

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
(повне найменування вищого навчального закладу)  
Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(назва факультету)  
Біотехнічних систем  
(повна назва кафедри)

## ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту (роботи)

магістр

(освітній (освітньо-кваліфікаційний) рівень)

на тему: **Імітаційна модель добового ритмокардіосигналу для задачі  
верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу**

Виконав: студент (ка) 6 курсу, групи РБм-61

напряму підготовки (спеціальності) \_\_\_\_\_

**163 «Біомедична інженерія»**

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

\_\_\_\_\_  
(підпис) **Жаран Н.С.**  
(прізвище та ініціали)

Керівник \_\_\_\_\_  
(підпис) **Яворська Є.Б.**  
(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль \_\_\_\_\_  
(підпис) **Дедів Л.Є.**  
(прізвище та ініціали)

Рецензент \_\_\_\_\_  
(підпис) \_\_\_\_\_  
(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України  
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
 (повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

Кафедра Біотехнічних систем

Освітньо-кваліфікаційний рівень Магістр

Напрямок підготовки -

(шифр і назва)

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри біотехнічних систем

Яворська Є.Б.

«\_\_\_\_\_»

2019 р.

## ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ

Жаран Ніні Сергіївні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Імітаційна модель добового ритмокардіосигналу для задач  
 верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу

Керівник проекту (роботи) Яворська Є.Б., к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом по університету від «18» листопада 2019 року № 4/7-1041

2. Термін подання студентом проекту (роботи)

3. Вихідні дані до проекту (роботи)

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

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

## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Спеціальна частина</i>	<b>Яворська Є.Б., зав. каф. «Біотехнічні системи»</b>		
<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	<b>Осухівська Г.М., зав. каф. «Комп'ютерні системи та мережі»</b>		
<i>Обг-ння економічної ефективності</i>	<b>Клепчик В.М., ст. викл. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		
<i>Екологія</i>	<b>Кирич Н.Б., ст. викл. каф. «Менеджмент у виробничій сфері»</b>		
	<b>Зварич Н.В., доц. каф. «Обладнання харчових технологій»</b>		

## 7. Дата видачі завдання

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
	<i>Отримання завдання</i>		
	<i>Спеціальна частина</i>		
	<i>Обґрунтування економічної ефективності</i>		
	<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>		
	<i>Екологія</i>		
	<i>Оформлення пояснювальної записки</i>		
	<i>Оформлення графічної частини</i>		
	<i>Попередній захист</i>		
	<i>Захист</i>		

Студент

(підпис)

Жаран Н.С.

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

Жаран Ніна Сергіївна. Імітаційна модель добового ритмокардіосигналу для задачі верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу. – Рукопис.

Дипломна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Дипломну роботу магістра присвячено побудові імітаційної моделі добового ритмокардіосигналу на базі моделі у вигляді періодично корельовано випадкової послідовності для задачі верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу.

В роботі наведено обґрунтування використання математичної моделі ритмокардіограми як періодично корельованої випадкової послідовності. Для отримання нових інформативних інваріантних характеристик – спектральних компонент, застосовано синфазний та компонентний методи аналізу варіабельної ритмокардіограми із використанням спектрально-кореляційного методу.

Створено програмне забезпечення із графічним інтерфейсом, яке реалізує статистичний метод аналізу, і є придатним для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення автоматизованих комп'ютерних електрокардіографічних систем.

Ключові слова: електрокардіосигнал, комп'ютерна імітаційна модель, серцева ритміка, періодично корельований випадковий процес.

## ANNOTATION

Zharan N. A daily rhythmocardiosignal simulation model for verification Holter monitoring systems algorithms. – Manuscript.

Master's thesis work on specialty 163 – biomedical engineering, Ternopil National Technical University named after Ivan Pul'uj, Тернопіль, 2019.

The master's thesis is devoted to the construction of a simulation model of a daily rhythmocardio signal on the basis of the model in the form of periodically correlated random sequence for the task of verifying the algorithms of the Holter monitoring systems.

The paper substantiates the use of the mathematical model of the rhythmocardiogram as a periodically correlated random sequence. To obtain new informative invariant characteristics - spectral components, in-phase and component methods of analysis of variable rhythmocardiogram using spectral-correlation method were applied.

Graphical interface software has been created that implements the statistical method of analysis and is suitable for use as part of specialized software for automated computer electrocardiographic systems.

Keywords: electrocardiogram, computer simulation, cardiac rhythm, periodically correlated random process.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ .....	12
1.1 Голтерівський моніторинг .....	13
1.2 Системи які використовуються для передачі електрокардіосигналів на відстань .....	16
1.3 Мофологічні характеристики ЕКГ та їх генезис .....	24
1.4. Завади і артефакти, які виникають при реєстрації ЕКГ .....	31
1.5 Висновки до розділу 1 .....	34
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВАРІАНТНОГО РИТМОКАРДІОСИГНАЛУ .....	35
2.1 Причини виникнення змінності ритмокардіосигналу .....	35
2.2 ВРКС як періодично корельована випадкова послідовність ....	36
2.3 Модель варіабельної ритмокардіограми .....	37
2.4 Висновки до розділу 2 .....	38
РОЗДІЛ 3. ОПИС МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ВРКС ЯК ПКВП .....	<b>40</b>
3.1 Параметричний синтез моделі ВРКС як періодично корельованої випадкової послідовності (ПКВП) .....	40
3.2 Цифрові методи визначення характеристик ВРКС .....	43
3.3. Висновки до розділу 3 .....	49
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ХАРАКТЕРИСТИК РИТМОКАРДІОСИГНАЛУ .....	<b>50</b>
4.1 Блок-схема реалізації компонентного методу аналізу ритмокардіографічних сигналів .....	50
4.2 Обчислювальна складність компонентного, синфазного та фільтрового методів .....	51
4.3 Розробка програмного забезпечення в середовищі Matlab .....	53
4.4 Висновки до розділу 4 .....	58

РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА .....	60
5.1 Методика дослідження електричної активності серця .....	60
5.2 Обґрунтування вибору прикладного забезпечення для розв'язування наукової задачі .....	63
5.3 Висновки до розділу 5 .....	67
РОЗДІЛ 6. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ .....	68
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи ..	68
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	69
6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи .....	75
6.4 Висновки до розділу 5 .....	79
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	80
7.1 Охорона праці .....	82
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	84
7.3 Висновок до розділу 6 .....	84
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ .....	85
ВИСНОВКИ.....	89
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	90
ДОДАТКИ.....	93

## ВСТУП

Актуальність теми. Серцево-судинна система є однією з важливих для забезпечення швидких реакцій на події у оточуючому середовищі. Одним зі швидких та зручних методів оцінки стану серцево-судинної системи є аналіз варіабельності серцевого ритму (ВСР). Реєстрограма, яка відображає електричну активність серця, називається електрокардіограмою (ЕКГ).

Оцінка функціонального стану організму за даними варіабельності серцевого ритму є перспективним діагностичним методом, який вже широко використовується в клінічній медицині.

Цільова група Європейського Товариства кардіології і Північно-Американського Товариства електростимуляції і електрофізіології у 1996 році опублікувала Стандарт вимірювання, фізіологічної інтерпретації та клінічного застосування варіабельності серцевого ритму. Цей Стандарт визначає методи вимірювання, аналізу і клінічної інтерпретації показників варіабельності серцевого ритму. В цьому документі не вказаний метод автокореляційного аналізу кардіоінтервалограм. Високу діагностичну цінність показників автокореляційного аналізу при оцінці функціонального стану організму зауважено у роботах сучасних науковців.

Упродовж останніх років дослідження варіабельності ритму серця (ВРС) стало одним з доступних неінвазивних методів стратифікації ризику у пацієнтів із серцево-судинною патологією. Широке впровадження методу холтерівського моніторування ЕКГ у клінічну практику дозволило оцінювати показники ВРС упродовж доби та за певні проміжки часу, використовувати цей метод для вивчення стану вегетативної регуляції серцевого ритму, перспектив виживання пацієнтів з кардіологічними захворюваннями та оцінки ефективності терапії. Зміни ВРС були виявлені при ряді несерцевих захворювань, зокрема, цукровому діабеті, неврологічній та легеневій патології. Водночас, основні



стандарти інтерпретації та клінічного використання показників ВРС, підготовлені американськими та європейськими експертами у 1996 р., до цього часу не переглядалися.

Існує очевидна потреба у визначенні реального місця оцінки ВРС серед інших відомих неінвазивних методів оцінки кардіального ризику, а також оптимального обсягу дослідження ВРС.

Аналіз практики визначення характеристик ВРС, наприклад, за допомогою біомедичних систем КАРДІОСЕНС (НТЦ „ХАІ-МЕДИКА”, м. Харків), DiaCard (АОЗТ „Сольвейг”, м. Київ), CARDIO-10DX (Pallar Ltd. Co, м. Вінниця), KARDi (УльтраМед, Росія), КАД-03 «КИГ» (ДНК и К, Росія), Medilog-Ex.(Oxford, Англія), Micro AM (Kontron, Франція) показує, що для оцінювання ВРС застосовують різноманітні методи, які відрізняються способом параметризації стаціонарної моделі. У працях Драгана Я.П., Яворської Є.Б. використано стохастичний підхід до побудови математичної моделі ритмокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка на відміну від відомих враховує у своїй структурі поєднання властивостей періодичності із випадковістю, що дає змогу проаналізувати фазово-часову структуру сигналу для задач виявлення ранніх змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

Отже, побудова імітаційної моделі добового ритмокардіосигналу для задач верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу є актуальною науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є побудова імітаційної моделі добового ритмокардіосигналу на базі моделі у вигляді періодично корельовано випадкової послідовності для задач верифікації алгоритмів роботи систем голтерівського моніторингу.

Досягнення цієї мети вимагає розв’язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих моделей ритмокардіосигналів та методів опрацювання їх для обґрунтування напрямку наукового дослідження.
2. Побудувати математичну модель ритмокардіосигналу, яка враховує у своїй структурі механізм поєднання властивостей періодичності із

випадковістю, для розв'язання задач оперативного виявлення змін стану серцево-судинної системи людини.

3. Обґрунтувати метод статистичного опрацювання ритмокардіосигналу на основі його математичної моделі для виявлення нових інформативних ознак.

4. Провести експериментальні дослідження ритмокардіосигналів з метою перевірки обґрунтованої математичної моделі та методів її опрацювання.

5. Удосконалити програмне забезпечення комп'ютерних систем діагностики стану серцево-судинної системи.

*Об'єкт дослідження:* Процес опрацювання добового ритмокардіосигналу для розширення можливостей систем голтерівського моніторингу.

*Предмет дослідження:* Математична модель ритмокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

*Методи дослідження* побудовано на базі енергетичної теорії стохастичних сигналів (ЕТСС), зокрема подання періодично корельованого випадкового процесу для обґрунтування математичної моделі ритмокардіосигналу і методів оцінювання його параметрів. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів. Вперше на базі математичної моделі ритмокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу опрацьовано його компонентним методом, що дало змогу розширити можливості оперативної діагностики стану серцево-судинної системи людини із використанням комп'ютерних систем діагностики стану серцево-судинної системи шляхом впровадження в область електрокардіографії нового класу інформативних характеристик – спектральних компонент.

Апробація результатів дослідження. Викладені в дипломній роботі результати доповідалися і обговорювалися на II Міжнародній студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (м. Тернопіль, 2019 р.).

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІЗ СТАНУ ПРОБЛЕМИ

Починаючи з середини 50-х років минулого століття, поширення хвороб системи кровообігу в більшості країн світу набуло епідемічного характеру. Вони займають перше місце в структурі смертності громадян України (62,5%) [2], на кілька порядків випереджаючи смертність від злоякісних новоутворень. Відбувається щорічне зростання показників серцево-судинної захворюваності. Поширення хвороб системи кровообігу в Україні серед дорослих та підлітків у 2001 році збільшилось порівняно з 1996 роком на 48,9%, порівняно з 1999 і 2000 роками – на 22,9% і 8,0% відповідно. Економічні збитки внаслідок тимчасової непрацездатності та передчасної смерті від кардіоваскулярної патології в минулому році перевищили 2 млрд. гривень. Окрім того, значні економічні витрати держави пов'язані з лікуванням та реабілітацією цієї категорії хворих. За словами головного вченого секретаря Президії АМН України, члена-кореспондента АМН України, доктора медичних наук, професора Володимира Міхньова, сьогодні основне завдання кардіологів – боротьба за якість життя пацієнтів, за кількість днів, які може прожити пацієнт із захворюванням серцево-судинної системи. Це передбачає впровадження нових програм досліджень, діагностики і лікування, які розробляються зусиллями спеціалістів усього світу [4].

Особливо гостро постала проблема з ішемічною хворобою серця (ІХС). ІХС в Україні займає провідні позиції в структурі причин смертності від захворювань. За даними [Всесвітньої організації охорони здоров'я \(2009 р.\)](#) серед країн [Європейського Союзу](#), [країн СНД](#), та інших європейських країн — [Україна](#) посідає одне з перших місць серед смертності населення від ІХС. Так, наприклад, за показником Раптової серцевої смертності від ІХС у віці від 0 до 64 років на 100 000 населення — Україна посідає перше місце серед цих країн (143,78 / 100 000 населення). [3].

### 1.1. Голтерівський моніторинг

Важливим методом при діагностиці ІХС є Голтерівський моніторинг ЕКГ серця. Голтерівський моніторинг - це метод, за допомогою якого здійснюється добове спостереження за роботою серця [5].

Для цього використовується носимий портативний реєстратор, який проводить цілодобовий запис електрокардіограми і передачу інформації про роботу серця за добу в комп'ютер.

Спеціальна програма забезпечує виявлення і аналіз всіх видів порушення серцевого ритму, больових і безбольових нападів ішемії міокарду. Цей метод дозволяє не тільки точно поставити діагноз, але і істотно підвищити ефективність лікування серцево-судинних захворювань (гіпертонія, інфаркт, атеросклероз, міокардит).

Показання до проведення ГМ [5]:

- Скарги, які можуть бути наслідком порушень ритму серця (серцебиття, втрата свідомості, запаморочення).
- Оцінка ризику появи небезпечних для життя аритмій у пацієнтів без скарг при:
  - а) гіпертрофічній кардіоміопатії;
  - б) недавно перенесеному інфаркту міокарду, ускладненому порушеннями ритму;
  - в) синдром подовженого QT.
- Оцінка ефективності антиаритмічного лікування або прояву проаритмічних ефектів.
- Оцінка роботи серця:
  - а) у хворих з скаргами, які дозволяють запідозрити аритмію;
  - б) у випадках індивідуального програмування стимулятора, наприклад, встановлення верхньої частотної межі при схильності до тахікардії або корекції частоти ритму з урахуванням активності хворого.
- Оцінка недостатності кровопостачання серцевого м'яза:
  - а) при підозрі на варіантну стенокардію типу Принцметала;

- б) у виняткових випадках після інфаркту міокарду для визначення подальшої тактики лікування хворого;

- в) у виняткових випадках при ішемічній хворобі серця для оцінки ефективності лікування, що проводиться.

- Оцінка циклічної варіабельності синусового ритму у хворих:

- а) що перенесли інфаркт міокарду;

- б) з серцевою недостатністю ;

- в) з підозрою на порушення функції вегетативної системи, наприклад, при цукровому діабеті або синдромі нічного апное.

- Оцінка добової динаміки інтервалу QT при підозрі на синдром подовженого QT.

ГМ залежить від клінічної ситуації і інформативний тільки тоді, коли епізоди погіршення самопочуття з'являються досить часто і є реальний шанс зареєструвати їх протягом 24-х годин.

Єдиним показанням для здійснення ГМ при пароксизмальних розладах свідомості, незалежно від частоти появи скарг, є раптова втрата свідомості. оскільки є шанс виявити пароксизмальні порушення ритму, які в даний момент не дають клінічних симптомів, але потенційно можуть бути причиною раптової втрати свідомості.

Оцінюючи ефективність лікування аритмій, слід пам'ятати про природну варіабельності ектопічної активності, коли кількість екстрасистол може істотно змінюватися незалежно від прийому препаратів. Тому критерії ефективності лікування приймаються з деякими допущеннями залежно від кількості екстрасистол в первинному дослідженні, від проміжку часу між двома порівнюваними дослідженнями і від часу ГМ.

Не дивлячись на значну автоматизацію процесів аналізу, роль лікаря незамінна. Група американських кардіологічних співтовариств перед виконанням самостійної роботи рекомендує провести хоч би 75 досліджень під контролем досвідченого фахівця.

Сучасна комп'ютерна апаратура повинна реалізовувати такі елементи ГМ, як [5]:

- багатогодинна реєстрація ЕКГ в умовах природної активності досліджуваного;

- відтворення зареєстрованої ЕКГ;

- аналіз ЕКГ;

- обробка і інтерпретація результатів. Деякі системи додатково оснащені програмами аналізу функції кардіостимулятора і пізніх потенціалів шлуночків.

При холтерівським моніторингу оцінюється не тільки ЕКГ, але лікар ще має опис дій і скарг хворого. Дуже важливим є опис симптоматики під час змін ЕКГ, щоб оцінити відповідність об'єктивної картини і суб'єктивних проявів.

Всім пацієнтам при холтерівським моніторингу рекомендується вести щоденник, в якому пацієнт відзначає своє самопочуття, скарги, вид діяльності, фізичні навантаження, прийом лікарських препаратів, час неспання і сну.

Після установки приладу пацієнту видається віддрукована форма щоденника, де пропонується від руки вносити по відповідному годиннику доби свої дії і самопочуття.

Перш за все, описується рід занять протягом всього моніторингу і фізіологічний стан: сон, фізичні вправи, ходьба, біг, водіння автомобіля, емоційні стреси.

Точно за часом, наголошуються скарги, у зв'язку з якими проводиться моніторинг і інші суб'єктивні відчуття: слабкість, запаморочення, здавлення в грудях, задуха, серцебиття, нездужання, біль в області серця, або біль в іншій локалізації.

Пропонується вказувати характер болю (тупий, такий, що тисне, коле, стискає і так далі), а також його тривалість. Слід вказати, за яких обставин біль виник (після фізичної або емоційної напруги, у спокої і так далі) і пройшов (зупинка при ходьбі, після прийому ліків).

Вказати час прийому і назву лікарських препаратів.

При початку аналізу результатів голтерівського моніторингу лікар вводить дані щоденника в комп'ютер. Тому ведення щоденника є надзвичайно важливим аспектом проведення якісного обстеження і отримання точніших результатів аналізу.

1.2. Системи які використовуються для передачі електрокардіосигналів на відстань.

1.2.1. «Кардіометр-МТ». Широко відомий комп'ютерний комплекс для автоматизованої інтегральної оцінки функціонального стану серцево-судинної системи, який серійно почав випускатись з 1996 р. Дозволяє висилати анкетні дані пацієнтів, дані клінічних обстежень пацієнтів, зняті ЕКГ, результати обробки ЕКГ. Використовуються стандартні комунікаційні засоби (модеми, підключені до телефонної лінії зв'язку).

Заміна в існуючих мережах дистанційної діагностики телеметричної системи «Волна» на комплекс «Кардіометр-МТ» дозволяє: коротити час передачі ЕКГ з 20 до 3 хв, спостерігати в чистому вигляді без спотворень синхронний запис ЕКГ в 12 відведеннях на екранах моніторів, як в приймальному пункті так і на передавальному, інтерпретувати особливості ЕКГ по голосовому зв'язку [6].

1.2.2. Телекард. Функціонально закінчена частина медичного діагностичного комплексу "Тредекс", яка призначена для проведення транстелефонних ЕКГ консультацій в рамках телемедичного підходу до побудови системи ургентної кардіологічної діагностики [7].

Перевагами Телекард є такі моменти: забезпечує передачу цифрової синхронної стандартної 12-канальної ЕКГ на будь-які відстані за допомогою будь-яких голосових каналів зв'язку. Передача сигналів може відбуватись за допомогою: стандартних телефонних ліній, мобільних телефонів, радіоподовжувачів будь-яких моделей, портативних і стаціонарних радіостанцій.

Телекард забезпечує передачу 12-канальної електрокардіограми цифрової якості тривалістю 15 сек. з периферійного пристрою на віддалений приймальний дистанційно-діагностичний центр (ДДЦ) с наступною консультацією спеціаліста в режимі одного телефонного звінка.

Комплекс використовує цифрову передачу сигналу по акустичному каналу, що забезпечує гарантовану високу якість ЕКГ і дозволяє вести професійну діагностику будь-яких кардіологічних захворювань (ІХС, ГІМ, аритмії різноманітної етіології та ін.)

Постає необхідність в оснащенні машин швидкої допомоги телеметричним обладнанням. Адже незначна частина машин забезпечена якісними електрокардіографами, кваліфікованих кардіологів для щодобового чергування не вистачає. Відповідно, ЕКГ, передана за допомогою Телекарду, розшифровується кращими кардіологами регіону, що працюють в дистанційно-діагностичному центрі.

Телекард відповідає вимогам, які пред'являються до обладнання машин ШМД:

- електрокардіограма, що передається по телефону - високої якості (цифрова якість – аналогова передача сигналу)
- електрокардіограма є 12-канальною, при цьому стандартною і синхронною.

Комплекс "Телекард" - забезпечує консультацію в режимі «одного дзвінка» (дозвін, переговори медперсоналу, передача ЕКГ і наступна консультація проводяться в ході однієї телефонної розмови [8].

