

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

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод та засіб обробки ЕКГ-сигналів для виявлення змін
серцевого ритму

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

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Підлужний Д.А.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Хвостівський М.О.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Стрембіцький М.О.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2024

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2024 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Підлужному Давиду Андрійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод та засіб обробки ЕКГ-сигналів для виявлення змін
серцевого ритму

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «11» листопада 2024 року № 4/7-1082

2. Термін подання студентом завершеної роботи

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

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Підлужний Д.А.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ/ANNOTATION

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод та засіб обробки ЕКГ-сигналів для виявлення змін серцевого ритму» // Кваліфікаційна робота // Підлужний Давид Андрійович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2024 // с. – 58, рис. – 19, табл. – 2, додат. – 2, бібліогр. – 11 .

Ключові слова: СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА, ВАРІАБЕЛЬНІСТЬ РИТМІКИ СЕРЦЯ, RR– ІНТЕРВАЛИ, ХОЛТЕРІВСЬКИЙ МОНІТОРИНГ

Кваліфікаційна робота присвячена дослідженню основних аспектів формування та запису електрокардіограм, вивченню методів аналізу ВСР на тривалих записах ЕКГ, а також розробці програмного комплексу аналізу та інтерпретації ЕКГ.

Реалізація отриманих результатів дозволить підвищити точність встановлення та скоротити час витрачений лікарем на дослідження ЕКГ.

Keywords: CARDIOVASCULAR SYSTEM, HEART RATE VARIABILITY, RR– INTERVALS, HOLTER MONITORING

The qualification work is devoted to the study of the main aspects of the formation and recording of electrocardiograms, the study of methods for analyzing HRV on long-term ECG recordings, as well as the development of a software complex for analyzing and interpreting ECGs.

The implementation of the obtained results will allow to increase the accuracy of the determination and reduce the time spent by the doctor on ECG studies.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	8
1.1. Основні поняття і класифікація методів аналізу ритму серця	8
1.2. Коротка характеристика представлених підходів	9
1.3. Особливості аналізу даних при ХМ	16
1.4. Сучасний рівень аналізу зовнішніх факторів під час тривалого кардіомоніторингу за методом Холтера	20
1.5. Огляд закордонних програмних продуктів аналізу даних ХМ	23
1.6. Вимоги до програмного продукту	25
1.7. Висновки до розділу 1	25
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	27
2.1 Попередня обробка електрокардіограм	27
2.2 Обробка довгочасових реєстрограм кардіосигналу	30
2.3. Метод обробки результатів діяльності програмного комплексу ...	33
2.4. Висновки до розділу 2	37
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	41
3.1. Програмна реалізація	41
3.2 Структура програмного комплексу	41
3.3 Використання програмного комплексу	42
3.4 Вибір програми для обробки результатів	45
3.5 Обробка результатів	45
3.6 Висновки до розділу 3.	47
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	48
4.1 Охорона праці	48
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	50
4.3 Висновки до розділу 4	52

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	53
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	54
ДОДАТКИ.....	56

ВСТУП

Актуальність теми. Розвиток комп'ютерних технологій на сьогоднішній день знайшов своє відображення майже у всіх сучасних наукових сферах. Це не обійшло стороною й медицину. Виявлення серцево-судинних захворювань є важливим напрямом у медичній діагностиці.

Електрокардіографія є самим поширеним і застосовуваним методом аналізу роботи серця. Використання комп'ютерних систем при дослідженні ЕКГ-сигналів розширює можливості діагностики та зменшує часові затрати лікаря при постановці діагнозу. При цьому особлива увага надається їх програмно-алгоритмічному забезпеченню, оскільки відомо безліч його реалізацій як вітчизняних, так і закордонних.

При автоматичному опрацюванні такого роду даних важливим є їх ввід-вивід, обробка, збереження, пошук тощо.

У роботі досліджено основні аспекти електрокардіографії та методи аналізу варіабельних ритмічних процесів у роботі серця.

