

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

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

## КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Оцінювання показників роботи серця  
перед стоматологічними процедурами

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБМ-61  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Сарабун Д.-В.А.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Ткачук Р.А.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Хвостівська Л.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль

2023

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«    »

2023 р.

**З А В Д А Н Н Я**  
**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Сарабуну Дмитру Вадиму Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Оцінювання показників роботи серця перед  
стоматологічними процедурами

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, д.т.н., проф.

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

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1063

2. Термін подання студентом завершеної роботи \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ		
	Клепчик В.М., ст. викл. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання 10.11.2022

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання на виконання роботи	06.09.2023 р.	Виконано
2	Аналіз отриманого завдання	11.09.2023 р.	Виконано
3	Виконання розділу 1	26.09.2023 р.	Виконано
4	Виконання розділу 2	15.10.2023 р.	Виконано
5	Виконання розділу 3	02.11.2023 р.	Виконано
6	Виконання розділу 4	19.11.2023 р.	Виконано
7	Оформлення пояснювальної записки	24.11.2023 р.	Виконано
8	Оформлення презентаційного матеріалу	29.11.2023 р.	Виконано
9	Перевірка кваліфікаційної роботи на антиплагіат	04.12.2023 р.	Виконано
10	Попередній захист кваліфікаційної роботи	19.12.2023 р.	Виконано

Студент

\_\_\_\_\_

(підпис)

Сарабун Д.В.А.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

\_\_\_\_\_

(підпис)

Ткачук Р.А.

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Оцінювання показників роботи серця перед стоматологічними процедурами» // Кваліфікаційна робота // Сарабун Дмитро Вадим Андрійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2023 // с. – 89, рис. – 37, табл. – , додат. – 2, бібліогр. – 77.

Ключові слова: ПУЛЬСОВИЙ СИГНАЛ , ПСИХОЕМОЦІЙНИЙ СТРЕС , СТОМАТОЛОГІЯ, ПЕРІОДИЧНО КОРЕЛЬОВАНИЙ ВИПАДКОВИЙ ПРОЦЕС , СИНФАЗНИЙ МЕТОД, ІМІТАЦІЙНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

У КРМ представлено шляхи вибору методів та засобів оцінювання сигналів пульсової хвилі при психоемоційному стресовому стані у стоматологічній практиці, розроблено та обґрунтовано математичну модель сигналів пульсової хвилі.

Для виявлення змін у роботі серця на час дії стресу при стоматологічних процедурах, використано відповідне програмне забезпечення.

## ANNOTATION

Theme of qualification work: "Assessment of heart performance before dental procedures" // Qualification work // Sarabun Dmytro-Vadym // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, RBm-61 // Ternopil, 2023 // P. 89, Fig. - 37, table. - \_\_, appendix. - 2, bibliogr. - 77.

Keywords: PULSE SIGNAL, PSYCHO-EMOTIONAL STRESS, DENTISTRY, PERIODICALLY CORRELATED RANDOM PROCESS, SYNPHASE METHOD, SIMULATION MODEL, ALGORITHM, SOFTWARE

In the qualification work of the master presents ways of choosing methods and means of assessing pulse wave signals in case of psycho-emotional stress in dental practice, developed and justified a mathematical model of pulse wave signals.

Appropriate software was used to identify changes in the heart's work during stress during dental procedures.

## ЗМІСТ

## ВСТУП 6

## РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА 27

## 1.1. Аналіз стану проблеми 8

## 1.1.1. Медичний аспект проблеми. 10

## 1.1.2. Технічний аспект проблеми 12

## 1.2. Методи реєстрації пульсового сигналу 13

## 1.2.1. Огляд методів реєстрації пульсового сигналу 13

## 1.2.2. Фотоплетизмографія як неінвазивний метод реєстрації пульсового сигналу 20

## 1.2.3. Актуальність застосування фотоплетизмографії для діагностики психоемоційного стресу у стоматологічній практиці 22

## 1.3. Методи аналізу пульсового сигналу .26

## 1.3.1. Графічний метод аналізу пульсового сигналу 26

## 1.3.2. Аналітичний метод аналізу ПС 28

## 1.3.3. Якісний метод аналізу пульсового сигналу 31

## 1.4. Вибір методів та засобів опрацювання пульсового сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці 32

## 1.5. Висновки до розділу 1 33

## РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА 34

## 2.1. Особливості побудови математичних моделей біологічних сигналів 34

## 2.2. Структура ПС при психоемоційному стресі 36

## 2.3. Методи аналізу 39

## 2.3.1. Аналіз ПС як гармонічного процесу 39

## 2.3.2. Аналіз ПС як стаціонарного ВП 39

## 2.3.3. Аналіз ПС як кореляційної функції 41

## 2.4. Математична модель ПС при психоемоційному стресі як ПКВП 41

## 2.5. Висновки до розділу 2 45

## РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА 47

3.1. Пошук періоду ПС.	47
3.2. Аналіз ПС	49
3.3. Алгоритм аналізу ПС з використанням синфазного методу	52
3.4. Результати обробки ПС сигналу при дії стрес-фактору синфазним методом	54
3.5. Спосіб визначення часу відновлення ССС за пульсовими сигналами при психоемоційному напруженні	55
3.6. Імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі	58
3.6.1. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду	59
3.6.2. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі	62
3.7. Висновки до розділу 3	66
<b>РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ</b>	<b>67</b>
4.1 Охорона праці	67
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	69
4.3 Висновки до розділу 4	70
<b>ВИСНОВКИ</b>	<b>71</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ</b>	<b>75</b>
<b>ДОДАТКИ</b>	<b>82</b>

## ВСТУП

Актуальність теми. Стоматологічна допомога – це відповідні методи і засоби з профілактики та лікування ротової порожнини, зубів і щелепно-лицевої області (близько 25% звертань за допомогою). За даними [3] 80% пацієнтів, які приходять до стоматолога, страждають одонтофобією. Симптоми дентофобії за дослідженнями Бургонського В.Г. та багатьох інших авторів [1, 2] показали, що психоемоційні симптоми є чинниками появи та прогресу хвороб ССС, таких як гіпертонічна хвороба, інфаркт міокарда, інсульт, аритмія. Своєчасне виявлення змін у роботі ССС, які супроводжуються психоемоційним напруженням під час відвідування стоматолога, є важливою медико-соціальною проблемою.

Для оцінювання стану ССС при психічному та емоційному навантаженні під час візиту до стоматолога використовується оцінка лікарем, виходячи з особистого досвіду, використання різних алгоритмів, методів опрацювання даних, апаратно-програмного забезпечення [3, 32].

Одним із таких методів є фотоплетизмографія [14, 15, 16], яка забезпечить відбір даних неінвазивно та з високою точністю. Цей метод не вимагає складного обладнання, на відміну від інших [15, 20-25, 28-30] та забезпечує врахування особливостей біосигналу при розв'язанні задачі алгоритмізації процесу обробки даних.

Для визначення корисних властивостей сигналу та шляхів його аналізу потрібно мати математичну модель, яка лежить в основі вибору програмного забезпечення системи обробки пульсового сигналу.

Відомі моделі (В.Rephrase, В.Гнілицький, Н.В.Мужицька) [34] не враховують періодичність і випадкові складові сигналу. Імітаційна модель добових ПС (Л.В. Хвостівська) [36] – враховує перебіг довготривалих процесів, але не перебіг середньочасових процесів, які відбуваються під впливом стресів.

Оскільки структура відомих імітаційних моделей не враховує певних особливостей ПС при психоемоційному напруженні, а саме зміна у фазо-часовій



структурі сигналу, то оцінки методу обробки послідовності з попередньо відомими даними стає неможливою.

Вищеописане акцентує питання актуальності вибору методів отримання сигналу пульсової хвилі, обґрунтованості його матмоделі та розробки методу обробки для системи аналізу сигналу пульсової хвилі з метою підвищення точності оцінки стану пацієнта за змінами в роботі ССС при психоемоційних навантаженнях при стоматологічних процедурах.

*Мета і задачі дослідження.* Метою є удосконалення методу оцінки ПС при психологічному та емоційному навантаженні у стоматології для виявлення порушень у роботі серця

Для досягнення мети, необхідно:

1. Проаналізувати стан проблеми оцінювання роботи ССС за пульсовими сигналами під час психоемоційного стресу прапрактиці стоматологічній для вибору подальшого напрямку досліджень

2. Здійснити аналіз відомих методів обробки ПС для уможливлення їх застосування при наявності стрес-фактору у стоматологічних процедурах.

3. Здійснити обґрунтування структури матмоделі ПС при наявності стресу для встановлення змін у функціонуванні ССС.

4. На базі обґрунтованої моделі розробити алгоритм аналізу ПС при психоемоційному навантаженні.

*Об'єкт дослідження:* пульсовий сигнал.

*Предмет дослідження:* методи автоматизованого оцінювання ССС.

*Методи дослідження* було використано теорія діагностики стану ССС, ЕТСС, основи системного аналізу, ППЗ MATLAB .

Наукова новизна отриманих результатів. Теоретично та експериментально визначено ефективні методи аналізу ПС в умовах дії психоемоційного навантаження у стоматології.

Апробація результатів дослідження. Представлені в роботі результати апробовано на конференції. [79, 80]

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Аналіз стану проблеми

Важливим питанням на сьогодні є діагностика захворювань пов'язаних із серцем, це спричинено зростанням смертності населення через хвороби системи кровообігу, яка забезпечує всі системи організму продуктами трофіки, лімітуючи таким чином їхню роботу. Разом з іншими системами вона забезпечує гомеостаз і є найбільш чутливою до змін, зокрема, пов'язаних із дією стресу.

Поява психічної та емоційної напруги під час прийому у стоматолога одна із причин виникнення та прогресування серцево-судинних захворювань, таких як гіпертонічний криз, інфаркт міокарда, інсульт, аритмія [1, 2]. Відповідно до даних тестування дентофобією страждають 80% пацієнтів, які звертаються за допомогою до лікаря-стоматолога. Враховуючи, що згідно із статистичними даними, 20–25% звернень пов'язані із захворюваннями ротової порожнини (345–550 випадків звернень на 1000 жителів, то стоматологія належить до масових видів медичної допомоги. Статистичні дослідження МОЗ України [3] вказують, що із загальної кількості респондентів 10000 осіб профілактичні огляди у лікаря стоматолога проходили 41% опитуваних (станом на 2019р.). При цьому число звернень має чіткий розподіл за віковими групами (рис.1.1) – кількість звернень для профілактичного огляду у групі респондентів 45 років і вище знижується, одним із факторів даного явища є намагання уникнути стресу пов'язаного з прийомом у лікаря-стоматолога, оскільки у 50,9% випадків звернень було встановлено необхідність проведення стоматологічних маніпуляцій.

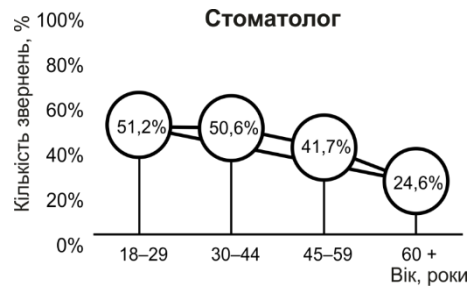


Рис. 1.1. Відсоток тих, хто відповів, що проходив профілактичний стоматологічний медогляд впродовж 12 місяців [3]

Стресом назвемо неспецифічну реакцію організму у відповідь на різкий зовнішній вплив (стимул), понад норму, і, відповідно реакція нервової системи [4, 5]. Його розглядають через призму фізіологічного та психологічного розуміння стресу. Згідно концепції Р. Лазаруса, стрес можна розділити на фізіологічний, виникнення якого пов'язане із реальним фізіологічним подразником, та психічний (емоційний), який пов'язаний із оцінкою людини майбутньої ситуації як загрозової, важкої [6]. Таке трактування стресу є дуже наближене, оскільки фізіологічний стрес має емоційну складову, а при психоемоційному стресі не може не бути фізіологічних змін. Психоемоційне напруження, зумовлене очікуванням дискомфорту та можливого болю на прийомі у лікаря-стоматолога, призводить до фізіологічних змін у діяльності організму, зокрема зміни у діяльності ССС.

У контексті сучасної медичної допомоги на території України, за чисельністю звернень та кількістю фахівців даної галузі, стоматологія сьогодні поступається лише загальній терапії і посідає друге місце у медичній галузі [7]. Відповідно до даних, які було наведено Поповою К.А., розподіл невідкладних станів продемонстровано на рис.1.2 [8]. Як свідчать результати вибірки у 61% випадків невідкладні стани пов'язані із порушеннями у діяльності серцево-судинної системи.

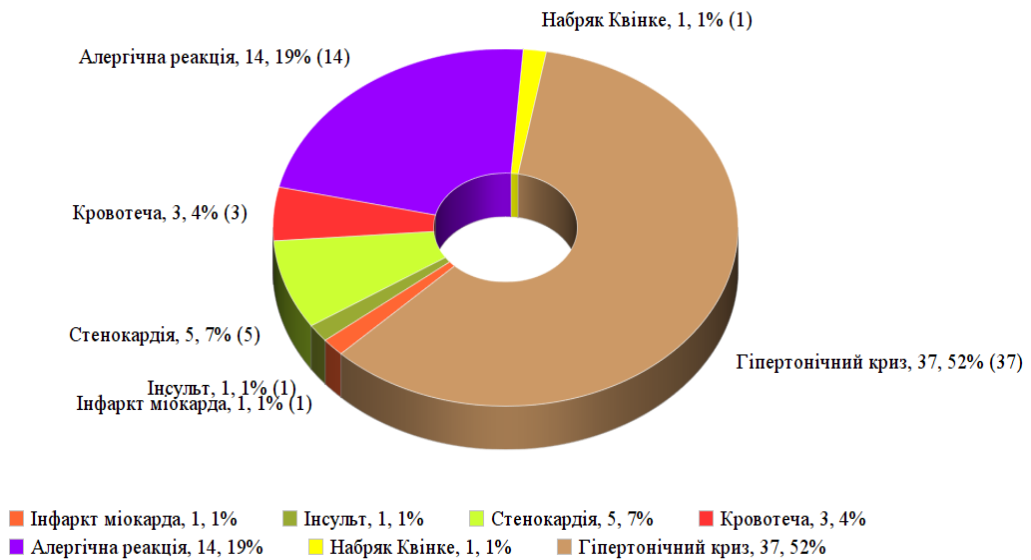


Рис.1.2. Розподіл невідкладних станів у стоматології (загальна кількість пацієнтів з невідкладними станами 73 – 20 чоловіки, 53 жінки) [8]

Тому, важливим завданням є здійснення оцінки стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога для вчасного виявлення відхилень у діяльності серцево-судинної системи, які зумовлені різними факторами, у тому числі і дією психоемоційного стресу.

#### 1.1.1. Медичний аспект проблеми.

Психоемоційне напруження призводить до змін у ендотеліальних клітинах, що є причиною стійкого спазму судин внаслідок втрати здатності до розширення і викликає обмеження кровотоку [9]. Моделювання стресової ситуації показало, що у жінок зменшення кровопостачання серця під дією психоемоційного стресу, було спровоковане звуженням периферичних кровоносних судин. Тоді як у чоловіків зниження кровопостачання серця було спричинено підвищенням АТ і прискоренням серцебиття [9, 10].

Враховуючи, що такі зміни є однією із причин зниження надійності функціонування, підвищення чутливості ССС і судин до різного роду гормональних впливів, тому їх виявлення є важливим завданням медичної практики. Надмірна реакція на стрес спричинює розвинення та прогресування

гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інсульту та може викликати раптову зупинку серця [1, 3].

Виникнення невідкладних станів у стоматології зумовлене специфічними факторами амбулаторного стоматологічного прийому. Дані фактори згруповано у наступні категорії:

- «масовість» медичної допомоги, тому часу для повного обстеження хворого не завжди вистачає (пацієнти часто змінюють лікаря-стоматолога, що є причиною відсутності повної картини на прийому, який має обмежені часові рамки);
- супутні соматичні патології;
- психоемоційне напруження, що є причиною стрес-реакції організму;
- негативні емоційні спогади, які пов'язані із відвідуванням стоматологічного кабінету в минулому;
- токсична дія анестезуючих препаратів [11, 12].

Психоемоційне напруження призводить до активації виділення адреналіну та норадреналіну. Це призводить до багатьох змін у функціонуванні ССС: зростання АТ, тахікардія, периферійна вазоконстрикція, підвищення збудливості міокарду, підвищення його потреби у кисні. Це є передумовою зниження надійності функціонування ССС, підвищення чутливості серця і судин до гормональних впливів. Надлишкова стресова реакція є фактором ризику розвитку та прогресу патологій ССС, гіпертонічної хвороби, смерті від раптової зупинки серця [8].

Психоемоційний стрес викликає однотипні реакції організму, основними проявами яких є зміна ЧСС, АТ, рівня цукру в крові, тощо. За дослідженнями проведеними Дем'яненко С.А [13] на основі вибірки із 194 осіб (62 чоловіки і 132 жінки) віком 17-60 років було встановлено, що у 61,9% пацієнтів, що звернулися у стані помірного психоемоційного напруження, впродовж стоматологічних маніпуляцій було відзначено підвищення АТ та ЧСС. У решти пацієнтів показники не зазнали змін, або зменшилися. Аналіз стану пацієнта проводили у кілька етап – безпосередньо після звернення в клініку, через 20 хвилин після анестезії, під час стоматологічної процедури та одразу після проведення маніпуляцій, повторно – через дві-три доби після лікування.

Задача виявлення порушень у діяльності ССС та причин їх виникнення є складним завданням, оскільки у більшості випадків невідкладний стан зумовлений нашаруванням кількох факторів. Виділення домінуючого фактору потребує системного підходу до аналізу можливих причин. Психоемоційне напруження – це фактор причиною, якого в більшості випадків є стрес, що зумовлений очікуванням стоматологічного втручання.

### 1.1.2. Технічний аспект проблеми

Визначення змін у серцевій діяльності, зумовлених психоемоційним стресом на прийомі у лікаря-стоматолога, вимагає використання підходів, які були б доступними для масового моніторингу стану пацієнта та не потребували б значних затрат часу. Такий підхід дозволяє забезпечити використання систем відбору та аналізу пульсового сигналу (ПС).

Сучасні методи відбору пульсового сигналу характеризуються різноманітністю: реографія, пряма сфігмографія, об'ємна сфігмографія, флебосфігмографія, плетизмографія, фотоплетизмографія, ультразвукове доплерівське (УЗД) дослідження [14, 15]. Незважаючи на велику різноманітність методів реєстрації пульсової хвилі всі методи працюють у відповідності із схемою представленою на рис.1.3, яка призначена для візуалізації принципів відбору пульсового сигналу.

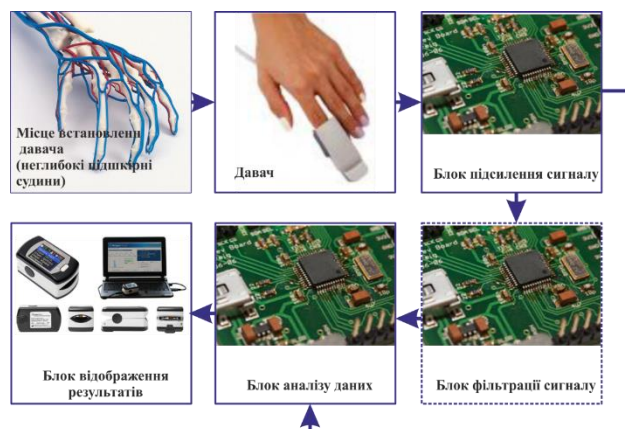


Рис.1.3 Узагальнена схема реєстрації пульсового сигналу

Відбір сигналу відбувається із використанням датчиків, які розташовуються в місцях, в яких судини знаходяться на найменшій глибині по відношенню до шкіри – фаланги пальців, мочка вуха, сонна артерія, тощо. Відібраний сигнал надходить до блоку підсилення. В залежності від конструктивних особливостей датчика сигнал підсилюється і поступає в блок аналізу даних. В деяких варіантах вимірювання відбувається фільтрація сигналу і після цього проводиться аналіз даних. Аналіз даних може відбуватися на основі аналогових даних або сигнал оцифровується та аналізується за певним алгоритмом. Останнім етапом є відображення даних на дисплеї портативного пристрою. У випадку використання мобільних пристроїв оцифрований сигнал передається на ПК. Після опрацювання даних спеціалізованим програмним забезпеченням (ПЗ), на дисплеї монітора відображається інформація, на основі якої лікар приймає рішення про стан ССС.

Основними діагностичними характеристиками ПС при психоемоційному напруженні є визначення реакції на дію стрес-фактору, зокрема амплітудні та часові характеристики сигналу, його повторюваність та форма хвилі.

При розробці систем аналізу діяльності ССС виникають науково-технічні проблеми, які пов'язані із створенням спеціалізованого програмного забезпечення для аналізу пульсової хвилі при дії психоемоційного стресу. Враховуючи принцип МАПР (модель, алгоритм, програмна реалізація), такі системи мають базуватися на математичній моделі досліджуваного сигналу, яка повинна містити інформацію про стан ССС, на основі певної інформативної ознаки, виділеної визначеним методом з метою якісного та кількісного аналізу.

Тому, правильно підібрані методи та засоби аналізу ПС при розробці спеціалізованого програмного забезпечення є актуальним завданням для вирішення задачі підвищення інформативності систем аналізу діяльності ССС, які базуються на використанні пульсового сигналу.

## 1.2. Методи реєстрації пульсового сигналу

### 1.2.1. Огляд методів реєстрації пульсового сигналу

Основними діагностичними параметрами пульсу (з лат. *pulsus* – удар, поштовх) є ритм, частота, напруженість, наповненість, висота, швидкість, рівномірність, дикротія, парадоксальність, дефіцит та лабільність [16, 17]. Для визначення пульсу використовують метод пальпації [18, 19], який дозволяє оцінити частоту серцевих скорочень, шляхом розрахунку кількості коливань стінки судини на певному інтервалі часу – 15с, 30с, 60с. Для реєстрації пульсового сигналу, який містить інформацію не тільки про ритмічність серцевих скорочень, але дозволяє оцінити морфологічні характеристики окремої пульсової хвилі, використовують ряд апаратних методів (див. рис. 1.4).

