

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:

**Метод аналізу ритмічних біосигналів у
біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики**

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

напряму підготовки (спеціальності) _____

163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

Сірук Ю.Г.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Бачинський М.В.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Дедів Л.Є.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

м. Тернопіль – 2019
 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

Сіруку Юрію Григоровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Метод аналізу ритмічних біосигналів

у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики

Керівник проекту (роботи) _____

Бачинський М.В., 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>	Яворська Є.Б., зав. каф. «Біотехнічні системи»		
<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	Осухівська Г.М., зав. каф. «Комп'ютерні системи та мережі»		
<i>Обг-ння економічної ефективності</i>	Клепчик В.М., ст. викл. каф. «Обладнання харчових технологій»		
<i>Екологія</i>	Зварич Н.В., доц. каф. «Обладнання харчових технологій»		

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)

Сірук Ю.Г.

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

(підпис)

Бачинський М.В.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Сірук Юрій Григорович. Метод аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики. – Рукопис.

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

Дипломну роботу магістра присвячено розробленню методу аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.

Удосконалено метод аналізу електрокардіосигналу у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики та оцінювання його характеристик з метою визначення інформативно-інваріантних ознак електрокардіосигналу в рамках математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП. На базі аналізу характеристик математичної моделі електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого ВП та синфазного методу аналізу, встановлено, що вони дають змогу розширити можливість статистичної оцінки імовірнісної характеристики стану серцево-судинної системи людини шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які характеризують зміни фазово-часової структури, і дають змогу своєчасно виявити порушення в роботі серця людини.

Ключові слова: евентуальний ритмічний біосигнал, електрокардіосигнал, варіабельність серцевої ритміки.

ANNOTATION

Siruk Yu. A method of rhythmic biosignals analysis in biotechnical rehabilitation systems of early diagnostics. – 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 development of a method of analysis of rhythmic biosignals in biotechnical rehabilitation systems of early diagnostics.

The method of analysis of electrocardiosignal in biotechnical rehabilitation systems of early diagnostics and evaluation of its characteristics with the purpose of determination of informative-invariant signs of electrocardiosignal in the framework of mathematical model in the form of periodically correlated VP is improved. Based on the analysis of the characteristics of the mathematical model of the electrocardiosignal in the form of periodically correlated VP and in-phase method of analysis, it is found that they allow to extend the possibility of statistical estimation of the probabilistic characterization of the condition of the cardiovascular system of the person by introducing into the field of cardiology a new class of informative features - correlative components changes in the phase-time structure, and allow timely detection of abnormalities in the human heart.

Keywords: eventual rhythmic biosignal, electrocardiosignal, variability of cardiac rhythm.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ	10
1.1 Загальна характеристика проблеми	10
1.2 Основні види біомедичних сигналів	10
1.3 Аналіз методів обробки ЕКГ-сигналів	23
1.4 Аналіз методів обробки ЕЕГ сигналів	24
1.5 Аналіз методів обробки ЕМГ сигналів	25
1.6 Вибір напрямку та обґрунтування задач дослідження	26
1.7 Висновки до розділу 1	27
РОЗДІЛ 2. ПОБУДОВА БІОТЕХНІЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ	28
2.1 Вибір оптимального методу обробки ФП сигн Конфігурація біотехнічної системи	28
2.2 Використання систем голтерівського моніторингу при ранньому діагностування стану ССС	32
2.3 Математична модель та методи аналізу ритмічних біосигналів	34
2.4 Висновки до розділу 2	41
РОЗДІЛ 3. МЕТОД АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ У БІОТЕХНІЧНИХ РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ СИСТЕМАХ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ	42
3.1 Визначення періоду корельованості електрокардіосигналу	42
3.2 Метод аналізу електрокардіосигналу	49
3.3. Висновки до розділу 3	54
РОЗДІЛ 4. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ ВЕРИФІКАЦІ	55
4.1 Результати опрацювання електрокардіосигналу	55
4.2 Метод визначення часу відновлення стану ССС	57

4.3. Висновки до розділу 4	59
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА	60
5.1 Методика дослідження електричної активності серця	60
5.2 Висновки до розділу 5	65
РОЗДІЛ 6. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ	66
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи ..	66
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	67
6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи	73
6.4 Висновки до розділу 5	77
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	78
7.1 Охорона праці	78
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	79
7.3 Висновок до розділу 6	82
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ	83
ВИСНОВКИ.....	87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	89
ДОДАТКИ.....	91

ВСТУП

Актуальність теми. Біосигнали мають свої особливості. Зокрема, вони здебільшого мають варіабельний евентуальний, циклічний чи ритмічний характер, тобто є нестационарними. Це є причиною зменшення або вірогідності виявлення, розпізнавання норм чи патологій таких біосигналів, або ефективності відповідних засобів за вартісним та іншими експлуатаційними критеріями.

В Україні причиною зменшення тривалості здорового життя та підвищення передчасної смертності, захворювання серцево-судинної системи (ССХ) займають перше місце і становлять 66,5%, для порівняння, онкологічні хвороби — 13,9%, хвороби органів травлення та дихання — 6,5%, зовнішні причини — 6,6% (Мусій О.С. (ред.), 2014). Серед працездатного населення смертність від ССХ становить 30%.

Концепція стратегії профілактики та боротьби зі ХСК в Україні базується на використанні принципів і підходів, рекомендованих ВООЗ та Європейським регіональним комітетом ВООЗ.

Для лікування та профілактики різного роду порушень функціонального стану з боку ССС серця використовується електрокардіографія (ЕКГ).

Сучасні біомедичні системи аналізу ЕКГ за мету мали автоматизацію процесу отримання із ЕКГ діагностичної інформації за допомогою ЕОМ. Очікувалось, що крім тих переваг, які дає автоматизація, буде можливість підвищити діагностичну точність аналізу, завдяки застосуванню статистичних методів, які не можуть бути використані при опрацюванні вручну. Результатом розвитку став аналіз ЕКГ, який дозволив суттєво підвищити ефективність діагностики, зменшити відносну частоту діагностичних помилок, скоротити час обстеження, звільнити персонал від виконання складних процедур вимірювання та аналізу електрокардіограм. Але в процесі виникають короткочасні імпульси, які або пропускаються при зніманні на класичних електрокардіографах через низьку частоту сигналу, або знімаються неякісно: на них припадає недостатня кількість відліків АЦП.

Таким чином, актуальність даної роботи обґрунтовується унікальними характеристиками представлених сигналів.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження є розробка методу аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.*

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз стану проблеми аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики для обґрунтування напрямку наукового дослідження.

2. Розробити загальну структурно-функціональну модель системи аналізу біосигналів.

3. Побудувати математичну модель ритмічного біосигналу на прикладі електрокардіосигналу.

4. Удосконалити метод аналізу електрокардіосигналу у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики для встановлення нових інформативних ознак.

Об'єкт дослідження: процес опрацювання ритмічного біосигналу для розширення можливостей біотехнічних реабілітаційних систем ранньої діагностики.

Предмет дослідження: математична модель ритмічного біосигналу.

Методи дослідження побудовано на базі принципів енергетичної теорії випадкових процесів. Для програмної реалізації алгоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATLAB.

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено метод аналізу ритмічного біосигналу (електрокардіосигналу), який уможливорює визначення інформативно-інваріантних ознак електрокардіосигналу в рамках математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП.

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

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

1.1 Загальна характеристика проблеми

Показником фізіологічного стану людини є її функціональний стан. При медичних дослідженнях його встановлюють шляхом проведення діагностично-лікувальних та профілактичних заходів. При цьому застосовуються наступні методи: електричні, електромагнітні, ультразвукові, люмінесцентні, біохімічні, механічні та ін. Основним параметром, за допомогою якого можна встановити стан людини є біомедичний сигнал (БС), який можна отримати із застосуванням відповідної медичної апаратури. В більшості випадків для реєстрації БС використовуються електрографічні методи, які уможливають вимір та контроль біопотенціалів на різних ділянках та органах організму людини.

Біопотенціали (БП, грец. «*bios*» – життя, лат. «*potentia*» – сила) – різниця потенціалів між двома точками живої тканини, яка відображає її біоелектричну активність.

Зняття БП проводиться за допомогою електродів, які встановлюються на поверхні тіла чи органів людини. Вимірюється не абсолютний потенціал, а різниця потенціалів між двома точками поверхні, яка відображає її біоелектричну активність та характер метаболічних (обмінних) процесів. Біопотенціали використовують для отримання інформації про стан і функціонування різних органів. До електрографічних методів відносяться електрокардіографія, реографія, електроенцефалографія, електроміографія, електрогастрографія тощо.

Біологічні сигнали можуть становити інтерес для встановлення діагнозу, моніторингу пацієнта і проведення біомедичного дослідження [1].

1.2 Основні види біомедичних сигналів

Найбільш Інформативними та застосовуваними у медицині є електрокардіографія (ЕКГ), електроенцефалографія (ЕЕГ) та електроміографія.

ЕКГ – це сигнал, який має такі властивості: він відображає електричну активність одного з найважливіших органів людини – серця, він найбільше вивчений з точки зору залежностей між виглядом сигналу та станом людини, його структурний опис має найбільшу індивідуальну і часову змінність, особливо при патологічних станах організму. Ця властивість робить його найціннішим і широкоживаним з метою оперативного контролю стану людини [2].

ЕЕГ – метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічні зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальномозкових розладів і їхній характер [3]. Полягає в реєстрації й аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку — електроенцефалограми (ЕЕГ). ЕЕГ може зніматися як зі скальпу, так і з глибоких структур мозку.

ЕМГ – це процес реєстрації біоелектричних потенціалів у м'язах при порушенні (скороченні) м'язових волокон. На даний час електроміограф – це комп'ютерна система, яка записує біопотенціали, посилює їх, обраховує амплітуду, частоту і тривалість латентних періодів, знижує «шуми», проводить стимуляцію і аналіз [4].

1.2.1 ЕКГ – метод графічної реєстрації електричних явищ (електрокардіограма), які виникають у серцевому м'язі під час його діяльності, з поверхні тіла. Іншими словами, ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження.

ЕКГ вважається основним методом аналізу стану серцево-судинної системи (ССС) людини і є незамінним при діагностуванні порушень серцевого ритму та провідності серця, ішемічної хвороби серця (ІХС), гіпертрофій тощо. При поєднанні ЕКГ-дослідження із функціональними пробами можна виявити приховану коронарну недостатність, перехадні порушення ритму серця, проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними

порушеннями роботи серця [5].

Традиційна система реєстрації ЕКГ має 12 відведень: 3 стандартних (I, II, III), три посилені однополосних відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) і шість грудних однополосних відведень (V1-V6). Така система ЕКГ-реєстрації може бути забезпечена 8-канальною біполярною реєстрацією з накладанням 4 електродів на кінцівки і 6 грудних електродів, які мають стандартне маркування: R – права рука; L – ліва рука; F – ліва нога (нейтраль); G – права нога (загальна земля для реєстру вальної апаратури. В випадку двопровідної схеми побудови біопідсилювачів відведення від правої ноги не вимагаються); C_i – грудні електроди, i = 1...6. (див. рис. 1.1, 1.2).

На ЕКГ розрізняють зубці, інтервали та сегменти, які відображають процес розповсюдження хвилі збудження по серцю (див. рис. 1.3):

- Р-зубець – відбиває збудження (деполяризацію) передсердя: в перші 0,02-0,03 секунди збуджується тільки праве передсердя (висхідне коліно зубця Р), в наступні 0,02-0,03 секунди – праве передсердя, міжпередсердна перегородка, ліве передсердя (вершина зубця Р), в останні 0,02-0,03 секунди – тільки ліве передсердя (низхідне коліно зубця Р). Загальна тривалість зубця Р складає 0,06-0,11 секунди. Зубець Р може бути додатнім, від’ємним, двофазним, ізоелектричним;

- PQ-сегмент – це час передсердно-шлуночкової провідності, що вимірюється від початку зубця Р до початку першої відповіді, і відповідає діастолі серця. Він складається з зубця Р та сегмента PQ, який розміщений на нульовій лінії і відображає поширення хвилі збудження по провідній системі. Нормальна тривалість інтервалу PQ – від 0,12 до 0,2 секунди і залежить від частоти серцевих скорочень;

- Сегмент ST-відрізок від кінця комплексу QRS до початку зубця Т вказує на те, що міокард шлуночків повністю охоплений збудженням. Сегмент ST у відведеннях від кінцівок зазвичай розміщений на ізоелектричній лінії. Допустиме зміщення ST донизу до 5 мкВ і догори до 10мкВ;

- QRS-комплекс. Зубці Q,R,S,T складають шлуночків комплекс. Інтервал QRS характеризує поширення збудження по міокарду шлуночків, вимірюється

від початку зубця Q до кінця зубця S, тривалість його коливається від 0,06 до 0,1 секунди. Всякий додатний зубець цього комплексу позначають як зубець R, за ним йде від'ємний зубець S;

- T-зубець відповідає процесам припинення збудження шлуночків. Він може бути додатним, від'ємним і двофазним. За формою зубець T нагадує трикутник з пологим підйомом, закругленою вершиною та крутим спуском;

- сегмент QRST, що називається електричною систолою, вимірюється від початку зубця Q до кінця T. Тривалість цього інтервалу залежить від статі, віку та частоти серцевих скорочень;

- U-зубець. Інколи за зубцем T через 0,02 – 0,04 секунди після його закінчення йде зубець U – змінюваний і невеликий. Визначається здебільшого в відведеннях V2-V4.

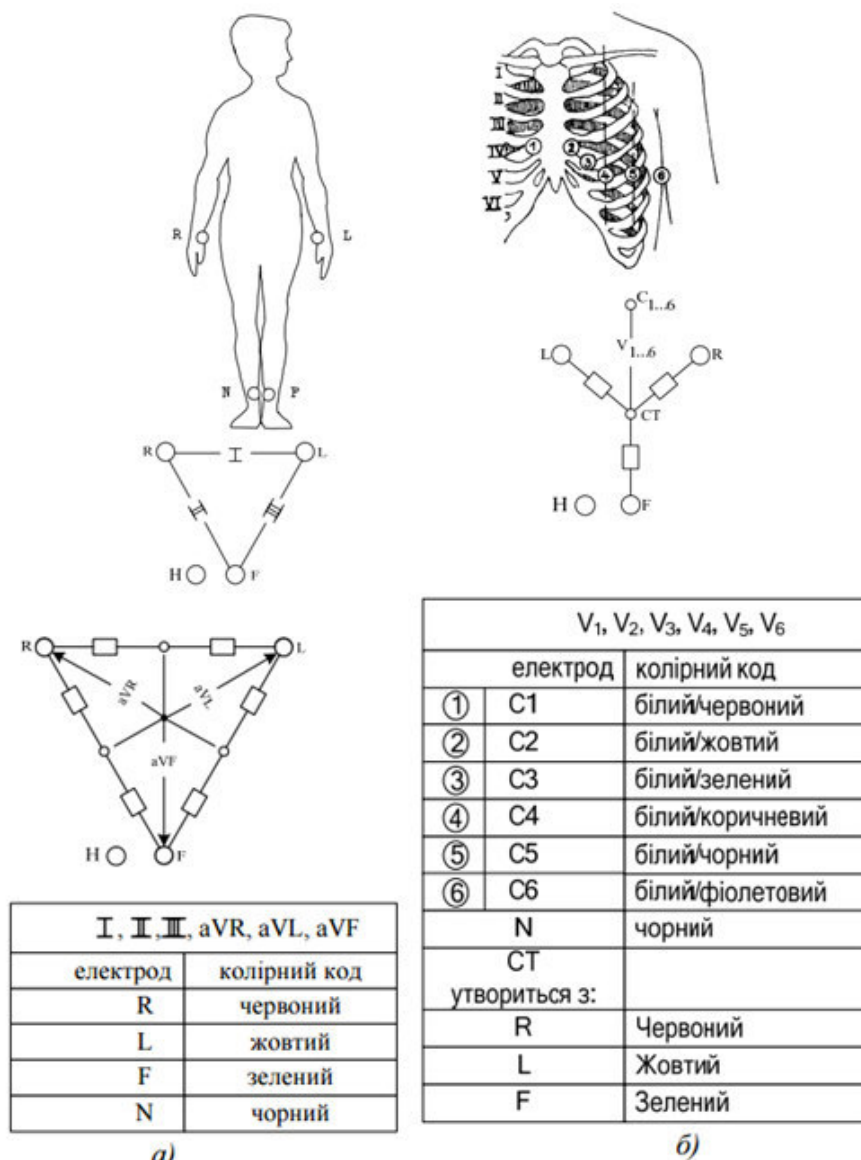


Рис. 1.1 Схеми відведень ЕКГ:

а) за Ейнтхофеном та Гольдбергером

б) за Вільсоном

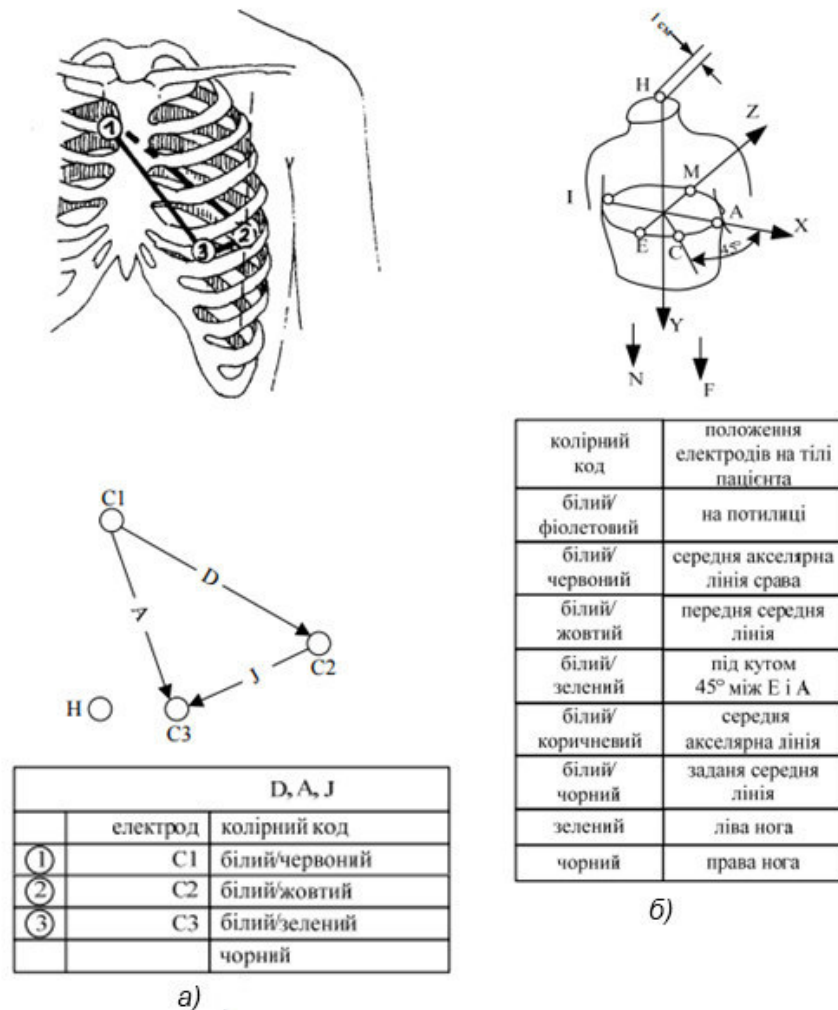


Рис. 1.2 Схеми відведень ЕКГ:

а) за Небом;

б) за Франком.

Склад запису електрокардіосигналу (ЕКС):

- ЕКС записується триадами (синхронно по 3 відведення). Довжина кожної триади – не менше 6 секунд, для аналізу аритмії – не менше 18 секунд;
- вхідна частина системи повинна відповідати стандартам щодо електрокардіографії, в кожному каналі повинен бути один або декілька калібровочних імпульсів тривалістю не менше 100 мс;
- частота дискретизації при введенні в ЕОМ – не менше 250 Гц по кожному каналу ЕКС. Точність перетворення не менше 8 біт при постійному

кроці квантування. Вага старшого розряду відповідає 2,5 мВ, приведеного до входу.

