатів вейвлет-перетворення

На рис. 1.6 зображено систему координат для представлення набору вейвлет-коефіцієнтів, отриманих в результаті прямого вейвлет-перетворення. Цими вейвлет-коефіцієнтами забарвлюють представлену систему координат.

Колір забарвлення в цьому випадку відповідатиме амплітуді сигналу на даній частоті. Так, компоненти з мінімальними амплітудами будуть забарвлені в найтемніші кольори. З ростом амплітуди забарвлення буде ставати все світлішим, – так, найсвітлішими за кольором будуть компоненти з максимальними амплітудами. З усього сказаного випливає висновок: низькочастотні деталі сигналу (основні гармоніки) добре локалізовані в частотній області, а високочастотні (стрибки, піки, екстремуми) – в часовій. Приклад вейвлет-перетворення ЕКГ-сигналу наведений на рис. 1.7.

Аналіз рис. 1.7 чітко виявляє *головну перевагу* вейвлет-аналізу – можливість співставити конкретні специфічні деталі сигналу з моментами їх виникнення, часто це є особливою вимогою до проведення діагностичної процедури (реакція на стрес, лікарські засоби, терапевтичний вплив та ін.). Так, в роботах [7, 18] реалізовано автоматизований пошук характеристичних точок сигналу за набором вейвлет-коефіцієнтів.

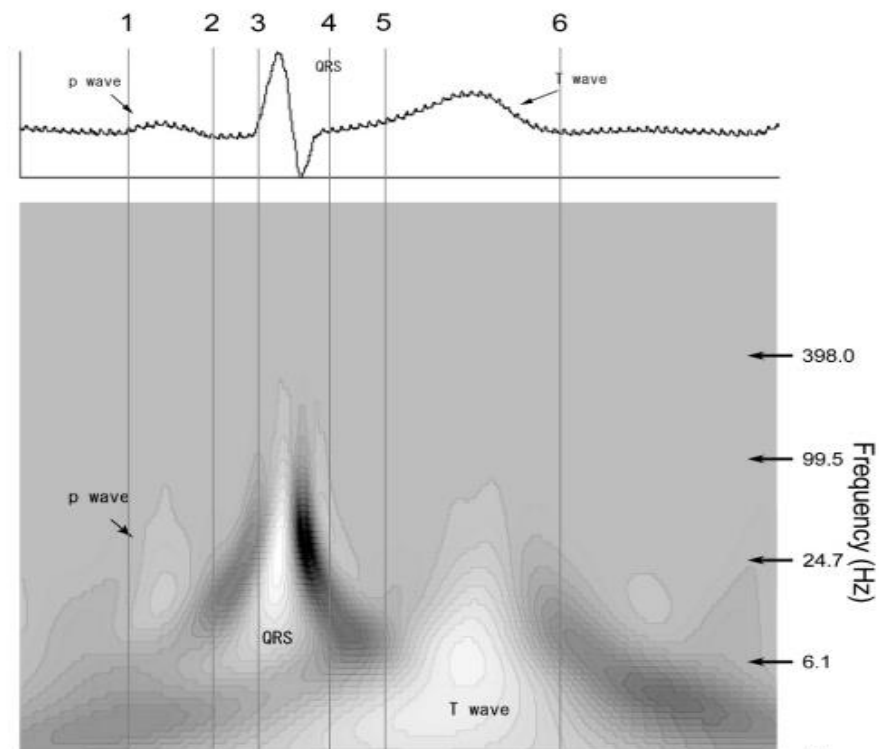


Рисунок 1.7 – Фрагмент ЕКГ-сигналу та його вейвлет-образ

Якщо згадати, що серед усього набору материнських вейвлетів можна вибрати той, який найбільше підходить для аналізу пульсового сигналу, це

можна назвати *другою перевагою* вейвлет-перетворення у порівнянні з іншими методами у задачі аналізу пульсового сигналу.

Якщо звернутись ще раз до вейвлет-спектру, представленого на рис. 1.7, то природно постає питання, чи зможе лікар, який проводить діагностичну процедуру самостійно «розшифрувати» зміст такого вейвлет-спектру. Відповідь скоріше за все буде негативною, проте ще одна особливість вейвлет-аналізу – можливість представлення результатів в різній формі, - дозволяє уникнути цього недоліку. Дійсно, при перегляді результатів вейвлет-перетворення можна вибрати деякий спосіб представлення, зручний для конкретної задачі. Мається на увазі, що вейвлет-перетворення переводить початкову функцію в набір коефіцієнтів, який являє собою функцію двох змінних: масштабу і зміщення. Зобразити всі коефіцієнти одночасно можна різними способами, найпростіший – побудувати тривимірну поверхню, або скористатись проекціями цієї поверхні на площину в різних системах координат: лінійній, логарифмічній, тощо. Для представлення вейвлет-коефіцієнтів використовують також енергетичні спектри і скелетони. Оскільки всі ці способи є малоінформативними для лікаря при аналізі пульсової хвилі, вейвлет-спектри можна використовувати в процедурі автоматизованого визначення характерних особливостей, після чого знову повертатись до звичного представлення сигналу. Можна також розглядати коефіцієнти в координатах амплітуда-час, проте всі вони будуть розбиті на групи за частотним принципом, що також є корисним для їх обробки, але робить недоступним для розуміння лікарю.

Сучасні дослідження в сфері вейвлет-обробки пульсової хвилі обмежуються, як правило, візуалізацією коефіцієнтів в координатах частота-час, рідше використовують скелетони.

Вейвлет-аналіз часто стає апаратом для фільтрації даних, – так він буз з успіхом застосований для очищення ряду біологічних сигналів від сторонніх компонент, в основному білого шуму [18]. Ця процедура є швидкою і точною у порівнянні з іншими методами, оскільки вейвлети-коефіцієнти розділені на діапазони за частотним принципом, а значить можна легко відсікати ту чи

іншу частину спектру, яка містить в собі сторонню, з точки зору конкретної задачі, інформацію. Отже, третя важлива перевага, якою володіє вейвлет-аналіз з огляду на специфіку сигналу – можливість позбавлення пульсової хвилі від сторонніх компонент.

Поряд з фільтрацією, вейвлет-аналіз є сьогодні одним з найперспективніших методів стиснення інформації [56, 78, 113], цей факт буде корисним при потребі подальшого зберігання даних або в умовах добового моніторингу. Четвертий факт на користь вейвлет-перетворення – можливість зменшення кінцевого об'єму результатів дослідження.

Вищезазначені методики [19] є:

- досить складними як в розумінні, так і в обчисленнях, оскільки потребують завчасної обробки пульсових сигналів з судин, складного розкладу на спектри, швидкодії математичних розрахунків та програм;
- в результаті пульсові криві відображають лише загальну форму коливань тиску крові, і не забезпечують якісної та кількісної характеристики стану ССС;
- оцінка контурів пульсограм здійснюється за одиничними періодами коливань і не завжди кваліфікованими, досвідченими в даній діагностиці працівниками.
- і головне – висока достовірність методів у цьому випадку досягається індивідуальним підходом до кожного окремого спектру, що унеможливорює автоматизацію такої процедури.

Оскільки пульсограми забезпечують інформацію про стан гемодинаміки і мають особливу діагностичну цінність у сукупності з іншими кардіосигналами (ЕКГ, ФКГ, статичні показники артеріального тиску), при їх обробці необхідно використовувати не тільки спеціальні вузьконаправлені методики, але і загальні фізико-математичні методи. Саме таким методом є метод фазової площини [13, 19] – графоаналітичний метод дослідження динамічних систем.

**Обґрунтування переваг методу фазової площини.** Під фазовою площиною розуміють площину, кожна точка якої однозначно визначає стан

(фазу) системи. Оскільки площа має два виміри, то впливає, що метод фазової площини застосовується до аналізу руху систем, що описуються диференціальними рівняннями другого порядку [118 – 123]. Деякі важливі властивості нелінійних систем, які неможливо або важко досліджувати аналітично, піддаються наочному тлумаченню і якісному дослідженню за допомогою графоаналітичної побудови у фазовій площині [118 – 123].

Для візуалізації зміни стану системи основним її вхідним і вихідним визначальним параметрам можна зіставити визначені координати, які зручно зображувати в прямокутній системі координат. Ці координати прийнято називати фазовими координатами (наприклад, у випадку простої двовимірної системи це будуть координати  $x$  та  $y$ ) [18]. З часом  $t$  стан системи може змінюватись, наслідком чого буде зміна визначаючих параметрів системи, а відповідно і координат  $x$  та  $y$ . Якщо зі зміною часу на фазовій площині фіксувати послідовність положень зображуючої точки, то вона буде креслити так звану фазову траєкторію (рисунок 1.8). Зображення всієї сукупності можливих рухів на фазовій площині часто виявляється дуже зручним завдяки своїй наочності.

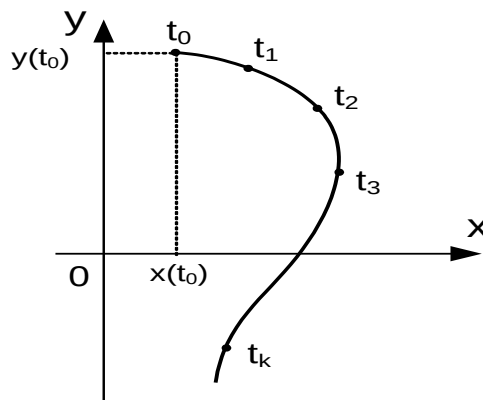


Рисунок 1.8 – Двовимірна фазова траєкторія

Відомий спосіб зображення, при якому використовують дві змінні: основну  $x$  і швидкість її зміни  $y$

$$\frac{dx}{dt} = V_X = P(x, y) \quad (1.1)$$

$$\frac{dy}{dt} = V_Y = Q(x, y) \quad (1.2)$$

які позначені через  $V_X$  і  $V_Y$ , що є функціями  $P(x, y)$  та  $Q(x, y)$  відповідно.

Спільне розв'язання рівнянь (1.1) і (1.2) дозволяє одержати рівняння фазових траєкторій, зображення яких на фазовій площині у сукупності при різних початкових умовах називається фазовим портретом [120]. З метою отримання фазового портрету необхідно побудувати фазові траєкторії системи, тобто виключити із рівнянь (1.1) і (1.2) час. Поділивши (1.2) на (1.1), рівняння фазових траєкторій (метод ізоклін – ліній постійного нахилу)

$$\frac{dy}{dx} = \frac{Q(x, y)}{P(x, y)} = h, \quad (1.3)$$

де  $h$  – постійна величина, яка визначає кут нахилу дотичних до фазових траєкторій, що проходять через дану ізокліну.

Задаючи послідовний ряд значень  $h$ , на фазовій площині для кожного значення  $h$  проводиться своя ізокліна. Отримавши таким чином сітку ізоклін, будуються фазові траєкторії, переходячи з однієї ізокліни на іншу.

Основна ідея цього методу в тому, що на основі обробки пульсового сигналу, змінного в часі  $x = x(t)$ , оцінюється його похідна, і в координатах

$x - \frac{dx}{dt}$  відображається графічна залежність між амплітудою пульсового

сигналу та швидкістю її зміни в часі. Ефективність даного методу, перш за все, в тому, що при різних змінах в ритмі серця, при дисфункції ССС змінюється не тільки послідовність періодів, але і швидкість їх зміни в часі.

Тому диференційований пульсовий сигнал неминуче містить в собі додаткову інформацію про стан серцево-судинної системи досліджуваного.

### ***Переваги аналізу у фазових координатах [118 – 121]:***

1. придатність для аналізу як лінійних, так і нелінійних систем;

2. якісний метод аналізу інтегрування диференціальних рівнянь другого і вище порядків;
3. дає якісну картину всіх режимів, які можуть існувати в динамічній системі, що досліджується;
4. дозволяє знайти достатньо точні кількісні рішення;
5. не вимагає значних обчислювальних затрат за рахунок використання швидких алгоритмів комп'ютерної реалізації.

Основи нелінійної динаміки були закладені Пуанкаре в кінці минулого століття, але за останні 25 років отримали значний розвиток. Метод отримав широке розповсюдження в радіотехніці [118 – 120] та теорії автоматичного регулювання [121], з кінця 90-х років становить інтерес для науковців по дослідженню складних процесів в кардіографії [49,125 – 127].

#### **1.4 Висновки до розділу 1**

Узагальнимо матеріал, наведений в цьому розділі наступними висновками:

- рівень захворюваності з боку серцево-судинної системи вимагає використання в медичній практиці якісно нових підходів до оцінки системи кровообігу, зокрема розробки методів експрес-досліджень; пульсова діагностика, яка ефективно зарекомендувала себе в світі, розширює діагностичні можливості для дослідження органів кровообігу;
- постановка діагнозу за параметрами пульсової хвилі є найбільш обґрунтованою для оцінки стану судин; пульсограми, зареєстровані при цьому, можуть слугувати джерелом важливої інформації при оцінці інших відділів кровоносної системи;
- сучасні способи обробки пульсограм, що застосовуються для позбавлення сигналу сторонніх компонент, не задовольняють вимогам, що пред'являються до них; це змушує адаптувати до пульсового сигналу інші, відомі на сьогодні, методи цифрового аналізу, зокрема – метод фазової пощини.

Отже для реалізації експрес-діагностики пульсограм в умовах завад необхідно вирішити ряд задач:

- створити біофізичну модель, що відповідає меті роботи;
- розробити ефективну методику виділення інформативних компонентів пульсограм;
- розробити структуру і алгоритм роботи системи для автоматизованої обробки пульсограм на основі створеної методики;
- підтвердити ефективність створеної системи шляхом статистичної обробки інформації.

## РОЗДІЛ 2

### РОЗРОБКА МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ТА ВИБІР ОСНОВНИХ ДІАГНОСТИЧНО ЗНАЧИМИХ ПАРАМЕТРІВ ПУЛЬСОГРАМИ

Система кровообігу людини забезпечує циркуляцію крові по замкненій системі судин. Постійна циркуляція крові в організмі дозволяє доставляти до всіх кліток речовини, необхідні для їхнього нормального функціонування, і видаляти продукти їх життєдіяльності. Для того щоб здійснити цей життєво необхідний і дуже складний процес обміну речовин у капілярах, система кровообігу має певну функціональну та структурну організацію. Для опису ряду процесів, що відбуваються в системі кровообігу людини, застосовуються методи фізичного, аналогового та математичного моделювання. В існуючих моделях розглядаються моделі руху крові як у нормі, так і при деяких порушеннях у кровоносній системі. Питання, пов'язані з механікою кровотоку, цікавлять людство протягом багатьох століть. Слід відзначити, що перші спроби описати механіку кровотоку, були проведені більш 2000 років тому, у Давній Греції. Засновником сучасного підходу до моделювання системи кровообігу людини, є В. Гарвей, який в 1628 р. запропонував модель системи кровообігу людини, де серце служило насосом, який прокачує кров по судинах. Він уважав, що маса крові, яка викидається серцем в артерії в плинні декількох годин, значно перевищує масу всього тіла та зробив висновок, що в серце надходить одна й та сама кров. Таким чином, система кровообігу людини замкнена, тому для забезпечення плинності крові в ній повинен бути періодично діючий «насос». Досвід сучасного математичного моделювання системи кровообігу людини нараховує вже кілька десятиліть, і деякі з розроблених моделей з успіхом застосовуються в клінічній практиці. Найбільшу привабливість представляють моделі системи кровообігу людини в цілому, що описують зміну основних параметрів (тиск, об'єм, кровоток) на різних ділянках системи, які допускають введення в модельні співвідношення деяких зовнішніх факторів.

При дослідженні пульсового сигналу часто виникає необхідність розрахунку великої кількості супутніх параметрів, що можуть дати інформацію про стан серцево-судинної системи та організму в цілому. Для розрахунку цих параметрів необхідно володіти математичними та фізичними залежностями між конкретними показниками діяльності кровоносної системи. Обґрунтування таких співвідношень та залежностей містять біофізичні моделі кровообігу.

## 2.1 Дослідження моделей системи кровообігу

Кількість біофізичних моделей кровообігу є досить значною. При цьому, жодна з них не задовольняє всім вимогам, які пред'являються до моделей пульсового сигналу з точки зору експрес-діагностики, а саме:

- співпадіння з реальним сигналом на усіх ділянках кровообігу;
- відтворення не лише форми, а й пояснення генезису пульсової хвилі;
- описання діяльності кровоносної системи в діастолічній фазі;
- наявність математичних рівнянь, які узгоджують основні параметри кровотоку;
- відносна простота інтерпретації при достатній інформаційній цінності.

Проаналізуємо розповсюджені сьогодні біофізичні моделі кровообігу з огляду на вимоги, сформульовані вище.

Модель Франка, в якій артеріальна частина системи кровообігу моделюється пружним резервуаром, який може змінювати свій об'єм, має ряд суттєвих припущень та досить грубо описує реальні явища. Найбільше узгодження даної моделі з реальними явищами досягається наприкінці діастолі. Гідравлічна модель системи кровообігу людини не в повному обсязі описує гемодинамічні процеси та потребує вдосконалення при проведенні більш точних досліджень системи кровообігу людини. Крім того, дана модель потребує більш докладний опис особливостей судинного русла та механізмів регуляції при дослідженні мозкового кровообігу. Спрощена гідравлічна модель системи кровообігу людини є основою багатьох

математичних та фізичних моделей, використовуваних для дослідження регуляції кровообігу, але в ній є ряд суттєвих припущень та недоліків, зокрема, однаковість структури великого та малого (легеневого) кіл кровообігу. Модель глобального кровотоку в судинному руслі не дає точного визначення резонансних частот легеневого кола кровообігу. Значення частот 7 і 70 Гц отримано не аналітичним способом, а на основі аналогії законів руху крові в легеновому колі та законів руху повітря в легенях. Моделі системи кровообігу людини у вигляді електричних кіл (модель аортальної компресійної камери та модель Ростона) мають певні недоліки: – підвищення ступеня деталізації системи приводить до значного ускладнення рівняння моделі, що описує зміну тиску в часі, яке при будь яких модифікаціях кола слід виводити заново, що значно ускладнює роботу; – не пояснюють коливання тиску на початку діастолі; – аналізують лише вихідні та вхідні параметри системи в цілому, не виявляючи проблем на окремих її ділянках; – не вирішують проблеми замкненості системи кровообігу людини.

Розглянемо спосіб створення моделі, яка відображала б основні характеристики даних біологічних об'єктів. У систему рівнянь моделі, які описують поширення хвиль у трубах з пружними стінками входять: рівняння руху; закон збереження маси рідини й матеріалу стінки; умова неперервності компонент швидкості й напружень на різних границях (граничні умови). Вважатимемо рідину (кров) ньютонівською, а її рух – ламінарним і осесиметричним. Рівняння руху рідини записуються у вигляді лінеаризованих (без конвективного члена) рівнянь Нав'є-Стокса в циліндричних координатах [8]:

$$\begin{aligned}\frac{\partial v_r}{\partial t} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \nu \left\{ \frac{\partial^2 v_r}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial r} - \frac{v_r}{r^2} + \frac{\partial^2 v_r}{\partial x^2} \right\} \\ \frac{\partial v_x}{\partial t} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left\{ \frac{\partial^2 v_x}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_x}{\partial r} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} \right\}\end{aligned}$$

Рівняння неперервності має вигляд

$$\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_r}{r} = 0$$

де  $\rho$  – густина рідини,  $\eta$  – кінематична в'язкість,  $p$  – тиск,  $V_r$  і  $V_x$  – відповідно радіальна й осьова компоненти швидкості,  $r$  та  $x$  – відповідно радіальна та осьова координата,  $t$  – час.