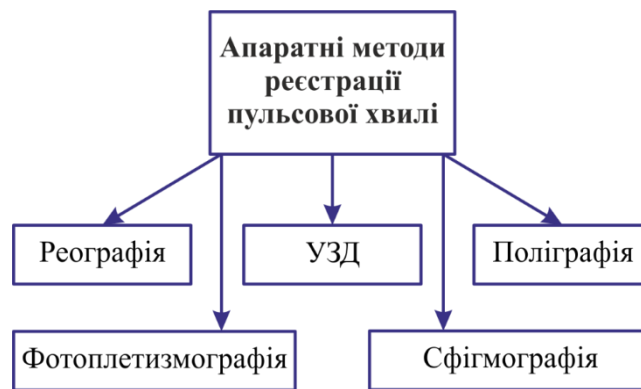


Рис.1.4. Основні апаратні методи реєстрації пульсової хвилі

При виборі методу реєстрації пульсової хвилі для визначення психоемоційного стану пацієнта особлива увага приділена особливостям стоматологічного прийому – коротка тривалість прийому, відсутність попередніх даних про стан пацієнта, вимірювання повинні проводитися в динаміці.

При відборі пульсової хвилі відображається сумарний ефект пульсації судин у досліджуваній області. В залежності від місця розташування давача пульсові коливання можуть відображати стан тільки артеріальної, або тільки венозної стінки. Аналіз сучасних неінвазивних методів відбору пульсової хвилі показує, що існуючі відмінності між відбором пульсової хвилі різними методами і вибір оптимального методу з точки зору поставленої задачі вимагає комплексного підходу до оцінки переваг та недоліків цих методів відбору.

Реографія. Методом реєстрації кровонаповнення органів та тканин, який базується на визначенні електропровідності ділянки тіла є реографія [20, 21].



Перевагою даного методу є реєстрація змін кровоплину без порушення цілісності організму, можливість автономної реєстрації на протязі тривалого часу, застосування методу у комплексі із функціональними пробами, які дають додаткові діагностичні дані [15]. Оскільки даний метод передбачає пропускання високочастотного струму через ділянку тіла, то його використання має ряд обмежень: стан судин розглядається комплексно, тобто артерії і вени оцінюються із використанням однієї кривої; виділення корисного сигналу є досить складним у зв'язку із наявністю реактивної складової, яка ускладнює виділення корисного сигналу; регулювання робочої частоти струму для мінімізації реактивної складової призводить до нагріву ділянок прикладання електродів; розміри та розміщення електродів має значний вплив на результати вимірювання. Враховуючи обмеження методу, його використання для діагностики стану ССС на сучасному етапі розвитку медичної техніки поступається іншим методам, які відзначаються відсутністю впливу на тканини фактору, який призводить до їх пошкодження.

Сфігмографія. Метод який базується на вимірюванні коливань стінок судин та передбачає використання твердотільних сенсорів тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричних та пневматичних давачів, які встановлюються в місця пульсації судин [15, 22]. Даний метод має ряд переваг, основними з яких є безпечність при проведенні вимірювань, автоматичність вимірювань, можливість проведення вимірювань у динаміці, простота методики проведення вимірювань. Однак метод не знайшов широкого застосування при проведенні діагностики, оскільки використання методу вимагає складного апаратного та програмного забезпечення. Метод використовується як допоміжний для визначення пульсуючого артеріального кровотоку та артеріальної жорсткості [23], при цьому точність даного методу є високою, про що дозволяють стверджувати результати порівняння з інвазивними методами [24]. Проте використання даного методу є обмеженим оскільки, значний вплив на результати вимірювань мають артефакти механічного походження та фізіологічні особливості організму пацієнта. Діагностична цінність даних сфігмографії є високою в межах специфічних діагностичних показників, однак складність апаратного та програмного

забезпечення робить можливим ефективне використання даного методу лише разом з іншими методами вимірювань – ЕКГ, фонокардіографія, тощо.

Фотоплетизмографія. Фотоплетизмографічне дослідження стану ССС передбачає використання оптичних давачів, які базуються на одному із двох принципів відбивання або поглинання живими тканинами світла [25, 26, 27]. Завдяки високій точності, неінвазивності, простоті реалізації апаратного забезпечення, відсутність впливу електромагнітних завад – даний метод знайшов широке застосування у клінічній практиці та повсякденному житті. Технологія оцінки кровонаповнення судин та частоти серцевих скорочень із використанням портативних фотоплетизмографів знайшла застосування в умовах пандемії COVID. При всій простоті використання даного методу він має ряд недоліків, які пов'язані із властивостями шкіри (товщина, пігментація) в місці проведення вимірювань, вплив артеріального тиску на результати вимірювань, а також завад оптичного, термічного, механічного та електричного походження. Діагностична цінність даного методу є значною, оскільки при відносній простоті методу та обладнання необхідного для проведення вимірювань, можна отримати ряд параметрів, які дозволяють судити про стан ССС.

УЗД. Стан ССС за параметрами кровотоку також дозволяє оцінити метод ультразвукового дослідження. Він базується на використанні ефекту Доплера [28, 29]. Метод дозволяє проводити оцінку швидкості кровотоку, характер току крові - ламінарний, турбулентний, розраховувати середньоквадратичну швидкість, тощо. Однак використання даного методу має ряд обмежень, які безпосередньо пов'язані із особливостями поширення ультразвуку, не може бути застосований до органів з порожнинами, відображає динаміку руху крові по судинному руслі, проте не дозволяє відобразити інформації про напрям поширення хвилі та її амплітуду. Окрім того УЗД прилади не призначені для проведення добового моніторингу стану ССС і використовуються в основному для експрес-діагностики кровотоку [20]. Ще одним обмеження застосування УЗД-діагностики ССС в широкій практиці – це використання давачів, які є технологічно складними у виготовленні, що зумовлює їх високу вартість.

Поліграфія. Поліграфія – це метод оцінки стану організму на основі комплексного аналізу даних із використання кількох методів вимірювання. В залежності від конструктивних особливостей та будови поліграфа, одночасно може проводитися вимірювання плетизмографічним, реографічним, електрокардіографічним, фонокардіографічним, електроміографічним та іншими методами [25, 30]. Перевагою використання поліграфічного методу є можливість вимірювання одночасно значної кількості інформативних параметрів про стан ССС. Аналіз значного обсягу даних у свою чергу потребує використання складного програмного забезпечення та алгоритмів вирішення конфліктів, які виникають в процесі аналізу інформації. Використання даного методу є обмеженим, оскільки він вимагає підключення великого числа давачів, що передбачає кваліфікований персонал, і обмежує використання методу лише в умовах лікувальних закладів.

Аналіз методів відбору (див. табл. 1.1) виконано із врахуванням таких критеріїв як тип давача, можливість оцінки супутніх параметрів, можливості застосування методу (може використовуватися амбулаторно та в межах клініки чи тільки в межах клініки), вимоги до кваліфікації особи, яка проводить вимірювання. Окрім того, наведено характерні особливості методів відбору, які вказують на їх обмеження. Оскільки методи відбору пульсового сигналу використовують різні фізичні принципи відбору даних, відрізняються конструктивно, мають різні вимоги щодо застосування та кваліфікації персоналу, тому вибір методу відбору пульсового сигналу у стоматологічній практиці вимагає зваженого підходу до аналізу методів та прийняття рішення щодо їх застосування при розв'язанні вказаної задачі.

Із проведеного аналізу методів запису пульсової хвилі випливає, що для створення нової та удосконалення існуючої діагностичної апаратури для визначення психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря-стоматолога найбільш перспективними є фотоплетизмографічний метод. Перевагами даного методу є висока точність, неінвазивність, простота реалізації апаратного забезпечення, відсутність впливу завад. Проведення аналізу змін у діяльності ССС передбачає на основі обраного методу відбору пульсової хвилі провести аналіз

даних, який є підставою для прийняття діагностичного рішення. Аналіз відібраного сигналу передбачає моделювання із використанням математичних інструментів, вибір яких можливий лише при розумінні природи отриманих даних.

Таблиця 1.1

## Порівняльна характеристика методів відбору пульсового сигналу

Метод відбору пульсового сигналу	Порівняльні характеристики методів відбору пульсового сигналу						
	Приклад апарату	Країна виробник	Тип давачів	Можливість оцінки супутніх параметрів	Застосування (амбулаторне / клінічне)	Вимоги до кваліфікації особи, що проводить вимірювання	Характерні особливості
Реографія	RHEOTEST	Україна	Електрод	висока	Клінічне / амбулаторне не рекомендовано	Середній медичний персонал	Метод передбачає вплив електричного струму на пацієнта
Сфігмографія	VaSera VS-1500N	Японія	Твердотільні сенсори тиску з еластичною мембраною, п'єзоелектричні та пневматичні давачі	середня	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Середній медичний персонал	Метод передбачає відбір сигналу без впливу давача на пацієнта
Фотоплетизмографія	БИОМЕД BM1000A	Україна	Джерело випромінювання та фоторезистор або фототранзистор	висока	Клінічне / амбулаторне	Середній медичний персонал / користувач без медичної освіти	Метод передбачає вплив світлового випромінювання на пацієнта
	CONTEC CMS50D Plus	Китай					
УЗД	DP-50	Німеччина	П'єзоелектричний датчик	середня	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Лікар	Метод передбачає механічний вплив на пацієнта
	A6 sonoscape	Україна					
Поліграфія	SFERA	Україна	Для оцінки пульсової хвилі використовують тензOMETричні, оптичні або магнітні давачі, електроди, тощо (в залежності від комплектності пристрою)	висока	Клінічне / амбулаторне лише за наявності кваліфікованого персоналу	Середній медичний персонал / лікар	Метод передбачає як відбір сигналів, так і вплив давачів на пацієнта

### 1.2.2. Фотоплетизмографія як неінвазивний метод реєстрації пульсового сигналу

В основі фотометричних методів дослідження лежить властивості речовини по різному ослаблювати промені світла при різному об'ємі крові в судинах. Пульсова хвиля утворюється в результаті викиду крові лівим шлуночком серця під час його скорочення і поширюється із швидкістю 4-6м/с. Тиск поширюється по аорті та артеріях, і швидкість цієї хвилі залежить від ширини просвіту судини, еластичності і товщини судинної стінки, а також від сили скорочення серця. Пульсова хвиля має дві основні характеристики – амплітудні та часові, які мають діагностичну цінність. Зміна цих параметрів свідчить про порушення діяльності серцево-судинної системи. На рис.1.5 представлено процес формування пульсової хвилі.

На фотоплетизмограмі пульсова хвиля складається з двох частин: анакротична фаза відповідає систолі (скорочення серця), а дикротична – діастолі (розслабленню). Частота хвилі та її тривалість залежать від стану серцевого м'язу, а форма та величина піків фотоплетизмограми – від судинної стінки. Тому оцінка і часових, і амплітудних параметрів несе діагностичну цінність.

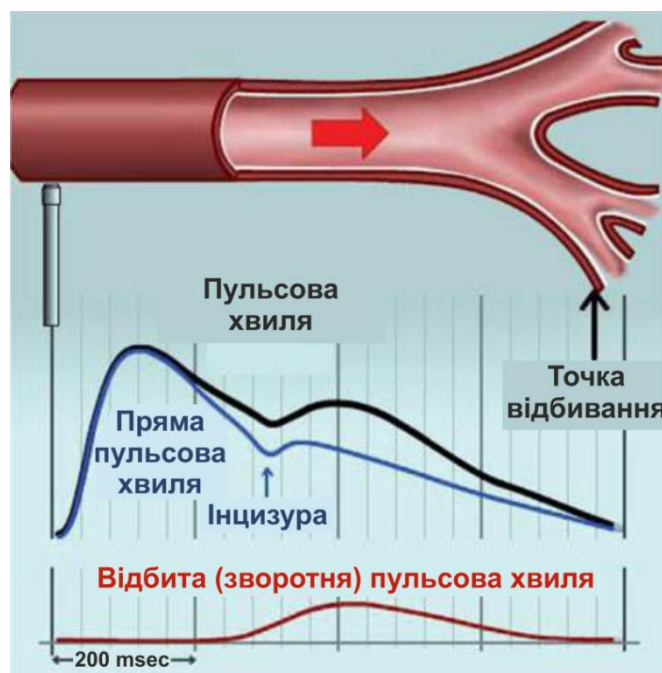


Рис.1.5. Процес формування пульсової хвилі [36]

Оскільки фотоплетизмографія базується на принципах поглинання / відбивання світла, то існує два підходи до конструювання датчиків. Відповідно є різні типи датчиків, які працюють на детектуванні відбитого або поглинутого світла. Режим роботи датчиків відображено на рис.1.6. На основі відібраних даних відбувається формування пульсової хвилі.

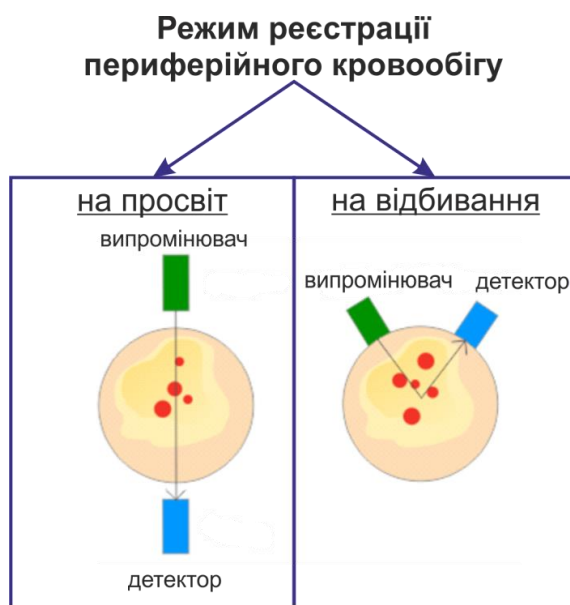


Рис.1.6. Режими роботи датчиків для відбору фотоплетизмограми: на просвіт; на відбивання [30]

Візуально схему формування даних для опрацювання можна представлено на рисунку 1.7.

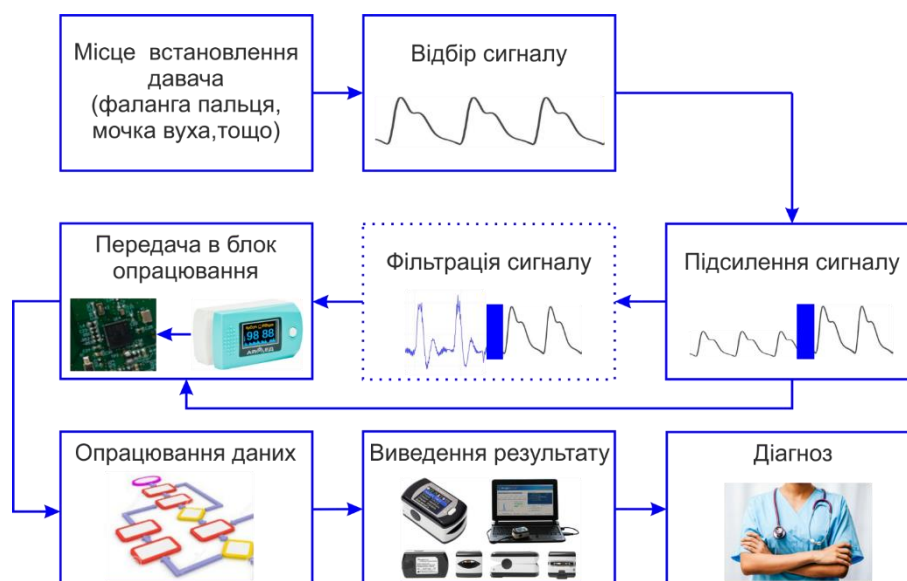


Рис.1.7. Схема відбору та опрацювання фотоплетизмограми

У пульсовому сигналі виділяють хвилі I, II та III порядку. Хвилі II та III порядків – повільні, I порядку – швидкі та мають співвідношення до пульсової хвилі. Вони показують рух крові по судинах у точці виміру при систолі та діастолі відповідно [36]. Пульсовий сигнал має складну структуру, тому при його аналізі необхідно враховувати характерні особливості перебігу процесів, які відбуваються в організмі людини. Оскільки людина – це складна система, то в процесі життєдіяльності відбувається накладання кількох сигналів і метод аналізу має враховувати цю особливість.

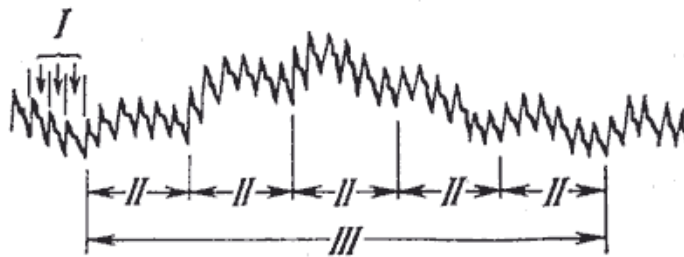


Рис. 1.8. Типовий вигляд структури пульсового сигналу [36]: (I) – об’ємний пульс, (II) – дихальні, (III) – відповідність до деяких дихальних хвиль

Оскільки фотоплетизмографія як метод оцінки стану ССС базується на принципах зміни кількості поглинутого / відбитого світла, що зумовлено роботою серця, то аналіз пульсової хвилі уможливорює отримання інформації щодо стану пацієнта шляхом аналізу отриманих даних. Кількість та якість отриманих діагностичних даних залежить не тільки від типу давача, але і від фізіологічних особливостей організму та методів аналізу.

### 1.2.3 Актуальність застосування фотоплетизмографії для діагностики психоемоційного стресу у стоматологічній практиці

Оцінка психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря стоматолога передбачає комплексний підхід, оскільки виявити порушення у діяльності ССС, які викликані стресом із використанням лише аналізу поведінки пацієнта – складна задача, яка потребує високої кваліфікації лікаря-стоматолога. Підхід до виявлення



психоемоційного напруження [32], який базується не лише на анкетуванні та оцінці поведінки пацієнта, а також на проведенні кардіомоніторингу, запропоновано у праці [4]. Оцінка психоемоційного стану потребує використання великої кількості даних, тому у роботі [25], окрім вказаних вище параметрів, запропоновано проводити оцінку дихальних рухів, як додаткову діагностичну ознаку. Додатковим критерієм, який дає можливість судити про стан серця є розрахунок коефіцієнта Хільдебранта [33], індексу Кердо [33], хвилинного об'єму крові, запропонованого у праці [32]. Тому, з ціллю визначення психоемоційного стану пацієнта у вказаних роботах запропоновано використовувати ряд методів: аналіз особливостей поведінки пацієнта, анкетування по J. Teulor, тестування за Люшером, механічні – АТ; електрокардіографічні, плетизмографічні, електроміографічні, енцефалографічні, електрошкірні, реографічні, поліграфічні, спільні методи.

Показано, що такий підхід до визначення стану пацієнта дозволяє проводити оцінку психоемоційного стану на основі значного обсягу інформації, отриманої шляхом опитування пацієнта та оцінки фізіологічних показників. Дані, отримані в дослідженні [4], дозволяють стверджувати, що психоемоційний стан пацієнта можна оцінити за показниками кардіомоніторингу. У роботі [32] також зроблено акцент на оцінюванні вимірювальних показників – артеріальний тиск, частота серцевих скорочень, дихальні рухи, тощо. Тому доцільно виключити із алгоритму оцінки психоемоційного стану фактори, які впливають на достовірність отриманих результатів. Серед них варто виділити ті, що базуються на особистому досвіді лікаря та пов'язані із суб'єктивним сприйняттям та оцінкою результатів аналізу особливостей поведінки пацієнта, результатів тестування та анкетування. Використання різнотипних алгоритмів, методів відбору даних, апаратного та програмного забезпечення, способів інтерпретації також є недоліком даних досліджень, оскільки різні кількісні та якісні показники є причиною недоцільності використання такого підходу на практиці [4, 32].

Варіантом подолання таких труднощів є використання підходу, що базується на відборі та інтерпретації даних, отриманих неінвазивно та без втручання суб'єктивного фактору. Таким методом є оцінка діяльності серцево-судинної системи шляхом аналізу пульсової хвилі із використанням оптичних давачів –

фотоплетизмографія [36]. Вона відображає параметри периферійного кровообігу та не потребує складного апаратного та програмного забезпечення. При оцінці алгоритмів аналізу фотоплетизмографічного сигналу (ФПС) доцільно використовувати дані, які мають завідома визначені параметри. Такі дані можна отримати із використанням імітаційних моделей. У праці [36] запропоновано імітаційну модель пульсової хвилі у вигляді синусоїди з експотенційним затуханням, яка враховує форму та кодуєчі точки сигналу, проте не враховує періодичність та випадкову складову сигналів біологічного походження. Адитивна суміш детермінованої і випадкової складових як імітаційна модель, що відображає стан периферійного кровообігу, запропонована у праці [34]. Вказана імітаційна модель враховує випадковість сигналу, однак не передбачає відтворення всіх кодуєчих точок та періодичності сигналу. Гармонічна трифазна модель [34] відображає форму сигналу, без врахування його періодичності та випадкової складової. Ще одним варіантом імітаційного моделювання пульсового сигналу є адаптивна негармонічна модель [35], яка не враховує періодичність сигналу. Окрім вказаних недоліків, аналіз імітаційних моделей показав, що у їх структурі не враховано зміну часових та амплітудних показників, які зумовлені перебігом періодичних середньо- та довготривалих процесів. Імітаційна модель, яка враховує періодичність сигналу, випадкову складову та перебіг довготривалих процесів, а саме добового пульсового сигналу, наведено у праці [36]. Проте залишилися невирішеними питання, які стосуються врахування у структурі сигналу специфічних особливостей пов'язаних із впливом стресу на організм людини. Стрес призводить до зміни у режимі роботи багатьох органів та систем, у тому числі – зміна ритму серця, частоти пульсу, артеріального тиску, тощо [37]. Стрес виражається загальним адаптаційним синдромом, який не залежить від патогенного фактору – хімічного, термічного, фізичного, психологічного [1]. Відповідно до класифікації, запропонованої у праці [38], стрес має три основні стадії:

1. Перша стадія – стадія тривоги, під час якої опір організму спочатку знижується (“шоку”), а згодом включаються захисні механізми (“фаза протишоку”).

