

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод автоматизованого виявлення патологічних змін
серцево-судинної системи у комп'ютерних діагностичних системах

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

(шифр і назва спеціальності)

	<u>Савка Б.Р.</u> (підпис)	<u>Савка Б.Р.</u> (прізвище та ініціали)
Керівник	<u>Яворська Є.Б.</u> (підпис)	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<u>Паляниця Ю.Б.</u> (підпис)	<u>Паляниця Ю.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<u>Яворська Є.Б.</u> (підпис)	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Рецензент	<u>Дунець В.Л.</u> (підпис)	<u>Дунець В.Л.</u> (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод автоматизованого виявлення патологічних змін серцево-судинної системи у комп'ютерних діагностичних системах» // Кваліфікаційна робота // Савка Богдан Романович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 63, рис. – 17, табл. – 4, додат. – 2, бібліогр. – 46.

Ключові слова: КАРДІОСИГНАЛ, КОМПОНЕНТНИЙ МЕТОД, ETSS, PCRP, ВЕРИФІКАЦІЯ

У кваліфікаційній роботі магістра вирішено наукову задачу виявлення патологічних змін серцево-судинної системи у комп'ютерних діагностичних системах.

Розроблено метод автоматизованого виявлення патологічних змін ССС за ЕКС на базі його математичної моделі для отримання нових інформативних ознак.

Встановлено відповідність зазначеним вимогам моделі ЕКС у вигляді PCRP.

Для дослідження біологічного сигналу (кардіоритмосигналу) розроблено метод аналізу на базі моделі у вигляді PCRS, який уможливить автоматизоване виявлення патологічних змін ССС у комп'ютерних діагностичних системах.

Встановлено, що новими інформативними ознаками є спектральні компоненти.

Розроблено ПЗ із графічним інтерфейсом, для реалізації статистичного методу аналізу, яке може використовуватись як складова частина спеціалізованого ПЗ комп'ютерних діагностичних систем.

ANNOTATION

Theme of qualification work: "Method of automated detection of pathological changes in the cardiovascular system in computer diagnostic systems" // Qualification work // Savka Bogdan Romanovich // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, RBmz-61 // Ternopil, 2021 // P.63, Fig. - 17, table. - 4, appendix. - 2, bibliogr. - 46.

Keywords: CARDIOSIGNAL, COMPONENT METHOD, ETSS, PCR, VERIFICATION

In the qualification work of the Masters, a scientific task of identifying pathological changes in the cardiovascular system in computer diagnostic systems has been solved.

The method of automated detection of pathological changes of the cardiovascular system for ECG on the basis of its mathematical model for obtaining new informative features has been developed.

Compliance with the following expression requirements in PCR is established.

To study the biological signal (cardiosignal), a method of analysis based on a model in the form of PCR, which will enable automated detection of pathological changes of SSS in computer diagnostic systems.

It is established that new informative features are spectral components.

A software with a graphical interface has been developed to implement a statistical analysis method that can be used as an integral part of a specialized software diagnostic system.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Голтерівський моніторинг	9
1.2 Телемедичні кардіосистеми	10
1.3 Морфологічні характеристики ЕКГ та їх генезис	12
1.4 Завади і артефакти, які виникають при реєстрації ЕКГ	18
1.5 Аналіз існуючих методів та алгоритмів обробки, аналізу та зберігання ЕКС	19
1.6 Висновки до розділу 1.....	26
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	28
2.1 Методи визначення параметрів ЕКС	28
2.2 Аналіз відомих математичних моделей та методів опрацювання ЕКС	30
2.3 Застосування синфазного методу в рамках ETSS	35
2.4 Реалізація синфазного методу опрацювання	36
2.5 Висновки до розділу 2	37
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	38
3.1 Компонентний методу аналізу КРС	38
3.2 Обчислювальна складність методів	39
3.3 Розроблення ПЗ в середовищі MATLAB	41
3.4 Висновки до розділу 3	46
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	47
4.1 Охорона праці	47
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	50
4.3 Висновки до розділу 4	51
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	52
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	54
ДОДАТКИ.....	59

ВСТУП

Актуальність теми. Основою клінічної електрофізіології є діагностування функціонального стану організму людини з метою оцінювання його в цілому та встановлення можливості адаптації до змін. Однією із характерних особливостей є інтенсивність дослідження і використання в організмі фізичних явищ і процесів, закономірна змінюваність яких має випадковий характер. Широке поширення при дослідженні і вимірюванні характеристик випадкових процесів, з врахуванням розвинутості методично-технічного забезпечення, наочності та зручності застосування на практиці, мають спектрально-кореляційні методи аналізу випадкових процесів, які використовуються при знаходженні оцінок спектральної густини потужності (СГП) стаціонарних ергодичних біосигналів (СЕБС) випадкового характеру. Одним із шляхів удосконалення програмно-апаратного спектрального аналізу є впровадження компонентного методу аналізу.

Враховуючи вищесказане встановлено, що методи програмно-апаратного спектрального аналізу вимагають подальшого дослідження, а тому розроблення методу опрацювання біосигналів на основі математичної моделі у вигляді періодично корельованої випадкової послідовності для комп'ютерних діагностичних систем, що уможливить автоматизоване виявлення патологічних змін серцево-судинної системи є актуальною науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є компонентний метод аналізу біологічного сигналу на основі моделі у вигляді PCRS для розширення можливостей медико-діагностичних систем.

Досягнення цієї мети потребує розв'язання наступних задач:

1. Проаналізувати відомі математичні моделі біологічного сигналу та методи його аналізу для обґрунтування напрямку наукового дослідження.
2. Удосконалити математичну модель біологічного сигналу, яка поєднує властивості періодичності і випадковості у своїй структурі, для вчасного інформування про патологічні зміни у серцево-судинній системі.
3. Обґрунтувати метод аналізу біологічного сигналу на базі його

математичної моделі для отримання нових інформативних ознак та провести верифікацію отриманих результатів.

4. Удосконалити програмне забезпечення комп'ютерних діагностичних систем.

Об'єкт дослідження: оцінювання статистик біологічного сигналу компонентним методом для розширення можливостей комп'ютерних діагностичних систем.

Предмет дослідження: математична модель біологічного сигналу.

Методи дослідження побудовано на базі ETSS, зокрема удосконалення математичної моделі біологічного сигналу шляхом застосування PCRS та методів аналізу його. Для програмної реалізації використано ППП MATLAB.

Новизна отриманих результатів. застосовано PCRS для математичного моделювання біологічного сигналу та використано компонентний метод аналізу для його опрацювання, що уможливило автоматизоване виявлення патологічних змін серцево-судинної системи у комп'ютерних діагностичних системах.

Апробація результатів дослідження. Окремі результати роботи апробовано на IV Міжнародній студентській науково-технічній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (Тернопіль, 28-29 квітня 2021 р.).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Голтерівський моніторинг

Голтерівський моніторинг ЕКГ (добовий чи тривалий запис ЕКГ) – метод електрофізіологічного інструментального діагностування, запропонований американським біофізиком Норманом Голтером. [5].

Дослідження є безперервною реєстрацією електрокардіограми протягом 12 годин і більше. Реєстрація ЕКГ проводиться із використанням спеціального натільного портативного апарату. Запис ведеться 2-12 каналами. Поширеними є дво- та триканальні реєстратори.

Для прикріплення на тіло пацієнта використовуються одноразові клейкі електроди. Поверхня шкіри попередньо підлягає обробці – знежирення та скарифікація. Це найкраще виконувати спеціальною абразивною пастою. Потім шкіра протирається спиртом, просушується і на поверхню приклеюються електроди. Найкращий результат можна отримати при використанні спеціальних електродів з «твердим гелем» (електролітний гель), який зменшує свою в'язкість внаслідок теплової дії тіла пацієнта.

Під час дослідження пацієнт (в звичному для нього режимі життя) відзначає у спеціальному щоденнику коли і при яких обставинах виникли неприємні симптоми в області серця, час прийому ліків, зміну фізичного навантаження тощо.

Аналіз реєстрограми відбувається із застосування спецПЗ. Результати аналізу та власне голтерівський запис обов'язково переглядається та коригується лікарем. У результатах мають бути зафіксовані відомості про:

- ритмічні процеси серця: їх джерело (чи джерела), частоти;
- зміна ритму: екстрасистоли надшлуночкові та шлуночкові (їх кількість, морфологія тощо), пароксизми аритмій;
- паузи ритму;
- причини виникнення змін інтервалів PQ та QT, морфологічних змін комплексу QRS;
- зміни сегменту ST та їх зв'язок з фізичною активністю пацієнта;

– роботу кардіостимулятора – якщо він є.

Виявлені особливості чи патологія мають бути супроводжені роздруківками ЕКГ за певний період моніторингу.

ПЗ забезпечує виявлення та аналіз змін у серцевому ритмі, больових і безбольових приступів ішемії міокарду. А це в свою чергу уможливорює достовірну діагностику та підвищення ефективності лікування ССЗ.

Голтерівське моніторування (моніторинг) – поширений метод для діагностування змін у серцевому ритмі. Метод призначений з метою вчасного виявлення таких змін, для запису «німої» (безболісної) ішемії міокарду, оцінювання деяких параметрів роботи електрокардіостимулятора. У плані діагностики ІХС результат голтерівського моніторування в більшості випадків не є критерієм.

Слід пам'ятати, що голтерівське моніторування, навіть багатодобове, немає високої негативної прогнозованої цінності, тобто. якщо підозрюваний феномен не виявлено при голтерівському моніторуванні — це не доводить відсутність цього феномена у пацієнта.

Також використовуються метод реєстрації ЕКГ за допомогою потративного реєстратора чи довготривала реєстрація за допомогою імплантованого пристрою.

1.2 Телемедицинні кардіосистеми

1.2.1. КФС-01.001 «Кардіометр-МТ» — 12-канальний бездротовий електрокардіограф з автоматизованою інтерпретацією та підтримкою Інтернет-телеметрії ЕКГ спокою («хмарна» обробка, зберігання та безпечне використання).

Комплекс «Кардіометр-МТ» дозволяє сформувати систему – від електрокардіографа для відділення функціональної діагностики в межах клініки до кардіологічної служби для всього регіону.

Даний комплекс забезпечує реєстрацію ЕКГ у відділеннях функціональної діагностики у стаціонарних умовах та за межами медичної установи, автоматизована інтерпретація ЕКГ, формування архіву ЕКГ та доступ лікаря до нього з робочого столу медичної організації або її філій, можливість

дистанційного консультування з обласних, міських та місцевих кардіологічних центрів, післяопераційний моніторинг тощо. [6]

1.2.2. Телекард. Функціонально завершена частина МДК «Тредекс» призначена для передачі кардіосигналу через мобільний, стаціонарний, супутниковий зв'язок із використанням радіотелефонів, радіостанцій. Можливість транстелефонного ЕКГ консультування (телемедичний підхід) для систем ургентної коардіодіагностики [7].

Тривалість прийому ЕКГ на базову станцію 120 сек., процес передачі відбувається по дванадцяти каналах зв'язку. ПЗ базової станції є достатньо надійне із можливістю відновлення останніх записів ЕКГ. Присутні імпорту-експорт файлів ЕКГ, передача та перегляд їх на інших ПК. Дешифрування ЕКГ відбувається без паперового носія, присутня можливість виміру інтервалів, ЕКГ-комплексів та їх аналіз автоматичний обчислення ЧСС, зміна вольтажу та швидкості запису.

1.2.3. Radioholter. Обладнання, призначене для цілодобового моніторингу ЕКГ радіоканалом. Забезпечує реєстрацію та відображення на моніторі ПК електрокардіограм від двох до шести пацієнтів одночасно. Призначено для роботи в умовах використання будь-якого реанімаційного обладнання, у тому числі ШВЛ та дефібриляторів. [8].

Дозволяє реєструвати як одноканальну, так і стандартну 12-канальну ЕКГ. При встановленні двоконсольної системи можливе проведення радіомоніторного контролю ЕКГ дванадцяти пацієнтів по одному каналу або шести одноканальних ЕКГ та однієї дванадцятиканальної.

Обладнання є апаратно-програмним комплексом, що складається з декількох незалежних радіопередавачів, що носяться на тілі пацієнта. ЕКГ радіосигнал передається на центральну станцію, де ведеться безперервне стеження поточної електрокардіограми обстежуваних пацієнтів. Можливість спостереження та реєстрації ЕКГ пацієнтів у реальному часі надає нової якості добовому моніторингу ЕКГ, дозволяючи оперативно приймати рішення в ургентних клінічних ситуаціях. Комплекс складається з приймальної станції і набору незалежних одноканальних і дванадцятиканальних передавальних пристроїв ЕКГ [8].

1.2.4. Монітор SDM23 (Холтер ЕКГ та АТ) – призначений для одночасного Голтерівського моніторингу (за 3 відведеннями) та артеріального тиску. Тривалість реєстрації – 28 год.