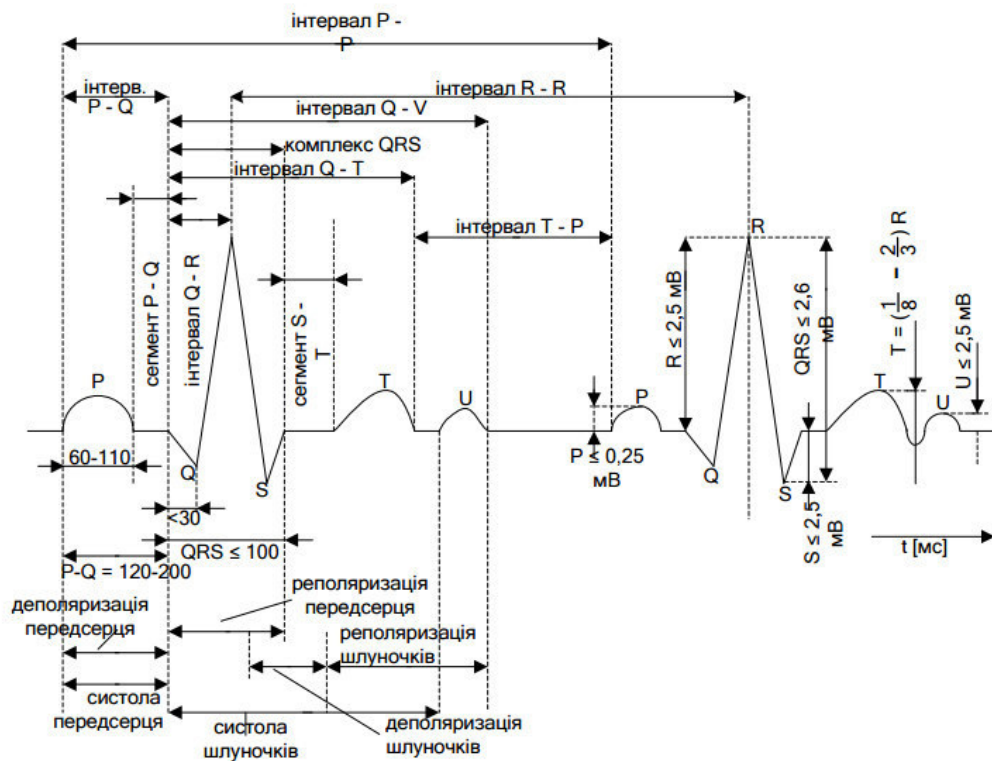


Рис. 1.3 Стандартна ЕКГ

Логічна структура даних:

а) ідентифікатор пацієнта:

- прізвище – 20 символів;

- ім'я – 1 символ – 1 буква імені;

- по батькові – 1 символ – 1 буква по батькові;

- стать – 1 символ: 1- чол., 2 – жін.;

- резерв – 1 символ;

- дата народження – рік – 4 символи, місяць – 2 символи, день – 2 символи, якщо даних немає, ставимо 0;

- код змісту файлу показує, які дані пацієнта записані в даному файлі – 4 символи. Для ЕКС код 0200. Резерв 40 байт;

б) додаткова інформація про пацієнта:

- номер пацієнта або ЕКС – 5 символів;

- дата реєстрації: рік – 2 символи, дві останні цифри року народження, місяць - 2 символи, день – 2 символи, година – 2 символи, хвилина – 2 символи;
 - пункт реєстрації;
 - зріст – 3 символи. Три цифри зросту в см.;
 - вага – 3 символи. Три цифри маси в кг;
 - конституція – 1 символ; нормостенічна – 1; астенічна – 2; гіперстенічна – 3; даних немає – 0;
 - ступінь фізичного розвитку – 1 символ: висока – 1; низька – 2; нормальна – 3; даних немає – 0;
 - виражена деформація грудної клітини – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;
 - наявність штучного водія ритму – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;
 - м'язове тремтіння в момент реєстрації – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;
 - медикаменти – 6 символів. Це код медикаментів, які використовують пацієнти;
 - АТ – 6 символі. 3 перших – систолічний тиск, 3 останніх – діастолічний тиск;
- Зміст даних файла - наявність зареєстрованих тріад – 30 символів, кодується 2-ма символами.

До складу кожного відведення ЕКС входять:

- порядковий номер відведення – 2 символи;
- загальний час запису в секундах – 2 символи, наприклад 4 секунди дорівнюють 04;
- частота дискретизації, в Гц – 4 символи, наприклад 378 Гц = 0378;
- розрядність АЦП – 2 символи.

Дані про одного пацієнта що містяться в одному файлі, записуються записами змінної довжини.

Кожний запис складається з трьох полів: показчик загальної довжини запису в байтах – чотири байти, ідентифікатор запису – чотири байти, дані від 8

до 3530 байт.

Перший запис файла (ідентифікатор IDTP) включає ідентифікатор пацієнта і код змісту файла. Другий запис файла (ідентифікатор AIAP) включає додаткові дані про пацієнта. Третій запис файлу (ідентифікатор CNEL) включає інформацію про склад даних файлу. В подальших записах файлу розміщуються нормовані відліки ЕКС. При цьому кожне відведення починається з нового запису.

Ідентифікатор запису складається з:

- два перших символи – код тріади відведення ЕКС;
- наступні два символи – порядковий номер відведення в тріаді.

Далі йдуть записи:

- таблиці результатів вимірювань (ідентифікатор TMSR);
- комп'ютерного ЕКС висновку (ідентифікатор СОСО);
- лікарняного ЕКС висновку (ідентифікатор FICO);
- клінічного діагнозу (ідентифікатор CDSM).

В останні роки в медицині чітко просліджується тенденція – доручити самому пацієнту виконання частини діагностичних процедур для того, щоб максимально звільнити час лікаря для спілкування з пацієнтом і відповідно для збільшення кількості хворих, обстежених ним протягом робочого часу. Це висуває нові, достатньо складні вимоги до медичної техніки, які і повинні вирішувати біомедичні інженери [5].

1.2.2. ЕЕГ. Використання електроенцефалограми для вивчення функцій мозку і цілей діагностики засноване на знаннях, накопичених при спостереженнях за пацієнтами з різними ураженнями мозку, а також на результатах експериментальних дослідженнях на тваринах. Весь досвід розвитку електроенцефалографії, починаючи з перших досліджень Ханса Бергера в 1933 році, свідчить про те, що певним електроенцефалографічні феноменам або паттернам відповідають певні стани мозку і його окремих систем. Сумарна біоелектрична активність, що реєструється з поверхні голови, характеризує стан кори головного мозку як в цілому, так і її окремих областей, а також функціональний стан глибинних структур різного рівня [6].

Під поняттям ритм на ЕЕГ розуміють певний тип електричної активності, що відповідає деякому певному стану мозку і пов'язаний з певним церебральними механізмами. В клінічних дослідженнях звичайно виділяють чотири типи ритмів послідовно зростаючої частоти: дельта-, тета-, альфа- і бета-ритми (рисунок 1.4).

Альфа-ритм (α -ритм) – ритм з частотою 8-13 Гц і амплітудою до 100 мкВ є основним для попереднього виявлення відхилень від норми і реєструється у 85-95% здорових дорослих в спокійному розслабленому стані з закритими очима. Найкраще виражений у потиличних (зорових) відділах, у напрямку до лоба амплітуда його поступово зменшується і комбінується з β -ритмом. В лобних відділах реєструється дуже слабо виражений α -ритм і β -коливання однакової з ним амплітуди.

Бета-ритм (β -ритм) – ритм з частотою 14-40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного безсоння і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β -ритм пов'язаний з соматичними, сенсорними, руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію. При виконанні або навіть розумовому поданні руху β -ритм зникає в зоні відповідної коркової проекції. Нерідко розрізняють два діапазони β -ритму: β_1 з частотою 14-18 Гц і β_2 з частотою 18-40 Гц. Зазвичай β -ритм виражений достатньо слабо (3-7 мкВ) і може маскуватися шумами ЕМГ.

Повільні ритми (дельта-, тета- (δ -ритм, θ -ритм)) – тета-ритм з частотою 4-6 Гц і дельта-ритм з частотою 0,5-3 Гц мають амплітуду 40-300 мкВ і в нормальному стані характерні для деяких стадій сну.

δ - і θ -коливання можуть в невеликій кількості і при амплітуді, яка дещо перевищує амплітуду α -ритму, зустрічатися на ЕЕГ дорослої людини, що не спить. В цьому випадку вони вказують на певне зниження рівня функціональної активності мозку. Патологічними вважаються ЕЕГ, що містять δ - і θ -коливання, які перевищують за амплітудою 40 мкВ і що займають більше 15% від загального часу реєстрації.

Спайк – це різкий сплеск гострої форми, тривалістю 5-50 мс і амплітудою

до сотень або навіть тисяч мікрвольт. Спайки можуть мати і менші амплітуди, що залежить від розміру і глибини залягання джерела цих коливань і орієнтації цього джерела відносно реєструючі електродів. Спайки мають поверхнево-негативну фазу, тобто під електродом, під'єднаним до інвертуючого входу підсилювача, джерело цього типу потенціалів дасть на записі пік з загостреною вершиною направленою вгору. Спайки найчастіше групуються в короткі або довгі пачки, утворюючи феномен, що носить назву «множинні спайки» [2].

В основі коливань потенціалів, що реєструються з поверхні голови у вигляді ЕЕГ, лежать зміни внутрішньоклітинних мембранних потенціалів (МП) кіркових пірамідних нейронів. При зміні внутрішньоклітинного МП нейрона у позаклітинному просторі, де розташовані гліальні клітини, виникає різниця потенціалів - фокальний потенціал. Потенціали, що виникають у позаклітинному просторі в популяції нейронів, являють собою суму таких окремих фокальних потенціалів. Сумарні фокальні потенціали можуть бути зареєстровані за допомогою електропровідних датчиків від різних структур мозку, від поверхні кори або з поверхні черепа. ЕЕГ являє собою запис сумарної електричної активності клітин півкуль мозку.

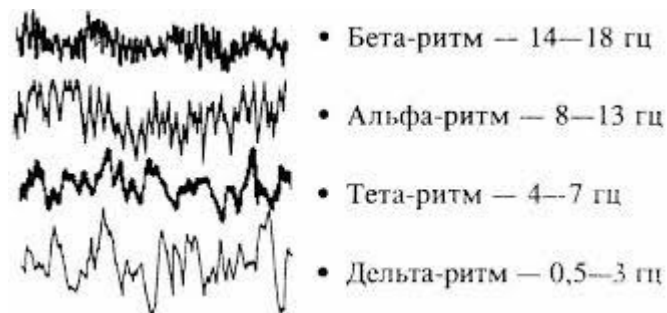


Рис. 1.4 Основні ритми ЕЕГ

Відведення біопотенціалів виробляються двома способами: монополярним і біполярним. Монополярний спосіб відведення проводиться виміром різниці потенціалів, що відводяться від однієї активної точки – від електрода на поверхні скальпа у відповідній зоні мозку та іншої точки, умовно прийнятої за «індиферентну» (референтний електрод). «Індиферентно» точці частіше приймають мочку вуха на яку закріплюється електрод. Рідше як

індиферентного електрода використовують сумарний електрод - узагальнене відведення від усіх електродів на скальпі [7].

1.2.3 ЕМГ. Діагностичні процедура для оцінки стану м'язів, нервів і нервових клітин, які їх контролюють. Це метод функціонального дослідження м'язової системи, що дозволяє графічно реєструвати біопотенціали м'язів. Реєстрація біопотенціалів дозволяє визначити стан і функціональні можливості різних тканин. Для цих потреб використовують багатоканальний електроміограф і спеціальні датчики — нашкірні електроди. Електроміографію проводять для вивчення активності навколоротових м'язів, якщо є підозра на захворювання скронево-нижньощелепного суглоба тощо.

Реєстрація ЕМГ проводиться у двох випадках: при подразненні нервів реєструється «відповідь» м'яза і при скороченні м'язів (рухах об'єкта) реєструється керуючий сигнал нервової системи на м'яз.

Кількість точок реєстрації залежить від типу реєстрованого м'яза і має 2 або 3 електроди на м'яз.

В цілому електроміографічні методи можна поділити на 3 сукупності:

1. Нативна ЕМГ – це реєстрація ЕМГ при повному розслабленні м'яза, коли динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ;

2. Спонтанна ЕМГ – ЕМГ при функціональному навантаженні м'яза або при рухах кінцівок;

3. Стимуляційна ЕМГ – використовує електричне подразнення м'язів, при якому вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на м'яз;

Реєстрація потенціалів проводиться за допомогою нашкірних або голчастих електродів.

Далі сигнал посилюється, обробляється електроміографія і передається на пристрій візуалізації – або на осцилограф для запису на папері, або на магнітний носій – записується електроміограма. Оцінюється амплітуда коливань потенціалу м'язи.

Робота м'язів залежить від якості самих м'язових волокон і від повноцінної роботи нервів, які проводять нервовий імпульс з спинного і головного мозку. За порушення електричної активності м'язів можна судити

про наявний захворюванні з патологією м'язової тканини, визначити причину слабкості (паралічу) м'язи, її сіпань [8].

Принципи техніки відведення і реєстрації ЕМГ не відрізняються від техніки електроенцефалографії, електрокардіографії та інших електрографічних методів. Система складається з електродів, що відводять потенціал м'яза, підсилювача цих потенціалів та реєструючого пристрою.

В електрографії використовується два види електродів – поверхневі та голчасті (див. рис. 1.5). Поверхневі електроди представляють собою металічні пластини або диски площею біля 0,2-1 см², зазвичай вмонтовані попарно в фіксуючі колодки, забезпечуючи постійну відстань між відводящими електродами, що важливо для оцінки амплітуди активності що реєструється. Такі електроди накладаються на шкіру на область рухомої точки м'яза.

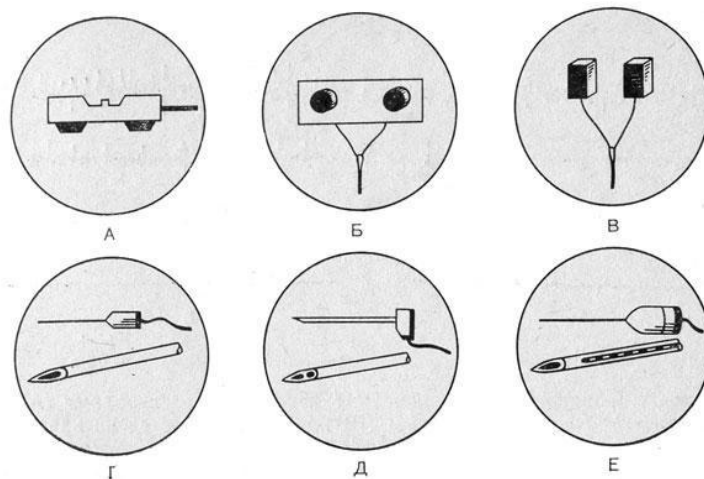


Рис. 1.5. Типи ЕМГ електродів (схематично):

- а) концентричний,
- б) біполярний,
- в) монополярний,
- г) мультieleктрод,
- д) нашкірний,
- е) концентричний електрод в м'язі.

Голчасті електроди бувають концентричними, біполярними і монополярними. В першому випадку електрод представляє собою голку діаметром біля 0,5 мм всередині якої проходить відділений від неї шаром ізоляції стержень з платини чи нержавіючої сталі. Різницю потенціалів вимірюють між

корпусом голки і кінцем центрального стержня.

Незалежно від типу електродів розрізняють два способи відведення електричної активності – моно і біполярний. В електроміографії моно полярним називається таке відведення, коли один електрод розташовується безпосередньо поруч частини м'яза який досліджується, а другий – в віддаленій від нього області. Перевагою моно полярного відведення є можливість визначити форму потенціала структури що досліджується та істинну фазу відхилення потенціалу. Недолік заключається в тому, що при великій відстані між електродами в запис втручаються потенціали від інших відділів м'язів, або навіть інших м'язів[9].

Біполярне відведення – це таке відведення, при якому обидва електроди знаходяться на достатньо близькій відстані і однакової відстані від м'яза, що досліджується. Біполярне відведення в малій мірі реєструє активність від віддалених джерел потенціалу, особливо при використанні голкових електродів.

Аналіз електроміографічної кривої включає на першому етапі диференціацію власне електричних потенціалів м'язів від можливих артефактів. Потім, на основному етапі, проводиться оцінка власне ЕМГ. Попередня оперативна оцінка здійснюється по екрану осцилографа і акустичним феноменам, що виникають при виведенні підсиленого ЕМГ на гучномовець; остаточний аналіз з кількісною характеристикою ЕМГ і клінічним висновком створюють по запису на папері або кіноплівці

Аналіз ЕМГ включає оцінку форми, амплітуди і тривалості потенціалів дії окремих м'язових волокон і характеристику інтерференційної активності, що виникає при довільному м'язовому скороченні.

Форма окремого коливання м'язового потенціалу може бути моно-, ди-, три- або поліфазною. Як і в електроенцефалографії, монофазним називається таке коливання, при якому крива здійснює відхилення в одну сторону від ізоелектричної лінії і повертається до початкового рівня. Дифазним називається коливання, при якому крива по скоєнні відхилення в одну сторону від ізоелектричної лінії перетинає її і здійснює коливання в протилежній фазі; трифазне коливання здійснює відповідно три відхилення в протилежні сторони

від ізоелектричної лінії. Поліфазним називається коливання, що містить чотири і більше.

У електроміографії прийнято таке підключення пари електродів на входи підсилювача, що негативне відхилення потенціалу під активним електродом, викликає зсув на екрані осцилографа, спрямоване вгору. Відповідно відхилення вниз від ізоелектричної лінії означає позитивне коливання потенціалу. При характеристиці фазності потенціалу вказують його полярність: "позитивне монофазне коливання", "двофазне негативно-позитивне коливання" і т. д.

Амплітуда коливань вимірюється в мікрвольтах (мкВ) або мілівольтах (мВ) між найбільш високою і найнижчою точками електрографічної кривої (від піку до піку). Тривалість потенціалу вимірюється від початкового відхилення до повернення його до ізоелектричної лінії, включаючи всі фази коливання.

1.3 Аналіз методів обробки ЕКГ-сигналів

В електрокардіографії для знаходження, отримання і аналізу різноманітних компонентів електрокардіограми застосовують різні методи обробки цифрових сигналів. Серед них техніка вейвлет - перетворення дає багатообіцяючі результати в аналізі частотно-часових характеристик електрокардіограм.

Класичний підхід в електрокардіології – це використання методик по аналізу часової області сигналу, які мають різноманітні застосування (стандартне ЕКГ-вимірювання, вимірювання частоти серцевих скорочень). Але вимірювання амплітуди і часу ЕКГ-компонент за допомогою методів аналізу часової області не завжди достатні для опису всіх особливостей ЕКГ-сигналу. Наприклад, визначення пізнього потенціалу, який знаходиться в комплексі QRS, не може бути виконане з використанням цих методів. В той же час аналіз часової області частоти серцевих скорочень дає повну інформацію про поведінку RR-інтервалів і парасимпатичного впливу. Але симпатичне впорядкування не може бути оцінене на основі вимірювання частоти серцевих скорочень в часовій області. Таким чином, використання інформації часової і частотної областей разом дає якісний результат.

Частотне представлення сигналу може бути отримане з використанням різноманітних методик, включаючи перетворення Фур'є. Найчастіше в електрокардіографії використовується швидке перетворення Фур'є (ШПФ), яке розкладає часовий сигнал (теоретично він має бути періодичним) на безкінечну кількість синусоїд. Цей набір синусоїд після цього представляється в частотній області з використанням амплітуди і фази кожної з цих функцій. Тобто ШПФ забезпечує зв'язок між часовим і частотним представленням сигналу. Оцифрований ЕКГ-сигнал кінцевий, тому має різкі границі. Це призводить до розмиття всіх визначених частот. Для того, щоб цього уникнути, при розрахунку ШПФ до ЕКГ застосовується обмежене «вікном» перетворення Фур'є для плавного зменшення краниці ЕКГ сигналу до нуля з видаленням його переривань. Обмеження даного підходу в тому, що виникає зменшення розширення на частоті, тобто зменшується якість преставлення частот в ЕКГ-сигналі. Інше обмеження перетворення Фур'є полягає в тому, що воно не дозволяє визначити точне положення частотних компонент в сигналі. Ці компоненти змінюються у часі. QRS-комплекс – це високочастотна компонента, тоді як зубець Т містить низькочастотні компоненти. Тому необхідне точне визначення частот ЕКГ сигналу в часі, тобто використання вейвлет-перетворення для отримання частотно-часового представлення сигналу в електрокардіології виправдане. Вейвлет-перетворення основане на наборі аналізуючи функцій (вейвлетах), які дають розкладення ЕКГ сигналу на послідовність коефіцієнтів. Кожний вейвлет має певну довжину по часі, положення в часі та смугу частот. В результаті перетворення вейвлет-коефіцієнти відповідають ЕКГ-компонентам на певному часовому відрізьку і смузі частот [9].

1.4 Аналіз методів обробки ЕЕГ сигналів

Наразі існує достатньо велика кількість робіт, в яких досліджувались особливості спектрального складу енцефалограм (ЕЕГ) у пацієнтів з хворобою Паркінсона (ХП). Основний висновок цих робіт полягає у тому, що для ХП характерне зниження частоти домінуючого ритму і зміна відносної потужності

головних частотних діапазонів ЕЕГ.