Метою є удосконалення методів та засобів обробки сигналів серця з метою своєчасного виявлення змін у його ритмі. Для досягнення цієї мети потрібно:

1. Оцінити значущість проведеного дослідження.
2. Проаналізувати основні можливості відомих засобів аналізу ЕКГ.
3. Вивчити методи аналізу при холтерівському моніторингу (ХМ).
4. Провести аналіз алгоритмів кластеризації комплексів QRS та обґрунтувати вибір конкретного алгоритму.
5. Дослідити комбінований підхід при проведенні аналізу параметрів варіабельності ритміки серця.

Об'єктом дослідження є добовий запис електрокардіограми (ЕКГ).

Предметом дослідження виступають методи та засоби моніторингу стану серця.

Методи дослідження базуються на використанні математичної статистики, теорії ймовірності та кластерного аналізу.

Науковою новизною результатів є експериментально-теоретичне підтвердження ефективності застосування методів аналізу кардіологічних сигналів.

Апробація результатів дослідження. Апробація результатів дослідження була проведена на конференції.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Основні поняття і класифікація методів аналізу ритму серця

Мінливість серцевого ритму з часом вивчає методами аналізу динаміки серцевого ритму, також відомими як методи аналізу варіабельності (мінливість) серцевого ритму (ВСР) за даними кардіоритмограм (КРГ), одержуваних у результаті виділення часових інтервалів між послідовними скороченнями серця із записів тривалого кардіомоніторингу. В даний час найчастіше використовується класифікація методів аналізу ВСР пропонує розглядати кожен метод аналізу ВСР окремо залежно від використовуваного підходу до подання та аналізу серцевого ритму. Методи аналізу ВСР поділяються на такі види [1,7,8,9]:

- методи, що базуються на статистичних перетвореннях характеристик серцевого ритму як мінливого з часом сигналу (статистичний аналіз, тимчасовий аналіз серцевого ритму);
- геометричні методи аналізу серцевого ритму (наприклад, варіаційна пульсометрія за Р. М. Баєвським, кореляційна ритмографія, аналіз диференціальної гістограми, оцінка купола гістограми за Л. Н. Лютикової, методи триангулярної інтерполяції та ін);
- методи аналізу хвильової структури ритму (візуальний аналіз КРГ, спектральний аналіз КРГ та автокореляційний аналіз КРГ);
- нелінійні методи (наприклад, масштабування спектра Фур'є на $1/f$, кластерний спектральний аналіз, ентропія Колмогорова, метод масштабованого індексу та ін.);
- інтегральні методи, засновані на спільному застосуванні кількох підходів до аналізу серцевого ритму в вигляді структури або процесу (оцінка показника активності регуляторних систем (ПАРС), сумарна оцінка регуляторних систем (СОРС) та ін) [1,7,8,9].

Відповідно до розглянутої класифікації методів аналізу за ВСР методи аналізу КРГ можна розділити за видом підходу до аналізу змін серцевого ритму з часом залежно від вибору подання динаміки серцевого ритму як процес або структури (рис. 1.1).