Апаратура забезпечує мінімальний час підготовки до роботи. Дії медперсоналу в машині ШМД зводяться до: накладання електродів, дозвону на ДДЦ, натискання однієї кнопки. При цьому апаратура є компактною, легкою.

Комплекс складається з центральної частини та периферичної.

Центральна станція містить у своєму складі: персональний комп'ютер лікаря- оператора, обладнаний приймальним блоком і підключений до телефонної лінії. Прийом ЕКГ проводиться з допомогою спеціального програмного забезпечення. Центральна станція розрахована на роботу до 100 обладнань на периферії.

Стандартна комплектація базового комплекта Центральної станції:

- блок приймальний базовий;
- кабель телефонний;



- адаптер телефонний;
- блок живлення;
- програмне забезпечення;
- керівництво користувача.

В додаткову комплектацію центральної станції входять: комп'ютер, монітор, принтер.

Периферична частина системи складається із сітки мініатюрних транстелефонних цифрових 12-канальних електрокардіографів, які підключаються до стаціонарних радіотелефонів, мобільних телефонів стандартів GSM-900 і GSM-1800 або радіостанцій. Периферичний пристрій «Телекард» забезпечує дозвін, запис, передачу стандартної цифрової синхронної 12-канальної ЕКГ на центральну станцію і консультацію спеціаліста в режимі одного телефонного дзвінка.

В комплектацію периферичної частини системи входять:

- цифровий транстелефонний 12-канальний підсилювач-передавач ЕКГ із вмонтованим кабелем відведень;
- радіотелефон;
- комплект одноразових ЕКГ електродів;
- батарея 1,5 В тип АА – 2 шт;
- інструкція абонента.

В додаткову комплектацію периферичної частини системи входять:

- набір багаторазових ЕКГ електродів;
- сумка для зберігання і переноски комплекту периферичної частини;
- мобільний телефон (модель визначається за вимогами замовлювача).

Можливості аналізу ЕКГ:

- автоматичне визначення ЧСС;
- автоматичне усунення тренда кривої;
- зміна швидкості розгортки і масштабування зареєстрованої ЕКГ кривої;
- вимірювання амплітудно-часових параметрів ЕКГ;
- Заключення текстове в довільній формі з збереженням в базі даних

### •Друк

При друці є можливим: вивід на друк ПП і віку пацієнта, дати і часу реєстрації, місця передачі ЕКГ, ЧСС, значень підсилення і швидкості розгортки, заключення спеціаліста; вивід на друк кривих ЕКГ з регульованим підсиленням і швидкістю розгортки; друк на звичайному папері формату А4; можливість пересилання ЕКГ з коментарями лікаря-діагноста на віддалений факсимільний апарат безпосередньо з програми; фоновий режим друку.

При застосуванні Телекарду є можливим зберігання електрокардіограм і даних про пацієнтів в файловій базі даних; можливість пошуку попередніх записів пацієнта в базі даних і аналізу ЕКГ в динаміці; можливість пересилання записаного файла ЕКГ пацієнта по електронній пошті або передачі його по локальній сітці

Напротязі 2004-2005 рр. Міністерство охорони здоров'я України в рамках програми розвитку сільської медицини закупило 570 передаючих приладів і 57 центральних приймальних станцій комплексу транстелефонної ЕКГ «Телекард», було створено 52 Дистанційно-діагностичних центри (ДДЦ) [8].

На першому етапі у 2005 р ДДЦ створювались в обласних центрах (всього - 25). Передаючі прилади були встановлені в 270 ЦРЛ відповідних областей. На другому етапі у 2006 р ДДЦ створювались в ЦРЛ більшості областей України, а також в системі Швидкої медичної допомоги (всього – 26).

На базі Центрального інституту травматології і ортопедії і Науково-дослідного інституту серцево-судинної хірургії ім. А.В. Вишневського організоване ОАО "Телемедицина", створений Федеральний фонд "Телемедицина". При допомозі НДІ серцево-судинної хірургії ім. Бакулева створена Російська асоціація телемедицини, яка найбільш серйозно приступила до створення єдиної реально працюючої телемедичної сітки в Росії.

Що обмежує використання Телекард?

- Відсутність “вісімки”
- Відсутність виділеного телефонного номеру для прийому ЕКГ
- Відсутність виділених ставок

- Відсутність бажання у медичного персоналу змінювати стереотипи звичної роботи

- Відсутність коштів на оплату телефонних консультацій

Використання передачі кардіосигналів в Україні

«Обласна лікарня (кардіодиспансер) - ЦРЛ», «ЦРЛ - сільська (сімейна) амбулаторія», «Система швидкої медичної допомоги» застосовують електрокардіограми, які передаються по телефону.

Система радіомоніторного контролю ЕКГ “Radioholter” встановлена в ЦКЛ №5 м. Харкова на протязі 2-ох років. Потрібно було створити телеметричну систему, яка б: забезпечила постійне дистанційне ЕКГ супроводження пацієнта в реальному часі, при цьому не обмежувала активність пацієнта, організувала щодобовий пост спостережень медперсоналом.

Таким вимогам відповідала система Radioholter.

1.2.3. Radioholter. За допомогою системи Radioholter є можливим: прийом одноканальної ЕКГ від 6 пацієнтів одночасно. Прилад-радіопередавач ЕКГ закріплюють на спеціальному паску на тілі пацієнта. ЕКГ передається на приймач Центральної станції. При цьому ЕКГ безперервно відображається на екрані монітора. Інформація зберігається на жорсткому диску комп'ютера, автоматично видається сигнал тривоги при змінах ЕКГ. За роботою комплексу безперервно спостерігає черговий персонал-лікар-кардіолог, медсестра [8].

Категорії пацієнтів, яким показане радіомоніторне спостереження ЕКГ:

- Пацієнти, що переводяться з реанімації в палату
- Пацієнти з фатальними порушеннями ритму (в анамнезі)
- Пацієнти, що отримують тромболітичну терапію
- Пацієнти з перехідним порушенням ритму
- Активна реабілітація хворих ІМ
- Підбір антиаритмічних препаратів

Другий аспект застосування системи радіомоніторингового контролю ЕКГ – фізична реабілітація, де є потрібним безперервний контроль ЕКГ під час виконання фізичних вправ.

Система радіомоніторингового контролю ЕКГ для реабілітації, розрахована на одночасне спостереження за 9-ма пацієнтами. Лікар-методист ЛФК спостерігає за ЕКГ пацієнтів, що працюють в залі, на тренажерах. Визначають реакцію ССС пацієнта на той чи інший комплекс вправ. За допомогою переговорного пристрою лікар ЛФК оперативно коректує інтенсивність і темп навантажень

Мобільний давач вмонтований в ЕКГ-пасок, який пацієнт постійно носить на грудній клітці. У випадку небезпечних ЕКГ-змін – автоматично здійснюється безпроводниковий зв'язок з стаціонарною базою, що встановлена на квартирі пацієнтів. Передача сигналу тривоги стаціонарною базою відправляє оптоакустичний сигнал. Сигнал викликає обслуговуючий персонал. Одночасно стаціонарна база здійснює телефонний зв'язок з медичним центром виклику Call Center з службою швидкої допомоги або з іншими закладами (телефонний номер вводиться в стаціонарну базу. Одночасно з сигналом тривоги ЕКГ-пасок передає на стаціонарну станцію запис змін ЕКГ (60 с), що передували приступу, попередній діагноз. Записана ЕКГ пересилається через встановлений модем по телефонній лінії зв'язку в електронну історію хвороби [8].

1.2.4. "ДІОКС-01-ЕКГ" .Саратовський НДІ Кардіології при СГМУ МЗ РФ використовує для передачі ЕКГ-сигналу "ДІОКС-01-ЕКГ".

Цей комплекс передбачає: створення індивідуальних кардіопередавачів кишенькового формату з автономним живленням, цифровим записом декількох фрагментів ЕКГ в пам'ять, з наступною передачею даних по телефону або безпосередньо в персональний комп'ютер (ПК), створення кардіопередавачів максимально простих в користуванні. Комплекс "ДІОКС-01-ЕКГ" передбачає: використання сучасних комп'ютерних баз даних (БД), використання сучасних мережових технологій при створенні приймального пульта на базі ПК, створення спеціалізованого програмного забезпечення, інтегрованого в локальні інформаційні мережі [8].

Для комплексу "ДІОКС-01-ЕКГ" розроблені два типи кардіопередавачів:

- професійний на 12 загальноприйнятих відведень ЕКГ

- індивідуальний на 3 відведення з переключенням на 1 відведення для запису серцевого ритму.

Для фіксації ЕКГ електродів на торсі пацієнта використовується еластичний пасок із змінним об'ємом. Індивідуальне налаштування паска проводиться лікарем при видачі приладу пацієнту. Конструкція паска дозволяє самостійно одягати його за допомогою одного руху, защіпка пряжки-карабін на середині грудини забезпечує точне відтворення накладання ЕКГ електродів від сеансу до сеансу аутотрансляції.

Прилади виконані на базі однокристальної мікро-ЕОМ з 8-канальним АЦП в інтегральному виконанні (мікросхема TN87C51GB фірми "Intel", блок енергонезалежної пам'яті, що містить до 16 мікросхем репрограмуючого постійно запам'ятовуючого пристрою з послідовним обміном даними). Підсилювачі електрокардіосигналу зібрані на операційних підсилювачах згідно типової схеми з активним пригніченням синфазних завад за рахунок вхідних повторювачів, охоплених зовнішнім від'ємним зворотнім зв'язком через загальний електрод. Ці дані сприяють забезпеченню: значення коефіцієнта пригнічення синфазних завад не менше 110 дБ, вхідного імпедансу - 100 МОм, рівень власних шумів, приведених до входу, - не більше 20 мкВ. Живлення приладів здійснюється від батареї 6PLF22 під напругою 9В, вага - не більше 200г. Прилади зібрані в універсальному вилитому пластмасовому корпусі. На верхній кришці приладу розміщені світлодіодне індикаторне табло, яке відображає: номер даного сегменту пам'яті, його стан, режим роботи приладу "Запис/Передача", якість накладання електродів, розряд батареї, кнопки управління "Запис", "Передача" і "Вибір ЕКГ", перемикач режиму роботи "Неб/Ритм" для індивідуального приладу. На корпусі розміщені гнізда для підключення: кабеля пацієнта, інтерфейсу RS232 для зв'язку з ПК, виносного малогабаритного акустичного перетворювача з ущільненим кільцем із паролону для зниження впливу зовнішніх шумів при накладанні на телефонну трубку. Реєстрація ЕКГ проводиться синхронно у всіх відведеннях з частотою аналого-цифрового перетворення 250 Гц і 12 біт на канал. Передача записаних відведень ЕКГ по телефону проводиться послідовно в аналоговому частотно-

модульованому вигляді с частотою 1400Гц і крутизною перетворення 40 Гц/мВ, що відповідає параметрам серійних систем "Волна-1" і "Салют" [8].

Зміна об'єму пам'яті кардіопередавачів здійснюється простим нарощуванням мікросхем E2PROM і складає для професійного приладу - до 12 записів ЕКГ-12 по 8 сек, для індивідуального - до 17 хв. в режимі запису трьох відведень ЕКГ 34 хв. - запис одного відведення для аналізу серцевого ритму.

В індивідуальному приладі лікар, може с допомогою органів керування перепрограмувати конфігурацію пам'яті, змінити тривалість і кількість фрагментів ЕКГ.

Професійний кардіопередавач додатково комплектується:

- кабелем з контролером паралельного інтерфейсу "Centronics"
- портативним струйним принтером для автономної роздруковки записаних ЕКГ-12, що дозволяє використовувати прилад як звичайний переносний шестиканальний електрокардіограф.

Кардіологічний дистанційний пульт складається з: мікропроцесорного блоку прийому ЕКГ, що забезпечує комутацію, посилення і фільтрацію ЧМ сигналу з телефонної лінії, його демодуляцію, перетворення в цифровий потік і передачу даних в ПК по RS232, IBM-сумісного персонального комп'ютера кардіологічною базою даних "ТЕЛЕКАРД 1.2" під ОС Windows NT. Програма забезпечує перегляд прийнятої ЕКГ, автоматизоване вимірювання амплітудно-часових параметрів шлуночкового комплексу, опис ЕКГ, зберігання кардіологічної і клінічної інформації в базі даних, оперативне порівняння динаміки ЕКГ, роздруровку протоколу обстеження на паперовому носії. Файлова структура БД може бути локальною, тобто розміщеною на одному ПК, або мережевою. Мережева БД зберігається на файл-сервері, а інтерфейсна частина програми розміщена на робочих станціях. Це дозволяє: організувати універсальне робоче місце лікаря-кардіолога, створити єдину база даних на всіх хворих, тривале зберігання інформації, швидкий пошук інформації, оперативне порівняння динаміки, зручне ведення хворих на різних етапах лікування від стаціонару до дільничного лікаря [8].

Робота дистанційного центру в режимі аутотрансляції забезпечує поліклінічний етап спостереження за хворими, що перенесли ІМ. При цьому є можливим: раннє виявлення зрушень ритму і провідності, скорочення строків повернення хворих до виробничої діяльності, зменшення кількості повторних ІМ, зменшення летальності та ризику раптової смертності, покращення якості життя.

Введення в практику ДКЦ має такі переваги:

- Значний економічний і медико-соціальний ефект
- Не потребує великих матеріальних затрат
- Підвищення якості амбулаторного лікування пацієнтів
- Зменшення числа викликів кардіологічних бригад швидкої медичної допомоги

- Дозволяє керувати застосуванням медикаментів серцево-судинної групи

Однак признаті електрокардіограм з допомогою цих систем досліджувані знаходяться в стані рухової активності що приводить до спотворення електрокардіосигналу, яке потрібно усунути.

### 1.3. Мофологічні характеристики ЕКГ та їх генезис.

Проходження імпульсу по провідній системі серця графічно записується по вертикалі у вигляді піків - підйомів і спадів кривої лінії. Ці піки прийнято називати зубцями електрокардіограми і позначати латинськими літерами Р, Q, R, S і Т. Крім реєстрації зубців, на електрокардіограмі по горизонталі записується час, протягом якого імпульс проходить по певним відділам серця. Відрізок на електрокардіограмі, виміряний за своєю тривалістю у часі (у секундах), називають інтервалом (рис. 1.2) [9].

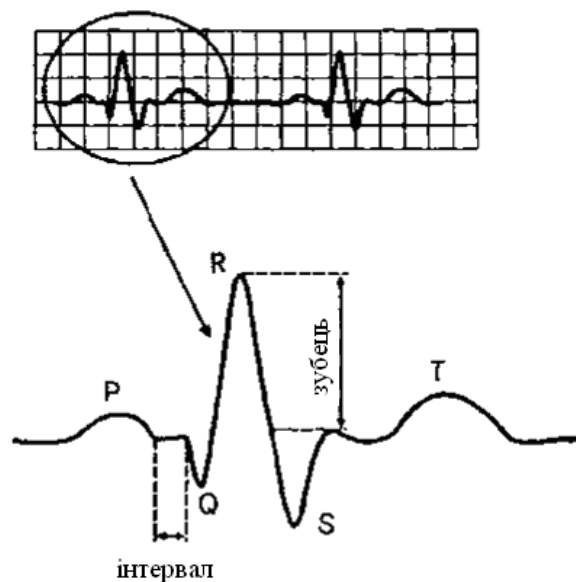


Рис. 1.2. ЕКГ: зубці і інтервали

1.3.1. Зубець Р. Електричний потенціал, вийшовши за межі синусового вузла, охоплює збудженням перш за все праве передсердя, в якому знаходиться синусовий вузол. Так на ЕКГ записується пік збудження правого передсердя (рис. 1.3) [9].

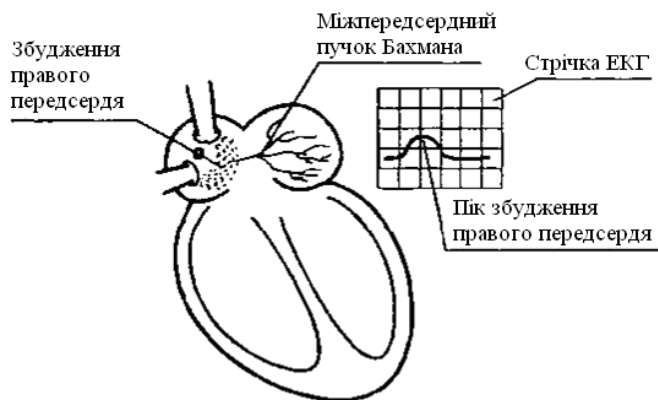


Рис. 1.3. Пік збудження правого передсердя.

Далі по провідній системі передсердь, а саме по міжпередсердному пучку Бахмана, електроімпульс переходить на ліве передсердя і збуджує його. Цей процес відображається на ЕКГ піком збудження лівого передсердя. Його



збудження починається в той час, коли праве передсердя вже охоплено збудженням, що добре видно на рисунку 1.4 [9].

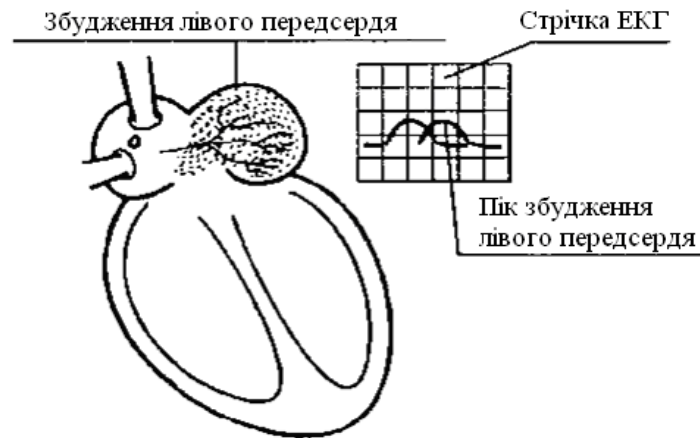


Рис. 1.4. Збудження лівого передсердя і його графічне зображення.

Відображаючи збудження обох передсердь, електрокардіографічний апарат підсумовує обидва піки збудження і записує графічно на стрічці зубець Р (рис. 1.5) [9].



Рис. 1.5. Зубець Р.

Таким чином, зубець Р являє собою сумарне відображення проходження синусового імпульсу по провідній системі передсердь і по чергове збудження

спочатку правого (висхідне коліно зубця Р), а потім лівого (низхідне коліно зубця Р) передсердь.

1.3.2. Інтервал Р-Q. Одночасно з збудженням передсердь імпульс, який виходить із синусового вузла, направляєється по нижній гілочці пучка Бахмана по атріовентрикулярному (передсердношлуночковому) з'єднанню. У ньому відбувається фізіологічна затримка імпульсу (уповільнення швидкості його проведення). Проходячи по атріовентрикулярному з'єднанні, електричний імпульс не викликає збудження прилеглих шарів, тому на електрокардіограмі піки збудження не записуються. Реєструючий електрод викреслює при цьому пряму лінію, яка називається ізоелектричною лінією.

Оцінити проходження імпульсу по атріовентрикулярному з'єднанню можна в часі (за скільки секунд імпульс проходить це з'єднання). Такий генезис інтервалу Р-Q (рис1.6) [9].

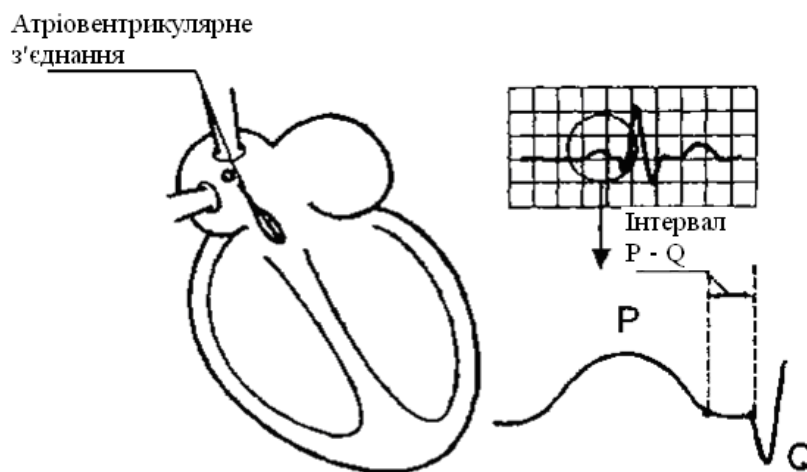


Рис. 1.6. Інтервал Р – Q

1.3.3. Зубці Q, R і S. Продовжуючи свій шлях по провідній системі серця, електричний імпульс досягає провідних шляхів шлуночків, представлених пучком Гіса, проходить по цьому пучку, збуджуючи при цьому міокард шлуночків. Цей процес відображається на електрокардіограмі формуванням (записом) шлуночкового комплексу QRS. Слід зазначити, що шлуночки серця збуджуються в певній послідовності. Спочатку, протягом 0,03

с збуджується міжшлуночкова перегородка. Процес її збудження призводить до формування на кривій ЕКГ зубця Q (рис. 1.7) [9].