В дослідженнях використовувались традиційні методи спектрально-когерентного аналізу, що дозволяло отримати лише середні характеристики спектрального складу ЕЕГ. Останнім часом при аналізі електричної активності все частіше звертають увагу на динамічні характеристики ЕЕГ. Одним із напрямків таких досліджень є використання вейвлетного перетворення ЕЕГ, яке дає можливість оцінювати частотно-часову структура електричної активності в її динаміці. Вейвлетне перетворення ЕЕГ почали використовувати для аналізу електричної активності мозку біля 10 років назад. Була показана його адекватність для характеристики змін електричної активності при патології мозку.

В роботі Ю.В. Обухова и співавт. вейвлетне перетворення було використане для аналізу ЕЕГ у хворих ХП [10]. Було продемонстровано, що при даному захворюванні спостерігається чітка дезорганізація частотно-часової структури ЕЕГ. Разом з тим було помічено, що степінь і характер дезорганізації ЕЕГ доволі різноманітні і вимагають подальших досліджень для оцінки особливостей зміни ЕЕГ, перш за все при різних формах ХП.

1.5 Аналіз методів обробки ЕМГ сигналів

Сучасна електроміографія заснована на реєстрації сумарної біоелектричної активності сукупності м'язів за допомогою нашкірних електродів. Вона широко використовується для дослідження нервово-м'язової системи[11].

Традиційні методи аналізу сумарної електроміограми (ЕМГ) базуються на розрахунку статистичних параметрів (середнє арифметичне амплітуди і частоти імпульсів) та візуальній оцінці по загальному вигляду ЕМГ в відповідності з класифікацією Ю.С. Юсевич. Запровадження інформаційних технологій в медицину заклало «фундамент» для появи нових методів обробки та аналізу електроміограм, і як результат – розширення можливостей електроміографії в клінічній електрофізіології. На даний момент в функціональній діагностиці все

більш широко застосовуються різноманітні методи обробки ЕМГ сигналів: лінійний і нелінійний аналіз, методи частотно-часового перетворення, спектральні методи та інші[12]. Варто зауважити, що в літературі відсутні порівняння результатів дослідження електроміограм (ЕМГ) сигналів, отриманих при різноманітних параметрах реєстрації.

1.6 Вибір напрямку та обґрунтування задач дослідження

Живі організми генерують значний потік сигналів, часто спотворених іншими сигналами і шумом. Тож однією з найбільших проблем при вивченні біосигналів організму є підвищення вірогідності передачі інформаційних ознак корисного сигналу на тлі перешкод і зменшення спотворень, внесених каналом передачі інформації. Одночасно на поверхні біооб'єкта наявна велика кількість сигналів від різних систем організму, його органів і клітин [13].

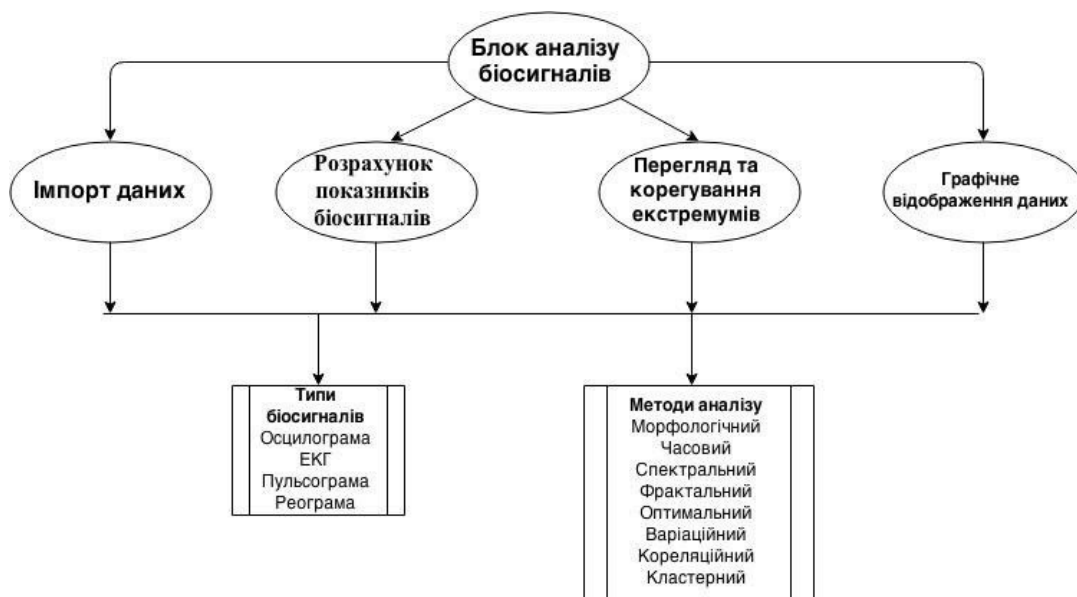


Рис. 1.6. Узагальнена блок-схема аналізу біосигналів

Крім біосигналів, зумовлених активністю організму, на тілі людини відзначаються сигнали, пов'язані з методом відведення потенціалів, а також зовнішні наведені перешкоди. Для виділення корисного сигналу необхідно провести фільтрацію. Методи фільтрації базуються на використанні різниці властивостей корисного сигналу і шумової компоненти (завади)[14].

Наведений вище огляд показує, що для аналізу різних видів біосигналів

використовується цілий ряд алгоритмів та методів. Всі алгоритми адаптуються під спосіб отримання сигналу, його властивості.

Найбільш поширені підходи попередньої обробки сигналів:

- синхронне усереднення чи усереднення по ансамблю для багатьох реалізацій;
- чи копій сигналу;
- фільтрація за методом змінного середнього;
- фільтрація в частотній області;
- оптимальна фільтрація (фільтрація по Вінеру);
- адаптивна фільтрація;
- вейвлет-перетворення.

Найхарактернішим сигналом є електрокардіограма (ЕКГ) – він найбільше вивчений з точки зору залежностей між виглядом сигналу і станом людини; його структурний опис має найбільшу індивідуальну і часову змінність, особливо при патологічних станах організму. Ця властивість робить його найціннішим і широкоживаним з метою оперативного контролю стану людини.

Таким чином напрямом досліджень обрано вибір метод аналізу ЕКГ сигналу для задачі оперативного виявлення змін у функціонуванні серцево-судинної системи у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.

1.7 Висновок до розділу 1

У розділі проведено аналітичний огляд основних видів біомедичних сигналів та методів їх опрацювання. Проведено комплексного поглибленого аналізу існуючих систем обробки біосигналів та розроблено загальну структурно-функціональну модель системи аналізу біосигналів.

РОЗДІЛ 2

ПОБУДОВА БІОТЕХНІЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ

2.1 Конфігурація біотехнічної системи

Поняття «система» має декілька трактувань. Зокрема, у праці В.М. Ахутіна [15] – «система – це сукупність елементів, певним чином пов'язаних і взаємодіючих між собою для виконання заданих цільових функцій». Враховуючи теоретико-множинний підхід систему розглядають як клас множин:

$$S = \{M_s^i, L_s^i, K_s^i\}$$

де M_s^i – підклас множин елементів системи S ; L_s^i – підклас множин, утворених в результаті розподілу елементів системи S на піделементи; K_s^i – підклас таких множин, в яких система, що розглядається, сама є елементом множини.

Враховуючи це можна навести загальну схему біотехнічної реабілітаційної системи (див. рис. 2.1).

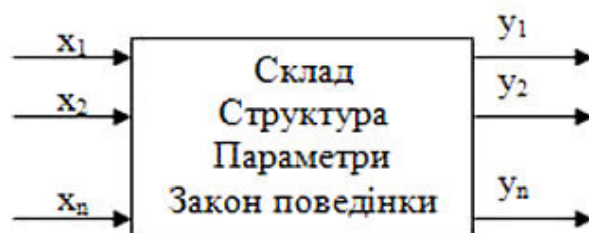


Рис. 2.1. Загальна схема біотехнічної реабілітаційної системи [15]

За допомогою технічних засобів виникає певного роду зв'язок між лікарем і пацієнтом (див. рис. 2.2). Важливе місце займає автоматизований аналіз і прийняття рішень за допомогою якого лікар може встановити діагноз (див. рис. 2.3).

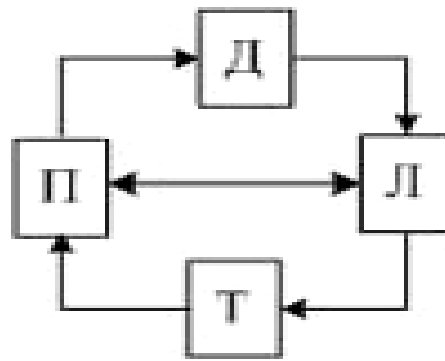


Рис. 2.2. Зв'язок між лікарем і пацієнтом з врахуванням технічних засобів [15]:

П – пацієнт;
 Л – лікар;
 Д – діагностика;
 Т – терапія

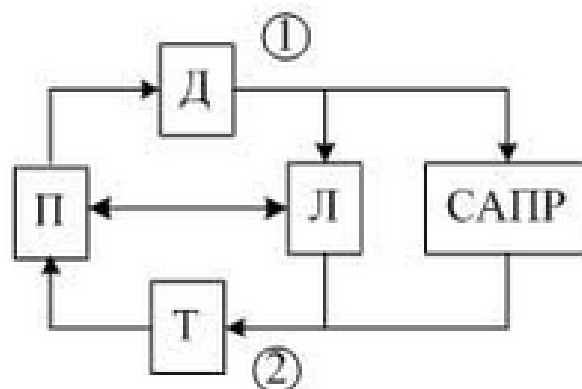


Рис. 2.3. Зв'язок між лікарем і пацієнтом з врахуванням аналізу і прийняття рішень (позначення аналогічні рис. 2.2, САПР – система аналізу і прийняття рішень) [15]

Вріховуючи сучасний підхід дана система відноситься до класу медичних інформаційних систем (МІС) із наступними властивостями:

- об'єкт дослідження – пацієнт, суб'єкт дослідження – лікар;
- зв'язок технічних засобів та медичної інтерпретації результатів утворює предмет дослідження для медичних і технічних галузей дослідження;

– враховано людиномашинну взаємодію при перетворенні та обробці даних із подальшим створенням баз даних.

Потрібно пам'ятати про необхідність існування зворотнього зв'язку у системі (див. рис. 2.4).

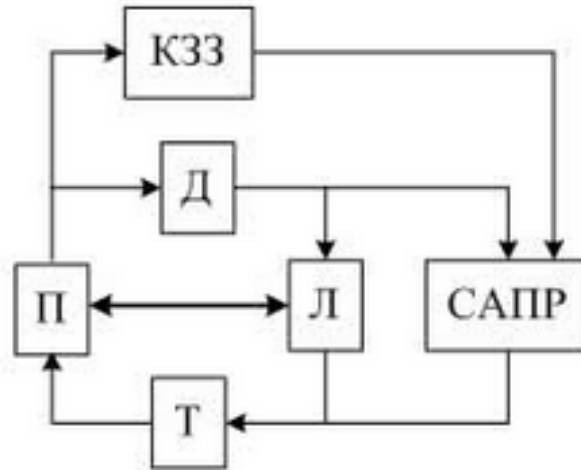


Рис. 2.4. Структура біотехнічної реабілітаційної системи [15]:

КЗЗ – контур зворотнього зв'язку – реакція організму на вплив різного роду факторів (КЗЗ)

Розрізняють, за рівнем складності, три класи МІС: прості – проста динамічна поведінка, невелика кількість елементів; складні – складна структура, яка підлягає опису; дуже складні – не підлягають точному і детальному опису.

Враховуючи характер поведінки розрізняють детерміновані та стохастичні системи.

Стосовно енергетичного та інформаційного підходу, то розрізняють системи із одним інформаційним входом, з одним інформаційним виходом та з декількома входами і виходами.

Як показано на рисунку 2.3 МІС має 4 площини людиномашинного взаємозв'язку. Важливим є паралелізм між лікарем і системою прийняття рішення (САПР).

Перша площина – дані про стан пацієнта, інформаційна складова.

Друга площина – передача інформації, керування.

Структурно-функціональну схему МІС (див. рис. 2.5) можна подати як чотириохрівневу структуру:

- перший рівень – вимірювальний (давачі, електроди, підсилювачі тощо);
- другий рівень – обчислювальний (спецпроцесори, керування, об'єктно-орієнтоване програмне забезпечення);
- третій рівень – відображувально-реєструючий (комп'ютерне забезпечення);
- четвертий рівень – керуючий (коригуючий вплив на стан пацієнта).

Враховуючи функціонально цільову організацію МІС, то розглядають чотири типи:

1. Довідково-фактографічного типу – інформацію про стан пацієнта за історією хвороби та епікризом.

2. Системи обробки інформації – технологічні функції (автоматизація обробки даних профоглядів, клініко-лабораторних досліджень тощо); науково-дислідні функції (бази даних пацієнта використані для встановлення діагнозу, прогнозування тощо).

3. Системи керування процесом дослідження – об'днують в собі перший і другий тип за допомогою каналів зв'язку для передачі інформації, формування і здійснення керуючого впливу на об'єкт дослідження (пацієнт).

4. Системи керування медичними закладами – довідкові (кадри, аптека тощо); системи обробки інформації (статистичні звіти, диспансеризація тощо).

Вищенаведена інформація використовується як базова при розробленні чи удосконаленні МІС. Необхідно при цьому використовувати попередні дослідження в напрямку розробки носіїв первинної медико-технічної інформації, методів та методик збору медичної інформації, алгоритмізації методів аналізу, створенні АРМ лікаря, застосуванні математичного апарату тощо.

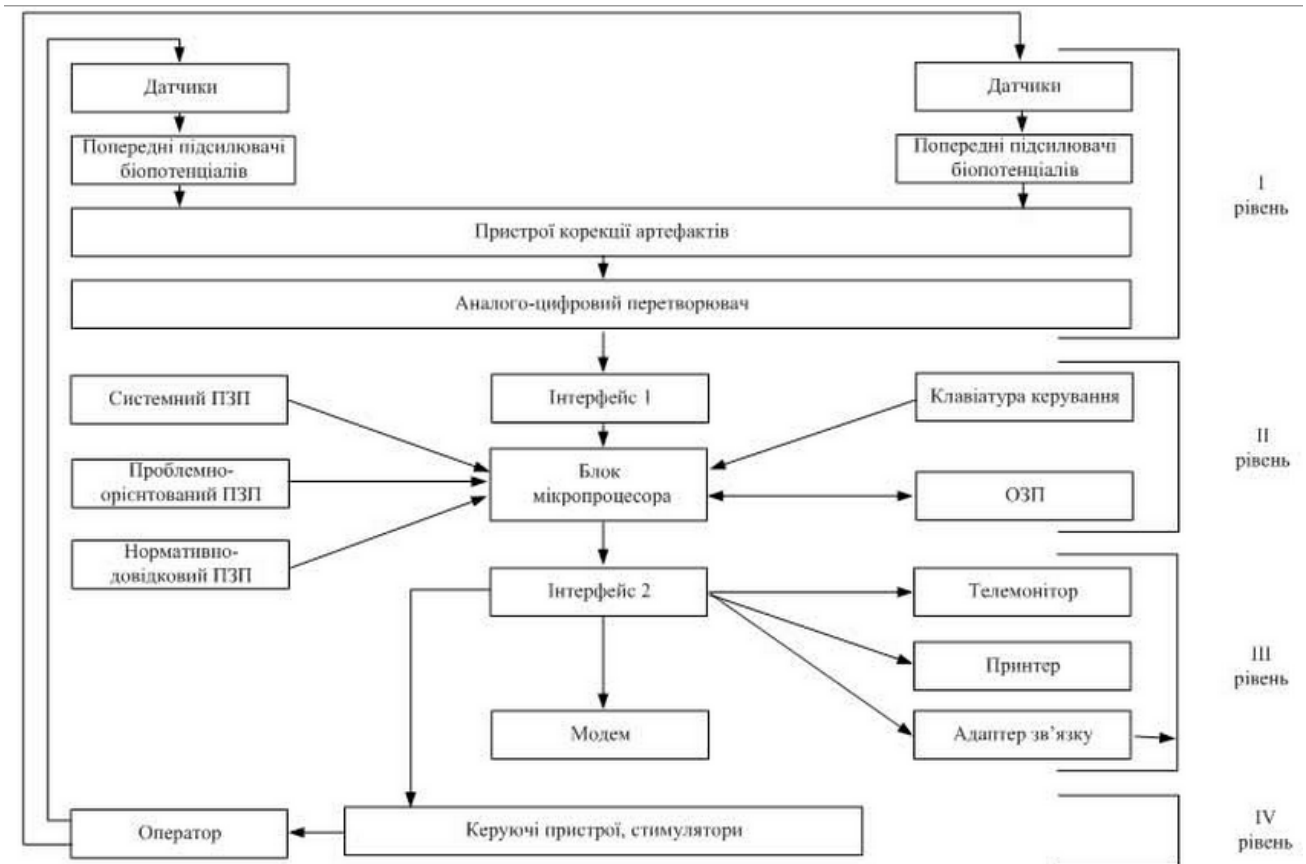


Рис. 2.5. Структурно-функціональна схема біотехнічної реабілітаційної системи

2.2 Використання систем голтерівського моніторингу при ранньому діагностуванні стану ССС [4]

Біомедичні системи аналізу ЕКГ почали свій розвиток на початку 70-их років ХХ ст., коли з'явилися достатньо дешеві та компактні апаратні засоби для їх реалізації. Перші програмні комплекси були спробою автоматизувати процес отримання із ЕКГ діагностичної інформації за допомогою ЕОМ. Очікувалось, що крім тих переваг, які дає автоматизація, буде можливість підвищити діагностичну точність аналізу, завдяки застосуванню статистичних методів, які не можуть бути використані при опрацюванні вручну. Результатом розвитку став аналіз ЕКГ, який дозволив суттєво підвищити ефективність діагностики, зменшити відносну частоту діагностичних помилок, скоротити час обстеження, звільнити персонал від виконання складних процедур вимірювання та аналізу електрокардіограм (див. напр. [16]).

Логіка розвитку сучасних методів медичної діагностики полягає у збільшенні об'єму біомедичної інформації необхідної у клінічній практиці. Тому, для сучасних комп'ютерних біомедичних систем реєстрації електрофізіологічних сигналів (ЕКГ) характерною є підтримка запису та обробки декількох різних біоелектричних сигналів (ЕКГ, тахограма, пульсограма, тощо).

Сучасні комп'ютерні електрокардіографи, включаючи Голтерівські системи добового моніторингу ЕКГ і устаткування з можливостями передачі й обробки сигналів через модеми в комп'ютер користувача, оснащені засобами аналізу таких сигналів.

Одним з найважливіших вимог до перетворювачів неперервного сигналу ЕКГ у цифрову форму, є достатня частота дискретизації. Вона повинна бути не менше 250 МГц. Деякими авторами застосовується менша частота (більше 100 МГц) [17, 18].

Більшість пристроїв, які використовуються для оцінювання характеристик ЕКГ виконуються у вигляді модулів біомедичних систем або як кардіомонітори. В кардіомоніторах оцінка параметрів ЕКГ здійснюється за результатами реєстрації власне ЕКГ або периферичного пульсу.

Для дослідження характеристик ЕКГ у лікувальних, санаторно-профілактичних, науково-дослідних закладах широко використовуються апаратно-програмні комплекси, зокрема, апаратно-програмний комплекс «Варікард» (Інститут Впровадження Нових Медичних Технологій «Рамена», м. Рязань, Росія); Комп'ютерні системи «Кручен-Ритм», «Унс-ритм», «Унс-Віта» і «Унс-спектр» (Фірма «Нейрософт», м. Іваново, Росія); Комп'ютерний електрокардіограф «Карді» (Фірма «Медичні комп'ютерні системи», м. Зеленоград, Росія); Апаратно-програмний комплекс АПК-РКГ (ЗАТ «Мікор», м. Челябінськ, Росія); Електрокардіографічний комплекс «МКА 01» і реографічна приставка «РПКА 2-01» з кардіографічним каналом (НТЦ «МЕДАСС», м. Москва, Росія); Комплекс добового моніторингу ЕКГ «Кардіотехніка» («ІНКАРТ», м. С-Петербург, Росія). Вищезазвані АПК впроваджуються не тільки на території Росії, а і на Україні.

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.).

2.3 Математична модель та методи аналізу ритмічних біосигналів

У підрозділі розглянуто процес вибору математичної моделі та методи аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики на прикладі електрокардіосигналу.