Матеріал стінки вважаємо лінійним в'язкопружним однорідним й ізотропним, а трубу розглядатимемо як довгу пряму та незакріплену. У випадку тонкостінної труби можна використати рівняння теорії оболонок у наступному вигляді [9]

$$\begin{aligned}\rho_w h \frac{\partial^2 u_r}{\partial t^2} &= \left\{ p - 2\mu \frac{\partial u_r}{\partial r} \right\}_{r=a} - \frac{Eh}{1-\sigma_0^2} \left\{ \frac{u_r}{a^2} + \frac{\sigma_0}{a} \frac{\partial u_x}{\partial x} \right\} \\ \rho_w h \frac{\partial^2 u_x}{\partial t^2} &= -\mu \left\{ \frac{\partial v_x}{\partial r} + \frac{\partial v_r}{\partial x} \right\}_{r=a} + \frac{Eh}{1-\sigma_0^2} \left\{ \frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\sigma_0}{a} \frac{\partial u_r}{\partial x} \right\}\end{aligned}$$

де  $\rho_w$  – густина матеріалу стінки,  $E$  – модуль Юнга,  $\sigma_0$  – коефіцієнт Пуассона,  $h$  – товщина стінки,  $a$  – внутрішній радіус труби,  $u_r$  та  $u_x$  – відповідно радіальна та осьова компоненти зміщення.

Для більш загального випадку товстостінної труби останні рівняння стають дуже громіздкими. Для завершення постановки задачі необхідні граничні умови, які пов'язують рух рідини і труби. Цими умовами є умова неперервності компонент швидкості на межі розділу між рідиною й стінкою та умова обмеженості компонент швидкості на осі труби:

$$r = a: \quad v_r = \frac{\partial u_r}{\partial t}, \quad v_x = \frac{\partial u_x}{\partial t}; \quad r = 0: \quad v_r = 0, \quad \frac{\partial v_x}{\partial r} = 0.$$

Розглянуті вище рівняння у рамках лінійної теорії описують поширення в трубах хвиль довільного типу. Для кожної практичної задачі, сформулювавши початкові і граничні умови, можна чисельно інтегрувати дану систему рівнянь і знайти поле вектора швидкості чи розподіл тиску в трубі. Обмежимося розглядом поширення плоских хвиль. Це дозволяє звести задачу до одновимірної [7]. Виключивши швидкість, отримаємо хвильове рівняння:

$$\frac{\sigma^* p_e}{\partial x^2} = c^{-2} \frac{\sigma^* p_e}{\partial t^2},$$

де швидкість хвилі  $C$  визначається з виразу

$$\rho^{-1}c^{-2} = \left[ \rho^{-1} \frac{d\rho}{dp_e} + A^{-1} \frac{dA}{dp_e} \right] = K + D, \text{ при } p_e=0.$$

В отриманій рівності відносно збільшення густини й відносно збільшення площі поперечного перерізу, які припадають на одиницю надлишкового тиску, називатимемо стискуваністю рідини  $K$  і розтяжністю труби  $D$ , відповідно. Можна показати, що локальна швидкість рідини пов'язана з надлишковим тиском простим співвідношенням:

$$u = \frac{p_e}{c\rho_0}.$$

Для ізотропної тонкостінної труби розтяжність становить

$$D = \frac{2a_0}{hE},$$

де  $a$  – радіус труби,  $h$  – товщина її стінки.

Якщо труба зафіксована по відношенню до повздовжніх зміщень, то

$$D = \frac{2a_0(1 - \sigma_0^2)}{hE}.$$

Швидкість поширення хвилі тиску визначається

$$c = [\rho(K + D)]^{-1/2}.$$

Артерії ссавців володіють розтяжністю  $D$  порядку 1 бар–1[4], тобто це відповідає збільшенню площі просвіту судини на 10% при змінах тиску порядку 10–1 бар (саме така зміна тиску простежується при нормальних фізіологічних умовах [5]). При такій великій розтяжності, стискуваністю крові ( $K$  порядку 10–5 бар–1 [7]) можна знехтувати. Звідси експериментально отримані значення швидкості поширення пульсових хвиль виявляються на два порядки меншими швидкості звуку в крові [10]. М'які тканини, які оточують артерію, настільки еластичні, що зовнішній тиск безпосередньо біля артеріальної стінки мізерно мало реагує на пульсації. Проте, можливо, що ці тканини відповідають за фіксацію артерії по відношенню до поздовжніх деформацій. У такому випадку для розрахунку розтяжності

необхідно користуватися формулою (10), де коефіцієнт Пуассона  $\sigma_0$  дещо менший 0,5 — величини, яка є характерною для матеріалів, в яких пружність значно перевищує стискуваність. Відношення товщини стінки до діаметра труби лежить у діапазоні від 0,06 до 0,10 [5]. Вимірювання швидкості пульсової хвилі в артеріях можна проводити, реєструючи двома послідовно розміщеними давачами деформацій судини, часову затримку між одним і тим же збуренням. Давачі необхідно розміщувати на однорідній ділянці артерії з невеликим коефіцієнтом звуження судини та малою кількістю розгалужень для зменшення завад, викликаних наявністю відбитої хвилі. Розрахована за відліками тиску, швидкість поширення пульсохвилі дає можливість знайти розтяжність

$$D = \rho^{-1} c^{-2},$$

а отже, й жорсткість (модуль Юнга  $E$ ) судини. Крім цього за вимірними значеннями тиску можна обчислити локальну швидкість руху крові

$$u = \frac{P_e}{c\rho}.$$

Усереднюючи її по періоду, також знайдемо середню швидкість об'ємних витрат.

При побудові одномірної теорії пульсової хвилі було зроблено ряд суттєвих припущень для спрощення задачі: 1) нехтуємо похибками, які вносяться у швидкість внаслідок в'язких властивостей крові; 2) амплітуда збурення (пульсового коливання тиску) достатньо мала, і тому співвідношення, які описують пружні властивості стінки трубки і рух рідини, лінійні. З точки зору подальших досліджень актуальним є теоретичне обґрунтування справедливості зроблених припущень.

На основі рівнянь гідродинаміки та теорії пружності пропонується до розгляду фізико-математична модель для опису процесу поширення пульсових хвиль у кровоносних судинах. У рамках лінійної теорії в влія

проаналізовано основні закономірності даного процесу. Одержано аналітичні співвідношення, які пов'язують швидкість поширення плоских хвиль тиску і параметри рідини та тонкостінної оболонки у незбуреному стані. На основі отриманих результатів проаналізовано природу суттєвих розбіжностей між хвильовими процесами в еластичних судинах та абсолютно жорстких трубах [26].

## **2.2. Обґрунтування вибору математичної моделі пульсової хвилі**

При співставленні переважної більшості моделей та реального сигналу виникають розбіжності, іноді значні, які не можна пояснити супутніми факторами реєстрації пульсової хвилі. Тобто, це не викривлення в сигналі, викликані накладанням шумів та артефактів, а власне неточності в представленні пульсацій кровотоку. Найчастіше такі неточності виникають при спробі застосування моделі до судин значно віддаленіших від серця, ніж аорта, - так званого, периферичного русла кровотоку [8, 12, 91, 116]. Тим не менш, існує ряд моделей [2, 14 – 18], які успішно описують окремі відділи кровоносної системи. До них належить, зокрема, нелінійна усереднена модель гемодинаміки, побудована на основі теорії графів. В роботі [66] ця модель показала значну подібність з експериментальними результатами, проте слід відмітити, що для побудови такої теоретичної кривої слід провести ряд додаткових вимірювань, які будуть визначати деякі граничні умови даної моделі. Цей підхід не завжди є прийнятним при проведенні експрес-вимірювань. Окрім цього, рівняння, які описують взаємозв'язок між параметрами, значно видозмінюються при переході між окремими судинами, що ускладнює діагностичну процедуру. Кількість параметрів в моделях за теорією графів сягає ста, тоді як в діагностичній практиці склалась традиція вимірювання близько десяти параметрів, значить дана модель є надмірною з точки зору експрес-діагностики.

Модель пульсової хвилі на основі солітонів також виявила високу схожість з практичними пульсограмами. Передбачається, що один серцевий

викид породжує один солітон. Таким чином, зсув фаз і накладання солітонів один на одного дають в результаті криву, подібну до реальної. Проте, теорія солітонів є досить складною, і задля отримання розв'язку системи рівнянь було зроблено ряд припущень, які значно ідеалізують реальну систему.

По аналогії з перехідними процесами, що відбуваються в електричному колі, протікають гідродинамічні процеси на початку обох фаз, - як систолічної так і діастолічної. Електричні моделі кровообігу, які пояснюють процеси в судині за моделями електричних кіл, дозволили достатньо точно описати встановлення процесів кровотоку на початку кожної з фаз. Серед недоліків електричних моделей можна назвати величезну кількість рівнянь, де кожному типу судин відповідають деякі свої рівняння. Правильність використання тих чи інших рівнянь тут в значній мірі визначається точністю класифікації судин. Оскільки кількісні критерії для такого поділу є умовними, підібрати рівняння, що максимально точно відповідає тій чи іншій судині майже неможливо. Проте, деякі з цих моделей досить детально досліджені в частотному діапазоні [8, 10], що дозволяє використовувати їх для аналізу частотного спектру, проте не задовольняє поставлених в даній роботі задач.

Авторам окремих робіт вдалось досягти значного співпадіння між модельним та реальним сигналом шляхом накладання деяких обмежень та висунення припущень про систему кровообігу. Так, автори [2] вважають кров Ньютонівською рідиною, а рух її - ламінарним, що не відповідає загальним уявленням про динаміку кровообігу [38, 93]. Припущення щодо належності крові Ньютонівським рідинам зроблено також і в роботі, де автори намагаються описати кровоносну систему набором графів з огляду на закон збереження кількості крові і жорсткості стінок судин. Проте автори не вдаються до виділення головних діагностичних параметрів, роблячи акцент на універсальності моделі. В роботах розроблено модель, згідно якої швидкість пульсової хвилі змінюється за гармонічним законом, що також не відповідає сучасним представленням про роботу кровоносної системи.

Загалом всі названі вище моделі мають радше теоретичну цінність. Рівняння, якими вони описуються, намагаються охопити максимальну кількість факторів, що впливають на формування контуру пульсограми. В цих моделях зроблено акцент на універсальність та глобальність, тоді як при практичній роботі з пульсограмою діагноста цікавить можливість порівняти одержаний контур з деяким номінальним і взаємозв'язок окремих параметрів в цьому контурі. Якщо брати за основний критерій простоту інтерпретації, то в якості моделей кровообігу можуть бути використані моделі Франка, Ростона, гармонічна модель пульсової хвилі.

Модель Франка представляє сукупність всіх значних за розміром судин артеріального русла у вигляді деякого пружного резервуару. Цей резервуар здатен розтягуватись в момент систоли, утримуючи основний об'єм крові в центральній частині кровотоку, захищаючи периферію від пульсової хвилі високого тиску. Залежність тиску в судинах після систоли, тобто в момент розповсюдження пульсової хвилі, визначається згідно даної моделі в наступний спосіб:

$$p = p_c \exp[-t/kX_0]. \quad (2.1)$$

де  $p_c$  – систолічний тиск;  $k$  – еластичність, пружність резервуару,  $X_0$  – гідравлічний опір периферичної кровоносної системи.

Перевагою цієї моделі є її простота, окрім того, вона досить точно описує систолічну фазу пульсової хвилі. В діастолічній фазі невідповідність є вкрай значною, через це дана модель використовується надзвичайно рідко. Модель також не враховує ряд числових параметрів, які на сьогодні поширені в діагностиці за пульсограмами.

Незважаючи на всі недоліки дана модель була описана і розвинута в багатьох наукових працях. На її основі створено ряд більш досконалих моделей. Уточнення були внесені шляхом збільшення кількості пружних резервуарів для врахування того факту, що судинне русло є системою, розподіленою в просторі. Для врахування інерційних властивостей крові при побудові моделі вважалось, що еластичні резервуари, які моделюють

висхідну та низхідну гілки аорти, мають різну пружність. Ці уточнення зафіксовані в моделі Ростона, яка складається з двох резервуарів з різними еластичностями (пружностями) та з непружних ланок різного гідравлічного опору між резервуарами. Така модель краще описує процеси, що відбуваються в судинному руслі, проте й вона не пояснює коливання тиску на початку діастолі.

Для аналізу параметрів пульсограми в часовій області найбільш адекватною ряд авторів вважає гармонічну модель кровообігу. Відповідної до цієї моделі кров розповсюджується судиною вздовж осі  $x$  зі швидкістю  $v$ . В'язкість крові і пружнов'язкі властивості стінок судин зменшують амплітуду хвилі. Можна вважати, що затухання буде експоненціальним. На основі цього записано наступний вираз для гармонічної пульсової хвилі:

$$p = p_0 \exp[-\chi x] \cos \omega(t - \frac{x}{v}), \quad (2.2)$$

де  $p_0$  — амплітуда тиску в пульсовій хвилі;  $x$  — відстань до довільної точки судинного трубопроводу від серця;  $v$  — швидкість пульсової хвилі;  $t$  — час;  $\omega$  — кругова частота коливань;  $\chi$  — деяка константа, що визначає затухання хвилі.

Хвиля являє собою деякий надлишковий тиск. Тому з урахуванням “основного” тиску  $p_a$  (атмосферний тиск чи тиск в середовищі навколо судини) зміни тиску можна записати наступним чином:

$$p = p_a + p_0 \exp[-\chi x] \cos \omega(t - \frac{x}{v}). \quad (2.3)$$

Як видно з рівняння, по мірі просування крові (по мірі збільшення  $x$ ) коливання тиску згладжуються.

Дана модель, на відміну від вище описаних, є більш точною, - в ній враховано більше параметрів, зв'язок між ними встановлений однозначно, проте в фазі діастолі знову виникли розбіжності з реальним сигналом.

Загалом, в усіх моделях, які характеризуються простотою математичного представлення процесів, неточності найчастіше виникають при описанні діастолічної фази пульсової хвилі. Додаткові зубці в контурі пульсограми, які не описуються математично в названих елементарних моделях, різні автори трактують по-різному. Зокрема, в деяких роботах описано принцип формування пульсової хвилі з точки зору теорії активної діастолі. Тут мається на увазі, що дикротична хвиля, яка виникає в період діастолі, викликана не відбиттям систолічної хвилі в місцях біфуркацій артерій, а породжена діяльністю венозного відділу. В роботі [14] побудовано схематичну теоретичну криву, яка породжена венозним відділом в діастолічній фазі. Ця крива отримана шляхом віднімання гармонічної компоненти з реального сигналу, розкладаючи таким чином фотоплетизмограму на систолічну та діастолічну складові. Візуальний аналіз підтверджує правильність гіпотези, окрім того, ряд функціональних проб підтвердив припущення про механізм регуляції кровотоку з боку венозного відділу. Модель пульсової хвилі, в якій венозний відділ є активним, носить назву двофазної. Двофазна модель задовольняє ряду вимог до математичного описання системи кровообігу, вона є достатньо простою і відповідає загальним уявленням про генезис пульсових хвиль. Недоліком можна назвати відсутність в роботах вказаних авторів конкретних рівнянь та математичних залежностей для описання одержаних складових і комплексного сигналу загалом.

Окрім названих моделей багато авторів в своїх роботах використовують принцип імітаційного моделювання, тобто їх моделі не мають аналітичного опису, а являють собою типові масиви, кожен з яких відповідає певній категорії пацієнтів. Оскільки провести попередню класифікацію пацієнтів, що потребують експрес-діагностики, майже неможливо, ефективно скористатись такими моделями також вкрай важко. Хоча імітаційні моделі, як правило, становлять основу в процедурі автоматизованої постановки діагнозу на основі пульсограм.

З огляду на поставлену задачу інтерес привертають дві моделі – гармонічна модель, як така, що є досить простою і містить математичне описання основних процесів, та двофазна модель, яка пояснює генезис зубців в контурі діастолічної хвилі, проте потребує подальшого розвитку задля отримання основних математичних залежностей. Спробуємо узагальнити знання про систему кровообігу на основі цих двох моделей і внести деякі уточнення задля відповідності практичним кривим.

### **2.3 Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі в рамках теорії активної діастолі**

Гармонічна модель пульсової хвилі описує розповсюдження пульсацій крові в окремій судині згідно рівняння (2.2). Аналіз рівняння показує, що амплітуда коливань зменшується при віддаленні від серця, чому сприяє експоненційний закон затухання. Слід зауважити що дана модель не описує дикротичний зубець в контурі пульсової хвилі, тим не менш, вона досить чітко пояснює генезис пульсових хвиль. Дійсно, пульсовий сигнал нагадує гармонічні коливання і затухає при віддаленні від центрального басейну кровотоку. Щоб отримати графік, який відповідає цьому рівнянню (зміни тиску в судині відповідно часу), необхідно перейти від загального представлення до конкретної групи осіб зі спільними характеристиками кровотоку і додатково розрахувати окремі показники. Розрахунок проведемо для категорії осіб з однотипними антропометричними та фізіологічними показниками. Розглянемо параметри кровотоку жінок у віці 20-30 років, зростом 165-170 см, без відхилень з боку роботи серця; криву будуватимемо для плечової артерії.

Амплітуда гармонічного сигналу, що входить у рівняння (2.2), обчислюється в місці його першочергової появи, тобто в аорті. При віддаленні від аорти амплітуда буде спадати, про що свідчить коефіцієнт затухання. Амплітуда пульсової хвилі може бути знайдена як середнє значення між систолічним  $p_s$  та діастолічним  $p_d$  тиском:

$$p_0 = (p_s - p_d) / 2. \quad (2.4)$$

Якщо враховувати, що номінальні параметри тиску, виміряні в аорті, для вказаної категорії  $p_s \approx 19 \text{ кПа}$ ,  $p_d \approx 12 \text{ кПа}$ , то кількісне значення амплітуди пульсового сигналу становить  $p_0 = 3,5 \text{ кПа}$ . Для плечової артерії амплітуда становить вже  $p_0^{плеч} = 2,5 \text{ кПа}$ , оскільки в даній судині  $p_s^{плеч} \approx 16 \text{ кПа}$ ,  $p_d^{плеч} \approx 11 \text{ кПа}$ .

Частота серцевих скорочень для представленої категорії осіб також має нормативні значення:  $f = 55 - 60 \text{ уд/хв}$ . Використавши формулу  $\omega = 2\pi f$  можна знайти кругову частоту коливань. Категорія піддослідних буде мати в нормі кругову частоту пульсових коливань приблизно  $\omega \approx 6,61 \text{ рад/с}$ .

Плечова артерія належить до судин м'язового типу. Для цих судин згідно [96, 109] характерна швидкість пульсової хвилі близько  $v = 6,8 \text{ м/с}$ ; дані вибирались з таблиці номінальних значень із урахуванням статі і віку особи.