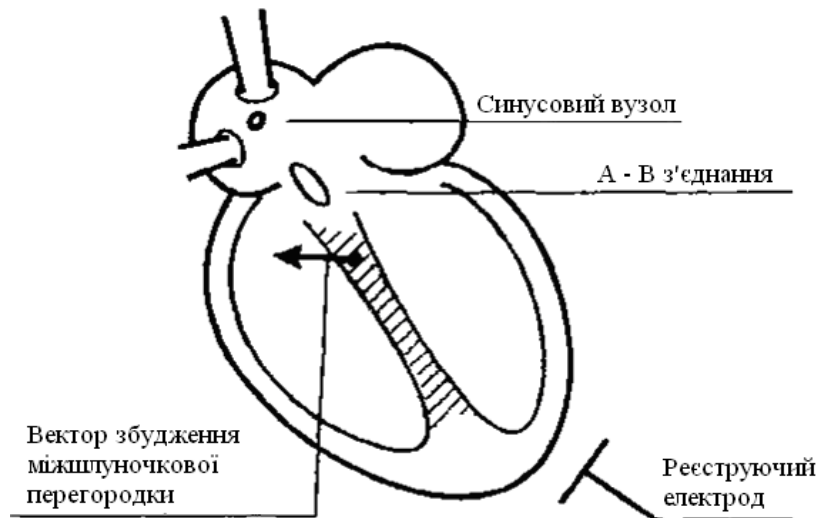


Рис. 1.7. Збудження міжшлуночкової перегородки (зубець Q)

Потім збуджується верхівка серця і прилеглі до неї області. Так на ЕКГ з'являється зубець R (рис. 1.8) [9]. Час збудження верхівки в середньому рівний 0,05 с.

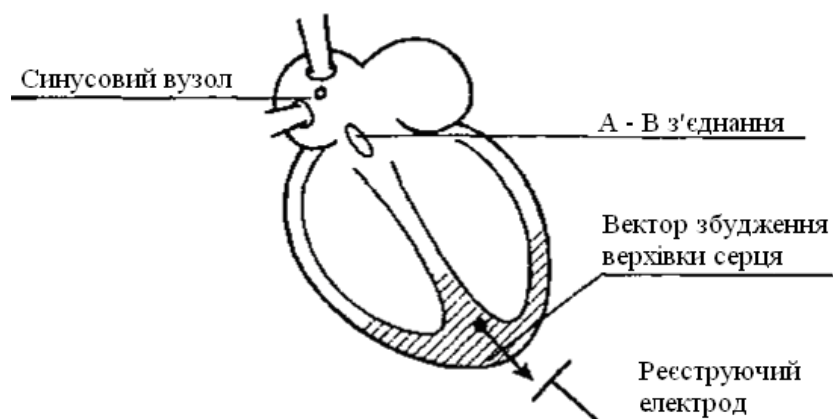


Рис. 1.8. Збудження верхівки серця (зубець R)

І в останню чергу збуджується основа серця. Наслідком цього процесу є реєстрація на ЕКГ зубця S (рис. 1.9) [9]. Тривалість збудження основи серця складає близько 0,02 с.

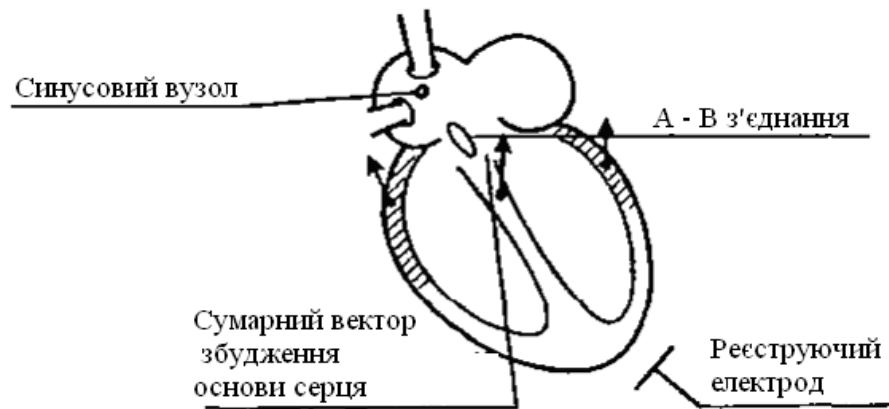


Рис. 1.9. Збудження основи серця (зубець S)

Вищеназвані зубці P; R та S утворюють єдиний шлуночковий комплекс QRS тривалістю 0,10 с.

1.3.4. Відрізок S-T і зубець T. Охопивши збудженням шлуночки, імпульс, який почав шлях з синусового вузла, згасає, тому що клітини міокарда не можуть довго залишатися збудженими. У них починаються процеси відновлення свого початкового стану, до збудження.

Процеси згасання збудження і відновлення початкового стану міокардіоцитів також реєструються на ЕКГ.

Електрофізіологічні сутність цих процесів дуже складна, тут велике значення має швидке входження іонів хлору в збуджену клітину, злагоджена робота калій-натрієвого насоса, мають місце фаза швидкого згасання збудження і фаза повільного згасання збудження і ін. Всі складні механізми цього процесу об'єднують зазвичай одним поняттям - процеси реполяризації. Для нас же найголовніше те, що процеси реполяризації відображаються графічно на ЕКГ відрізком S-T і зубцем T (рис. 1.10) [9].

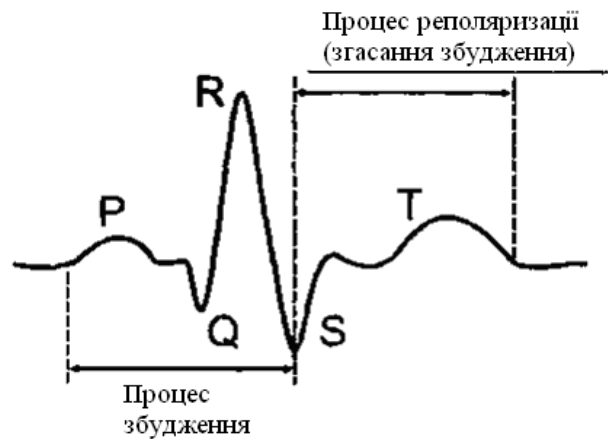


Рис. 1.10. Процеси збудження и реполяризації міокарда.

1.3.5. Амплітуди і тривалості зубців і інтервалів. Для запам'ятовування амплітуди (висоти або глибини) основних зубців необхідно знати: всі апарати, які реєструють ЕКГ, налаштовані таким чином, що вичерчується на початку запису контрольна крива дорівнює по висоті 10 мм, або 1 мілівольтах (mV) (рис. 1.11) [9].



Рис. 1.11. Контрольная крива і амплітуда основних зубців ЕКГ

Традиційно всі вимірювання зубців та інтервалів прийнято проводити в другому стандартному відведенні, що позначається римською цифрою II. У цьому відведенні висота зубця R в нормі повинна бути рівна 10 мм, або 1 mV.

Висота зубця T і глибина зубця S повинні відповідати 1/2-1/3 висоти зубця R або 0,5-0,3 mV.

Висота зубця Р і глибина зубця Q будуть рівні  $1/3-1/4$  від висоти зубця R чи  $0,3-0,2$  mV. У електрокардіографії ширину зубців (по горизонталі) прийнято вимірювати не в міліметрах, а в секундах, наприклад, ширина зубця Р дорівнює  $0,10$  с. Ця особливість можлива тому, що запис ЕКГ проводять на постійній швидкості протягання стрічки. Так, при швидкості механізму протягування стрічки  $50$  мм / с, кожен міліметр буде дорівнює  $0,02$  с (рис. 1.12) [9].

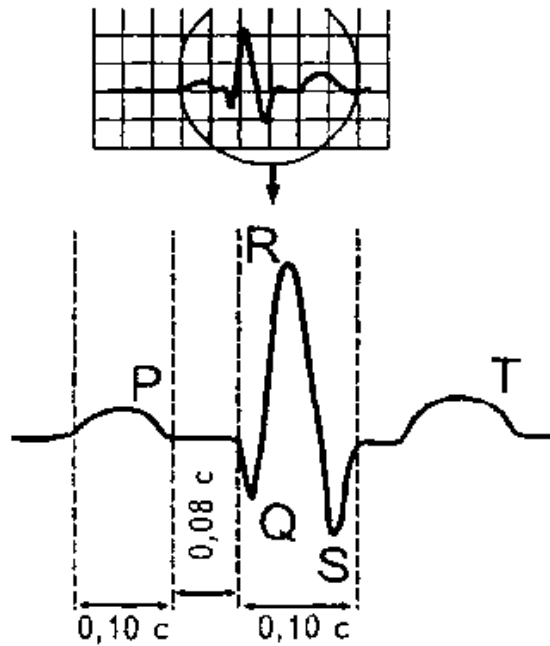


Рис. 1.12. Час на ЕКГ стрічці

Для зручності характеристики тривалості зубців і інтервалів час рівний  $0,10 \pm 0,02$  с.

Ширина зубця Р (час за який синусовий імпульс охопить збудженням обидва передсердя):  $0,10 \pm 0,02$  с.

Тривалість інтервалу Р-Q (час за який синусовий імпульс пройде атріовентрикулярне з'єднання):  $0,10 \pm 0,02$  с.

Ширина шлуночкового комплексу QRS (час за який синусовий імпульс охопить збудженням шлуночки):  $0,10 \pm 0,02$  с.

Час для збудження передсердь і шлуночків:  $0,30 \pm 0,02$  с ( $0,10$  - тричі).

Емпірично визначено, що час реполяризації і час збудження всіх відділів серця приблизно рівні. Отже, тривалість фази реполяризації дорівнює приблизно  $0,30 \pm 0,02$  с.

За морфологічними характеристиками електрокардіограми можна отримати інформацію про стан серця і серцево судиної системи в цілому, тому дуже важливим є коректне відтворення цих характеристик на ЕКГ.

#### 1.4. Завади і артефакти, які виникають при реєстрації ЕКГ

При реєстрації ЕКГ методом Голтерівського моніторингу, коли людина знаходиться в стані нормальної рухової активності, виникають завади і артефакти, які впливають на електрокардіограму [10].

ЕКГ крива є достовірним і(або) спотвореним відображенням біологічної активності серця. Не всі явища, які можуть спостерігатися на відтворюваному голтерівському записі, є результатом біоелектричної активності серця; частина з них, яка несе неправдиву інформацію називається артефактами. В широкому сенсі артефактами є:

- 1) зареєстровані сигнали, які не є відображенням біоелектричної активності серця;
- 2) затримки, зумовленні різною степінню зникнення чи спотворення сигналів ЕКГ;
- 3) постійне спотворення сигналів залежне від технічних параметрів апаратури.

Артефакти можуть появлятися під час реєстрації і(або) відтворення запису голтерівського дослідження, їх присутність здійснює вплив на результати комп'ютерного аналізу цього дослідження [10].

Електричне поле навколишнього середовища, яке створюється електричними приладами, які генерують передають електричний струм, характеризується частотою 50 Гц. Прийом і передача сигналів електрокардіографа здійснюється в цьому ж полі. Відстань між двома електродами, утворюючими два полюса так невелика, що вплив електричного

поля на передаваний цими електродами сигнал ЕКГ є практично однаковим. Отриманий на двох полюсах сигнал ЕКГ в результаті однаково змінений впливом електричного поля (сигналом з синхронними фазами). В результаті цього на виході отримується сигнал ЕКГ, «очищений» від впливу електричного поля. Умовою отримання такого «очищеного» сигналу ЕКГ є збереження симетрії значення опору, яке виникає при послідовному контакті пацієнт-електрод-провідник на обох полюсах 2-х полюсного відведення. Зміна симетрії створює відчутний вплив електричного поля на голтерівський запис у вигляді мережевих завад [10].

Вигляд цих завад залежить від ступеня порушення симетрії опору і динаміки його зміни в часі. Найбільш частими причинами порушення симетрії є [10]:

- 1) погана підготовка шкіри пацієнта;
- 2) так званий сухий електрод (висихання геля, яким насичена губка, створююча контакт шкіри з металом або висихання гелю в процесі накладання електрода);
- 3) поганий контакт між складовими кола: шкіра пацієнта – електрод – провідник – головний кабель – реєстратор;
- 4) порушення провідності в проводі або головнім кабелі.

Підсилювальна система в кардіомоніторі сприяє різкому посиленню не тільки корисних сигналів, але і тих незначних перешкод, які не завжди усунені. Деякі морфологічні зміни зубців неминучі, але не мають діагностичного значення. Проте дуже часто ці зміни помилково вважають ознаками ураження міокарду [10].

Причиною перешкод можуть бути електрична активність тканин, через які проводиться імпульс (наприклад, скелетні м'язи), опір тканин, особливо шкіри, а також опір на вході підсилювача.. Прикладом перешкод такого роду є електрична активність скелетних м'язів, тому при реєстрації електрокардіограми необхідно рекомендувати пацієнтові максимально розслабити м'язи. М'язові струми накладаються на електрокардіограму у хворих з тремтливим паралічем, хореею, тетанією, паркінсонізмом, тиреотоксикозом. Коливання, що викликаються м'язовими струмами, іноді важко відрізнити від



трепетання передсердя. Артефакти, що виникають на кривій при випадковому поштовху апарату можуть імітувати шлуночкові екстрасистоли. Проте, при уважному розгляді артефакти легко розпізнаються [11].

При зіставленні динамічних змін не можна надавати діагностичне значення змінам амплітуди зубців, якщо серійні електрокардіограми у одного і того ж пацієнта зареєстровані при різній чутливості електрокардіографа.

Велике значення має постійність нульової (або основної) лінії, від якої проводиться відлік амплітуди зубців. Стабільність нульової лінії залежить від наявності достатньо високого входного опору підсилювальної системи і мінімального шкірного опору [11].

Нерідко основна лінія електрокардіограми коливається разом з елементами кривої. Подібну електрокардіограму не слід вважати патологічною, оскільки причиною можуть бути порушення режиму живлення апарату, форсоване дихання пацієнта, кашель, гикавка, чхання, перистальтика кишечника. У грудних відведеннях подібні зміни нерідко виявляються при терті електроду об виступаючі ребра.

Низький вольтаж зубців іноді обумовлюється поганим контактом електродів з шкірою [11].

Значні перешкоди викликають навідні струми («фон»), розпізнавані по правильності коливальності 50 Гц (від освітлювальної мережі). Подібні перешкоди можуть з'явитися при поганому контакті електродів з шкірою, особливо при її волосистості. Неважко розпізнати локалізацію виникнення перешкод. Якщо «наведення» видно в I і II відведенні, то поганий контакт на правій руці. Крім того, не можна укласти пацієнта так, щоб освітлювальна мережа була паралельна осі відведення. Для усунення «наведення» часто удаються до різних фільтрів [11].

## 1.5 Висновки до розділу 1

Через наявність завад (мережевої, електричної активності м'язів, дрейфу ізолінії), які виникають при звичайній руховій активності при аналізі ЕКГ

досить часто розглядають ті ділянки ЕКГ, де пацієнт перебував у стані відносного спокою, а ділянки де людина займається руховою активністю просто відкидаються.

Проте патологічні процеси можуть проявлятися на ділянках з руховою активністю. Тому виділення морфологічних характеристик ЕКС на цих ділянках є актуальною проблемою адже з допомогою аналізу цих ділянок можна отримати додаткову інформацію про стан серцево-судинної системи пацієнта.

## РОЗДІЛ 2

## МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ВАРІАНТНОГО РИТМОКАРДІОСИГНАЛУ

## 2.1 Причини виникнення змінності ритмокардіосигналу.

На ритмічні процеси у роботі серця постійно впливають зміни з боку центральної та вегетативна нервової системи, киснєве забезпечення крові, рефлексивна дія тощо [10, 11]. Вони вважаються стаціонарними. Крім того присутні нестаціонарні впливи, наприклад функціонування системи кровообігу.

2.1.1. Регуляторний вплив нервової системи. Явище автоматизму закладене в основу ритмічних процесів роботи серця. Це зумовлене такими системами як вегетативна, центральна нервова систми, гуморальними та рефлекторними впливами [10].

*Властивість автоматизму* [11]. Автоматизмом називають ритмічні скорочення серця, які виникають під впливом, сформованими у ньому, імпульсів. В нормі (60-100 імп/хв) такого роду процеси найбільш швидко протікають у синусовому вузлі, який формує серцевий ритм. При синусовій тахікардії ЧСС >90 уд/хв (дорослі) та близько 160 уд/хв (діти). Це спричинено фізичним чи емоціним напруженням, медикаментозним впливом тощо. Синусова брадикардія (<60 уд/хв) виникає як результат впливу психогенних факторів (страх, біль тощо) Також розвиток її зумовлений у осіб, які постійно знаходяться у стані фізичного чи емоційного збудження (спортсмени, особи із патологією мозку, особи із інфекційними захворюваннями). Синусова аритмія виникає коли присутня серцева патологія, збільшений тиск тощо.

*Інтракардіальна регуляція серцевого ритму* [11]. Механізм інтракардіальної регуляції пов'язаний із процесами, які відбуваються в міокарді. Він запускається при зміні положення тіла.

*Екстракардіальна регуляція серцевого ритму* [11]. Такого роду процес запускається під дією вегетативної та ендокринної систем організму. В залежності від швидкості розвитку процесів адаптованості та їх тривалості відбувається поділ на:

- короткочасний процес (баро- та хеморефлекси, гормональний вплив: адреналін, норадреналін, вазопресин тощо);
- проміжний (за часом) процес (транскапілярний обмін, зниження рівня напруження судин);
- тривалий процес (регуляція об'єму крові в судинах та їх наповненості).

2.1.2. Нестационарність варіантного ритмокардіо сигналу (ВРКС). Характерним для такого роду процесів є їх випадковість на момент реєстрації ЕКГ. Наприклад, ковтання. На реєстрограмі вони мають вигляд поодиноких хвиль тахікардії, та можуть переходити часом у короткочасну брадикардію (ковтально-серцевий рефлекс). Зміни ВРКС при цьому проглядаються у НЧ діапазоні спектру та частково призводять до зростання спектральної густини потужності. Тому, при аналізові ВРКС, такі прояви усувають з метою спрощення аналізу. [13]

## 2.2 ВРКС як періодично корельована випадкова послідовність.

Серцеву ритміку вивчають та оцінюють за послідовністю значень інтервалів між R-зубцями попередньо обробленої ЕКГ ритмокардіограмою (РКГ) [36,89,90]. Метрологічно характеристики ВРКС визначають на базі математичної моделі ритмокардіосигналу (РКС). Є два підходи до математичного моделювання РКС:

- (а) — оцінка ритмічних процесів за спектром РКС (як реєстрограма послідовності значень RR-інтервалів);
- (б) — моментні функції: математичне очікування, дисперсія тощо (як точкова (евентуальна) послідовність [91,92]).

R-зубцям ЕКГ не є властивою строга періодичність і, загалом, стаціонарність оскільки вони є в більшості випадків нестационарними.

Математична модель ВРКС [52] — це математичний об'єкт, виражений у конструктивній формі (уможливорює пристосування відомого чи розроблення нового коректного математичного апарату аналізу) з погляду означення метрологічних характеристик ритміки серця [53].

Необхідно в нашому випадку звести дослідження реального, об'єкту (ритмічної послідовності R-зубців) до вирішення математичної задачі (дослідження її властивостей як випадкової послідовності) із використанням математичного апарату спектрально кореляційної теорії випадкових сигналів поєднуючи його сучасним програмним забезпеченням.

Для побудови моделі необхідно мати послідовність R-зубців ЕКГ (RR-інтервали). Вирішення задачі полягає у опрацюванні сформованої РКГ (фактично, створення математичної моделі у вигляді випадкової послідовності) [88].

Для оцінювання спектральних функцій використано попередню обробку випадкової послідовності RR-інтервалів  $\xi(i\Theta)$ .

### 2.3. Модель варіабельної ритмокардіограми [52,53]

РКС — фізичний процес, ознака, яка має певні числові значення. А моделлю фізичної величини є так звана випадкова величина (в сенсі математики). Тому моделлю фізичного процесу є випадковий процес, тобтосукупність випадкових величин, залежних від параметра — часу. У теорії імовірності (і яка є основою статистики та метрології) в рамках якої будуються описи неоднозначних результатів вимірювань, виникає поняття ансамблю — охопленої одним поняттям множини реєстрограм (записів) ритмокардіосигналу  $\xi(t, \omega)$ ,  $\omega \in \Omega$ ,  $t \in T$ , де  $\Omega$  — неупорядкована множина номерів реєстрограм,  $T$  — відрізок часу. Насправді маємо справу найчастіше з однією «довгою» реєстрограмою. Виникає задача обґрунтування та побудови ансамблю за одним спостереженням, чи навіть під час нього:  $\xi(t) \mapsto \xi(t, \omega)$ .

Якщо усереднювати у часі (оператор такого усереднення позначають  $M_t$ ), то середні можуть бути випадковими. Можна здійснювати усереднення за ансамблем (оператор такого усереднення позначають  $E$ ). Тоді поставлена задача виглядає як пошук можливостей отримати відповідність  $M_t \mapsto E$ . Її можна трактувати в імовірнісному сенсі  $\text{prob}\{M_t = E\} = 1$ . Можливі інші

трактування такої відповідності, наприклад, у середньоквадратичному сенсі. Проте, такий підхід також не завжди конструктивний. Іншою можливістю є

використання дисперсії:  $d(t) = E \left| \overset{\circ}{\xi}(t, \omega) \right|^2$ ,  $\overset{\circ}{\xi} = \xi - m_{\xi}$ ,  $m_{\xi} = E \xi$ . Якщо

$d(t) = \text{const}$ , то такий сигнал називають стаціонарним. Для нестаціонарних сигналів цей вираз не буде константою.