2. Друга стадія – стадія резистентності, коли за рахунок напруги функціональних систем відбувається пристосування організму до нових умов. Якщо стрес не припиняє своєї дії, то можливе виникнення третьої стадії.

3. Третя стадія – стадія виснаження, в якій проявляється неспроможність захисних механізмів і наростає порушення узгодженості життєвих функцій.

Формування стрес-реакції організму має чітку послідовність рис.1.9 [38]. Перша фаза – фаза шоку Ia, яка переходить у фазу протишоку Ib. На етапі I відбувається мобілізація ресурсів організму та активації адаптаційних механізмів. При досягненні стрес-фактором максимального значення опірність організму знижуються, що характерно для фази нестійкої адаптації II. Якщо дія стрес-фактору на даному етапі припиняється, то в подальшому відбувається відновлення діяльності організму на рівні, який спостерігався до початку дії стресу. Стадія виснаження III настає внаслідок поступового вичерпання резервів людини. Це призводить до погіршення діяльності “найслабшої” ланки в організмі, що призводить до погіршення функціонування вже хворого органу. Особливістю даного процесу є поступовий перехід від функціональних зрушень у внутрішніх органах до деструктивних процесів і органічних змін у них.

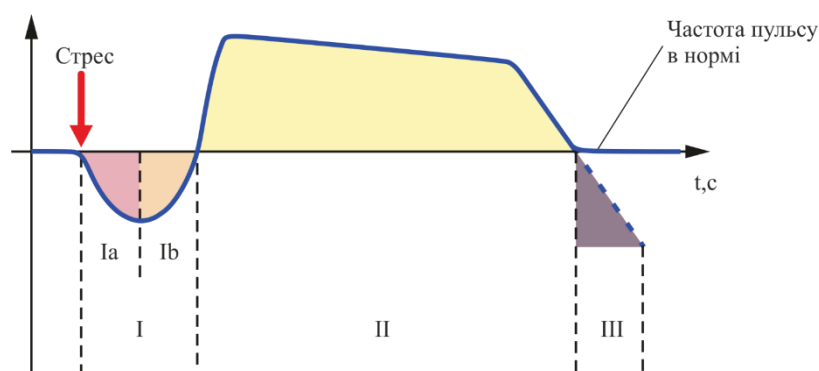


Рис.1.9. Стадії стресу за Н. Selye: I – стадія тривоги: Ia – фаза шоку, Ib – фаза протишоку; II – стадія резистентності; III – стадія виснаження:  $x - t, c$  – час в секундах [38]

Стадії стрес-реакції при цьому прослідковуються у діяльності серця [39], зокрема у зміні амплітудних та часових характеристик пульсового сигналу.

Отже, використання фотоплетизмографічного сигналу для визначення психоемоційного стану пацієнта на прийомі у лікаря стоматолога є одним із варіантів вирішення проблеми діагностування та передбачення виникнення порушень у діяльності ССС. Однак використання даних фотоплетизмографії для вирішення такого роду задач передбачає розробку спеціалізованого програмного забезпечення здатного проводити аналіз даних із врахуванням процесу перебігу психоемоційного стресу.

### 1.3. Методи аналізу пульсового сигналу

Використання пульсового сигналу дозволяє за короткий період часу одержати точну та об'єктивну інформацію про зміни параметрів кровообігу при психоемоційного стресу на прийомі у лікаря-стоматолога. На відміну від електрокардіографії, де амплітуда вимірюється у абсолютних значення (вольтах та омах відповідно), амплітуда пульсового сигналу вимірюється у відносних одиницях та розраховуються амплітудні показники пульсового сигналу при зміні часу [40]. Тому обробка пульсового сигналу потребує створення моделі, яка б уможлиблювала аналіз параметрів сигналу з урахуванням похибок вимірювання та методичних похибок. Вибір оптимального методу аналізу пульсового сигналу передбачає аналіз можливостей методу та вибір підходу до аналізу, який би враховував переваги методу у відповідності до поставлених задач.

У праці [40] виділено три групи пульсового сигналу за методами обробки та аналізу: 1) графічний; 2) аналітичний; 3) якісний.

#### 1.3.1. Графічний метод аналізу пульсового сигналу

Пульсова хвиля складається з двох півхвиль - анакротичної (а) та дикротичної (b). Схематичне зображення пульсової хвилі показано на рис.1.10.

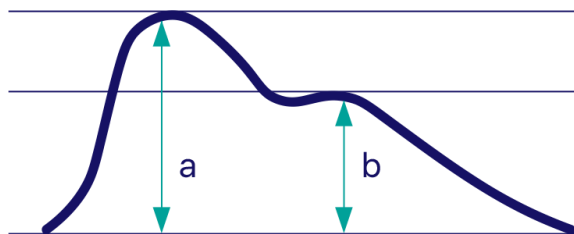


Рис.1.10. Схематичне зображення пульсової хвилі: а – анакротична півхвиля; b – дикротична півхвиля [36]

Параметри пульсового сигналу, які вивчають при діагностиці, групуються за амплітудними та часовими показниками. Таке групування пов'язане із структурою хвилі (рис.1.10) та його інформативними точками, які відображені на рис.1.11.

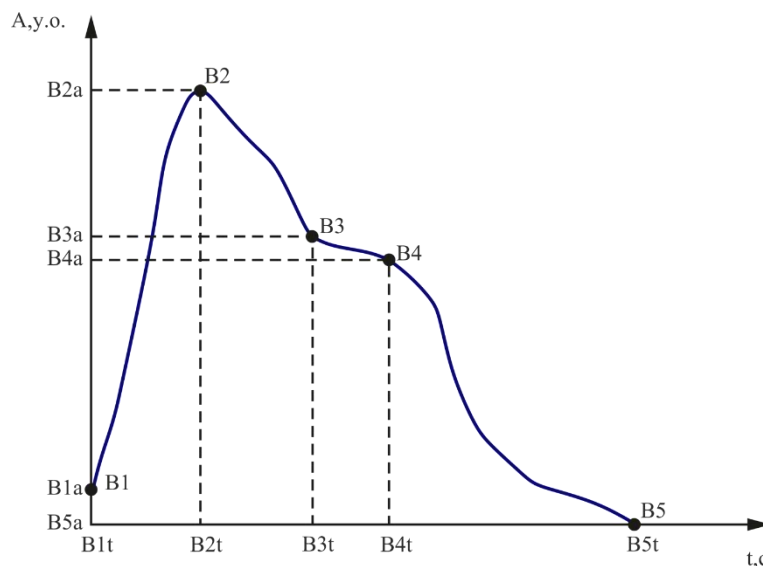


Рис.1.11. Інформативні точки ПС: ОХ – час в секундах; ОУ – амплітуда в умовних одиницях [41]

Розрізняють 4 групи параметрів ПС (див. рис. 1.11):

- 1) Вивчення амплітудних характеристик (рис.1.11) – сила реакції судин.
- 2) Вивчення часових характеристик ПС – тривалість періодів систоли та діастоли. [40].
- 3) Значення обчислених параметрів першої та другої групи – є важливими при встановленні показників ССС при фізичному навантаженні [7404].
- 4) Статистичні – зміна параметрів впродовж тривалого часу.

### 1.3.2. Аналітичний метод аналізу ПС

Фур'є-аналіз. ПС в часовій області є періодичним, тому для отримання гармонічної складової, яка уможливить виділення характерних викидів та впадин, використаєм перетворення Фур'є (ПФ).

Дискретне ПФ описано виразом (1.1):

$$a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx). \quad (1.1)$$

Деякі зміни ПС, які малопомітні в часовій області, визначають за спектром (частотна область). Це покращує діагностичну цінність отриманого сигналу. Для переходу з часової в частотну область використовують дискретне ПФ, віконне, швидке ПФ [41, 42].

При дослідженні нестационарних сигналів ПФ не відслідкову окремі особливості ПС (викиди). Прикладом є шум (імпульси великої інтенсивності) і мала потужність [42]. На рисунку 1.12 наведено приклад АЧ-спектру НЧ ПС (3 Гц) із чітким піком при частоті 50 Гц (завада).

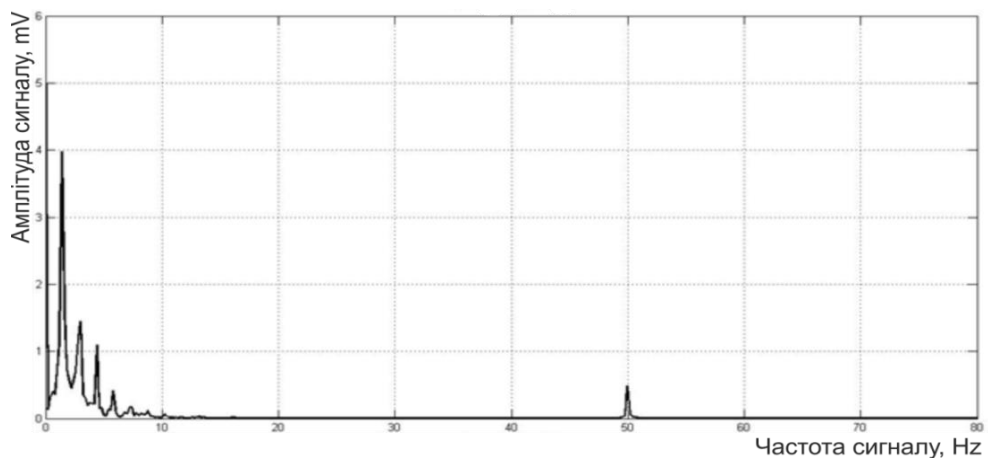


Рис.1.12. Графік АЧ спектру ПС:  $f_s = 3\text{Гц}$ ,  $f_{\text{шум}} = 50\text{Гц}$ .

Вейвлет аналіз. За допомогою вейвлетів досліджують часові зміни миттєвих амплітуд та частоти ритму. Це суттєво при дослідженні нестационарних процесів динамічних живих систем і уможливлює проведення аналізу одночасно в часовій та частотній областях.

Базовими функціями при ПФ є гармонічні (локалізація в частотній області) до імпульсних функцій Дірака при  $T \rightarrow \infty$  (відсутня локалізація в часовій області).

Локалізація вейвлетів відбувається і в часовій, і в частотній об'єктах. Чим точніше локалізація в часовій області, тим ширший спектр функції в частотній, і навпаки [43].

Вейвлети потрібні для зменшення впливу фонових завад на ПС..

Частотно-часовий аналіз. Для проведення аналізу сигналів різного походження використовується перетворення Гільберта-Хуанга [44, 45]. Цей метод вивчає часову зміну миттєвих частот та амплітуд їх [46]. В основі методу лежить модова декомпозиція (МД) – розклад сигналу на емпіричні моди і перетворення Гільберта (миттєвий спектр вихідного сигналу).

Одним із недоліків методу при його застосуванні для сигналів біологічного походження є перемішування мод в присутності шуму. Для уникнення цього використовується множинна МД із усередненням. Результат застосування МД для ПС зображено на рисунку 1.13.

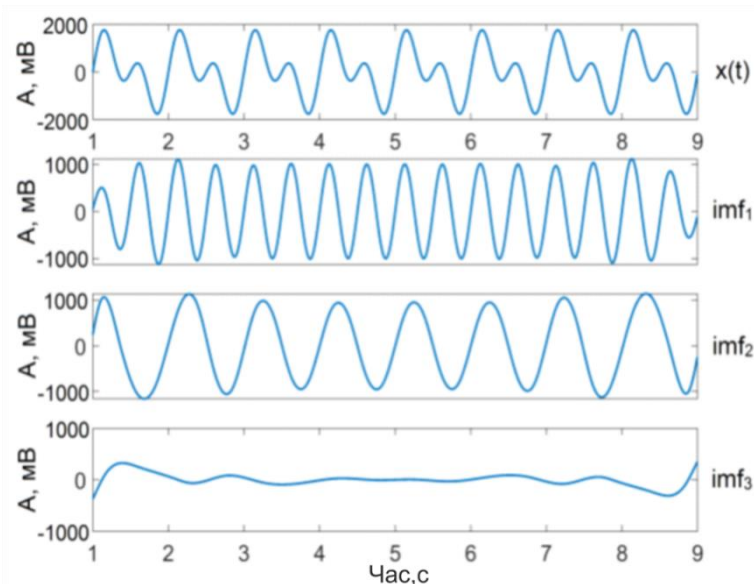


Рис.1.13. Емпірична МД ПС

Такий підхід мінімізує «змішування мод» та явище інтерференції частот і дозволяє ефективно дослідити частотну-часову структуру ПС. Крім того, розширює діагностичні можливості фотоплетизмографічного методу аналізу ПС.

Статистичний аналіз. Фотоплетизмографічний сигнал в загальному випадку є стохастичним, тому для його аналізу використовують теорію ймовірності і математичну статистику. Оцінити параметри сигналу статистичними методами

можливо лише після усереднення даних певного набору реалізацій. Значення ФПС в певний момент часу  $t_k$  є випадковим числом з є випадковим значенням із одномірним розподілом густини ймовірності, а реалізації ФПС – випадковим процесом з випадковою змінною.

Оцінку параметрів сигналу проводять за трьома основними показниками – середнє значення процесу та відхилення від нього – дисперсія та середньоквадратичне відхилення. Зв'язок між величинами забезпечує кореляція між величинами, яка характеризує статистичну пов'язаність процесу для двох моментів часу  $t$  і  $t_k + \tau$ , усереднюючи значення добутків  $\xi(t_k) \cdot \xi(t_k + \tau)$  для відповідних реалізацій:

$$\hat{R}_\xi(\tau, t_k) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi(t_k) \xi(t_k + \tau), t \in R, \quad (1.8)$$

де  $\xi(t_k)$  – значення усієї реалізації ФПС в  $k$ -ий момент часу  $t_k$ .

$\tau$  – часовий зсув.

Використання статистичних методів аналізу є розповсюдженим в сучасних системах аналізу діяльності ССС. Такі методи є простими у реалізації та алгоритмізації.

Нейронні мережі глибокої згортки. Застосування нейромережевих технологій для визначення патологій при відхиленні ритму пульсового сигналу є перспективним напрямком дослідження. Значна увага на даний час приділяється нейронним мережам глибокої згортки, які використовують алгоритми глибокого навчання для прогнозування моделей сигналу та його аналізу [47].

Перевагами використання нейронних мереж глибокої згортки є можливість точно проводити автофокусування на вхідному сигналі для визначення синусного ритму та проводити аналіз необроблених даних від давачів та сенсорів сигналу, що спрощує завдання попереднього опрацювання даних.

Алгоритм глибокого навчання може використовувати необроблений сигнал частоти серцевих скорочень на основі фотоплетизмографії, без розширеної попередньої обробки для виявлення відхилень з надвисокою точністю. Більше того,



цей новий підхід перевершував стандартні методи, які покладаються на варіабельність серцевого ритму та стандартні статистичні підходи і перевершує алгоритм машинного навчання що отримували лише дані про частоту серцевих скорочень, отримані за допомогою ФПС.

Використання нейронних мереж є перспективним методом опрацювання ФПС. Його основним недоліком, який обмежує сфери застосування даного методу є потреба в значних обчислювальних потужностях та наявність баз даних для навчання нейронної мережі.

Використання запропонованих вище методів аналітичного аналізу даних дає можливість виділити інформативні ознаки пульсового сигналу краще ніж інші методи, проте програмна реалізація цих методів є достатньо складною і потребує великої кількості апаратно-програмних ресурсів. Для підвищення ефективності обробки отриманих даних доцільно використовувати комплексний підхід, що дає можливість усунути зайві шуми і підвищити інформативність отриманого сигналу та враховувати переваги і недоліки різних методів опрацювання даних.

### 1.3.3. Якісний метод аналізу пульсового сигналу

Кількісні параметри не достатньо інформують про ПС. Тому потрібно провести якісний аналіз. Для цього використано встановлення форми ПС при патології ССС. При атеросклерозі та гіпертонії зауважують пологий нерівномірний підйом ПХ, зміщення вершини до закінчення систоли. Це чітко проглядається при аортальному стенозі (Див. рис. 1.14, б).

Для проведення якісного аналізу необхідна присутність висококваліфікованого персоналу, що утруднює автоматизацію прийняття рішення.

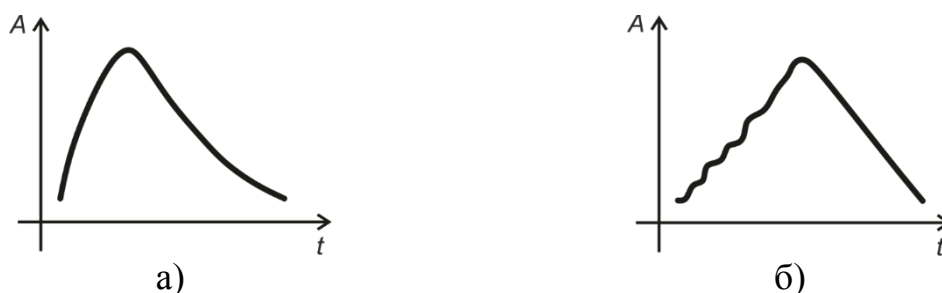


Рис.1.14. Зображення ПС: а) норма; б) аортальний стеноз [47]

Для автоматизації процесу та програмної реалізації необхідно використовувати аналітичні методи. Але, потрібно, для адекватності модулі, враховувати присутність комплексного підходу при виборі методу аналізу ПС для оцінювання стану пацієнта при стоматологічних процедурах.

#### 1.4. Вибір методів та засобів опрацювання пульсового сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці

Для вибору методу обробки ПС для встановлення стресового стану пацієнта при стоматологічних процедурах потрібно вибрати метод реєстрації та подальший аналіз. Метод реєстрації повинен врахувати особливості стоматологічної процедури і забезпечити потрібний набір даних для наступного їх опрацювання. Звичайно присутні певні недоліки при застосуванні того чи іншого методу: попередня підготовка пацієнта вимагає кваліфікації персоналу (сфігмографія), вплив ВЧ струму (реографія), дороговизна та висока точність засобів відбору (УЗД), прийняття рішення (поліграфія), складність алгоритму обробки. На основі проведеного аналізу вибрано фотоплетизмографію – простота при використанні, не заважає проводити стоматологічні процедури, дозволяє отримання додаткових параметрів діагностування.

Важливим питанням, при встановленні стану пацієнта в стресовій ситуації, є правильно обраний метод аналізу, який враховує особливість ПС та обробка отриманих даних із зберіганням корисної складової сигналу. Таким є аналітичний метод аналізу ПС.

Сформуємо вимоги для вибору методу та засобу обробки ПС:

- врахування особливості ПС при використанні математичного апарату;
- врахування обмежень вибраного методу обробки ПС, з метою отримання корисної складової вхідного сигналу;
- використання комплексного підходу для аналізу вхідного сигналу;
- встановити адекватність отриманих результатів при оцінюванні стану пацієнта шляхом імітаційного моделювання.

### 1.5. Висновки до розділу 1

Для визначення стану пацієнта за пульсовим сигналом при стоматологічних процедурах проведено аналіз методів оцінювання. Встановлено, що зміни відбуваються внаслідок стресу. Це, в свою чергу, вимагає необхідність розроблення математичної моделі біомедичного процесу з використанням відповідного математичного апарату. Для вирішення цієї задачі потрібно використати характеристики сигналу та його особливості.

## РОЗДІЛ 2

### ОСНОВНА ЧАСТИНА

У цьому розділі розглядаються особливості процесу математичного моделювання біосигналів та аналізується структура пульсових сигналів під час психічного та емоційного стресу. Обґрунтовано вибір ПКВП як математичної моделі імпульсних сигналів при психоемоційному стресі. На основі аналізу сигналу як гармонійного процесу, стаціонарного випадкового процесу та кореляційної функції визначено такі основні властивості, як періодичність, наявність випадкових складових і кореляція. Тут розглянуто стохастичні властивості імпульсних сигналів і проведено перевірку їх математичної моделі. Використано синфазний метод аналізу ПС на базі обраної моделі при психоемоційному стресі

#### 2.1. Особливості побудови математичних моделей біологічних сигналів

Моделювання є необхідним кроком у побудові медико-біологічних систем [50, 52]. Для обґрунтування вибору математичної моделі імпульсного сигналу розглянемо принципи моделювання, що лежать в основі процесу побудови структур, що описують властивості реального об'єкта шляхом прирівнювання його до існуючих фізичних чи математичних об'єктів. У широкому розумінні під моделюванням мається на увазі вивчення конкретного об'єкта не безпосередньо, а за допомогою допоміжних об'єктів [53]. Іншими словами, модель служить інструментом дослідження. На рисунку 2.1 представлено основні елементи опису об'єкту для отримання відповідної моделі

Щоб отримати інформацію про об'єкт дослідження потрібно мати його адекватне відображення. Це є основною задачею моделювання. Розглядають моделі фізичні та абстрактні (математична модель). При математичному моделюванні виділяють чотири етапи [54]:

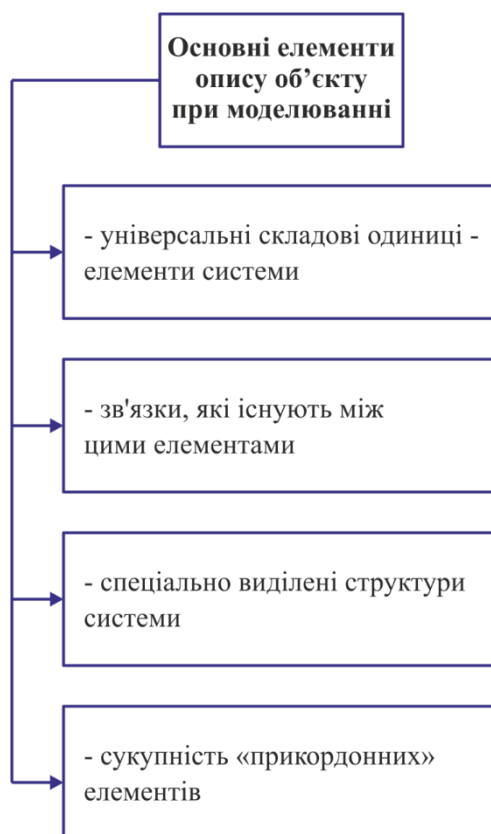


Рис.2.1. Елементи моделювання [53]

Етап	Характеристика етапу
I	На даному етапі проводиться визначення об'єктів моделювання і способів взаємозв'язку між вказаними об'єктами. Дані отримані на першому етапі моделювання представляють у вигляді запису в математичних термінах уявлень про об'єкт моделювання з визначенням граничних умов.
II	Опис оригіналу (об'єкту дослідження) на основі матеріальних, енергетичних та фізичних властивостей об'єкту з точки зору мети моделювання та аксіоматики моделі. Вихідними даними даного етапу є опис форми подання математичної моделі і дослідження задач, які з неї випливають. На цьому етапі на передній план виступає математичний апарат, який необхідно використати для аналізу математичної моделі.
III	Процес оцінки моделі з точки зору її відповідності реальному фізичному явищу. На даному етапі проводиться оцінка моделі та її порівняння з результатами спостережень. На основі виявлених відхилень проводиться оцінка прийнятності моделі або ж приймаються рішення про її корегування.
IV	Подальший аналіз моделі на основі накопичених даних про властивості об'єкту дослідження. Оскільки розвиток науки та техніки передбачає розширення знань про об'єкт, то в ході роботи з моделлю дані про об'єкт уточнюються і доповнюються, що є причиною удосконалення існуючих моделей.