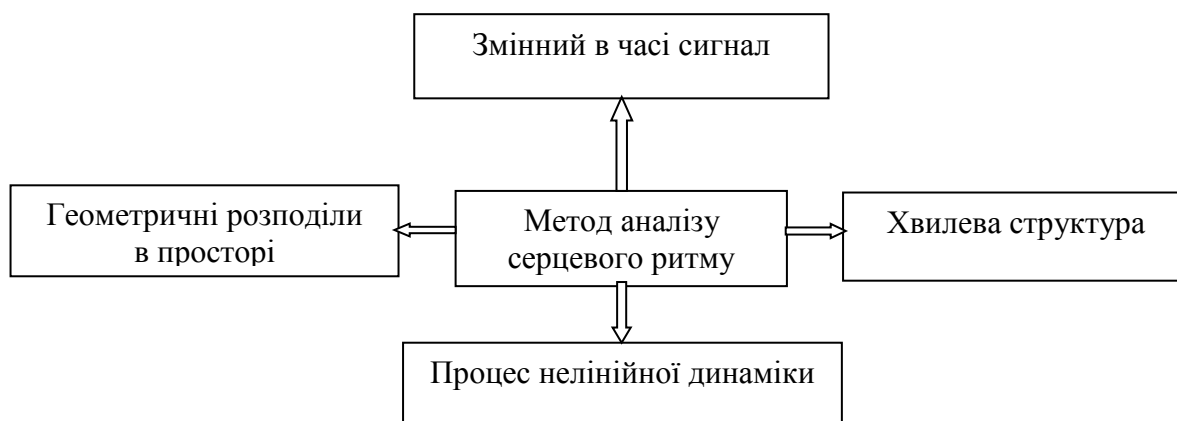


Рис. 1.1. Методи аналізу серцевого ритму розглянутого як процес чи структура.

На рисунку не представлено інтегральні методи аналізу серцевого ритму, так як існуючі інтегральні методи аналізу серцевого ритму є комбінацією представлених підходів до аналізу динаміки серцевого ритму.

1.2. Коротка характеристика представлених підходів

Розглянемо коротку характеристику кожного виду методів згідно з наведеною класифікацією [11].

У рамках методів аналізу серцевого ритму як змінного з часом сигналу (статистичного і часового методів) мінливість ритму серця розглядається як деякий процес у часовій області, досліджуються основні статистичні характеристики серцевого ритму як випадкового процесу. Часовий аналіз серцевого ритму відокремлений від статистичного розрахунком ряду спеціальних показників, що обчислюються тільки для аналізу ВСР [1,8,9,11].

Методи аналізу серцевого ритму як геометричних розподілів у просторі орієнтовані на представлення та подальший аналіз серцевого ритму як деякого розподілу в просторі, вивчення просторових характеристик якого представляє діагностичну інформацію [1,8,9].

Методи аналізу серцевого ритму як хвильової структури (спектральний та автокореляційний) засновані на дослідженні динаміки серцевого ритму як сукупності послідовностей, що періодично повторюються. Спектральний аналіз ритму серця заснований на положеннях теорії коливань. Відповідно до теорії коливань будь-яка періодично крива складного виду, що повторюється, може бути розкладена в ряд найпростіших синусоїдальних коливань, званий ряд Фур'є [2,11]. Автокореляційний аналіз ритму серця використовує побудову автокореляційної функції для дослідження внутрішньої структури серцевого ритму на основі аналізу його періодичних складових [1].

Методи аналізу серцевого ритму як процесу нелінійної динаміки спрямовані на дослідження серцевого ритму як відображення безлічі перехідних процесів в організмі людини з різними швидкостями їх протікання та рядом параметрів коливальних процесів, що зіставляються з перехідними процесами в організмі людини [3]. Застосування методів нелінійної динаміки вважається перспективним, але значно утрудненим відсутністю в даний час норм і стандартів для застосування в медичній та дослідній практиці [1, 4].

Інтегральні методи аналізу ВСР об'єднують кілька способів аналізу серцевого ритму. Найбільш відомі інтегральні методи розрахунку показника активності регуляторних систем (ПАРС) та сумарної оцінки регуляторних систем (СОРС) засновані на одночасному застосуванні геометричного методу аналізу серцевого ритму - варіаційної пульсометрії по Р. М. Баєвського та методи аналізу серцевого ритму як хвильової структури (спектральний та автокореляційні методи). Вважається, що інтегральні методи мають більшу повноту діагностичної інформації за рахунок використання та об'єднання в інтегральні критерії сукупності показників серцевого ритму [1, 5].

Всі розглянуті підходи та методи застосовуються для аналізу ритмічної діяльності серця. Необхідно виділити групу методів, що найбільш відповідають завданням дослідження впливу зовнішніх факторів на людину в ході тривалого кардіомоніторингу, враховуючи особливості аналізу даних тривалого кардіомоніторингу.