Для аналізу нестаціонарних сигналів, звичайно, можна застосувати методи, апаратуру, побудовані на припущенні стаціонарних властивостей. Проте, виникає потреба в інтерпретації отриманих результатів. Необхідна інтерпретація будується таким чином. Насамперед зауважуємо принцип лінійності, що лежатиме в основі методик, засобів для експерименту. Для аналізу задач зображень (розкладів) сигналів досить теорії другого порядку. Коли процес стаціонарний, то кореляційна функція сигналу (або інакше – випадкового процесу) має вигляд:

$$r(t, s) = E \left\{ \overset{\circ}{\xi}(s) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = B(u),$$

і властивість незалежності від зсувів аргументів (сталості значень)  $r(t + \nu, s + \nu) = r(t, s) = r(t - s, 0) \triangleq B(u)$ .

Тут,  $E$  — символ математичного сподівання, а  $\overset{\circ}{\phantom{x}}$  — центрування випадкової величини,  $\nu \in R$  — довільний зсув аргументу.

В разі періодичної корельованості ця функція (кореляційна) задовільняє умову  $r(t + T, s + T) = r(t, s), \forall t, s \in \mathfrak{R}$ , де  $T$  — фіксоване число. Процеси з такою властивістю названо періодично корельованими. [52].

## 2.4. Висновки до розділу 2.

Удосконалення відомих методів математичного моделювання ритмокардіосигналу уможливили використання відомих моделей для

вирішення задачі ідентифікації моделі ритмокардіосигналу у вигляді періодично корельовної випадкової послідовності.

В розділі описано фактори, які спричиняють ВРКС. Для математичного моделювання ВРКС використано періодично корельовну випадкову послідовність

### РОЗДІЛ 3

#### ОПИС МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ВРКС ЯК ПКВП

Для спрощення та автоматизації аналізу нестационарного варіантного ритмокардіосигналу з прогнозованою вірогідністю її результатів застосовано періодично корельовану випадкову послідовність.

#### 3.1 Параметричний синтез моделі ВРКС як періодично корельованої випадкової послідовності (ПКВП)

Вступні зауваги. Будь-яку функцію  $f(t)$ , для якої існує середнє на всій осі  $M_t\{f(t)\}$  можна розбити на відрізки, задані на інтервалах типу  $[(k-1/2)T, (k+1/2)T]$ , усереднити її на кожному з них, а потім знайти середнє цих чисел, яке буде рівним середньому на всій осі. Дійсно, якщо  $kT + s = t$  при  $s \in [(k-1/2)T, (k+1/2)T]$ , тоді

$$\begin{aligned} M_t\{f(t)\} &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_{(k-1/2)T}^{(k+1/2)T} f(t) dt = \\ &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_0^T f(t+kT) dt = M_k \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T f(t+kT) dt \right\} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Оскільки середнє існує, то отриманий ряд є збіжним майже для всіх  $t \in [0, T)$ .

Якщо застосувати вираз (3.1) до випадкового процесу класу  $\pi$ , то отримаємо, що:

$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = B(u) \quad (3.2)$$

з імовірністю одиниця, що з врахуванням формули (3.1) при  $f(t) = \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)}$  запишеться так:



$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = \frac{1}{T} \int_0^T M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \right\} dt \quad (3.3)$$

А так як розглянутий процес є періодично корельованим, то для нього середня коваріація буде такою:

$$B(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) dt \quad (3.4)$$

Підставивши (3.4) в (3.2) отримуємо:

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[ b(t, u) - M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \right\} \right] dt = 0 \quad (3.5)$$

звідси очевидно, що статистика:

$$b(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \quad (3.6)$$

при кожному фіксованому  $t$  для майже всіх  $t \in [0, T)$  дає з імовірністю одиниця незсунуту оцінку коваріації  $\Gamma$ -ергодичної РКГ для всіх зсувів  $u \in \mathfrak{R}$ . Незсунутість, яка означає, що  $M_t \{b(t, u)\} = b(t, u)$  з врахуванням періодичності коваріації процесу відносно сумісних зсувів її аргументів є очевидною із співвідношення:

$$M_t \{b(t, u)\} = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N b(t+kT, u). \quad (3.7)$$

Аналогічно, поклавши у формулі (3.1)  $f(t) = \xi(t)$ , отримаємо для  $\Gamma$ -ергодичної РКГ з врахуванням періодичності математичного сподівання процесу і того, що  $m = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt$  отримаємо:

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[ m(t) - \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t+kT) \right] dt = 0, \quad (3.8)$$

а це означає, що статистика:

$$m(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi(t+kT) \quad (3.9)$$

з імовірністю одиниця дає незсунуту оцінку математичного сподівання для значення його аргумента  $t$  при майже всіх  $t \in [0, T)$ .

Із співвідношень (3.6) та (3.9) видно, що РКГ розбивається на послідовності синфазних значень на часових ґратках виду  $\{t+kT, k \in Z\}$  для кожного  $t \in [0, T)$  своя ґратка, а значення на них утворюють стаціонарні та стаціонарно зв'язані випадкові послідовності. Правда, середнє їх

$$m_k(t) = m_\xi(t+kT) = m_\xi(t)$$

та функція кореляції

$$b_{k,n}(t) \equiv r_\xi(t+kT, nT) = r_\xi(t+[k-n]T, t) = b_\xi(t, [k-n]T) \stackrel{\Delta}{=} B_{k-n}(t)$$

при фіксованій початковій фазі задовольняють умови, справедливі для характеристик стаціонарних випадкових послідовностей: середні сталі, а функції кореляції залежать лише від різниці індексів  $k-n$ .

Аналогічно взаємні кореляції відліків значень РКГ при різних фазах та при фіксованих  $t_1$  та  $t_2$  також залежать лише від різниці індексів  $k-n$ :

$$\begin{aligned}
M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t_1 + nT) \overset{\circ}{\xi}(t_2 + nT) \right\} &= r_{\xi}[t_1 + nT, t_2 - t_1 + (k - n)T] = \\
&= r_{\xi}[t_1, t_2 - t_1 + (k - n)T]
\end{aligned}$$

Алгоритми оцінювання ймовірнісних характеристик побудовано, виходячи з розглянутих вище властивостей множин співфазних значень РКГ, які є усередненням по кожній з цих множин, що дає можливість за однією реалізацією  $\Gamma$ -ергодичної РКГ оцінити фазову структуру її коваріації і середнього, тобто зміну їх в часі, а не лише їхні середні значення.

### 3.2 Цифрові методи визначення характеристик ВРКС

На основі наведених в попередньому розділі властивостей ПКВП та з урахуванням наведених співвідношень, можна виділити два основні підходи до оцінювання ймовірнісних характеристик ВРКС — синфазний та компонентний. Перший оснований на тому, що значення ВРКС (через період корельованості) при різному виборі початкової фази  $t_0 \in [0, T)$  утворюють стаціонарну випадкову послідовність  $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ .

Беручи за основу вирази (3.6) та (3.9) справедливими будуть наступні статистики:

$$\hat{m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (3.10)$$

$$\hat{b}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \overset{\circ}{\xi}(t_0 + kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t_0 + u + kT)} \quad (3.11)$$

Другий підхід оснований на трактуванні характеристик ВРКС як періодичних часових функцій, отже описуються розкладом типу рядів Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in Z} \hat{m}_k e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)} \quad (3.12)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (3.13)$$

$\hat{m}_k$  і  $\hat{B}_k(u)$  – компоненти характеристик:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt \quad (3.14)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt, \quad (3.15)$$

Таким чином в якості статистик при пошукові оцінок компонент ймовірнісних характеристик ВРКС використано вирази:

$$m_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt \quad (3.16)$$

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t+u) \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt \quad (3.17)$$

Далі розглянемо властивості оцінок  $\hat{m}(t)$ ,  $\hat{b}(t, u)$ , обчислених когерентним та компонентним методами.

3.2.1. Синфазний метод. Усереднення виконано з врахуванням виразів (3.10), (3.11) на відрізку фіксованої довжини  $T = k\Delta$ , де  $T$  — період процесу (період корельованості),  $\Delta$  — інтервал дискретизації. Вирази (3.10) та (3.11) в даному випадку набудуть вигляду:

$$\hat{m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + nT) \quad (3.18)$$

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + u + nT) \overline{\xi(t + nT)} \quad (3.19)$$

де  $t = j\Delta$ .

Математичне очікування (3.18):

$$M_t \left\{ \hat{m}(t) \right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) = \hat{m}(t).$$

Отже оцінка (3.18) – незсунута.

Дисперсія її:

$$D_{\hat{m}}(t) = M[m(t) - M_t\{m(t)\}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b(t, kT). \quad (3.20)$$

Параметрична коваріація  $\hat{b}(t, u)$ :

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) \overline{\xi(t + u + kT)} - m(t)m(t + u). \quad (3.21)$$

Оцінки дисперсії та параметричної коваріації теж незсунуті. Їх дисперсію числимо за виразом:

$$D_{\hat{b}}^N(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j, k=0}^{N-1} E \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) \cdot \overline{\xi(t+jT)} \times \overline{\xi(t+u+jT)} - b^2(t, u)[2m(t)m(t+u)+1] - m^2(t)m^2(t+u) \quad (3.22)$$

Коли математичне очікування не є відомим, а вимагає попереднього числення його оцінки, статистики будуть мати при скінченному  $N$  ненульовий зсув:

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t+kT) - m(t+kT)][\overline{\xi(t+u+kT)} - \overline{m(t+u+kT)}]; \quad (3.23)$$

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \overline{\xi(t+u+kT)} - m(t)m(t+u) \quad (3.24)$$

Для (3.22) знаходимо:

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

Її зсув

$$\varepsilon_b^{(1)} = \frac{1}{N} \left[ \hat{b}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b(t, u+kT) \right]$$

прямує до нуля при  $N \rightarrow \infty$ , оцінка є незсунута асимптотично. Аналогічно для (3.24) знаходим зсув:

$$\varepsilon_b^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b(t, u + kT)$$

Для  $\varepsilon_b^{(1)}$  та  $\varepsilon_b^{(2)}$  є взаємозв'язок:

$$\varepsilon_b^{(1)} + \varepsilon_b^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[ b(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} b(t, u + kT) \right].$$

Якщо математичне очікування невідоме, то для оцінки параметричної коваріації утворюємо статистику:

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t + kT) \xi(t + u + kT) - m(t + kT)m(t + u + kT)]. \quad (3.25)$$

Зсув її за аналогією із  $\varepsilon_b^{(2)}$ .

Оцінювання кореляційних компонент здійснюється за виразом:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T}\right)} dt. \quad (3.26)$$

Якщо математичне очікування відоме, то оцінка є незсунутою:

$$M_t \left\{ \hat{B}_k(u) \right\} = \hat{B}_k(u) \quad (3.27)$$

Якщо  $N$  скінченне, і враховуючи вираз (3.23), визначимо зсув:

$$\varepsilon_{B_k(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[ \hat{B}_k(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} B_k(t, u + kT) \right]. \quad (3.28)$$

Якщо числимо за виразом (3.25), то зсув буде:

$$\varepsilon_{B_k(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) B_k(u + kT). \quad (3.29)$$

Враховуючи вищенаведені співвідношення встановлено властивості статистик математичного очікування, параметричної коваріації РКГ та їх компонент.

3 . 2 . 2 . К о м п о н е н т н и й м е т о д [15,17,18]. Як показано в монографії [15] та опубліковано у працях [17,18] оцінки математичного очікування та параметричної коваріації РКГ, числені на базі когерентного усереднення відліків (через період корельовності), використовують лише одне значення процесу на періоді. Таким чином, компонентні статистики:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_1}^{N_1} \hat{m}_k e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (3.30)$$

$$\hat{b}(t,u) = \sum_{k=-N_2}^{N_2} \hat{B}_k(u) e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (3.31)$$

Виходячи з інтегральних оцінок:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt, \quad (3.32)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^{T \circ} \xi(t+u) \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt, \quad (3.33)$$

є більш інформативні.

Для математичного очікування оцінки (3.30) з врахуванням статистики (3.32) отримано:

$$M_t \{m(t)\} = \sum_{k=-N_1}^{N_1} e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)} \sum_{n=-N_1}^{N_1} \hat{m}_k \varphi \left[ (k-n) \frac{\pi}{T} \right] e^{\left[i(k-n) \frac{\pi}{T} t\right]}, \quad (3.34)$$

де  $\varphi(\omega) = \sin(\omega T) / (\omega T)$ . Оскільки при  $T \rightarrow \infty$  —  $\varphi \left( (k-n) \frac{\pi}{T} \right) \rightarrow \delta_{kn}$ , де  $\delta_{kn}$  — символ Кронекера, то оцінка (3.30) — асимптотично незсунута. Забезпечити її



нульовий зсув можна забезпечити при скінченій довжині реалізації, при виборі  $T = k\Delta$ .

Дисперсія (3.30) – періодична функція часу з періодом рівним періоду корельованості РКГ та відповідними Фур’є-коефіцієнтами. При  $T = k\Delta$  середня дисперсія:

$$D_m^T = \frac{1}{N} \left[ k_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left( 1 - \frac{n}{N} \right) k_0(nT) \right]. \quad (3.35)$$

Дисперсія когерентної оцінки є верхньою межею (при  $n \rightarrow \infty$ ) значення середньої дисперсії компонентної оцінки.

Для знаходження коваріаційних компонент крім (3.33) використано:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t) \overline{\xi(t+u)} - m(t)m(t+u)] e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt. \quad (3.36)$$

Якщо математичне очікування РКГ відоме, то оцінки кореляційних компонент (коли  $T = k\Delta$ ) – незсунуті, а отже оцінки параметричної коваріації теж будуть незсунуті.

Проведений у [98,99] аналіз компонентних оцінок математичного очікування та параметричної коваріації РКГ вказує на характерні особливості оцінок.

### 3.3. Висновки до розділу 3.

У розділі показано, що при моделюванні біофізіологічної варіантної послідовності RR-інтервалів доцільно використати математичну модель у вигляді часової періодично-корельованої випадкової послідовності.

Застосування синфазного та компонентного методів аналізу уможливило отримання інформативних характеристик РКГ при цьому використано спектрально-кореляційний метод. Встановлено, що при тривалій однорідності статистик РКГ ефективним є використання синфазного методу аналізу РКГ, а при нетривалій – компонентний, який більш чутливий до швидких змін.

## РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ХАРАКТЕРИСТИК  
РИТМОКАРДІОСИГНАЛУ

Проведено експериментальні дослідження з використанням програмного пакету Matlab, що дало змогу оцінити детально роботу методу оцінювання ритмокардіосигналу компонентним методом аналізу із метою виявлення нових інформативних ознак в області клінічної кардіології.

## 4.1 Блок-схема реалізації компонентного методу аналізу ритмокардіографічних сигналів

Із наведених вище аналізу методів аналізу ПКВП, виберемо один із них. Оскільки компонентний метод в порівнянні із синфазним не залежить від кількості компонент, і тим самим не накладає вимоги щодо їх кількості.

Послідовність опрацювання сигналів РКС наступна: реєстрація та попереднє опрацювання РКС; виділення інформативних ознак; розпізнавання інформативних ознак; прийняття рішення.

При виділенні інформативних ознак за основу взято числення оцінки спектральних компонент  $\hat{B}_k(u)$ :

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T^2} \sum_{T=0}^{T-1} \left( \sum_{T=0}^{T-1} \xi(n\Delta t + u + kT) \xi(n\Delta t + kT) \right) e^{-ik \frac{2\pi}{T} n}. \quad (4.1)$$

Основними операціями реалізації є пошук періоду корельованості  $T$  послідовності RR-інтервалів  $\xi(n\Delta t)$ ; числення оцінки математичного сподівання  $m_\xi(n\Delta t)$ ; центрування послідовності RR-інтервалів  $\xi(n\Delta t) \rightarrow \xi^0(n\Delta t)$ ; числення оцінки параметричної коваріації  $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$  для

кожної компоненти  $\xi_k(t)$  послідовності RR-інтервалів; числення оцінки спектральних компонент  $\hat{B}_k(u)$  за виразом (4.1).

4.2 Обчислювальна складність компонентного, синфазного та фільтрового методів [20].

Для вибору методу опрацювання ритмокардіосигналу на основі аналізу відомих методів враховано їх обчислювальна складність [20]. Програмна реалізація методів оцінювання СГП стаціонарних компонент РКС та кількість необхідних для цього операцій приведені в таблицях 4.1 – 4.3 [20].

Таблиця 4.1

**Оцінка обчислювальної складності компонентного методу**

Програмна реалізація алгоритму	кількість операцій
Функція <code>compbk(x,k,T,umax);</code> <code>for u=1:umax+1;</code>	
<code>Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);</code>	N
<code>x1=circshift(x1,-1); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)</code>	$3N^2$
<code>end;</code>	N
Побудова параметричної автокореляційної функції <code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);</code>	$3N^4$
<code>end;</code>	
<code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))'*Bk(k+1,:);</code>	4
<code>end;</code>	
Всього	$12N^6$

## Оцінка обчислювальної складності синфазного методу

Код	кількість операцій
for u=1:umax+1,	N
xx=x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1); u	N
for t=1:tmax,	N
b(t,u)=sum(xx(1:N-u+1-t+1).*delta(1:N-u+1-t+1))	$2N^2$
/sum(delta(1:N-u+1-t+1));	
xx=circshift(xx,-1);	N
end;	
x1=circshift(x1,-1);	N
end;	
Всього	$2N^5$

Таблиця 4.3

## Оцінка обчислювальної складності фільтрового методу

Код	кількість операцій
for i=1:LLL,	N
for ii=1:nnn,	N
d(ii)=c(ii)*aaa2+a(ii)*aaa1;	3
c(ii)=b(ii);	1
b(ii)=a(ii);	1
a(ii)=x((i-+NW)*TK+shiftX)+b(ii)*b1(ii)+c(ii)*b2(ii);	
ss(i,ii)=d(ii);	6
pss(ii)=pss(ii)+(ss(i,ii)^2)/(LLL*df);	1
end;	4
end;	
end;	
Всього	$10N^2$

Як видно з таблиць найбільшу обчислювальну складність повинен мати компонентний метод, а найменшу – фільтровий. Для перевірки наведених в таблицях даних проведемо експеримент в якому з допомогою системи MATLAB проведено імітаційне моделювання роботи даних алгоритмів (синфазний та компонентний методи) та оцінимо час їх виконання для різних значень кількості спектральних складових. Результати експерименту приведено на рисунку 4.1.

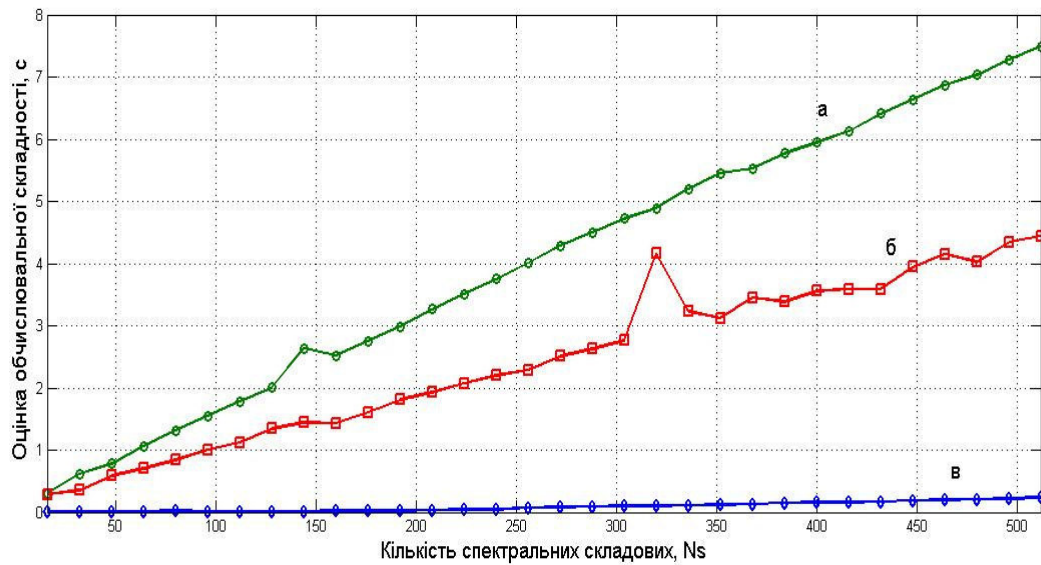


Рис. 4.1. Результати вимірювання часу оцінювання СГП стаціонарних компонент РКС компонентним (а), синфазним (б) та фільтровим (в) методами [20].

#### 4.3 Розробка програмного забезпечення в середовищі Matlab

За допомогою команди **load** завантажено дані РКС із нормою під зміну  $x$ .

**% Завантаження експериментального РКС**

**for number=1:1**

**if number==1 x=load('D:\melnik\rkg\Dat\norma\_1.dat'); end;**

**if number==2 x=load('D:\melnik\rkg\Dat\norma\_2.dat'); end**

Згідно до технічних характеристик приладу для реєстрації ритмокардіосигналу визначено частоту дискретизації (2200Гц) і записано від змінну  $df$ .

**% Числення часової осі  $t$**

**N=length(x);**

**df=2200;**

**t=(0:N-1)/df;**

Використовуючи графічний інтерфейс Matlab виведемо графік експериментального РКС на **figure 1**, за допомогою команди **plot(t,x)** результат якої зображено на рис. 4.4-4.5.