Будуючи математичну модель потрібно врахувати у її структурі максимальну кількість інформативних параметрів, які в подальшому будуть використані при описові біооб'єкту [60, 61, 62, 63].

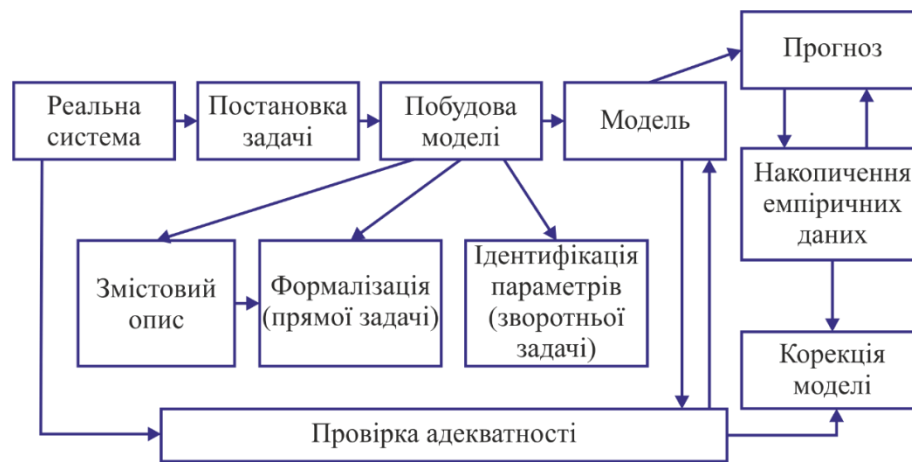


Рис.2.2. Алгоритм побудови математичної моделі [54]

Оскільки, в роботі розглядається пульсовий сигнал, то для того, щоб математична модель була адекватною, необхідно виділити його вхідні інформативні параметри.

## 2.2. Структура ПС при психоемоційному стресі

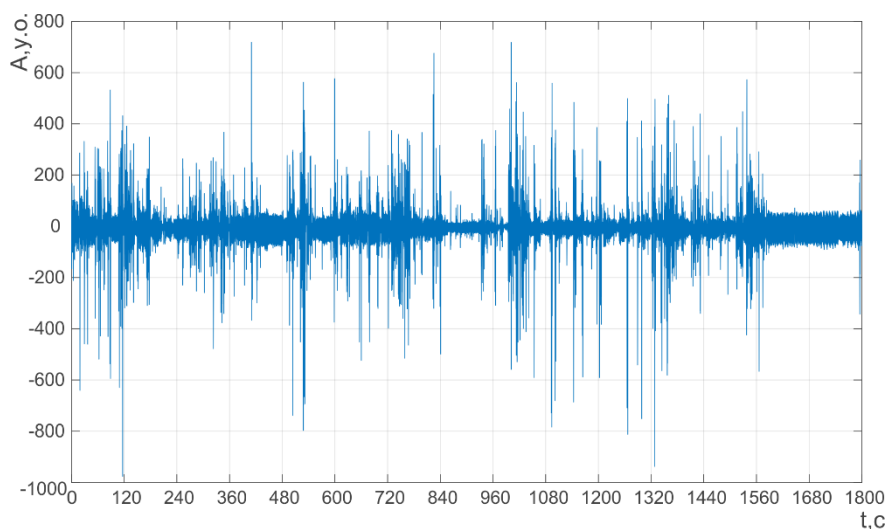
Для того, щоб побудувати математичну модель ПС на момент психоемоційного стресу при стоматологічних процедурах, потрібно зрозуміти механізм формування його. Слід відзначити індивідуальність пульсових хвиль (ПХ), тому повна клінічна інтерпретація їх відсутня. [54] Пульсова хвиля формується відповідно до алгоритму роботи ССС. Проте процес формування пульсової хвилі підпорядковується загальному алгоритму діяльності ССС – анакротичний пік формується у період систоли і відповідає УдО крові при серцевому викиді, інцизура Утворення І піку пульсової хвилі відбувається на момент систоли. Він має відповідність до анакротичного періоду пульсової хвилі. Величина амплітуди анакротичної фази відповідає величині імпульсу крові під час серцевого викиду. У низхідній частині пульсової хвилі можна побачити поглиблення, яке називається дикротичною інцизурою, яка виникає при закритті аортального клапана. Дикротичні хвилі характеризують стан ССС та передають інформацію про діастолічну фазу серцевого циклу. Додаткові коливання, які виникають між вершинами пульсової хвилі, називають венулами. Вершина ПХ

відповідає максимальному об'єму крові, а впадина – мінімальному. В залежності від еластичності стінок судин, ЧСС, тощо, формується характер ПХ. [54].

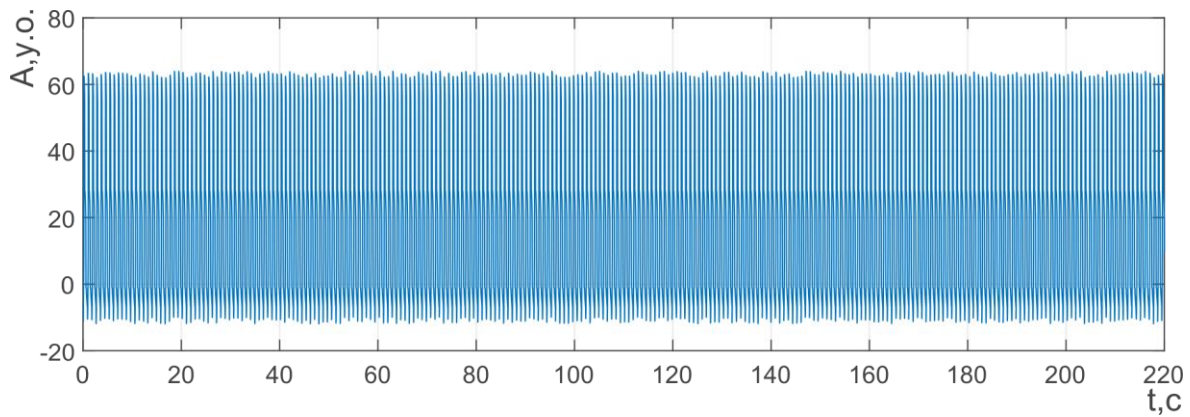


Рис.2.3. Вигляд ПХ [55]

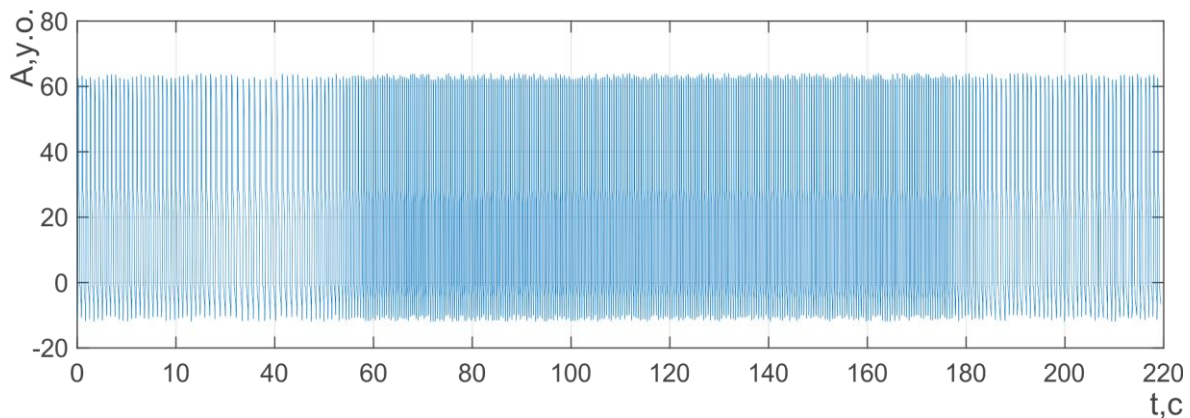
В роботі досліджується зміна стану ССС та її функціональні особливості при психоемоційному стресі. Під час стресу повинна відбутися адаптація організму до адреналінових чи норадреналінових викидів, які спричинені стресом. Як наслідок, зростає ЧСС. Якщо не відреагувати на це, то резерви організму мінімізуються і в подальшому може настати невідкладний стан. При припиненні дії стресу функції організму відновлюються до початкових показників. Нефільтрований ПС, період  $T=30$  хв., отриманий з бази даних [55], містить ділянки зі стресом.



а)



b)



c)

Рис.2.4. ПС та його структура: а)  $T=30$  хв.; б) ПС (спокій); в) ПС (стрес)

З рисунку видно неоднорідність структури ПС. Присутні три функціональні стани: спокій (0-22 сек, 190-220 сек), тривога (22-50 сек), резистентний стан (50-190 сек). Для останнього характерним є зріст ЧСС (65-177 сек) та її відновлення. В ході запису ПС на вибраному часовому проміжку проведемо групування даних за критеріями, які формуються зміною амплітуди та часу. Такі сигнали корисно аналізувати за зразками, які характеризують стадії стресу в організмі людини. У стані спокою період ПС  $T$  не змінюється порівняно з різким падінням у період після стресу.

Щоб встановити цю зміну вибірку зсуватимемо на мінімальний крок (період дискретизації). Щоб використовувати вибірки для виявлення змін пульсового сигналу під час психічного стресу, математична модель сигналу повинна бути виражена у вигляді рівняння:



$$\xi_m(t) = \xi(t) \cdot \psi_{L_m}(t), t \in R, \quad (2.1)$$

де  $\xi_m(t), t \in L_m$  – реалізація  $m$ -ої вибірки ПС з періодом  $T_m$  у межах ковзного вікна на інтервалі  $L_m$ :

$$\psi_{L_m}(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in L_m \\ 0, & \text{якщо } t \notin L_m \end{cases} \text{ – індикаторна функція } L_m;$$

$L_m = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + S_m)$  – інтервал області визначення індикаторної функції для  $m$ -ої вибірки,  $\Delta t = \text{const}$  – крок зсуву ковзного вікна;

$S_m$  – тривалість ПС в межах для  $m$ -ої вибірки;

$S$  – тривалість ПС.

Тривалість ПС  $S_m$  при психоемоційному стресі в межах ковзної  $m$ -ої вибірки  $\xi_m(t)$  задає індикаторна функція  $\psi_{L_m}(t)$  на інтервалі  $L_m$ .

## 2.3. Методи аналізу

### 2.3.1. Аналіз ПС як гармонічного процесу

Аналізуючи сигнал за допомогою вибірки встановлено, що структура імпульсу сигналу не змінюється, змінюється лише період сигналу та його амплітуда. При формуванні сигналу спостерігається його ритмічність, яка зображується у вигляді ритмічно коливальної кривої, тому процеси, які можна описати такою кривою, є періодичними [60]. ПС періоду  $T$  можна представити у вигляді математичної моделі, яка повторюється з періодом  $T$ :

$$f(t) = f(t + nT), n = 1, 2, \dots, t; T, f \in R \quad (2.2)$$

де  $T$  – період сигналу,  $n$  – довільне ціле число, яке залежить від кількості відліків сигналу.

Більшість реальних періодичних процесів включають суперпозицію кількох хвиль, які можуть відрізнятися одна від одної по частоті, амплітуді та фазі. У цьому випадку кожен пульсову хвилю можна описати як синусоїду типу:

$$f_k = A_k(\omega_k t + \varphi_k) \quad (2.3)$$

де  $A_k$  – амплітуда ПС,  $\omega_k = 2\pi/T_k$  – циклічна частота;  $T_k$  – довжина хвилі;  $\varphi_k$  – фазовий зсув.

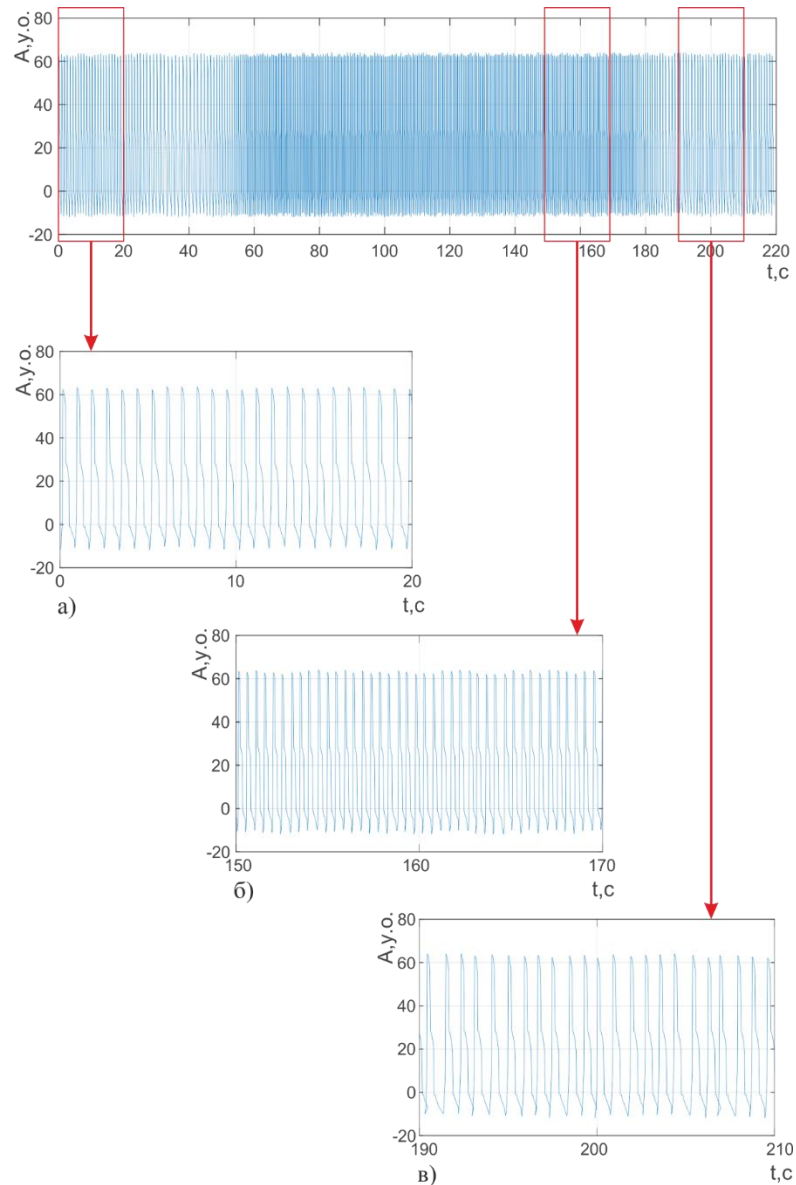


Рис. 2.5 Вибірки ПХ з однаковим часовим періодом при психоемоційному стресі: а) спокій, б) резистентність, в) відновлення

Згідно представлених даних, періодичну функцію  $f(t)$  представлено як суму:

$$f(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^n A_k \sin(k\omega_1 t + \varphi_k) \quad (2.4)$$

де  $\frac{a_0}{2}$  – середнє значення періодичної функції для всіх точок періоду.

Отриманий результат гармонічного аналізу ПС (спокій) представлено на рисунку.

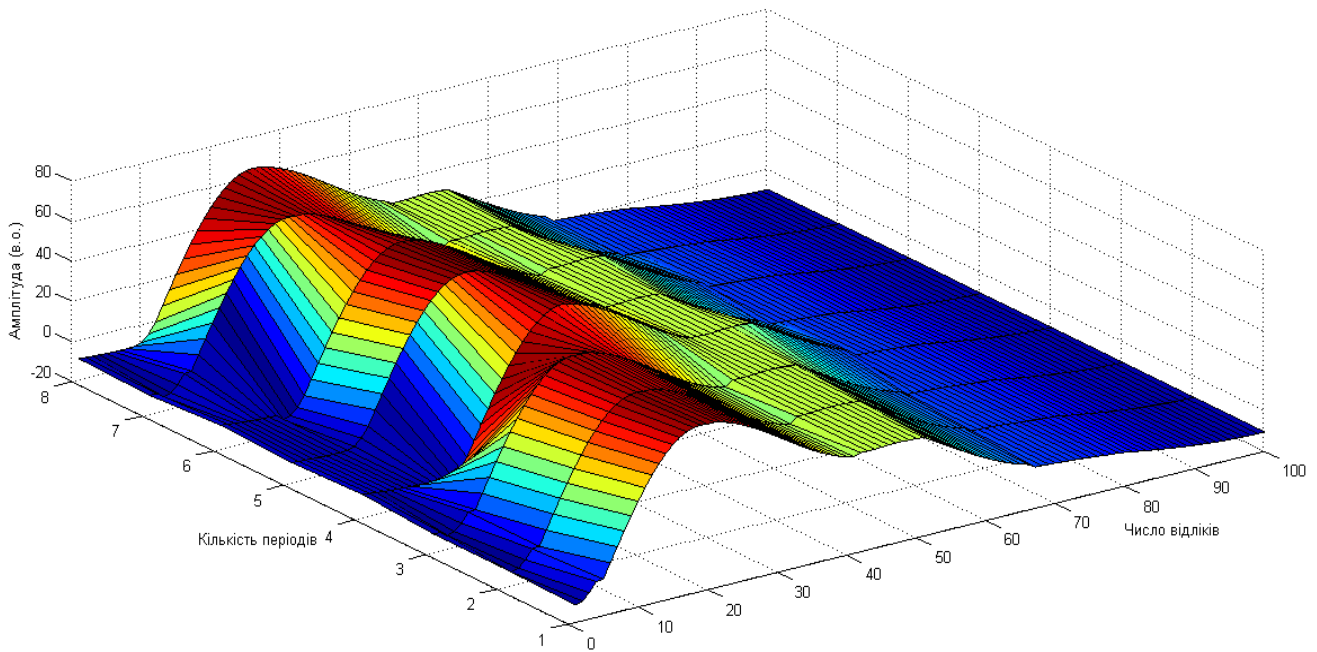


Рис.2.6. Амплітудні спектри вибірок ПС (стан спокою)

Як видно з рисунку, спостерігається неоднорідність спектру ПС при психоемоційному стресі, що вказує на присутність стохастичної складової. Отже при математичному моделюванні потрібно це врахувати.

### 2.3.2. Аналіз ПС як стаціонарного ВП

Стаціонарним ВП  $\xi(t)$  вважається процес, коли його імовірнісні характеристики не мають залежності часу. Закон розподілу описано виразом (2.12):

$$\xi(t, t_1) = \xi(t, t_2) = \xi(t) \quad (2.5)$$

Тому, теоретично, ПС при психоемоційному стресі розглянуто у вигляді сукупності часових функцій  $\xi_k(t)$  з певною статистичною закономірністю.

Будемо вважати ПС стаціонарним у широкому сенсі (ШС) ВП, т.т. середнє значення його і дисперсія незалежні від часу, а кореляційна функція залежить від  $\tau = t_2 - t_1$ . Його матсподівання є постійним вектором, а для коваріаційної функції присутня різниця аргументів:

$$M[\xi(t, \omega)] \equiv m_\xi = \text{const} \quad (2.13)$$

$$K_\xi(t_1, t_2) \equiv K_\xi(t_2 - t_1) \quad (2.14)$$

Властивість стаціонарного в ШС ПС оцінюють в різні моменти часу через усереднення (математичного сподівання) за сукупністю вибірових функцій:

$$m_\xi(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t) \quad t \in [0, T] \quad (2.15)$$

де  $k$  – номер періоду ПС;  $N$  – к-сть серцевих циклів у реалізації ПС.

Будемо вважати дисперсію як міру відхилення реалізації від середнього:

$$d_\xi(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_\xi(t)]^2 \quad (2.16)$$

Для статистичних моделей оцінки  $m_\xi$  і  $d_\xi$  стаціонарних ВП характерною є властивість інваріантності до зсуву відносно моменту часу  $t_k$ . Графічне представлення для ПС в спокої на рисунку 2.6.

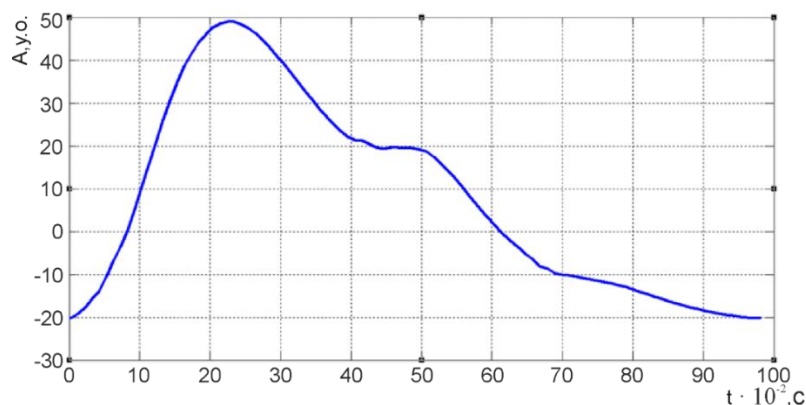


Рис.2.7. Оцінки  $m_\xi$  із реалізації ПС (спокої)

Опис статистичних взаємозв'язків між гармонічними складовими за допомогою усереднених властивостей ПС не можливо здійснити, тому застосовано елементи кореляційної теорії.