1.2.1. Аналіз ВСР, метод АВСР-ВКР. Як відомо, аналіз варіабельності серцевого ритму ґрунтується на дослідженні ритмограми. При цьому його проводять лише на тих ділянках ритмограми, які відповідають синусовому ритму за відсутності порушень ритму та шумів.

Характеристики при аналізі ВСР завжди є інтегральними, що належать до кінцевого проміжку часу. Такі характеристики є досить грубими, але стійкими по відношенню до випадкових обурень ЕКГ і неточностей виміру і, водночас, досить тонкі для того, щоб адекватно відображати суттєві зміни частоти серцевих скорочень.

Для того, щоб параметри, що характеризують ВСР на тривалому проміжку часу, задовольняли сформованим вимогам, при їх побудові використовується частковий принцип, при якому об'єкт, що досліджується, розбивається на однакові в тому чи іншому сенсі частки; для кожної частки обчислюються значення того самого скалярного або векторного інтегрального параметра; отримана сукупність параметрів використовується для характеристики об'єкта загалом.

На тривалому проміжку часу пайовий принцип реалізується за такою схемою [1, 9]:

- ритмограма розбивається на короткі ділянки, що містять одне й те саме число інтервалів RR ;
- для кожної ділянки обчислюються два параметри, які є базовими при оцінці ВСР – середнє значення інтервалу RR та кількісна характеристика супутньої синусової аритмії;

– ВСР на всьому досліджуваному проміжку часу оцінюється за допомогою статистичного аналізу, проведеного для наборів пар параметрів усіх коротких ділянок ритмограми (середнього значення інтервалів RR та кількісної характеристики синусової аритмії).

Якщо ж ритмограма коротка і ритм на ній більш менш стаціонарний, то варіація короткої ритмограми (ВКР) стає ефективним інструментом дослідження синусової аритмії.

Варіацією короткої ділянки ритмограми з номером k , що складається з n інтервалів RR, називається величина

$$BKP_k = \sum_{j=1}^{32} |RR_k(j+1) - RR_k(j)|,$$

де $|RR_k(j+1) - RR_k(j)|$ – абсолютне значення різниці інтервалів $RR_k(j+1)$ і $RR_k(j)$. Характеристика BKP_k є дискретним аналогом поняття варіації функції, що характеризує мінливість кривої, що вивчається, на заданому проміжку часу. Якщо $BKP_k = 0$, то на короткій ділянці КРГ, що розглядається, величини всіх інтервалів RR однакові.

Для формування базових параметрів ВСР ритмограма розбивається на ділянки по 33 інтервали, які відповідають 3-4 дихальним циклам. Таким чином, тривалість короткої ділянки КРГ дозволяє враховувати розкид інтервалів RR, які відображають наявність дихальної аритмії.

Для кожної короткої ділянки КРГ визначається величина RRM_k – середня тривалість інтервалів RR, що входять до цієї ділянки,

$$RRM_k = \frac{1}{33} \sum_{j=1}^{33} RR_k(j).$$

При встановленні характеру залежності величини синусової аритмії від ЧСС виконуються такі кроки:

- шкала значень ЧСС поділяється на діапазони;
- для кожного діапазону визначаються всі короткі ділянки ритмограми, для яких значення ЧСС потрапили в цей діапазон, n_i ;
- обчислюється середнє значення ВКР по всіх коротких ділянках КРГ, обраних відповідно до діапазону, $BKPM_i$;
- будується таблиця відповідності значень $BKPM_i$ діапазонам зміни величин RRM .

При визначенні величини $BKPM_i$ послідовно проглядаються всі короткі ділянки КРГ. З них вибираються всі ділянки, для яких значення RRM_k потрапляють у відповідний діапазон розбиття шкали значень RRM . Фіксується кількість таких ділянок, n_i , і обчислюється величина $BKPM_i$.