Аби знайти коефіцієнт затухання пульсової хвилі  $\chi$  треба провести ряд додаткових розрахунків. Насамперед відомо, що даний коефіцієнт визначає як зміниться амплітуда пульсової хвилі по проходженню деякої відстані  $x$ . Розглядаючи аорту та плечову артерію можна записати співвідношення:

$$p_0^{nl} = p_0 \cdot \exp[-\chi^x]. \quad (2.5)$$

Номінали амплітуд в аорті та плечовій артерії були зазначені вище. Для визначення коефіцієнта затухання  $\chi$  необхідно знайти відстань від серця до місця накладання датчиків  $x$ . Місце реєстрації пульсограми на плечовій артерії відповідає методиці за Савицьким. Згідно згаданих вже робіт, існує методика визначення відстані від серця до конкретного місця на тілі людини, в тому числі до датчиків на плечовій артерії. Для цього пацієнта розміщують горизонтально, а руку, на якій проводять вимірювання, направляють під прямим кутом до тулуба. Після цього відстань до конкретної точки

вимірюють по прямій. Для жінок із вказаними антропометричними нормами відстань від серця до місця накладання датчиків становить близько  $x = 0,4$  м.

Отже, з урахуванням відомих числових значень маємо розв'язати наступне рівняння для знаходження коефіцієнта затухання гармоничної пульсової хвилі:

$$2,5 \cdot 10^3 = 3,5 \cdot 10^3 \exp[-\chi^{0.4}]. \quad (2.6)$$

З даного рівняння отримаємо для вибраної категорії осіб значення коефіцієнту затухання пульсової хвилі  $\chi \approx 0,066$ .

В літературних джерелах присутня інформація про особливості даного коефіцієнта, зокрема зазначається, що дане число не є сталим для усього організму, воно залежить від типу судин, їх довжини та радіусу, жорсткості стінок та інших індивідуальних особливостей організму. Тим не менш, визначити ці особливості в кожному конкретному випадку для кожної судини майже неможливо, тому можна прийняти розрахований вище коефіцієнт за норму на ділянці аорта-плече. При побудові кривої на конкретному відрізку серцево-судинної системи можна уточнити рівняння (2.2), знаючи локальні показники тиску для вибраної ділянки, в наступний спосіб:

$$p^{nl} = p_0^{nl} \cdot \cos \omega(t - \frac{x}{v}). \quad (2.7)$$

Всі гемодинамічні параметри, обраховані вище, не є константою, вони коливаються в деяких межах, що залежить від індивідуальних особливостей організму чи фізіологічного стану особи в конкретний момент часу, ці параметри також можуть змінюватись під впливом деяких патологічних процесів. Загалом всі аргументи в рівнянні пульсової хвилі (2.7) є динамічними і залежать від ряду чинників, проте в межах деякої категорії осіб з однотипними фізіологічними та антропометричними характеристиками

можна визначити «номінальні» параметри кровотоку. Це стосується і параметрів, розрахованих в цьому розділі.

Загалом для представленої категорії осіб поширення пульсової хвилі в плечовій артерії без урахування зовнішнього тиску описується гармонічною моделлю в такий спосіб:

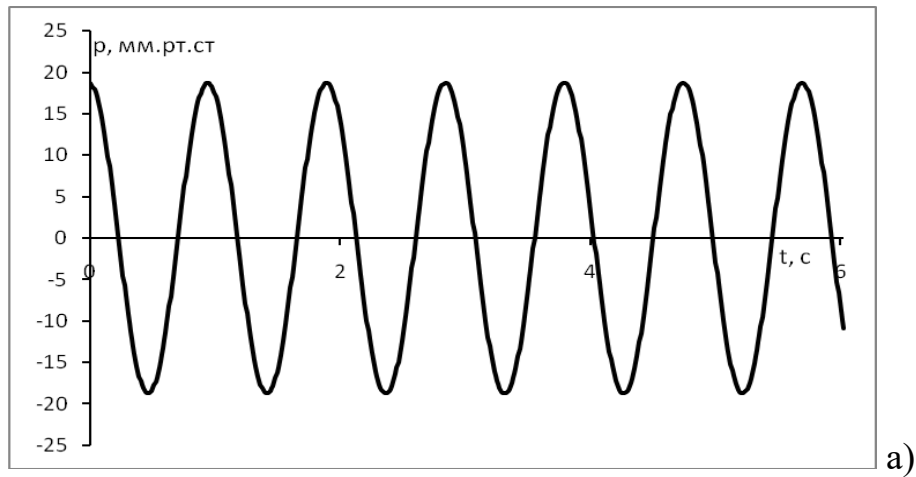
$$p^{nl} = 2,5 \cdot 10^3 \cdot \cos \left[ 6,61 \left( t - \frac{x}{6,8} \right) \right]. \quad (2.8)$$

Аналогічний вираз, але з представленням тиску в мм.рт.ст, що більш звично для пересічного користувача, має вигляд:

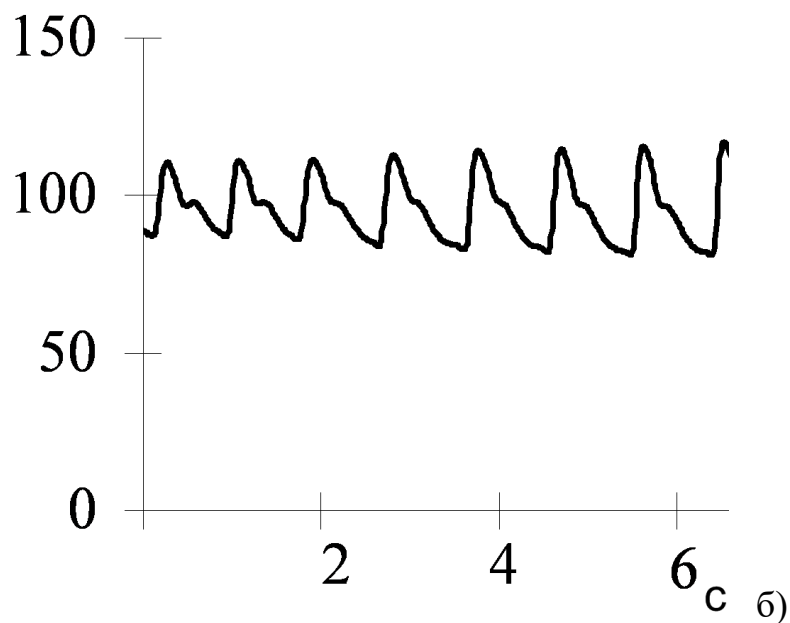
$$p^{nl} = 18,75 \cdot \cos 6,61 \left[ \left( t - \frac{x}{6,8} \right) \right]. \quad (2.9)$$

Нижче зображена крива (рис. 2.1,а), яка відображає залежність тиску в судині від часу, описану рівнянням (2.9). Тут за початкові умови взято відстань, яку проходить хвиля задля досягнення місця накладання датчиків, приблизно  $x = 0,4$  м. Реальна сфігмограма представлена поряд (рис. 2.1, б).

Співставлення кривих (рис. 2.1) показує відповідність лише загальних принципів поширення пульсової хвилі для теоретичних та реальних даних. Зокрема, якщо абстрагуватись від наявності «основного» тиску (тиску навколо судини) на реальній пульсограмі, можна стверджувати, що дані співпадають за частотою, амплітудою і дещо за формою. Це свідчить про правильність загальних припущень щодо характеру пульсового сигналу. При аналізі модельної кривої не помітно затухання пульсограми через мале значення коефіцієнта затухання  $\chi$ , окрім того для аналізу було представлено всього кілька періодів пульсограми. Проте при переході до інших типів судин (аналіз пульсограм променевої, гомілкової та сонної артерій) слід буде задаватись іншим значенням коефіцієнта затухання, що дозволить більш наглядно оцінити його вплив на формування пульсових коливань.



мм рт.ст.



*а) теоретична модель; б) фрагмент реальної сфігмограми*

Рисунок 2.1 – Графічне представлення пульсового сигналу в плечовій артерії

На реальній пульсограмі спостерігаються зміни амплітуди пульсової хвилі, які викликані накладанням дихальної компоненти [109]. Ця складова буде впливати на постановку діагнозу при обробці пульсограми, тому повинна бути усунена шляхом використання сучасних засобів цифрової обробки, зокрема вейвлет-аналізу. Найголовніший недолік, що помітний при співставленні пульсограм – це розбіжності, які виникають в діастолічній фазі, і є вкрай значними. Насамперед, на модельній кривій абсолютно відсутній дикротичний зубець, хоча на практиці він присутній абсолютно в усіх

пульсограмах, знятих на плечовій артерії у осіб без виражених патологій. Сказане вище змушує внести уточнення в гармонічну модель пульсового сигналу задля виявлення природи дикротичного зубця в контурі пульсограми.

Аналіз ряду робіт, в яких оцінюється роль дикротичної хвилі, дає підстави стверджувати, що природу даного елементу пульсограми пояснюють двома принципово різними способами. Одна з теорій передбачає, що дикротичний зубець являє собою хвилю, яка виникає внаслідок відбиття основної (сistolічної) хвилі в місцях біфуркації артерій. Інший підхід полягає в оцінці дикротичної хвилі як активного процесу. Мається на увазі, що дана хвиля породжується венозним відділом, якому властиві коливання аналогічно до артеріального русла. Обидві теорії передбачають, що дикротична хвиля, якої б природи вона не була, накладається на систолічну хвилю, внаслідок різниці фаз, і в контурі пульсограми виникає додатковий зубець.

В роботах вчених наведено ряд фактів, що свідчать на користь позиції активної діастолі, зокрема висока ступінь адаптації кровоносної системи до різних факторів впливу, в тому числі, до зміни артеріального тиску, значна швидкість протікання перехідних процесів, і, головне, принципово різна форма пульсограм при різній мірі віддаленості артеріального та венозного відділу. В роботі [14] також описано в загальному вигляді форму та характеристики дикротичної хвилі, сформованої за активної участі венозного відділу. Аби пересвідчитись в правильності такої теорії приймемо рівняння (2.2), (2.7), (2.9) за систолічну компоненту і додатково сформуємо дикротичну хвилю для вибраної категорії піддослідних з огляду на особливості характерної для них систолічної хвилі.

Згідно результатів, отриманих в [103], дикротична хвиля, породжена венозним відділом, являє собою додатню півхвилю синусоїди. В першому наближенні закон поширення дикротичної хвилі можна представити рівнянням:

$$p_{\partial} = p_0' \cdot \xi \cdot \left| \sin \omega' \left( t - \frac{x}{v'} + \tau' \right) \right|. \quad (2.10)$$

Дана залежність передбачає, що закон поширення коливань венозного відділу також гармонічний, хоча дещо відрізняється від закону поширення систолічної хвилі. Зокрема, аби уникнути значної різниці фаз між кривими, в якості оператора було використано синусоїду замість косинусоїди. Щодо затримки в часі виникнення, то згідно результатів, отриманих в [14-19, 18], дикротична хвиля бере свій початок в момент початку спаду систолічної хвилі, тобто одразу після її максимуму. В роботі наведено результати аналізу пульсограм без патологій, де ця величина для представленої категорії осіб становить  $\tau' = 0,06 - 0,12$  с.

Амплітуду дикротичної хвилі  $p_0'$  оцінити досить складно. В багатьох роботах стверджується, що ця величина становить половину амплітуди систолічної хвилі, проте, автори не врахували, що при накладанні сигналів їх початкові амплітуди дещо видозмінюються, тому правильніше буде стверджувати, що дикротичний зубець знаходиться на рівні половини амплітуди систолічної компоненти. Врахувавши, що сигнали близькі до протифази, можна зробити наступний висновок: аби дикротична хвиля досягла половини амплітуди систолічної компоненти, співвідношення між вказаними компонентами має бути наступним:  $p_0'^{nl} = 1,5 \cdot p_0^{nl}$ . Для конкретної категорії осіб це число в плечовій артерії приблизно становить  $p_0'^{nl} = 3,75$  кПа або  $p_0'^{nl} = 28,13$  мм.рт.ст.

Швидкість поширення хвилі як венозним, так і артеріальним відділом повинні співпадати, оскільки невиконання такої умови порушує основний принцип роботи серця – циклічність. Більше того, в багатьох роботах наведено результати вимірювань швидкості пульсової хвилі, де доведено, що цей параметр залежить виключно від типу судин. Оскільки більшість артерій (крім аорти та сонної артерії) та вени в сукупності є судинами м'язового типу, то їх властивості щодо перенесення пульсової хвилі співпадають. Отже,

можемо прийняти швидкість поширення дикротичної хвилі  $\nu' = \nu = 6,8$  м/с для всіх категорій осіб.

Відстань від серця, яка входить в рівняння у вигляді параметру  $x$ , теж співпадає для обох хвиль, оскільки вважаємо, що коливання венозного відділу також спричиняються серцем.

Оскільки в якості дикротичної компоненти використовується тільки додатня півхвиля, то для забезпечення синхронності у формуванні сигналів кругова частота дикротичної хвилі буде вдвічі менша за частоту систолічної хвилі:  $\omega' = \omega / 2 = 3,30$  рад/с (числове значення справедливе для вказаної категорії).

Коефіцієнт затухання дикротичної хвилі  $\xi$  не має чисельних значень, наведених в літературі. Проте на користь його існування та співрозмірності його з коефіцієнтом затухання систолічної хвилі свідчить той факт, що пульсові криві в часі загалом не видозмінюються, що було б неможливим при різних швидкостях затухання процесів, які породжують пульсову хвилю. Загалом будемо вважати цей коефіцієнт невідомим, проте на даному відрізку вже вказана амплітуда дикротичної хвилі, тому чисельним значенням коефіцієнта  $\xi$  можна не задаватись. Тоді для плечової артерії рівняння (2.10) набуде такого вигляду:

$$p_{\partial}^{nl} = p_0^{nl'} \cdot \left| \sin \omega' \left( t - \frac{x}{\nu'} + \tau' \right) \right|. \quad (2.11)$$

Відповідно до отриманих числових значень, рівняння дикротичної хвилі в плечовій артерії набуде вигляду:

$$p_{\partial}^{nl} = 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{x}{6,8} + 0,06 \right) \right|. \quad (2.12)$$

На рис. (2.2) наведено графіки систолічної та дикротичної хвиль в аналогічних координатах і комплексну хвилю, утворену обома компонентами:  $p_{\text{компл}} = p + p_{\partial}$ .

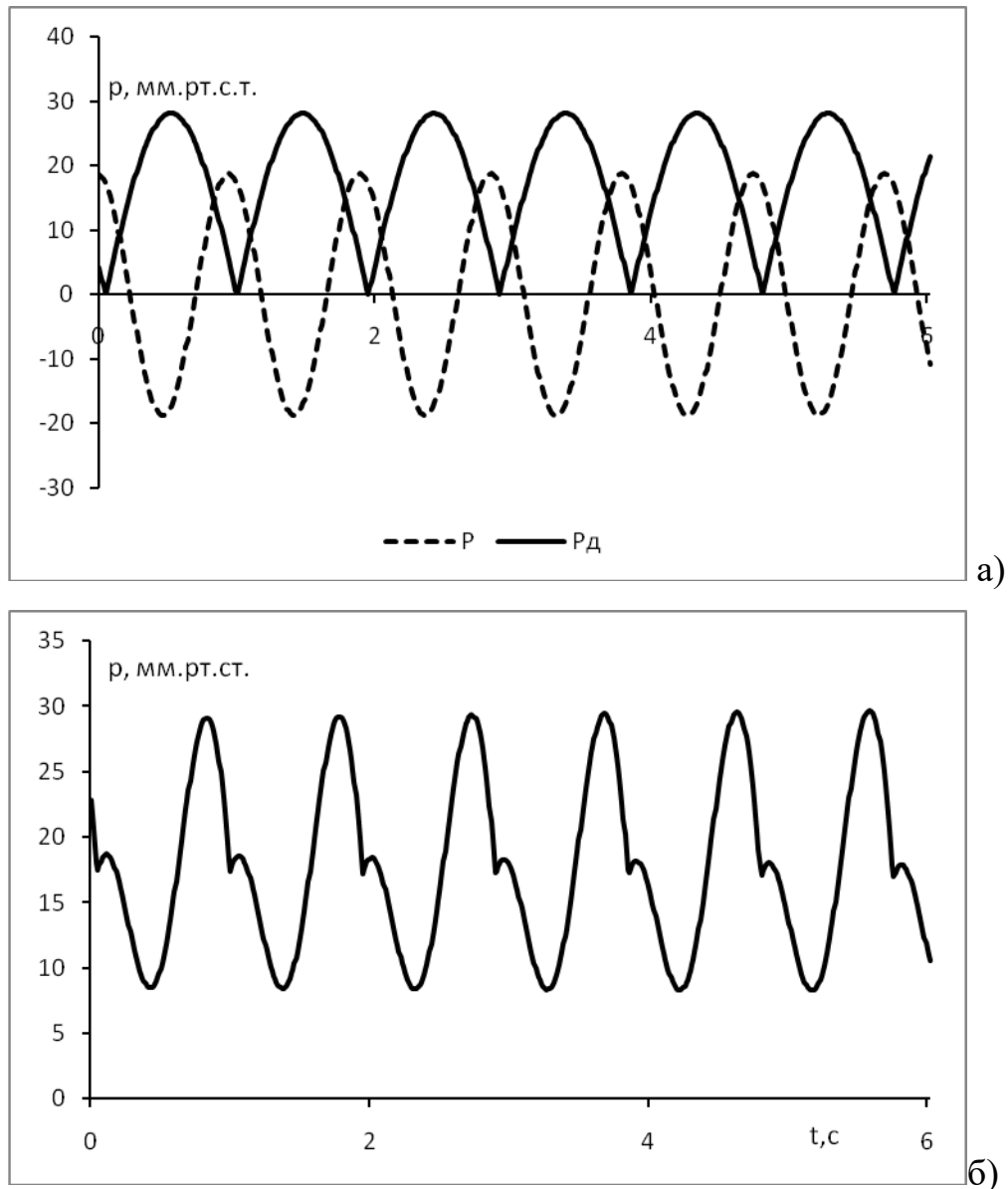
Співставивши рис. (2.2,б) та реальну криву (рис. 2.1,б), можна пересвідчитись, що ці два графіки достатньо близько співпадають, якщо відкинути зміщення в реальній пульсограмі, викликане присутністю «зовнішнього» тиску, та дихальну компоненту, що викликає нестабільність амплітуди. Відмінності між сигналами виявляються на початку систолічної фази, зокрема в реальній сфігмограмі максимум наростає більш швидко, а на модельній кривій – більш плавно. Це може бути пов'язане з присутністю в сигналі ще однієї компоненти – пресистолічної хвилі.

Пресистолічна компонента спостерігається в явному вигляді на фотоплетизмограмах, зареєстрованих з окремих відділів кровоносної системи [72, 109], на пульсограмі плечової артерії вона не проглядається. Це можна пояснити різницею фаз між систолічною та пресистолічною хвилями, проте потребує проведення додаткових досліджень.

Пресистолічна хвиля – це хвиля, яка була представлена на сфігмограмі сонної артерії (рис. 1.2) у вигляді коливання незначної амплітуди. З літературних джерел [70, 82] відомо, що пресистолічна хвиля породжується в фазу систоли передсердям, тоді як систолічна – шлуночком.

Представимо, що пресистолічна компонента розповсюджується за законом, подібним до дикротичної компоненти, тобто являє собою деяку додатню півхвилю, яка зміщена відносно початку систолічної хвилі, але в зворотній від дикротичної хвилі бік (2.13):

$$p_{\text{пресист}} = p_0'' \cdot \gamma \cdot \left| \sin \omega'' \left( t - \frac{x}{v''} - \tau'' \right) \right|. \quad (2.13)$$



а) систолічна та діастолічна компоненти пульсового сигналу; б) комплексний пульсовий сигнал.