### 2.3.3. Аналіз ПС як кореляційної функції

Для аналізу сигналу у спектральній області використаємо теорію Вінера [41]. Кореляційна функція ПС періодична за часом та циклічно-зникаюча. Це проглядається на спектрі потужності через перетворення Фур'є.

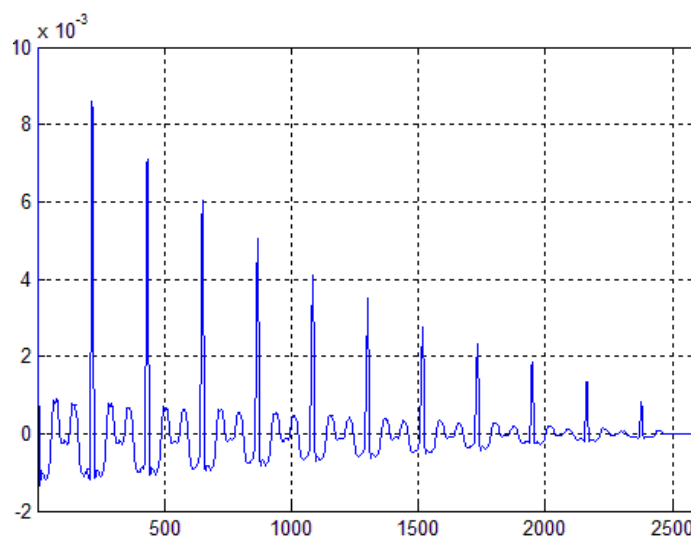


Рис.2.8. Оцінка АКФ вибірки ПС (спокій)

До властивостей математичної моделі ПС віднесем випадковість, періодичність. Для математичної моделі ПС при психоемоційному стресі, нестационарного у ШС ВП, корельованість забезпечується повторністю імовірнісних характеристик сигналу.

## 2.4. Математична модель ПС при психоемоційному стресі як ПКВП

Опис стохастичних коливань за допомогою математичних моделей у вигляді ПКВП було введено українськими вченими Я.П. Драганом, Б.І. Яворським, Л.С. Сікорою [60, 61, 62] Це тому, що необхідно поєднати стаціонарну модель, засновану на стохастичних коливаннях, і гармонічну модель, яка передбачає

повторюваність. У той же час повторюваність відбувається через повторювані цикли та послідовності фаз. ПКВП — це проста ритмічна імовірнісна модель, заснована на стохастичних ознаках у вигляді періодичних функцій. Повторюваність значень стохастичних ознак створює топологічну структуру, яка враховує зміну реалізованих значень випадкового процесу. Цей факт відображається на співвідношенні гармонік складових. У випадковому стаціонарному процесі вони некорельовані, і це автоматичний наслідок стаціонарності процесу. Характер зміни характеристик процесу залежить від характеру співвідношення його гармонійних складових. Належність процесу до класу ПКВП означає, що корелюються лише ті гармоніки, які відрізняються кратністю частоти, що відповідає періоду кореляції процесу. Цей тип кореляції описує існування чіткої фазової структури у кореляції значень процесу.

Моделювання ПС за допомогою методу нестационарних випадкових процесів створює додаткову проблему, яка потребує вирішення: встановлення законів, за якими змінюються стохастичні властивості. У нестационарному випадковому процесі щільність розподілу змінюється зі зміною початкового відліку часу. Однак важливо припустити обмеження потужності процесу [6, 65].

Відповідно до ЕТСС розрізняють два класи сигналів:  $\varepsilon$  та  $\pi$  [60, 61, 62, 63]. Згідно теорії, можна звести нестационарні ВП до стаціонарних не відкидаючи, а враховуючи стаціонарність та провести їх аналіз. ПКВП є підкласом класу  $\pi$ . Для ВП  $\xi(t), t \in R(-\infty, \infty)$  є періодично корельованим при існуванні [60] періоду корельованості ( $T > 0$ ), математичного сподівання  $m_\xi(t)$ , коваріації  $r_\xi(t, s)$ .

В зв'язку з тим, що ПКВП процес зі скінченною середньою потужністю, то його характеристики розкладаються у ряд Фур'є [60, 61, 62, 63]:

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t}, \quad (2.17)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t}, \quad (2.18)$$

Щоб оцінити ПС при психоемоційному стресі застосовують синфазний метод оцінки [60, 61, 62, 63]. Для цього аналіз сигналу проводять на фіксованому періоді

$T = k\Delta$ , де  $T$  – період корельованості процесу,  $\Delta$  - інтервал дискретизації.

Спектральна компонента при цьому:

$$B_k(u)^\Delta = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) e^{-ik\frac{2\pi}{T}t} dt \quad (2.19)$$

Параметрична коваріація ПС має вигляд:

$$b_\xi(t, u) = \iint_{R^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu) \quad (2.20)$$

Для вибірки ПС  $\xi_m(t)$  з періодом  $T_m$ , рівному корельованості одного циклу пульсової хвилі, то отримуємо:

$$\xi_m(t) = \sum_{k \in Z} \xi_{km}(t) e^{i\frac{2\pi kt}{T_m}} \quad (2.21)$$

де  $\xi_{km}(t), k \in Z$  – стохастична складова (стаціонарні компоненти  $m$ -ої вибірки ПС;

$e^{i\frac{2\pi kt}{T_m}}$  – періодична складова  $m$ -ої вибірки.

Останній вираз вказує на поєднання стохастичної та періодичної складових біосигналу. Ним описано нестационарні коливання  $m$ -ої вибірки ПС  $\xi_m(t)$  через розклад на стаціонарні компоненти.

Використання заявленого методу для опрацювання ПС уможливило виділення інформативних ознак його, які вказують на зміну функціонального стану ССС при психоемоційному стресі.

## 2.5. Висновки до розділу 2

Моделювання ПС виконано за допомогою методів ЕТСС. Його математична модель враховує наступні фізичні властивості сигналу: періодичність і випадковість.

Результати аналізованого ПС, отримані за допомогою статистичних методів оцінювання сигналу (математичне очікування, функції розсіювання, кореляційні функції), показують, що відповідна модель сигналу має статистичні властивості, періодичність і випадковість.

ПКВП, як модель ПС, відображають його часову структуру. Вона має засоби врахування зв'язку гармонійних складових та змін стохастичних властивостей ПС з часом.

Моделювання пульсових сигналів за допомогою методів енергетичної теорії дає можливість аналізувати пульсові сигнали синфазними методами, створюючи алгоритми обробки пульсових сигналів під час психоемоційного стресу.



## РОЗДІЛ 3

### НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

У цьому розділі використано метод статистичної обробки пульсових сигналів, заснований на математичній моделі сигналу у вигляді ПКВП пульсових сигналів під час психічного та емоційного стресу. Це може підвищити надійність системи діагностики стану ССС при психологічному та емоційному стресі. Для обробки сигналу запропоновано синфазний метод. На основі використаних методів обробки сигналів розроблено алгоритмічну основу синтезу програмної обробки пульсових сигналів для виявлення порушень діяльності ССС, викликаних психоемоційним стресом.

#### 3.1. Пошук періоду ПС

Для підвищення інформативності ПС при психоемоційному стресі потрібно йому є важливо, визначити ЧСС на деякому періоді  $T$ , який буде відповідати періоду корельованості. Він наближено рівний періоду серцевого циклу. Для початкового наближення оберемо період  $T_m$ . Пошук періоду ПС будемо здійснювати з використанням часового усереднення між максимальними амплітудами ПС (анакрота) на інтервалі часу [68]. Графічно це представлено на рисунках.

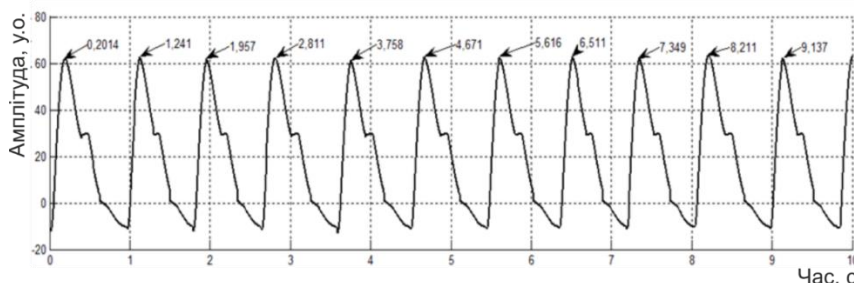


Рис. 3.1. Пошук точки відповідності найбільшій амплітуді ПС на інтервалі часу

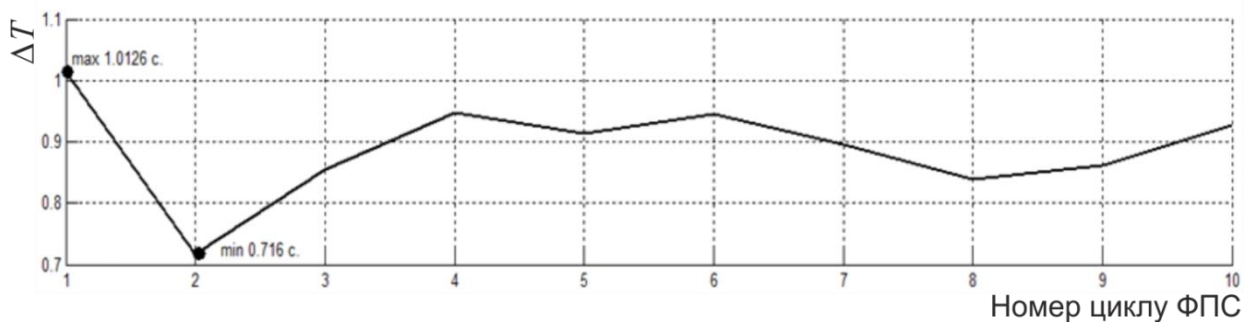


Рис. 3.2. Залежність зміни періоду від циклу ПС

$$(T_{сер} = 0.8909с, \Delta T_{max} = 1.0126с, \Delta T_{min} = 0.716с)$$

Як видно з рисунку, зміна періоду є незначною, а це вказує на придатність методу для визначення  $T_K$  ПС як ПКВП. Для реєстрації ПС використано пульсоксиметр CMS50D + "Contec Medical System Co., Ltd.".

Обчислюючи гармоніки сигналу здійснюємо пошук періоду за його амплітудним спектром (як видно з рис. 3.3). Використовуючи ШПФ отримуємо піки на частотах, які відповідають частоті сигналу. Це буде шуканий період.  $T_{сер}$  ПС визначений  $f_{max} = f_{puls}$ .

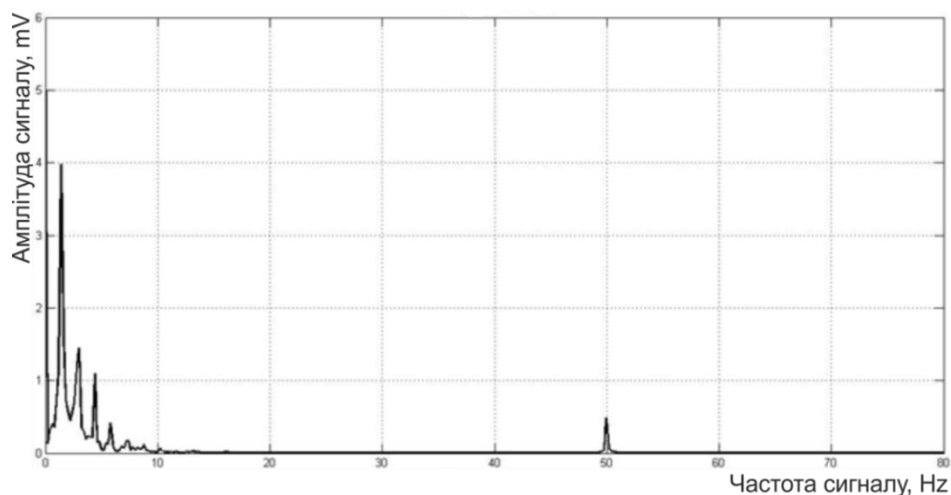


Рис. 3.3. Амплітудно-частотний спектр ПС

Для усунення неточностей при пошуку періоду використаємо метод ковзного вікна враховуючи середнє значення періоду визначеного за максимумами сигналу з  $n$ -ою кількістю відліків в межах вікна.

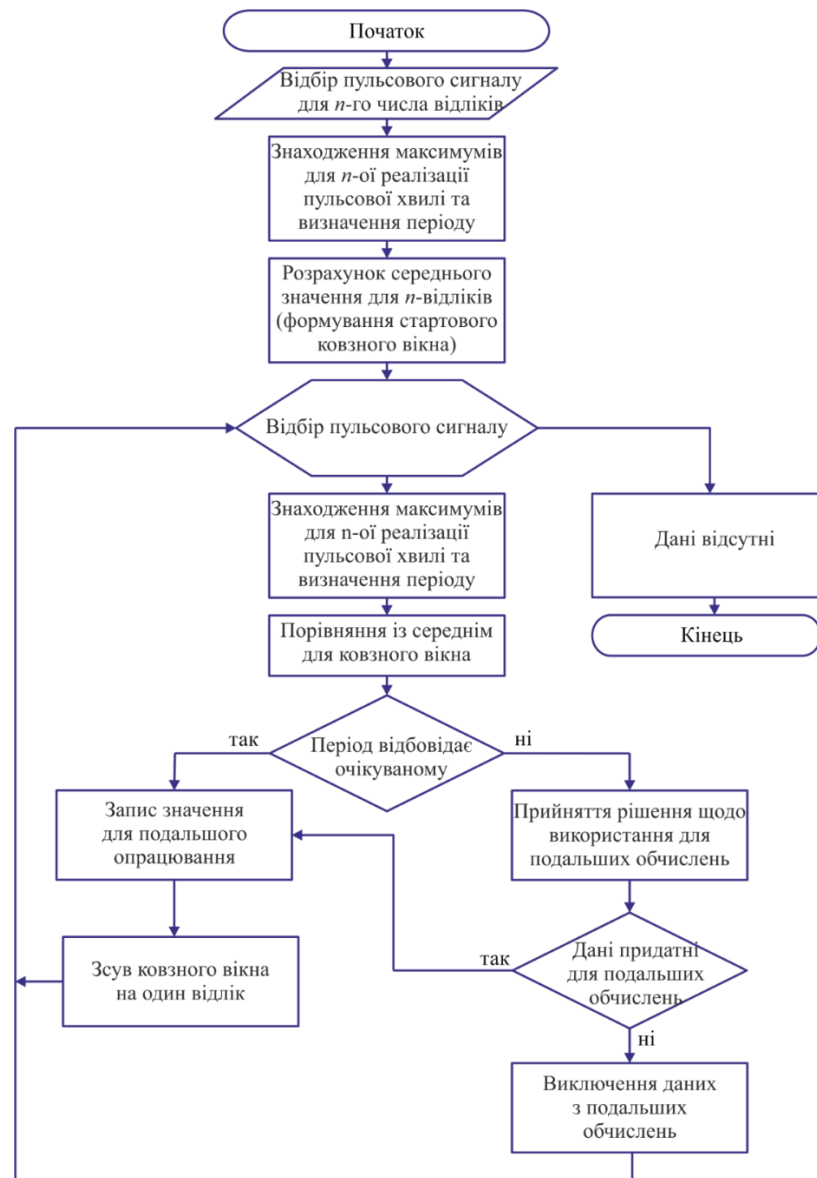


Рис. 3.4. Блок-схема алгоритму

### 3.2. Аналіз ПС

Використаємо синфазний метод аналізу ПС з врахуванням його властивостей як ПКВП [61, 62, 63, 64, 65, 66].

Даний метод уможлиблює оцінювання часової зміни фазової структури ПС, коваріацію ПС за однією реалізацією. При цьому виділено нові інформативні ознаки ПС при оцінці психологічного та емоційного стану.

При застосуванні методу обчислення виконано на періоді корельованості  $T$  і довжиною реалізації з врахуванням максимального зсуву  $nT + u$ . Середня коваріація та математичне сподівання будуть наступними:

$$b_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t + u + kT_m) \overline{\xi_m(t + kT_m)} \quad (3.1)$$

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t + kT_m) \quad (3.2)$$

де  $b_{\xi_m}(t, u)$  – середня коваріація;

$\xi_m(t)$  – центрований ПС на  $m$ -му ковзному вікні;

$\hat{m}_{\xi_m}(t)$  – оцінка математичного сподівання.

Враховуючи, що ПС є ПКВП отримуємо:

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0 + kT) \quad (3.3)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0 + kT) \overline{\xi_m(t_0 + u + kT)} \quad (3.4)$$

При врахуванні зсуву отримуємо:

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t + nT_m) \quad (3.5)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t + u + nT_m) \overline{\xi_m(t + nT_m)} \quad (3.6)$$

$$M_t \left\{ \hat{m}_{\xi_m}^N(t) \right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) = \hat{m}_{\xi_m}^N(t) \quad (3.7)$$

Оцінка (3.5) буде незсувною, що впливає з (3.7).

Дисперсійна оцінка:

$$D_{\hat{m}_{\xi_m}}(t) = M[\hat{m}_{\xi_m}(t) - M_t\{\hat{m}_{\xi_m}(t)\}] = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{b}_{\xi_m}(t, kT_m). \quad (3.8)$$

Параметрична коваріація:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT_m) \xi(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u) \quad (3.9)$$

Ця оцінка незсувна, тому дисперсія її:

$$D_{\hat{b}_{\xi_m}}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j, k=0}^{N-1} E \xi(t + kT_m) \xi(t + u + kT_m) \cdot \xi(t + jT_m) \times \\ \times \xi(t + u + jT_m) - b_{\xi_m}^2(t, u) \quad (3.10)$$

При необхідності попереднього обчислення оцінки математичного сподівання врахуємо, що вищевказані оцінки при скінченному  $N$  будуть мати відмінний від нуля зсув: Коли необхідно попередньо обчислити оцінку математичного сподівання, статистики при скінченному  $N$  будуть мати відмінний від нуля зсув:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + kT_m)] [\xi(t + u + kT_m) - \\ - \hat{m}_{\xi_m}(t + u + kT_m)]; \quad (3.11)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT_m) \xi(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u) \quad (3.12)$$

Для (3.12) шукаємо:

$$M_t \left\{ \hat{b}_{\xi_m}(t, u) \right\} = \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \hat{b}_{\xi_m}(t, u + kT_m) + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left( 1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_{\xi_m}(t, u + kT_m). \quad (3.13)$$

Часову варіабельність ПС характеризують оцінки кореляційних компонент:

$$\hat{B}_{km}(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi_m}(t, u) e^{\left( -ik \frac{2\pi}{T_m} \right)} dt, k = \overline{0, u-1} \quad (3.14)$$

Коли відоме математичне сподівання вони є незсувні.  $M_t \left\{ \hat{B}_{km}(u) \right\} = \hat{B}_{km}(u)$

/

За вищеописаними виразами можна провести аналіз властивостей статистик (математичне сподівання, коваріація, кореляція) математичної моделі ПС як ПКВП [70].

### 3.3. Алгоритм аналізу ПС з використанням синфазного методу

Обробка ПС як ПКВП в дискретні моменти часу синфазним методом полягає у розбитті ПС через дискретний період корельованості  $N_T$  на послідовності його синфазних значень  $[n\Delta t + kN_T, k \in \mathbb{Z}]$ . При цьому утворюються стаціонарні та стаціонарно-пов'язані послідовності.

Маючи набір стаціонарних компонент  $\xi(k, n\Delta t) = \xi(n\Delta t + kN_T)$  обчислюємо для них їх взаємнокореляційні функції  $\hat{b}_{\xi}(n\Delta t, u)$  (коваріаційні компоненти):

$$\hat{b}_{\xi}(n\Delta t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi(n\Delta t + kN_T), k \in \mathbb{Z} \quad (3.15)$$

Оцінки кореляційних компонент матимуть вигляд:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} b_{\xi}(n\Delta t, u) e^{\left(-ik \frac{2\pi n}{N_T}\right)} \quad (3.16)$$

За допомогою кореляційної компоненти  $\hat{B}_k(u)$ , яка є кількісним показником і показує фазо-часову структуру сигналу у частотній області, можна оцінити часову зміну ПС. У нормі зміни показників в часі відсутні.