До технічних можливостей монітора відноситься аналіз змін ритму серця, сегментів та інтервалів ЕКГ (QT , RR), змін АТ.

Використання монітору уможливорює контролювання стану ССС, своєчасне виявлення порушень та коригування терапії.

1.2.5. Реєстратор добового ЕКГ по Голтеру ВІ6600. Пристрій, використовується в умовах амбулаторії для моніторування тривалістю від 1 до 48 годин. Застосовується для діагностування СС патологій, аритмій, ІХС, для контролю за зміною сегменту ST, оцінювання медикаментозної реакції пацієнтів на вживання протиаритмічних засобів та оцінювання роботи кардіостимулятора.

Розрізняють дві модифікації ВІ6600: з трьох канальним та дванадцяти канальним реєстратором.

Живлення пристрою від батареї (ААА), при безперервному записі 12-відведень – 24-48 год., 3-відведень – 24-96 годин.

Програмне забезпечення пристрою уможливорює перегляд графічних записів даних, автоматичний пошук змін ритму, визначення max та min значення ЧСС, аналіз рухових завад, аналіз ВСР, ST сегменту, інтервалів RR , QT .

Налаштування параметрів запису здійснюється за допомогою графічного РК дисплею з 3-х кнопковим керуванням. У реальному режимі часу можна перевірити якість фіксування та наявність контакту електродів.

1.3. Мофологічні характеристики ЕКГ та їх генезис

Реєстрація ЕКС здійснюється між двома точками на поверхні тіла пацієнта, за допомогою активного (позитивного) та індиферентного (негативного) електродів. Така пара точок називається відведенням. Реєстрований у відведеннях контактними електродами ЕКС, подається в спеціалізований пристрій – кардіограф, де проводиться його підсилення, фільтрація, візуалізація та обробка. Амплітуда ЕКС знаходиться в діапазоні 0.5 - 5 мВ, а частота в межах 0.05 - 20 Гц

(найбільш інформативна частина) [5]. Форма електрокардіосигналу залежить від відведення, в якому реєструється сигнал, фізіологічного стану пацієнта та його індивідуальних особливостей. При записі ЕКГ використовується до 12 відведень: 6 грудних, 3 стандартних та 3 підсилених [3]. На рисунку 1.2 представлений типовий вигляд електрокардіосигналу [9].

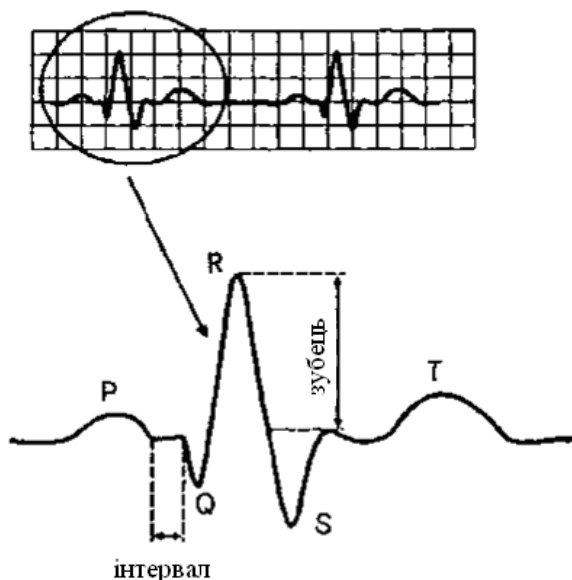


Рис. 1.2. Типовий вигляд ЕКГ: зубці і інтервали

Кардіокомплекс (див. рис. 1.1), прийнято розділяти на 5 зубців – P, Q, R, S, T, форма яких може значно змінюватись залежно від відведення в якому реєструється ЕКС та стани ССС пацієнта. Зубець P відображає процеси деполяризації передсердь, комплекс зубців QRS відображає процес деполяризації шлуночків, сегмент ST відповідає періоду збудження обидвох шлуночків, а зубець T відображає процес реполяризації.

Пік збудження правого передсердя зображено на рисунку 1.3 [9].

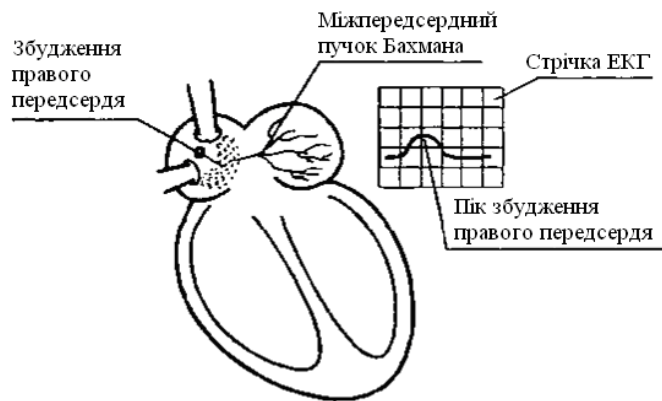


Рис. 1.3. Збудження правого передсердя

Збудження лівого передсердя (див. рис. 1.4) відбувається при проходженні імпульсу по провідній системі через пучок Бахмана. На ЕКГ пік збудження починається в момент, коли праве передсердя збуджене [9].

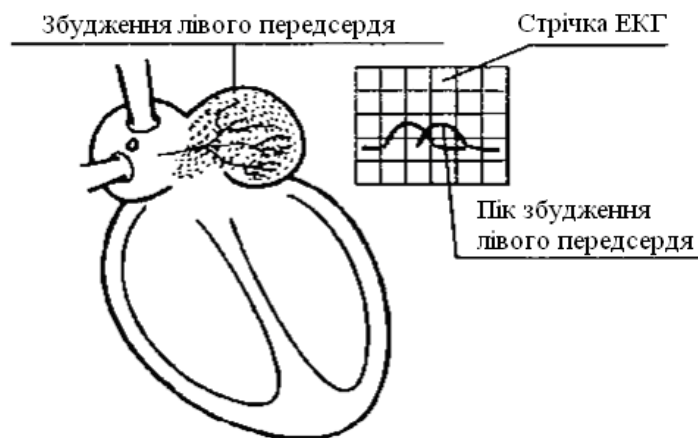


Рис. 1.4. Ілюстрація формування піку збудження

Формування Р зубця відбувається при сумуванні піків збудження лівого та правого передсердь (див. рис. 1.5) [9].



Рис. 1.5. Формування Р зубця

1.3.2. Інтервал PQ. Одночасно зі збудженням передсердь із синусного вузла імпульс проходить по нижній вітці пучка Бахмана через атріовентрикулярне з'єднання. Тут імпульс затримується, тому реєстрація піків збудження не проводиться. При цьому реєструючий електрод формує пряму (ізоелектричну) лінію. Генезис інтервалу PQ відображено на рисунку 1.6 [9].

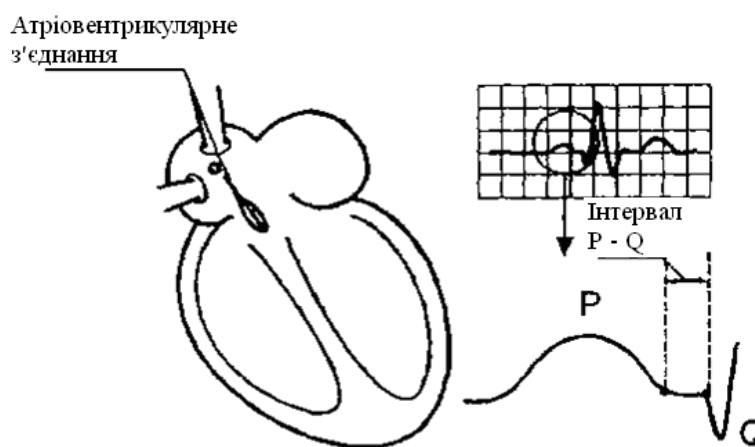


Рис. 1.6. Формування інтервалу PQ

1.3.3. Зубці Q, R, S. Електроімпульс через провідну систему надходить до пучка Гіса, при проходженні через нього збуджує міокард шлуночків. При цьому формується шлуночковий Q, R, S комплекс. Шлуночки збуджуються наступним чином, спочатку відбувається збудження міжшлуночкової перегородки (тривалість 0.03 сек.) і на ЕКГ формується зубець Q (див. рис. 1.7) [9].

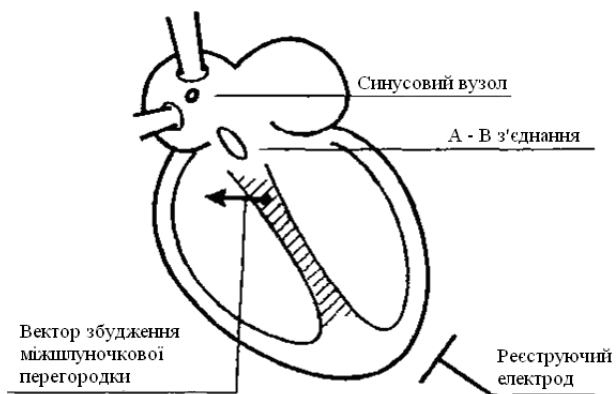


Рис. 1.7. Формування зубця Q

Далі відбувається збудження верхівки серця та прилеглих до неї областей (тривалість 0.05 с). При цьому формується зубець R (див. рис. 1.8) [9].

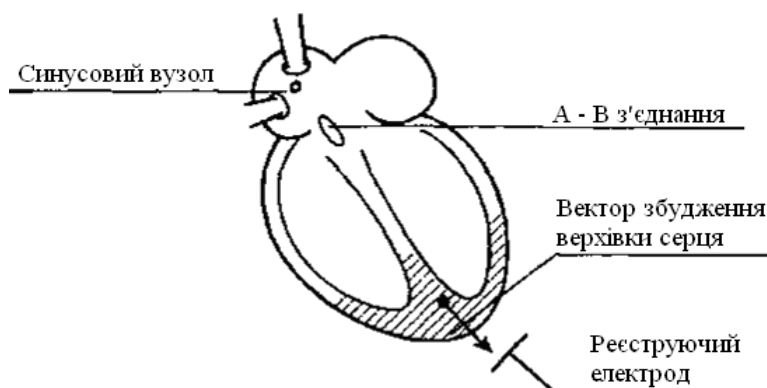


Рис. 1.8. Збудження верхівки серця (зубець R)

Формування зубця S (тривалість збудження 0.02 с) відбувається шляхом збудження основи серця (див. рис. 1.9) [9].

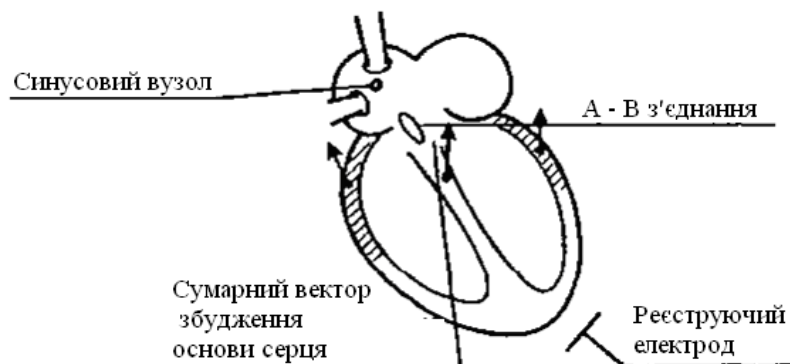


Рис. 1.9. Збудження основи серця (зубець S)

Таким чином формується шлуночковий комплекс QRS тривалістю в 0,1 секунд.

1.3.4. Відрізок ST і зубець T. Електрофізіологічне походження процесів зникання збудження та відновлення початкового стану міокардіоцитів є досит складним і їх об'єднують поняттям реполяризація. Графічно процес реполяризації відображено на рисунку 1.10 [9].