Рисунок 2.2 – Графіки модельних сигналів для досліджуваної категорії осіб

Коефіцієнт затухання  $\gamma$ , представлений тут, можна опустити, якщо перейти до локального представлення сигналу:

$$p_{пресист}^{nl} = p_0^{nl} \cdot \left| \sin \omega'' \left( t - \frac{x}{v'} - \tau'' \right) \right|. \quad (2.14)$$

Розміри отвору передсердя, який викидає кров, менші за розміри аналогічного отвору шлуночка [70], тому вважатимемо, що амплітуда пресистолічної хвилі вища амплітуди систолічної компоненти. Нехай співвідношення між ними буде таким:  $p_0'' = 1,5 \cdot p_0$ , для плечової артерії

$p_0^{nl''} = 28,13 \text{ мм.рт.ст.}$  Оскільки в формуванні контуру бере участь тільки додатня півхвиля, то її частота співпадатиме з частотою дикротичної хвилі  $\omega'' = \omega'$ , швидкість розповсюдження та відстань від серця для всіх названих компонент однакова, про що свідчить однотипність контуру в межах окремої ділянки кровотоку. Зсув фаз між систолічною та пресистолічною хвилею можна знайти спираючись на дані аналізу реальних пульсограм. Згідно результатів аналізу, пресистолічна хвиля має максимум на відстані 0,1-0,3 с від вершини систолічної хвилі, причому пресистолічна хвиля з'являється раніше. Чим менша затримка в часі, тим більш виражена пресистолічна компонента. Оскільки на плетизмограмі плечової артерії пресистолічний пік не спостерігається, приймемо  $\tau'' \approx 0,3 \text{ с.}$  Після уточнень закон розповсюдження пресистолічної хвилі в плечовій артерії набуде вигляду:

$$p_{пресист}^{nl} = 28,13 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{x}{6,8} - 0,30) \right|. \quad (2.15)$$

Сумарний тиск в судині тепер становить  $p_{комл} = p + p_d + p_{пресист}$ , а для плечової артерії він має розраховані вище чисельні значення:

$$\begin{aligned} p_{сум}^{nl} = & 20 \cdot \cos 6,61(t - \frac{x}{6,8}) + 20 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{x}{6,8} + 0,19) \right| + \\ & + 30 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{x}{6,8} - 0,19) \right|. \end{aligned} \quad (2.16)$$

Графічно залежність (2.16) представлена на рис. (2.3). Аналіз кривої показує значне співпадіння форми теоретичного та реального сигналів.

При реєстрації реального сигналу присутня ще одна компонента, названа в рівнянні (2.2) «основним» тиском. З урахуванням цієї компоненти загальне рівняння тиску в артерії становить:

$$p_{заг} = p_a + p + p_d + p_{пресист} \quad (2.17)$$

$$\begin{aligned} p_{заг} = & p_a + p_0 \exp[-\chi^x] \cos \omega(t - \frac{x}{v}) + p_0' \cdot \xi \cdot \left| \sin \omega'(t - \frac{x}{v'} + \tau') \right| + \\ & + p_0'' \cdot \gamma \cdot \left| \sin \omega''(t - \frac{x}{v''} - \tau'') \right|. \end{aligned} \quad (2.18)$$

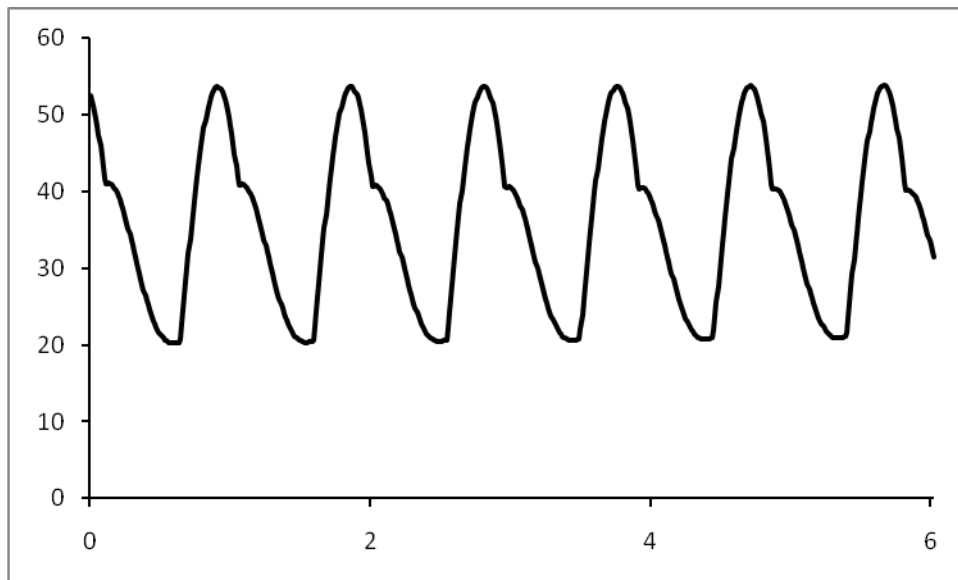


Рисунок 2.3 – Сумарний сигнал теоретичної моделі в плечовій артерії

Для плечової артерії рівняння (2.18) набуває вигляду:

$$p_{zag}^{nl} = p_a + p_0^{nl} \cdot \cos \omega(t - \frac{x}{v}) + 1,5 \cdot p_0^{nl} \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2}(t - \frac{x}{v} + \tau') \right| + \\ + 1,5 \cdot p_0^{nl} \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2}(t - \frac{x}{v} - \tau'') \right|. \quad (2.19)$$

Для того, щоб наблизитись до реальних значень, введемо в рівняння (2.16) значення «основного» тиску. Аналізуючи рис. 2.3 покладемо значення тиску навколо судини  $p_a = 60$  мм.рт.ст. Маємо рівняння для загального тиску в плечовій судині (2.20) та його графічне представлення (рис. 2.4).

$$p_{zag}^{nl} = 60 + 18,75 \cdot \cos 6,61(t - \frac{x}{6,8}) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{x}{6,8} + 0,12) \right| + \\ + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{x}{6,8} - 0,30) \right|. \quad (2.20)$$

Аналіз рис. 2.4 демонструє, що уточнення, внесені в модель, дозволили розширити поняття про принципи формування пульсової хвилі і максимально наблизили криву до реального пульсового сигналу (рис. 2.1, б). При моделюванні інших відділів кровотоку зміняться параметри, які входять в рівняння (2.20), при цьому може змінитись кількісне співвідношення між

амплітудами основних компонентів та часові затримки при виникненні пресистолічної, систолічної та дикротичної хвиль. Тоді теоретична крива може набути вигляду близького до реальних сфігмограм, зареєстрованих на інших відділах кровотоку. Проте дане твердження є лише умовно допустимим і потребує проведення великої кількості додаткових розрахунків.

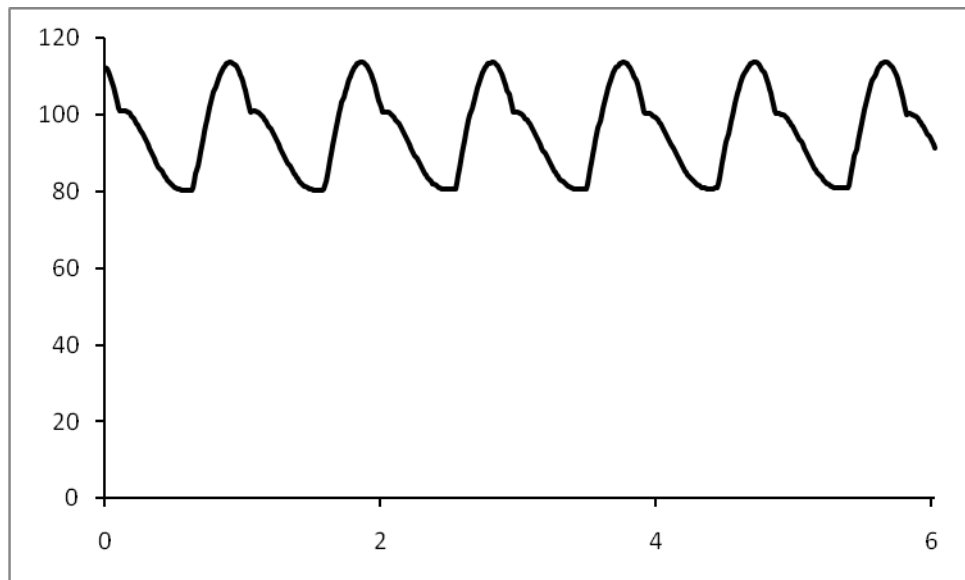


Рисунок 2.4 – Теоретична крива пульсу в плечовій артерії

Що стосується реєстрації пульсограм на плечовій артерії, то дана модель цілком задовольняє вимогам, пред'явленим до біофізичних моделей кровотоку. При значному співпадінні з реальним сигналом розроблена біофізична модель ілюструє генезис пульсових хвиль, пояснює їх природу та багатофазовість, що відповідає реальним уявленням про пульсову хвилю. Модель є дещо примітивною, що не дозволяє застосувати її на інших ділянках кровотоку без внесення ряду уточнень, проте в ній відображено взаємозв'язок основних параметрів кровотоку, які обраховуються сьогодні при аналізі пульсограм. Оскільки дана модель синтезована на основі трьох компонент і носить гармонічний характер, назвемо її гармонічною трифазовою і перевіримо на придатність до визначення основних параметрів кровотоку, які зазвичай обраховуються за пульсограмами в сучасній медичній практиці.

## 2.4 Основні параметри пульсової хвилі та їх діагностична цінність

На сьогодні в медичній практиці відомо безліч методів діагностики за параметрами пульсової хвилі. Як було зазначено раніше, для окремих методик пульсова хвиля є базовим сигналом, для решти – опорним. Набір параметрів пульсограм, описаний в діагностичних процедурах, сягає декількох сот. Деякі з них є без сумніву інформативними, цінність інших треба довести шляхом проведення додаткових досліджень.

Експрес-діагностика на основі пульсограм передбачає вимірювання основних параметрів пульсової хвилі, на основі яких можна провести дослідження стану судин і зробити попередній висновок про загальний стан серцево-судинної системи пацієнта. Проаналізувавши літературні джерела віднесемо до основних параметрів кровотоку наступні характеристики пульсограми.

*Швидкість пульсової хвилі* – є одним з найважливіших показників у пульсовій діагностиці. Для її вимірювання не обов'язково реєструвати контур пульсової хвилі, найчастіше для вимірювання швидкості поширення пульсового сигналу використовують методику декількох датчиків. Так, за О.Нікітіним рекомендується синхронно реєструвати пульсові сигнали з сонної, стегнової та променевої артерій. Інша методика передбачає почергову реєстрацію пульсу з сонної та стегнової артерій, а потім – з сонної та променевої артерій. Згідно популярної сьогодні тибетської методики [2] можлива синхронна реєстрація сигналів на обох руках: трьома датчиками в передплічному відділі, але в цьому випадку технічні засоби реєстрації повинні мати високу чутливість, а блок перетворення та обробки результатів повинен забезпечувати аналіз та передачу даних в режимі реального часу. Ці вимоги пояснюються тим, що достовірні вимірювання на обох руках можливі лише при мінімальній затримці сигналу між двома датчиками. Головна ідея усіх названих методик полягає в тому, щоб знайти час затримки в розповсюдженні сигналу. Так, знаючи через який час  $\Delta t$  з'явиться сигнал

між двома датчиками, і вимірявши відстань між ними  $\Delta x$ , можна знайти швидкість поширення пульсової хвилі:  $v = \Delta x / \Delta t$ .

Швидкість поширення пульсової хвилі визначається пружнов'язкими властивостями судинних стінок, а значить може служити для діагностики такого параметру як коефіцієнт жорсткості судинної стінки. Швидкість пульсацій в кровоносній системі залежить від багатьох параметрів: типу судин, віку та стану людини, наявності ряду захворювань, проте для осіб без патологій з боку серцево-судинної системи розраховано номінальні значення цього показника за категоріями. Така робота проведена незалежно багатьма авторами [82, 96, 109], в результаті отримані чисельні значення близькі між собою.

Відхилення швидкості пульсової хвилі від номіналу може свідчити про ряд захворювань, а саме: атеросклероз, сифілітичний мезоаортит, нейроциркуляторна дистонія та інші. Окрім того, швидкість поширення пульсової хвилі часто вимірюють паралельно з артеріальним тиском, що також виявляється корисним для діагностики ряду захворювань. На основі швидкості пульсової хвилі вимірюють модуль пружності судинної стінки, ще один важливий діагностичний параметр, кількісне значення якого можна оцінити за спеціальними номограмами.

При побудові гармонічної трифазної моделі було закладено номінальне значення пульсової хвилі згідно робіт. Це дозволяє оцінити розроблену модель як придатну до визначення швидкості пульсової хвилі. Якщо проаналізувати рівняння, які описують уточнену модель пульсової хвилі, то можна зробити висновок, що зміна величини  $v$  в рівнянні (2.19) приведе до деякого зміщення кривої вздовж осі абсцисс. Отже, якщо реєструвати синхронно пульсограми з двох різних відділів кровотоку, з аналогічними характеристиками судин (наприклад, дві кінцівки), то пульсограми, зареєстровані на них, будуть мати зсув у часі через різний стан судинної стінки на однотипних судинах. Отже, при синхронній реєстрації пульсограм з однотипних судин вимірювання швидкості пульсової хвилі можна провести шляхом контурного аналізу.

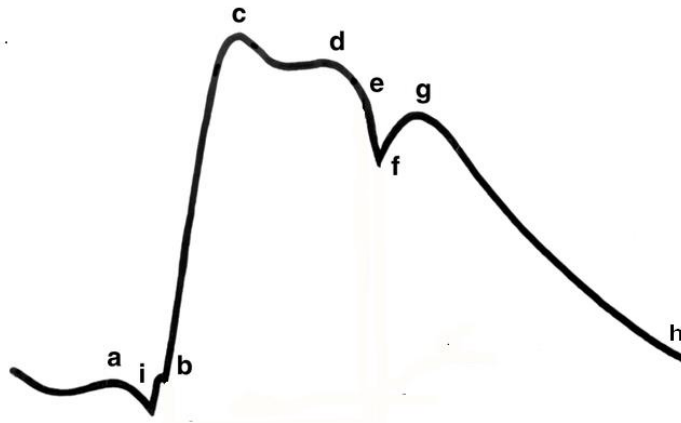
Решта діагностичних параметрів вимірюються безпосередньо по контуру пульсової хвилі на основі реограм або фотоплетизмограм. Усі вони можуть бути розділені на дві категорії:

- по вертикальній осі вимірюються амплітудні значення систолічної та диастолічної компонент та співвідношення між ними, сюди ж належить висота пресистолічної хвилі та глибина інцизури;

- по горизонтальній осі обраховують тривалості окремих компонент та одиничної хвилі загалом, параметри кровонаповнення та індекси кровопостачання.

Для наочного представлення цих параметрів зобразимо один період пульсової хвилі із вказанням на ньому основних характеристик (рис. 2.5). Для аналізу виберемо пульсограму сонної артерії, оскільки її контур має найбільше інформативних частин. Термінологія, використана для представлення основних параметрів, взята із [14, 18] і буде уточнюватись з огляду на основні положення вибраної біофізичної моделі.

*Амплітуда анакротичної фази* (інша назва *амплітуда пульсової хвилі*) вимірюється по вертикальній осі між точками *b* та *c*. На практиці відхилення цього параметру від норми в сторону збільшення може свідчити про недостатність клапанів аорти, в сторону зменшення – про облітеруючі та оклюзійні ураження артерій. Амплітуда анакротичної фази при правильній калібровці сфігмограми може використовуватись для оцінки артеріального тиску людини (рис. 2.1,б). Дане твердження буде цілком відповідати вибраній гармонічній двофазній моделі, дійсно, аналіз кривої, отриманої теоретичним шляхом (рис. 2.4) дає значення амплітуди пульсової хвилі, що відповідає визначенню «норма». З огляду на основні положення моделі термін *амплітуда пульсової хвилі* можна вважати більш коректним.



a — максимум пресистолическої хвилі; i — переданакротичний зубець; b—c — анакрота; d-h — катакрота; e—f—g — інцизура; g — дикротична хвиля,

*Рис. 2.5 – Фрагмент сфігмограми сонної артерії в нормі.*

Амплітуда дикротичної хвилі також вимірюється по вертикальній осі, але між точками  $b-g$ , використовується для оцінки діяльності венозного відділу. Коарктація аорти, синдром Такаясу і ряд інших захворювань вносять викривлення в пульсограму, змінюючи насамперед амплітуду дикротичної хвилі [70]. Згідно все тієї ж гармонічної трифазової моделі даний параметр більш коректно називати *висотою дикротичного зубця*, оскільки абсолютні амплітуди окремих складових сигналу неможливо визначити в комплексному представленні. Проте, аналізуючи рівняння (2.19) і криві (рис. 2.2) можна зробити висновок, що зміни висоти дикротичного зубця неодмінно повинні супроводжуватись змінами артеріального тиску. Так величини  $p_{заг}$  і  $p_d$  зв'язані прямо пропорційно: при зміні венозної компоненти зростає загальний тиск в судині, мінімальне і максимальне значення якого відповідають за діастолічний та систолічний тиск. Ця залежність підтверджується практичними результатами аналізу пульсограм [67, 70]: при зменшенні амплітуди дикротичної хвилі дещо зменшені значення артеріального тиску (аналіз об'єднують з аналізом моменту появи дикротичного зубця, аби виключити зміну амплітуди внаслідок додаткового зсуву фази). Теоретична модель відповідає критеріям, що висувуються до висоти дикротичного зубця, дійсно, на теоретичній пульсограмі (рис. 2.4)

дикротичний зубець розміщений приблизно на рівні половини амплітуди пульсової хвилі.

*Висота інцизури* оцінюється за вертикальною шкалою як різниця ординат точок  $e - f$ , проте вказує на часовий фактор. Поява інцизури загалом характерна для дещо більшого зсуву фаз між систолічною та дикротичною хвилею ніж це було прийнято для плечової артерії у розробленій нами моделі. Зміни у висоті інцизури також викликані амплітудою дикротичної хвилі і свідчать про відхилення периферичного опору судини від норми. Аналіз все тієї ж моделі свідчить, що інцизура (а значить і більша різниця фаз) супроводжують ті ділянки кровотоку, де венозний відділ більш віддалений від артеріального. Дійсно, практичні результати підтверджують наявність інцизури в артеріях центрального гемодинамічного басейну (аорта, сонна артерія) і відсутність в області сукупного розміщення артерій та вен (плечова, стегнова, променева сфігмограми). Розміщення інцизури на реальній сфігмограмі (рис. 2.1,б) та модельній кривій(рис. 2.4) можна вважати близькими, що також є аргументом на користь уточненої біофізичної моделі.

Вказані вище параметри, виміряні за вертикальною шкалою, часто оцінюють не в абсолютних, а у відносних значеннях. Це дозволяє уникати проблем з калібруванням по осі ординат а також абстрагуватись від конкретного відділу кровотоку, оскільки відносні показники будуть єдиними в межах усього організму. Так, практично доведено, що висота дикротичного зубця становить половину амплітуди пульсової хвилі для плечової та пальцевої сфігмограм, висота інцизури на сонній та пальцевій пульсограмах становить  $2/3$  від амплітуди пульсової хвилі. Відношення висоти інцизури до амплітуди пульсової хвилі часто використовують для оцінки жорсткості аорти і діяльності її клапанів, цьому параметру було присвоєно назву *індекс дикротичної хвилі*.