2.3.1. Аналіз характеристик електрокардіосигналу засобами гармонічного аналізу. Враховуючи те, що вибірки із реалізації електрокардіосигналу відносяться до класу неперервних у часі сигналів, які існують на необмеженому інтервалі часу $-\infty \leq t \leq \infty$ враховуючи теорію і задовільняють умову періодичності, то математичну модель ЕКС подано у вигляді періодичної функції:

$$f(t) = f(t + nT), \quad n = 1, 2, \dots, t, T, f(\bullet) \in \mathbf{R} \quad (2.1)$$

де T - період сигналу, n - довільне ціле число.

Відомо, якщо функція $f(t)$ впродовж періоду задовільняє умови Діріхле, а саме впродовж періоду має скінченну кількість розривів першого роду та скінченну кількість максимумів і мінімумів, та задовільняє умову абсолютної інтегровності

$$\int_0^T |f(t)| dt < \infty, \quad (2.2)$$

то вона може бути подана збіжним у середньоквадратному сенсі рядом Фур'є в експоненціальній формі:

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.3)$$

де c_k - коефіцієнти, які визначаються співвідношеннями:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad k \in \mathbf{Z}. \quad (2.4)$$

Підінтегральну функцію експоненти в виразі (2.3) з використанням тотожність Ейлера:

$$e^{\pm ik \frac{2\pi}{T} t} = \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) + i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.5)$$

розкладено на косинусну і синусну складові, і виражено комплексний спектр у вигляді дійсної і уявної частин:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \left[\cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) - i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \right] dt = A_k - iB_k, \quad (2.6)$$

$$A_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.7)$$

$$B_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.8)$$

Комплексні числа функції (2.6) можуть бути представлені у вигляді модулів і аргументів комплексної експоненти, що дає наступну форму запису комплексного спектру:

$$c_k = R_k \cdot e^{i\varphi_k}, \quad (2.9)$$

де $R\left(k\frac{2\pi}{T}t\right)$ - двосторонній спектр амплітуд або АЧХ - амплітудно-частотна характеристика ЕКС:

$$R_k^2 = R^2\left(k\frac{2\pi}{T}t\right) = A^2\left(k\frac{2\pi}{T}t\right) + B^2\left(k\frac{2\pi}{T}t\right); \quad (2.10)$$

$\varphi\left(k\frac{2\pi}{T}t\right)$ - двосторонній спектр фаз або ФЧХ - фазово-частотна характеристика:

$$\varphi_k = \operatorname{arctg} \left(-\frac{B\left(k\frac{2\pi}{T}t\right)}{A\left(k\frac{2\pi}{T}t\right)} \right). \quad (2.11)$$

На основі математичної моделі ЕКС у вигляді періодичної функції проаналізовано амплітудні спектри вибірок із реалізації електрокардіосигналу згідно виразу (2.10), для того щоб оцінити їх стійкість до часових зсувів. Мінливість спектрів свідчить про наявність в сигналі стохастичної складової.

Цей факт підтверджує те, що математична модель ЕКС повинна враховувати у своїй структурі стохастичну природу сигналу.

2.3.2. Аналіз характеристик електрокардіосигналу засобами теорії стаціонарних випадкових процесів. Зареєстровані реалізації ЕКС в загальному випадку є випадковими функціями (стохастична модель), тому для їх аналізу одержують експериментальним шляхом кількісну інформацію про властивості сигналів, що описуються статистичними характеристиками із застосуванням теорії ймовірностей і математичної статистики випадкових процесів.

ЕКС як випадковий процес в його математичному описі $\zeta(t)$ є функцією, яка відрізняється тим, що її значення (дійсні або комплексні) в довільні моменти часу по координаті t є випадковими. Строго з теоретичних позицій, ЕКС як випадковий процес $\zeta(t)$ слід розглядати як сукупність часових функцій $\zeta_k(t)$, що мають певну загальну статистичну закономірність. При реєстрації ЕКС на певному тимчасовому інтервалі здійснюється фіксація одиничної реалізації

$\xi_k(t)$ з зліченного числа можливих реалізацій процесу $\xi(t)$ (вибіркова функція ЕКС (див. рис. 2.6) як випадкового процесу $\xi(t)$), яка не характеризує процес в цілому, але за певних умов по ній можуть бути виконані оцінки статистичних характеристик процесу.

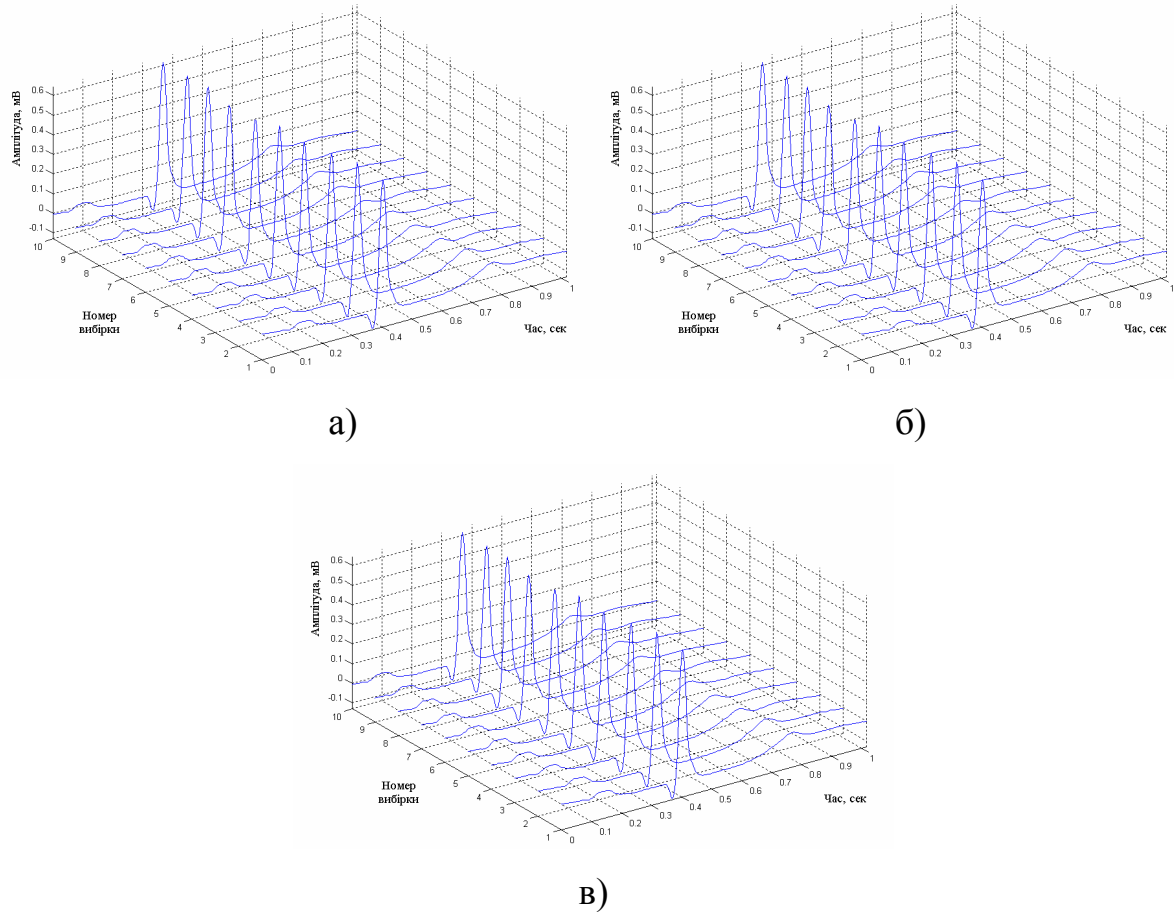


Рис. 2.6. Приклади вибірок (ансамбль реалізацій) ЕКС $\xi_k(t)$:

- (а) стан спокою;
- (б) стан навантаження,
- (в) стан відновлення

Трактуючи ЕКС в термінах теорії стаціонарних ВП як реалізацію стаціонарного в широкому сенсі ВП, то властивість цього процесу можна оцінити в будь-який момент часу шляхом усереднення (математичне сподівання) по сукупності вибірових функцій (2.3), які утворюють випадковий процес:

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad t \in [0, T) \quad (2.12)$$

де k – номер серцевого циклу;

N – кількість серцевих циклів в реалізації ЕКС,

Мірою відхилення i -ої реалізації від середнього значення є оцінка дисперсії:

$$d_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2. \quad (2.13)$$

Оскільки статистичні методи оцінювання математичного сподівання та дисперсії стаціонарних ВП мають властивість інваріантності відносно довільного моменту часу t_k , тому цю властивість і проаналізовано на ПК за допомогою програмного забезпечення MATLAB 7.0.

На рис. 2.7 наведено обчислені оцінки математичних сподівань $m_{\xi}(t_u)$ із реалізації ЕКС, а на рис.2.8 – оцінки дисперсій $\hat{d}(\xi(t_u))$.

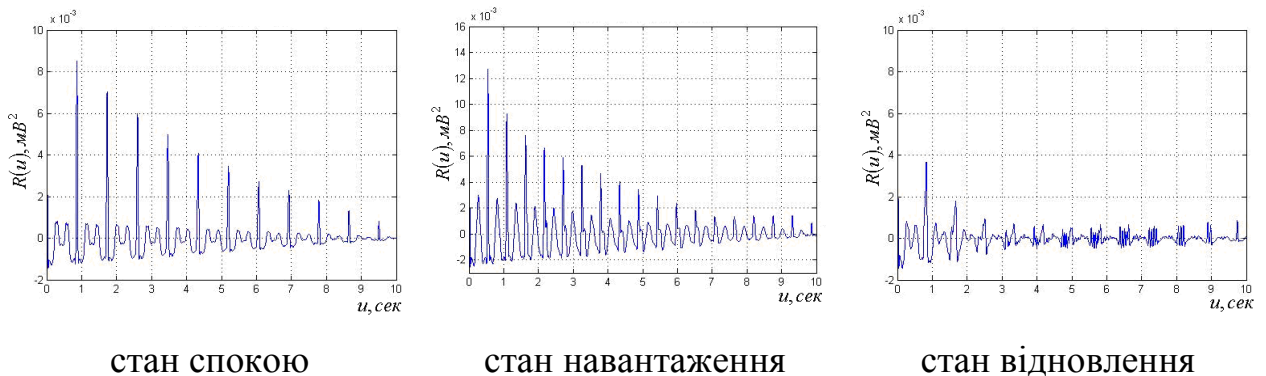


Рис. 2.7. Оцінки математичних сподівань $m_{\xi}(t_u)$ із реалізації ЕКС

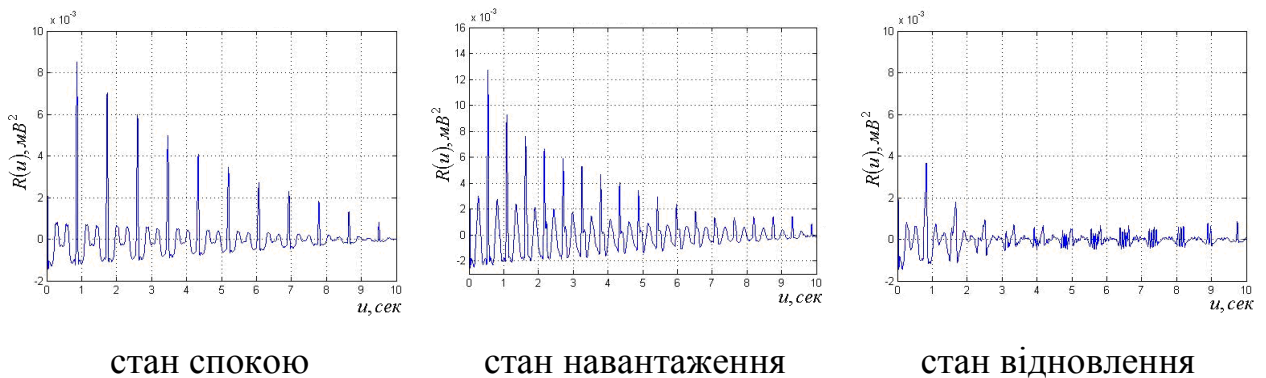


Рис. 2.8 Оцінки дисперсій $\hat{d}(\xi(t_u))$ із реалізації електрокардісигналу:

Отримані оцінки (рис.2.7, 2.8) характеризують усереднені ЕКС із ансамблю реалізацій, і, тим самим, не дають змогу описати статичні взаємозв'язки між гармонічними складовими різних циклів ЕКС людини однієї і тієї ж реалізації, що є важливим при виявленні ранніх змін у функціонуванні серцево-судинної системи.

Зображення випадкових функцій з відповідними зображеннями їх кореляційної функції характеризують модель ЕКС як стаціонарного випадкового процесу в рамках кореляційної теорії [8,19,20].

Теорія Вінера внесла нові аспекти в концепцію гармонічного і спектрального аналізу коливань і дала коректний опис незгасаючих коливань з неперервним спектром. Було проаналізовано можливість розкладу не самого коливання, а допоміжної функції $R_f(u)$, яка характеризує розподіл потужності гармонічних складових вхідного коливання.

Н.Вінер розглянув [21] функції $f(t)$, для яких при всіх $t \in \mathbf{R}$ існує рівномірно обмежена по Θ величина – кореляційна функція:

$$R_f(u) = \lim_{\Theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\Theta} \int_{-\Theta}^{\Theta} f(t+u) \overline{f(t)} dt. \quad (2.16)$$

Ця кореляційна функція є неперервною при всіх значеннях аргументу, має складові з тими самими частотами, що й функція $f(t)$. Вона має також властивості симетрії $\overline{R_f(-u)} = R_f(u)$ та обмеженості $|R_f(u)| \leq R_f(0)$.

О.Я.Хінчином (1934 р.) перенесено результат Н.Вінера на функції, значення яких є випадковими. Основні факти теорії стаціонарних процесів (стаціонарних в широкому сенсі) - це розклад на гармонічні складові їх коваріацій, самих процесів та їх лінійних перетворень. По-суті, таким чином перенесено перетворення Фур'є на ВП. Ці ВП трактуються як математична модель нерегулярних незгасаючих коливань. Кореляція процесу виражається через спектральну густину, якщо існує, за допомогою зворотного перетворення Фур'є:

$$R(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\omega} S(\omega) d\omega. \quad (2.17)$$

Спектральна густина потужності обчислюється з врахуванням того, що

$$\int_{-\infty}^{\infty} |R(u)|^2 du < \infty:$$

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(u) e^{-i\omega u} du, \quad \omega \in R. \quad (2.18)$$

Розглядаючи вибірки із реалізації ЕКС у рамках стаціонарної моделі видно із рис.2.9, що кореляційна функція від ЕКС (перетворення Фур'є від якої і дає спектр потужності) є періодичною в часі t та циклічно-зникаючою по зсуві u .

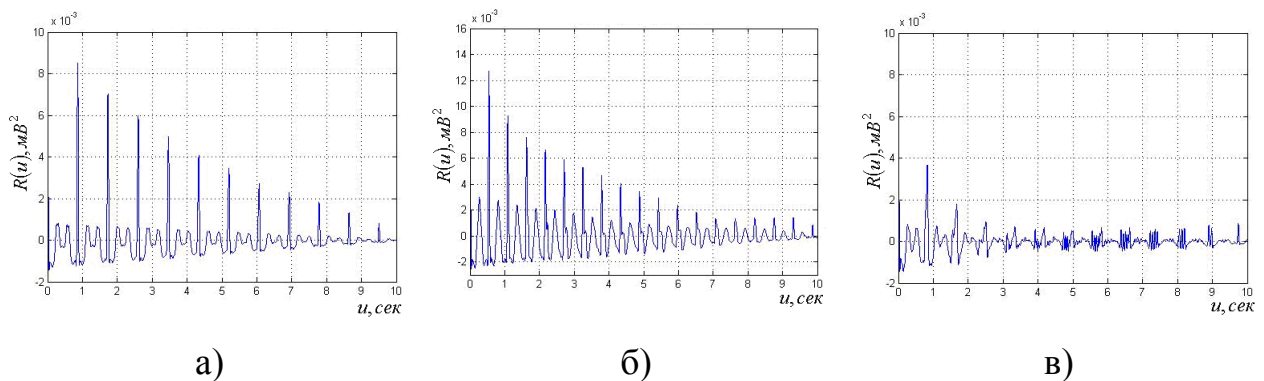


Рис.2.9 Оцінки автокореляційних функцій вибірок із реалізації ЕКС:

а) стан спокою, б) стан навантаження, в) стан відновлення

На основі проведеного аналізу характеристик реалізацій ЕКС різних пацієнтів показано, що адекватна їм математична модель повинна враховувати у своїй структурі властивості випадковості, гармонізованості і періодичності її статистичних характеристик.

Звідси виходить, що загальною моделлю для опису стохастичних коливань, які виникають в результаті повторення циклів у вигляді послідовності фаз розвитку досліджуваного процесу (і є узагальненням поняття

детермінованого колювання), повинен бути нестационарним ВП. Він повинен бути гармонізованим, тобто розкладатися на гармоніки, корельованим таким чином, щоб ця корельованість забезпечувала повторюваність властивостей. Але це відобразиться як повторюваність не значень сигналу, а їхніх імовірнісних характеристик.

У термінах енергетичної теорії [21] цим вимогам задовольняє модель у вигляді періодично корельованого ВП, яка відтворює фазочасову структуру сигналу. А це в свою чергу чергу уможлиблює пов'язання гармонічних складових і зміни ймовірнісних характеристик у часовій області.

2.4 Висновок до розділу 2

Розглянуто загальні принципи побудови медичних інформаційних систем із реалізацією кіл зворотного зв'язку, способів формування автоматизованих процедур опрацювання та прийняття рішення.

Проведено огляд методів аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах на прикладі електрокардіосигналу.

Встановлено, що адекватною математична модель, яка враховує у своїй структурі властивості випадковості, гармонізованості і періодичності її статистичних характеристик є модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП), яка відображає фазово-часову структуру сигналу, має засоби врахування як пов'язаності гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик в часовій області.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ У БІОТЕХНІЧНИХ
РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ СИСТЕМАХ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ

У розділі на базі обґрунтованої математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового (ВП) розроблено метод статистичного опрацювання електрокардіосигналу, який уможливить підвищити достовірність ранньої діагностики стану ССС шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак, отриманих синфазним методом аналізу.

3.1 Визначення періоду корельованості електрокардіосигналу [22]

Задача визначення періоду корельованості ЕКС як періодично корельованого ВП є важливою задачею від якої залежить подальші результати, отримані при опрацюванні сигналу з метою підвищення інформативності у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.

Оскільки при змінах стану ССС основним показником є частота серцевих скорочень (ритм заданий синусним вузлом), тому основною характеристикою ЕКС вважається період корельованості T . Прямі способи визначення періоду корельованості за реалізацією сигналу відсутні. Таким чином виникає потреба у формулюванні і подальшому розв'язковій задачі його пошуку, за допомогою якої буде обґрунтовано критерій встановлення його значення, методику пошуку можливого інтервалу існування періоду корельованості та його початкового наближення, вибір способу пошуку значення періоду корельованості з множини можливих значень.

Зрозуміло, що статистичний період буде близьким до періоду серцевого циклу, тому за початкове наближення – пробне значення періоду T_p використано значення пробного серцевого циклу.

Детальний аналіз можливих методів знаходження періоду корельованості та вибір одного з них обумовлений тим, що цю величину взято за початкове наближення характеристики ПКВП-моделі – періоду корельованості, який є інформативною ознакою серцевого ритму. Розглянемо ефективність відомих способів визначення періоду корельованості електрокардіосигналу.

Найпростіший метод знаходження періоду періодичних сигналів – за зареєстрованим ЕКС у часовій області, усереднення інтервалів часу між його максимальними значеннями (С. Gazanhez) [23].

З ЕКС видно що максимальними значеннями по амплітуді є R-зубці. Для знаходження R-зубців комплексу QRS в роботі використано метод екстремальних значень.

На рис 3.1 показано знаходження максимумів ЕКС при порівнянні їх з порогом.