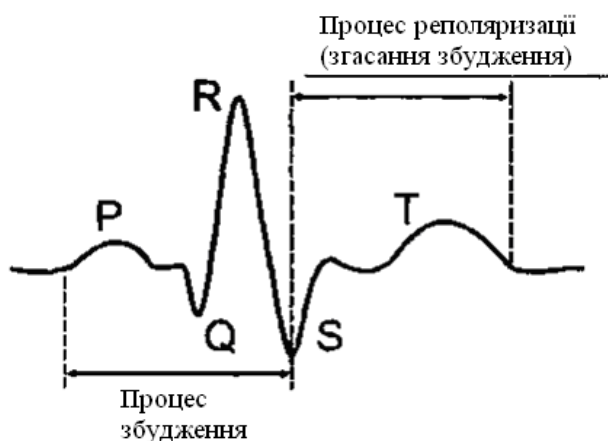


Рис. 1.10. Процес збудження і реполяризації міокарду

Таблиця 1.1

Характеристики і параметри зубців та інтервалів

Зубець P	<ol style="list-style-type: none"> 1. У відведеннях I, II, aVF, V2-V6 зубець P завжди додатній, в aVR зубець P завжди від'ємний. 2. Тривалість зубця P не більше 0.1 с, амплітуда – 1.5-2.5 мм.
Інтервал PQ	Тривалість коливається від 0.12 до 0.20 с.
Зубець Q	<ol style="list-style-type: none"> 1. Реєструється у всіх стандартних та посиленних однополюсних відведеннях і у грудних V4-V6. 2. Амплітуда Q у всіх відведеннях, крім aVR, не перевищує 1/4 висоти зубця R, тривалість – 0.03 с. 3. В AVR може бути зафіксований глибокий і широкий Q або QS.
Зубець R	<ol style="list-style-type: none"> 1. Може реєструватися у всіх стандартних та посиленних відведеннях. 2. У грудних відведеннях амплітуда поступово збільшується від V1 до V4, а потім дещо зменшується у V5 та V6. У V1 може бути відсутнім.
Зубець S	<ol style="list-style-type: none"> 1. Амплітуда у різних відведеннях коливається у межах, не більше 20 мм. 2. У грудних відведеннях амплітуда поступово зменшується від V1 до V4, а V5 і V6 має малу амплітуду або відсутній зовсім. 3. Рівність R і S у грудних відведеннях («перехідна зона») зазвичай реєструється в V3 або (рідше) між V2 і V3 або V3 і V4.
Сегмент RS-T	<ol style="list-style-type: none"> 1. У відведеннях від кінцівок розташований на ізолінії ($\pm 0,5$ мм). 2. У V1-V3 може спостерігатися зміщення вгору від ізолінії (не більше 2 мм), V4-V6 – вниз (не більше 0,5 мм).
Зубець T	<ol style="list-style-type: none"> 1. У I, II, aVF, V2-V6 завжди додатній. 2. У III, aVL, V1 може бути додатнім, двофазним або від'ємним. 3. В aVR завжди від'ємний.

За даними наведеними в таблиці визначається стан ССС, зміни в роботі серця тощо, за умови коректного відтворення їх на ЕКГ.

1.4. Завади і артефакти, які виникають при реєстрації ЕКГ

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

ЕКГ крива є достовірним і(або) спотвореним відображенням біологічної активності серця (БАС). Не всі явища, які можуть спостерігатись на голтерівській реєстрограмі, є наслідком БАС; деякі з них несуть недостовірну інформацію про сигнал і носять назву артефактів. До них відносять:

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

Артефакти виникають на момент реєстрації чи відтворення запису ЕКГ та впливають на результати аналізу [10].

Електричне поле утворене внаслідок роботи навколишніх електроприладів має частоту 50 ГЦ. Воно впливає на процес прийому-передачі ЕКС. Віддаль між двома електродами є незначною, тому вплив ЕП на ЕКС є практично однаковою. Таким чином ЕКС є однаково зміненим із синхронними фазами. Результатом є отримання на виході «чистого» ЕКС внаслідок зберігання симетрії опору при послідовному контакті БО-електрод-провідник двополюсного відведення. При зміні симетрії відбувається вплив ЕП на реєстрограму у вигляді мережевої завади [10]. Причиною цього є [10]:

- 1) не проведена попередня підготовка шкірного покриву;
- 2) присутність так званого сухого електроду (висихання губки просоченої гелем під час контакту із шкірним покривом або під час накладання електродів);
- 3) відсутність контакту в колі пацієнт-електрод-провідник-головний кабель-реєстратор;
- 4) відсутність провідності.

Внаслідок роботи підсилювальної системи кардіомонітору підсилюється не тільки корисний сигнал, а і завади. Присутні при цьому морфологічні зміни зубців ЕКС не несуть діагностичного значення. Але їх часто помилково сприймають як ознаки ураження міокарду [10].

Однією із причин вважають електричну активність, опір тканин, вхідний опір підсилювача. Прикладом є електрична м'язева активність, зважаючи на це реєструвати ЕКС необхідно у стані спокою, при м'язевому розслабленні. Коливні процеси, що виникають внаслідок дії м'язевих струмів, які викликані м'язовими струмами, важко відрізнити від тріпотіння передсердя. Артефакти, які з'являються на реєстрограмі при випадкових поштовхах апарату імітують екстрасистолію. [11]

При реєстрації серії ЕКС, потрібно звертати увагу на чутливість апаратури.

Значна увага приділяється нульовій (або основній) лінії. Її стабільність залежить від значення вхідного опору системи підсилення (максимальне значення) та опору шкіри (мінімальне значення) [11].

Часто нульова лінія ЕКГ коливається разом з елементами реєстрограми. Така ЕКГ не вважається патологічною, оскільки можуть бути присутні перебої живлення, дихальний форсаж, внутрішні шуми в організмі пацієнта тощо. Такі зміни також присутні у грудних відведеннях внаслідок тертя електродів по виступаючих ребрах. Також низький вольтаж зубців ЕКГ зумовлений поганим контактом із шкірним покривом [11].

Значні завади викликають струми наведення, які розпізнаються коливаннями в 50 Гц. Подібні завади присутні при поганому контакті електродів із шкірою. Локалізацію завад можна розпізнати. Так, наприклад, якщо вони присутні у I і II відведеннях, то поганий контакт на правій руці. Для усунення завад використовують фільтри [11].

1.5 Аналіз існуючих методів та алгоритмів обробки, аналізу та зберігання ЕКС

Аналіз літератури показує, що в даний час багато фахівців, як в Україні, так і за кордоном, займаються завданням автоматичного аналізу та розпізнавання

патологій ССС, використовуючи різні методи, алгоритми та підходи обробки та аналізу електрокардіосигналу. Про це свідчить великий обсяг наукових праць, присвячених цій тематиці. Не менше значення має питання зберігання та стиснення ЕКГ сигналу, особливо для великих обсягів записів.

Для вирішення цього питання пропонуються автоматизовані та досить надійні алгоритми.

1.5.1 Аналіз існуючих методів та алгоритмів обробки та аналізу ЕКГ. У роботі [24] розглянуто проблему автоматичного розпізнавання патологій ЕКГ щодо одноканального запису PQRSST -комплексу. Наводиться порівняльний аналіз медичних та немедичних алгоритмів аналізу ЕКГ. Медичні алгоритми моделюють логіку лікаря-діагноста, тоді як друга група алгоритмів ґрунтується на застосуванні методів багатовимірного статистичного аналізу та теорії ймовірності. Показано перевагу та перспективність немедичних алгоритмів, оскільки доступна їм інформація дає можливість зробити діагностику більш ефективною.

До немедичних алгоритмів відноситься технологія штучних нейронних мереж (ІНП), тому для вирішення проблеми автоматичного розпізнавання патологій в ЕКГ – сигналі в роботі [63] розроблено алгоритм на основі застосування ІНС, перевагою яких є мала чутливість до перешкод, можливість апроксимації даних та асоціативна пам'ять. Розглянута система розроблена для контролю стану ССС в домашніх умовах. Недоліком системи є застосування лише одного каналу, що недостатньо для ухвалення рішення про наявність чи відсутність якихось патологічних змін.

В [25] автор вважає, що застосування стандартного відхилення для аналізу коротких записів при амбулаторних обстеженнях і при порушенні ритму дозволяє отримати лише первинну та грубу оцінку упорядкованості ритму серця. Тому в якості оцінки фазової структури ЕКГ запропоновано використовувати кількість недостатньої інформації для повного її опису. Автор пропонує об'єднати ентропійні підходи Шенона і Больцмана при аналізі ритму серця, що сприяє необхідній кількості інформації, для повного опису фізичного процесу. Показано, що набір недостатньої кількості інформації при описі «пошарової структури RR - інтервалограм» [25], під якою розуміється дискретний розподіл спостережуваних

RR-інтервалів, який відбувається за лінійним законом із флуктуаціями індивідуальної періодичності.

Робота [26] присвячена методу обробки та графічного представлення сигналів медико-біологічного походження, а саме, ЕКГ та ЕЕГ для виявлення квазіперіодичності. Метод ґрунтується на багатомасштабному кореляційному аналізі. Показано, що застосування кореляційних функцій на декількох тимчасових масштабах дозволяє отримати більш ефективні результати порівняно з короткими функціями кореляційними, сформованими на деяких характерних і фіксованих часових вікнах.

У [27] автором запропоновано новий підхід до реалізації автоматичного аналізу ритму серця, заснований на застосуванні геометричного методу аналізу детермінованого хаосу. У роботі автор критикує традиційні математичні та статистичні методи опрацювання RR послідовності, це пов'язане із підходом до RR послідовності як до варіаційного ряду випадкових величин. Насправді зміна RR-інтервалів не є випадковою, а залежить від внутрішніх законів організму і регулюється певними строго детермінованими механізмами. Згідно з теорією детермінованого хаосу, динамічна поведінка комплексних живих систем, до яких належить серцево-судинна система (ССС), не є випадковою, а суворо визначена. Таким чином, нелінійна динаміка серцевого ритму визначається шляхом побудови ламаної лінії (хаосграми) у системі координат, де по осі абсцис відзначається тривалість RR-інтервалу, а по осі ординат – збільшення даного інтервалу. Для нормального стану системи регуляції кардіоритму характерна павутиноподібна картина хаосграми.

У [28] досліджується фізичне значення функції закону нормального розподілу для ритму серця. Відповідно до [28, 29] RR-інтервалограма з великим об'ємом вибірки має розподіл, близький до нормального закону. Таким чином, зміни у значення провідної фази мають випадковий характер тимчасової функції регуляції ритму серця. Отже, функція нормального розподілу вважається математичним стандартом розподілу поточних відхилень фаз від норми. При дослідженні впливу обсягу вибірки на розподіл фази ритму було виявлено, що він жорстко обмежений зверху проявами парасистолії.

У [30] з метою оцінки упорядкованості серцевого ритму застосовується інформаційна ентропія.

У роботі [31] запропоновано алгоритм виділення RR-інтервалів на основі першої похідної ЕКГ. Зазначається, що методи ідентифікації R-зубців, засновані на використанні аналізу першої похідної ЕКГ, є найбільш поширеними. У цьому автори використовують квадрат першої похідної як інформативний параметр проти вихідними значеннями першої похідної. Таким чином, для аналізу ЕКГ-сигналу [31] пропонується використовувати методи аналізу ентропії та хаотичної динаміки, фільтрацію ЕКГ та кореляційні функції.

1.5.2. Аналіз існуючих методів стиснення та зберігання ЕКГ. У зв'язку зі зростанням об'ємів записів, що зберігаються і оброблюються, що неминуче при переході до персоналізованої медицини, стиснення електрокардіограм (ЕКГ) є актуальним технічним завданням.

Для вирішення цієї задачі можна використовувати як відомі стандартні методи стиснення (дельта-кодування, кодування Хаффмана та за довжинами серій та ін [32]), так і спеціальні методи, що враховують специфічні особливості електрокардіографічних сигналів. Далі розглядаються спеціальні методи, проте можливість подальшого застосування до стиснутої ЕКГ відомих стандартних методів не виключається.

Для стиснення цифрових записів ЕКГ застосовуються методи стиснення без втрат інформації та методи стиснення з втратами. Вибір використовуваних методів визначається вимогами до коефіцієнта стиснення, обчислювальними витратами на стиск та відновлення сигналу, а також складністю алгоритму стиснення. При стисненні із втратами до цих вимог додається величина припустимої помилки відновленого сигналу. Розглянуті далі методи стискування ЕКГ – методи стиснення із втратами.

Серед відомих методів стиснення виділяють методи в основі яких лежить розклад сигналу на ортогональні функції (розклад Карунена-Лоева, ряди Фур'є, перетворення Хаара), що уможливує отримання високих коефіцієнтів стиснення, але вимагає великого об'єму обчислень.

Часто використовуються методи стиснення, які основані на АЧП сигналу. Тут важливим є забезпечення максимально точного відновлення дискретизованого сигналу [33].

Поширеним методом стиснення сигналу є апроксимація сигналу (ступінчаста або лінійна). Перевагою є відносна простота та висока швидкодія, що важливо для задач передачі-обробки ЕКС у реальному режимі часу.

Для стиснення ЕКС також застосовується апроксимація сигналу кубічними сплайнами [34].

Методи стиснення сигналу із застосуванням спеціальних функцій є перспективними для обробки ЕКС, але вважаються складними для реалізації через великий об'єм обчислень [35].

Одна з перших робіт з цифрових методів стиснення ЕКГ [36] є методом, заснованим на дискретному розкладі Карунена-Лоева. У роботі наводиться методика стиснення електрокардіограм та векторкардіограм (ВКГ), що забезпечує коефіцієнт стиснення більше 12 у трьох ортогональних відведеннях системи Франка з частотою дискретизації 250 відліків на секунду. Ця робота – перша відома робота зі стиснення ЕКГ (ВКГ) з використанням оптимального представлення у базисі власних векторів. У цій роботі пропонується обчислювати власні вектори заздалегідь і використовувати їх далі для представлення кардіограм всіх пацієнтів, оскільки час обчислення власних векторів для однієї матриці був більшим: від 3.6 хвилин (розмірність матриці 150, 10 власних векторів на кожне відведення) до 9.5 хвилин (розмір 300, 20 власних векторів для відведення). При використанні 20 коефіцієнтів одне відведення вдалося достовірно відновити всі частини ВКГ, крім Р-зубця.