Характеристики пульсової хвилі, що вимірюються по часовій осі, визначають загалом час протікання основних процесів та співвідношення між

ними. Для таких параметрів також існують певні номінальні значення, їх, як і вертикальні, оцінюють за абсолютною та відносною величиною.

*Тривалість пульсової хвилі* обраховується як час між однотипними точками на сусідніх хвилях, найчастіше вибирають точку початку систоли, тоді тривалість пульсової хвилі становить  $b_{t+1} - b_t$ . Як один з найбільш розповсюджених параметрів пульсограм, даний діагностичний засіб має свої норми для різних категорій осіб. Так автори багатьох робіт близькі в представленні номінальних значень тривалості пульсової хвилі для людей різної статі, віку та фізіологічного стану організму. Відповідно до загальних уявлень про гармонічні сигнали і на основі розробленої гармонічної двофазової моделі зокрема, можна стверджувати, що *частота серцевих скорочень* – параметр обернений до величини тривалості пульсової хвилі. Так аналізуючи норми тривалості серцевих скорочень легко перейти до номінальних значень частоти роботи серця. Цей параметр є відомим діагностичним засобом, і його одержані номінальні значення підтверджуються багатим діагностичним досвідом. Збільшення чи зменшення тривалості пульсової хвилі відносно норми призводить до симптомів, відомих під назвою тахікардія та брадикардія. Вони супроводжують значну кількість захворювань серця і широко використовуються в кардіології [70]. Тривалість пульсової хвилі та частота серцевих скорочень, виміряні за рис. (2.4) дозволяють класифікувати теоретичну криву як «нормальну», що є важливим фактором в оцінці розробленої моделі пульсової хвилі.

В межах тривалості пульсової хвилі виділяють декілька компонент, а саме – *тривалість анакротичної фази*, *тривалість дикротичної фази*. Границя між ними проходить по точці  $f$ , по мінімальній точці інцизури, таким чином анакротична фаза знаходиться в межах точок  $b_t - f$ , дикротична – в межах точок  $f - b_{t+1}$ . В роботах вітчизняних та закордонних вчених наведено нормативні значення цих параметрів, їх також можна представити у відносних значеннях до тривалості пульсової хвилі. Так аналіз

таблиць показує, що загалом анакротична фаза займає близько 85% тривалості пульсової хвилі, решта належить дикротичній фазі. Дане співвідношення, отримане на аналізі реальних пульсограм, дозволяє перевірити коректність розробленої моделі. Аналіз кривих теоретичної пульсограми (рис. 2.4) показує, що дане співвідношення виконується в гармонічній трифазній моделі. Відхилення цих показників від номінальних значень свідчить про недоліки в роботі серця та судин, зокрема на даних співвідношеннях можна побудувати багато діагностичних висновків.

*Час наповнення пульсової хвилі* вимірюється в секундах і відображає швидкість наростання систолічного тиску. Згідно аналізу практичних кривих максимум (значення  $p_s$ ) настає в проміжку 0,06 – 0,12 с від початку пульсової хвилі, тобто точки  $b$ . На рис. 2.4. час наповнення пульсової хвилі - це тривалість фрагменту  $c - b$  по горизонтальній осі. Зміни цього параметру можуть свідчити насамперед про серцеву недостатність. Для аналізу цього параметру по відношенню до інших величин розроблено відносний показник – *індекс наростаючої хвилі*. В межах одиничної пульсової кривої ця величина становить відношення часу наповнення пульсової хвилі до тривалості

пульсової хвилі:  $\frac{c - b}{b_{t+1} - b_t}$  Відносний показник використовується частіше ніж

абсолютний і має номінальне значення 15-24% [14]. Для теоретичної кривої, представленої на рис. 2.5, індекс наростаючої хвилі становить 17%, що підтверджує правильність уточненої біофізичної моделі пульсацій.

*Тривалість систолічної фази* серцевого циклу вимірюється по часовій осі як різниця ординат точок  $b$  і  $g$ . Даний параметр майже завжди оцінюється по відношенню до тривалості пульсової хвилі, і в нормі він становить близько 30-40% від тривалості окремої пульсової хвилі. Решта пульсової кривої становить *тривалість діастолічної фази* серцевого циклу, і як наслідок, становить приблизно 60-70% одиничної пульсограми. Зміщення у тривалості систолічної та діастолічної фази свідчать про патології з боку роботи серця і відхилення в жорсткості та еластичності судинної стінки. Аби оцінити коректність розробленої моделі вимірюємо на теоретичній кривій

(рис. 2.4) вказані параметри і співставимо їх з нормою. Систолічна фаза в модельному сигналі становить 35%, що є нормою для плечової артерії [14].

Вказані в цьому розділі параметри пульсової хвилі можна вважати основними, оскільки вони містять в собі достатньо інформації про стан серцево-судинної системи, можуть служити основою для експрес-діагностики по пульсограмам, мають рекомендовані значення, підтверджені практичними кривими. В медичній практиці можна зустріти і ряд інших характеристик пульсу, проте названі вище параметри є універсальними для усіх відділів кровотоку. Пресистолічна хвиля не має рекомендованих норм щодо амплітуди і тривалості, окрім цього, вона має чітко виражену вершину лише в окремих відділах кровотоку, тому достатньо просто оцінити її присутність на певній ділянці кровоносної системи. Для плечової артерії, зокрема, дана компонента не повинна мати чіткого максимуму і плавно «зливається» з дикротичною хвилею. Розрахунок вказаних параметрів по теоретичній моделі підтвердив її коректність та близькість з реальною пульсограмою плечової артерії, зареєстровану відповідно до обмежень вибраної категорії.

Параметри пульсограми, рекомендовані для процедури експрес-діагностики, та їх номінальні значення для плечової артерії узагальнені табл. 2.1. Таблиця 2.1.

Номінальні параметри пульсограми плечової артерії, рекомендовані для експрес-діагностики.

| Параметр пульсограми                                    | Спосіб вимірювання                    | Абсолютний показник                  | Відносний показник                 |
|---------------------------------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------|------------------------------------|
| Швидкість пульсової хвилі                               | за сигналами датчиків                 | представлений таблицями, номограмами | -                                  |
| Амплітуда пульсової хвилі (амплітуда анакротичної фази) | по осі ординат між точками $b$ та $c$ | представлений таблицями, номограмами | -                                  |
| Висота дикротичного зубця (амплітуда дикротичної хвилі) | по осі ординат між точками $b - g$    | -                                    | 0,5 амплітуди пульсової хвилі      |
| Висота інцизури                                         | по осі ординат між точками $e - f$    | близька до нуля                      | на рівні вершини дикротичної хвилі |

| Параметр пульсограми           | Спосіб вимірювання                                                                                  | Абсолютний показник                 | Відносний показник                              |
|--------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------------------|
| Індекс дикротичної хвилі       | по осі ординат як відношення висоти інцизури до амплітуди пульсової хвилі $(e - f)/(c - b)$         | близький до нуля                    | -                                               |
| Тривалість пульсової хвилі     | по осі абсцис між однотипними точками $b_{t+1} - b_t$                                               | представлена таблицями, номограмами | обернено пропорційна частоті серцевих скорочень |
| Частота серцевих скорочень     | по осі абсцис між однотипними точками $1/(b_{t+1} - b_t)$                                           | представлена таблицями              | обернено пропорційна тривалості пульсової хвилі |
| Тривалість анакротичної фази   | по осі абсцис між точками $b_t - f$                                                                 | -                                   | приблизно 85% тривалості пульсової хвилі        |
| Тривалість дикротичної фази    | по осі абсцис між точками $f - b_{t+1}$                                                             | -                                   | приблизно 15% тривалості пульсової хвилі        |
| Час наповнення пульсової хвилі | по осі абсцис між точками $c - b$                                                                   | (0,06-0,12) с.                      | -                                               |
| Індекс наростаючої хвилі       | по осі абсцис як відношення часу наповнення до тривалості пульсової хвилі $(c - b)/(b_{t+1} - b_t)$ | -                                   | 15-24%                                          |
| Тривалість систолічної фази    | по осі абсцис між точками $b_t$ і $g$                                                               | -                                   | 30-40% тривалості пульсової хвилі               |
| Тривалість діастолічної фази   | по осі абсцис між точками $g$ і $b_{t+1}$                                                           | -                                   | 60-70% тривалості пульсової хвилі               |

Даний набір діагностичних параметрів був визначений як достатньо ефективний на підставі аналізу наведених вище медичних рекомендацій і розробленої моделі пульсової хвилі. Всі чисельні значення, рекомендовані в якості «норми» для кожного параметру, підтверджені багаторічним практичним досвідом.

## 2.4. Практична реалізація системи експрес-діагностики

Для практичної реалізації системи експрес-діагностики, моделювання пульсового сигналу з супутнім визначенням гемодинамічних параметрів, було розроблено наступну схему (рисунок 2.6).

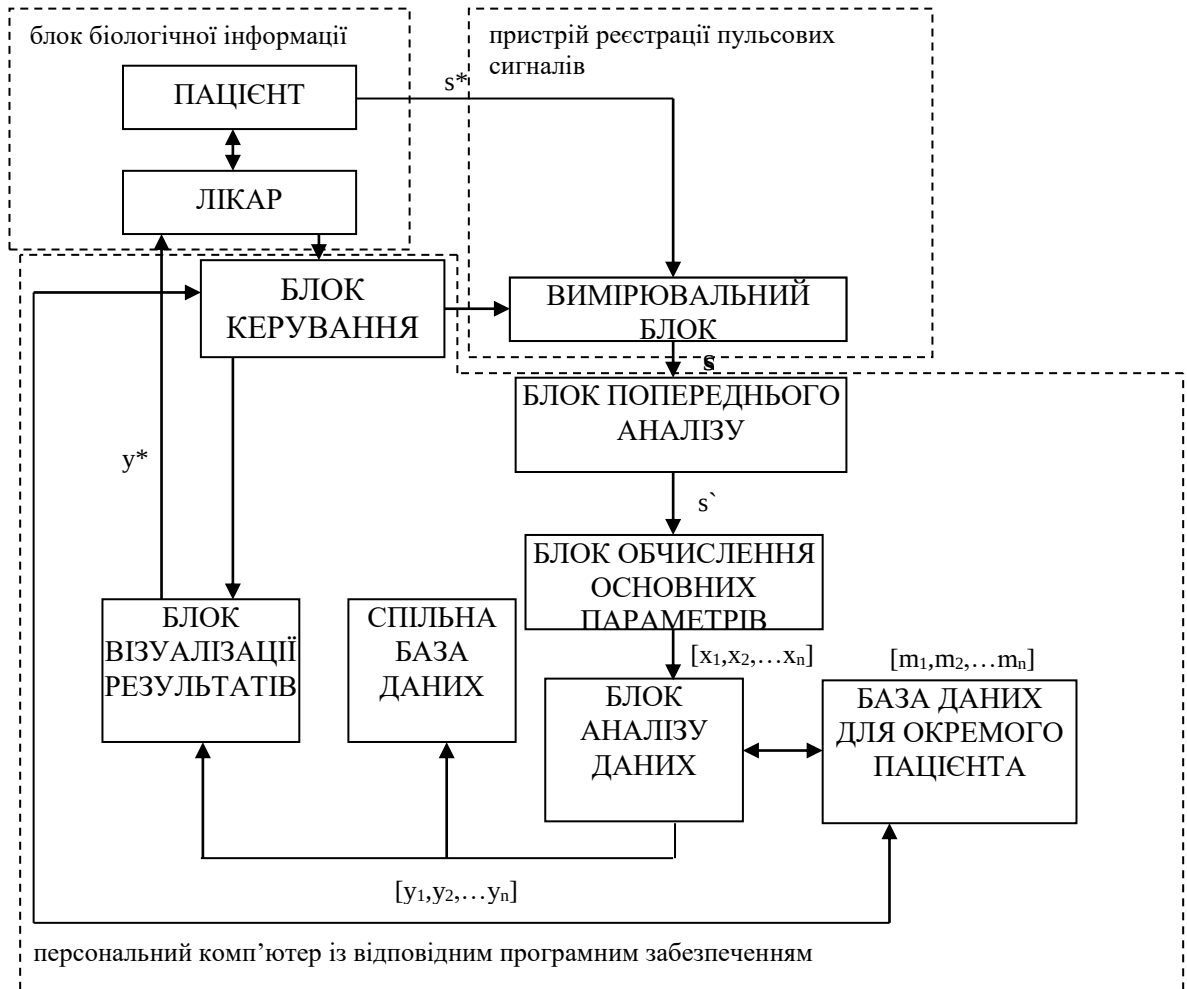


Рисунок 2.6 – Структурна схема діагностичної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу

*Блок біологічної інформації* включає лікаря та пацієнта. Ефективний обмін інформацією між цими двома об'єктами багато в чому забезпечує успіх діагностичної процедури.

Вимірювальний блок є власне *пристроєм реєстрації пульсових сигналів*. В якості таких пристроїв рекомендується використовувати реографи та фотоплетизмографи, як це було обґрунтовано в п.1.3. Слід зауважити, що окрім функцій реєстрації вимірювальний блок здійснює також попередню обробку сигналу. Ряд інших функцій може забезпечуватись в залежності від типу чи моделі приладу.

Сигнал з вимірювального блоку надходить на *персональний комп'ютер із відповідним програмним забезпеченням*. Обчислення основних параметрів серцево-судинної системи здійснюється також персональним комп'ютером.

## 2.6 Висновки до розділу 2

Узагальнюючи дані, наведені в цьому розділі, можемо зробити наступні висновки:

- актуальні сьогодні біофізичні моделі пульсової хвилі не задовольняють вимогам до проведення експрес-діагностики за параметрами пульсограм; як наслідок було розроблено гармонічну трифазну модель пульсацій в кровоносній системі;
- створена модель, синтезована на основі гармонічної моделі та теорії активної діастолі, виявила значну подібність з реальним сигналом на ділянці плечової артерії, має достатнє математичне описання і пояснює генезис пульсацій в кровоносній системі;
- при дослідженні гармонічної трифазної моделі було вибрано ряд параметрів пульсограми, які слід взяти за основу процедури експрес-діагностики; названі параметри, виміряні на реальній та модельній кривій, виявились такими, що лежать в межах норми, що підтвердило коректність розробленої моделі;
- процедуру реєстрації можна реалізувати згідно розробленої схеми, для реалізації якої потрібні лікар, пацієнт, пристрій реєстрації пульсової хвилі та персональний комп'ютер з певними технічними характеристиками і з відповідним програмним забезпеченням.

## РОЗДІЛ 3

### РОЗРОБКА МЕТОДУ ЕКСПРЕС-ДІАГНОСТИКИ НА ОСНОВІ МОДЕЛЬНИХ ДАНИХ

#### 3.1 Методологія дослідження фізіологічного об'єкта

Алгоритм автоматизованого висновку про стан фізіологічного об'єкта шляхом створення класифікаційної бази (ідентифікаційного ящика), що ґрунтується на аналізі модельних даних зображено на рисунку 2.2.



Рисунок 3.1 – Алгоритм проведення дослідження та автоматичного висновку про стан фізіологічного об'єкта з використанням модельних даних

Кожен з перерахованих етапів обробки даних та аналізу процесів в певний період часу удосконалюється особливо швидко, переходячи на вищий якісний рівень майже стрибкоподібно. Наприклад, знайомство лікаря з

діагнозом (висновком про стан біологічної системи), поставленим комп'ютером автоматично, сприяє підвищенню точності остаточного діагностичного висновку [14 -17, 24].

Відповідно до поставлених в роботі задач, необхідно проаналізувати запропоновану гармонічну трифазну модель пульсової хвилі, розроблену в роботі [14] та підтверджену в [24].

### **3.2 Розвиток гармонічної трифазної моделі пульсової хвилі для певних типів пульсу**

В розділі 2 розроблено гармонічну трифазну модель пульсової хвилі і доведено, що її параметри відповідають параметрам пульсової хвилі здорової людини. Використаємо цю модель для проведення теоретичних досліджень, аби перевірити працездатність експрес-діагностики. Для проведення досліджень використаємо середовище Matlab.

Модель являє собою одновимірний сигнал, положення екстремумів та характерних точок на якому відповідає пульсовій хвилі людини без патологій з боку серцево-судинної системи. Тривалість виберемо з розрахунку декілька серцевих скорочень, з точки зору набору даних така крива являє собою масив довжиною 600 дискретних точок, що відповідає сигналу з частотою дискретизації 100 Гц (значення тиску в моделі обраховується через інтервал 0,01 с.)

Процедура аналізу моделі дає уявлення про ефективність і доцільність застосування відповідних програмних засобів та алгоритмів до реального сигналу.

Графічно фрагмент моделі в середовищі Matlab, виглядає наступним чином (рис. 3.2).

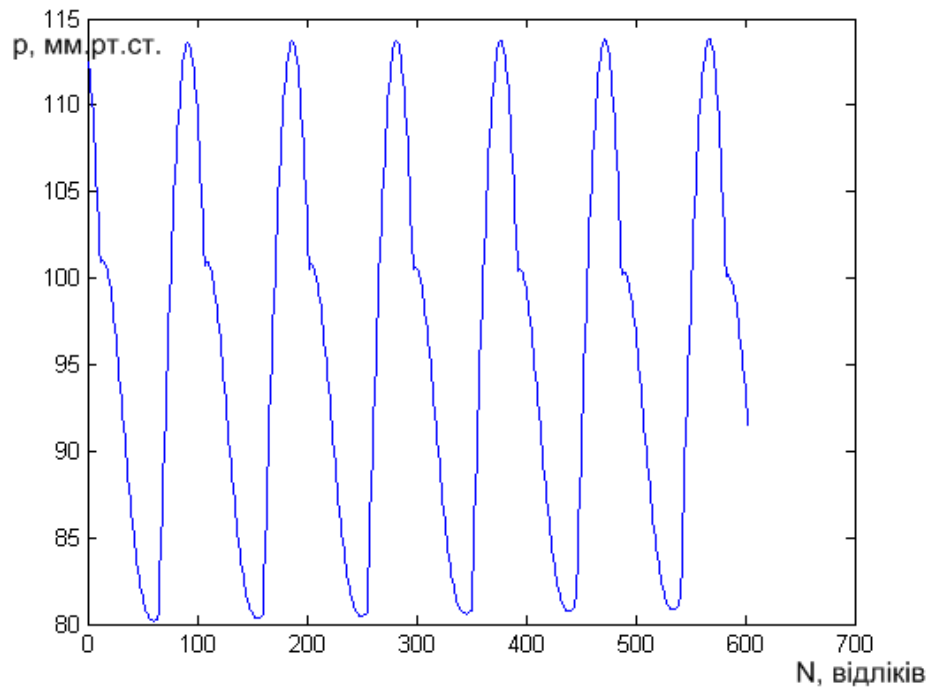


Рисунок 3.2 – Фрагмент модельного сигналу

Припустимо, що реальний та математично описаний пульсові сигнали ідентичні [9]. Тобто, математичне рівняння пульсової хвилі може бути розвинуто для обраних з метою дослідження 6 типів пульсу, представлених в системі класифікації, що базується на варіабельності характеристик пульсограм протягом всієї діагностичної процедури [24], з визначенням відповідних дисфункцій ССС.