**% Вивід графіку РКС на дисплей**

```
figure(1);  
plot(t,x(2,:));  
axis tight;  
grid on;  
xlabel('Час, сек');  
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

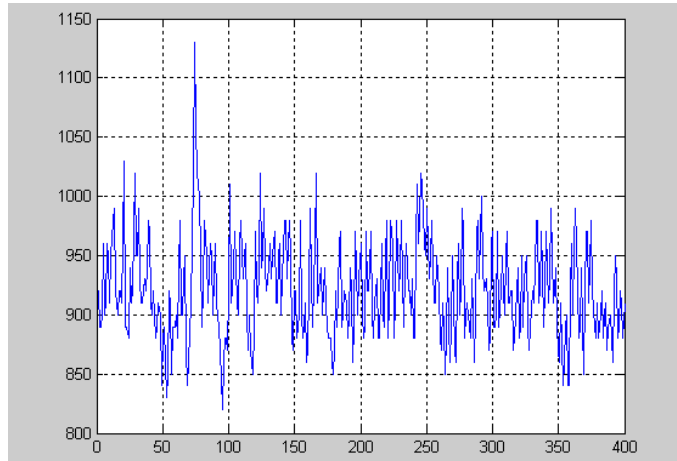


Рис.4.2. Експериментально відібраний РКС (norma\_1)

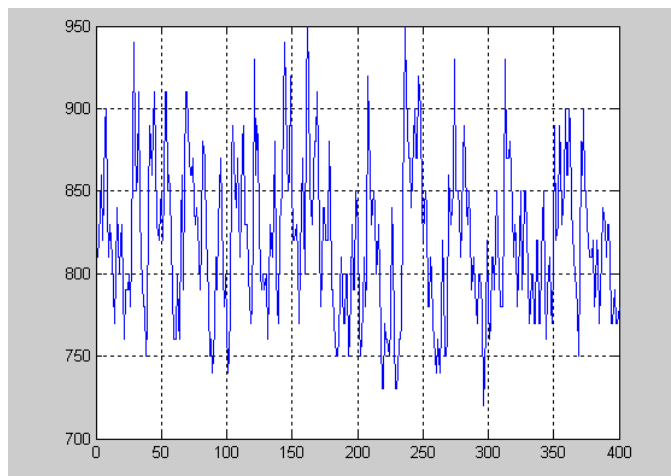


Рис.4.3. Експериментально відібраний РКС (norma\_2)

Наступним етапом є визначення періоду корельованості. Тому для того, щоб визначити період корельованості обчислено кореляцію від експериментальних сигналів, і по отриманим пікам обчислено між ними середню відстань, яка є періодом сигналу  $T$ .

Використовуючи функцію `xcorr` обчислено кореляції:

```
%  
figure(11);  
r=xcorr(x);
```

```

plot(t,r(N:length(r)));
axis tight;
grid on;
xlabel('Зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');

```

На базі отриманих значень максимумів побудовано графік залежності різниці значень максимумів від номеру різниці (рис. 4.4).

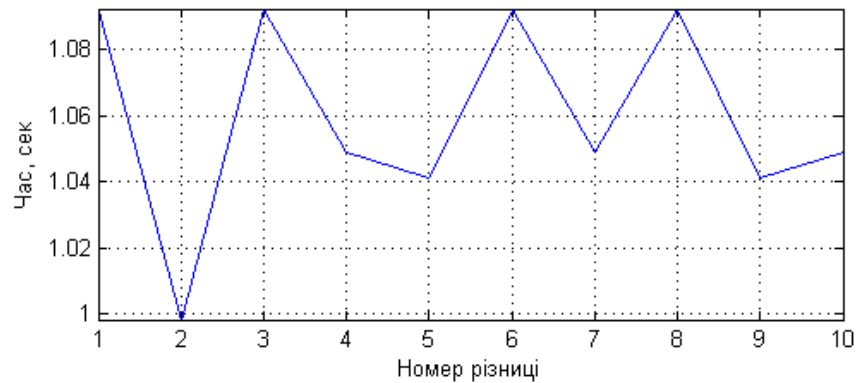


Рис. 4.4. Різниці часових інтервалів

Із отриманого графіку визначено середню різницю, яка рівна  $T=1,0596$ сек (при частоті дискретизації 2200Гц кількість відліків складає  $NT=2333$ ).

Згідно до алгоритму обчислено оцінку математичного сподівання (рис. 4.5) за допомогою програми, яка наведена нижче по тексту.

```

% Вирізка кусків РКС з періодом Т та числення мат сподівання
NT=2333;
NT1=NT-1;
n=NT*(1:10)-NT1;
a=[];
for k=1:10
    a(k,:)=x(n(k):n(k)+NT1);
end;
m=mean(a);
plot(t(1:NT),m);
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');

```

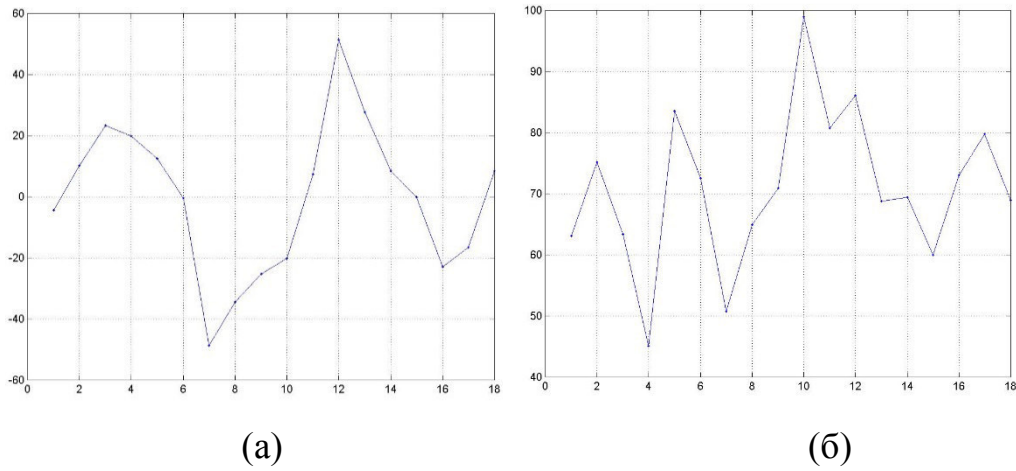


Рис. 4.5. Математичне очікування (а) та дисперсія (б) стаціонарної РКГ на періоді корельованості  $T$  (ОХ — період корельованості,  $c$ ; ОУ — значення параметра на періоді). Періодичність, яка спостерігається на рисунку вказує на правильність вибору періоду.

За допомогою програми, яка наведена нижче проведено процес центрування РКС:

```
% Центрування
for k=0:(N/NT)-1
    xc((1:NT)+k*NT)=x((1:NT)+k*NT)-m(1:NT);
end;
plot(t,xc);
axis tight;
grid on;
```

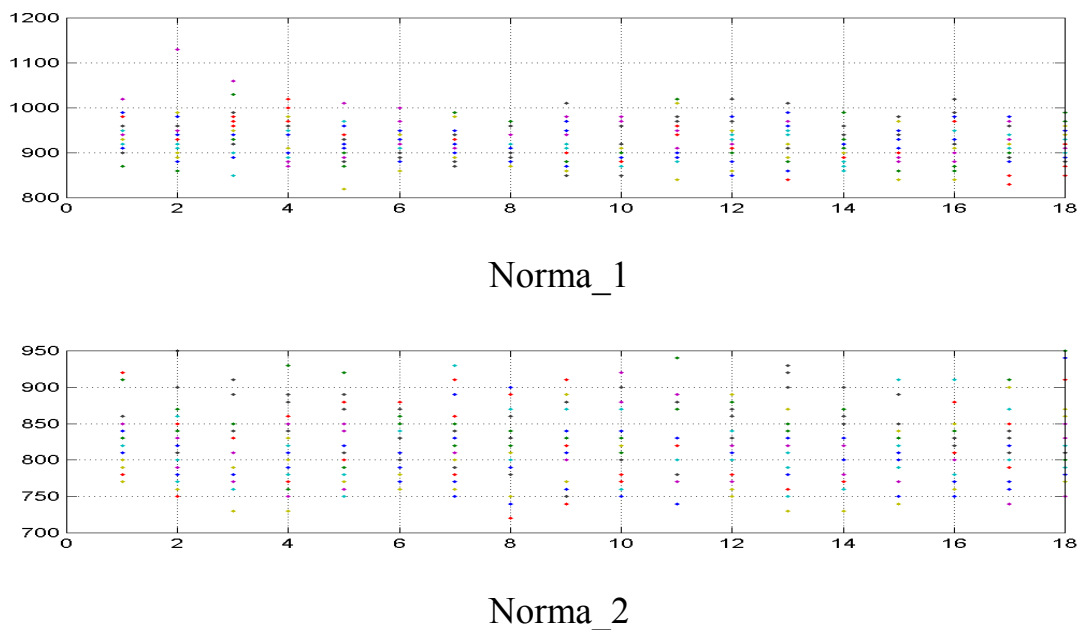


Рис. 4.6. Вибірки РКГ через період корельованості  $T$  (ОХ — реалізація окремої стаціонарної РКГ; ОУ — послідовні значення РКГ на періоді)



Наступним кроком є отримання стаціонарних компонент від центрованих значень:

```
% Стаціонарні компоненти
len=1:NT:length(xc);
for j=0:NT-1
  komp(j+1,1:length(len))=xc(len+j);
end;
figure(5);
surf(komp);
shading interp;
axis tight;
```

В подальшому отримано оцінку стаціонарних компонент  $\xi^0(t, k)$ , а саме оцінку кореляційних функцій стаціонарних компонент  $\hat{b}_{\xi}^k(t, u)$  за допомогою програми:

**% Кореляція від стаціонарних компонент**

```
n=size(komp,2);
for k=1:NT
  kompcor(k,:)=corPKVP(komp(k,:));
end;
figure(6);
surf(kompcor);
shading interp;
axis tight;
```

Оскільки спектральна область на відміну від часової є більш стійкою, тобто інваріантною до часових зсувів, тому здійснено перехід із часової області в частотну за допомогою перетворення дискретного Фур'є.

**% Перетворення Фур'є від кореляції стаціонарних компонент**