На першому етапі за відліками трьох відведень будується коварійна матриця, обчислюються її власні вектори та власні значення. ВКГ перетворюється на координати, що задаються базисом власних векторів. Таке перетворення вимагає кожного пацієнта обчислювати власні вектори матриці розміру 3×3 .

На другому етапі отриманий раніше середній кардіоцикл для всіх пацієнтів віднімається від перетвореної ВКГ. Середній кардіоцикл був визначений ВКГ для 900 пацієнтів, перетвореним на першому етапі. Діапазон значень отриманої різниці був таким самим великим, як діапазон вихідної ВКГ. В результаті

кількість бітів, необхідних для подання запису з тією ж точністю, скоротити не вдалося. Обчислювалася коваріаційна матриця для отриманих різниць переважають у всіх відрахунках кардіоцикла за всіма трьома координатами. Обчислювалися власні вектори цієї матриці з найбільшими власними значеннями та коефіцієнти розкладу цих власних векторів.

Процедура відновлення ВКГ вимагає зворотних перетворень: спочатку за власними векторами обчислюються різниці ВКГ пацієнта із середньою ВКГ, потім обчислюється сама ВКГ пацієнта і проводиться її перетворення у системі координат Франка. Для більш точного представлення Р-зубця [30] запропоновано виконувати окреме розкладання для Р-зубця і QRST-сегменту, а також збільшити вагу зубця Р при обчисленні власних векторів.

Запропонований метод [36] вимагає обчислення великого числа власних векторів, так як коваріаційна матриця обчислюється не для кардіоцикла конкретної ЕКГ, а для його різниці і середнього кардіоцикла для 900 пацієнтів. Таке віднімання збільшує кількість власних векторів (СВ) з великим енергетичним внеском.

Подання кардіосциляцій у тому чи іншому базисі використовуються для стиснення ЕКГ. Ортонормований базис, що задається власними векторами коваріаційна матриця має максимальну вираженість [37], тобто подання PQRSТ комплексу у вигляді виваженої суми власних векторів вимагає при заданій фіксованій похибці мінімального числа адитивних складових.

Крім представлення у базисі власних векторів, широко використовується подання в базисах вейвлет функцій [38, 39]. В більшості випадків для стиснення та зберігання ЕКГ використовують комбінацію методів. Коефіцієнт стиснення варіює від 8 до 30 при помилці PRD від 3 до 4%.

Для стиснення електрокардіограм (ЕКГ) широко використовуються уявлення в базисах вейвлет-функцій [38-40]. Разом про те, загальновідомі методи (дискретний розклад Карунена–Лоева, аналіз основних компонентів, аналіз сингулярного спектра), використовують оптимальне представлення багатовимірних даних у адаптивному базисі власних векторів коваріаційної матриці. Таке представлення забезпечує найменшу (для конкретних даних) кількість значних коефіцієнтів розкладу. Ці методи широко застосовуються для

обробки та аналізу багатовимірних даних, а також зниження їх розмірності та стиснення [41,42].

При роботі з одновимірними часовими рядами використовується прийом розгортки ряду в траєкторну матрицю з наступним сингулярним розкладанням [43].

Очевидно, що розгортання часового ряду в траєкторну матрицю штучно підвищує розмірність простору, в якому ведеться аналіз. Таким чином, траєкторна матриця надмірна [43]. В [44] був запропонований метод кардіоайгеноскопії, що використовує синхронізацію з R-піками ЕКГ для розгортання часового ряду в матрицю (матрицю ансамблю). Показано, що така синхронізація дозволяє отримати ансамбль, що має найменшу розмірність та найбільш економне представлення [44]. Такий ансамбль запропоновано називати синхронним [44].

Метод аналізу ЕКГ в базисі власних векторів коваріаційної матриці синхронного ансамблю використовується в структурі пристрою зберігання та аналізу електрокардіограм [45], що складається з трьох блоків: кардіоайгеноскопа [44], блоку авторизації та доступу, а також блоку завдання режимів роботи, контролю стиснення вибірки. Ключовим блоком пристрою зберігання та аналізу ЕКГ є кардіоайгеноскоп, так як саме він здійснює стиск ЕКГ та відновлення сигналу зі стиснутої форми.

Подання ЕКС вибіркою відліків, отриманою дискретизацією сигналу є зайвим. Для зменшення надлишковості використано методи стиснення даних – зменшення об'єму вихідної інформації шляхом відбору меншої кількості координат. Їх отримують шляхом перетворення дискретного сигналу або вибирають з вихідної вибірки відліків. Часто під час стиснення даних відбувається втрата інформації, а це не дає можливість точно відновити вхідний сигнал.

Ефективне стиснення пов'язане із присутністю ВЧ-компонент на коротких відрізках серцевого циклу. Дискретне представлення їх містять допустимі похибки для яких числять частоту дискретизації, Таким чином опис вибірки НЧ є надлишковим.

При скороченні обсягу передачі даних зменшуються вимоги до пропускну здатності каналів зв'язку.

При оцінюванні ефективності використовують: коефіцієнт стиснення – відношення кількості вихідних відліків сигналу до отриманих координат, і похибка відновлення сигналу (як правило, абсолютна або середньоквадратична).

Вибір методу та оцінювання його ефективності залежить від поставленої мети. У задачах збереження-передачі даних визначається допустимий рівень спотворення відновленого сигналу. Вибір методу відбувається із врахуванням умов отримання найкращого значення коефіцієнту стиснення при відомій (допустимій) обчислювальній складності процесу.

1.6 Висновки до розділу 1

Насьогодні одним з основних та доступних методів діагностики ССС людини є електрокардіографія. Даний метод полягає у дослідженні електрокардіограми (ЕКГ) – графічної інтерпретації електрокардіосигналів (ЕКС), що виникають в результаті електрохімічних процесів у серцевому м'язі. Електрокардіосигнали реєструються між певними точками на поверхні тіла пацієнта за допомогою контактних електродів. В результаті оцінки часових та амплітудних параметрів ЕКС визначається частота та регулярність серцевих скорочень, наявність та місце розташування гострих чи хронічних ушкоджень міокарда, порушення внутрішньосерцевої провідності тощо.

Одним із напрямів електрофізичної діагностики є безперервне моніторування ЕКГ в умовах повсякденної активності пацієнта (Голтерівське моніторування). Аналіз ЕКС отриманого за тривалий проміжок часу (24 години та більше) дозволяє оцінити зміну параметрів ССС пацієнта залежно від фізичної активності та часу доби.

Аналіз ЕКС, отриманого за тривалий проміжок часу дозволяє виявити порушення серцевого ритму, порушення провідності, ішемічні зміни. Крім того, тривале моніторування дозволяє оцінити добову (циркадну) біоритмологічну організацію ритму серця і дозволяє робити висновки про стан всього організму в цілому.

Аналіз структури ЕКС та його морфологічних характеристик показав, що має місце вплив різного роду артефактів, які вносять зміни у ЕКС і знижують діагностичну цінність результатів.

Актуальною проблемою є розроблення методу автоматизованого виявлення патологічних змін ССС за ЕКС на базі його математичної моделі для отримання нових інформативних ознак.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Методи визначення параметрів ЕКС

При формуванні описової моделі біологічного сигналу, враховано, по-перше, використання індивідуальних особливостей його для окремого пацієнта, включаючи структуру і параметри або індивідуальні закони розподілу параметрів сигналів для цілей оптимальної обробки, і, по-друге, максимально повна корисна інформація виходячи з індивідуального механізму утворення корисної інформації в біологічному сигналі.

На підставі існуючих механізмів утворення сигналу визначається його структура, виявляються механізми впливу внутрішніх і зовнішніх факторів на параметри сигналу. Фізіологічна аргументація дозволяє визначити функціональний вид сигналів для кожного можливого стану пацієнта і встановити закони розподілу його параметрів. В якості біологічного сигналу в роботі використано електрокардіосигнал (ЕКС).

Виміряні значення параметрів кардіосигналу пацієнта служать вихідними даними для створення індивідуальної статистичної моделі кардіосигналу.

В [11] запропоновано один із методів опрацювання амплітудних та часових параметрів ЕКС. Першим кроком алгоритму є визначення розташування максимумів *R*-зубців. Слід зауважити, що для цього є відповідні алгоритми, які залежать від принципів функціонування. Деякі є індивідуально підлаштовані під біооб'єкт і відрізняються високими показниками точності та вірогідності виявлення. Один з таких алгоритмів описаний у [12].

Для усунення завад та з метою збільшення співвідношення сигнал/шум ЕКС застосовується коло лінійних частотних фільтрів. Ефективність досягається внаслідок локалізації спецшумів у відповідній смузі частот. Для усунення «м'язевих» шумів використовується ФНЧ (35 Гц), для запобігання дрейфу ізолінії – ФВЧ (5 Гц), для уникнення мережевих завад – режекторний вузькосмуговий фільтр (50Ї60 Гц).

Другим кроком є формування інформативних ознак. При цьому сигнал зазнає сильних змін. Вихідними даними є характерні ознаки за якими можна ідентифікувати R -зубець. За видом функції відображення алгоритми підлягають наступній класифікації: частотночасові лінійні та нелінійні перетворення, вейвлет перетворення, емпірична модова декомпозиція.

Третім кроком є прийняття рішення щодо досліджуваної ділянки, чи вона є R -зубцем. Для цього використовуються пороговий детектор амплітуди сигналу чи нейронні мережі, аналіз незалежних компонент. Часто використовуються адаптивні алгоритми виявлення R -зубця, які містять автоматичне налаштування параметрів при зміні умов функціонування.

Методи, які основані на складному математичному апараті (вейвлет, мультимасштабні морфологічні перетворення, нейронні мережі) володіють високою точністю виявлення QRS комплексів, але мають значні недоліки:

- велика часова затримка при реєстрації відліку та його розпізнавання як піку R -зубця. Потреба попереднього перетворення великого відрізка ЕКГ перед аналізом створює слабку часову локалізацію. А це в свою чергу вносить складність у процес опрацювання сигналу в реальному часі;

- складність реалізації алгоритму;

- ускладненн застосування вбудованих систем внаслідок великого споживання ресурсів процесора та ОЗП.

Алгоритми основані на відносно простих математичних операціях (частотна лінійна фільтрація, диференціювання, інтегрування тощо) на сьогодні залишаються актуальними та ефективними для розв'язання виниклого завдання. На практиці застосовується класичний алгоритм Пана-Томпкінса виявлення QRS -комплексів у реальному режимі часу. Його перевагами є мала часова затримка та висока точність, в т.ч. в умовах зашумлення сигналу та присутності аритмій.

Для підвищення завадостійкості та точності детектування використовують модифікації даного алгоритму. Окремі з них ускладнюють реалізацію детектора. Так, в роботі Леонова А.В., Агейченко А.А. запропоновано для окремих видів аритмій ввести ШПФ та наступний аналіз спектру для підвищення стійкості, що спричинює асимптотичну складність алгоритму $O(n \lg n)$ в залежності від розміру

ділянки для аналізу ШПФ замість лінійної складності початкового алгоритму. При цьому потрібно вибрати оптимальну довжину аналізованої вибірки, використати метод вікон для усунення ефектів та неперіодичності сигналу. Особливостями такого алгоритму є:

1) проведення аналізу одночасно за двома різними реалізаціями – відфільтрована та інтегрована ЕКГ. Розглядається два набори змінних $SPKF - SPKI$. Поточний пік – R -зубець, присутній лише тоді, коли він є сигнальним для обидвох наборів;

2) складна багаторівнева оцінка середньої тривалості RR -інтервалу:

$$RR_{AVERAGE1} = 0.125(RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n),$$

$$RR_{AVERAGE2} = 0.125(RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n),$$

де $RR_{n-7}, RR_{n-6}, \dots, RR_n$ – останні вісім інтервалів;

$RR'_{n-7}, RR'_{n-6}, \dots, RR'_n$ – останні вісім інтервалів, які знаходяться в межах $0.91RR_{AVERAGE2}, 1.16RR_{AVERAGE2}$.

3) алгоритм пошуку сигнального піку двохетапний (*searchback*): якщо на першому етапі сигнальний пік не виявлено, відбувається повторно аналіз ділянки із зменшенням порогового значення.

У більшості випадків викладені прийоми спрямовані на зменшення завад у ЕКГ із значною кількістю аритмій.