Відповідно, загальний вигляд математичного рівняння пульсової хвилі

$$p = p_a + p_0 \cdot \cos \omega \left( t - \frac{l}{v} \right) + p'_0 \cdot \left| \sin \omega' \left( t - \frac{l}{v} + \varphi' \right) \right| + 1,5 p''_0 \cdot \left| \sin \omega'' \left( t - \frac{l}{v} + \varphi'' \right) \right| . \quad (3.1)$$

або, врахувавши  $\omega'' = \omega' = \frac{\omega}{2} = 3,30$  та  $p_0''^{нлеч} \approx p_0'^{нлеч}$ ,

$$p = p_a + p_0 \cdot \cos \omega \left( t - \frac{l}{v} \right) + 1,5 \cdot p_0 \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left( t - \frac{l}{v} + \varphi' \right) \right| + 1,5 \cdot p_0 \cdot \left| \sin \frac{\omega}{2} \left( t - \frac{l}{v} + \varphi'' \right) \right| .$$

З урахуванням номінальних параметрів кровотоку для категорії осіб з однотипними антропометричними та фізіологічними показниками, без явних дисфункцій з боку роботи серця, математичне рівняння для пульсового сигналу типу «рівний пульс»

$$\begin{aligned}
 p_{\text{рів}} = & 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,12 \right) \right| + \\
 & + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} - 0,30 \right) \right| = 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + \\
 & 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,11) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,29) \right|.
 \end{aligned} \quad (3.2)$$

За даним рівняння проведено комп'ютерне моделювання сигналу типу «рівний пульс» (рисунок 3.3).

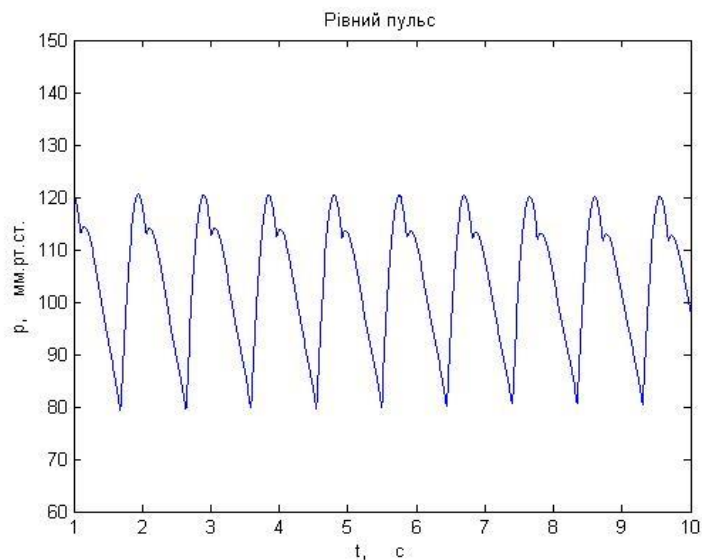


Рисунок 3.3 – Модельний сигнал «рівного» пульсу

Рівняння для пульсового сигналу типу «нерівний пульс»:

$$\begin{aligned}
 p_{\text{нерів}} = & 50 + 18,75 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,15 \right) \right| + \\
 & + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,22 \right) \right| = 50 \dots 55 + 18,75 \cdot \cos 6,61 (t - 0,0088) + \\
 & + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,14) \right| + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,21) \right|.
 \end{aligned} \quad (3.3)$$

Змінюючи гемодинамічні показники, що входять до рівняння пульсової хвилі, за допомогою комп'ютерного моделювання отримано графік «нерівного» типу пульсу (рисунок 3.4).

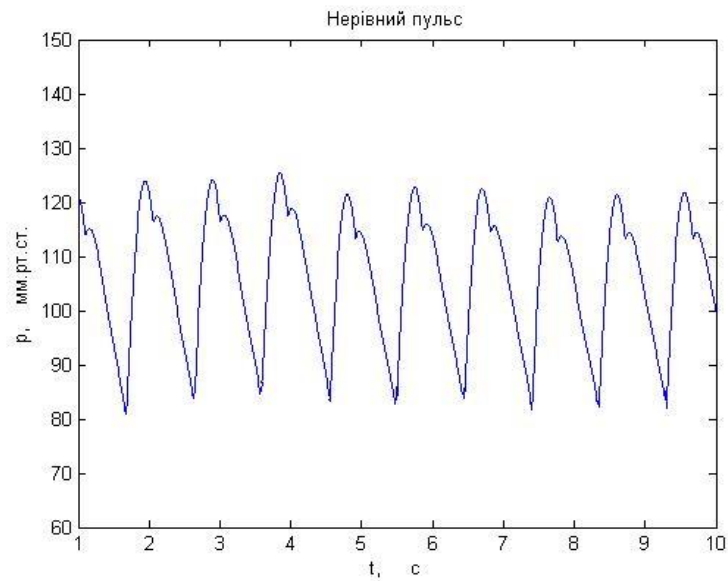


Рисунок 3.4 –Модельний сигнал «нерівного» пульсу

Рівняння для типу пульсового сигналу «високий пульс»

$$\begin{aligned}
 p_{вис} = & 60 + 18,75 \cdot \cos 6,61(t - \frac{0,06}{6,8}) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,09) \right| + \\
 & + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30(t - \frac{0,06}{6,8} + 0,32) \right| = 60 + 22,5 \cdot \cos 6,61(t - 0,0088) + \\
 & + 34,6 \cdot \left| \sin 3,30(t + 0,08) \right| + 34,6 \cdot \left| \sin 3,30(t + 0,31) \right|.
 \end{aligned} \quad (3.4)$$

Вікно з результатом комп'ютерного моделювання «високого» типу пульсу зображено на рисунку (рисунок 3.5).

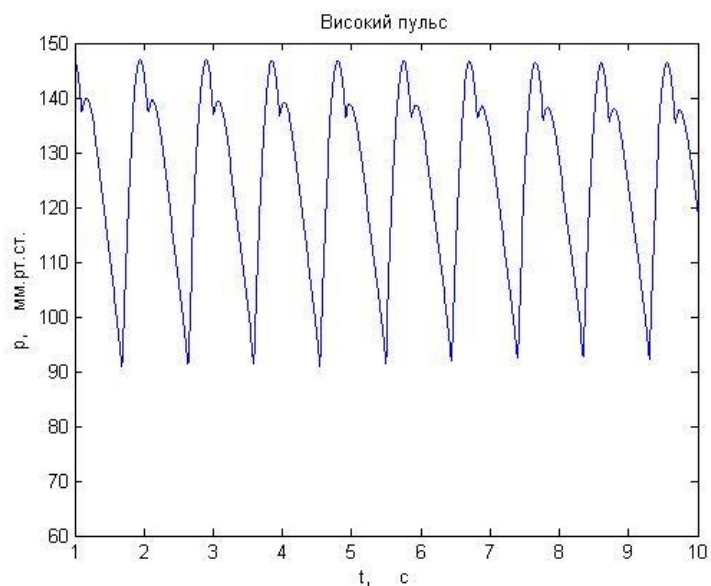


Рисунок 3.5 –Модельний сигнал «високого» пульсу

Рівняння для типу пульсового сигналу «низький пульс»

$$\begin{aligned}
 p_{\text{низ}} = & 45 + 9,4 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,9 \right) \right| + \\
 & + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,2 \right) \right| = 45 + 9,4 \cdot \cos 6,61 (t - 0,0088) + \\
 & + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,89) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,19) \right|
 \end{aligned} \quad (3.5)$$

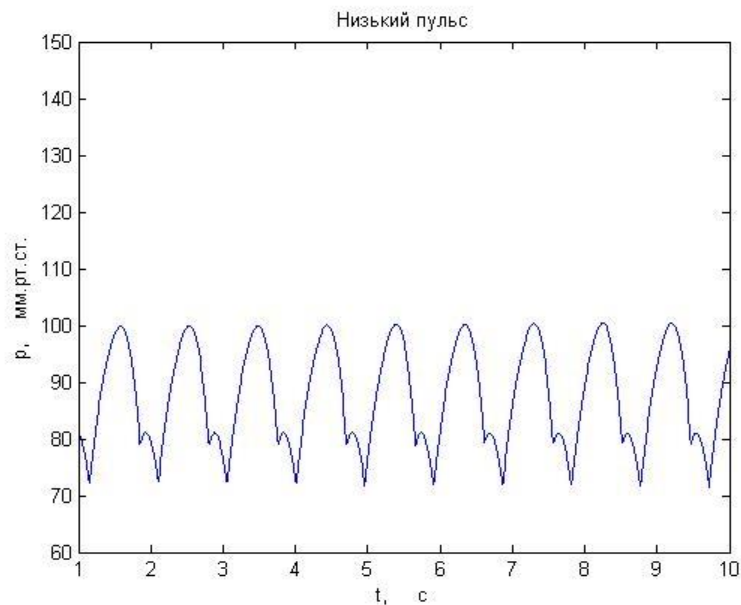


Рисунок 3.6 – Модельний сигнал «низького» пульсу

Тип пульсу «швидкий» описано за допомогою рівняння

$$\begin{aligned}
 p_{\text{шв}} = & 75 + 43,13 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 28,13 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,135 \right) \right| + \\
 & + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,06 \right) \right| = 75 + 43,13 \cdot \cos 6,61 (t - 0,0088) + \\
 & + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,126) \right| + 33,8 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,05) \right|
 \end{aligned} \quad (3.6)$$

Результат комп'ютерної реалізації математичного моделювання пульсового сигналу типу «швидкий пульс» представлено на рисунку 3.7.

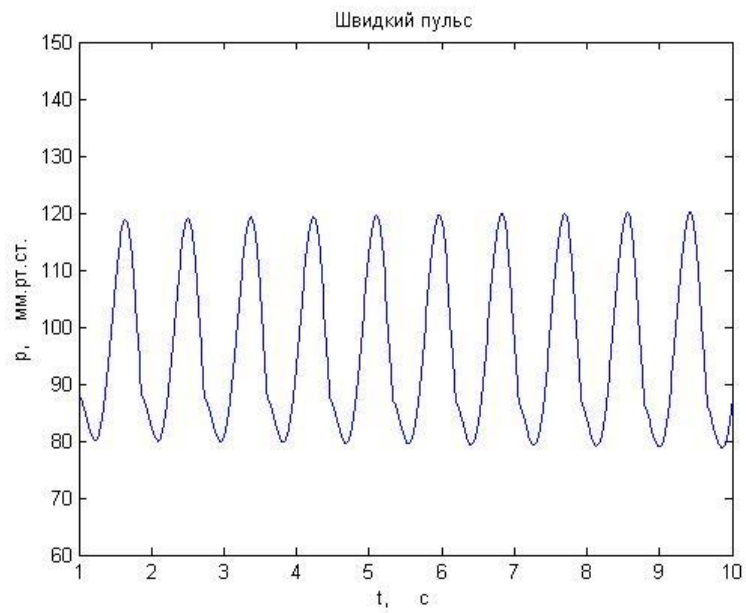


Рисунок 3.7 – Модельний сигнал «швидкого» пульсу

Змінюючи гемодинамічні показники, що входять до рівняння пульсової хвилі, отримано рівняння для «повільного» типу пульсу (3.7), за допомогою комп'ютерного моделювання отримано графік «повільного» типу пульсацій (рисунок 3.8).

$$\begin{aligned}
 p_{нов} = & 80 + 20,63 \cdot \cos 6,61 \left( t - \frac{0,06}{6,8} \right) + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,075 \right) \right| + \\
 & + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 \left( t - \frac{0,06}{6,8} + 0,055 \right) \right| = 80 + 20,63 \cdot \cos 6,61 (t - 0,0088) + \\
 & + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,066) \right| + 16,88 \cdot \left| \sin 3,30 (t + 0,046) \right|
 \end{aligned} \quad (3.7)$$

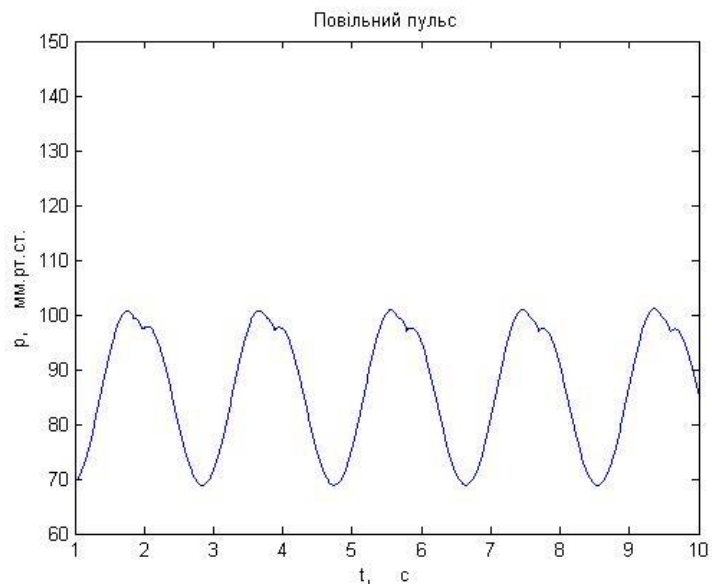


Рисунок 3.8 – Модельний сигнал «повільного» пульсу

Отже, отримані математичні рівняння та їх комп'ютерне представлення у вигляді сигналів для шести типів пульсу, необхідно представити у фазовій площині та дослідити чисельні показники ФПП з метою визначення критеріїв для експрес діагностики.

### 3.3 Представлення модельних пульсограм у фазовій площині

Проаналізувавши основні моделі ПХ і, вибравши трифазну гармонічну модель, перейдемо до побудови фазових портретів зазначених у п.3.2 модельних пульсограм.

Згідно [24], фазовий портрет можна утворити, відклавши по одній осі сам сигнал  $p = x(t)$ , а по іншій – його похідну  $\dot{x}(t) = \dot{p}(t)$  (рисунок 3.9).

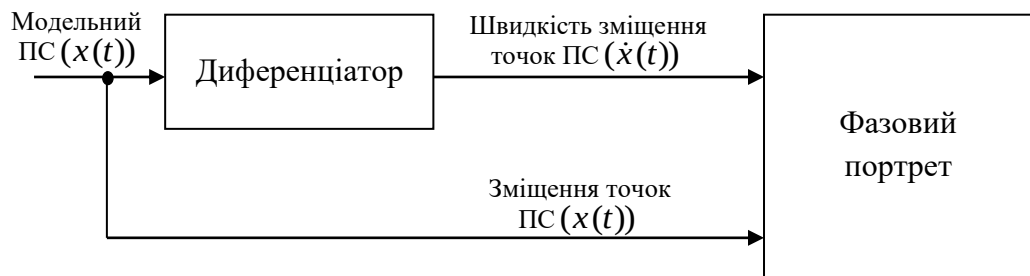


Рисунок 3.10 – Алгоритм утворення фазового портрету модельного пульсового сигналу

Математичні рівняння ((3.2) – (3.7)) продиференційовано та отримано відповідні  $\dot{x}(t) = \dot{p}(t)$  для кожного з видів пульсу. Скориставшись середовищем MatLab, отримано візуалізацію фазової траєкторії періодів пульсограми у координатах  $p - \frac{dp}{dt}$ , що відповідають координатам  $x - y$  (рисунки 3.11 – 3.16).