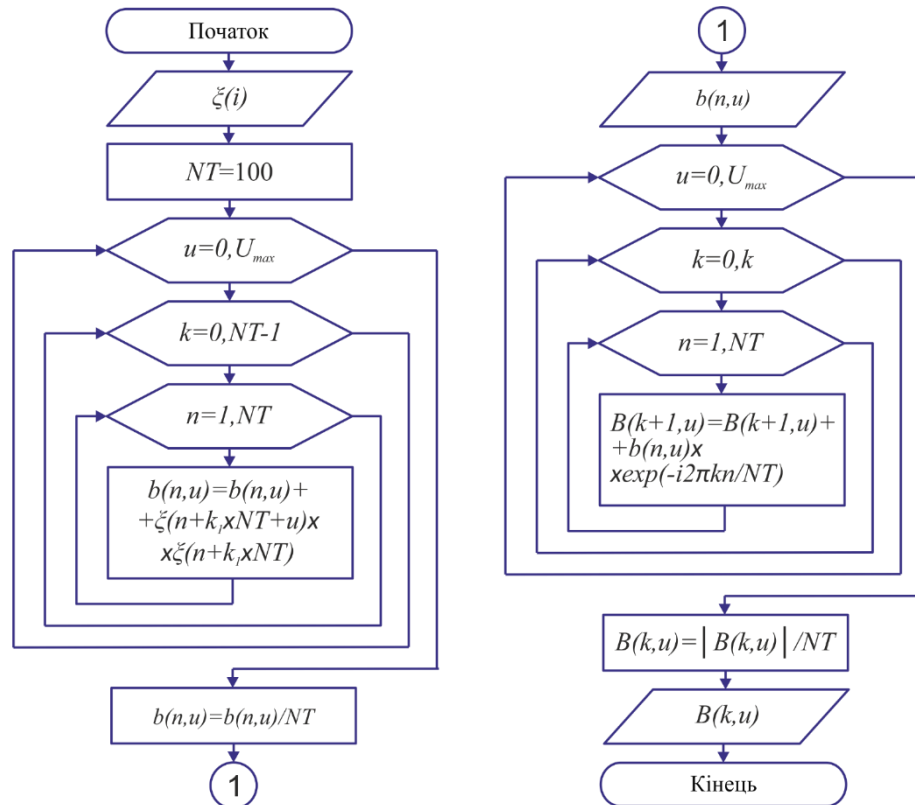


Рис. 3.5. Блок-схема алгоритму обробки ПС із використанням синфазного методу. Позначення на рисунку:  $U_{\max}$  – максимальний зсув,  $N$  – довжина реалізації ПС,  $k$  – к-сть компонент,  $NT$  – період ПС,  $\xi(i)$  – послідовність ПС з дискретним часом.

За допомогою наведеного алгоритму можна оцінити ПС з виявленням нових інформативних ознак пульсового сигналу при психологічному та емоційному стресі.

### 3.4. Результати обробки ПС сигналу при дії стрес-фактору синфазним методом

Обробку ПС як ПКВП при стресі проводили синфазним методом, що дозволяє оцінити спектральний вміст сигналу. Це дає змогу розширити діагностичні можливості обробки пульсових сигналів при психоемоційному стресі за рахунок впровадження нового виду інформативних знаків у сферу діагностики ССС.

Найважливішою статистичною оцінкою, яка дозволяє пояснити пульсовий сигнал при психоемоційному стресі, є оцінка середньої кореляційної складової  $m(t)$ :

$$m(t) = M_k \left( M_u \left( \hat{B}_{km}(u, t) \right) \right) = \frac{1}{N_k} \sum_{k=1}^{N_k} M_u \left( \hat{B}_{km}(u, t) \right), n = \overline{1, N_c / N_b}, u = \overline{1, N_u} \quad (3.17)$$

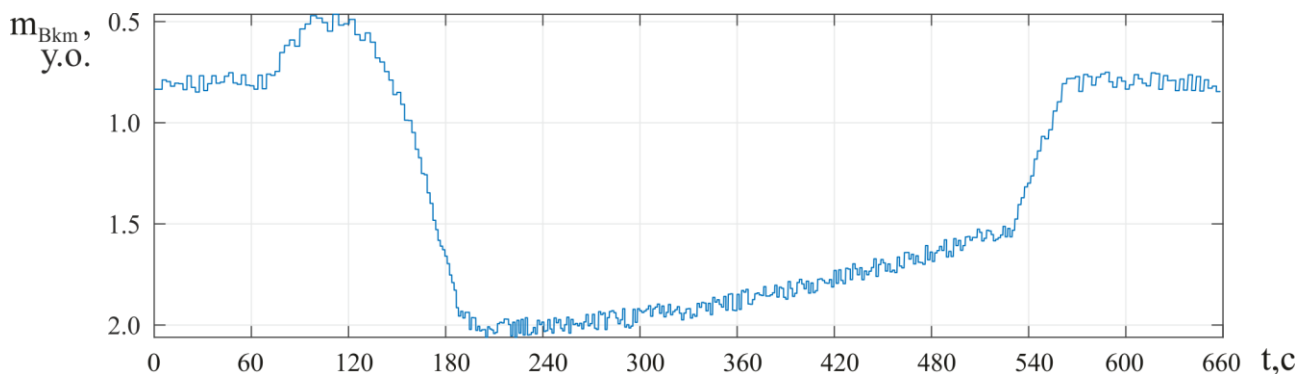


Рис.3.6. Реалізація оцінок усереднених кореляційних компонент ПС при дії стресу

На рисунку 3.6 наочно показано зміни амплітудного значення розрахункового значення середньої корельованої складової пульсового сигналу, що свідчить про зміни у роботі ССС під час стресу.

Видно, що на першому етапі тривалість серцевого циклу збільшується внаслідок впливу стресових факторів. ЧСС знижується, а потім збільшується до певної межі, утворюючи нестійкий стан рівноваги. Після закінчення дії стресора



діяльність ССС повертається до початково спостережуваного рівня. Отримана оцінка  $m(t)$  є статистичною властивістю ПС при психологічному та емоційному стресі під час візиту до стоматолога.

### 3.5. Спосіб визначення часу відновлення ССС за пульсовими сигналами при психоемоційному напруженні

Середня оцінка корельованих компонент характеризує зміни пульсового сигналу, тобто фазово-часове відхилення. Суть методу визначення термінів відновлення серцево-судинної системи після припинення дії стресора полягає в порівнянні усереднених корельованих компонентів. Перед появою стресора оцінка змінювалася в інтервалі  $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$  з використанням середнього рівня математичного сподівання  $m_1$ .

Після закінчення дії стресу, якщо оцінка наближається до інтервалу  $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$  діапазону вимірювання  $l_1$ , це означає, що стан ССС відновився. Максимальне наближення до значення  $t_n$  в  $n$ -й момент часу дає підставу стверджувати про факт відновлення. Крім того, середня оцінка корельованих компонентів під час психоемоційного стресу вдвічі наближається до нормального стану в точках  $t_2$  і  $t_5$ , що накладає умови на відтворюваність вимірювань у певному діапазоні вимірювань.

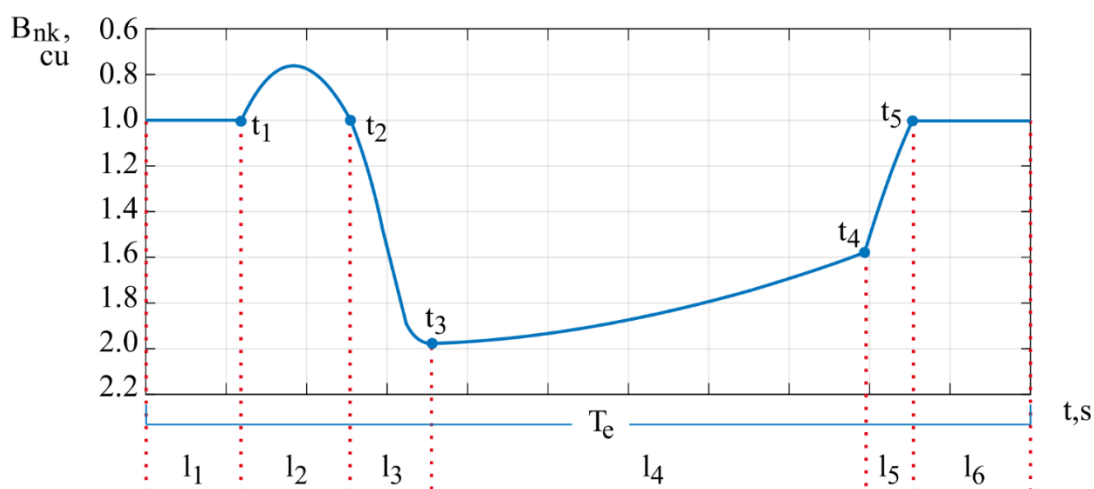


Рис.3.7. Схема реалізації середньої оцінки корельованої складової пульсового сигналу при психоемоційному стресі з позначеними періодами часу

Оцінене значення корельованої складової в інтервал  $l_1$  (стан спокою) змінюється за нормальним законом розподілу:

$$[p(m(t_n))] = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \exp \frac{-(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1^2}, t_n \in [t_0, t_1] \quad (3.18)$$

де  $m_1$  – математичне сподівання значення корельованих компонентів ПС до моменту, коли починається стрес:

$$m_1 = \sum \sum B_k(t_1, u) \quad (3.19)$$

де  $\sigma_1$  – середньоквадратичне відхилення кореляційних компонентів ПС до моменту початку дії стресу:

$$\sigma_1 = \sqrt{\sum \sum (m_1 - B_k(t_1, u))^2} \quad (3.20)$$

Графічне представлення діаграми густини ймовірності у вигляді кривої нормального розподілу (розподіл Гаусса) показано на рисунку 3.7. а). На малюнку 3.7 б) показана гістограма частотного розподілу періодів ПС, отриманого в стані спокою впродовж 40 хвилин. [56]. Зміна періоду імпульсного сигналу відбувається в діапазоні від 0,894 секунди до 0,638 секунди. Це відповідає частоті серцевих скорочень 67 ударів на хвилину до 101 уд/хв. відповідно. Діаграма теоретичного розподілу частоти періодів ПС накладена на гістограму (емпіричні дані) розподілу частоти періодів ПС. З цього можна вивести твердження, що на основі вигляду графіку теоретичного розподілу як гіпотези  $H_0$  ми можемо визначити, що розподіл емпіричних даних відповідає розподілу Гауса.

Задача визначення часу відновлення ЧСС після закінчення стресу на основі усереднених корельованих складових полягає у визначенні значення  $m(t_n)$  в інтервалі  $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ :

$$\begin{cases} m(t_n) \in [(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)] \\ p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \max \end{cases} \quad (3.21)$$

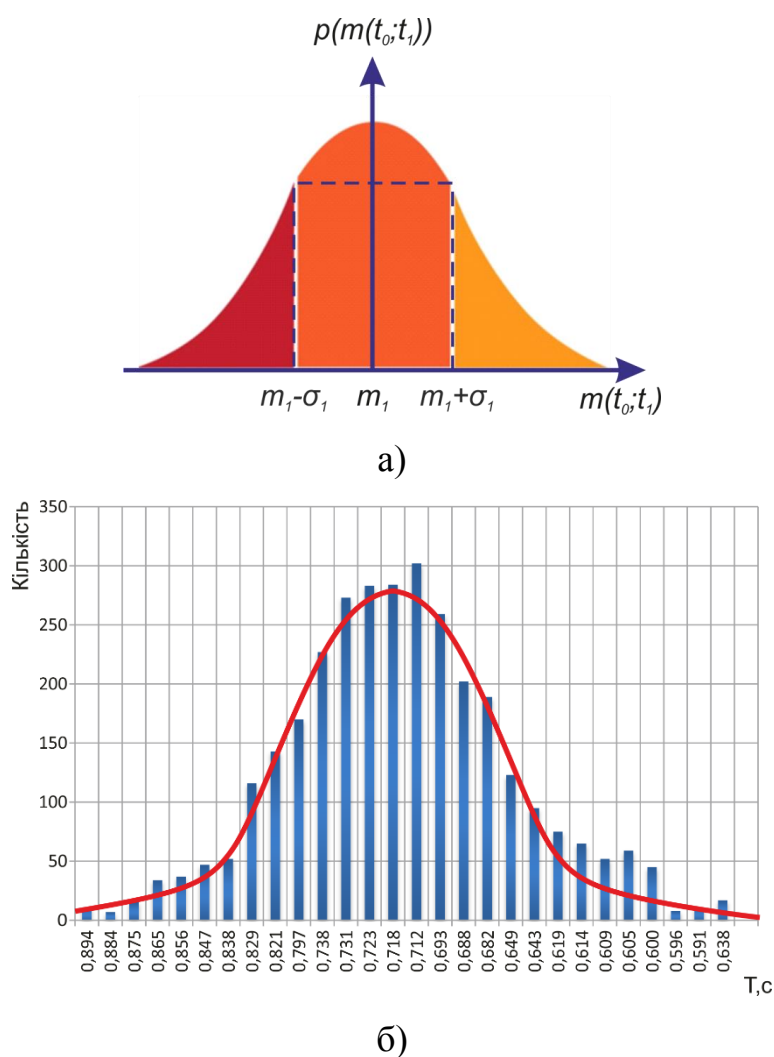


Рис. 3.7. Нормальний розподіл (стан спокою): а) графічне представлення густини ймовірності у формі кривої нормального розподілу; б) гістограма частот періоду ПС(описано в тексті)

Визначення усереднених кореляційних компонент:

$$p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \int_{m_1 - \sigma_1}^{m_1 + \sigma_1} \frac{(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1} \quad (3.22)$$

Вирази (3.21) та (3.22) є основними при розробленні алгоритму встановлення початку відновлення роботи ССС після стресу.

На рисунку 3.8 використовуються такі позначення:  $T[n_1, \dots, n_{\max}]$  – значення періоду пульсової хвилі отримані синфазним методом;  $t_e$  – загальний час моделювання або експерименту;  $t_p$  – поточне значення періоду;  $t_n$  – це масив періодичних значень в інтервалі  $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ ;  $t_j$  – масив періодичних значень зі значенням  $t_n = 0$ , присвоєним значенням поза інтервалом  $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ ;  $T_{\text{відн.}}$  – значення часу відновлення після закінчення стресу.

Щоб підтвердити дані за допомогою t-критерію Стьюдента, було виконано аналіз максимальної імовірності прийнятих рішень щодо точності визначення часу відновлення з використанням апріорних даних і отриманих шляхом аналізу імітаційної моделі.

3.6. Імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі [66, 67]

Як варіант пульсового сигналу, змодельємо ФПС використовуючи функції, які характеризують деякі ділянки сигналу чи характерні точки його. Проведемо моделювання сигналу в межах одного періоду.

Моделювання проведено в чотири етапи: моделювання сигналу в межах одного періоду; моделювання сигналу на певному інтервалі часу  $T_e$ ; накладання на змодельований сигнал випадкової складової; моделювання кривої зміни часових та амплітудних параметрів пульсового сигналу при психоемоційному стресі; накладання на криву пульсового сигналу кривої зміни часових та амплітудних параметрів пульсового сигналу при психоемоційному стресі. Моделювання основних елементів сигналів проводиться шляхом моделювання відрізків сигналу,

які описуються за допомогою гармонічних функцій із певними параметрами. Імітаційне комп'ютерне моделювання проведено в середовищі MATLAB.

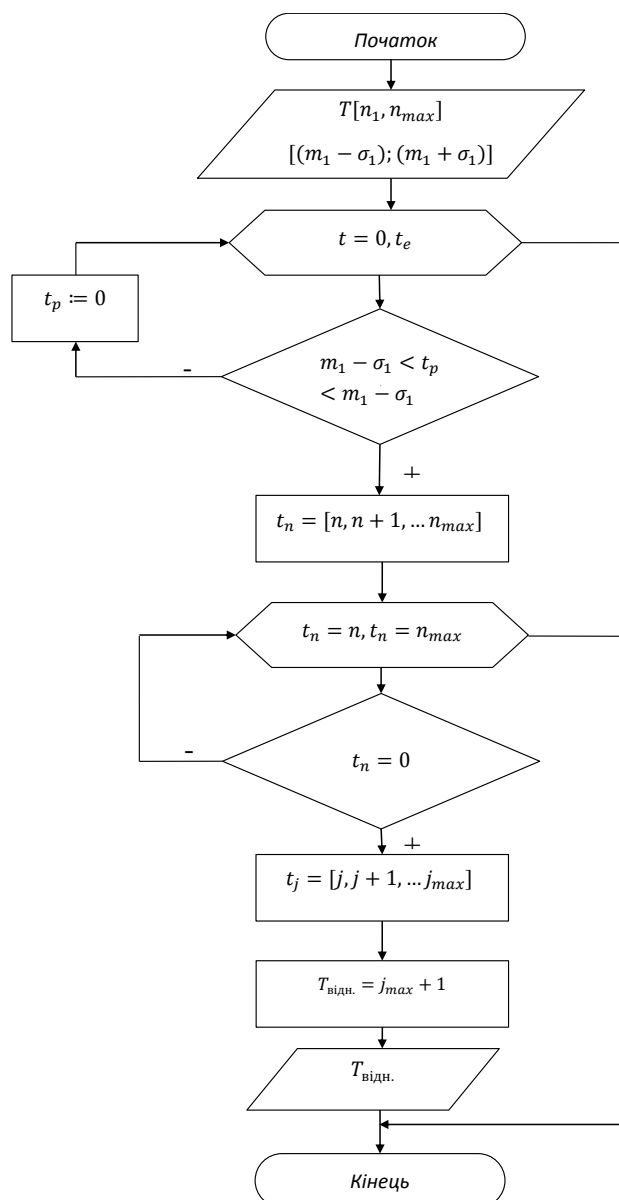


Рис.3.8 Блок-схема алгоритму встановлення моменту відновлення ПС після стресу

3.6.1. Алгоритм імітаційного моделювання фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду

Імітаційна модель ФПС у періоді враховує у своїй структурі основні точки кодування, які використовуються для аналізу форми сигналу та стану ССС. Суть процесу моделювання – відтворення відтворенні форми хвилі за допомогою

гармонічної функції  $n$ -го числа сегментів для  $k$ -ої реалізації пульсової хвилі з урахуванням амплітудних і часових параметрів сигналу:

$$\xi_k(t) = \xi_{1k}(t_1) \cup \xi_{2k}(t_2) \cup \xi_{3k}(t_3), \dots, \xi_{nk}(t_n) \quad (3.23)$$

де  $t_{1,2,3,\dots,n} \in [0, T_{1,2,3,\dots,n})$  – часовий відрізок  $1,2,3,\dots,n$ -ої хвилі;  $t \in T_1 + T_2 + T_3 + \dots + T_n$  – тривалість, яка дорівнює тривалості одного серцевого циклу;  $\xi_{1k,2k,3k,\dots,nk}(t)$  – продовжений в часі  $n$ -ий відрізок хвилі ФПС,  $t \in [0, T_n)$ ;  $k$  – реалізація ПХ  $k = 1,2,3, \dots, K$ ,  $K$  – к-сть реалізацій ПХ. Блок-схема алгоритму імітаційного моделювання ФПС в межах одного серцевого циклу зображено на рис.4.5.

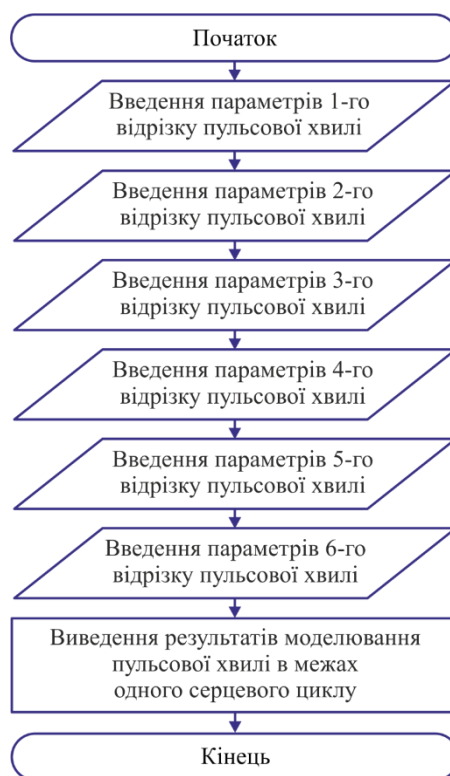


Рис.3.9. Блок-схема алгоритму моделювання ФПС в межах одного періоду

Імітаційна модель ФПС має вигляд:

$$\sum_{k \in Z} \xi_k(t) = \sum \sum \xi_{nk}(t), t \in \mathfrak{R} \quad (3.24)$$

де  $\xi_k(t)$  – продовжений в часі  $k$ -ий період ФПС;  $\xi_{nk}(t)$  – продовжені в часі  $n$ -ні хвилі ФПС,.

Враховуючи діагностично значимі характерні амплітудні і часові інтервали ПХ побудуємо імітаційну модель на періоді  $T$ :

$$S_{nk}(t) = A_{nk} \sin(2\pi f_{nk} t) e^{-tK_{nk}} L_{nk}, t \in [0, T_{nk}) \quad (3.25)$$

де  $n$  – номер хвилі на визначених інтервалах,  $n = 1, 2, \dots, N$ ;  $N$  – кількість хвиль;  $T_{nk}$  – тривалість  $n$ -ої хвилі на  $k$ -му періоді;  $A_{nk}$  – амплітуда  $nk$ -ої хвилі;  $f_{nk}$  – частота коливання;  $K_{nk}$  – коефіцієнт нахилу  $nk$ -ої хвилі;  $L_{nk}$  – масштабуючі коефіцієнти для  $nk$ -ої хвилі

Процес моделювання ФПС за один період відображено на рис.3.10.

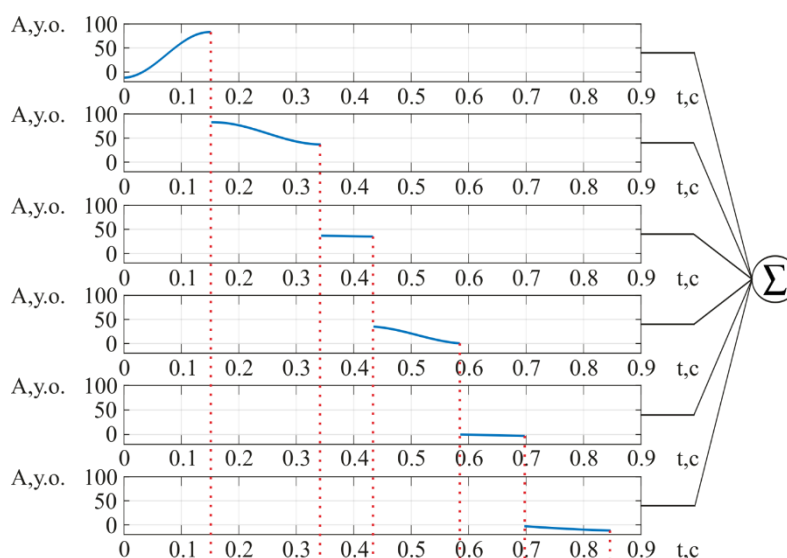


Рис.3.10. Процес моделювання ФПС: ОХ – час, сек; ОУ – амплітуда (у.о.)