2.2 Аналіз відомих математичних моделей та методів опрацювання ЕКС

При побудові систем автоматизованого прогнозування ІХС важливим завданням є створення спеціалізованого програмного забезпечення, яке ґрунтується на відповідних математичних моделях сигналів серця та методах їх опрацювання. Від обраної математичної моделі та розроблених на її основі методів значною мірою буде залежати точність та достовірність результатів прогнозування.

Можна виділити два підходи щодо побудови математичних моделей ЕКС - детермінований та стохастичний. Детермінований підхід є досить спрощеним, оскільки не враховує фактору випадковості, що характеризує сигнали біологічного походження. Так серед відомих детермінованих математичних моделей ЕКС можна назвати періодичні функції, детерміновані функції, що описують форму одного серцевого циклу ЕКС. Такі моделі значно менше використовуються в сучасних діагностичних системах в силу їх спрощеного, ідеалізованого характеру. Стохастичний підхід до побудови математичних моделей ЕКС як частковий випадок включає детермінований підхід і все частіше знаходить своє місце при проектуванні автоматизованих комп'ютерних систем.

2.2.1 Детерміновані математичні моделі. Віднесення тих або інших фізичних процесів до детермінованого або випадкового типу часто не беззаперечне. Наприклад, можна стверджувати, що фізичні процеси, що зустрічаються на практиці, взагалі не можуть бути детермінованими, оскільки ніколи не можна виключити можливість того, що в майбутньому відбудеться яка-небудь подія, яка вплине на явище, що породжує процес, абсолютно непередбачуваним чином [21]. З іншого боку, можна стверджувати, що немає і істинно випадкових процесів, оскільки може виявитись, що при достатньо повному знанні основних механізмів явища породжуваній цим явищем процес вдасться описати точними математичними формулами. З практичної точки зору рішення про випадковість або детермінованість конкретного фізичного процесу зазвичай ґрунтується на здатності відтворити процес в ході контрольованого експерименту. Якщо багатократне повторення експерименту, в ході якого виходить процес, що цікавить нас, приводить до одних і тих же результатів (в межах помилок експерименту), то цей процес зазвичай можна вважати детермінованим. Якщо ж неможливо вказати експеримент, який давав би при його повторенні ідентичні результати, то такий процес зазвичай вважається випадковим.

Детерміновані моделі кардіосигналів мають обмежені можливості для опису реальних сигналів серця, що не дає змогу на основі них проводити високоінформативну діагностику стану ССС, оскільки вони не враховують мінливість часової структури

реалізації ЕКС в кожному серцевому циклі і можуть використовуватися для діагностики серця лише за одним зареєстрованим серцевим циклом.

2.2.2 Ймовірнісний підхід до моделювання сигналів. Процес в якому описано випадкове явище, яке не можливо описати математично, бо результатом при кожному дослідженні є неповторність називають випадковим. Його використовують при ймовірнісному підході до моделювання. [21,22]. Реалізація ВП, який описує випадкове явище є функція вибірки (чи реалізація, коли спостереження скінченне). Будь яке явище має множину функцій вибірок сукупність яких є випадковим чи стохастичним процесом. Під реалізацією випадкового фіз. Явища розуміють один із отриманих результатів ВП.

ВП є стаціонарні (ергодичні, неергодичні) та нестаціонарні (класифікуються за типом нестаціонарності).

Поширеною моделлю ЕКС, яку використовують при аналізі ССС є векторні випадкові величини, які описують характерні ознаки ЕКС представлені у серцевому циклі у вигляді їх реалізації. До них відносять амплітуду, тривалість, площу під зубцями, комплексні показники. В роботі [25], автори, для аналізу ритміки серця, застосували математичне сподівання і дисперсію тривалості *RR* інтервалів в якості діагностичних ознак. В методах оснований на використанні такої моделі використовують усереднення однотипних елементів ЕКС з різних серцевих циклів для подальшого статистиного оцінювання імовірнісних характеристик сигналу. Даний метод дозволяє також проведення морфологічного аналізу ЕКС.

Ще одним підходом при моделюванні ЕКС є застосування моделей у вигляді випадкових функцій, процесів тощо. Такі моделі характеризують ЕКС скінченною множиною раніше обраних характерних точок.

Також при математичному моделюванні ЕКС використовують моделі у вигляді стаціонарних випадкових процесів [21]. Хоча така модель не враховує у своїй структурі періодичність ЕКС і не уможливорює дослідження фазової структури.

Моделі в яких впроваджено стохастичні періодичні ВП враховують циклічність у часовій структурі сигналу. До них відносять адитивні, мультиплікативні, адитивно-мультиплікативні моделі [19].

2.2.3 Енергетична теорія стохастичних сигналів [15, 16]. Будемо вважати, що ритмка – це прояв коливних процесів у складноорганізованих системах або

стохастичні коливання, які розглядаються як результат поєднання впливу різнотипових закономірностей – повторюваність і стохастичність.

Дослідження ритмічних процесів описані у монографії Драгана Я.П. [15, 16]. Теорія енергетичних сигналів вводить поняття гармонізованості ВП із скінченною енергією (клас ε) та скінченною середньою потужністю (клас π).

З останнього класу виділяють підклас періодичнокорельованих ВП (PCRП – *periodically correlated random processes*) [26]. В них висуваються вимоги до кореляційної функції:

$$R(t+T, s+T) = R(t, s), \quad T > 0, \quad \forall t, s \in \mathbb{R}.$$

Для PCRП дисперсія $d(t) = R(t, t)$ є періодичною функцією, усереднення якої прямує до усереднення на відрізку довжиною T . З врахуванням цього потужність обчислюється як

$$P_{\xi}^T = \frac{1}{T} \int_0^T d(t) dt$$

і при скінченності якої означається клас π^T .

ВП класу π^T описується виразом

$$\xi(\omega, t) = \sum_{p \in \mathbb{Z}} \xi_p(\omega, t) e^{i \frac{2\pi}{T} p t} \quad (2.5)$$

де $\xi_p(\omega, t), p \in \mathbb{Z}$ – стаціонарні компоненти.

Кореляційна функція для майжеперіодичних PCRП має вигляд:

$$R(t+v, s+v) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_k(t, s) \exp(i \lambda_k v)$$

При значення λ_k

$$\lambda_k = \sum_{j=1}^N U_{kj} \Lambda_j,$$

де U_k – цілі числа; Λ_j – неспіврозмірні числа, розглядають поліперіодичний ВП.

Вигляд таких процесів:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{k_1, \dots, k_N} \exp \left\{ (it) \sum_{j=1}^N k_j \Lambda_j \right\} \xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t),$$

де $\left[\xi_{k_1, \dots, k_N}(\omega, t) \right]_{k_1, \dots, k_N=0, \pm 1, \pm 2, \dots}$ – N – мірна стаціонарні послідовність.

Коли значення $N=2$ розглядають біперіодично корельований ВП. Його описують виразом:

$$\xi(t, \omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \exp(ik\Lambda_1 t) \xi_k^{(T_2)}(\omega, t),$$

або

$$\xi(t, \omega) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \exp(ik\Lambda_2 t) \xi_j^{(T_1)}(\omega, t).$$

Тут періодами корельовності компонент є $T_2 = \frac{2\pi}{\Lambda_2}$, $T_1 = \frac{2\pi}{\Lambda_1}$.

Встановлено, що потужність ЕКС є скінченною в рамках періоду, тому в якості моделі сигналу обрано нестационарний ВП класу π^T . За енергетичною теорією обгрунтовано алгоритм обчислення оцінок характеристик для процесів такого класу [15-20].

Модель у вигляді РСРР відображується наступним чином [26]:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(t) e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R} \quad (2.6)$$

де $\xi_k(t)$ – стохастична складова коливних процесів (стаціонарні компоненти),
 $e^{ik\frac{2\pi}{T}t}$ – періодична складова коливних процесів (період коливання T).

2.3 Застосування синфазного методу в рамках ETSS

Враховуючи властивості PCRП застосовано, для обробки ймовірнісних характеристик сигналу, синфазний та компонентний методи. [26].

В основі першого методу лежить утворення стаціонарної ВП $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, де $\xi(t_0) \equiv \{\xi(t_0 + kT), k \in Z\}$, відліки якої формуються через період корельованості при різній початковій фазі $t_0 \in [0, T)$

При цьому отримано вирази для числення характеристик ЕКС:

$$\hat{m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (2.6)$$

$$\hat{b}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT) \xi(t_0 + u + kT), \quad (2.7)$$

Тут, $\xi^0(t) = \xi(t) - m(t)$ – центровані значення ВП $\xi(t)$, T – період корельованості.

При застосуванні компонентного методу представлення характеристик сигналу, які є періодичними функціями, виконується із застосуванням розкладу в ряди Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in Z} \hat{m}_k e^{ik\frac{2\pi}{T}t}, \quad (2.8)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) e^{ik\frac{2\pi}{T}t}, \quad (2.9)$$

де \hat{m}_k , $\hat{B}_k(u)$ – оцінки компонент матсподівання та функції коваріації відповідно.

При застосуванні кореляційного аналізу сигналу також здійснюється пошук оцінок характеристик зміни структури в часі – коваріаційних компонент $\hat{B}_k(u)$ за статистикою $\hat{b}(t, u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(u) \exp\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right) dt. \quad (2.10)$$

Вищеописані методи за енергетичною теорією стохастичних сигналів Драгана Я.П. [15 , 16] використовуються для аналізу ймовірнісних характеристик сигналу.

2.4 Реалізація синфазного методу опрацювання

Відповідно до пункту 2.3 послідовність операцій реалізації синфазного методу опрацювання ЕКС є наступною: 1) обчислення оцінки математичного очікування $\hat{m}_\xi(t)$ від $\xi(t)$, 2) формування випадкової послідовності оцінок $[\hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t) \dots \hat{m}_\xi(t)]$, 3) центрування ВП $\overset{\circ}{\xi}(t)$, 4) пошук T_{corr} , 5) формування стаціонарних компонент $\overset{\circ}{\xi}_k(t)$, 6) оцінювання функцій кореляцій $\hat{b}_\xi(t, u)$, 7) оцінювання кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, $\hat{Y}(k)$.

При використанні синфазного методу потрібно враховувати, що значення періоду корельованості співпадає із періодом скорочень серця і з одного боку є оберненим до ЧСС, а з іншого боку це тривалість *RR* інтервалу. Враховуючи цей факт початковим наближенням значення періоду корельованості буде значення тривалості *RR* інтервалу. Для його знаходження використовується метод автокореляції. В межах зазначеного *RR* інтервалу здійснюється пошук максимального значення автокореляції.

Початкове оцінювання *RR* інтервалу здійснюється за часовим проміжком між максимальними за амплітудою значеннями АКФ у визначеному інтервалі.

2.5 Висновки до розділу 2

1. Встановлено, що існує індивідуальна залежність тривалості інтервалу QT від тривалості RR інтервалу при зміні ЧСС.

3. Інтервали PQ , ST , а також тривалості P, Q, R, S, T зубців підпорядковуються наближено лінійн при зміні ЧСС мають наближено лінійну залежність від тривалості QT інтервалу. При чому, при зміні ЧСС вони функціонально індивідуальні для кожної людини.

3. Аналіз моделей ЕКС показав, що при використанні їх у задачах автоматизованого виявлення патологічних змін ССС не враховано детерміновану модель випадкової складової сигналу як результату впливу різного роду факторів, випадковості форм проявлення патологій, відсутність можливості опису стаціонарною моделлю ЕКС, проведення часового аналізу ЕКС, що важлива для прогнозу прояву патологічних змін на ранніх етапах.

Встановлено, що модель ЕКС PCRР враховує вищезазначені вимоги.

4. Використано для опрацювання ЕКС синфазний та компонентний методи аналізу в рамках моделі PCRР.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

У розділі на основі отриманих результатів експерименту із використанням MATLAB, проаналізовано роботу обраного методу оцінювання біологічного сигналу (кардіоритмосигналу).

3.1 Компонентний методу аналізу КРС

Із наведених вище аналізу методів вибрано компонентний, так як на відміну від синфазного він не залежить від кількості компонентів і не висуває вимоги щодо їх кількості.

Оцінювання КРС проведено наступним чином: у зареєстрованому та попередньо опрацьованому КРС виділено інформативні ознаки (ІО) та прийнято рішення за отриманим результатом.

Для отримання ІО використано числення оцінок спектральних компонент $\hat{B}_k(u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^{T-u} [\xi(t)\xi(t+u) - m(t)m(t+u)] e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt. \quad (3.1)$$

Для цього потрібно: здійснити пошук періоду корельованості T послідовності RR-інтервалів $\xi(n\Delta t)$; обчислити оцінки матсподівання $m_\xi(n\Delta t)$; відцентрувати послідовність RR-інтервалів $\xi(n\Delta t) \rightarrow \overset{0}{\xi}(n\Delta t)$; для компоненти $\xi_k(t)$ послідовності RR-інтервалів обчислити оцінки параметричної коваріації $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$; за (3.1) обчислити оцінки спектральних компонент $\hat{B}_k(u)$.