Сукупність наборів $BKPM_i$ та n_i є основним інструментом дослідження ВСР на тривалих проміжках часу. Для визначення відхилень варіабельності серцевого ритму використовується величина prs_i , відповідна відсотку попадань коротких ділянок КРГ в різні діапазони значень RRM

$$prs_i = \frac{n_i}{\sum_{j=1}^l n_j}$$

де l - кількість діапазонів поділу шкали значень RRM .

При побудові параметра ВКР необхідно, щоб усі кардіоцикли на досліджуваній ділянці були синусовими і їм передувало щонайменше 10–15 синусових кардіоциклів. Також потрібно виключити ділянки ЕКГ, що задовольняють зазначеним вимогам, але на яких є неоднозначна поведінка ритму, наприклад, різниці між інтервалами сусідніх синусових кардіоциклів RR постійно змінюють знак.

Таким чином, для отримання результатів, пов'язаних з аналізом ВСР, потрібна попередня підготовка запису ЕКГ, в ході якої повинні бути, по-перше,

правильно розкласифіковані всі кардіоцикли і, по-друге, видалені з розгляду короткі ділянки КРГ з неоднозначною поведінкою ритму. Якщо при обробці КРГ знайдено багато (більше 10%) ділянок, які не заслуговують на довіру, то КРГ визнається непридатною до дослідження [9].

1.2.2. Прискорення та уповільнення ритму, метод DC-AC. При аналізі варіабельності серцевої кожної короткої ділянки ритмограми визначається динаміка зміни ритму [1,8,9]. З метою обчислення уповільнення (прискорення) серцевого ритму необхідно визначити “якірні” точки, що характеризують послідовне збільшення (зменшення) тривалості – інтервалів. Уповільнення ритму відповідають чорні “якірні” точки, що визначаються збільшенням тривалості – інтервалів, а прискоренню ритму – білі “якірні” точки. При проведенні аналізу не враховуються ті – інтервали, тривалість яких відрізняється більш ніж на 5% від тривалості попереднього інтервалу.

Кожній знайденій “якірній” точці відповідає сегмент КРГ ($S_1, S_2, \dots, S_n$). Усі сегменти мають однакову довжину. На малюнку 1.2 зображені сегменти, що рівні дванадцяти послідовним RR– інтервалам.

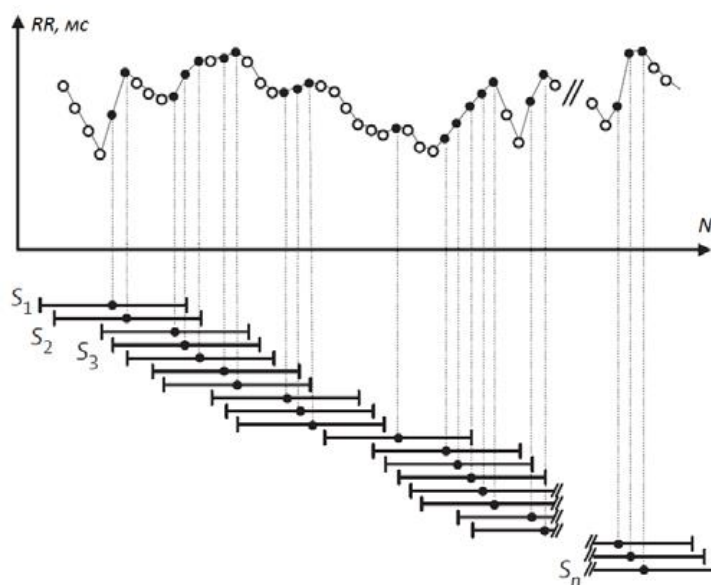


Рис. 1.2. Визначення «якірних» точок.

Усі знайдені сегменти вирівнюються щодо чорних та білих “якірних” точок відповідно. На рисунку 1.3 представлений процес виділення сегментів, визначених чорними "якірними" точками.