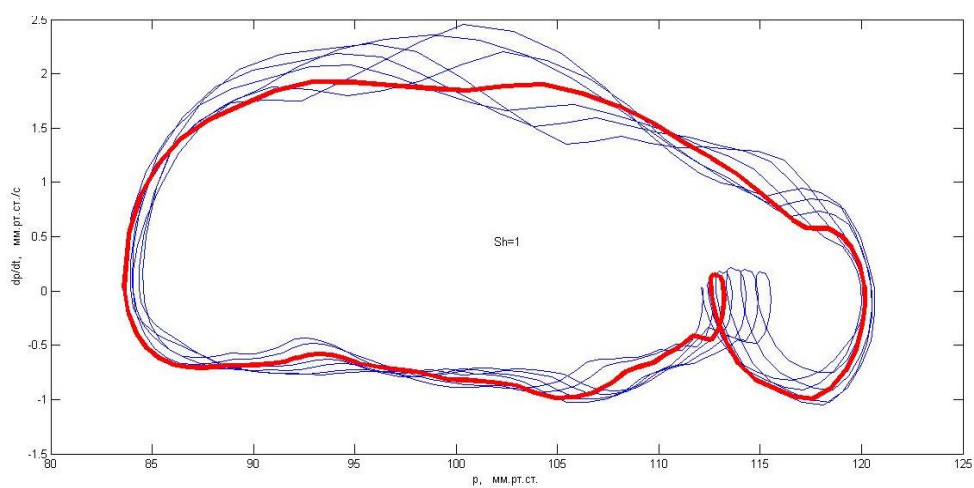


Рисунок 3.11 – Фазовий портрет «рівного» пульсу

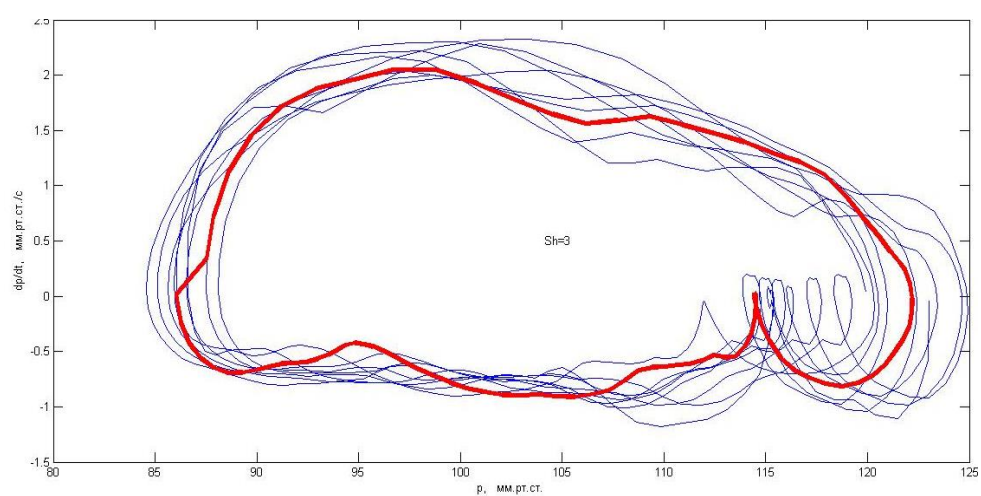


Рисунок 3.12 – Фазовий портрет «нерівного» пульсу

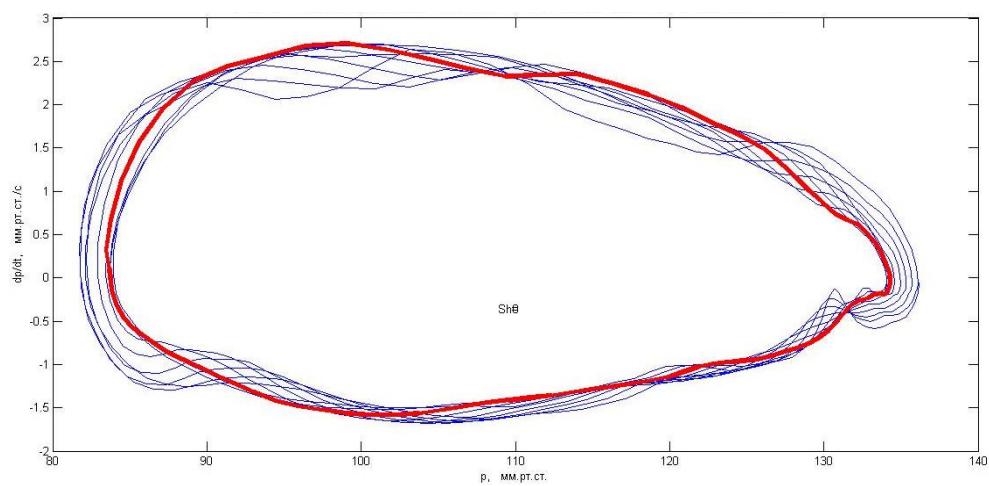


Рисунок 3.13 – Фазовий портрет «високого» пульсу

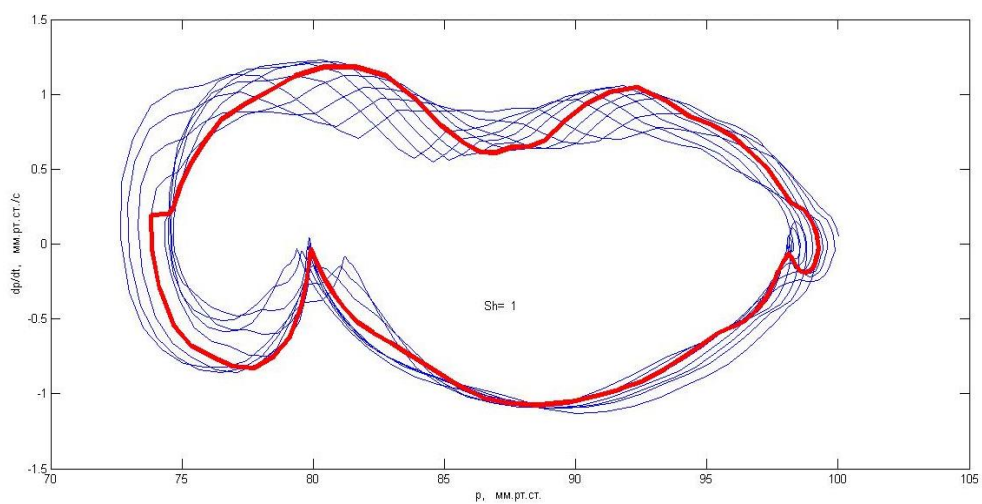


Рисунок 3.14 – Фазовий портрет «низького» пульсу

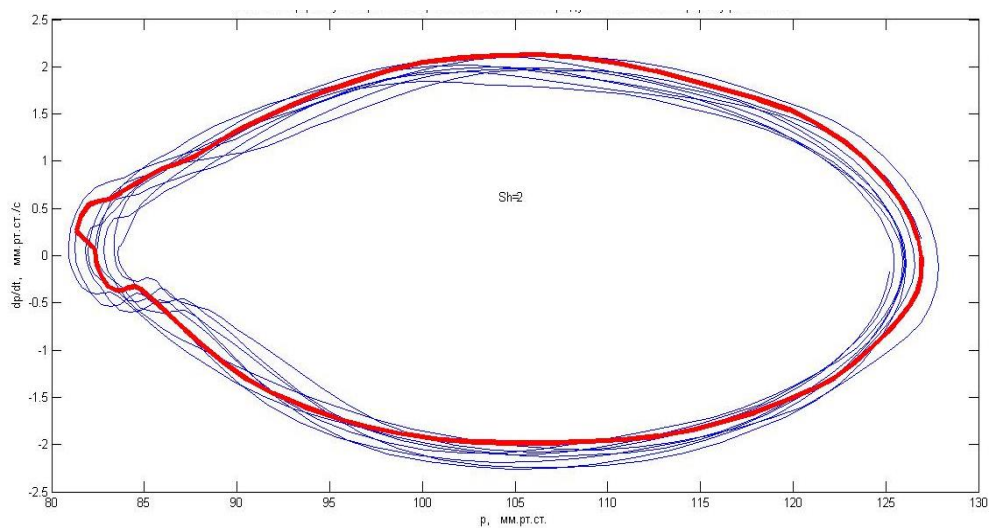


Рисунок 3.15 – Фазовий портрет «швидкого» пульсу

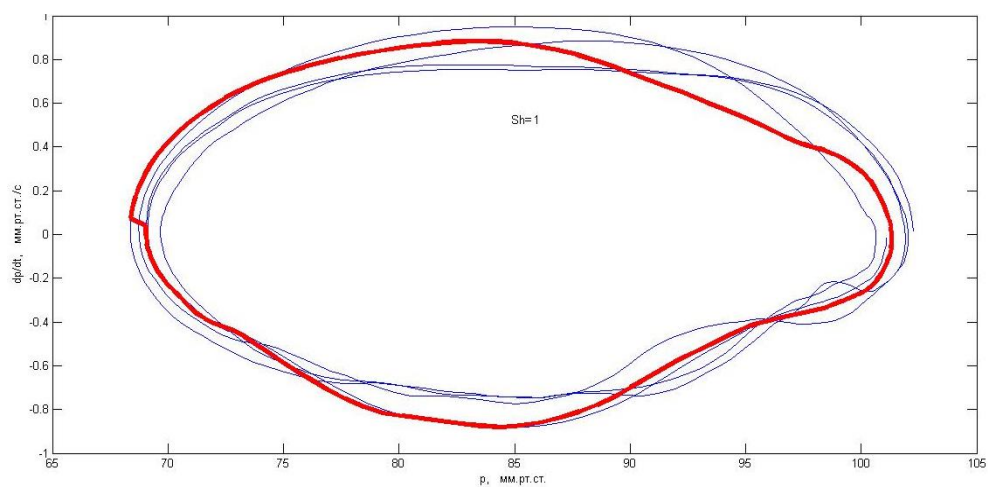


Рисунок 3.16 – Фазовий портрет «повільного» пульсу

Аналіз рисунків 3.11 – 3.16 показує наявні відмінності між фазовими портретами пульсограм різних типів, що покладемо в основу експрес-діагностики при створенні діагностичних класів ФПП. Процедуру експрес-діагностики можна реалізувати шляхом зіставлення обчислених показників із показниками класифікаційної бази з використанням спеціальних пакетів прикладних програм. Отже, вибір та оцінка критеріїв кількісного аналізу створить можливість аналізу пульсограм за їх фазовими портретами.

### 3.4 Дослідження показників ФПП з метою визначення критеріїв аналізу пульсограм

В літературних джерелах наведено діапазон зміни показників пульсової хвилі, що дало змогу отримати набори кривих згідно рівнянь (3.2) – (3.8) для кожного типу пульсу. Пульсові сигнали представлено у фазовій площині та отримано їх фазові портрети, за якими обчислено значення показників характеристик ФПП (таблиці 3.1 та 3.2).

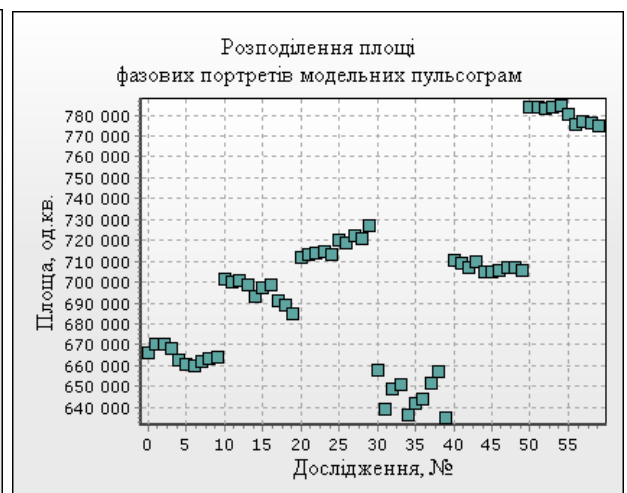
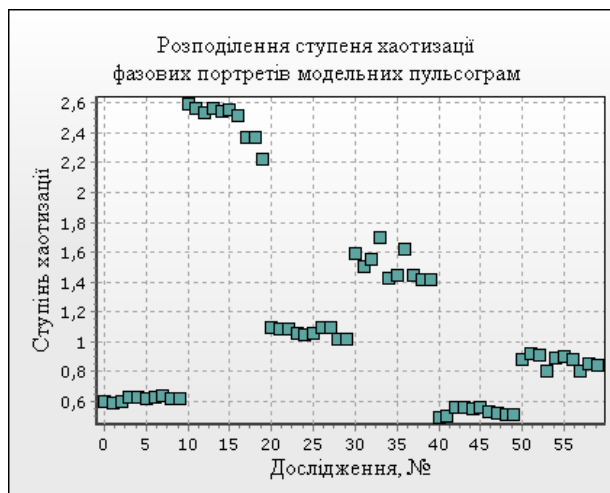
Таблиця 3.1 – Чисельні значення показників ФПП

| Показ-<br>ники<br>ФПП<br><br>№№ | Показники ФПП для<br>«рівного» типу пульсу |                            |                                      | Показники ФПП для<br>«нерівного» типу пульсу |                      |                                        | Показники ФПП для<br>«повільного» типу пульсу |                            |                                      |
|---------------------------------|--------------------------------------------|----------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------|----------------------------------------|-----------------------------------------------|----------------------------|--------------------------------------|
|                                 | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh рів                | Площа,<br>S <sub>рів</sub> | Фракт.р<br>озм.,<br>D <sub>рів</sub> | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh<br>нерів             | Площа,<br>S<br>нерів | Фракт.р<br>озм.,<br>D <sub>нерів</sub> | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh пов                   | Площа,<br>S <sub>пов</sub> | Фракт.ро<br>зм.,<br>D <sub>пов</sub> |
| 1                               | 0,6002                                     | 666290                     | 36,5302                              | 2,5924                                       | 701640               | 36,1376                                | 1,0931                                        | 711620                     | 32,9156                              |
| 2                               | 0,5901                                     | 669990                     | 36,9108                              | 2,5601                                       | 700090               | 35,00562                               | 1,0865                                        | 712900                     | 31,95268                             |
| 3                               | 0,5952                                     | 670000                     | 36,5934                              | 2,5333                                       | 700700               | 35,0000                                | 1,0876                                        | 713660                     | 32,0095                              |
| 4                               | 0,6302                                     | 668080                     | 38,7224                              | 2,5599                                       | 698730               | 35,00065                               | 1,0565                                        | 714590                     | 34,7889                              |
| 5                               | 0,6299                                     | 662390                     | 38,0076                              | 2,5436                                       | 693070               | 35,1551                                | 1,0467                                        | 713050                     | 33,4562                              |
| 6                               | 0,6234                                     | 660720                     | 39,0867                              | 2,5502                                       | 697540               | 35,1456                                | 1,0564                                        | 719800                     | 33,0845                              |
| 7                               | 0,6301                                     | 659890                     | 37,00765                             | 2,5101                                       | 698760               | 35,1305                                | 1,0922                                        | 718540                     | 33,789                               |
| 8                               | 0,6345                                     | 661730                     | 37,6908                              | 2,3678                                       | 690740               | 35,1809                                | 1,0928                                        | 722300                     | 34,76545                             |
| 9                               | 0,6149                                     | 663420                     | 37,2829                              | 2,3658                                       | 689020               | 35,6006                                | 1,0205                                        | 720560                     | 33,0098                              |
| 10                              | 0,6178                                     | 663980                     | 39,11762                             | 2,2201                                       | 685140               | 35,5972                                | 1,0198                                        | 726770                     | 34,77327                             |

Таблиця 3.2 – Чисельні значення показників ФПП

| Показники<br>ФПП<br>№№ | Показники ФПП для<br>«швидкого» типу пульсу |                |                          | Показники ФПП для<br>«високого» типу пульсу |                 |                           | Показники ФПП для<br>«низького» типу пульсу |                 |                           |
|------------------------|---------------------------------------------|----------------|--------------------------|---------------------------------------------|-----------------|---------------------------|---------------------------------------------|-----------------|---------------------------|
|                        | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh шв                  | Площа,<br>S шв | Фракт.<br>розм.,<br>D шв | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh вис                 | Площа,<br>S вис | Фракт.<br>розм.,<br>D вис | Ступінь<br>хаот.,<br>Sh низ                 | Площа,<br>S низ | Фракт.<br>розм.,<br>D низ |
| 1                      | 1,5937                                      | 657740         | 45,5758                  | 0,4924                                      | 710170          | 50,8056                   | 0,879                                       | 783990          | 25,4254                   |
| 2                      | 1,5003                                      | 639070         | 45,0995                  | 0,506                                       | 709060          | 50,72135                  | 0,9201                                      | 784060          | 24,43862                  |
| 3                      | 1,5504                                      | 649080         | 47,856                   | 0,5605                                      | 706800          | 51,275                    | 0,9056                                      | 783400          | 23,7623                   |
| 4                      | 1,6980                                      | 650720         | 47,9008                  | 0,5567                                      | 709570          | 54,8769                   | 0,8069                                      | 783650          | 22,9876                   |
| 5                      | 1,4280                                      | 636070         | 46,0405                  | 0,5501                                      | 705010          | 54,623                    | 0,8878                                      | 784520          | 22,1687                   |
| 6                      | 1,4408                                      | 641890         | 46,0667                  | 0,5598                                      | 705250          | 51,0432                   | 0,8974                                      | 780040          | 21,7986                   |
| 7                      | 1,6202                                      | 643950         | 48,0005                  | 0,5344                                      | 705440          | 53,7634                   | 0,8834                                      | 775400          | 25,1278                   |
| 8                      | 1,4490                                      | 651380         | 47,9623                  | 0,5201                                      | 706800          | 54,978                    | 0,8001                                      | 776920          | 25,786                    |
| 9                      | 1,4208                                      | 657060         | 47,9405                  | 0,5143                                      | 707020          | 54,0065                   | 0,8567                                      | 776050          | 20,987                    |
| 10                     | 1,4187                                      | 634990         | 48,0018                  | 0,5104                                      | 705920          | 51,68788                  | 0,8444                                      | 774700          | 19,28445                  |

З метою дослідження розподілу чисельних характеристик фазових портретів пульсограм на координатних осях «показник ФПП – № дослідження» побудовано графічні розподіли та діаграму з групуванням (рисунок 3.17 та 3.18).



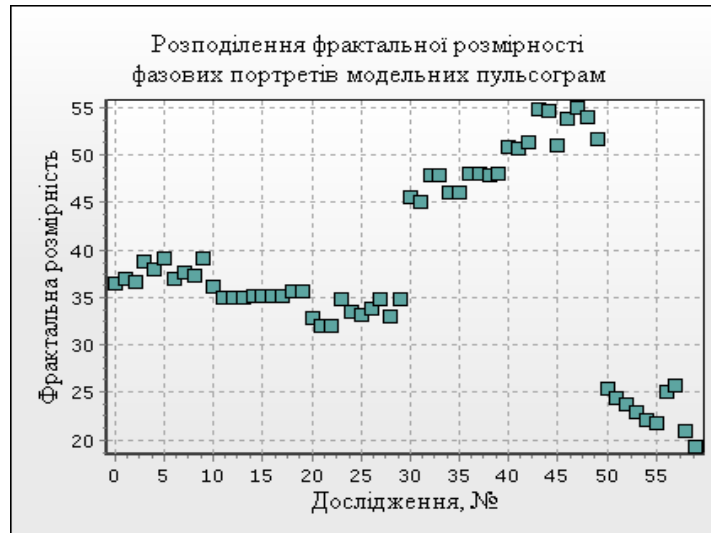


Рисунок 3.17 – Розподілення чисельних значень характеристик ФПП

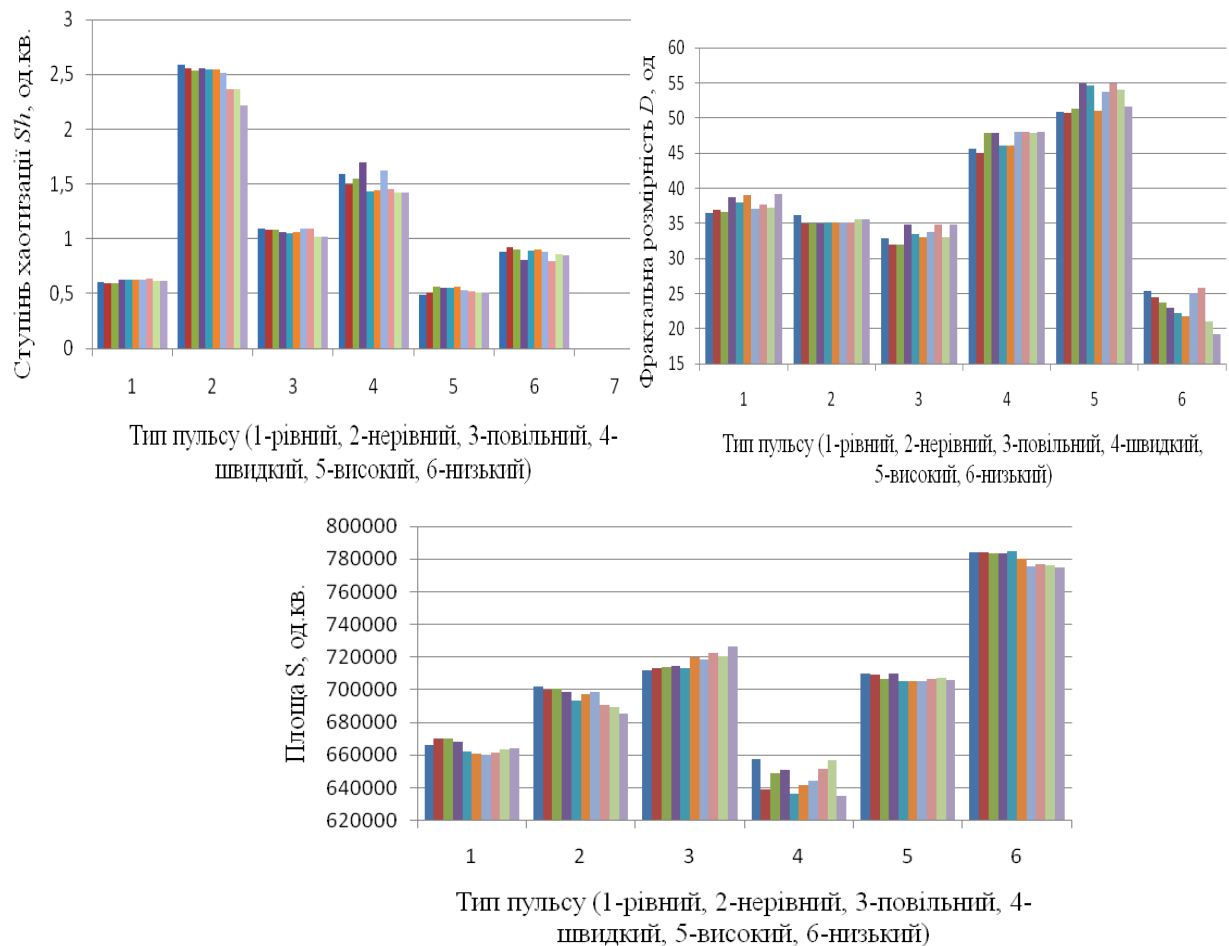


Рисунок 3.18 – Діаграми чисельних значень характеристик ФПП з групуванням за типами пульсу

З аналізу рисунків, розподіл значень ступеня хаотизації для перших зображених 30-ти досліджень не має чітких меж між окремими типами пульсу (рівний, нерівний, повільний). Це свідчить про те, що значення показника концентрується відразу в кількох інтервалах, тобто характерно для

двох вибірок відразу. Тому, існує необхідність перевірки на нормальність розподілів чисельних показників вибірок.