```
for k=1:NT
  B(k,:)=abs(fft(kompcor(k,:)));
end;
figure(7);
surf(B);
shading interp;
axis tight;
```

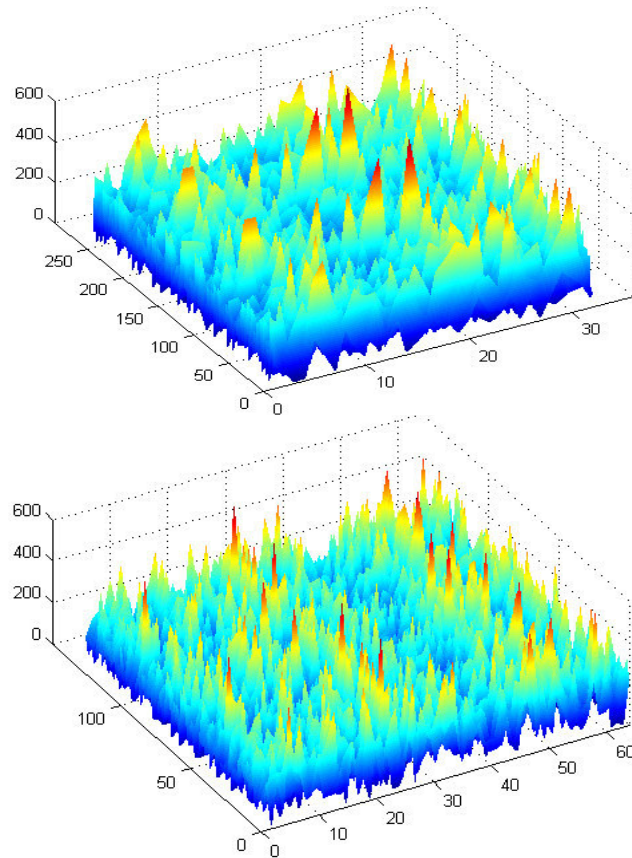


Рис. 4.7. Спектральні компоненти тестової моделі РКГ (вісь абсцис — номери компонент, вісь ординат — зсув у коваріації, вісь аплікату — амплітуда у псевдокольоровій шкалі).

Результати опрацювання РКГ синфазним та компонентним методами вказують на те, що у випадку реалізації РКГ із малою кількістю компонент доцільніше використовувати останній метод, оскільки синфазний приводить до змішування характеристик, що для даного типу сигналу не є інформативним.

#### 4.4 Висновки до розділу 4.

У результаті проведено порівняльного аналізу відомих математичних моделей ритмокардіосигналу сформульовано основні вимоги до математичної моделі: врахування випадковості та повторності характеру сигналу, можливість застосування для задач оперативного виявлення змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

Розроблено метод дослідження ритмокардіосигналу на базі моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, який дає змогу оцінити стан серцево-судинної системи на ранній стадії її захворювання

Отримано нові в області кардіології інформативно-інваріантні ознаки, а саме – спектральні компоненти.

Створено програмне забезпечення із графічним інтерфейсом, яке реалізує статистичний метод аналізу, і є придатним для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення автоматизованих комп'ютерних електрокардіографічних систем.

## РОЗДІЛ 5

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 5.1 Метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень кардіографічного сигналу

Важливою характеристикою розроблюваних давачів кардіографічного сигналу (КГС), що характеризує точність виміру, є оцінка значень основних і додаткових похибок [39].

Грунтуючись на дослідженнях [18,19], що розглядають теоретичні питання обробки результатів вимірів в інформаційно-вимірювальних системах, для представлення похибки виміру давачів КГС при дослідженні використані форми абсолютної і відносної похибки.

Розумітимемо під абсолютною похибкою виміру часових затримок давачами КГС величину  $\Delta X_i = |X_m - X_i|$ , де  $X_m$  – середнє арифметичне значення  $n$  вимірів найбільш близьке до істинного значення ДП:

$$X_m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i, \quad (5.1)$$

де  $X_i$  – виміряне і розраховане значення.

Допустимо, що випадкова величина  $X_i$  розподілена за нормальним законом, тоді з урахуванням специфіки вимірюваних величин визначимо статистичні характеристики похибки давачів згідно ГОСТ 8.009-84 "Нормованих метрологічних характеристики засобів вимірів". Для визначення статистичних характеристик похибки виміру часової затримки між коливаннями стінок судини в різних точках оцінимо:

1. Систематичну складову похибки :

$$\Delta X_n = \frac{\overline{\Delta'} + \overline{\Delta''}}{2}, \quad (5.2),$$

де  $\overline{\Delta}'$  і  $\overline{\Delta}''$  - середні значення похибки в точці  $X_i$  діапазону вимірів, отримані експериментально з боку менших (для  $\overline{\Delta}'$ ) і великих (для  $\overline{\Delta}''$ ) значень до значення  $X_m$ :

$$\overline{\Delta}' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta' X_i, \quad \overline{\Delta}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta'' X_i$$

де  $n$  - число реалізацій похибки при визначенні  $\overline{\Delta}'$  і  $\overline{\Delta}''$ ;

2. Середню квадратичну похибку:

$$\sigma[\Delta] = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta X_i)^2}{n-1}}, \quad (5.3)$$

де  $n$  - число вимірів;

3. Середню квадратичну похибку середнього арифметичного:

$$\sigma[\Delta_x] = \frac{\sigma[\Delta]}{\sqrt{n}}, \quad (5.4)$$

що характеризує відхилення середнього арифметичного  $X_m$  від істинного значення часової затримки;

4. Випадкову похибку:

$$\sigma[\overline{\Delta}_x] = \alpha_{n,p} \sigma[\Delta_x], \quad (5.5)$$

де  $\alpha_{n,p}$  - коефіцієнт Стюдента, який залежить від числа вимірів  $n$  і довірчої вірогідності  $p$ ;

5. Відносну похибку у відсотках:

$$E = \frac{\sigma[\overline{\Delta}_x]}{X_m} \cdot 100\%, \quad (5.6)$$

Похибка вимірів найважливішого ДП – часової затримки поширення КГС давачами досліджена на фоні заданого ідеалізованого сигналу, який генерується зовнішнім пристроєм. Методика дослідження похибки вимірів за допомогою комп'ютерного кардіографа полягає у виконанні наступних кроків :

1. Формування ідеалізованого сигналу КГС, імітуючого коливання стінок судини, за якою можливо розрахувати контрольні точки: максимуми і мінімуми амплітуди. Тривалість періоду коливань  $L0$  знаходиться в діапазоні значень 0,4-2 секунди, що складає приблизний діапазон можливих періодів серцебиття.

2. Моніторинг за допомогою давачів двох ідеалізованих сигналів КГС із різною часовою затримкою  $\Delta T_0$  один відносно одного. Величина  $\Delta T_0$  знаходиться в діапазоні значень 1 ... 100 мілісекунди.

3. Реєстрація сформованих сигналів із заданими характеристиками протягом заданого часу, який містить  $n$  повних періодів.

4. Обробка на ПК знятих сигналів за допомогою програмного забезпечення системи оцінки стану судин, установка контрольних точок, розрахунок часової затримки між коливаннями за кожен період  $X_i = \Delta t_i$ , де  $i=1..n$ .

5. Розрахунок середнього значення часового інтервалу затримки  $X_m = \Delta T_0$  згідно (5.1).

6. Звіряння  $X_m$  з отриманим  $\Delta t_i$ . Розрахунок абсолютної похибки кожного виміру  $\Delta X_i = |X_m - X_i|$  і абсолютній похибки групи вимірів  $\Delta X = |X - X_m|$ .

7. Розрахунок статистичних характеристик похибки виміру часової затримки згідно з виразами (5.2) - (5.4).

8. Визначення випадкової похибки, використовуючи вираз (5.5) і коефіцієнт Стюдента, прийнятий 2,0003 з таблиці для довірчої вірогідності 0,95 і 60 вимірів.

9. Зміна характеристик сигналів, їх повторна реєстрація за допомогою давачів КГС та оцінка похибок і їх статистичних характеристик для змінених часових затримок.

Форма сигналу, що подається на давачі КГС, має бути простою і забезпечуючою однозначну установку контрольних точок.

## 5.2 Обґрунтування вибору прикладного забезпечення для розв'язування наукової задачі

5.2.1. Призначення системи MATLAB. Комп'ютерна математична система MATLAB (Matrix Laboratory) є універсальним програмним середовищем для виконання науково-дослідницьких та технічних розрахунків практично необмеженої складності. Як мова програмування, MATLAB була розроблена Клівом Моулером у кінці 1970-х років, у той час, коли він був деканом факультету комп'ютерних наук в Університеті Нью-Мексико. Метою цієї розробки була задача дати студентам факультету можливість використання програмних бібліотек Linpack і Eispack без необхідності вивчення мови програмування FORTRAN. Незабаром нова мова розповсюдилася серед інших університетів і була з великим інтересом прийнята вченими, що працюють в галузі прикладної математики. Дотепер в Інтернеті можна знайти версію 1982 року, написану на мові FORTRAN, яка розповсюджена з відкритим вихідним кодом [4]. У 1983 році під час візиту Кліва Моулера в Стенфордський Університет відбулося його знайомство з інженером Джоном Літлом. Спільними зусиллями вони переписали MATLAB на мову C і заснували в 1984 компанію The MathWorks для подальшого розвитку цієї програми. Переписані на C бібліотеки довгий час були відомі під ім'ям JASCRAS. Спочатку система MATLAB широко використовувалася для викладання лінійної алгебри та чисельних методів, а також для проектування систем управління, але швидко завоювала популярність в багатьох інших наукових та інженерних галузях.

Нині система може використовуватися для розрахунків у багатьох галузях науки і техніки, таких як електро- і радіотехніка, динаміка, акустика, енергетика, економіка та ін. MATLAB є незамінним помічником у виконанні матричного аналізу, під час розв'язування завдань математичної фізики,

статистичних, оптимізаційних і фінансово-економічних завдань, у дослідженні й обробці сигналів і зображень, візуалізації даних, наукової і технічної графіки.

Проте найбільшою мірою система орієнтована на виконання інженерних розрахунків, оскільки її математичний апарат спирається на обчислення з матрицями і комплексними числами. MATLAB містить багато процедур і функцій, необхідних під час виконання складних числових розрахунків і моделювання технічних і фізичних систем.

Основною перевагою системи MATLAB є її відкритість. Іншими словами, процедури і функції MATLAB можна не тільки використовувати, але і модифікувати. Користувач має можливість вводити в систему нові команди або функції, створювати власні програми і процедури або адаптувати існуючі процедури відповідно до своїх потреб. Цьому сприяє проста вбудована мова програмування системи MATLAB. Проте набір вбудованих функцій MATLAB настільки обширний, що для розв'язання більшості завдань важко не знайти відповідну функцію.

Більшість команд і функцій системи зберігаються у вигляді текстових файлів із розширенням `.m` (так званих `m`-файлів). Зустрічаються також файли на мові C. Усі ці файли, як уже наголошувалося, доступні для редагування. Користувач може створювати як окремі файли, так і цілі бібліотеки файлів, що робить число команд і функцій практично необмеженим, так що MATLAB можна розглядати як майже відкритий програмний продукт. Згадані `m`-файли можна створювати як за допомогою редактора `m`-файлів системи MATLAB, так і будь-якого іншого текстового редактора, наприклад в Microsoft Word. Створені користувачем `m`-файли використовуються так само, як і вбудовані в MATLAB процедури і функції.

Крім роботи з програмами, обчислення за допомогою середовища MATLAB можна виконувати «в режимі калькулятора», тобто отримувати результат відразу ж після введення потрібного оператора або команди.

Графічна галерея системи пропонує величезний набір різних дво- і тривимірних графіків, достатній для візуалізації найрізноманітніших даних. З її допомогою можна малювати лінії, поверхні, стовпчикові, кругові та інші



діаграми. Водночас допускається вибір кольору, заливки, способу відображення ліній, поверхонь, масштабу, системи координат і безліч інших параметрів, необхідних для тонкого налаштування графіків. Зображення можна додатково забезпечувати поясненнями, графічними елементами і навіть складними математичними формулами, а після зберігати їх у внутрішньому форматі (з розширенням .fig) або в популярних графічних форматах.

Система MATLAB містить розроблені пакети розширень з додатковими функціями для їх використання під час розв'язування спеціалізованих завдань. Такі пакети називаються *Toolboxes*. Після встановлення системи MATLAB користувач може вибірково завантажити потрібні йому пакети.

#### 5.2.2. Склад системи MATLAB.

Система MATLAB є об'єднанням математичного ядра, що включає мову програмування високого рівня, бібліотеки стандартних функцій, графічного інтерфейсу користувача і довідкової системи (рис. 1).

*Application Development Tools* – інструментальні засоби розробки додатків, що дозволяють створювати незалежні програмні продукти. До складу інструментальних засобів входять: MATLAB Compiler, MATLAB Web Server, MATLAB Runtime Server, MATLAB COM Builder і MATLAB Excel Builder.

За допомогою MATLAB Compiler, значно вдосконаленого в останній версії, майже будь-яку (з дуже незначними обмеженнями) програму на мові MATLAB можна на вибір перетворити у виконуваний модуль, бібліотеку C і C++, надбудову Microsoft Excel і COM-об'єкт (для створення двох останніх необхідні модулі Builder for Excel і Builder for COM відповідно).

Модуль MATLAB Web Server дозволяє користувачам системи MATLAB розробляти додатки для роботи у Web, що використовують стандартні компоненти MATLAB. HTML-документи служать графічним інтерфейсом для розподілених додатків MATLAB. Таким чином, користувачам додатку не обов'язково знати систему MATLAB, більш того, сама система у них може бути навіть не встановлена.

MATLAB RunTime Server – це обчислювальний процесор системи MATLAB, поширюваний разом із додатком MATLAB для підтримки його

функціонування. Він дозволяє будь-який створений користувачем додаток MATLAB легко і без великих витрат перетворити на незалежний продукт і поширювати, не турбуючись про збереження кодів.

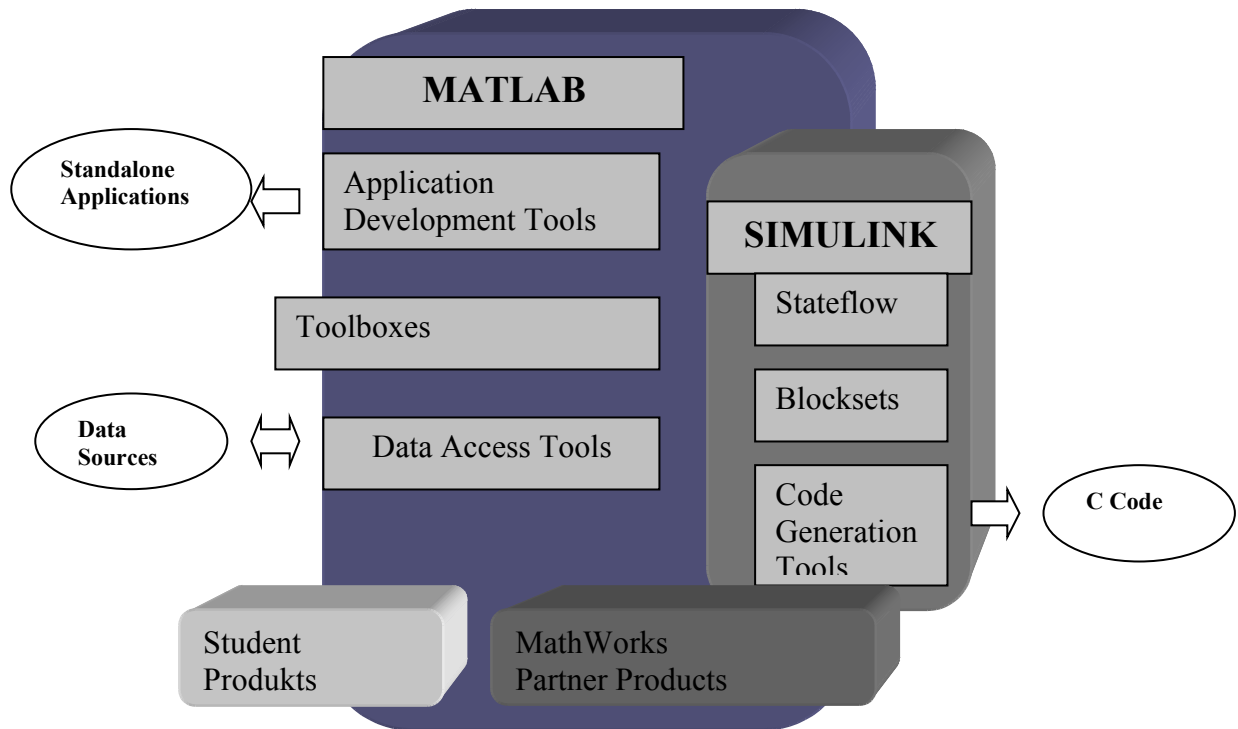


Рисунок 5.1 – Склад системи MATLAB

*Toolboxes* – пакети розширення, які призначені для збільшення можливостей систем MATLAB і SIMULINK у спеціалізованих галузях: Математика (Math and Analysis), Імпорт даних (Data acquisition and import), Обробка сигналів і зображень (Signal and Image Processing), Проектування систем управління (Control Design), Фінансові додатки (Financial Modelling and Analysis).

*Data Acquisition and Access Tools* – інструментальні засоби обміну даними, що застосовуються для обміну даних із зовнішніми пристроями (осцилографами, генераторами періодичних сигналів та ін.), базами даних (Oracle, Access) і іншими додатками.

*MATLAB Student Version* – студентська версія системи MATLAB, яка дає можливість студентам придбати MATLAB, SIMULINK і пакети символічної математики Symbolic/Extended Math Toolbox із значними знижками. Інформацію

про вартість студентських версій системи MATLAB можна отримати на сайті <http://www.mathworks.com>.

*Simulink* – інтерактивний інструмент для моделювання, імітації та аналізу динамічних систем. Він дає можливість будувати графічні блок-діаграми, імітувати динамічні системи, досліджувати працездатність систем і вдосконалювати проекти.

*Stateflow* – середовище розробки і моделювання кінцевих автоматів.

*Blocksets* – набори спеціалізованих блоків, що розширюють можливості використання стандартної версії SIMULINK. Їх використання дозволяє моделювати складні механічні системи, системи гідро-, пневмо- і електроавтоматики.

*Code Generation Tools* – інструментальні засоби створення коду призначені з метою перетворення блок-схеми моделі, реалізованої в Simulink, в оптимальний код на мові програмування C для його подальшого запису у вмонтовані додатки.

*Math Works Partner Products* – пакети розширення, випущені партнерами фірми MathWorks Inc. Вони є надбудовою над стандартним набором пакетів розширення, що входять в систему MATLAB.

Отже, використання пакету прикладних програм MATLAB дає змогу реалізувати процес проведення науково дослідження, яке полягає у реалізації синфазного методу опрацювання сфінгографічного сигналу.

### 5.3 Висновки до розділу 5

У розділі описано метрологічне забезпечення медико-біологічних досліджень кардіографічного сигналу та проведено обґрунтування вибору Matlab як програмного забезпечення для розв'язання наукової задачі, а саме є компонентного методу визначення характеристик кардіографічного сигналу на базі моделі у вигляді періодично корельовано випадкової послідовності для підвищення можливостей комп'ютерних кардіографічних систем.

## РОЗДІЛ 6

### ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

#### 6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

В системі чинників економічного і соціального розвитку інноваційні процеси займають одне з перших місць. В дослідженнях структури інноваційних процесів, як правило, дотримуються схеми: «наукові дослідження-розробки-виробництво-маркетинг-продаж». Фахівці США поглиблюють наведену схему: «фундаментальні дослідження – прикладні дослідження – розробки – дослідження ринку – конструювання – дослідне виробництво – ринкове випробування – комерційне виробництво».

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та

виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідної роботи (НДР) повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

## 6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану

проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

**6.2.1 Витрати на оплату праці.** Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

*Таблиця 6.1*

### **Трудомісткість робіт по темі НДР**

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1	2	3	4	5	7	8
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	—	—	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	—	—	7
3. Розроблення концепції побудови МІС	3	3	4	—	—	—

1	2	3	4	5	6	7
4. Тестування основних модулів розробленої системи	2	2	2	2	2	2
5. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	13	16	17	9	9	18

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21 (де 21 – усереднене число робочих днів за місяць).

*Таблиця 6.2*

### Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	13	5656	269.33	3501.33
2.Старший науковий співробітник	16	5286	251.86	4029.71
3. Молодший науковий співробітник	17	4000	190.48	3238,10
4. Інженер	9	2890	137,62	1238,57
5. Лаборант	9	2555	121,67	1095
6. Студент	18	2238	106.57	1918,28
Разом оплата праці з теми				15020,99

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. Нарахування на заробітну плату складаються з єдиного соціального внеску, який складає 22%, відрахування з заробітної плати складаються із військового збору у розмірі 1,5

% від суми нарахованої заробітної плати та податку на доходи фізичних осіб, який складає 18% від суми нарахованої заробітної плати.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (див. табл. 6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, передбачає використання, перш за все, інформаційно-аналітичної системи модульного типу, комп'ютерів для програмної реалізації із веб-інтерфейсом, доступним через мережу інтернет, формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

#### Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума, грн.
1. Інформаційно-аналітична система	шт	1	21000	21000
2. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	6000	6000
3. Принтер лазерний	шт	1	2515	2515
Загальні витрати на матеріали				29515

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot \Pi_i, \quad (6.1)$$

де  $P_i$  – витрата  $i$ -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;



$C_i$  - ціна за одиницю  $i$ -го виду матеріального ресурсу, грн;

$k_i$  - коефіцієнт використання потужності  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$t_i$  - час роботи  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$i$  - вид матеріального ресурсу;

$n$  - кількість видів матеріальних ресурсів.

Згідно постанови Кабінету Міністрів України від 01.06.2011р. № 869, Порядку розрахунку роздрібних тарифів на електричну енергію, тарифів на розподіл електричної енергії (передачу електричної енергії місцевими (локальними) електромережами), тарифів на постачання електричної енергії за регульованим тарифом, затвердженого постановою Національної комісії, що здійснює державне регулювання в сфері енергетики та комунальних послуг (НКРЕКП) від 13.04.2017 р. № 512, постанови НКРЕКП від 24.04.2017р. № 538 "Про ринкове формування роздрібних тарифів на електричну енергію, що відпускається для кожного класу споживачів, крім населення, на території України", тариф на електроенергію становить 188,79 коп./кВт.год.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

#### Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку ІАС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
1	2	3	4	5	6
1. Інформаційно-аналітична система	50	0,35	2	1,8879	66,08
2. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	300	0,15	100	1,8879	28,32

1	2	3	4	5	6
3. Принтер лазерний	910	0,25	3	1,8879	47,20
4. Лампи розжарювання (освітлення)	100	0,85	10	1,8879	160,47
РАЗОМ витрати на електроенергію					302,07

**6.2.5 Витрати на службові відрядження.** Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

#### Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження, грн.
Конференція	5	$2000 \cdot 5 = 10000$
Здача звітів НДР	1	2000
Впровадження результатів НДР	3	$3000 \cdot 3 = 9000$
Всього	—	21000

#### 6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми.

Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

#### Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1. Витрати на оплату праці	15020,99	Відповідно до розрахунків
2. Відрахування на соціальні заходи	3304,62	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів

1	2	3
3.Обладнання для проведення досліджень	29515	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	302,07	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	21000	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	6583,81	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	72421,87	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводить до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

### 6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{нт}$ ) за допомогою формули:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

$B_{ij}$  – середнє значення балу, який виставляється експертами  $i$ -му фактору;

$B_{ij}^{\max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика  $i$ -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

**Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності**

Фактори ( $i$ )	Коефіцієнти вагомості ( $B_i$ )
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

**Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР**

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $A_{ij}^{\max}$
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомих методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Стіпень ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5

1	2	3	4
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки:	Висока	10
	До 2		
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюються експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

### Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок $B_{ij}$			$B_{ij}^{\max}$
		Експертні оцінки		$B_{ij}$	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за виразом 6.2 значення  $E_{nt}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{nt} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685.$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Таблиця 6.10

**Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР**

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{nt}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
<b>0,61-0,75</b>	<b>Добре</b>	<b>Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів</b>
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

#### 6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 72421,87 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюються експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації за результатами виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## ***7.1 Охорона праці***

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 електромедицинської 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 ізольованою 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 ізольований 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 переконатись в тому, що загальний струм витоку 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

## 7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

Природні та штучні джерела електромагнітних полів (ЕМП). Параметри полів і випромінювань. Діапазони електромагнітних хвиль. Інтенсивний розвиток електроніки, радіо- та комп'ютерної техніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями. Джерела електромагнітних полів (ЕМП) можуть бути природного та антропогенного характеру.

*Штучними джерелами* випромінювань є потужні радіотелевізійні, радіолокаційні станції, станції мобільного зв'язку, недосконалі комп'ютери, високовольтні лінії електрозв'язку, електротранспорт, електростанції й підстанції, промислові установки високочастотного нагріву, вимірювальні прилади, мікрохвильові печі, телевізори, електроплити, праски, холодильники, а також будь-які елементи, що підключені до мережі.

До *природних джерел* належать: Земля, Сонце, Космос. Електричне поле Землі має середню напруженість  $E = 130 \text{ н/м}$ . Менша напруженість у полюсів, більша - у екватора. Ці величини змінюються під впливом сонячної активності, енергії космічних випромінювань. До цих вічно існуючих полів і випромінювань адаптувалося усе живе.

Електромагнітні випромінювання антропогенного походження розглядають як один з різновидів енергетичних забруднювачів, тому що вони негативно впливають на організм людини, на інші живі організми та здійснюють шкідливий вплив на екологічні системи ЕМП мають енергію і поширюються у вигляді електромагнітних хвиль. Основними параметрами електромагнітних хвиль є довжина хвилі, частота коливань, швидкість поширення. Мірою вимірювання забруднення електромагнітними полями є напруженість (В/м).

Частота коливань визначається в герцах (Гц). Класифікація електромагнітних випромінювань за частотою:

- низькочастотні випромінювання (НЧ): 0,003 Гц-30 кГц;
- радіохвилі високочастотного (ВЧ) діапазону: 30 кГц-300 МГц;
- радіохвилі ультрависокочастотного діапазону (УВЧ): 30300 МГц;
- надвисокочастотні СВЧ: 300 МГц-300 ГГц

Чинники, від яких залежать наслідки дії ЕМП на біологічні об'єкти. Наслідки впливу ЕМП на людину. Заходи захисту від ЕМП. Рівень інтенсивності ЕМП в зв'язку з зростанням кількості їх джерел та потужності наразі різко виріс. В деяких районах він в сотні раз перевищує значення середнього натурального "природного фону". Електромагнітні поля негативно впливають на людей, які безпосередньо працюють із джерелами випромінювань, а також на населення, яке проживає поблизу джерел випромінювання. Ступінь впливу електромагнітних випромінювань на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності впливу відповідних чинників, тривалості опромінення, характеру випромінювання, режиму опромінення, розмірів поверхні тіла, яка опромінюється та індивідуальних особливостей організму.

Рівень електромагнітних випромінювань у районах, де розташовані потужні радіопередавальні та локаційні станції, часто перевищує допустимі санітарні норми, що дуже шкодить здоров'ю людей, які мешкають поруч таких станцій. Вплив ЕМП характеризується *біологічною дією*. Вони завдають шкоди нервовій системі, спричиняють головний біль і сильну втому, зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, зниження точності робочих рухів, млявість, порушення в системах і органах (шлунку, печінки, селезінки, підшлункової залози), функціональні зсуви в діяльності нервово-психічної, серцево-судинної, ендокринної, кровотворної систем, фіксуються зміни показників білкового та вуглеводного обміну, змінюється склад крові, зафіксовані порушення на клітинному рівні Вплив ЕМП на біологічні об'єкти залежить від інтенсивності опромінення .

*Теплова дія* характеризується загальним підвищенням температури тіла, подібним до пропасного стану або локалізованого нагріву тканини. Впливаючи на живу тканину організму, ЕМП викликає змінну поляризацію молекул і

атомів, які складають клітини, внаслідок чого відбувається небезпечний нагрів. Надмірне тепло може нанести шкоду окремим органам і всьому організму людини. Особливо шкідливий перегрів таких органів, як очі, мозок, нирки тощо. З ростом інтенсивності проявляється вплив на нервову систему, умовно-рефлекторну діяльність, клітини печінки, підвищення тиску, викликає зміни у корі головного мозку, втрату зору.