3.2 Обчислювальна складність методів [22]

Обчислювальна складність отримано при аналізі відомих методів для вибору методу опрацювання КРС [22]. Програмно методи оцінки СГП стаціонарних компонент реалізовано із використанням необхідних операцій. [22].

Таблиця 3.1

Оцінка обчислювальної складності (компонентний метод)

Програмна реалізація алгоритму	кількість операцій
Функція <code>compbk(x,k,T,umax);</code> <code>for u=1:umax+1;</code>	
<code>Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);</code>	N
<code>x1=circshift(x1,-1); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)</code>	$3N^2$
<code>end;</code>	N
Побудова параметричної автокореляційної функції <code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);</code>	$3N^4$
<code>end;</code>	
<code>for k=0:N-1;</code>	N
<code>b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*Bk(k+1,:);</code>	4
<code>end;</code>	
Всього	$12N^6$

Таблиця 3.2

Оцінка обчислювальної складності (синфазний метод)

Код	кількість операцій
<code>for u=1:umax+1,</code>	N
<code>xx=x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1); u</code>	N
<code>for t=1:tmax,</code>	N
<code>b(t,u)=sum(xx(1:N-u+1-t+1).*delta(1:N-u+1-t+1))</code>	$2N^2$
<code>/sum(delta(1:N-u+1-t+1));</code>	
<code>xx=circshift(xx,-1);</code>	N
<code>end;</code>	
<code>x1=circshift(x1,-1);</code>	N
<code>end;</code>	
Всього	$2N^6$

Оцінка обчислювальної складності (фільтровий метод)

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

На основі наведених результатів встановлено, що компонентний метод має велику обчислювальну складність. З метою перевірки даних проведено імітаційне моделювання роботи методів за представленими алгоритмами із використанням ПЗ MATLAB та оцінено тривалість їх роботи при різних значеннях кількості спектральних складових (див. рис. 3.1).

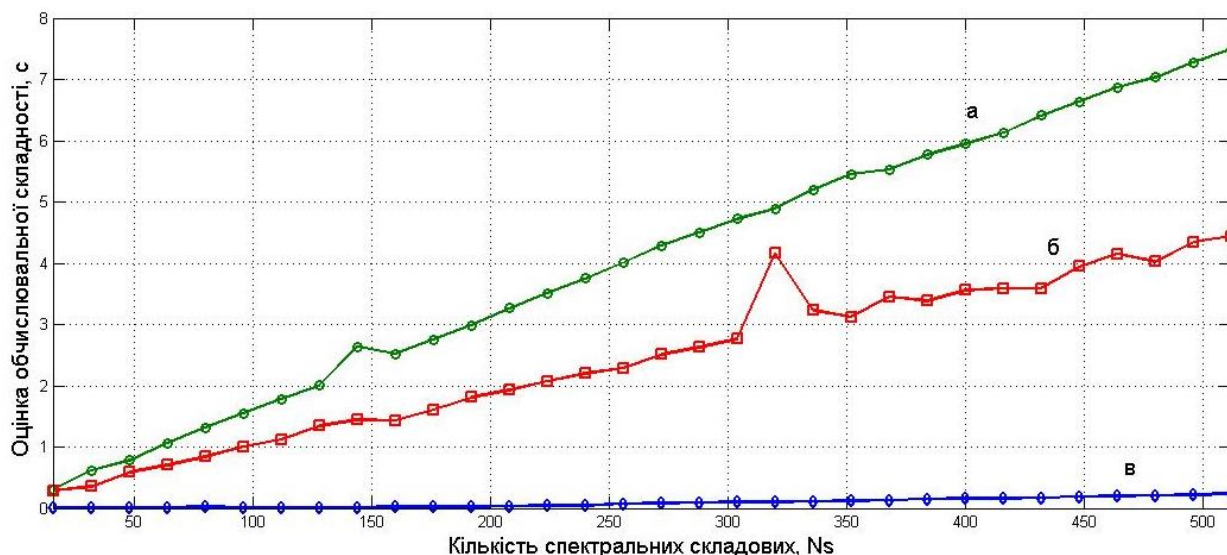


Рис. 3.1. Результат оцінки тривалості роботи методів: (а) компонентний, (б) синфазний, (в) фільтровий [21]

3.3 Розроблення ПЗ в середовищі MATLAB

Завантаження даних КРС із нормою під змінну x .

```
% Завантаження експериментального КРС
for number=1:1
    if number==1 x=load('D:\savka\rkg\Dat\norma_1.dat');
end;
if number==2 x=load('D:\savka\rkg\Dat\norma_2.dat');
end
```

Визначення частоти дискретизації (2200Гц) і запис від змінну df із врахуванням технічних характеристик реєструючого приладу

```
% Числення часової осі t
N=length(x);
df=2200;
t=(0:N-1)/df;
```

Вивід графіку експериментального КРС (`plot(t, x)`) (див. рис. 3.4-3.5).

```
% Вивід графіку КРС на дисплей
figure(1);
plot(t, x(2,:));
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

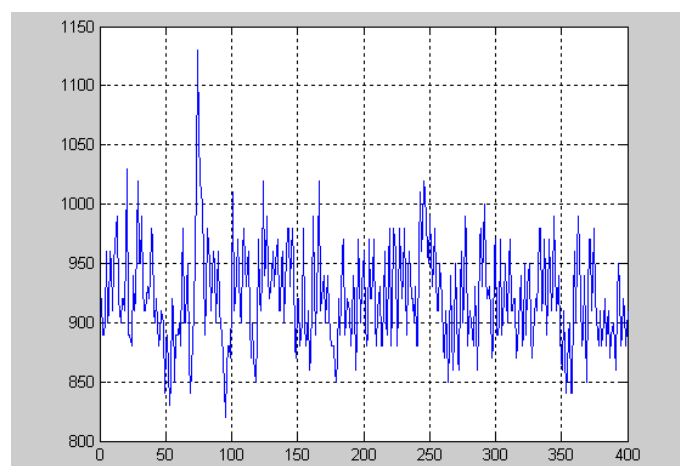


Рис.3.2. Експериментально відібраний КРС (norma_1)

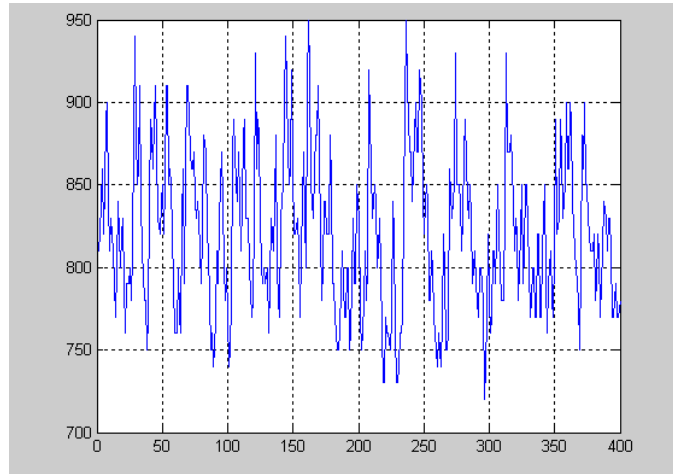


Рис.3.3. Експериментально відібраний КРС (norma_2)

Для визначення періоду корельованості розраховано кореляцію від експериментальних сигналів та обчислено середню віддаль між піками (період сигналу T).

Розрахунок кореляції (функція `xcorr`):

```
%
figure(11);
r=xcorr(x);
plot(t,r(N:length(r)));
axis tight;
grid on;
xlabel('Зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

Залежність різниці значень максимумів від номеру різниці відображено на рисунку 3.4.

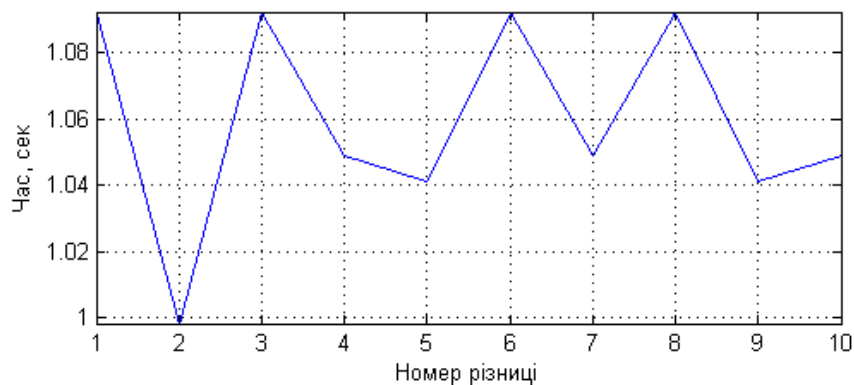


Рис. 3.4. Графічна реалізація результату

Із отриманих результатів визначено середню різницю $T = 1,0596$ сек. (при $f_d = 2200$ Гц, к-сть відліків $NT = 2333$).

Відповідно до алгоритму обчислено оцінки математичного очікування (див. рис. 3.5):

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

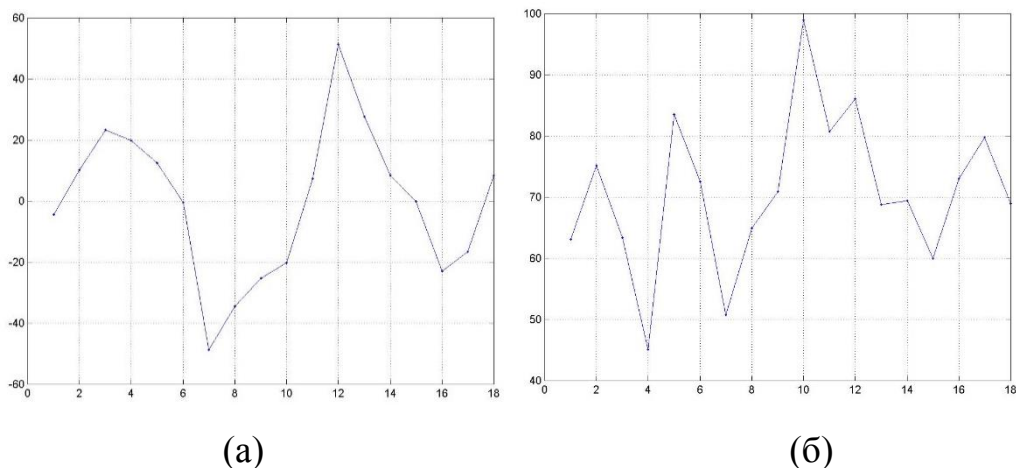
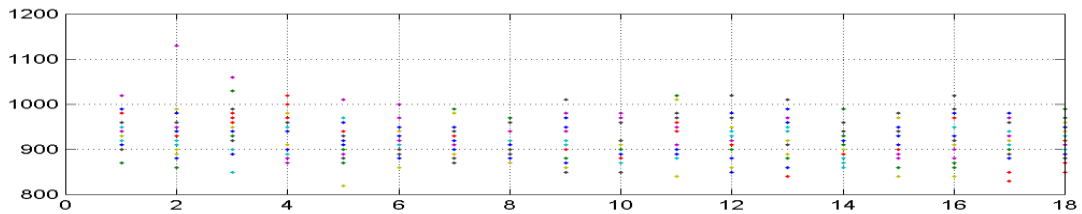


Рис. 3.5. Графічна реалізація оцінок мат сподівання (а) та дисперсії (б) на періоді корельованості T (OX — період корельованості, сек.; OY — значення параметра на періоді).

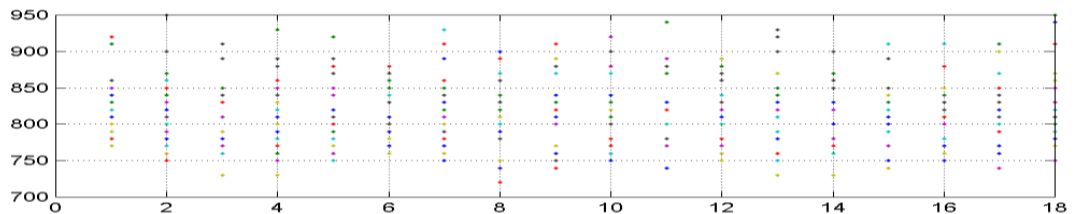
Періодичність, яка спостерігається на графіках вказує на те, що період вибрано вірно.