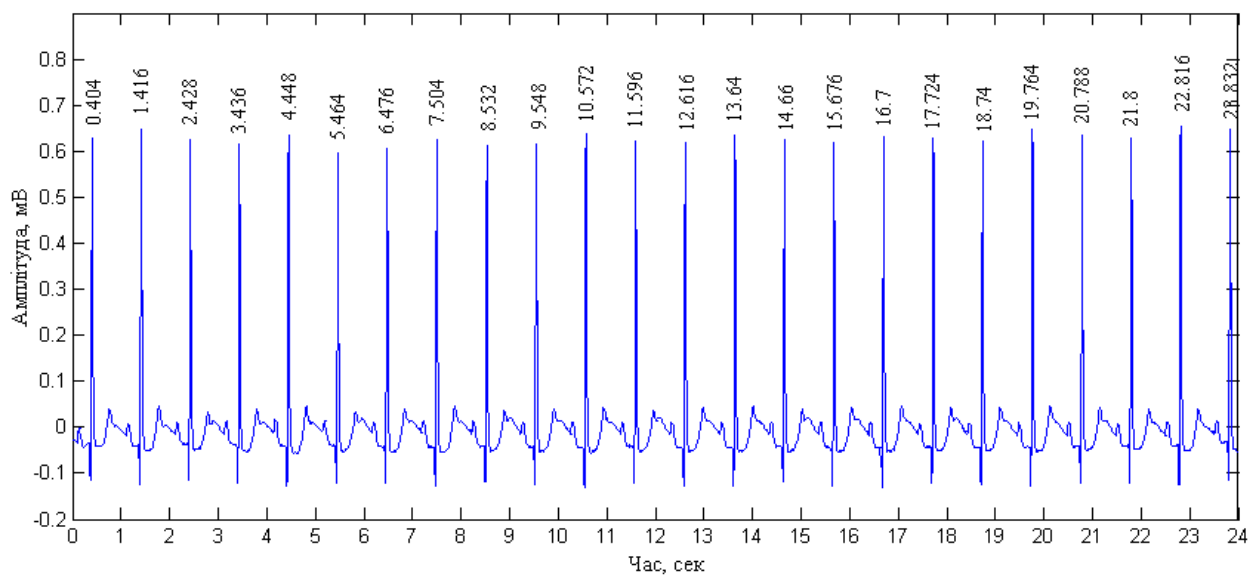


Рис. 3.1 Знаходження періоду у часовій області за реєстрограмою ЕКС.

На рис. 3.2 видно, що середнє значення періоду рівне 1.0186 с, а відхилення від середнього рівне 0.0069 с, що свідчить про незначну зміну періоду і також придатність даного методу для визначення періоду корельованості ЕКС як періодично корельованого ВП [24, 25].

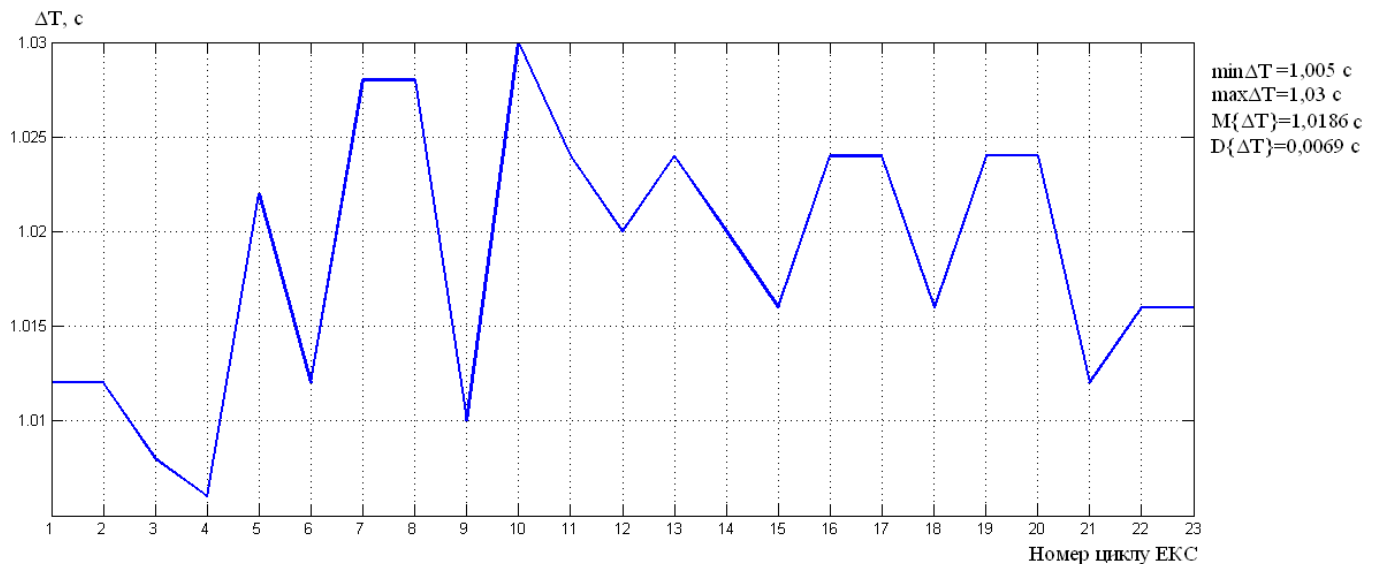


Рис 3.2. Графік залежності зміни періоду від циклів ЕКС (норма)

Проте цей метод залежить від величини порогу, з яким порівнюємо максимальні значення. Для малого значення порогу виявляються врахованими не тільки значення максимумів, але й додаткові максимуми – присутні подвійні R- зубці та високі P та T зубці, що є присутнім у випадку патології.

Період сигналу можна знайти у частотній області за амплітудним спектром сигналу (рис. 3.3) шляхом обчислення добутку гармонік спектру. При вузькосмуговому перетворенні Фур'є періоди ЕКС проявляться вузькими піками на частотах, кратних основній частоті.

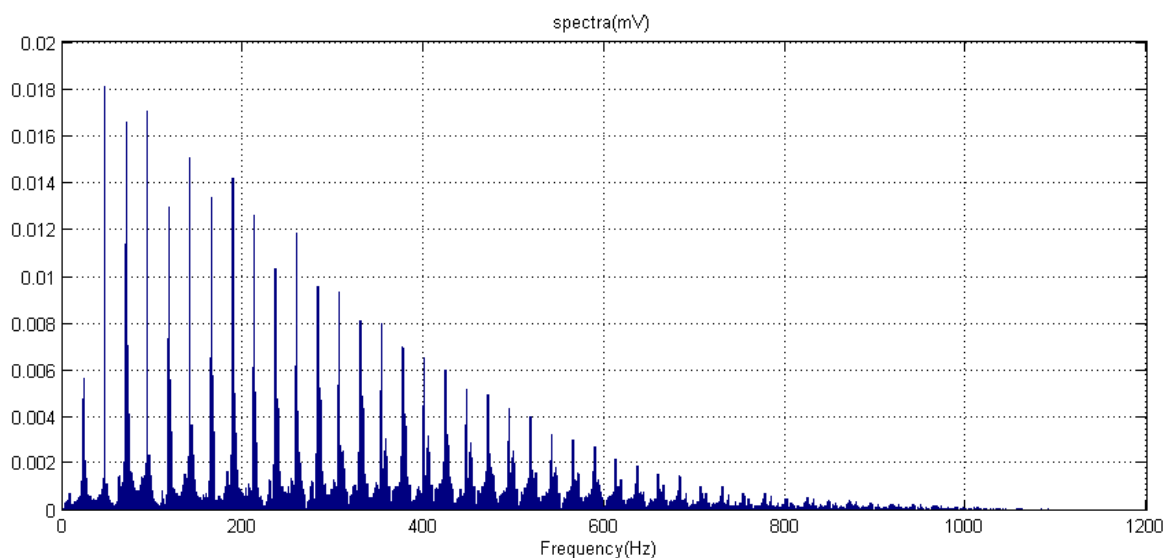


Рис. 3.3. Знаходження періоду у частотній області за амплітудним спектром сигналу.

Недоліком цього методу є те, що при змінах стану ССС спектр ЕКС за короткі проміжки часу різко змінюється. В цих випадках з'являлась невизначеність у спектральних характеристиках, що утруднювало інтерпретацію сигналу.

Наступний метод, ґрунтується на відомому принципі селективних перетворень процесу $x(t)$, в результаті яких всі гармоніки окрім однієї виявляються ослабленими.

Лінійне селективне перетворення має вигляд:

$$y(t, T_p) = \int_{-T/2}^{T/2} h(\tau, T_p) x(t - \tau) dt \quad (3.1)$$

де $h(\tau, T_p)$ - вагова функція, що визначається видом перетворення;

T_p - параметр, який називають пробним періодом.

Лінійним селективним перетворенням є кореляційне перетворення. Отже, період корельованості можна знайти у часовій області шляхом визначення максимумів кореляційної функції електрокардіосигналу $x(t)$:

$$y(t) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) x(t - \tau) dt, \quad (3.2)$$

де $\tau = T_p$;

T - інтервал оцінювання.

Після відповідних перетворень

$$h(\tau, T_p) = \sum_s h(\tau_s, T_p) \delta(\tau - \tau_s), \quad (3.3)$$

де $\delta(\tau)$ - функція Дірака;

$h(\tau_s, T_p)$ - ваговий коефіцієнт в точках $\tau = \tau_s$,

отримаємо дискретне селективне перетворення:

$$y(t, T_p) = \sum_s h(\tau_s', T_p) x(t - \tau_s). \quad (3.4)$$

На рис. 3.4 зображено результат пошуку періоду корельованості за автокореляційною функцією ЕКС.

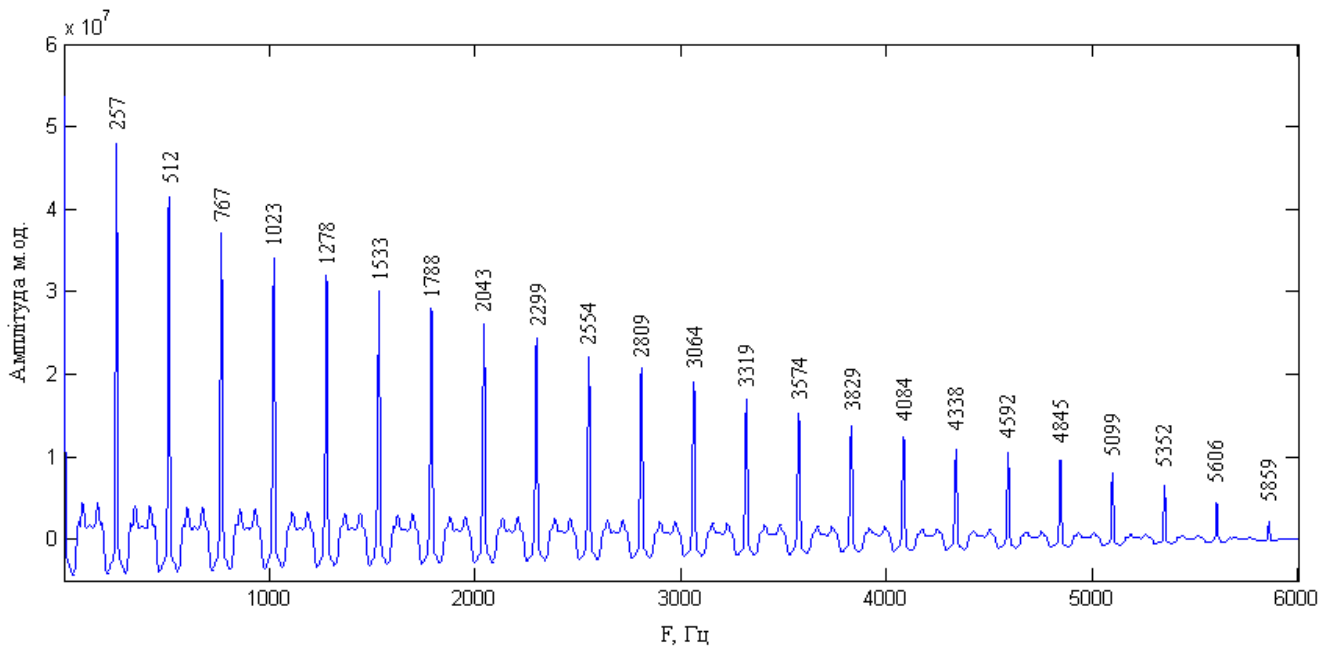


Рис. 3.4. Знаходження періоду за автокореляційною функцією

Основним недоліком методу визначення періоду за точками максимальних значень автокореляційної функції полягає у зниженні швидкодії за рахунок застосування операції множення.

Для кожного із розглянутих методів характерні свої випадки застосування, при яких спостерігаються аномальні значення похибок визначення періоду. Для контролю за появою таких похибок доцільно застосувати верифікацію отриманих значень T .

Верифікацію зручно здійснювати перевіркою гіпотези про пробний період із множини можливих його значень на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$.

Щоб оцінити кількісний критерій вибору періоду корельованості за цим поняттям, необхідно задати певний функціонал, який мав би глобальний

максимум на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$ і в математичному сенсі був би мірою рельєфності кривих статистичних оцінок, побудованих для різних значень ЕКС T_{pm} з інтервалу $[T_{1m}; T_{2m}]$ в m -му вікні.

Отже, критерієм вибору оцінки періоду корельованості з його пробних значень має стати міра рельєфності кривих $\hat{m}_{\xi_m}(t_0/T_{pm})$, $t_{0n} \in [0; T_{pm}]$. За таку міру в роботі запропоновано використати відому в теорії функцій характеристику – варіацію функції [24, 25, 26]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = \sup_{\forall D_m([T_{1m}; T_{2m}])} \sum_{i=0, N-1} |\hat{m}_{\xi_m}(t_{i+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_i)|, \quad (3.5)$$

Варіація є точною верхньою межею сум приростів значень функцій $\hat{m}_{\xi_m}(t_{k+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_k)$, коли t_k є точками розбиття $T_{1m} = t_0 < t_1 < \dots < t_k = T_{2m}$ відрізка $[T_{1m}; T_{2m}]$. Верхня межа береться по всіх можливих таких розбиттях. Ця величина, очевидно, є невід'ємною і адитивною, тому що при $T_{1m} < T_{pm} < T_{2m}$ [27]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{pm}]) + V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{pm}; T_{2m}]), \quad (3.6)$$

Тобто вона справді є мірою в математичному сенсі. Варіація є більшою за розмах функції

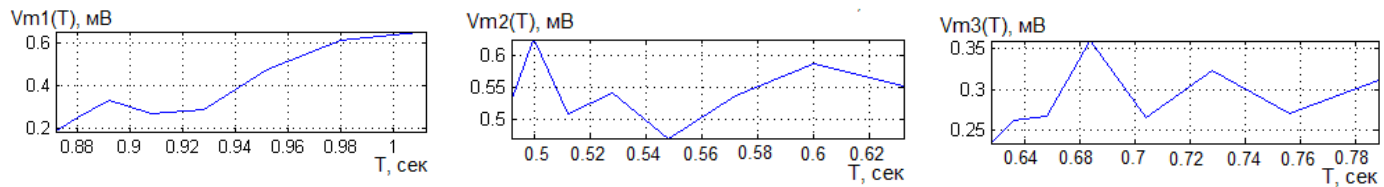
$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) \geq \Delta \hat{m}_{\xi_m}([T_{1m}; T_{2m}]) = |\max \hat{m}_{\xi_m} - \min \hat{m}_{\xi_m}|, \quad (3.7)$$

І вона може бути для різних функцій різною, навіть якщо ці функції мають однаковий розмах. Для підсилення рельєфності використано інші аналогічні характеристики – Φ -варіації $V_{\Phi}(f; [a; b])$ ($u \geq 0, \Phi(u) = 0$):

$$V_{\Phi}(f;[a;b])^{\Delta} = \sup_{\forall D_n([a;b])} \sum_{k=0, N-1} \Phi(|f(t_{k+1}) - f(t_k)|). \quad (3.8)$$

При $\Phi(u) = u$ отримуємо клас Жордана $V(f;[a;b])$ (3.12), при $\Phi(u) = U^p$ ($1 < p < \infty$) - класи Вінера $V_{U^p}(f;[a;b])$.

На рис. 3.2 зображено залежності $V_{\Phi}(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ варіаційної лінійної (коли $\Phi(u) = u$), квадратичної (коли $\Phi(u) = u^2$) та кубічної (коли $\Phi(u) = u^3$) функції статистичних оцінок при різних пробних значеннях базових частот $2\pi / T_{pm}$ як значень відповідних функціоналів.



а) стан спокою

б) стан навантаження

в) стан відновлення

Рис. 3.5. Варіації математичного сподівання вибірок із реалізації ЕКС при фізичному навантаженні

З графіків видно, що всі три криві $V_{\Phi}(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ (при $p=1,2,3$) мають різні максимуми, що свідчить про різномасштабність ЕКС на різних станах.

Отже, за оцінку істинного значення \hat{T}_m періоду корельованості прийнято таке значення пробного періоду, яке, в першому наближенні, дає максимальне значення розмахів $\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} \Delta(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$. Точнішим буде те значення пробного періоду, котре забезпечує максимум функціоналів варіації:

$$\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]), \quad \hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{d}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]). \quad (3.9)$$

У термінах статистики можна сказати, що останній критерій є потужнішим, бо він має більшу роздільну здатність. Для знаходження глобального максимуму критерію – функціоналів варіації $V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ - використано відомий чисельний метод послідовного перебору значень $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$. Метод послідовного перебору в даному випадку полягає в обчисленні статистичних оцінок при усіх можливих значеннях пробного періоду корельованості з інтервалу $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$.

Крок перебору можна задати як певне фіксоване число. Оскільки ми маємо дискретні часові ряди, тому було використано крок – період дискретизації. Саме він визначає крок дискретних значень пробного періоду на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$, а отже і точність селекції періоду – $4 \cdot 10^{-3}$ с.

3.2 Метод аналізу електрокардіосигналу

3.2.1 Синфазний метод [28]. На основі наведених в розділі 2 властивостей моделі ЕКС як періодично корельованого ВП застосовано відносно простий застосовано синфазний метод, який уможливить за однією реалізацією \hbar -ергодичного ЕКС оцінити фазову структуру його коваріації і середнього, тобто зміну їх у часі, а не лише їх середні значення і тим самим визначити нові інформативні ознаки для задач ранньої діагностики стану ССС.

Синфазний метод виходить з того, що відліки значень ЕКС в межах m -го вікна через період корельованості при різному виборі початку відліку (початкової фази) $t_0 \in [0, T)$ утворюють стаціонарну векторну випадкову послідовність $\{\xi_m(t_0), t_0 \in [0, T)\}$. Спів фазні відліки ЕКС в межах m -го ковзного вікна, в силу означення даного класу процесів мають ту саму статистику другого порядку, що й відліки періодично корельованого ВП $\xi_m(t_0 + kT), k \in Z$.

Тому, за умови \hbar -ергодичності ЕКС, а відповідно, ергодичності у звичайному сенсі послідовності $\{\xi_m(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, $t_0 = j\Delta$, де j — крок, для

характеристик ЕКС, виходячи з статистики середньої коваріації та статистики математичного сподівання:

$$b_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}_m(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}_m(t+kT)}, \quad (3.10)$$

де $b_{\xi_m}(t, u)$ - статистика середньої коваріації,

$\overset{\circ}{\xi}_m(t)$ – центрований ЕКС на m -му ковзному вікні, $\overset{\circ}{\xi}_m(t_0) = \xi_m(t) - m_{\xi_m}(t)$,

T – період корельованості,

N – кількість періодів корельованості на усій реалізації.

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t+kT), \quad (3.11)$$

де $\hat{m}_{\xi_m}(t)$ - статистична оцінка математичного сподівання.

Справедливими будуть наступні статистики:

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0 + kT), \quad (3.12)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \overset{\circ}{\xi}_m(t_0 + kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}_m(t_0 + u + kT)}, \quad (3.13)$$

Оцінки математичного сподівання $\hat{m}_{\xi_m}(t)$, параметричної коваріації $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$ є випадковими функціями своїх аргументів.

Найкращими є незсунуті оцінки з найменшою дисперсією та некорельованими значеннями. Властивості цих оцінок залежать від вибраного правила оцінювання (такого, що визначає вид функції спостережуваних

значень) та довжини відрізка аналізованої реалізації ЕКС. В наступних підрозділах розглянуто властивості оцінок $\hat{m}_{\xi_m}(t)$, $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$ ЕКС, обчислених синфазним методом.

Усереднення виконано з врахуванням виразів (3.12), (3.13) на відрізку фіксованої довжини $T_m = k\Delta$, де T_m — період корельованості, Δ — інтервал дискретизації. Довжина реалізації тоді буде як $nT_m + u$, де u — максимальний зсув, для якого оцінюється значення кореляційної функції. Вирази (3.12) та (3.13) в даному випадку набудуть вигляду:

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t + nT_m) \quad t \in [0, T), \quad (3.14)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t + u + nT_m) \overline{\xi(t + nT_m)}, \quad (3.15)$$

де $t = j\Delta$.

Математичне сподівання статистики (3.14) рівне оцінюваній величині

$$M_t \{ \hat{m}_{\xi_m}(t) \} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) = \hat{m}_{\xi_m}(t), \quad (3.16)$$

Тому оцінка (3.13) є незсунутою.