Для запобігання професійних захворювань, які виникають під впливом ЕМП, розроблені на основі медикобіологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів. Вони регламентують також умови експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу випромінювань.

Для захисту людини від дії електромагнітних опромінювань застосовуються різні засоби і заходи захисту: захист часом, відстанню, екранування джерел випромінювання, зменшення випромінювання безпосередньо в самому джерелі випромінювання, встановлення санітарних кордонів навколо джерела ЕМП, екранування робочих місць, виділення зон випромінювання, дистанційний контроль і керування в екранованому приміщенні, медичні огляди, додаткова відпустка, скорочені робочі дні, застосування засобів індивідуального захисту.

### 7.3 Висновки до розділу 7

Даний розділ роботи висвітлює питання радіаційного захисту персоналу рентгенкабінетів та проведено аналіз природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

## РОЗДІЛ 8

### ЕКОЛОГІЯ

#### 8.1 Вплив електромагнітного випромінювання на навколишнє середовище

Оскільки у роботі дослідження проводяться за допомогою комп'ютерної медичної діагностичної системи, то доцільно розглянути питання впливу електромагнітного випромінювання на навколишнє середовище.

Термін "електромагнітне забруднення навколишнього середовища" об'єктивно відображає нові екологічні умови, що склалися на Землі в умовах впливу електромагнітного поля (ЕМП) на людину і всі елементи біосфери.

Електромагнітне забруднення — це сукупність електромагнітних полів, різноманітних частот, що негативно впливають на людину. Деякі дослідники називають електромагнітний смог, що виник і сформувався за останні 60-70 років, одним з найпотужніших чинників, що негативно впливають на людину на сьогоднішній момент. Це пояснюється фактично цілодобовим його впливом і стрімким зростанням. Дехто говорить навіть про перехід людства в нову еру інформаційного суспільства, ядром якої є технології та прилади, які випромінюють електромагнітні хвилі.

Електромагнітне забруднення залежить в основному від потужності і частоти випромінюваного сигналу.

Термін "глобальне електромагнітне забруднення навколишнього середовища" офіційно введений в 1995 році Всесвітньою Організацією Охорони Здоров'я (ВООЗ), що включила цю проблему до переліку пріоритетних для людства. У числі небагатьох світових проектів ВООЗ реалізує Міжнародний електромагнітний проект (WHO International EMF Project), що підкреслює актуальність і значення, що надається міжнародною громадськістю цій темі. У свою чергу практично всі технічно і культурно розвинені країни реалізують свої національні програми дослідження біологічної дії ЕМП і

забезпечення безпеки людини та екосистем в умовах нового глобального чинника забруднення навколишнього середовища.

Живі організми в процесі еволюції пристосувалися до певного рівня ЕМП, однак, різке значне підвищення (в історичному аспекті) рівня ЕМП викликає напругу адаптаційно-компенсаторних можливостей організму, довготривале дію цього чинника може призвести до їх виснаження, що спричинить незворотні наслідки на системному рівні.

## 8.2 Утилізація медичних відходів

Небезпечні медичні відходи, що залишаються від діяльності лікувально-профілактичних установ, повинні бути правильно і безпечно утилізовані, інакше ця екологічна проблема розростеться до величезних масштабів і буде під ударом не лише здоров'я і життя людей, а й стан навколишнього середовища.

Сьогодні утилізація медичних відходів стала одним з важливих питань для всіх лікувально - профілактичних установ нашої країни. Після проведених досліджень медичних відходів, що вважаються "потенційно інфікованими", виявилось, що вони становлять не менше 40% від загальної кількості "сміття", виробленого лікувально-профілактичним закладом (ЛПЗ).

Питання про захист навколишнього середовища може бути вирішене тільки в тому випадку, якщо вирішиться питання про знешкодження медичних відходів.

З недавніх пір уряд країни почав турбуватися про правильної утилізації небезпечних медичних відходів класів «Б» і «В», так як це є реальною загрозою передачі інфекційних захворювань людям. Інфікування людини відбувається при найменшому отриманні травми або випадкового контакту із зараженим предметом, обладнанням, хімічними рідинами тощо Під час роботи з медичними відходами, слід суворо дотримуватися санітарних норм і правил. Якщо в даному медичному закладі не варто спеціальне обладнання - утилізатори медичних відходів, які пройшли випробування, затверджені

Міністерством охорони здоров'я і рекомендовані для використання в ЛПЗ, в такому випадку хвороботворні бактерії поширяться по всьому медичному закладу.

Всім відомо, що в нашій країні, згідно зі статистичними даними, показники травматизму медичного персоналу в кілька разів нижче світових показників. Звідси можна зробити висновок про низьку реєстрації таких випадків в Україні.

У всьому світі з кожним роком екологічна проблема тільки погіршується. Кількість внутрішньолікарняних інфекцій медичних підвищується, а в деякі лікувально-профілактичні установи окремих регіонів країни навіть ще не дійшли нові вдосконалені методи лікування хвороб на сучасному обладнанні. Звичайно, є і такі проблеми, як грубі порушення санітарних норм (правил) і погане поводження медичного персоналу з хворими.

Отже, медичні відходи, що несуть небезпеку інфікування, які утворюються після діяльності ЛПУ, можна розділити на три основні категорії:

- предмети і обладнання медичного призначення, забруднені кров'ю та іншими біолого-хімічними рідинами;
- предмети і обладнання медичного призначення, що використовуються при проведенні спеціальних медичних процедур;
- різні лабораторні залишки.

У наш час придумали кілька дуже ефективних методів утилізації та обробки медичних відходів. Сюди включили: спалювання, хімічну дезінфекцію, термічну обробку і т. п.

Зараз кожне лікувально-профілактичний заклад вже має свою специфіку і має право застосовувати один з цих методів, дозволених санітарними нормами.

Але тут є і свої мінуси, адже за відсутності єдиного стандарту ЛПУ країни не мають точних рекомендацій щодо вибору медичного устаткування і часто набувають прилади, які їм зовсім не підходять.

З вищесказаного можна зробити висновок, що утилізатори медичних відходів - це відмінний варіант вирішення проблеми знешкодження небезпечних відходів ЛПУ в Україні, залишилося тільки забезпечити їм всі

лікувальні установи країни і купувати тільки перевірене і якісне обладнання, таке як, наприклад, італійське обладнання Newster. І тоді хоча б однією проблемою в нашій країні стане менше. Утилізатор медичних відходів Newster-10 - це повністю замкнута система для деструкції, стерилізації та утилізації твердих медичних відходів. Перероблений продукт - епідемічно безпечний та екологічно чистий матеріал. Устаткування для утилізації різного роду твердих відходів Newster-10 встановлюється стаціонарно в лікувально-профілактичних установах.

### 8.3 Висновки до розділу 8

У розділі проаналізовано питання впливу електромагнітного випромінювання на навколишнє середовище та утилізації медичних відходів.



## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

- Встановлено, що стаціонарні математична модель є основним припущенням, яке застосовується при побудові методів автоматизованого опрацювання ритмокардіограми у біомедичних системах для визначення характеристик варіабельності серцевого ритму та інтерпретації його результатів. Адекватну оцінку характеристик серцевого ритму проводять із використанням нестационарної моделі.
- Наведено обґрунтування використання матмоделі ритмокардіограми як періодично корельованої випадкової послідовності.
- Для отримання нових інформативних інваріантних характеристик – спектральних компонент, застосовано синфазний та компонентний методи аналізу варіабельної ритмокардіограми із використанням спектрально-кореляційного методу.
- Створено програмне забезпечення із графічним інтерфейсом, яке реалізує статистичний метод аналізу, і є придатним для використання як складової частини спеціалізованого програмного забезпечення автоматизованих комп'ютерних електрокардіографічних систем.

## Бібліографія

1. Анализ сердечного ритма / Под ред. Д. Жемайтите, Л. Тельксниса. – Вильнюс : Мокслас, 1982. – 130 с.
2. Миронова Т.Ф., Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца: (Введение в ритмокардиографию и атлас ритмокардиограмм). – Челябинск : Дом печати, 1998. – 162 с.
3. Merri M., Farden D.C., Mottley J.G., Titlebaum E.L Sampling frequency of the electrocardiogram for spectral analysis of the heart rate variability. IEEE T-BME 1990; 37: 99-105
4. Heart Rate Variability. Standards of measurements, physiological interpretation, and clinical use / Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. - 1996. – Vol. 93. – P. 1043-1065.
5. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. - М. : Наука, 1984. - 221 с.
6. Хаяутин В.М., Лукошкова Е.В. Спектральный анализ колебаний частоты сердцебиений: физиологические основы и осложняющие его явления // Рос. физиол. журн. - 1999. - Т. 85, N 7. - С. 893-908.
7. Одинак М.М., Котельников С.А., Наумов К.М., Мантонин Е.А. Использование спектрального анализа ритма сердца в неврологической практике // Современные подходы к диагностике и лечению нервных и психических заболеваний. Материалы конференции. - СПб, 2000. - С. 470-471.
8. Ноздрачев А.Д., Погорелов А.П. Особенности нейрональной организации внутрисердечных ганглиев млекопитающих // Физиология вегетативных ганглиев : Тез. докл. Всесоюз. симпоз. - Киев, 1981. - С. 28-29.
9. Марпл С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / Пер. с англ. О. И. Хабарова, Г.А. Сидоровой; Под ред. И. С. Рыжака. - М. : Мир, 1990. - 584 с.

10. Прийма Г.Я. О рефлекторных влияниях на сердце и сосуды при акте глотания у здоровых и больных людей // Ученые записки сталинградского государственного педагогического института. – 1959. – Вып. 9. – С. 230-262.

11. Хаспекова Н.Б., Алиева Х.К., Дюкова Г.М. Оценка симпатических и парасимпатических механизмов регуляции при вегетативных пароксизмах // Советская медицина. – 1989. – N 9. – С. 25-28.

12. Окнин В.Ю., Внотченко С.Л., Садеков Р.К. Сравнительный анализ состояния вегетативной нервной системой у больных тиреотоксикозом и с вегетативными кризами // Терапевтический архив – 1994. – Т.66, N 10. – С. 29-32.

13. Хаспекова Н.Б. Регуляция вариативности ритма сердца у здоровых и больных с психогенной и органической патологией мозга // Автореферат дис. д-ра мед. наук. - М., 1996. - 48 с.

14. Я.П. Драган, В.А. Рожков, И.Н. Яворский. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических процессов. Л.: Гидрометеиздат, 1987.- 319с.

15. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я. Драган; Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем. — Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. — 349 с.

16. Драган Я. П. О представлении периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты. // Отбор и передача информации, 1975, №45, с. 7—20.

17. Dragan Y. Estimation of characteristics of heart rhythmicity / Y. Dragan, H. Osukhiv's'ka, B. Yavorsky, E. Yavors'ka // Analysis of biomedical signals and images: proceedings of 16-th international EURASIP Conf. BIOSIGNAL-2002.— Brno: Brno University of Technology, VUTUM Press 2002, 2002.— P. 144-146.

18. Яворська Є. Оцінювання характеристик серцевої ритміки / Є. Яворська // 2-й Міжнародний форум «Прикладна радіоелектроніка. Становлення і перспективи розвитку» МРФ-2005: сб. науч. трудов.— Харків: АН ПРЭ, ХНУРЕ, 2005. — Часть 2. — С.618-620.

19. Періодично корельовані випадкові процеси як адекватні моделі сигналів кратної ритміки природніх явищ і технологічних процесів / Я. Драган, П. Євтух, Л. Сікора, Б. Яворський // Комп'ютерні технології друкарства. — Львів, 2000. — № 4. — С. 269-290.

20. Фалендиш В.В. Обчислювальна складність алгоритмів оцінювання спектральної густини потужності ритмокардіосигналів / В.В. Фалендиш // Індуктивне моделювання складних систем: Зб. наук. пр. — К.: МННЦ ІТС НАН та МОН України, 2011. — Вип. 3. — С. 236-245.

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

22. Йохна М.А., Стадник В.В. Економіка і організація інноваційної діяльності: Навч. посіб. — К.: Видавничий центр «Академія», 2005. — 400с.

23. Тарасова В.В. Екологічна статистика. Підручник.-К.: Центр учбової літератури, 2008.-392 с.

## Додаток А

## Методи та засоби визначення характеристик ВСР

## А.1 Параметри ЕКГ

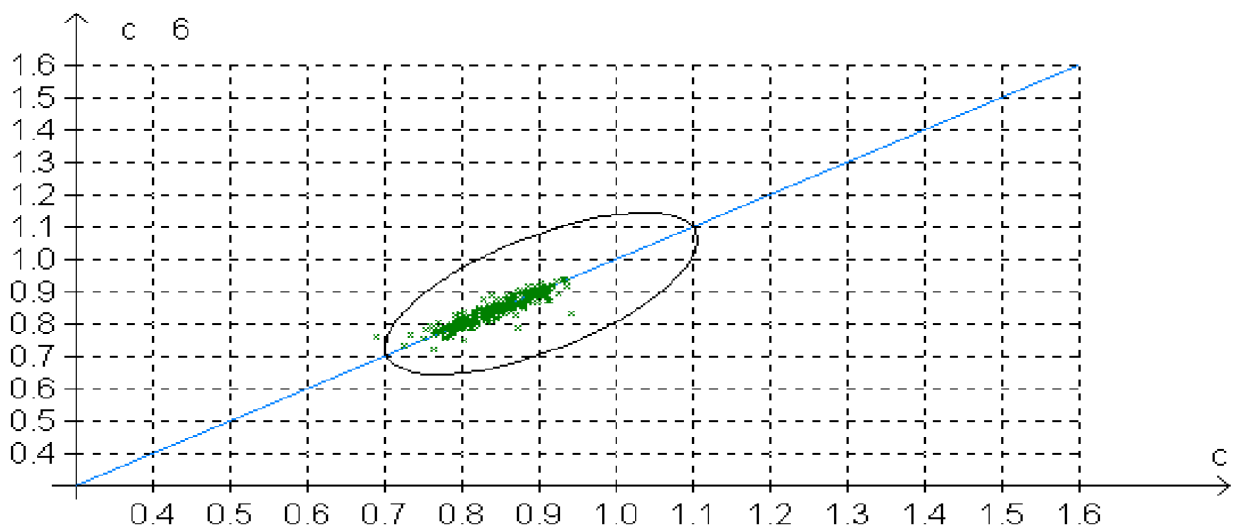
Таблиця А.1.1

## Параметри ЕКГ в нормі

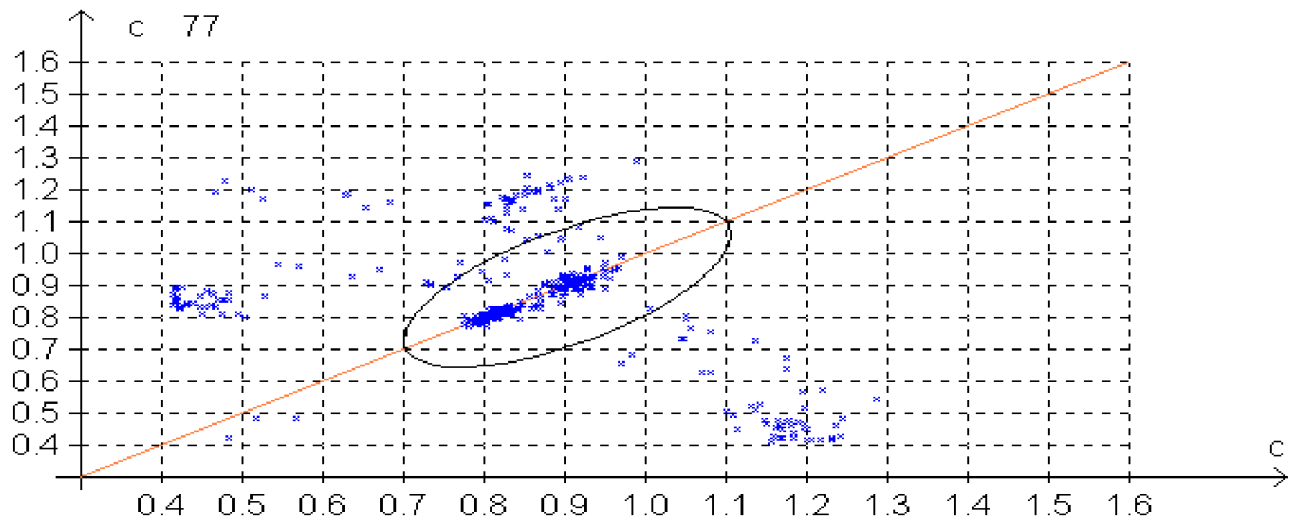
Елементи	Тривалість (с)	Амплітуда (мм)
Зубці		
P	0,06-0,1	0,05-2,5
Q	<0,03	<1/4 R
R	0,03-0,04	до 20 ( $V_{5,6}$ до 26)
S	<0,03	<8 (в I, II), <25 (в $V_1$ )
T	<0,016	<1/2-1/3 R (II відведення до 1/4 R)
U	0,06-0,16	2-3
Інтервал		
P-Q	0,12-0,2	-
Q-T	0,35-0,42	-
R-R	0,75-1,0	-
Сегмент S-T	0,02-0,12	-
Комплекс QRS	0,06-0,09(0,1)	-

## А.2. Часові методи аналізу ВСР. Скатерограма

В скатерограмі обидві осі декартової площини мають розмірність довжини RR-інтервалів, а точками відзначаються координати пар тривалостей попереднього і наступного RR-інтервалів. Скатерограма має вид "хмари", що складається з безлічі точок, що відповідають послідовним парам тривалостей RR-інтервалів. Чим більша щільність хмари, тим менша ВСР і навпаки. Рівномірний розподіл точок у хмарі свідчить на користь їх походження з одного джерела серцевого ритму (наприклад, NN-інтервали при синусовому ритмі), як це видно з рис. А.1.1 (а), нерівномірне (із двома і більше областями густин) — з різних, як це показано на рис. А.1.1 (б). В останньому випадку це вказує на порушення серцевого ритму. Акцентуючи увагу, що ВСР піддаються ділянки ЕКГ із синусовим походженням послідовності комплексів, скатерографія одночасно виконує функції часового методу і контрольного тесту для оцінки правильності обраного набору RR-інтервалів. Випадки норми здорової людини і гострого інфаркту міокарда (ГІМ) із сприятливими і несприятливими наслідками легко розрізняються: при несприятливих наслідках ГІМ точки скатерограми згущуються, тому що варіабельність RR-інтервалів зменшується.



(a)



(б)

Рис. А.2.1. Вигляд скатерограми (кожна пара послідовних RR-інтервалів зображається як точка з координатами [тривалість  $RR_n$  тривалість  $RR_{n+1}$ ]):

(а) — синусний ритм (норма);

(б) — порушення серцевого ритму (патологія)

Таблиця А.3.1

**Деякі часові характеристики ВСР**

Характеристики	Назва	Од. вим.	Опис
Статистичні	SDNN	мс	Стандартне відхилення всіх NN-інтервалів
	SDANN	мс	Стандартне відхилення середніх значень NN-інтервалів на 5-хв. вибірках
	RMSSD	мс	Квадратний корінь від середньої суми квадратів різниць між сусідніми NN-інтервалами
	Індекс SDNN	мс	Середнє значення стандартних відхилень NN-інтервалів на 5-хв. вибірках
	SDSD	мс	Стандартне відхилення різниць між сусідніми NN-інтервалами
	NN50	-	Кількість пар сусідніх NN-інтервалів, які відрізняються більше ніж на 50 мс, нв протязі всього запису.

Таблиця А.3.2

**Частотні діапазони при спектральному аналізі ВСР**

Назва компонентів спектру	Частотний діапазон, Гц	Період, с
HF	0,4 – 0,15	2,5 – 6,6
LF	0,15 – 0,04	6,6 – 25,0
VLF	0,04 – 0,015	25,0 – 66,0
ULF	Менше 0,015	Більше 66,0

Таблиця А.3.3

**Деякі частотні характеристики ВРС (аналіз короткочасових записів)**

Величина	Од. вим.	Опис	Частотний діапазон
5-хвилинна повна потужність	мс <sup>2</sup>	Зміна RR-інтервалів в часовому сегменті	не більше 0,4 Гц
VLF	мс <sup>2</sup>	Потужність в діапазоні ННЧ	не більше 0,04 Гц
LF	мс <sup>2</sup>	Потужність в діапазоні НЧ	0,04-0,15 Гц
HF	мс <sup>2</sup>	Потужність в діапазоні ВЧ	0,15-0,4 Гц
LF/HF	-	Відношення низькочастотної до високочастотної складової.	-



#### А.4. Спектральні характеристики серцевої ритміки

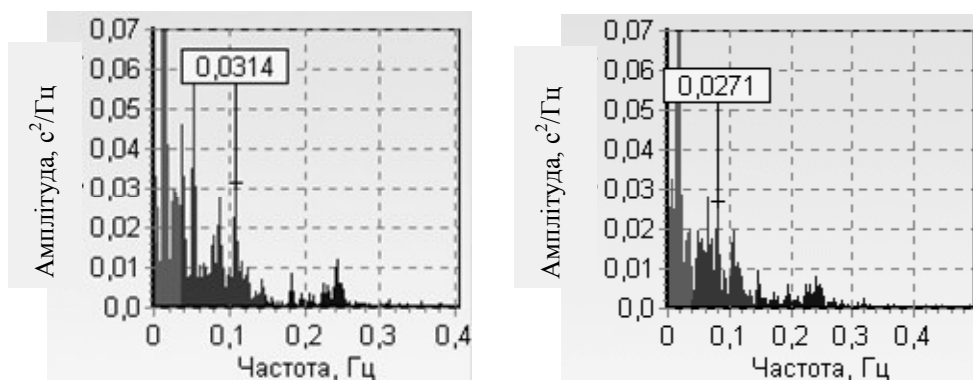


Рис. А.4.1. Приклад дихальної нестационарності РКГ при визначенні характеристик ВСР (на частотах 0,0314 Гц та 0,0271 Гц)

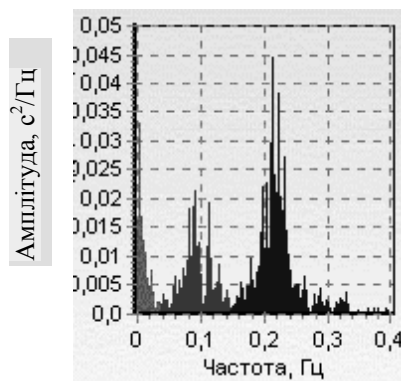


Рис. А.4.2. Збіг частоти дихання (ЧД) з частотою високочастотного піку спектрограми РКГ (він розташований на 0,21 Гц, що відповідає коливанням з періодом 4,8 с чи 12,5 циклів за 1 хв.)

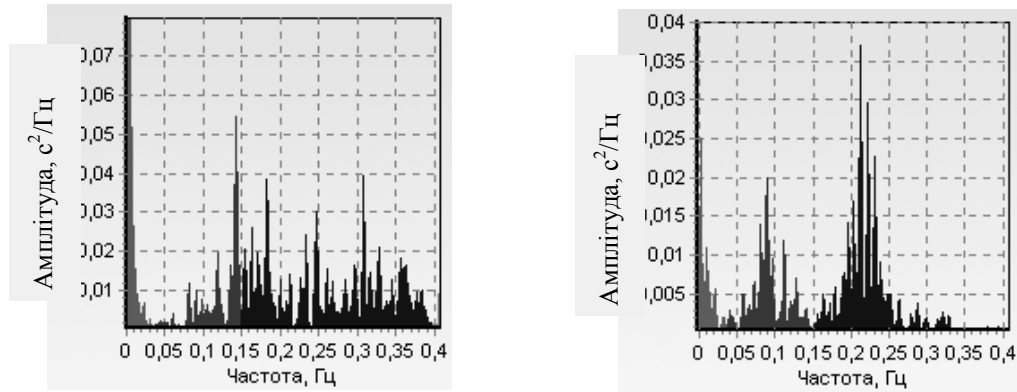


Рис. А.4.3. Приклади аналізу високочастотних коливань при збільшенні тривалості RR-інтервалів (неспівпадання частоти дихального піка і ЧД; наявність декількох піків у високочастотному діапазоні приблизно однакової амплітуди; наявність одного піку максимальної амплітуди, оточеного додатковими піками, величина яких зменшується в міру віддалення від основного піка; збільшення тривалості RR-інтервалів під час вдиху; відсутність дихальних піків у цілком здорових людей)

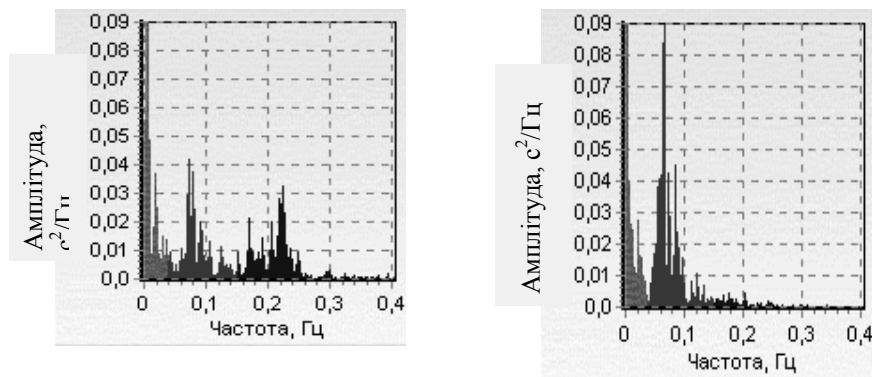


Рис. А.4.4. Збільшення амплітуди коливань на частоті  $0,1 \text{ Гц}$  у ритмі частоти серцевих скорочень у здорових людей (в положенні стоячи в здорових молодих людей відбувається значне збільшення амплітуди коливань з частотою  $0,1 \text{ Гц}$  у ритмі ЧСС, а також поява додаткових піків у низькочастотному діапазоні)

#### А.5. Біомедичні системи аналізу характеристик ВСР



Рис. А.5.1. Узагальнена схема системи для визначення характеристик ВСП



аналіз ЕКГ з визначенням параметрів всіх зубців (P, Q, R, S, T, U), комплексів, локальних ізоліній, частоти серцевих скорочень, орієнтації електричної осі серця; електронна бібліотека пацієнтів із засобами пошуку необхідної ЕКГ по особистим даним обстежуваних; можливість вибору форми електрокардіографічного заключення із декількох готових форм; екранний аналізатор для спостереження ручного контролю та вимірювання параметрів ЕКГ; автоматичний експорт та запуск Internet-browser'a з результатами обробки ЕКГ або HRV у вигляді WEB-сторінок; можливість імпорту з текстових файлів ритмограм, знятих в інших програмах для обробки та друку в CARDIO-10DX; автоматичний експорт в текстовий файл ритмограм, знятих CARDIO-10DX; роздрук електрокардіографічного заключення та зображення ЕКГ з координатною кардіографічною сіткою (геометричні розміри на екрані та роздруковці відповідають розмірам сигналів на "плівках"); дружній інтерфейс користувача із захистом від некоректних дій користувача та набір підказок по всіх режимах роботи комплексу; робота на двох мовах — російська та українська; електрокардіографічне заключення та встановлення діагнозу по типовим порушенням серцевої діяльності; діагностується близько 260 типів відхилень від норми; порівняльний аналіз декількох кардіограм, видача епікризу; виведення результатів статистичних та спектральних розрахунків BCP у вигляді ритмограм, скатерограм, гістограм, спектрограм та трендів RR; цифрові результати статистичних та спектральних розрахунків BCP.

Математична та статистична обробка показників зміни ритму з побудовою ритмограм, скатерограм і гісторам з метою прогнозування раптових зупинок серця

*Параметри BCP.* Статистичні параметри: мода, математичне сподівання, амплітуда моди, варіаційний розмах, варіабельність, індекс вегетативної рівноваги, вегетативний показник ритму, показник адекватності процесів регуляції, індекс напруги Баєвського, дисперсія, середньоквадратичне відхилення SDNN, середньоквадратичне відхилення  $\Delta_{RR}$  RMSSD, загальна кількість дельта-інтервалів  $>50$  мс NN50, відносна кількість NN50, стандартне відхилення 5-хв. інтервалів SDANN. Спектральні параметри: загальна

спектральна потужність ( $мс^2$ ), спектральна потужність VLF 0.003-0.04  $Гц$ , спектральна потужність LF 0.04-0.15  $Гц$ , спектральна потужність HF 0.15-0.4  $Гц$ , показник LF/HF.

Усі зазначені апаратно-програмні комплекси працюють разом з комп'ютером і забезпечують формування динамічних рядів кардіоінтервалів з частотою дискретизації електрокардіографічного сигналу до 1000  $Гц$  і вище (але не нижче 250  $Гц$ ). Точність виміру RR-інтервалів  $(0,75-1) с \pm 1 мс$ .

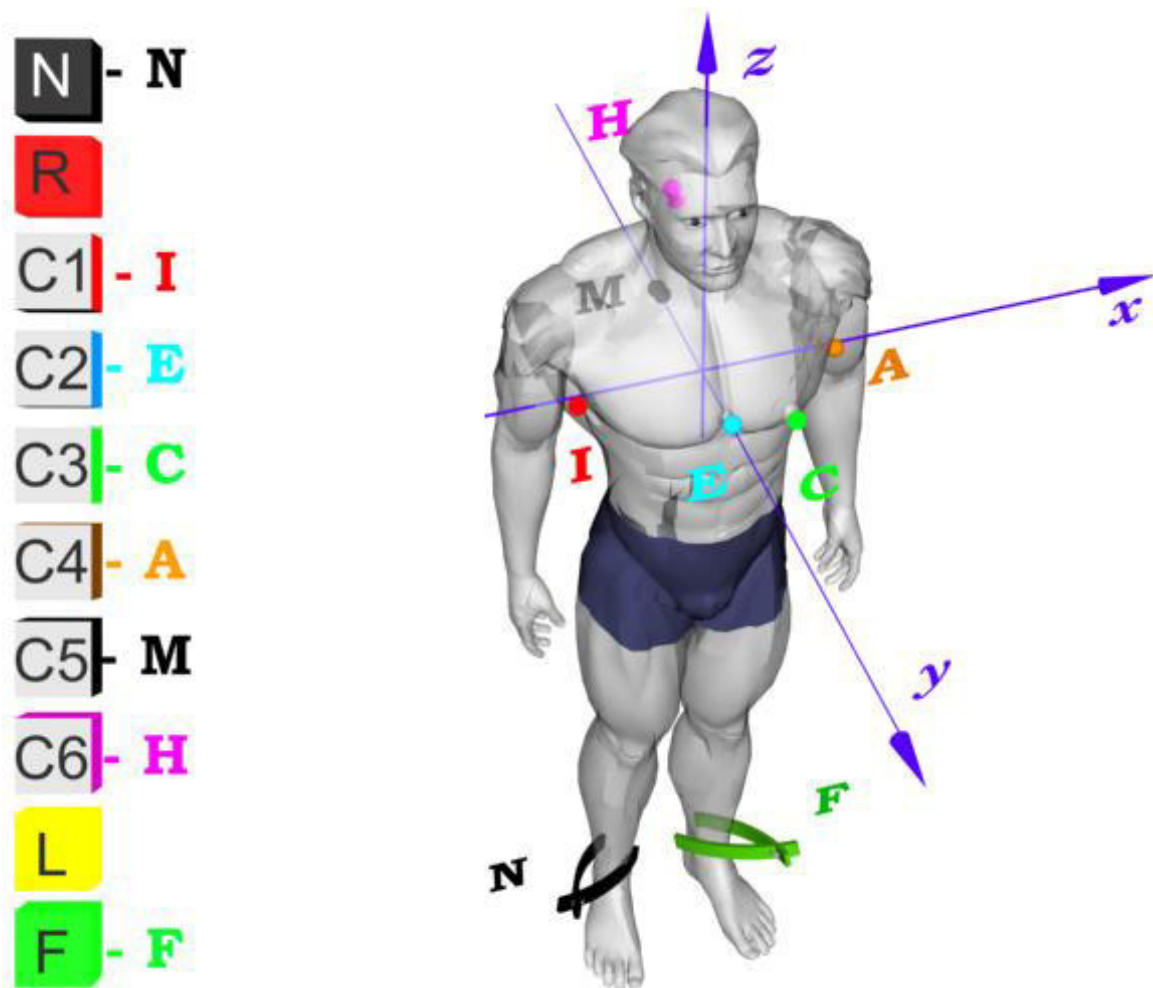


Рис. А.5.4. Схема ортогональних відведень за Франком при реєстрації ЕКГ.

Для отримання цих відведень використовують 7 електродів; 5 з них розміщують в четвертому міжребер'ї: по середнім аксилярним лініям (А і J), по серединним лініям попереду (Е) та позаду (М) і між точками Е і А (С); 6-й електрод (Н) розміщують на задній поверхні шиї або на лобі і 7-й електрод (F) - на лівій гомілці.

## Вимоги до формування ритмокардіограми

**Б . 1 . 1 . В и м о г и д о з а п и с у Е К Г .** Розпізнавання на записі початкової точки вимірювання, що ідентифікує QRS-комплекс, може бути основане на максимумі чи бароцентрі комплексу, на визначенні максимуму інтерполяційної кривої чи знаходженні шляхом відповідності шаблону чи іншим подіям-маркерам.

Для досить чіткої часової прив'язки QRS-комплексу допустимий широкий діапазон показників апаратури по співвідношенню сигнал/шум, подавленню синфазної перешкоди, ширині смуги реєстрації і т.д. Якщо верхня частота зрізу істотно нижче 200 Гц, яка прийнята для діагностичного устаткування, це може викликати додатковий розкид, вносячи похибку при розпізнаванні початкової точки QRS-комплексу і, отже, у вимірюванні RR- інтервалів. Подібним чином, обмежена частота вибірки вносить похибку у спектр ВСР, степінь якої збільшується в міру збільшення частоти, тим самим більше впливаючи на високочастотні компоненти. Інтерполяція ЕКС може зменшити степінь помилки. При належній інтерполяції навіть частота вимірювання 100 Гц може бути достатньою [16].

У випадку використання цифрового запису первинних даних необхідно ретельно вибирати використовувані способи стиску, з огляду на ефективну частоту дискретизації і якість способу відновлення сигналу; у протилежному випадку в амплітуду і фазу сигналу можуть бути внесені додаткові перекручування.

**Б . 1 . 2 . Т р и в а л і с т ь з а п и с у Е К Г .** При дослідженнях тривалість запису ЕКГ диктується природою самого дослідження. Є необхідною стандартизація, особливо у дослідженнях, присвячених вивченню фізіологічного і клінічного потенціалу ВСР.

В роботі використовуються короткочасові записи аналіз яких показує умови стабільності фізіологічного статусу організму. Тривалість запису повинна складати щонайменше 10 довжин хвилі низькочастотної смуги досліджуваного компоненту, але, щоб бути впевненим у стабільності сигналу,



не повинна бути істотно тривалою. Таким чином, для оцінки високочастотного компоненту необхідний запис близько 1 хвилини, у той час як для аналізу низькочастотного компоненту потрібно 2 хвилини. Для стандартизації різного роду досліджень при визначенні характеристик ВСР короткочасових записів РКГ, обрана оптимальна тривалість запису для стаціонарних систем — 5 хвилин, якщо природа дослідження не диктує іншого.

Усереднення спектральних компонентів, отриманих за послідовні проміжки часу, дає можливість мінімізувати похибку, накладену аналізом дуже коротких сегментів. Проте, якщо природа і ступінь фізіологічних модуляцій серцевого періоду змінюється від одного короткого фрагмента запису до іншого, то фізіологічна інтерпретація таких усереднених спектральних компонентів страждає від тих же проблем, що і спектральний аналіз довгих записів, і має потребу в додатковому дослідженні. Демонстрація зібраних серій послідовних спектрів потужності (більш 20 хвилин) може допомогти підтвердити умови стабільності фізіологічного статусу протягом часу реєстрації серії.

Хоча методи часового аналізу, можуть використовуватися для дослідження записів короткої тривалості, частотні методи, як правило, здатні забезпечити більш легко інтерпретовані у відношенні фізіологічних регуляційних впливів результати.

**Б . 1 . 3 . Р е д а г у в а н н я п о с л і д о в н о с т і R R - і н т е р в а л і в .** Відомо, що похибки, які накладаються неточністю визначення RR-інтервалів можуть значно впливати на результати статистичних часових і частотних методів. Відомо, що грубе редагування даних по RR-інтервалах є достатнє для апроксимаційної оцінки загальної варіабельності геометричними методами, але неясно, яка точність редагування необхідна для досягнення впевненості в тім, що і при використанні інших методів будуть отримані коректні результати. Таким чином, при використанні статистичних методів часової і частотної області вручну проведене редагування масиву RR-інтервалів повинно здійснюватися відповідно до високих стандартів коректної ідентифікації і класифікації кожного QRS комплексу. Автоматичні фільтри, що

виключають з оригінальної послідовності деякі RR-інтервали (наприклад, що відрізняються більш ніж на 20% від попереднього) не можуть замінити редагування лікарем, оскільки зауважено їх вплив та наявність небажаних ефектів, що потенційно ведуть до похибок [16].

Б . 1 . 4 . П р о п о з и ц і ї д л я с т а н д а р т и з а ц і ї к о м е р ц і й н о г о у с т а т к у в а н н я . С т а н д а р т н е в и м і р ю в а н н я В С Р . Комерційне устаткування, призначене для аналізу короткочасної ВСР, повинно включати непараметричні і, бажано, параметричні методи спектрального аналізу. Методи непараметричного спектрального аналізу повинні використовувати як мінімум 512 (можливо 1024) відліків при короткочасових записах.

Стратегія отримання даних для аналізу ВСР повинна відповідати схемі (рис. Б.1.1).

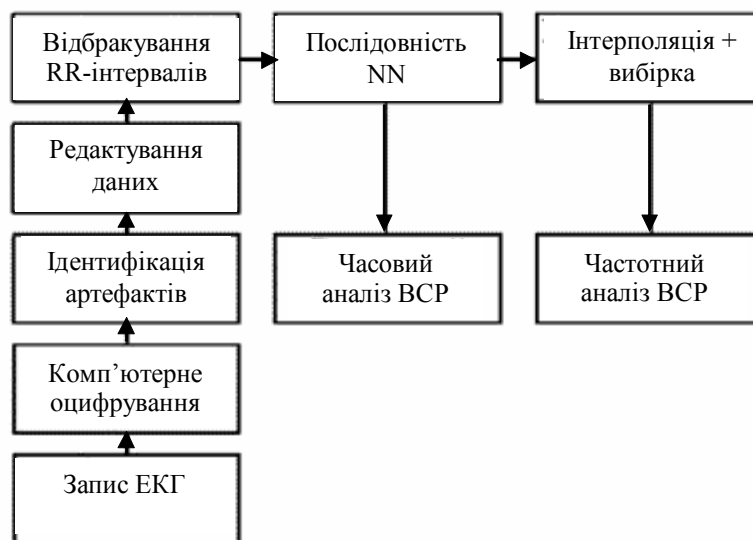


Рис. Б.1.1. Діаграма, сумуюча послідовність кроків при записі та обробці ЕКГ-сигналу з метою отримання даних для аналізу ВСР

Б . 1 . 5 . Т о ч н і с т ь і т е с т у в а н н я к о м е р ц і й н о г о у с т а т к у в а н н я . Для того, щоб упевнитися в якості різного використовуваного для аналізу ВСР устаткування і знайти придатний баланс між точністю, необхідної для наукових і клінічних

досліджень, і ціною необхідного устаткування, є необхідним незалежне тестування всього устаткування. Оскільки потенційні помилки в оцінюванні ВСР включають неточності у визначенні початкового відліку QRS-комплексу, тестування повинно включати усі фази роботи устаткування: запис, відтворення і аналіз. Таким чином, імовірно, ідеальним буде тестування різного устаткування за допомогою сигналів з відомими властивостями варіабельності (наприклад, модельованих комп'ютером) ніж за допомогою вже існуючих баз даних ЕКГ, перетворених у числову форму.

Б . 1 . 6 . В и с н о в к и і р е к о м е н д а ц і ї . Для мінімізації помилок, внесених неправильними, але вибраними (чи некоректно використовуваними) методиками, рекомендується наступне: устаткування для зняття ЕКГ повинно задовольняти типовим критеріям у відношенні співвідношення сигнал/шум, придушення синфазної перешкоди, ширини смуги реєстрації і т.д.; при використанні записів первинних даних у цифровій формі не повинна допускатися реконструкція сигналу, що приводить до спотворення амплітуди і фази.

При використанні статистичних часових і частотних методів повний сигнал редагується за допомогою візуального контролю і ручної корекції класифікації QRS-комплексів і RR-інтервалів [16].

## Програмне забезпечення

## В.1. Компонентний метод

**В.1.1.Обчислення оцінки коваріаційної компоненти РКГ**