Проведено центрування КРС:

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



Норма 1



Норма 2

Рис. 3.6. Графічна реалізація вибірок сигналу через T (OX — окрема стаціонарна реалізація; OY — значення сигналу на періоді)

Отримано стаціонарні компоненти (від центрованих значень):

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

Отримано оцінку стаціонарних компонент $\xi^o(t,k)$ (оцінка кореляційних функцій стаціонарних компонент $\hat{b}_{\xi}^k(t,u)$):

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

Здійснено перехід з часової в частотну (дискретне перетворення Фур'є), оскільки спектральна область є інваріантною до часових зсувів.

```

% Перетворення Фур'є від кореляції стаціонарних компонент
for k=1:NT
    B(k,:)=abs(fft(kompcor(k,:)));
end;
figure(7);
surf(B);
shading interp;
axis tight;

```

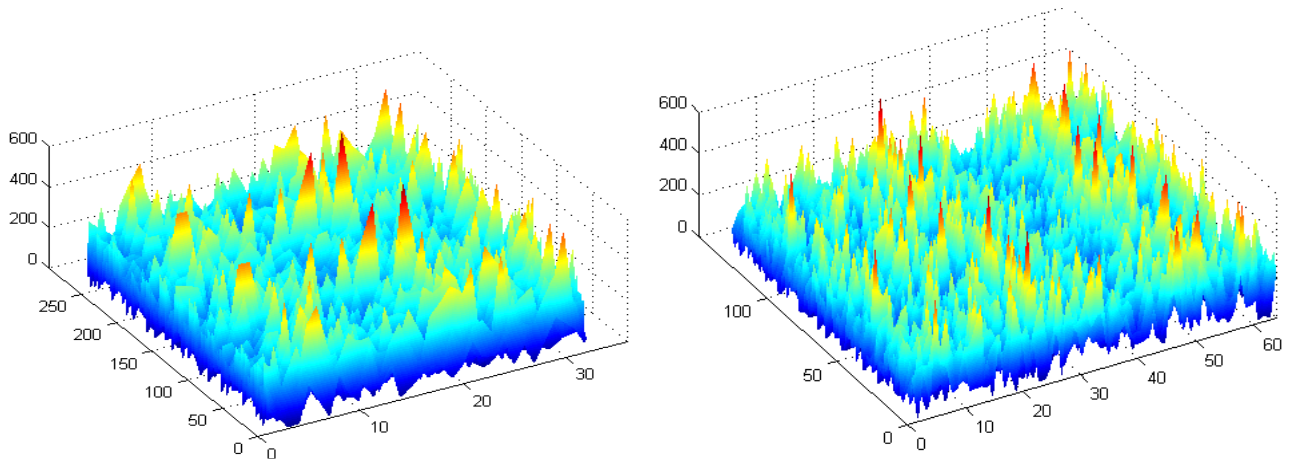


Рис. 3.7. Спектральні компоненти тестової моделі КРГ
(OX — номери компонент, OY — зсув у коваріації,
 OZ — амплітуда у псевдокольоровій шкалі).

За отриманими результатами встановлено, що при використанні КРГ із малою кількістю компонент доцільно використати компонентний метод, оскільки при застосуванні синфазного методу відбувається змішування характеристик, що для обраного типу сигналу не є інформативним.

3.4 Висновки до розділу 3

При порівняльному аналізові відомих математичних моделей КРГ встановлено, що нова математична модель повинна враховувати випадковість та повторність характеру досліджуваного біологічного сигналу з метою застосування її для задачі виявлення патологічних змін ССС.

Для дослідження біологічного сигналу (кардіоритмосигналу) розроблено метод аналізу на базі моделі у вигляді PCRS, який уможливить автоматизоване виявлення патологічних змін ССС у комп'ютерних діагностичних системах.

Встановлено, що новими інформативними ознаками є спектральні компоненти.

Розроблено ПЗ із графічним інтерфейсом, для реалізації статистичного методу аналізу, яке може використовуватись як складова частина спеціалізованого ПЗ комп'ютерних діагностичних систем.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання організації наукових досліджень та ергономічних вимог інженера дослідника.

Організація наукових досліджень. Для наукового і науково-технічного вирішення проблем охорони праці, забезпечення системного й комплексного підходу до організації нормотворчої діяльності, вдосконалення нормативної бази з питань безпеки, гігієни праці та виробничого середовища в Україні створено мережу базових (головних) організацій та установ — понад 600 з цієї важливої проблеми. Їх діяльність охоплює майже всі нині визначені напрями охорони праці, що потребують розвитку й удосконалення. Такі організації визначено в більшості галузей народного господарства згідно з рішенням міністерств, відомств, концернів, корпорацій та інших об'єднань підприємств, створених за галузевим принципом. Це — провідні науково-дослідні, проектно-конструкторські й інші організації, які спеціалізуються з питань безпеки, гігієни та виробничого середовища.

Для наукового забезпечення охорони праці створено Національний науково-дослідний інститут охорони праці, який разом з інститутами Академії наук України та іншими науково-дослідними і проектно-конструкторськими установами, навчальними закладами здійснює фундаментальні і прикладні наукові дослідження з проблем охорони праці, ідентифікації професійної небезпечності.

На Національний науково-дослідний інститут охорони праці покладено виконання функції головної організації в Україні, яка координує роботу в даному напрямку, надає методичну допомогу фахівцям, організує підвищення їх кваліфікації, а також безпосередньо опрацьовує проект міжгалузевих і окремих галузевих нормативних актів про охорону праці.

Реалізуючи програми TACIS, експерти Європейського Союзу тісно співробітничать з Національним науково-дослідним інститутом охорони праці в межах проекту «Підтримка здоров'я та безпеки праці».

Ергономічні вимоги до робочого місця інженера-дослідника. Враховуючи те, що для проведення наукових досліджень в напрямку теми роботи необхідною складовою є комп'ютер у підрозділі розглянуто питання ергономічних вимог до робочого місця інженера-дослідника.

Проектування робочих місць, забезпечених медичною апаратурою та комп'ютерною технікою, відноситься до числа важливих проблем ергономічного проектування в області наукових досліджень. Робоче місце і взаємне розташує всіх його елементів повинне відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Велике значення має також характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця інженера-дослідника повинні бути дотримані наступні основні умови: оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця і достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення.

Ергономічними аспектами проектування подібних робочих місць, зокрема, є: висота робочої поверхні, розміри простору для ніг, вимоги до того, що розташовує документів на робочому місці (наявність і розміри підставки для документів, можливість різного розміщення документів, відстань від очей користувача до екрану, документа, клавіатури і т.д.), характеристики робочого крісла, вимоги до поверхні робочого столу, можливість регулювання елементів робочого місця. Головними елементами робочого місця є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи.

Робоча поза сидячи викликає мінімальне стомлення. Рациональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і постійність розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібне для виконання робіт частіше, розташоване в зоні легкої досяжності робочого простору.

Максимальна зона досяжності рук - це частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними максимально витягнутими руками при русі їх в плечовому суглобі.

Оптимальна зона – частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними передпліччям при русі в ліктьових суглобах з опорою в точці ліктя і з відносно нерухомим плечем.

Необхідно передбачати при проектуванні можливість різного розміщення документів: збоку від відеоапаратури, між монітором і клавіатурою і т.п. Крім того, у випадках, коли відеоапаратура має низьку якість зображення, наприклад помітні мигтіння, відстань від очей до екрану роблять більше (біля 700 мм), ніж відстань від ока до документа (300-450мм). Взагалі при високій якості зображення на відеоапаратурі відстань від очей користувача до екрану, документа і клавіатури може бути рівним.

Причина неправильної пози користувачів обумовлена наступними чинниками: немає хорошої підставки для документів, клавіатура знаходиться дуже високо, а документи – низько, нікуди покласти руки, недостатній простір для ніг.

В цілях подолання вказаних недоліків даються загальні рекомендації: краще пересувна клавіатура; повинні бути передбачені спеціальні пристосування для регулювання висоти столу, клавіатури і екрану, а також підставка для рук.

Істотне значення для продуктивної і якісної роботи на комп'ютері мають розміри знаків, густину їх розміщення, контраст і співвідношення яскравості символів і фону екрану. Якщо відстань від очей оператора до екрану дисплея складає 60.80 см, то висота знака повинна бути не менше 3 мм, оптимальне співвідношення ширини і висоти знака складає 3:4, а відстань між знаками - 15.20 % їх висоти. Співвідношення яскравості фону екрану і символів - від 1:2 до 1:15.

Під час користування комп'ютером медики радять встановлювати монітор на відстані 50-60 см від очей. Фахівці також вважають, що верхня частина відео дисплея повинна бути на рівні очей або трохи нижче. Коли людина дивиться прямо перед собою, її очі відкриваються ширше, ніж коли вона дивиться вниз. За рахунок цього площа огляду значно збільшується, викликаючи обезводнення очей. До того ж якщо екран встановлений високо, а очі широко відкриті, порушується функція моргання. Це означає, що очі не закриваються повністю, не

омиваються слізною рідиною, не одержують достатнього зволоження, що приводить до їх швидкої стомлюваності.

Створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

Таким чином, створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У центрі уваги безпеки в надзвичайних ситуаціях (БНС) є система «Людина – життєве середовище (Л – ЖС)». Причому другу складову системи розуміємо як частину зовнішнього середовища, що оточує медичних працівників (МР), підтримує їх існування, створює умови для діяльності, в тому числі професійної, та суспільних відносин, суттєво впливає на життя та визначає стан здоров'я. Розгляд системи «МП – ЖС» можливий як на загальному (концептуальному, комплексному) рівні, так і стосовно підсистем меншого масштабу, що враховують певні особливості та відповідну спрямованість відносин між двома складовими системи. Саме на цьому рівні виявляються професійні особливості, специфіка способу життя (СЖ) та його складових серед МП, що є чинниками небезпек як у побуті, так і в медичних закладах, виробництвах медичного устаткування.

Особливе місце у розв'язанні проблем безпеки життєдіяльності належить саме особі МП як елемента «МП – життєве середовище», адже вона також може бути джерелом небезпеки як для себе, так і оточуючих. МП часто зумовлені невідповідністю психофункціонального стану особи і складності чи інтенсивності виконуваної роботи, що супроводжується виникненням і прогресуванням нервово-емоційної напруженості та втоми, виникненням синдрому емоційного вигорання, стресом тощо. Досить значний відсоток причин, пов'язаних з людським фактором, зумовлений суттєвими прогалинами в освіті або навіть відсутністю навчальних предметів у програмах навчання МП, важливих для

опанування професії знань, навичок і вмінь для безпечного виконання професійних обов'язків, збереження власного життя та здоров'я.

Важливим аспектом життєдіяльності є захист МП, медичних закладів і виробництв від негативних наслідків НС. Природні катаклізми, техногенні й антропогенні аварії, соціальні та військові конфлікти призводять до значних медико-санітарних втрат, у тому числі й серед МП, а також до руйнування медичних закладів, що ще більше ускладнює ліквідацію медико-санітарних наслідків НС, організацію та надання ЕМД населенню. Тому майбутні і працюючі МП повинні бути психологічно та професійно готові до можливості виникнення НС і роботи в екстремальних умовах. Вивчення особливостей і медико-тактичних характеристик різноманітних НС, організація та надання ЕМД постраждалим в умовах осередків катастроф створює об'єктивні інформаційні умови для МФП вести здоровий і безпечний спосіб життя (ЗБСЖ), забезпечуючи знаннями з БЖД, вимог законодавства, санітарії до забезпечення здорових і безпечних умов праці у медичних закладах і на виробництвах медичного устаткування, техніки безпеки та пожежної безпеки. Це дозволяє досягти найвищого рівня професійної підготовки МП.

4.3 Висновки до розділу 4

Даний розділ роботи висвітлює питання організації наукових досліджень та ергономічних вимог інженера дослідника. Встановлено чіткий порядок розробки і впровадження технологій та вимог, щодо запобігання шкідливим факторам та чинникам.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра вирішено наукову задачу виявлення патологічних змін серцево-судинної системи у комп'ютерних діагностичних системах.

Насьогодні одним з основних та доступних методів діагностики ССС людини є електрокардіографія. Даний метод полягає у дослідженні електрокардіограми (ЕКГ) – графічної інтерпретації електрокардіосигналів (ЕКС), що виникають в результаті електрохімічних процесів у серцевому м'язі. Електрокардіосигнали реєструються між певними точками на поверхні тіла пацієнта за допомогою контактних електродів. В результаті оцінки часових та амплітудних параметрів ЕКС визначається частота та регулярність серцевих скорочень, наявність та місце розташування гострих чи хронічних ушкоджень міокарда, порушення внутрішньосерцевої провідності тощо.

Одним із напрямів електрофізичної діагностики є безперервне моніторування ЕКГ в умовах повсякденної активності пацієнта (Голтерівське моніторування). Аналіз ЕКС отриманого за тривалий проміжок часу (24 години та більше) дозволяє оцінити зміну параметрів ССС пацієнта залежно від фізичної активності та часу доби.

Аналіз ЕКС, отриманого за тривалий проміжок часу дозволяє виявити порушення серцевого ритму, порушення провідності, ішемічні зміни. Крім того, тривале моніторування дозволяє оцінити добову (циркадну) біоритмологічну організацію ритму серця і дозволяє робити висновки про стан всього організму в цілому.