Дисперсія оцінки (3.14) дорівнює:

$$D_{\hat{m}_m}(t) = M[\hat{m}_{\xi_m}(t) - M_t \{ \hat{m}_{\xi_m}(t) \}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_{\xi_m}(t, kT_m). \quad (3.17)$$

При відомому математичному сподіванні, параметрична коваріація $\hat{b}(t, u)$:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t + kT_m) \overline{\xi(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u). \quad (3.18)$$

Ці оцінки є незсунутими, а їхня дисперсія відповідно визначається виразом:

$$D_{\hat{b}_{\xi_m}^N}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j, k=0}^{N-1} E \overline{\xi_m^\circ(t + kT_m) \xi_m^\circ(t + u + kT_m)} \cdot \overline{\xi_m^\circ(t + jT_m)} \times \xi_m^\circ(t + u + jT_m) - b_{\xi_m}^2(t, u), \quad (3.19)$$

При невідомому математичному сподіванні, коли попередньо необхідно обчислити його оцінку, статистики мають при скінченному N вже не нульовий зсув:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi_m^\circ(t + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + kT_m)] [\xi_m^\circ(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + u + kT_m)], \quad (3.20)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \overline{\xi_m^\circ(t + kT_m) \xi_m^\circ(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u), \quad (3.21)$$

Для першої з них знаходимо:

$$M_t \{ \hat{b}_{\xi_m}(t, u) \} = \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m), \quad (3.22)$$

Зсув її

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right], \quad (3.23)$$

прямує до нуля при $N \rightarrow \infty$, тобто розглянута оцінка є асимптотично незсунутою. Таку ж властивість має й оцінка (3.18). Її зсув:

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m), \quad (3.24)$$

Величини $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)}$ та $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)}$ пов'язані між собою співвідношенням:

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} + \varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right]. \quad (3.25)$$

Варто відзначити, що при невідомому математичному сподіванні оцінки параметричної коваріації також може бути утворена статистика:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi_m(t + kT_m) \xi_m(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + kT) \hat{m}_{\xi_m}(t + u + kT_m)], \quad (3.26)$$

Зсув її аналогічний до $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)}$.

При кореляційному аналізові ЕКС, окрім отримання оцінок коваріації $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$, постає задача знаходження оцінок кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, які характеризують структуру її часової мінливості. Оцінки кореляційних компонент здійснюються за статистикою:

$$\hat{B}_{km}(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi_m}(t, u) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T_m}\right)} dt, \quad \overline{k = 0, u-1}. \quad (3.27)$$

При відомому математичному сподіванні такі оцінки є незсунутими:

$$M_t \left\{ \hat{B}_{km}(u) \right\} = \hat{B}_{km}(u), \quad (3.28)$$

При скінченному N , коли параметричну коваріацію обчислено за формулою (3.19), зсув визначається виразом:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_{km}(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} \hat{B}_{km}(t, u + kT_m) \right], \quad (3.29)$$

Якщо ж параметрична коваріація обчислюється за допомогою співвідношення (3.21), то її зсув рівний:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) \hat{B}_{km}(u + kT_m). \quad (3.30)$$

Наведені співвідношення дають можливість проаналізувати властивості статистик математичної моделі ЕКС в межах m -го ковзного вікна у вигляді періодично корельованого ВП, таких як: математичне сподівання, коваріаційну функцію та кореляційні компоненти які визначають наближення таких оцінок до обчислення величин залежно від методів їх знаходження.

3.3 Висновки до розділу 3

Удосконалено метод аналізу електрокардіосигналу у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики та оцінювання його характеристик з метою визначення інформативно-інваріантних ознак електрокардіосигналу в рамках математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП. На базі аналізу характеристик математичної моделі електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого ВП та синфазного методу аналізу, встановлено, що вони дають змогу розширити можливість статистичної оцінки імовірнісної характеристики стану серцево-судинної системи людини шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які характеризують зміни фазово-часової структури, і дають змогу своєчасно виявити порушення в роботі серця людини.

РОЗДІЛ 4

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ЇХ
ВЕРИФІКАЦІЯ

У розділі проведено аналіз ЕКС синфазним методом, використано статистичний метод опрацювання для обчислення достовірності отриманих результатів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.

4.1. Результати опрацювання електрокардіосигналу

Беручи за основу математичну модель як періодично корельований ВП та синфазний метод аналізу, отримано оцінку спектральних компонент, що уможливило розширення можливостей діагностування зміни стану ССС шляхом впровадження в області медицини нового класу інформативних ознак.

Проведено комп'ютерне числення кореляційних компонент (див. рис.4.1).

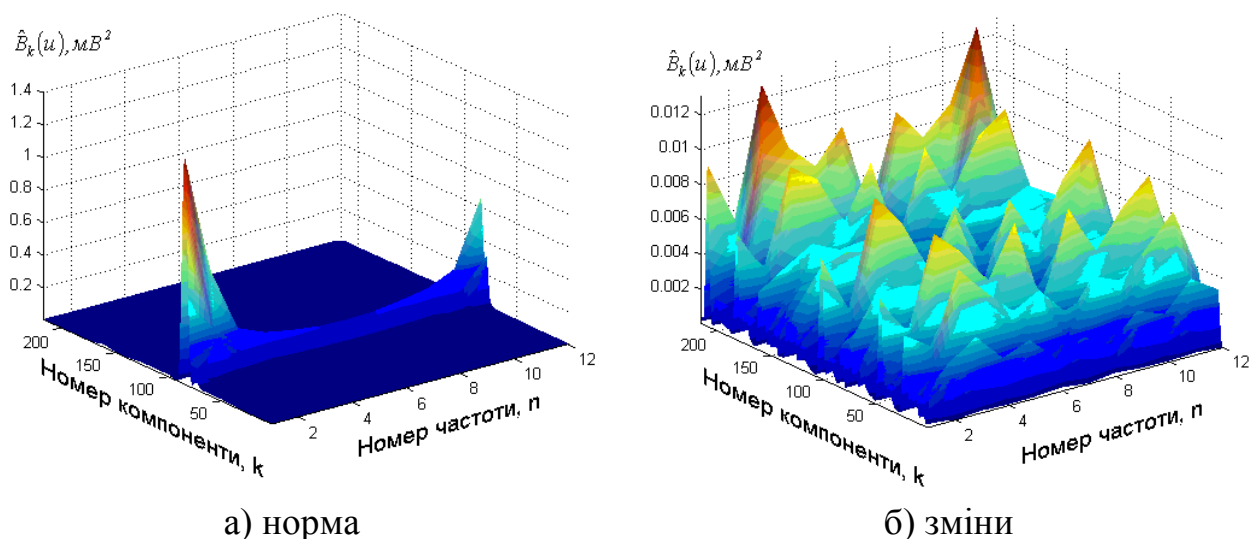


Рис. 4.1. Реалізації кореляційних компонент ЕКС для m -их вікон

Використано оцінку математичного сподівання при оцінювання спектральних компонент:

$$M_u \{ \hat{B}_{km}(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}. \quad (4.1)$$

де $M_u \{ \bullet \}$ – символ усереднення по часових зсувах, k - номер спектральної компоненти (частоти), u - зсув, N_u – кількість зсувів, N_k – кількість компонент.

Реалізації оцінок математичних сподівань для спектральних компонент зображено на рис. 4.2.

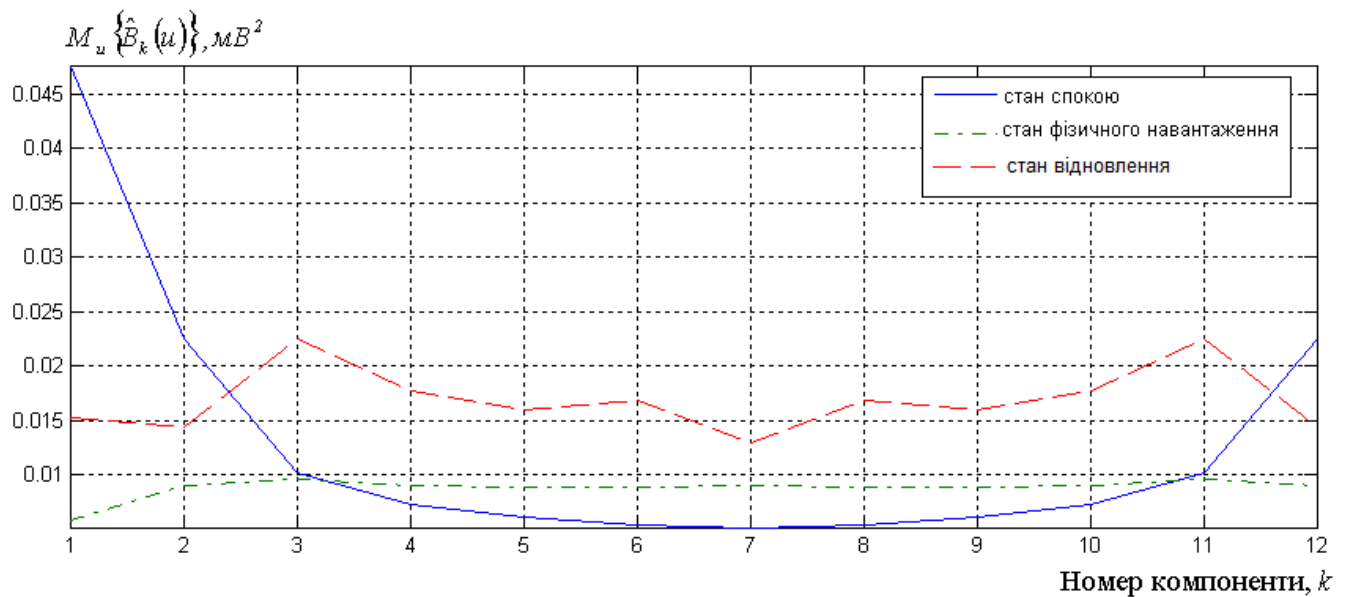


Рис.4.2. Усереднені кореляційні компоненти ЕКС для m -их вікон

Встановлено, що зосередження оцінок кореляційних компонент на тих самих частотах, а їх значення по амплітуді відрізняються, що вказує на зміни стану ССС.

Статистичною оцінкою зміни стану ССС вважаємо оцінку усереднених кореляційних компонент:

$$m(t) = M_k \{ M_u \{ \hat{B}_{km}(u, t) \} \} = \frac{1}{N_k} \sum_{k=1}^{N_k} M_u \{ \hat{B}_{km}(u, t) \}, \quad n = \overline{1, N_c/N_b}, \quad u = \overline{1, N_u}. \quad (4.2)$$

Реалізації оцінок усереднених кореляційних компонент зображено на рис. 4.3.

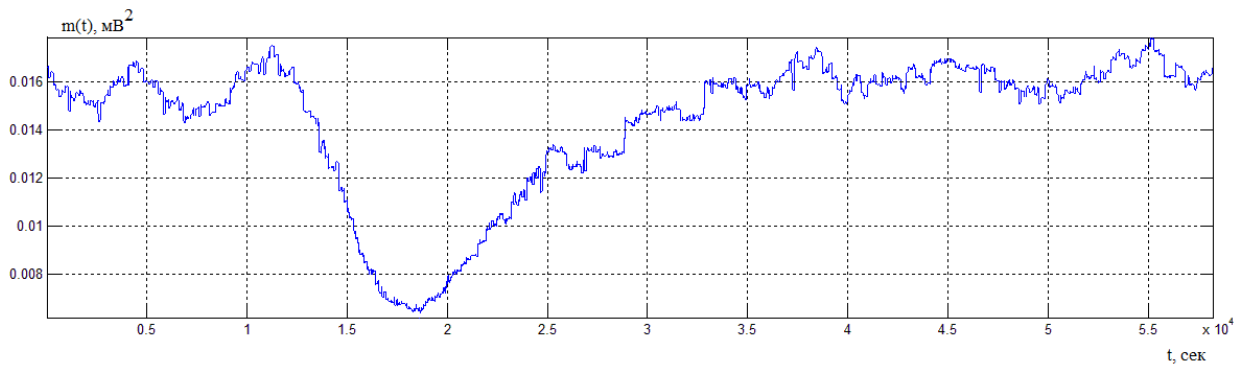


Рис. 4.3. Реалізація оцінок усереднених кореляційних компонент ЕКС

З рисунку видно, що при зміні стану ССС змінюються значення оцінок усереднених кореляційних компонент (по амплітуді). Відповідно змінюється інтенсивність роботи ССС (експоненціальне зростання потужності).

4.2 Метод визначення часу відновлення стану ССС

Встановлено, що фазо-часові відхилення є характеристикою зміни стану ССС (див. рис.4.3), що важливо для задачі визначення часу відновлення стану ССС.

При проведенні аналізу усереднених оцінок (див. рис.4.3) встановлено, що до зміни стану оцінки змінюються в інтервалі від $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ із середнім рівнем (математичним сподіванням) m_1 . При наближенні їх в інтервалі $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ до оцінок в інтервалі від t_0 до t_1 (див. рис.4.3), то можна зробити висновок про відновлення стану ССС, а таке наближення за значенням в момент часу t_n (див. рис. 4.4, момент час t_3), вказує на факт відновлення стану.

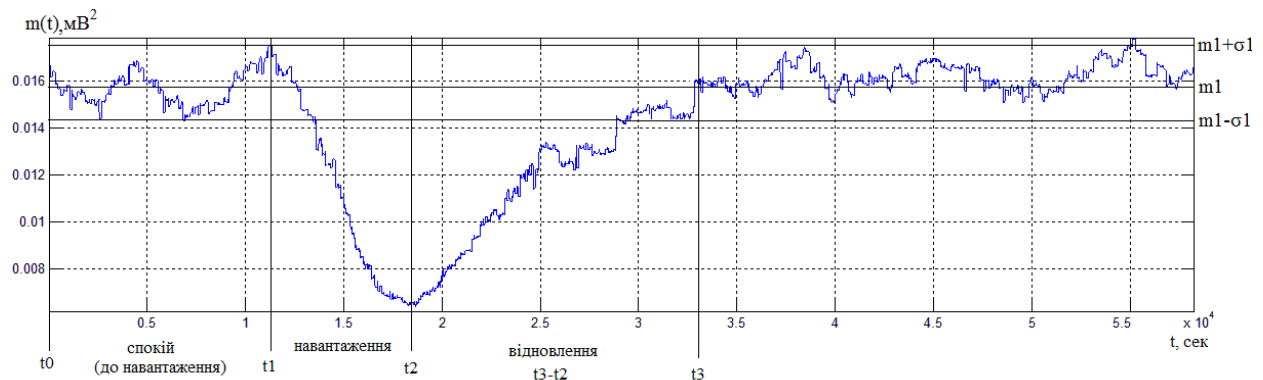


Рис. 4.4. Реалізація усереднених оцінок кореляційних компонент ЕКС із позначеними часовими зонами

Припустимо, що значення оцінок змінюються за нормальним законом розподілу в інтервалі від t_0 до t_1 :

$$p(m(t_n)) = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \exp \frac{-(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1^2}, \quad t_n \in [t_0, t_1] \quad (4.3)$$

де m_1 - математичне сподівання кореляційних компонент ЕКС в нормі:

$$m_1 = \sum \sum B_k(t_1, u), \quad (4.4)$$

σ_1 - середньоквадратичне відхилення кореляційних компонент ЕКС в нормі:

$$\sigma_1 = \sqrt{\sum \sum (m_1 - B_k(t_1, u))^2}. \quad (4.5)$$

Графік густини ймовірностей має вигляд нормальної кривої (Гауса), який зображено на рис.4.5.

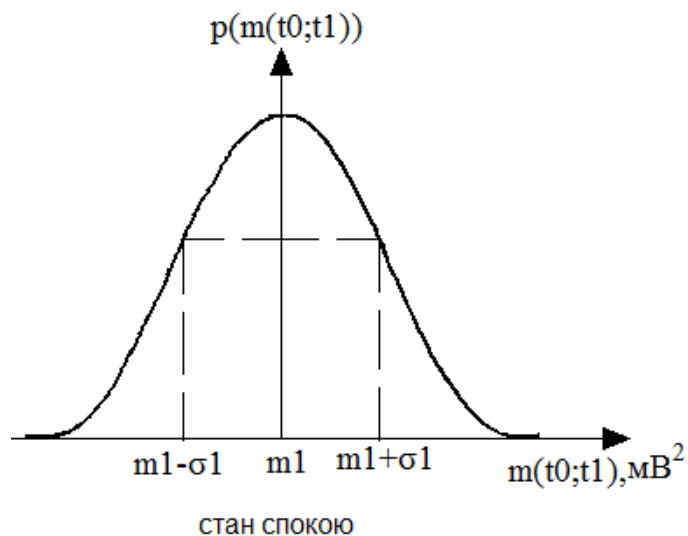


Рис. 4.5. Розподіл густини ймовірності (стан норми)

Тоді задача визначення моменту відновлення стану ССС за усередненими кореляційними компонентами зводиться до визначення максимальної ймовірності попадання миттєвого значення $m(t_n)$ в інтервал $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$:

$$\begin{cases} m(t_n) \in [(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)] \\ p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \max \end{cases} \quad (4.6)$$

за виразом:

$$p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \int_{m_1 - \sigma_1}^{m_1 + \sigma_1} \frac{(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1} \cdot \quad (4.7)$$

4.4. Висновки до розділу 4

Наведено результати опрацювання ЕКС при змінах стану ССС з використанням математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП. Застосування описаних методів уможливили покращення результатів діагностування стану ССС шляхом введення нового класу інформативно-інваріантних ознак – кореляційних компонент, які відповідають функціональному стану ССС.

Результати оцінювання ймовірностей підтвердили адекватність використання кореляційних компонент ЕКС як інваріантно-інформативних ознак, для підвищення точності оцінки функціонального стану ССС.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика дослідження електричної активності серця

Охоплення збудженням величезної кількості клітин робочого міокарда викликає появу негативного заряду на поверхні цих клітин. Серце стає потужним електрогенератором. Тканини тіла, володіючи порівняно високою електропровідністю, дозволяють реєструвати електричні потенціали серця з поверхні тіла. Така методика дослідження електричної активності серця, введена в практику Ст. Ейнтховеном, А. Ф. Самойловим, Т. Льюїсом, В. Ф. Зелениним та ін., отримала назву електрокардіографії, а реєстрована з її допомогою крива називається електрокардіограмою (ЕКГ). Електрокардіографія широко застосовується в медицині як діагностичний метод, дозволяє оцінити динаміку поширення збудження в серці і судити про порушення серцевої діяльності при змінах ЕКГ.

В даний час користуються спеціальними приладами – електрокардіографами з електронними підсилювачами і осцилографами. Запис кривих здійснюється на рухомій паперовій стрічці. Розроблені також прилади, за допомогою яких записують ЕКГ під час активної м'язової діяльності і на відстані від обстежуваного. Ці прилади - телеелектрокардіографи – засновані на принципі передачі ЕКГ на відстань за допомогою радіозв'язку. Таким способом реєструють ЕКГ у спортсменів під час змагань, у космонавтів у космічному польоті і т. д. Створені прилади для передачі електричних потенціалів, що виникають при діяльності серця, по телефонних лініях зв'язку і записи ЕКГ у спеціалізованому центрі, що знаходиться на великій відстані від пацієнта.

Внаслідок певного положення серця в грудній клітці і своєрідної форми тіла людини електричні силові лінії, що виникають між збудженими (-) і неозбудженими (+) ділянками серця, розподіляються по поверхні тіла нерівномірно. З цієї причини в залежності від місця прикладання електродів форма ЕКГ вольтаж її зубців будуть різні. Для реєстрації ЕКГ виробляють

відведення потенціалів від кінцівок і поверхні грудної клітки. Зазвичай використовують три так звані стандартні відведення від кінцівок: I відведення: права рука - ліва рука; II відведення: права рука - ліва нога; III відведення: ліва рука - ліва нога (рис. 7.5). Крім того, реєструють три уніполярних посилених відведення за Гольдбергеру: aVR; aVL; aVF. При реєстрації посилених відведень два електроди, що використовуються для реєстрації стандартних відведень, об'єднуються в один і реєструється різниця потенціалів між об'єднаними і активними електродами. Так, при aVR активним являється електрод, накладений на праву руку, при aVL - на ліву руку, при aVF - на ліву ногу. Запропоновано Вільсоном реєстрація шести грудних відведень.

Взаємовідношення величини зубців у трьох стандартних відведеннях було встановлено Ейнтховеном. Він знайшов, що електрорушійна сила серця, реєстрована в II стандартному відведенні, дорівнює сумі електрорушійних сил в I і III відведеннях. Виразом електрорушійної сили є висота зубців, тому зубці II відведення за своєю величиною дорівнюють алгебраїчній сумі зубців I і III відведень.