Результат моделювання ФПС з використанням ПППІ МАТЛАВ показано на рис. 3.11.

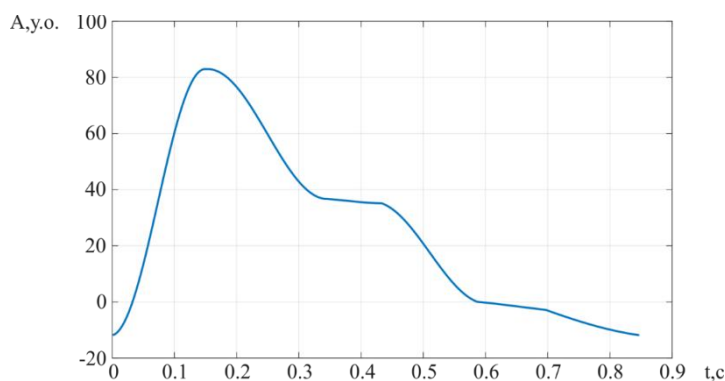


Рис.3.11. Імітаційна модель ФПС: ОХ – час, сек; ОУ – амплітуда, у.о.

Дана модель враховує основні точки кодування та форму сигналу. Період імітованого сигналу рівний ЧСС 70 уд/хв.

Відтворення сигналу за допомогою гармонічної функції для шести відрізків дозволяє змінювати часовий інтервал між контрольними точками, таким чином відтворюючи форму сигналу при функціонуванні ССС в нормі і при наявності патології. Імітаційна модель ФПС є стартовим елементом для створення імітаційної моделі на будь-якому інтервалі часу, як у стані спокою, так і в стресових умовах.

3.6.2. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Психологічний стрес, який виникає під час візиту до стоматолога, викликає функціональні зміни в роботі серця, що проявляється у зміні частоти пульсу. Ці зміни можна спостерігати і під час очікування лікування зубів. Пульс досягає свого максимального значення під час стоматологічних процедур, про що свідчать дані дослідження [26, 48, 50, 63].

У даному дослідженні кількісну оцінку показників проводили шляхом порівняння даних контрольної та дослідної груп. Відстеження цих змін за допомогою фотоплетизмографії вимагає врахування природи психоемоційного стресу. Зміни в діяльності центральної нервової системи під час психологічного стресу можна розділити на три стадії: фазу страху, фазу опору та фазу відновлення, що спостерігається після закінчення стресу. Тривалий вплив стресу може викликати сильну втому та призвести до зниження фізичної активності.

З урахуванням етапів процесу психоемоційного стресу в імітаційне моделювання введено коефіцієнт варіації періоду циклу  $R$  для забезпечення імітації ФПС, у вигляді множення на значення  $k$ -го періоду  $T_k \cdot B$ . При цьому коефіцієнт зміни періоду циклу складається з  $n$  гармонічних функцій:

$$R_{nk} = A_{T_{nk}} \sin(2\pi f_{T_{nk}}) L_{nk}, n = \overline{1,5}, k = \overline{1, R_{\max}}, k \in l_n \quad (3.26)$$



де  $R_{nk}$  –  $n$ -на хвиля коефіцієнту зміни тривалості циклу  $k$ -го періоду;  $l_n$  –  $n$ -на область, де період змінює значення  $L \in [l_1, \dots, l_n]$   $L$  – область значень для коефіцієнту зміни тривалості циклу  $R_n$ ;  $R_{max}$  – max значення зміни тривалості циклу.

Принцип формування коефіцієнту, що визначає зміну тривалості циклу при психологічному та емоційному стресі представлено на рис. 3.12. Тут  $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$  область зміни значення періоду в залежності від процесу реакції організму на стрес:  $l_1, l_6$ , відображають стан спокою;  $l_2$ , – стадія страху;  $l_3- l_5$  – стадія опору.

Як видно з рисунку 3.12, час моделювання  $T_e$  розбивається на характерні інтервали часу. При цьому  $T \in [t_n, \dots, t_{n+1}]$ , де  $n \in 1, 2, \dots, N$ ;  $N$  – кількість відліків коефіцієнту зміни тривалості циклу  $R_{nk}$ . . Період  $t < t_1$  відповідає стану спокою. Інтервал  $t_2 < t < t_1$  стадія страху чи тривожності при очікуванні стрес-фактору. Стадію резистентності поділено на три часові проміжки. Підйом ФПС до максимуму відбувається на інтервалі  $t_3 < t < t_2$ . Різке підвищення пульсу (перший етап резистентності) завершується станом нестійкої рівноваги  $t_4 < t < t_3$ . Коли дія стресу припиняється частота пульсу відновлюється до початкових на інтервалі  $t_4 < t < t_5$ .

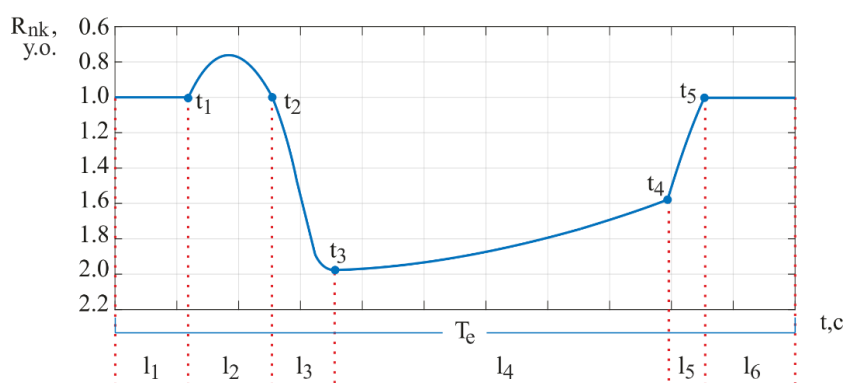


Рис.3.12. Зміна фізіологічних показників під час психоемоційного стресу:

$OX$  – час, сек;  $OY$  – зміна тривалості циклу, у.о.

Результат моделювання кривої зміни тривалості циклу ( $T_e = 220c$ ) при дії стресу показано на рисунку..

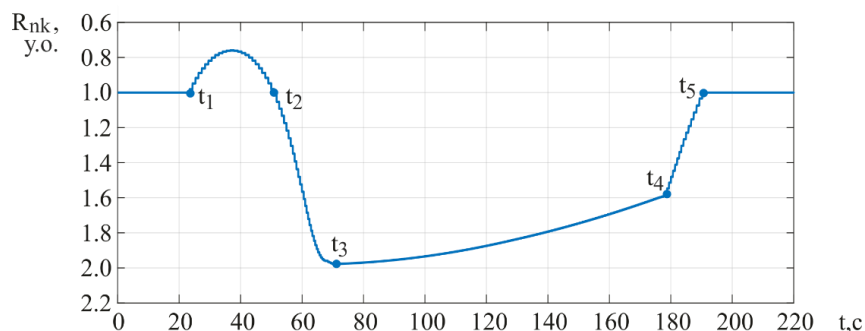
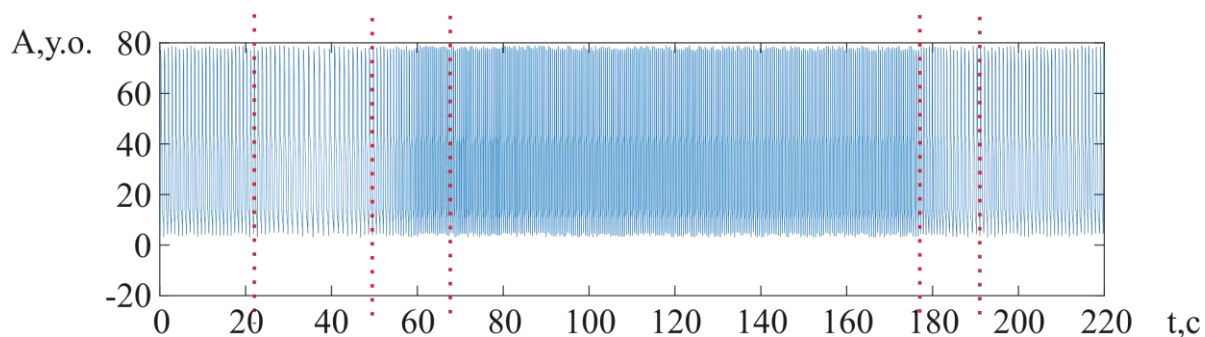


Рис.3.13. Імітаційна модель кривої:  $OX$  – час, сек;  $OY$  – зміна тривалості циклу, у.о.

Як видно з рисунку, час моделювання  $T_e$  складається з відповідних інтервалів:  $t < t_1$  – стан спокою,  $t_2 < t < t_1$  – пульс зменшується на 20%, т.т. стрес наперед відомий,  $t_3 < t < t_2$  – пульс зростає у 2 рази,  $t_4 < t < t_3$  – формування нестійкої рівноваги, несуттєва зміна пульсу до закінчення дії стресу,  $t_4 < t < t_5$  – частота пульсу встановлюється на початковому рівні.

Дана крива вказує на зміни у роботі ССС при психологічному чи емоційному стресі. Вона дає можливість прогнозу стану пацієнта впродовж дії стресу та по закінченні його.



а)

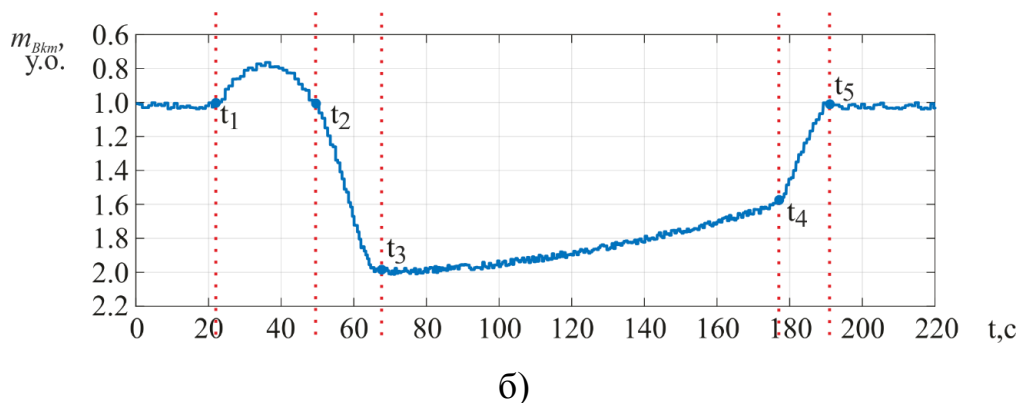


Рис.3.14. Імітаційна модель ФПС при психоемоційному стресі ( $T_e = 220c$ ) з врахуванням випадкової складової: а) – зімітований ФПС:  $OX$  – час, сек;  $OY$  – амплітуда, у.о.; б) – усереднені оцінки кореляційних компонент ФПС  $m_{Bkm}(t)$ :  $OX$  – час, сек;  $OY$  – коефіцієнт зміни тривалості циклу, у.о.

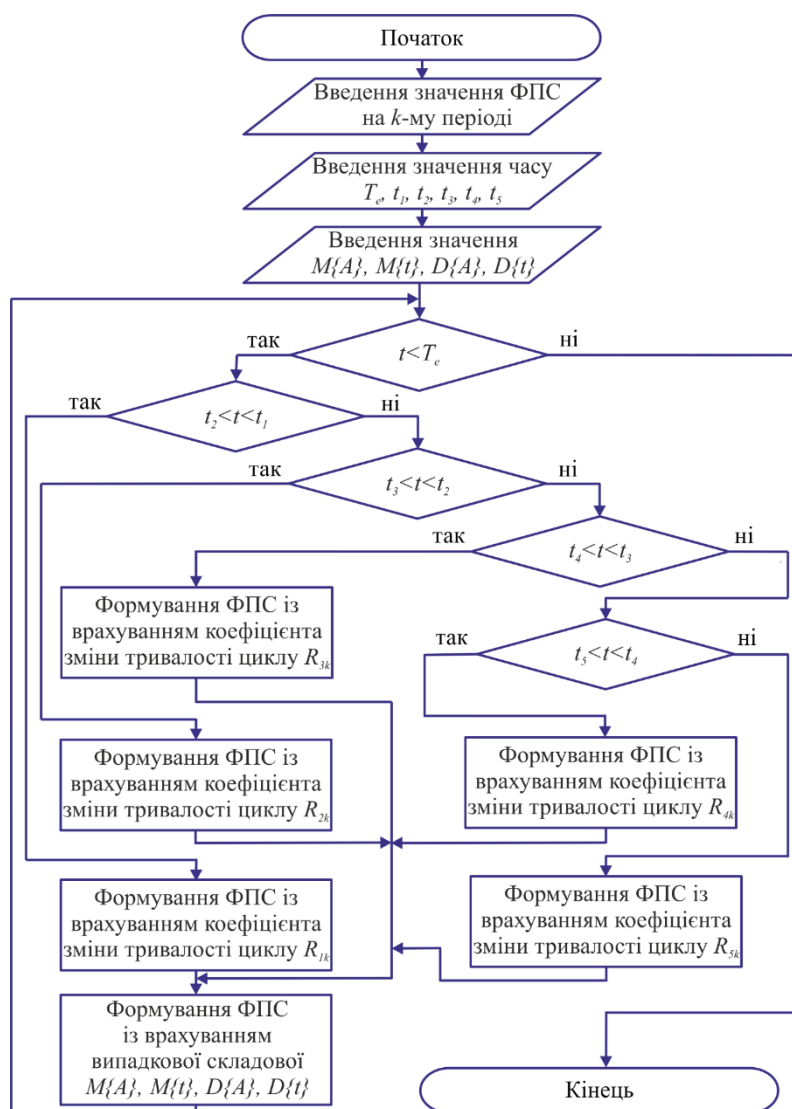


Рис.3.15. Блок-схема алгоритму формування ФПС при психоемоційному стресі

Отже дана модель у своїй структурі враховує періодичність ПС, випадковість, перебіг стресу, а це дозволяє її використати при тестуванні алгоритмів опрацювання ПС при психологічному та емоційному стресі. [73, 74, 76, 77]

### 3.7. Висновки до розділу 3

Розроблено алгоритм опрацювання ПС з метою отримання нових та подальшого оцінювання його характеристик.

Отримано вирази для числення таких характеристик з використанням синфазного методу. Застосування математичної моделі у вигляді ПКВП при синфазній обробці ПС розширює можливості при оцінюванні стану ССС людини. Цей результат отримується внаслідок введення корельованих складових, які відображають зміни фазової та часової структур ПС та дозволяють виявляти нові інформативні ознаки сигналу.

Проведено перевірку моделі ПС як ПКВП з використанням ФПС при психоемоційному стресі. Запропонована імітаційна модель ФПС при психічному та емоційному стресі враховує в структурі періодичність та випадковість біосигналів, які зумовлені змінами в роботі ССС, зовнішніми факторами, в т.ч. стадії перебігу стресу.

Дана модель забезпечує високу точність опрацювання ПС, дозволяє оцінити амплітуду та часові параметри сигналу з можливістю виявлення додаткових важливих інформативних ознак при діагностуванні стану ССС.

## РОЗДІЛ 4

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 4.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання застосування комп'ютерних кардіологічних систем у діагностичних відділеннях медичних установ.

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 кабінет функціональної діагностики відноситься до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. У процесі експлуатації апаратно-програмного комплексу можлива небезпека дотику до частин електроустаткування, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88.

У загальному випадку допустима величина струму, що протікає через тіло людини, залежить від схеми підключення електроустаткування до електромережі, роду й величини напруги живлення, схеми включення.

При виконанні використовувалась система Голтерівського моніторингу із кардіосинхронізатором. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг дотику та струмів, які проходять через тіло людини.

Напруга дотику - це напруга між двома точками електричного кола, до яких одночасно доторкається людина. Гранично допустимі значення напруги дотику та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного режимів електроустановок при проходженні струму через тіло людини по шляху «рука – рука» чи «рука – ноги» регламентуються ГОСТ 12.1.038-88.

Гранично допустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина,

доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

Для захисту від ураження електричним струмом всі доступні для дотику металеві частини електромедичної апаратури класу 0І, І повинні бути занулені (при живленні від мережі з глухо заземленою нейтраллю) або з'єднані з пристроєм захисного заземлення перед подачею на апаратуру мережевого живлення при живленні їх мережі з ізолюваною нейтраллю.

При проведенні діагностичних процедур при контакті електродів (давачів) з піддослідним дослідник повинен виключити можливість випадкового заземлення піддослідного (дотик до заземлення металевих частин апаратури, операційного столу або металевої ліжка, трубопроводах тощо).

Дане питання регулюється п.п.4.1-4.15 «Правил техніки безпеки при експлуатації виробів медичної техніки в установах охорони здоров'я. Загальні вимоги» – НПАОП 85.11-1.10-84.

Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класу І за захистом від ураження електричним струмом. Ступінь захисту від ураження електричним струмом СФ.

Оскільки у системі Голтерівського моніторингу використовується кардіосинхронізатор, то потрібно враховувати, що в процесі експлуатації його необхідно дотримуватись заходів електробезпеки, оскільки даний виріб призначений для роботи від джерела живлення 100–120 В ~ або 200–230 В~, 50/60 Гц і з максимальними споживанням змінного струму 45 ВА. У пристрої використовується єдиний ізолюваний шлях для відведень ЕКГ й електродів ЕКГ. Відведення і/або електроди ЕКГ не повинні контактувати з іншим провідниками, включаючи заземлення. Щоб уникнути порушення безпеки пристрою – не приєднувати неізолювані аксесуари до входу ЕКГ при підключенні до пацієнта. При підключенні до інших пристроїв необхідно переконавшись в тому, що загальний струм витoku на корпус всіх приладів не перевищує 300 мкА.

Обладнання повинно мати сертифікат, що засвідчує захист від випромінювання і завадостійкість відповідно до стандарту ІЕС-60601-1-2:2014 для використання в лікарнях і невеликих клініках.

## 4.2 Врахування екологічних показників при застосуванні автоматизованих комп'ютерних електрокардіографічних систем

Екологічні показники характеризують рівень шкідливих впливів на навколишнє середовище, що виникають при експлуатації комп'ютерних електрокардіографічних систем.

При виборі екологічних показників мають бути враховані вимоги, виконання яких забезпечує підтримання раціональної взаємодії між діяльністю людини і навколишнім природним середовищем, а також попередження дії прямих і непрямих шкідливих результатів експлуатації комп'ютерних електрокардіографічних систем на живу природу.

Урахування екологічних показників, що характеризують системи, має забезпечити [76, 77]:

- обмеження показників потрапляння у навколишнє природне середовище для зниження вмісту забруднюючих речовин в атмосфері, природних водах і ґрунтах до кількостей, що не перевищують гранично допустимі концентрації;
- збереження і раціональне використання біологічних ресурсів.

Для обґрунтування необхідності врахування екологічних показників при оцінці якості продукції здійснюється аналіз процесів її експлуатації або споживання з метою виявлення можливості хімічних, механічних, світлових, звукових біологічних, радіаційних та інших впливів на навколишнє природне середовище. У разі виявлення шкідливих впливів зазначених факторів на природу цю групу екологічних показників необхідно включати до номенклатури показників, що застосовуються для оцінки рівня якості продукції.

До екологічних показників належать:

- зміст шкідливих домішок, що викидаються у навколишнє природне середовище;
- імовірність викидів шкідливих часток, газів, випромінювань при зберіганні, транспортуванні, експлуатації або споживанні продукції.

За відсутності статистичних даних про екологічні показники, методів визначення їхніх чисельних значень тощо допускається застосування якісних характеристик.

При оцінці рівня якості продукції з урахуванням екологічних показників необхідно виходити з вимог (норм) щодо охорони довкілля.

Ці вимоги і норми визначаються:

- стандартами, рекомендаціями, правилами ISO та інших міжнародних організацій, що займаються питаннями охорони природи;
- прийнятими міжнародними технічними регламентами і нормами;
- системою державних стандартів у галузі охорони природи і поліпшення використання природних ресурсів та інших нормативних документів у цій сфері.

#### 4.3. Висновок до розділу 4

У розділі розглянуто питання охорони праці при застосуванні комп'ютерних кардіологічних систем у діагностичних відділеннях медичних установ. Також у розділі описано статистику екологічних показників.



## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра наведено вибір методів отримання сигналу пульсової хвилі, обґрунтованості його матмоделі та розробки методу обробки для системи аналізу сигналу пульсової хвилі з метою підвищення точності оцінки стану пацієнта за змінами в роботі ССС при психоемоційних навантаженнях при стоматологічних процедурах

Для визначення стану пацієнта за пульсовим сигналом при стоматологічних процедурах проведено аналіз методів оцінювання. Встановлено, що зміни відбуваються внаслідок стресу. Це, в свою чергу, вимагає необхідність розроблення математичної моделі біомедичного процесу з використанням відповідного математичного апарату. Для вирішення цієї задачі потрібно використати характеристики сигналу та його особливості.

Моделювання ПС виконано за допомогою методів ЕТСС. Його математична модель враховує наступні фізичні властивості сигналу: періодичність і випадковість.

Результати аналізованого ПС, отримані за допомогою статистичних методів оцінювання сигналу (математичне очікування, функції розсіювання, кореляційні функції), показують, що відповідна модель сигналу має статистичні властивості, періодичність і випадковість.

ПКВП, як модель ПС, відображають його часову структуру. Вона має засоби врахування зв'язку гармонійних складових та змін стохастичних властивостей ПС з часом.

Моделювання пульсових сигналів за допомогою методів енергетичної теорії дає можливість аналізувати пульсові сигнали синфазними методами, створюючи алгоритми обробки пульсових сигналів під час психоемоційного стресу.

Розроблено алгоритм опрацювання ПС з метою отримання нових та подальшого оцінювання його характеристик.

Отримано вирази для числення таких характеристик з використанням синфазного методу. Застосування математичної моделі у вигляді ПКВП при

синфазній обробці ПС розширює можливості при оцінюванні стану ССС людини. Цей результат отримується внаслідок введення корельованих складових, які відображають зміни фазової та часової структур ПС та дозволяють виявляти нові інформативні ознаки сигналу.