Аналіз структури ЕКС та його морфологічних характеристик показав, що має місце вплив різного роду артефактів, які вносять зміни у ЕКС і знижують діагностичну цінність результатів.

Встановлено, що актуальною проблемою є розроблення методу автоматизованого виявлення патологічних змін ССС за ЕКС на базі його математичної моделі для отримання нових інформативних ознак.

При порівняльному аналізові відомих математичних моделей КРГ

встановлено, що нова математична модель повинна враховувати випадковість та повторність характеру досліджувального біологічного сигналу з метою застосування її для задачі для задач виявлення патологічних змін ССС.

Для дослідження біологічного сигналу (кардіоритмосигналу) розроблено метод аналізу на базі моделі у вигляді PCRS, який уможливить автоматизоване виявлення патологічних змін ССС у комп'ютерних діагностичних системах.

Встановлено, що новими інформативними ознаками є спектральні компоненти.

Розроблено ПЗ із графічним інтерфейсом, для реалізації статистичного методу аналізу, яке може використовуватись як складова частина спеціалізованого ПЗ комп'ютерних діагностичних систем.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.
2. Анализ сердечного ритма / Под ред. Д. Жемайтите, Л. Тельксниса. — Вильнюс : Мокслас, 1982. — 130 с.
2. Миронова Т.Ф., Миронов В.А. Клинический анализ волновой структуры синусового ритма сердца: (Введение в ритмокардиографию и атлас ритмокардиограмм). — Челябинск : Дом печати, 1998. — 162 с.
3. Merri M., Farden D.C., Mottley J.G., Titlebaum E.L Sampling frequency of the electrocardiogram for spectral analysis of the heart rate variability. IEEE T-BME 1990; 37: 99-105
4. Heart Rate Variability. Standards of measurements, physiological interpretation, and clinical use / Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. - 1996. — Vol. 93. — P. 1043-1065.
5. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. - М. : Наука, 1984. - 221 с.
6. Хаютин В.М., Лукошкова Е.В. Спектральный анализ колебаний частоты сердцебиений: физиологические основы и осложняющие его явления // Рос. физиол. журн. - 1999. - Т. 85, N 7. - С. 893-908.
7. Одинак М.М., Котельников С.А., Наумов К.М., Мантонин Е.А. Использование спектрального анализа ритма сердца в неврологической практике // Современные подходы к диагностике и лечению нервных и психических заболеваний. Материалы конференции. - СПб, 2000. - С. 470-471.
8. Ноздрачев А.Д., Погорелов А.П. Особенности нейрональной организации внутрисердечных ганглиев млекопитающих // Физиология вегетативных ганглиев : Тез. докл. Всесоюз. симпоз. - Киев, 1981. - С. 28-29.

9. Марпл С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / Пер. с англ. О. И. Хабарова, Г.А. Сидоровой; Под ред. И. С. Рыжака. - М. : Мир, 1990. - 584 с.

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

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

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

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

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

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

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

17. Драган Я. Основи сучасної теорії сигналів: Енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення / Я. Драган, Л. Сікора, Б. Яворський; Центр стратегічних досліджень ЕБТЕС.— Львів: Центр стратегічних досліджень ЕБТЕС, 1999. — 133 с.

18. Dragan Y. Estimation of characteristics of heart rhythms / Y. Dragan, H. Osukhiv's'ka, V. Yavorskyu, E. Yavors'ka // Analysis of biomedical signals and images: proceedings of 16-th international EURASIP Conf. BIOSIGNAL-2002.— Brno: Brno University of Technology, VUTIU Press 2002, 2002.— P. 144-146.

19. Драган Я.П. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів / Я.П. Драган, Б.І. Яворський, Є.Б. Яворська // Вісник нац. унів. "Львівська політехніка": зб. наук. пр. — Львів: Національний університет "Львівська політехніка", 2002. — № 443. — С. 200-205. — (Серія „Радіoeлектроніка та телекомунікації”).

20. Яворська Є. Оцінювання характеристик серцевої ритміки / Є. Яворська // 2-й Международный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ-2005: сб. науч. трудов.— Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЭ, 2005. — Часть 2. — С.618-620.

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

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

23. Яворська Є. Властивості кореляційної функції дихальної варіабельності ритміки серця / Є. Яворська // Вісник ТДТУ. — 2005. — №1. — Т.10. — С. 134-144.

24. Кузнецов А.А. методы анализа упорядоченности ритма сердца // Биомедицинская радиоэлектроника / Кузнецов А.А. —2008 г. —№ 6. —с.15.

25. В.Е. Анциперов, Ю.В. Обухов Многомасштабный корреляционный анализ и основанное на нем представление сигналов медико-биологического происхождения / В.Е. Анциперов, Ю.В. // 8-я .Международная научно – техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. — С. —180-182.

26. Е.П. Зозуля. Геометрический анализ нелинейных хаотических колебаний кардиоритма как новый подход для автоматического обнаружения фибрилляции предсердий / Е.П. Зозуля. —8-я-Международная научно –техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». — Секция 2. — С.172-175.

27. Кузнецов А.А. О роли нормального распределения фаз ритма сердца / Кузнецов А.А. —8-я-Международная научно –техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. —С.149-151.

28. Баевский Р.М., Кирилов О.И. Клецкин С.В. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе / Баевский Р.М., Кирилов О.И. Клецкин С.В. —М.: Наука. — 1984.-220с

29. Кузнецов А.А. Энтропия точечной диаграммы ритма сердца/ Кузнецов А.А. // 8-я-Международная научно –техническая конференция «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». — Секция 2. – С.176-178.

30. Плеханов А.А., R. Rybalko Алгоритм выделения RR-интервалов из электрокардиограмм / Плеханов А.А., R. Rybalko //8-я- Международная научно –техническая конференция! «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии». —Секция 2. — С.157-160.

31. Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. *ECG compression using discrete symmetric wavelet transform* / Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. // *Engineering in Medicine and Biology Society*. —1995. —IEEE 17th Annual Conference IEEE. — Vol. 1. — p. 167–168.

32. Смит С. Форматы сжатия данных / Смит С. // *Электронные компоненты*. —2009. — № 8. —с.83-87.

33. Д.В. Исакевич ,В.В. Исакевич. Программная реализация устройства хранения и анализа электрокардиограмм .,Программные система:теория и приложения/ Д.В. Исакевич ,В.В. Исакевич. —2015. — ISSN 2079-3316.

34. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. / Дощицин В. Л. // перераб. И доп. — М.: Медицина. – 1987. — 2-е изд. .

35. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика. / Дехтярь Г. Я. перераб. И доп. — М.: Медицина. – 1972. —2-е изд. — 416 с.

36. M. Edward Womble, John S. Halliday, Sanjoy K. Mitter, Malcolm C. Lancaster And John H / *TRIEBWASSER Proceedings of the Data Compression for Storing and Transmitting ECG's/VCG's*. may 1977 . –vol. 65. –no. 5.

37. Nalla.Srinivas et al.,American: *International Journal of Research in Science, Technology, Engineering & Mathematics* // Nalla.Srinivas et al.,American. – 4(2), September - November 2013. – pp. 82-90.

38. Kim B., Yoo S., Lee M. *Waveletbased low-delay ECG compression algorithm for continuous ECG transmission* / Kim B., Yoo S., Lee M // Information Technology in Biomedicine, Transactions on. — 2006. — Vol. 10. — no. 1. — p. 77–83.

39. Shaou-Gang Miaou, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin *Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization With Tree Codevectors in Single Codebook*, TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING / Shaou-Gang Miaou, Heng-Lin Yen, and Chih-Lung Lin. JULY 2002. —VOL. 49. — NO. 7.

40. Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. *ECG compression using discrete symmetric wavelet transform* / Djohan A., Nguyen T.Q., Tompkins W.J. // Engineering in Medicine and Biology Society. —1995. —IEEE 17th Annual Conference IEEE. — Vol. 1. — p. 167–168.

41. Фаддеев Д. К., Фаддеева В. Н. *Вычислительные методы линейной алгебры.*/Фаддеев Д. К., Фаддеева В. Н. Издание 3-е, стереотипное. —СПб.: Издательство «Лань». —2002. —736 с.—ISBN5-8114-0317-8.

42. Айвазян С.А., Бухштабер В.М., Енюков И.С., Мешалкин Л.Д. *Прикладная статистика: Классификация и снижение размерности.* / Айвазян С.А., Бухштабер В.М., Енюков И.С., Мешалкин Л.Д. . — М.: Финансы и статистика, 1989. —Часть 3. — 608 с.

43. Исакевич Д.В., Исакевич В.В. *Кардиоайгеноскопия — новая полезная модель обработки электрокардиограмм: Электронное издание.* / Исакевич Д.В., Исакевич В.В. — М.: Издательство .Перо. — 2014. — 139 с.

44. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. *Кардиоайгеноскоп/ Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С.// Полезная модель № 128470RU.*

45. Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. Аль-Барати Б. С. *Устройство хранения и анализа ЭКГ/Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. Аль-Барати Б. С. //Заявка на полезную модель. —№ 2015130397. —23.07.2015. Решение о выдаче патента на полезную модель. —21.03.2016.*

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

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

А.1. Компонентний метод

% Обчислення оцінки коваріаційної компоненти КРГ

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

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

% 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;
```

% Оцінювання параметричної коваріації тестової КРГ

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

%b=compcov(x,T,N,umax,tmax);
%
% Оцінка параметричної коваріації КРГ компонентним методом:
%   b(t,u)=Sum(Bk(u)*exp(i*2*pi*k*t/T)
%
% Вхідні параметри:
%   x       - КРГ, мусить бути центрованою
%   T       - період корельованості, відносний: T/td
%   N       - кількість коваріаційних компонентів КРГ для оцінювання
%   umax    - маскимальний зсув при обчисленні коваріаційної компоненти
КРГ
%   tmax    - маскимальне 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;

% Оцінювання матсподівання тестової КРГ
function m=comrmean(x, T, N, tmax);

%m=comrmean(x, T, N, tmax);
%
% Оцінка математичного сподівання КРГ компонентним методом:
%  $m(t) = \text{Sum}(m_k * \exp(i * 2 * \pi * k * t / T))$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - КРГ, мусить бути центрованим
% T - період корельованості, відносний: T/td
% N - кількість компонентів матсподівання КРГ 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;

% Оцінювання компонентів матсподівання тестової КРГ
function Mk=compmk(x, k, T);

%Mk=compmk(x, k, T);
%
% Оцінка компонентів ПКВП:
%  $M_k(u) = M_t\{\xi(t) * \exp(-i * 2 * \pi * k / T)\}$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - КРГ, мусить бути центрованою
% k - номер компоненти матсподівання КРГ
% 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;
```

ДОДАТОК Б

Апробація результатів дослідження

*IV Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

УДК 616.073.759

Савка Б.– ст. гр. РБ_м–51, Гринюк І.– ст. гр. РБ_м–51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ МЕДИЧНИХ ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМ

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

Savka B., Hrynyuk I.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

THEORETICAL ASPECTS OF APPLICATION MEDICAL EXPERT SYSTEMS

Supervisor: E. Yavorska

Ключові слова: медицина експертна система, система підтримки прийняття рішень, програмне забезпечення.

Keywords: medical expert system, decision support system, software

Експертна система (ЕС) - це система штучного інтелекту, що використовує накопичені знання для забезпечення вискоефективного рішення задач у вузькій професійній області. Експертні системи відносяться до систем підтримки прийняття рішень (СППР), заснованим на знаннях.

Традиційні СППР універсальні і застосовуються для рішення унікальних проблем у різних предметних областях, а ЕС дають відповіді на питання у вузькій предметній області і роблять висновки, що міг би зробити людина-професіонал високої кваліфікації. Інтеграція традиційної СППР із ЕС утворить більш складний вид - так називану експертну систему підтримки прийняття рішень (ЕСППР).

Така система, виходячи з загальних вимог, пропонованих до ЕС, повинна пояснювати свої ради кінцевому користувачу, і, крім того, надавати йому універсальні засоби вільного моделювання.

Медичні експертні системи використовують для діагностування, моніторингу, прогнозування, підтримки прийняття рішень, тобто тих самих завдань, які становлять природу медицини. Якість діагностики оцінюють на рівні кваліфікованого лікаря, а це дуже високий показник. Експертні системи високовартісні. Поки вони забезпечують вирішення ізольованих завдань медичної діагностики. Використовуються в медичних приладо-комп'ютерних системах. Найважливіші галузі застосування експертної системи — невідкладні та загрозливі стани, що характеризуються дефіцитом часу, обмеженими можливостями обстеження та консультацій і нерідко бідною клінічною симптоматикою. Серед інформаційних технологій МІС медичні експертні системи — найперспективніший напрямок.

Таким чином, враховуючи вищевказані аспекти, основним науковим завданням є вирішення проблеми віддаленого доступу пацієнтів та лікарів до медичної інформації, необхідність надійного її зберігання та обміну інформацією між різними спеціалістами та медичними закладами.