Для відведення потенціалів від грудної клітки рекомендують прикладати перший електрод до однієї з шести точок. Другим електродом служать три з'єднаних разом електрода, накладених на обидві руки і ліву ногу. В цьому випадку форма ЕКГ відображає електричні зміни тільки на ділянці додатки грудного електрода. Об'єднаний електрод, прикладений до трьох кінцівок, є індиферентним, чи «нульовим», так як його потенціал не змінюється протягом всього серцевого циклу. Такі електрокардіографічні відведення називаються уніполярними, або однополюсними. Ці відведення позначаються латинською літерою V (V1, V2 і т. д.).

При аналізі ЕКГ визначають амплітуду зубців у мВ (mV), час їх протікання в с, тривалість сегментів - ділянок ізопотенціальної лінії між сусідніми зубцями і інтервалів, що включають в себе зубець і прилеглий до нього сегмент.

Формування ЕКГ (її зубців і інтервалів) обумовлено поширенням збудження в серці і відображає цей процес. Зубці виникають і розвиваються,

коли між ділянками збудливою системи є різниця потенціалів, тобто якась частина системи охоплена збудженням, а інша немає. Ізопотенціальна лінія виникає у випадку, коли в межах збудливою системи немає різниці потенціалів, тобто вся система в стані спокою або, навпаки, збуджена. З позицій електрокардіології, серце складається з двох збудливих систем - двох м'язів: м'язи м'язи передсердь і шлуночків. Ці два м'язи розділені сполучнотканинної фіброзною перетинкою. Зв'язок між двома м'язами і передачу збудження здійснює провідна система серця. В силу того, що м'язова маса провідної системи мала, генеровані в ній потенціали при звичайних усилених стандартних електрокардіографів не уловлюються. Отже, зареєстрована ЕКГ відображає послідовний охоплення збудженням скорочувального міокарда передсердь і шлуночків.

Зубець Р відображає охоплення збудженням передсердь і отримав назву передсердного. Далі збудження поширюється на передсердно-шлуночковий вузол і рухається по провідній системі шлуночків. В цей час електрокардіограф реєструє ізопотенціальну лінію (обидва передсердя повністю порушені, обидва шлуночка ще не порушені, а рух порушення по провідній системі шлуночків не вловлюється електрокардіографом - сегмент PQ на ЕКГ).

У передсердях збудження поширюється переважно за скороченням міокарду лавиноподібно від синусно-передсердної до передсердно-шлуночкової області. Швидкість поширення збудження по спеціалізованим внутріпередсердним пучкам в нормі приблизно дорівнює швидкості поширення скорочення міокарду передсердя, тому охоплення збудженням передсердь відображається монофазним зубцем Р. Охоплення збудженням шлуночків здійснюється за допомогою передачі збудження з елементів провідної системи на скорочувальний міокард, що обумовлює складний характер комплексу QRS, що відображає охоплення збудженням шлуночків. При цьому зубець Q обумовлений збудженням верхівки серця, правою сосочкової м'язи і внутрішньої поверхні шлуночків, зубець R - збудженням підстави серця і зовнішньої поверхні шлуночків. Процес повного охоплення збудженням міокарда шлуночків завершується до закінчення формування зубця S. Тепер

обидва шлуночка порушені і сегмент ST знаходиться на лінії ізопотенціальної внаслідок відсутності різниці потенціалів в збудливою системі шлуночків.

Зубець Т-відображає процеси реполяризації, тобто відновлення нормального мембранного потенціалу клітин міокарда. Ці процеси у різних клітинах виникають не строго синхронно. Внаслідок цього з'являється різниця потенціалів між ще деполяризованими ділянками міокарда (т. е. володіють негативним зарядом) і ділянками міокарда, востановившими свій позитивний заряд. Зазначена різниця потенціалів реєструється в вигляді зубця Т. Цей зубець - найбільш мінлива частина ЕКГ. Між зубцем Т і наступним зубцем Р реєструється ізопотенціальна лінія, так як це час в міокарді шлуночків і в міокарді передсердь немає різниці потенціалів. Видимого відображення на ЕКГ зубці, відповідного реполяризації передсердь, немає у зв'язку з тим, що за часом він збігається з потужним комплексом QRS і поглинається ним. При поперечній блокаді серця, коли не кожен зубець Р супроводжується комплексом QRS, спостерігається передсердний зубець Та (Т-атріум), що відображає реполяризації передсердь.

Загальна тривалість електричної систоли шлуночків (Q-T) майже збігається з тривалістю механічної систоли (механічна систола починається дещо пізніше, ніж електрична).

Електрокардіограма дозволяє оцінити характер порушень проведення збудження в серці. Так, за величиною інтервалу P-Q (від початку зубця Р до початку зубця Q) можна судити про те, здійснюється проведення збудження від передсердя до шлуночка з нормальною швидкістю. У нормі це час дорівнює 0,12-0,2 с. Загальна тривалість комплексу QRS відображає швидкість охоплення збудженням скорочувального міокарда шлуночків і становить 0,06-0,1 з (див. рис. 7.7).

Процеси деполяризації і реполяризації виникають у різних ділянках міокарда неодноразово, тому величина різниці потенціалів між різними ділянками серцевого м'яза протягом серцевого циклу змінюється. Умовну лінію, що сполучає в кожен момент дві точки, володіють найбільшою різницею потенціалів, прийнято називати електричної віссю серця. У кожен даний

момент електрична вісь серця характеризується певною величиною і напрямком, тобто володіє властивостями векторній величини. Внаслідок неодноразовості охоплення збудженням різних відділів міокарда цей вектор змінює свій напрямок. Виявилася корисною реєстрація не тільки величини різниці потенціалів серцевого м'яза (т. е. амплітуди зубців на ЕКГ), але і змін напрямку електричної осі шлуночків серця. Одночасний запис змін величини різниці потенціалів і спрямування електричної осі отримало назву векторелектрокардіограми (ВЕКГ).

Зміна ритму серцевої діяльності. Електрокардіографія дозволяє детально аналізувати зміни серцевого ритму. У нормі частота серцевих скорочень становить 60-80 на хвилину, при більш рідкісному ритмі - брадикардії - 40-50, а при більш частому - тахікардії - перевищує 90-100 і доходить до 150 і більше в хвилину. Брадикардія часто реєструється у спортсменів в стані спокою, а тахікардія - при інтенсивній м'язовій роботі і емоційному збудженні.

У молодих людей спостерігається регулярно зміна ритму серцевої діяльності у зв'язку з диханням - дихальна аритмія. Вона визначається тим, що в кінці кожного видиху частота серцевих скорочень зникає.

Екстрасистоли. При деяких патологічних станах серця правильний ритм епізодично або регулярно порушується позачерговим скороченням - екстрасистолюю. Якщо позачергове збудження виникає в той момент, коли рефрактерний період закінчився, але черговий автоматичний імпульс ще не з'явився, настає раннє скорочення серця - синусова екстрасистола. Пауза, наступна за такою екстрасистолюю, триває так само, як і звичайна.

Позачергове збудження, що виникло в міокарді шлуночків, не відображається на автоматії синусно-передсердного вузла. Цей вузол своєчасно надсилає черговий імпульс, який досягає шлуночків в той момент, коли вони ще знаходяться в рефрактерном змозі після екстрасистоли, тому міокард шлуночків не відповідає на черговий імпульс, що надходить із передсердя. Потім рефрактерний період шлуночків закінчується і вони знову можуть відповісти на роздратування, але проходить деякий час, поки з синусно-передсердного вузла прийде другий імпульс. Таким чином, екстрасистола,

викликана порушенням, що виникла в одному із шлуночків (шлуночкова екстрасистола), призводить до тривалої так званої компенсаторної паузи шлуночків при незмінному ритмі роботи передсердь.

У людини екстрасистоли можуть з'явитися при наявності вогнищ збудження в самому міокарді, в області передсердного або шлуночкових водіїв ритму.

Тріпотіння і мерехтіння серця. У патології можна спостерігати своєрідне стан м'язи передсердь або шлуночків серця, зване тріпотінням і мерехтінням (фібриляція). При цьому відбуваються надзвичайно часті і асинхронні скорочення м'язових волокон передсердь або шлуночків - до 400 (при тріпотінні) і до 600 (при мерехтінні) в хвилину. Головним відмітним ознакою фібриляції служить неодноразовість окремих м'язових скорочень волокон даного відділу серця. При такому скороченні м'язи передсердь або шлуночків не можуть здійснювати нагнітання крові. У людини фібриляція шлуночків, як правило, смертельна, якщо негайно не вжити заходів для її припинення. Найбільш ефективним способом припинення фібриляції шлуночків є вплив сильним (напругою в кілька кіловольт) ударом електричного струму, мабуть, викликають одночасно збудження м'язових волокон шлуночка, після чого відновлюється синхронність їх скорочень.

ЕКГ і ВЕКГ відображають зміни величини та напрямку потенціалів дії міокарда, але не дозволяють оцінити особливості нагнітальної функції серця. Потенціали дії мембрани клітин міокарда являють собою лише пусковий механізм скорочення клітин міокарда, включає певну послідовність внутрішньоклітинних процесів, закінчуються укороченням міофібрил. Ця серія послідовних процесів отримала назву спряження збудження і скорочення

5.2 Висновки до розділу 5

У розділі описано методику дослідження електричної активності серця.

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 напряму 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 методу	3	3	4	–	–	–

Продовження таблиці 6.1

1	2	3	4	5	6	7
4. Тестування моделі	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.5.2).

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.

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

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

Продовження таблиці 6.4

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*5=10000
Здача звітів НДР	1	2000
Впровадження результатів НДР	3	3000*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

Продовження таблиці 6.6

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:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (5.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 5.7);

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

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 5.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика і-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.

Таблиця 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, підтвержені 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

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	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 $E_{нт}$ буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

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

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 $E_{нт}$	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	
0,61-0,75	Добре	Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів
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 здійснюється 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.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охорона праці

Оскільки, у магістерської роботи розглядається метод аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних системах ранньої діагностики, то доцільно у підрозділі з охорони праці розглянути питання застосування відповідної документації нормативно-правовому полі України з охорони праці.

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 біотехнічні комп'ютерні діагностичні системи відносять до електроустаткування, яке працює при напрузі до 1000 В. У процесі експлуатації системи 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.

Крім того 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.

Під час експлуатації та інженерному супроводі, удосконаленні лікувально-діагностичних реабілітаційних комплексів, медичних приладів і систем, які використовуються для аналізу біомедичних сигналів необхідно дотримуватись Законодавства Євросоюзу у сфері охорони праці, зокрема: вимог охорони праці під час використання обладнання (Директива Ради 90/270/ЄЕС щодо роботи за екранами дисплеїв); вимог охорони праці для робочого місця (Директива Ради 89/654/ЄЕС щодо робочого місця; положення про робочий час (Директива Ради 93/104/ЄС щодо певних аспектів організації робочого часу).

Досить повно викладено вимоги ергономіки в директиві № 90/270/ЄЕС «Про мінімальні вимоги до безпеки робіт з відеодисплейними терміналами», присвяченій безпеці працівників, котрі працюють з комп'ютерами. Згідно з нею

роботодавець зобов'язаний проводити аналіз стану робочих місць, обладнаних комп'ютерною технікою, оцінювати їх з погляду безпеки, нешкідливості й оснащеності ЗІЗ, які запобігають ризику погіршення зору, появи хворобливих фізичних симптомів або ж розумового стресу. Директива пропонує скласти розпорядок робочого дня операторів таким чином, щоб у їх роботі були перерви або переключення на інші види робіт. Метою директиви № 98/37/ЄС «Про машинне устаткування» є гармонізація вимог до дизайну та конструкцій з позиції забезпечення безпеки працівників.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

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

7.2.1 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 височастотного 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

7.2.2 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, спричинюють 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 результати проведеного аналізу шкідливих факторів та чинників, що впливають, або можуть вплинути, на коректну роботу персоналу установи де використовується представлений метод дослідження пацієнта з використанням спеціального обладнання. Був встановлений чіткий порядок розробки і впровадження технологій та вимог, щодо запобігання шкідливим факторам та чинникам.

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 проєктів ВООЗ реалізує Міжнародний електромагнітний проєкт (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 закрита 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

У роботі вирішено задачу, яка полягає у розробці методу аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики.

Результатом є:

- Проведено аналітичний огляд основних видів біомедичних сигналів та методів їх опрацювання. Проведено комплексного поглибленого аналізу існуючих систем обробки біосигналів та розроблено загальну структурно-функціональну модель системи аналізу біосигналів.
- Розглянуто загальні принципи побудови медичних мікрокомп'ютерних систем із реалізацією кіл зворотного зв'язку, способів формування автоматизованих процедур опрацювання та прийняття рішення.
- Проведено огляд методів аналізу ритмічних біосигналів у біотехнічних реабілітаційних системах на прикладі електрокардіосигналу.
- Встановлено, що адекватною математична модель, яка враховує у своїй структурі властивості випадковості, гармонізованості і періодичності її статистичних характеристик є модель у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП), яка відображає фазово-часову структуру сигналу, має засоби врахування як пов'язаності гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик в часовій області.
- Удосконалено метод аналізу електрокардіосигналу у біотехнічних реабілітаційних системах ранньої діагностики та оцінювання його характеристик з метою визначення інформативно-інваріантних ознак електрокардіосигналу в рамках математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП. На базі аналізу характеристик математичної моделі електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого ВП та синфазного методу аналізу, встановлено, що вони дають змогу розширити можливість статистичної оцінки імовірнісної характеристики стану серцево-судинної системи людини шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які характеризують зміни

фазово-часової структури, і дають змогу своєчасно виявити порушення в роботі серця людини.

- Наведено результати опрацювання ЕКС при змінах стану ССС з використанням математичної моделі у вигляді періодично корельованого ВП. Застосування описаних методів уможливили покращення результатів діагностування стану ССС шляхом введення нового класу інформативно-інваріантних ознак – кореляційних компонент, які відповідають функціональному стану ССС.

- Результати оцінювання ймовірностей підтвердили адекватність використання кореляційних компонент ЕКС як інваріантно-інформативних ознак, для підвищення точності оцінки функціонального стану ССС.

Бібліографія

1. Вили К, Детье В. Биология. – М: Мир, 1975. – 824 с.
2. Информационные связи био- гелио- геофизических явлений и элементы их прогноза/ К.С. Войчишин, Я.П. Драган, В.И. Куксенко, В.Н. Михайловский. - Киев: Наук думка, 1974. - 208 с.
3. Драган Я.П., Рожков В.А., Яворский И.Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических процессов. - Ленинград: Гидрометеиздат, 1987. - 320 с.
4. Драган Я.П., Яворська Є.Б., Яворський Б.І. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів// Радіоелектроніка та телекомунікації. –№443. –Львів: ДУЛП, 2002 р. С. 200-205.
5. Лемперт Г.Л. Основы электрокардиологии / Г.Л. Лемперт; Гос. изд-ство медицинской литературы. — М.: Гос. изд-ство мед. лит., 1963. — 328 с.
6. Haller A. Elementa physiologiae corporis humani / A. Haller; S.d'Arnay. – Lausanne: S.d'Arnay, 1760. — lib.6. — Т. 2. — Р. 330-332.
7. Артур Р.М. Анализ электроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине / Р.М. Артур Ж.Р. Кокс, Ф. Нолл // Распознавание образов при помощи цифровых вычислительных машин. – М.: Мир. 1974. – С. 33-75.
8. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали та їх обробка. / В.Г.Абакумов, В.О.Геранін, О.І.Рибін, Й.Сватош. Ю.С.Синєкоп; - К.: ТОО “ВЕК+”, 1997. - 349 с.
9. <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref.html> [Электронный ресурс]– М.:MathWorks – режим доступа: <http://www.mathworks.com> свободный
10. <http://psystudy.ru/index.php/forauthors/gost2008.html> [Электронный ресурс] - М.: Издательство Силтон – режим доступа: <http://psystudy.ru> свободный – Загл. с экрана. (дата обращения 23.05.2016)
11. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. – СПб.: Питер, 2002 – 608 с.

12. Бондарев В.Н., Трёстер Г., Чернега В.С. Цифровая обработка сигналов: методы и средства. – Севастополь: СевГТУ, 1999 – 398с.
13. Jackson, L.V. Digital Filters and Signal Processing. Third Ed. Boston: Kluwer Academic Publishers, 1989.
14. Марпл-мл. С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / Пер. с англ. – М.: Мир, 1990.
15. Биотехнические системы: теория и проектирование : учебн. пособие / [Ахутин В. М., Немирко А. П. , Першин Н. Н. и др.]. – Л. : ЛГУ, 1981. – 220 с.
- 16.ЭКГ Высокого Разрешения: [Электрон. ресурс]. — Режим доступа: <http://www.mks.ru/library/books/bum/>.
17. Баевский Р.М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем / Р.М. Баевский // Вестник аритмологии. — 2001. — №24. — С.65-87.
18. Дабровски А. Суточное мониторирование ЭКГ / А. Дабровски , Б. Дабровски, Р. Пиотрович; Медпрактика. — М.: Медпрактика, 1998. — 208 с.
19. Дунець В.Л. Обґрунтування адекватності математичної моделі електрокардіосигналу для задачі виявлення патології / В.Л.Дунець, Я.П.Драган, Г.М.Осухівська // Вісник Хмельницького національного технологічного університету – Хмельницький: ХНУ. – 2007. № 2. С. 99-102.
20. Крамер Г.Стационарные случайные процессы / Г. Крамер, М. Лидбеттер; пер. с англ; под ред. Ю.К. Беляева. – М.: Мир, 1969. – 400 с.
21. Дунець В.Л. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики / В.Л.Дунець, В.Г.Дозорський Л.Є.Дедів, І.Ю.Дедів // Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2011». Технические науки. – Одесса: Черноморье, 2011.–Т.3. – С. 72, 73.
22. Драган Я.П. Варіаційний алгоритм визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосного звуку / Я.П. Драган, Л.Б.Чорна, Б.І.Яворський // Вісник держ. ун-ту "Львівська політехніка".— 1998.— № 337.— С. 166-169.

23. Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitee / C. Gazanhes - Marseille: L'univ.provence. - 1972. - 168p.

24. Дунець В.Л. Імітаційна модель електрокардіосигналу на основі періодично корельованого випадкового процесу / Л.Є.Дедів, М.О.Хвостівський, В.Л.Дунець, Г.М.Шадріна // Вісник Тернопільського державного технічного університету – Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя. – 2008. – №3. – С. 201-205

25. Дунець В.Л. Імітаційна модель електрокардіосигналу / Л.Є.Дедів, В.Л.Дунець, М.О.Хвостівський, О.В.Гевко // Міжвузівський збірник „Наукові нотатки” Луцького державного технічного університету – Луцьк: ЛДТУ, – 2008. № 21. С. 83-88.

26. Драган Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Я.П. Драган. – Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. – XVI+333с.

27. Драган Я.П. Системний аналіз моделей стохастичних сигналів: гармонізованості їх та енергетична теорія / Я.П. Драган // Комп'ютерні технології друкарства. — 2001. —№6.—С. 153-163.

28. Дунець В.Л. Опрацювання електрокардіосигналу синфазним методом для виявлення патології / В.Л.Дунець, Я.П.Драган // Комп'ютерні технології друкарства. – Львів: Українська академія друкарства. – 2007. – № 18. – С. 51-59.

29. Дьяконов В.П. MATLAB 6: Учебный курс. – СПб.: Питер, 2002.

30. Гультяев А. Визуальное моделирование в среде MATLAB: Учебный курс. - СПб.: Питер, 2000.

31. Дьяконов В.П. Справочник по применению системы PC MatLab. М.: Наука, Физматлит, 1993, 112 с.

32. Дьяконов В.П., Абраменкова И.В. MATLAB 5.0/5.3. Система символьной математики. – М.: Нолидж, 1999.

33. Говорухин В.Н., Цибулин В.Г. Компьютер в математическом исследовании: Учебный курс. - СПб.: Питер, 2001.