Необхідно визначити діапазон значень по кожному чисельному значенню характеристик фазових портретів пульсограм (площі, ступеню хаотизації та фрактальній розмірності), а також перевірити чи є статистично значущими відмінності в вибірках та який критерій можливо використати для об'єднання вибірок показників окремого типу пульсу. З цією метою можна застосувати статистичну оцінку – параметричні та непараметричні тести, відповідно дисперсійний аналіз з проведенням статистичних тестів.

### **3.5 Аналіз критеріїв модельних даних методами математичної статистики**

Математична статистика дозволяє оцінити сукупність чисельних показників, розбити їх на вибірки, оцінити ступінь попадання вхідної величини в ту чи іншу вибірку, а також дослідити вибірки на відповідність закону розподілу [70, 144, 145].

Діапазон значень  $A_{k_j}$ , де  $j_k$  – тип пульсу з  $k$ -тим показником ФПП,  $j = \overline{1, n}$ ,  $n = 6$ ,  $k = \overline{1, h}$ ,  $h = 3$ , визначається як максимальне значення  $A_{\max}$  та мінімальне значення  $A_{\min}$  в межах кожного типу пульсу (згідно рисунка 2.23)

$$A_{k_j} = A_{\max} \dots A_{\min} . \quad (3.8)$$

Оскільки точкова характеристика, особливо при малій вибірці, може значно відрізнятись від істинних параметрів генеральної сукупності, то в цьому випадку користуються поняттям «довірчого інтервалу»

$$\overline{x}_B - \varepsilon \leq \overline{x}_\Gamma \leq \overline{x}_B + \varepsilon , \quad (3.9)$$

де  $\overline{x}_\Gamma$  – середнє арифметичне значення всіх величин генеральної сукупності або вибірки;

$\overline{x_B}$  – вибіркова середня, визначається як середнє арифметичне значення варіант статистичного ряду  $n$

$$\overline{x_B} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^k x_i n_i; \quad (3.10)$$

$\varepsilon$  – додатне число, що характеризує точність оцінки.

Було прийнято, що генеральна сукупність розподілена по нормальному закону з математичним очікуванням (середнім значенням)  $\overline{x_G}$  і дисперсією  $D_G$ . Якщо із генеральної сукупності взяти вибірки з однаковим об'ємом  $n$ , то можна для кожної вибірки отримати середні значення  $\overline{x_B}$ . Їх розподілення, тобто розподілення середніх значень різних вибірок, отриманих із однієї генеральної сукупності, буде нормальним із середнім значенням, що рівне середньому значенню генеральної сукупності  $\overline{x_G}$ , дисперсією  $\frac{D_G}{n}$  та середнім квадратичним відхиленням  $\frac{\sigma_G}{\sqrt{n}}$ . Таким чином,  $\overline{x_B}$  вже виступає як випадкова величина, для неї можна записати наступну функцію розподілення

$$f(\overline{x_B}) = \frac{\sqrt{n}}{\sqrt{2\pi\sigma_G}} e^{-\frac{(\overline{x_B} - \overline{x_G})^2 n}{2\sigma_G^2}}; \quad (3.11)$$

У випадку невеликих розмірів вибірки, точність оцінки  $\varepsilon$  визначається як

$$\varepsilon = \frac{t\sigma_B}{\sqrt{n-1}}, \quad (3.12)$$

де  $t$  – коефіцієнт Стюдента, який знаходять із табличних даних [25].

Нерівність (2.20) із врахуванням (2.23) матиме вигляд

$$\overline{x_B} - \frac{t\sigma_B}{\sqrt{n-1}} \leq \overline{x_G} \leq \overline{x_B} + \frac{t\sigma_B}{\sqrt{n-1}} \quad (3.13)$$

З метою перевірки чи є дві вибірки однією сукупністю, використовується t-критерій Стюдента для двох незалежних вибірок. Він перевіряє дві гіпотези: про рівність дисперсій та рівність середніх значень. Оскільки t-критерій Стюдента застосовується для оцінювання достовірності відмінностей між двома групами даних, де має місце нормальний розподіл або близький до нього, необхідно перевірити вибірки на нормальність за допомогою статистичних критеріїв оцінювання нормальності розподілів.

Дослідження описових статистик генеральної сукупності та окремих вибірок за типами пульсу, а також перевірку значень вибірок на нормальність чисельних значень проведено в програмі для оброблення та оцінювання статистичних даних StatPlus Professional 7.2 (демо-версія) (додаток А, Б та В).

Перевірка вибірок на нормальність проводилась за допомогою критеріїв Колгomorphic-Смірнова та Шапіро-Уїлка (додаток Б.1). Згідно отриманих значень статистики, вибірки значень площі та ступеня хаотизації описуються нормальним розподілом, тобто для оцінювання достовірності відмінностей у вибірках можливо застосувати t-тест. Оскільки для визначення t-критерію Стюдента використовується статистичний пакет, оцінювання достовірності відмінностей між вибірками можливо проводити за допомогою показника «рівня значимості», що позначається в статистичних програмах – «sig». Зазначений показник показує наскільки можна довіряти висновку про наявність достовірних відмінностей, або ж – наскільки помилковим може виявитись такий висновок. Якщо помилковість висновку складає всього 5 %, це означає, що тільки 5 % даних не підтверджують гіпотезу про наявність достовірних відмінностей, а інші 95 % даних свідчать на користь наявності достовірних відмінностей між розподілами чи групами даних.

Остаточне правило, за яким формується висновок про достовірність відмінностей у вибірках, можна сформулювати наступним чином:

- якщо «рівень значимості» рівний або менший 0,05 – відмінності у вибірках достовірні;

- якщо «рівень значимості» рівний або менший 0,01 – відмінності у вибірках високо достовірні;
- якщо «рівень значимості» більший 0,05 – відсутність відмінностей у вибірках; наявність лише тенденції у відмінностях двох вибірок (груп);
- якщо «рівень значимості» більший 0,95 – достовірна відсутність відмінностей у вибірках;
- якщо «рівень значимості» більший 0,99 – високо достовірна відсутність відмінностей у вибірках.

Аналізуючи отримані статистичні значення t-тесту для вибірок ступеня хаотизації та площі (додаток Б.2 (парний двовибірковий Т-тест)), які не перевищують значення «рівня значимості» 5%, прийнято, що відмінності у вибірках достовірні.

Значення критеріїв Колгоморова-Смірнова та Шапіро-Уїлка для вибірок фрактальної розмірності відрізняються, тобто однозначно визначити нормальність розподілу за проведеними тестами неможливо. Для сукупності значень фрактальної розмірності виникає задача перевірки гіпотези про те, що вибірки належать до одного і того ж розподілу.

Коли розподіл вибірок невідомий, застосовують дисперсійний аналіз Краскела-Уолліса – непараметричний аналог дисперсійного аналізу, дослідження значимості відмінностей між середніми вибірок. Існує формалізована процедура дисперсійного аналізу, яка зводиться до перевірки гіпотез щодо впливу факторів, що розглядаються [25]. Гіпотеза приймається про відсутність впливу. Прийmemo за «нульову» гіпотезу, що кожна вибірка залежна одна від одної, тобто не має відмінностей. В статистиці Краскелла-Уолліса обраховується сума квадратів різниць середніх рангів в групі і середнього ранга по всій вибірці. Тоді, якщо вірна гіпотеза про те, що вибірки не мають відмінностей, значення статистики повинно бути малим значенням. Наприклад, при порівнянні 2-х сусідніх за значеннями вибірок, при заданій ймовірності  $p = 0,05$ , критерій Краскела-Уолліса (обраховане значення Н-статистики, додаток В) отримано рівним 25,8064 з рівнем

значимості  $\text{sig}=2,49$ , що є значно більшим заданої ймовірності, тому «нульову» гіпотезу необхідно відкинути. Результати по оцінюванні достовірності відмінностей вибірок представлено в додатку В.

Щоб остаточно провести диференціювання на окремі групи (типи пульсу) показників характеристик фазових портретів пульсограм, побудовано гістограми кількісних показників ФПП (рисунок 3.19).

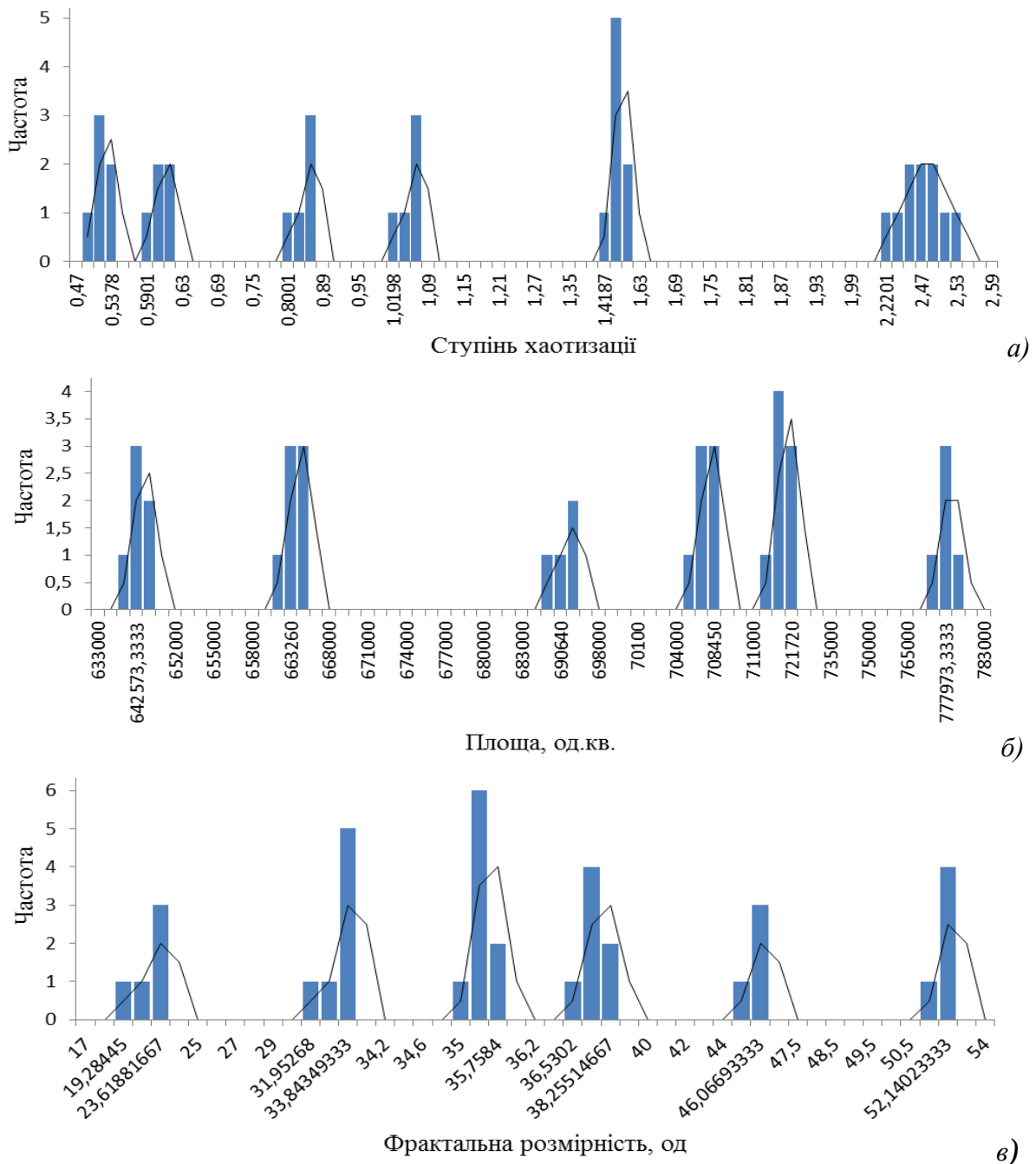


Рисунок 3.19 – Гістограми розподілів показників ФПП: а) ступеня хаотизації; б) площі; в) фрактальної розмірності

У кожній вибірці (тип пульсу) за описовою статистикою (додаток Д) визначено діапазон  $A_{\min} \dots A_{\max}$  для відповідного критерію аналізу пульсограм, результати занесені до таблиці 3.3. Довірчі інтервали критеріїв аналізу для кожного окремого типу пульсу представлено таблицею 3.4.

Таблиця 3.3 – Інтервали  $A_{\min} \dots A_{\max}$  критеріїв аналізу пульсограм

| Тип пульсу<br>Характеристики<br>ФПП | Рівний                | Нерівний             | Повільний             | Швидкий               | Високий               | Низький               |
|-------------------------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Фрактальна розмірність $D$          | 36,5302...<br>39,1176 | 35,000...<br>36,1376 | 31,9527...<br>34,7889 | 45,0995...<br>48,0018 | 50,7214...<br>54,9780 | 19,2844...<br>25,7860 |
| Ступінь хаотизації $Sh$             | 0,5901...<br>0,6345   | 2,2201...<br>2,5924  | 1,0198...<br>1,0931   | 1,4187...<br>1,6980   | 0,4924...<br>0,5605   | 0,8001...<br>0,9201   |
| Площа $S$                           | 659890...<br>670000   | 685140...<br>701640  | 711620...<br>726770   | 634990...<br>657740   | 705010...<br>710170   | 774700...<br>784520   |

Таблиця 3.4 – Довірчі інтервали  $A_{\min} \dots A_{\max}$  критеріїв аналізу пульсограм

| Тип пульсу<br>Характеристики<br>ФПП | Рівний                  | Нерівний                | Повільний               | Швидкий                 | Високий                  | Низький                 |
|-------------------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|
| Фрактальна розмірність $D$          | 36,982...<br>38,408     | 35,0305...<br>35,5603   | 32,6885...<br>34,2205   | 46,1923...<br>47,8966   | 51,4784...<br>54,0777    | 21,6591...<br>24,6942   |
| Ступінь хаотизації $Sh$             | 0,6051...<br>0,6282     | 2,3939...<br>2,5667     | 1,0652...<br>1,0442     | 1,4414...<br>1,5826     | 0,5125...<br>0,5484      | 0,8392...<br>0,8971     |
| Площа $S$                           | 661979,9...<br>667318,1 | 691490,1...<br>699595,9 | 713815,7...<br>720942,3 | 640308,4...<br>652081,6 | 705765,9...<br>708442,15 | 777339,8...<br>783206,2 |

З метою виявлення чи сильно порушена нормальність, проведено статистичні тести декількома методами та побудовано графіки розподілення величин. За коефіцієнтами асиметрії та ексцесу – частоти появи значень, що віддалені від середнього, проведена оцінка несиметричності розподілення. Проведено дисперсійний аналіз, обчислення моди, медіани, нижнього та верхнього кватилей, що оцінюють середню зону ранжированого ряду. Основні статичні показники рядів, додаткові розрахунки з метою статистичного дослідження вибірок та пояснення до них винесено в додаток Б.

У результаті проведеного тесту в програмі аналізу статистичних даних StatPlus Professional 7.2 виявлено, що медіанний критерій може бути використаний з метою оцінки кожної вибірки, оскільки змінюється в залежності від вибірок з чисельними показниками характеристик фазових портретів для окремого типу пульсу (додаток Б), що, звісно, потребує перевірки на реальних експериментальних значеннях з більшим числом даних у вибірках.

Тобто, тип пульсу буде визначатись як

$$y_j = \begin{cases} A_{Sh}, & A_{\min Sh} \leq A_{Sh} \leq A_{\max Sh} \\ A_S, & A_{\min S} \leq A_S \leq A_{\max S} \\ A_D, & A_{\min D} \leq A_D \leq A_{\max D} \end{cases}, \quad (3.14)$$

де  $y_j$  – висновок у системи щодо типу пульсу  $j$ ,  $j = \overline{1, n}$ ,  $n = 6$ .

Тоді, структурну схему алгоритму експрес-діагностики пульсограм можна зобразити рисунком 3.20.

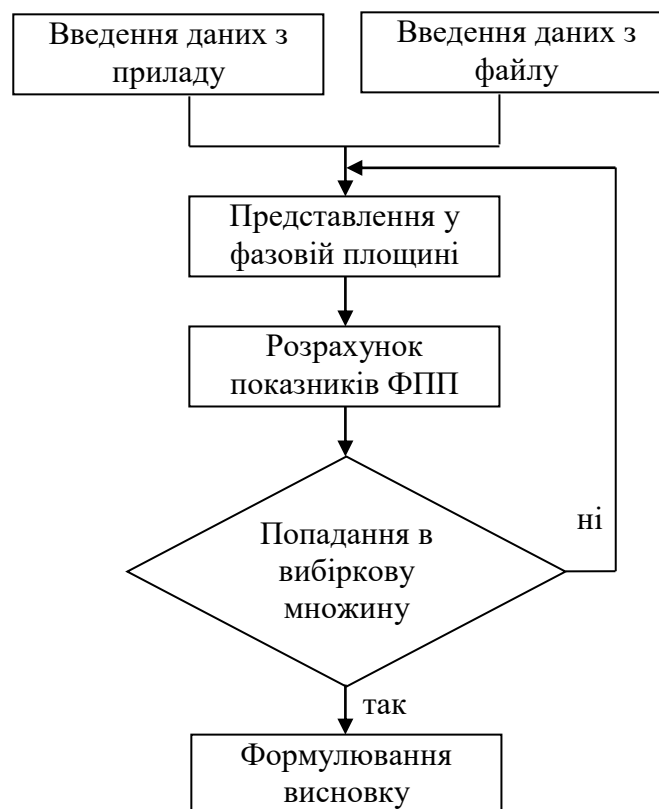


Рисунок 3.20 – Алгоритм експрес-діагностики пульсограм

### 3.6 Висновки до розділу 3

Проведено аналіз існуючих моделей пульсограм (моделей Франка, Ростона, резистивної, більш складних – активної діастолі та гармонічної) та обрано за базову – гармонічну трифазну модель пульсової хвилі, яка може бути використана для математичного описання типів пульсу і комп'ютерного моделювання сигналів з метою їх представлення та аналізу у фазовій площині.

Проведено експеримент на модельних даних по визначенню критеріїв аналізу пульсограм за фазовими портретами. За допомогою методів математичної статистики визначено діапазон (min та max) кожного критерію, обчислено середні значення показників ФПП та відхилень від середніх значень, що, при перевірці на експериментальних даних, може бути використано при експрес-аналізі пульсограм з автоматизованим висновком. За допомогою дисперсійного статистичного аналізу проведено оцінювання вибірок модельних даних, форми розподілень та визначено ексцеси. Аналіз вибірок показав, що за критерії аналізу пульсограм на основі фазових портретів може бути обрано наступні показники характеристик ФПП: ступінь хаотизації, площа та фрактальна розмірність як найбільший діаметр фазового портрету.

На основі проведеного дослідження, сформовано 6 функціональних множин, кожна з яких містить масив значень із критеріїв аналізу – чисельних показників характеристик фазових портретів пульсограм, які відповідають певному типу пульсу, що дозволить виявляти різноманітні пульсограми, а також проводити діагностику серцево-судинної системи на наявність/відсутність дисфункції.

З метою підтвердження відмінності показників характеристик фазових портретів для різних типів пульсограм та можливості визначення дисфункції ССС, необхідно провести аналіз модельних даних в умовах шумів та завад і застосувати критерії аналізу на дійсних даних.

## ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз літературних джерел на наявність адекватних математичних моделей пульсових сигналів.
2. Розроблено та представлено математичну модель пульсової хвилі, що відповідає реальним пульсовим сигналам у різних станах людського організму і містить математичні залежності між основними параметрами пульсограм.
3. Розроблено та запропоновано алгоритм проведення експрес-діагностики з встановленими критеріями аналізу пульсограм.