Проведено перевірку моделі ПС як ПКВП з використанням ФПС при психоемоційному стресі. Запропонована імітаційна модель ФПС при психічному та емоційному стресі враховує в структурі періодичність та випадковість біосигналів, які зумовлені змінами в роботі ССС, зовнішніми факторами, в т.ч. стадії перебігу стресу.

Дана модель забезпечує високу точність опрацювання ПС, дозволяє оцінити амплітуду та часові параметри сигналу з подальшим виявленням додаткових важливих інформативних ознак при діагностуванні стану ССС.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бургонський В.Г. Зміни стресостійкості як передумова психосоматичних порушень у стоматологічних хворих. Сучасна стоматологія. 2014. №4. С. 13-20.
2. Larissa Pessoaa, Virgilio Galvãob, Leopoldo Santos-Netoc Periodontal disease as a risk factor for cardiovascular disease: Suggestion of a further link in systemic lupus erythematosus. Medical Hypotheses. 2011. Vol.77. P. 286-289.
3. Індекс здоров'я. України-2019: Результати загальнонаціонально дослідження : [Укл. Барська Ю. та ін.]. Київ, 2020. 103 с.
4. Булах В. П. Стрес та його вплив на організм людини. Медсестринство. 2014. №3. С. 10-15.
5. Максименко С.Д., Коваль І.А., Максименко К.С., Папуча М.В. Медична психологія. Вінниця, 2008. 520 с.
6. Adler R., Hembler W. Praxis un Theorie der Anamnese. Fischer, Stuttgart, 1986. 123 с.
7. Вахненко О.М. Аналіз ресурсного забезпечення стоматологічної служби в Україні. Сехfсуf сnjvfnjkjusz. Ужгород, 2011. № 3. С. 172-176.
8. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Модель пульсового сигналу для оцінювання психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. Сучасні досягнення в науці і освіті: збірник праць XIII Міжнародної наукової конференції, 6-13 вересня 2018р., м. Нетанья (Ізраїль). Хмельницький, 2018. С. 13-15.
9. Maas, A.H.E.M., Appelman Y.E.A. Gender differences in coronary heart disease. Netherlands Heart Journal. 2010. Vol.18(12). P. 598-602.
10. Stress may have greater effect on cardiovascular health in women than in men [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.news-medical.net/news/20171222/Stress-may-have-greater-effect-on-cardiovascular-health-in-women-than-in-men.aspx>.
11. Невідкладні стани в стоматології, що загрожують життю [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://navistom.com/ru/blog/nevidkladni-stani-v-stomatologiyi-shcho-zagrozhuuyut-zhittyu-12766.html>.

12. Купновицька І.Г., Кононенко Ю. Г., Нейко Н. В., Рожко М.М. Невідкладні стани на амбулаторному прийомі у стоматолога: навчальний посібник. Вінниця: 2017. 288 с.

13. Демяненко С.А. Стрессиндуковані реакції психоемоційного напруження пацієнта на стоматологічному прийомі. Российский стоматологический журнал. 2015. №4. С. 23-26.

14. Павлов С.В., Козловська Т.І., Василенко В.Б. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом. Вінниця, 2014. 140 с.

15. Нікітчук Т.М. Порівняльний аналіз методів реєстрації пульсової хвилі. Вісник Хмельницького національного університету. Хмельницький, 2013. №1. С. 183-186.

16. Фармацевтична енциклопедія. Пульс [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/1029/puls>.

17. Мордик М.Ю., Черкашин Р.Є. Особливості функціонального стану серцево-судинної системи під час розумової праці. Молодіжний науковий вісник. 2007. С. 47-50.

18. Готь І.М., Винарчук-Патерега В.В., Ломницький І.Я. Методичні вказівки з клінічного обстеження хворих і написання історії хвороби з хірургічної стоматології. Львів, 2001.

3419 Пальпація: Навчальний посібник / За ред. Г.А. Ігнатенка. Донецьк, 2007. 150 с.

20. Остафійчук Д.І., Караняга А.О., Полікарпова І.С. Клінічні методи дослідження серцево-судинної діяльності (огляд літератури). Клінічна та експериментальна патологія. 2020. №2(72). С. 85-90.

21. Thomas P Kuhlmann, Christopher L Siström, Joseph F Chance Light reflection rheography as a noninvasive screening test for deep venous thrombosis. Annals of emergency medicine. 1992. Vol.21(5). P. 513-517.

22. D.Astley J., Brodie Gresswell Comparative Sphygmography. The Veterinary Journal and Annals of Comparative Pathology. 1984. Vol. 18 (6). P. 410-413.

23. Кацитадзе І.Ю. Вплив різних шляхів контролю частоти серцевих скорочень на толерантність до фізичного навантаження, її гемодинамічне забезпечення та функцію міокарду у післяінфарктних хворих з хронічною серцевою недостатністю і помірно зниженою фракцією викиду: дис. ... кандидата медичних наук, кардіологія 14.01.11 / Нац. б-ка України ім. В.І. Вернадського. Київ, 2016.

24. Nelson M., Covalciuc M. Stepanek J. Noninvasive measurement of central vascular pressures with arterial tonometry: Clinical revival of the pulse pressure waveform? 2010. Vol. 85(5). P. 72-460.

25. Мінцер О.П. Сучасні методи і засоби для визначення і діагностування емоційного стресу: монографія. Вінниця, 2010. 228 с.

26. Moraes J. L., Rocha M. X., Vasconcelos G. G., Vasconcelos Filho J. E., de Albuquerque V. H. C. & Alexandria, A. R. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. Sensors. 2018. Vol. 18(6), 1894.

27. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф., Марков С.М. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.1 – Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи. Навчальний посібник. Вінниця, 2003. 115 с.

28. Hendrik J.Vos, Jason D. Voornveld, Erik Groot Jebbink, Chee Hau Leow, Luzhen Nie, Annemien E. van den Bosch, Meng-Xing Tang, Steven Freear, Johan G. Bosch Contrast-Enhanced High-Frame-Rate Ultrasound Imaging of Flow Patterns in Cardiac Chambers and Deep Vessels. Ultrasound in Medicine & Biology. 2020. Vol. 46(11) P. 2875-2890.

29. УЗД (доплерографія) судин шиї та голови [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://sono-med.com/uk/uzd-doplerografiya-sudin-shiyi-ta-golovi/>.

30. Donald J. Krapohl, Pamela K. Shaw Fundamentals of Polygraph Practice. 2015. 348 p.

31. Сергієнко В.О. Ригідність артерій, серцево-судинні захворювання і цукровий діабет (огляд літератури і власні дані). Ендокринологія. 2013. № 3. С. 40-52.

32. Ткаченко П. І., Білоконь С. О., Лохматова Н. М., Доброскок В. О. Вираженість психоемоційного напруження на ситуаційний стрес у дітей із незрощенням піднебіння. Український стоматологічний альманах. 2017. №1. С. 75-78.
33. Кулигіна В. М. Результати дослідження індивідуально-психологічних особливостей та стану вегетативної нервової системи підлітків з множинним карієсом. Профілактична та дитяча стоматологія. 2012. № 1. С. 22-28.
34. Гніліцький В. В., Мужичка, Н. В. Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес діагностики за пульсограмами. Вісник ЖДТУ. Технічні науки. 2010. №4(55). С. 28–38.
35. Wu Hau-Tieng, Wu Han-Kuei, Wang Chun-Li, Yang Yueh-Lung, Wu Wen-Hsiang, Tsai Tung-Hu & Chang Hen-Hong Modeling the pulse signal by wave-shape function and analyzing by synchrosqueezing transform. PLoS ONE. 2016. Vol. 11(6), e0157135.
36. Khvostivska L. V., Osukhivska H. M., Khvostivskyi M. O., Shadrina H. M. Imitation modeling of the daily pulse signal for long-term monitoring systems. Visnyk NTUU KPI Serii A – Radiotekhnika Radioaparatabuduvannia. 2019. №77. С. 66–73.
37. Хупавцева Н.О. Вплив стресу на організм людини та шляхи його подолання. Збірник наукових праць РДГУ. 2016. №7. С. 224-228.
38. Кокун О. М., Агаєв Н. А., Пішко І. О., Лозінська Н. С. Основи психологічної допомоги військовослужбовцям в умовах бойових дій: Методичний посібник. Київ, 2015. 170 с.
39. Andrew J. Wawrzyniak, Vasken Dilsizian, David S. Krantz, Kristie M. Harris, Mark F. Smith, Anthony Shankovich, Kerry S. Whittaker, Gabriel A. Rodriguez, John Gottdiener, Shuying Li, Willem Kop & Stephen S. Gottlieb High concordance between mental stress-induced and adenosine-induced myocardial ischemia assessed using SPECT in heart failure patients: hemodynamic and biomarker correlates. The journal of nuclear medicine. 2015. Vol. 10. P. 1527-1533.
40. Марков С.М. Структурно-зв'язностна модель фотоплетизмографічного сигналу. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2014. № 2. С. 41-47.

41. Коломієць Р. О., Нікітчук Т. М., Морозов Д. С. Отримання та обробка біосигналів. Житомир, 2017. 232 с.
42. Момоток Л.О., Юшина Л.В., Рожнова О.В. Основи медичної інформатики: Підручник. Київ, 2008. 168 с.
43. Wang Hui-Yan, Zhang Pen-Yong Investigation on the automatic parameters extraction of pulse signals based on wavelet transform. Journal of Zhejiang University SCIENCE A. 2007. P. 1283–1289.
44. Norden Huang et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proceedings of the Royal Society of London. 1998. Vol. 454. p. 903–995.
45. N. E. Huang, Samuel S.P. Shen. The Hilbert-Huang transform and its applications. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.. 2005. 311 p.
46. Boronoev V.V., Ompokov V.D. The Hilbert-Huang Transform for biomedical signals processing. 2014 International conference on computer technologies in physical and engineering applications (ICCTPEA). Saint Petersburg State University; IEEE (IEEE Catalog number CFP14BDA-USB). 2014. p. 21-22.
47. Kirstin Aschbacher, Defne Yilmaz, Yaniv Kerem, Stuart Crawford, David Benaron, Jiaqi Liu, Meghan Eaton, Geoffrey H. Tison, Jeffrey E. Olgin, Yihan Li, Gregory M. Marcus Atrial fibrillation detection from raw photoplethysmography waveforms: A deep learning application. Heart Rhythm O2. 2020. Vol.1(1). P. 3-9.
48. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Вибір методів та засобів оцінювання пульсового сигналу при психоемоційному стресі у стоматологічній практиці. Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій: матеріали Міжнародної науково-технічної конференції до 100-річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100-річчя з дня смерті), (Тернопіль, 23–24 травня 2018 року). Тернопіль, 2018. С. 241.
49. Стрембіцька О.І., Горин Т.І. Математична модель пульсового сигналу при фізичному навантаженні. Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 16-17 листопада 2017 року). Тернопіль, 2017. – С. 168.

50. Yavorska Y., Strembitska O., Strembitskyi M., Hvostivska L. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice. *Scientific Journal of TNTU*. 2020. – С. 118–126.
51. Strembitska O., Tymoshenko R., Mozhaiev M., Buslov P., Kashyna G., Baranenko R., Makiievskyi O. Technology Of Application Of Multifrequency Signals To Create An Electromagnetic Field. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. 2021. №2 (21). С. 40–43.
52. Шиян А.А. Основы моделирования биологических та ергатичних систем. Навчальний посібник. Вінниця, 2008. 131 с.
53. Поняття «моделі» та «моделивання». [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://buklib.net/books/24846/>.
54. Злепко С.М., Павлов С.В., Коваль Л.Г. Основы біомедичного радіоелектронного апаратобудування: навчальний посібник. Вінниця, 2011. 133 с.
55. Edmond Zahedi, Kalaivani Chellappan, Mohd Alauddin Mohd Ali, Harwant Singh. Analysis of the Effect of Ageing on Rising Edge Characteristics of the Photoplethysmogram using a Modified Windkessel Model. *Cardiovascular Engineering*. 2008. №7(4). P. 172-181
56. Philip Schmidt, Attila Reiss, Robert Duerichen, Claus Marberger, Kristof Van Laerhoven. Introducing WESAD, a multimodal dataset for Wearable Stress and Affect Detection. In 2018 International Conference on Multimodal Interaction (ICMI '18), October 16–20, 2018, Boulder, CO, USA. New York, 2018. 9 pages.
57. Медіченко М.П., Литвинов В.П. Радіотехнічні ланцюги і сигнали: Навчальний посібник. Москва, 2011. 161 с.
58. Мінцер О.П., Угаров Б.Н., Власов В.В. Методи обробки медичної інформації. Київ, 1991. 271 с.
59. Крамер Г. Стационарные случайные процессы. Москва, 1969. 400 с.
60. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів, 1997. 361 с.
61. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. Київ, 1980. 384 с.



62. Драган Я.П., Чорна Л.Б., Яворський Б.І. Алгоритм варіаційного визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосових звуків. Вісник Державного університету Львівська політехніка: зб. наук. пр. Львів, 1998. №337. С. 166-169.

63. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.

64. Білинський Й.Й., Огородник К.В., Юкиш М.Й. Випадкові сигнали та їх характеристики. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://posibnyky.vntu.edu.ua/e\\_s/33.htm](http://posibnyky.vntu.edu.ua/e_s/33.htm).

65. Основні класи випадкових процесів [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://www.vmi.uabs.edu.ua/images/department/vmi/stories/tsp/lections/tsp\\_lecture\\_1\\_3.pdf](http://www.vmi.uabs.edu.ua/images/department/vmi/stories/tsp/lections/tsp_lecture_1_3.pdf).

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

67. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Використання синфазного методу опрацювання фотоплетизмографічного сигналу для оцінки психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції, 20-21 червня 2019 року: збірник тез доповідей. Тернопіль, 2019. С. 155-158.

68. Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitee. Marseille, 1972. 168 p.

69. Цифрова фільтрація сигналів [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/fksa/2kvetnyj\\_komp'yuterne\\_modelyuvannya\\_system\\_procisiv/t2/17..htm](https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/fksa/2kvetnyj_komp'yuterne_modelyuvannya_system_procisiv/t2/17..htm).

70. Ошаровська О.В., Неграй О.В., Патлаєнко М. О., Мазуркевич О.Ф. Методичні вказівки до курсового проектування з курсу “Цифрова обробка сигналів”. Проектування цифрових фільтрів для радіотехнічних систем для студентів ННІ РТІБ. Одеса, 2015. 35 с.

71. Дунець В.Л., Дозорський В.Г., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики. Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований ‘2011». Технические науки. Одесса, 2011. Т.3. С. 72-73.

72. Дунець В.Л., Стрембіцька О.І. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу при фізичному навантаженні. Актуальні задачі сучасних технологій: збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів, (Тернопіль, 17-18 листопада 2016 року) Тернопіль, 2016. С. 89.

73. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Комп’ютерне імітаційне моделювання фотоплетизмографічного сигналу при зміні психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. Оптиелектронні інформаційні технології “ФОТОНІКА-ОДС-2020”. Збірник тез доповідей міжнародної науково-технічної конференції, м. Вінниця, 5-7 жовтня 2020 року. Вінниця, 2020. С. 14.

74. Yavorska E., Strembitska O., Strembitskyi M., Pankiv I. Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. 2021. №2 (9 (110)). С. 36–45.

75. Behnam Askarian, Kwanghee Jung, Jo Woon Chong. Monitoring of heart rate from photoplethysmographic signals using a Samsung Galaxy Note8 in underwater environments. Sensors. 2019. Vol. 19(13). P. 28-46.

76. Сарабун В.-Д. А., Стрембіцька О.І., Яворська Є.Б. Вплив стрес-фактору на стан серцево-судинної системи в стоматології // Матеріали XI науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології»

Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 13-14 грудня 2023 р.). – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2023. – 109 с.

77. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

78. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

79. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.

80. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

# ДОДАТКИ

## ДОДАТОК А

### Апробація результатів дослідження

УДК 303.01:303.447: 612.17

Сарабун В.-Д. А., Стрембіцька О.І., Яворська Є.Б.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

#### ВПЛИВ СТРЕС-ФАКТОРУ НА СТАН СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ В СТОМАТОЛОГІЇ

**D.-V. Sarabun. O. Strembitska, Yavorska E.**

#### **INFLUENCE OF THE STRESS FACTOR ON THE CONDITION OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM IN DENTISTRY**

Стоматологічна допомога – це відповідні методи і засоби з профілактики та лікування ротової порожнини, зубів і щелепно-лицевої області (близько 25% звертань за допомогою).

За даними Дем'яненко С.А., Бойка В.В. 80% пацієнтів, які приходять до стоматолога, страждають одонтофобією. Симптоми дентофобії за дослідженнями Бургонського В.Г. та багатьох інших авторів показали, що психоемоційні симптоми є чинниками появи та прогресу хвороб серцево-судинної системи, таких як гіпертонічна хвороба, інфаркт міокарда, інсульт, аритмія.

Своєчасне виявлення змін у роботі серцево-судинної системи, які супроводжуються психоемоційним напруженням під час відвідування стоматолога, є важливою медико-соціальною проблемою.

Для оцінювання стану серцево-судинної системи при психічному та емоційному навантаженні під час візиту до стоматолога використовується оцінка лікарем, виходячи з особистого досвіду, використання різних алгоритмів, методів опрацювання даних, апаратно-програмного забезпечення.

Одним із таких методів є фотоплетизмографія, яка забезпечить відбір даних неінвазивно та з високою точністю. Цей метод не вимагає складного обладнання, на відміну від інших та забезпечує врахування особливостей біосигналу при розв'язанні задачі алгоритмізації процесу обробки даних.

Для визначення корисних властивостей сигналу та шляхів його аналізу потрібно мати математичну модель, яка лежить в основі вибору програмного забезпечення системи обробки пульсового сигналу.

Відомі моделі (B.Rephrase, В.Гнілицький, Н.В.Мужицька, В.А. Акулов) не враховують періодичність і випадкові складові сигналу. Імітаційна модель добових пульсового сигналу (Л.В. Хвостівська) – враховує перебіг довготривалих процесів, але не перебіг середньочасових процесів, які відбуваються під впливом стресів.

Оскільки структура відомих імітаційних моделей не враховує певних особливостей пульсового сигналу при психоемоційному напруженні, а саме зміна у фазо-часовій структурі сигналу, то оцінки методу обробки послідовності з попередньо відомими даними стає неможливою.

Вищеописане акцентує питання актуальності вибору методів отримання сигналу пульсової хвилі, обґрунтованості його матмоделі та розробки методу обробки для системи аналізу пульсової хвилі з метою підвищення точності оцінки стану пацієнта за змінами в роботі серцево-судинної системи при психоемоційних навантаженнях при стоматологічних процедурах.

## ДОДАТОК Б1

Генерування імітаційної моделі пульсового сигналу в межах  $n$ -відліків  
з змінною частотою

```

j=1;
time_pre_start = 10;
time_stat_fp    = time_pre_start +20;
time_stop_fp    = time_stat_fp + 1;
time_stop_fp1   = time_stop_fp + 50;
time_stop_refresh = time_stop_fp1 + 50;

time_cl = 0;
count = 0;
x01 = 0;
x0 = 1;
x1 = 1;
x2 = 1;

indexX = 1;
x10 = 1:10;
indexX10 = 1;

dis_law = 1:10;

x_rand = 0;

%норма 1,1 = 72 уд./хв.
while time_cl < 100
count = count + 1;
x=1;

x01 = x01 + 1;
x0 = x0 + 1;
x1 = x1 + 1;
x2 = x2 + 1;

if time_cl <= time_pre_start
x = 2.5;
end;

if time_cl > time_pre_start

    x01 = x01 - 1;
    %x = 1.3^((count - x0)/10 - 0.1);
    x = 1.5*sin(((time_stat_fp-time_pre_start)/(1700))* (count -
x01)*2*pi+(time_stat_fp-time_pre_start)*1.13)+3.4;
end;

if time_cl > time_stat_fp

    x0 = x0 - 1;

```

```

    %x = 1.3^((count - x0)/10 - 0.1);
    x = 0.30*sin(((time_stop_fp-time_stat_fp)/(200))*(count -
x0)*2*pi+(time_stop_fp-time_stat_fp)*0.039)+4.9;
end;

if time_cl > time_stop_fp

    x1 = x1 - 1;
    %x = 1.4^((x1 - count)/10 + 0.1);
    %x = log(1.8/((count - x1)/130 + 0.1));
    x = 6.*sin(((time_stop_fp1 -time_stop_fp)/(7500*18))*(count -
x1)*2*pi+(time_stop_fp1 -time_stop_fp)/(150*0.206))-1.05;
end;

if time_cl > time_stop_fp1

    x2 = x2 - 1;
    %x = 1.4^((x1 - count)/10 + 0.1);
    %x = log(1.8/((count - x1)/130 + 0.1));
    x = 5.*sin(((time_stop_refresh -
time_stop_fp1)/(7500*1.9))*(count - x2)*2*pi+(time_stop_refresh -
time_stop_fp1)/(150*0.14))+0.5;
end;

```

## ДОДАТОК Б2

Генерування імітаційної моделі пульсового сигналу в межах  $k$ -відліків  
із накладанням кривої зміни фізіологічних показників  
при психоемоційному стресі

```
x_rand = rand*1;

x = x + x_rand/10;
if (x>10)
    x=10;
end;

a_rand = rand*2;
time_cl = time_cl+ 1/x;
for i= 1:(length(a1)/x)
    a_sig (j) = r1(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a1(i)- a_rand;
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a2)/x)
    a_sig (j) = r2(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a2(i)- a_rand;
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a3)/x)
    a_sig (j) = r3(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a3(i);
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a4)/x)
    a_sig (j) = r4(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a4(i);
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a5)/x)
    a_sig (j) = r5(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a5(i);
    dis_law(j) = x;
    j = j+1;
end;

for i= 1:(length(a6)/x)
    a_sig (j) = r6(i)/x+j+count/x;
    a_freq (j) = a6(i);
```



```
    dis_law(j) = x;  
    j = j+1;  
end;  
end;  
  
subplot (2, 1, 1),plot(a_sig/40,a_freq)  
subplot (2, 1, 2),plot(a_sig/40,-dis_law
```