```
function Bk=compbk(x,k,T,umax);

%Bk=compbk(x,k,T,umax);
%
% Оцінка коваріаційних компонентів РКГ:
%  $B_k(u) = M\{ \xi(t+u) \cdot \xi(t) \cdot \exp(-i \cdot 2 \cdot \pi \cdot k \cdot T) \}$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% k - номер коваріаційної компоненти РКГ
% T - період корельованості, відносний: T/td
% umax - маскимальний зсув при обчисленні коваріаційного компоненти РКГ
%
% Вихідні результати:
% Bk - вектор коваріаційної компоненти РКГ

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
if size(x,1)==1; x=x'; end;
N=size(x,1);
if nargin<4, umax=N-1; end;
if umax>N-1, umax=N-1; end;
x1=x;
lambda=2*pi/T; e=exp(-i*lambda*k*(0:size(x,1)-1));
for u=1:umax+1;
    Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1,0); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)
end;
```

**В.1.2.Оцінювання параметричної коваріації тестової РКГ**

```
function b=compcov(x,T,N,umax,tmax);

%b=compcov(x,T,N,umax,tmax);
%
% Оцінка параметричної коваріації РКГ компонентним методом:
%  $b(t,u) = \text{Sum}(B_k(u) \cdot \exp(i \cdot 2 \cdot \pi \cdot k \cdot t / T))$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% T - період корельованості, відносний: T/td
% N - кількість коваріаційних компонентів РКГ для оцінювання
% umax - максимальний зсув при обчисленні коваріаційної компоненти РКГ
```

```

% tmax - максимальне значення параметра t (часу)
%
% Вихідні результати:
% b - матриця параметричної коваріації

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<5, error('Мало параметрів !'); end;
for k=0:N-1; Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);k, end;
b=zeros(tmax,umax+1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*Bk(k+1,:);
end;

```

### ***В.1.3. Оцінювання матсподівання тестової РКГ***

```

function m=compmean(x,T,N,tmax);

%m=compmean(x,T,N,tmax);
%
% Оцінка математичного сподівання РКГ компонентним методом:
% m(t)=Sum(mk*exp(i*2*pi*k*t/T)
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованим
% T - період корельованості, відносний: T/td
% N - кількість компонентів матсподівання РКГ для оцінювання
% tmax - максимальне значення параметра t (часу) - довжина функції матсподівань
% Вихідні результати:
% m - функція матсподівання

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<4, error('Мало параметрів !'); end;
m=zeros(tmax,1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    m=m+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*compmk(x,k,T);
end;

```

### ***В.1.4. Оцінювання компонентів матсподівання тестової РКГ***

```

function Mk=compmk(x,k,T);

%Mk=compmk(x,k,T);
%
% Оцінка компонентів ПКВП:
% Mk(u)=Mt{ksi(t)*exp(-i*2*pi*k/T)}
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% k - номер компоненти матсподівання РКГ
% T - період корельованості, відносний: T/td
% Вихідні результати:

```

% Mk - вектор коваріаційного компонента

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням

if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;

if size(x,1)==1; x=x'; end;

N=size(x,1);

lambda=2\*pi/T;

Mk=sum(x.\*exp(-i\*lambda\*k\*(0:size(x,1)-1')))/N;

УДК 303.01:303.447: 612.17

Жаран Н. – ст. гр. РБ<sub>4</sub>-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюка

# **ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ ФІЛЬТРОВОГО МЕТОДУ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ СТАТИСТИК БІОСИГНАЛІВ**

Науковий керівник: к.т.н., доц. С.Б. Яворська

Zharan N.

*Ternopil State Technical University named after Ivan Pul'uj*

## **THEORETICAL ASPECTS OF APPLICATION BY THE FILTER METHODS FOR EVALUATION STATISTICS OF BIOSIGNALS**

Supervisor: assoc. prof. E. Yavorska

Ключові слова: біосигнал, періодично-корельований випадковий процес.  
 Keywords: biosignal, periodically-correlated random process.

У сучасній фізіології значна увага приділяється діагностиці функціонального стану певних систем, за якими можна було б оцінити стан цілого організму та здатність його до адаптації. До характерних особливостей слід віднести інтенсивне дослідження і використання фізичних кінці і процесів людського організму, закономірності зміни яких мають випадковий характер. При дослідженні і вимірюванні характеристик випадкових процесів широке поширення, в силу добре розвинутого методичного й апаратурного забезпечення, наочності та зручності практичного застосування, знаходять спектральні методи аналізу випадкових процесів, які забезпечують вимірювання оцінок спектральної густини потужності (СПП) стаціонарних ергодичних біосигналів (СБС), які несуть випадковий характер.

Перспективні напрямки удосконалення апаратурного спектрального аналізу пов'язані як з розвитком і впровадженням алгоритмів швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), так і інших методів, зокрема фільтрових. Це пояснюється тим, що фільтрові аналізатори спектра виявляються найбільш простими і дешевими, але, головне, вони можуть забезпечити менший час і більш високу точність спектрального аналізу, ніж аналізатори на основі ШПФ, у яких потенційна точність обмежена методичною похибкою.

Для спрощення та автоматизації аналізу нестационарного біосигналу з прогнозованою вірогідністю її результатів застосовано періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) з дискретним часом.

Фільтровий метод полягає в перемножуванні реалізації процесу на періодичну функцію з періодом, рівним періоду корельованості ПКВП, з подальшим усередненням.

Таким чином, методи апаратурного спектрального аналізу потребують подальшого дослідження, а тому розроблення методу опрацювання біосигналів на базі математичної моделі у вигляді ПКВП з дискретним часом для комп'ютерних систем діагностики фізіологічного стану організму людини, який дасть можливість отримати оперативні відомості про присутність різного роду змін на ранніх стадіях, необхідних лікарям для установлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.