Д О Д А Т К И

Додаток А

Методи та засоби визначення характеристик ВСР

А.1 Параметри ЕКГ

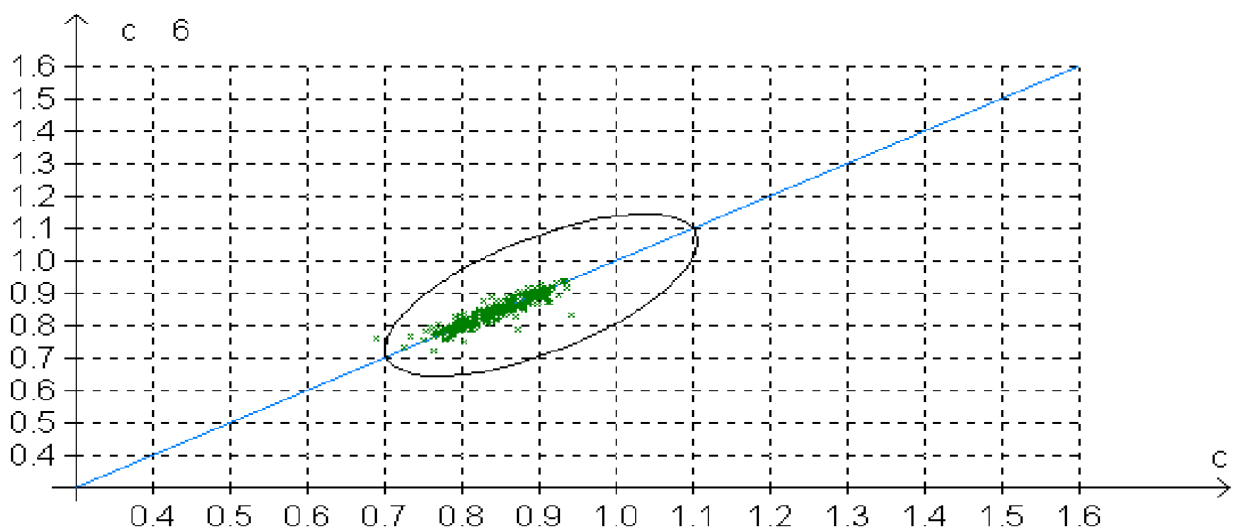
Таблиця А.1.1

Параметри ЕКГ в нормі

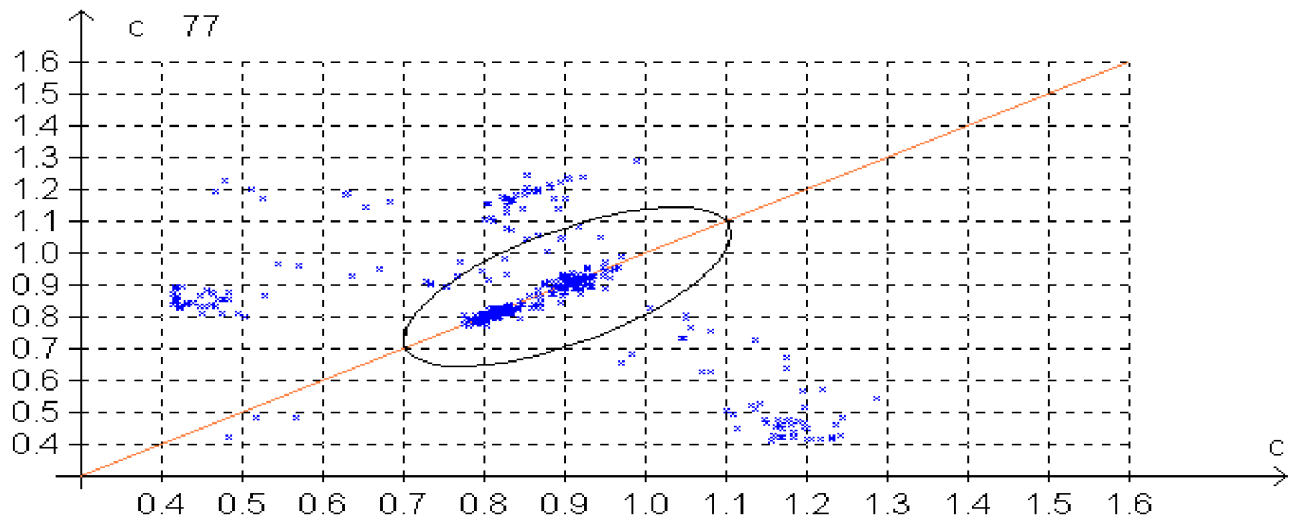
Елементи	Тривалість (с)	Амплітуда (мм)
Зубці		
P	0,06-0,1	0,05-2,5
Q	<0,03	<1/4 R
R	0,03-0,04	до 20 (V _{5,6} до 26)
S	<0,03	<8 (в I, II), <25 (в V ₁)
T	<0,016	<1/2-1/3 R (II відведення до 1/4 R)
U	0,06-0,16	2-3
Інтервал		
P-Q	0,12-0,2	-
Q-T	0,35-0,42	-
R-R	0,75-1,0	-
Сегмент S-T	0,02-0,12	-
Комплекс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

Додаток А.3 Стандартні характеристики ВСР

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 ²	Зміна RR-інтервалів в часовому сегменті	не більше 0,4 Гц
VLF	мс ²	Потужність в діапазоні ННЧ	не більше 0,04 Гц
LF	мс ²	Потужність в діапазоні НЧ	0,04-0,15 Гц
HF	мс ²	Потужність в діапазоні ВЧ	0,15-0,4 Гц
LF/HF	-	Відношення низькочастотної до високочастотної складової.	-

А.4. Спектральні характеристики серцевої ритміки

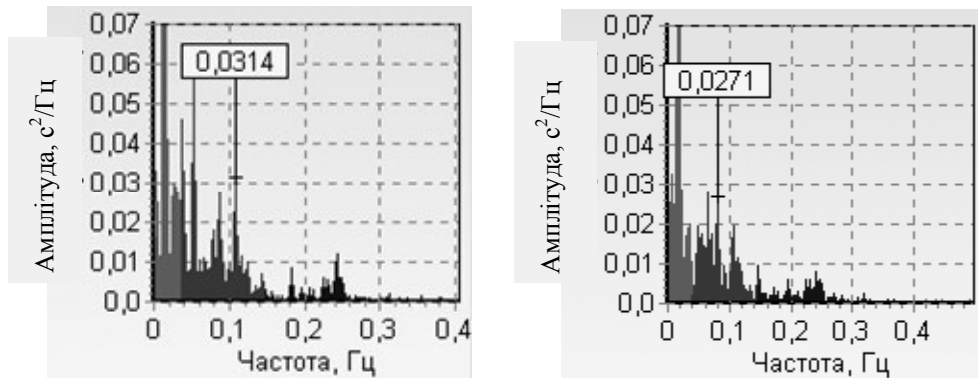


Рис. А.4.1. Приклад дихальної нестационарності РКГ при визначенні характеристик ВСР (на частотах 0,0314 Гц та 0,0271 Гц)

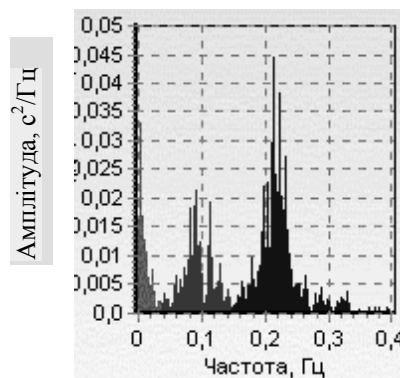


Рис. А.4.2. Збіг частоти дихання (ЧД) з частотою високочастотного піку спектрограми РКГ (він розташований на 0,21 Гц, що відповідає коливанням з періодом 4,8 с чи 12,5 циклів за 1 хв.)

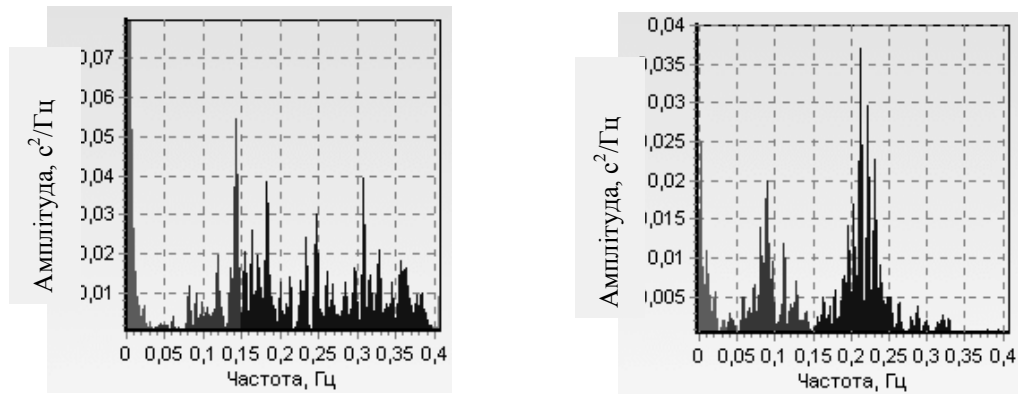


Рис. А.4.3. Приклади аналізу високочастотних коливань при збільшенні тривалості RR-інтервалів (неспівпадання частоти дихального піка і ЧД; наявність декількох піків у високочастотному діапазоні приблизно однакової амплітуди; наявність одного піку максимальної амплітуди, оточеного додатковими піками,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

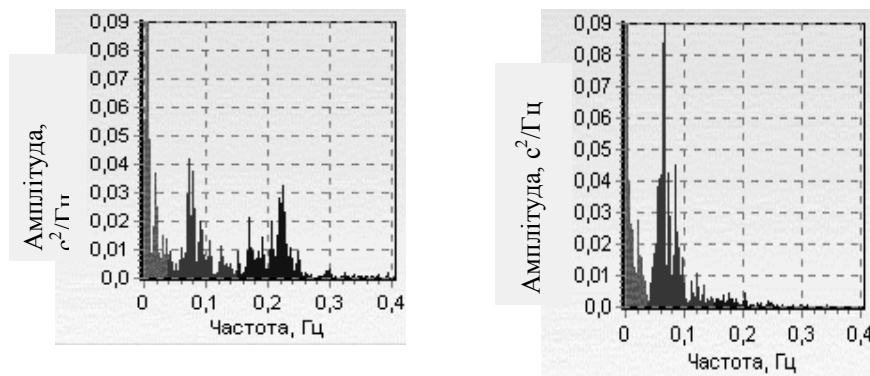


Рис. А.4.4. Збільшення амплітуди коливань на частоті $0,1 \text{ Гц}$ у ритмі частоти серцевих скорочень у здорових людей (в положенні стоячи в здорових молодих людей відбувається значне збільшення амплітуди коливань з частотою $0,1 \text{ Гц}$ у ритмі ЧСС, а також поява додаткових піків у низькочастотному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

А.5. Біомедичні системи аналізу характеристик ВСР

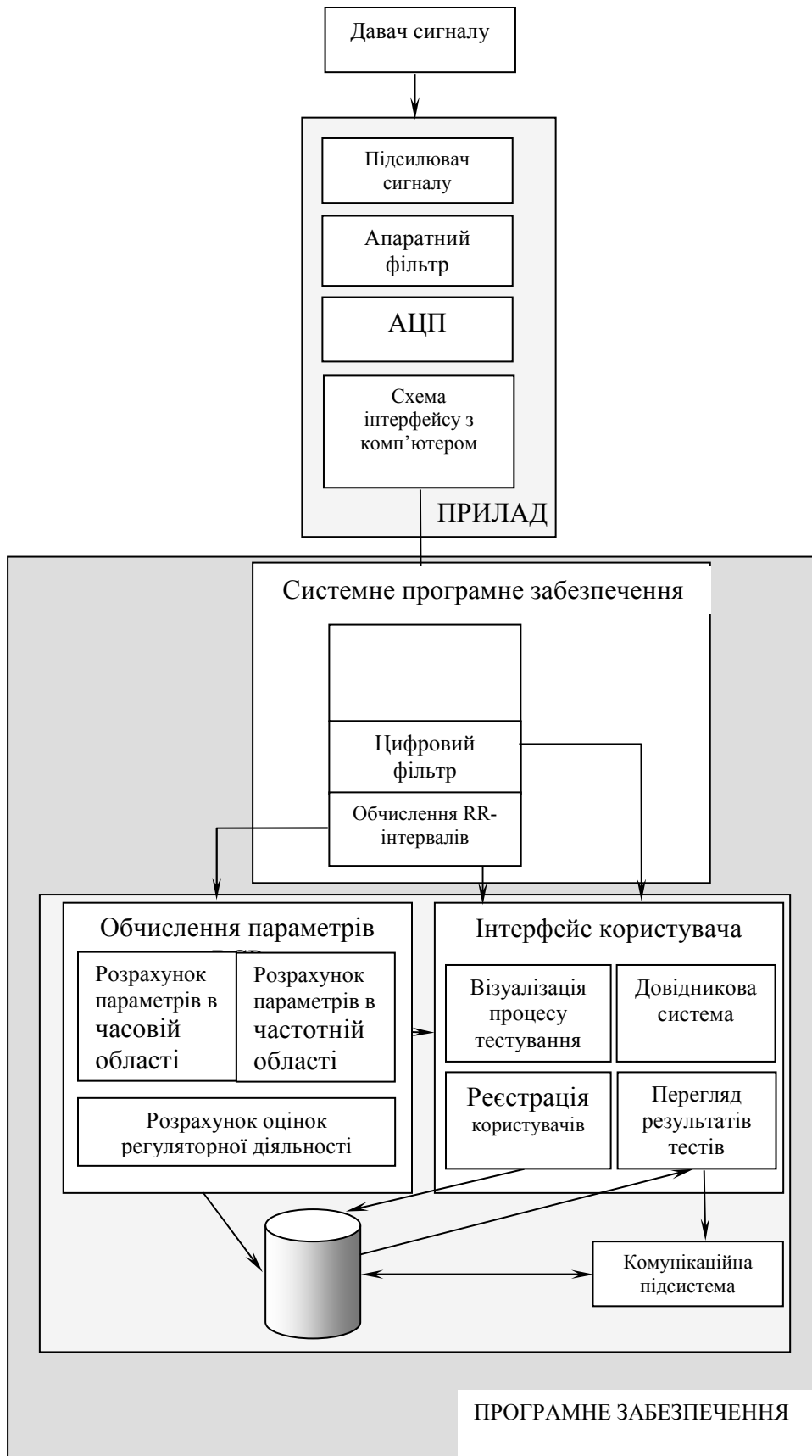


Рис. А.5.1. Узагальнена схема системи для визначення характеристик

ВСП



Рис. А.5.2. Результаты анализа РКТ з використанням кардіокомплексу КАД-03 «КИГ»

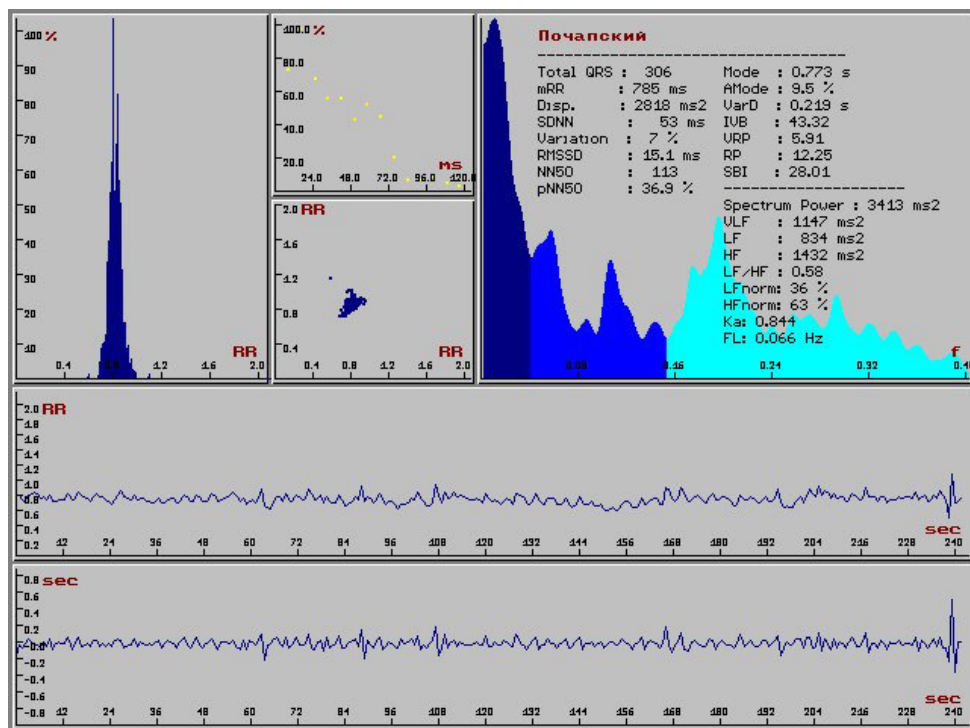


Рис. А.5.3. Результаты анализа РКТ з використанням діагностичного комплексу CARDIO-10DX.

А.5.1. Основні характеристики діагностичного комплексу CARDIO-10DX: зняття кардіограм у відведеннях I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1-6, по Небу; комп'ютерний кардіоскоп на 1-12 каналів; Автоматичний та ручний режим керування кардіографом; можливість

безперервного зняття, запису ЕКГ та обробки ритмограми; комп'ютерний 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 (mc^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 $(0,75-1) c \pm 1 ms$.

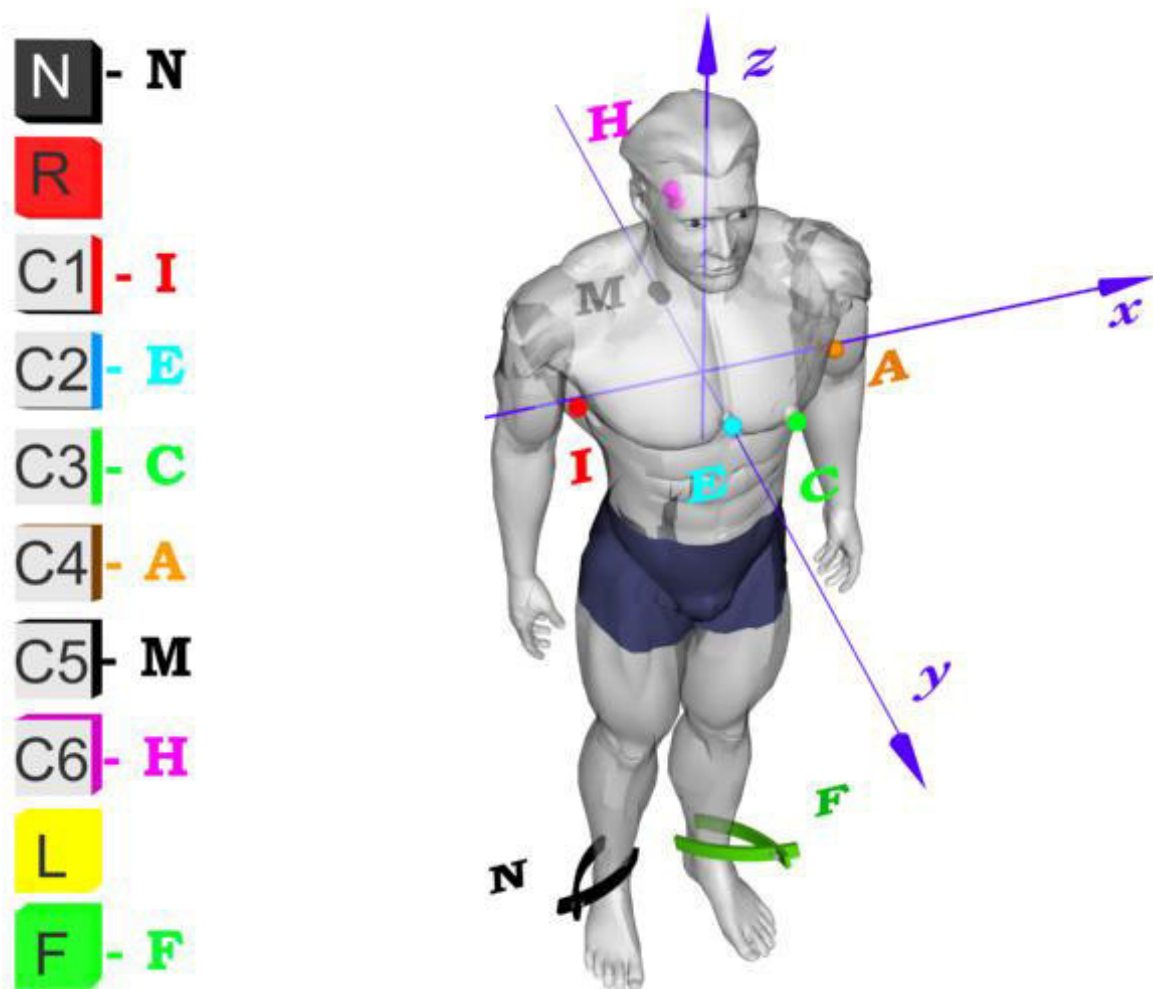


Рис. А.5.4. Схема ортогональних відведень за Франком при реєстрації ЕКГ.

Для отримання цих відведень використовують 7 електродів; 5 з них розміщують в четвертому міжребер'ї: по середнім аксиллярним 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.

Додаток Б

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 вибрати 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 короточасної ВСР, повинно включати непараметричні і, бажано, параметричні методи спектрального аналізу. Методи непараметричного спектрального аналізу повинні використовувати як мінімум 512 (можливо 1024) відліків при короточасових 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].

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:
%   Bk(u)=Mt{ksi(t+u)*ksi(t)*exp(-i*2*pi*k/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)=Sum(Bk(u)*exp(i*2*pi*k*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;

```