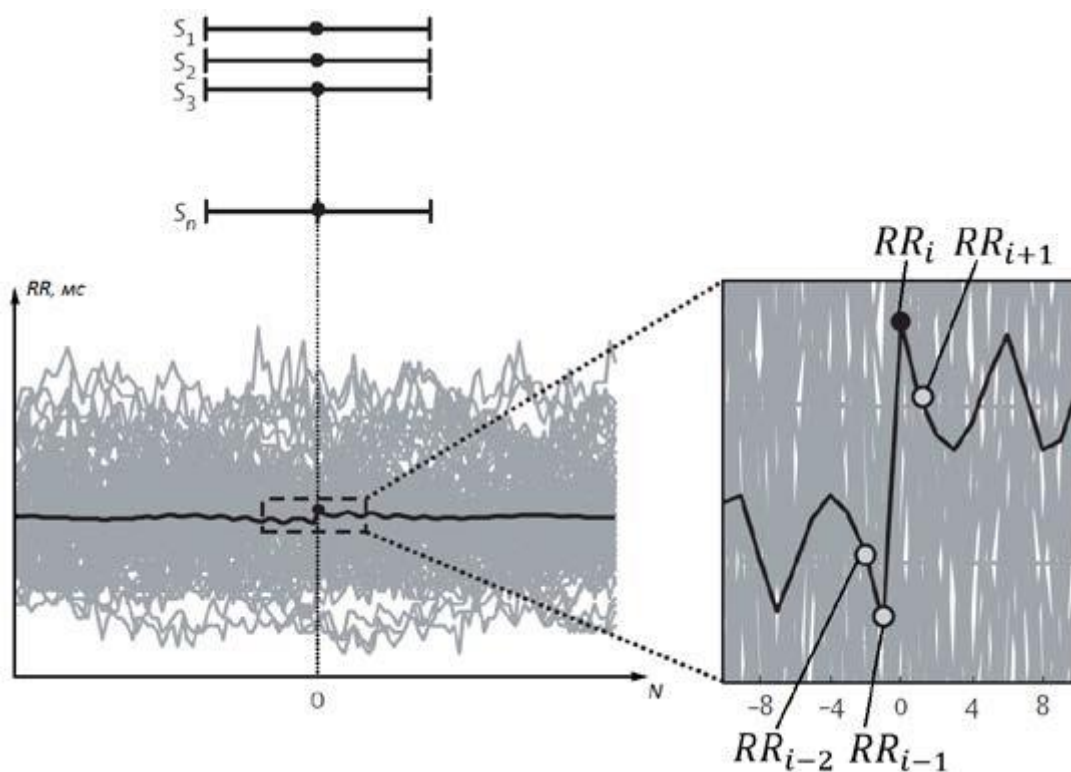


Рис. 1.3. Вирівнювання сегментів КРГ

Метод обчислення прискорення та уповільнення ритму ґрунтується на дискретному вейвлеті аналізі з використанням вейвлета Хаара. Для знаходження відповідних величин використовується наступний вираз

$$DC_i(AC_i) = \frac{RR_i + RR_{i+1} - RR_{i-1} - RR_{i-2}}{4}.$$

1.2.3. Основна ідея об'єднання методів АВСП-ВКР та DC-АС. КРГ поділяється на короткі ділянки. Для кожної короткої ділянки поряд з RRM і варіацією ВКР обчислюються характеристики DC і АС. Далі проміжок змін величин RRM ділиться на стандартні діапазони, і знайдені значення прискорення та уповільнення ритму усереднюються по кожному з діапазонів.

1.3. Особливості аналізу даних при тривалому моніторингу по Холтеру

Тривалий кардіомоніторинг, званий також моніторингом по Холтеру або холтерівським моніторингом (ХМ), характеризується безперервним записом параметрів електричної діяльності серця протягом тривалих проміжків часу від кількох годин до кількох діб.

Під час проведення ХМ реєструється електрокардіограма (ЕКГ) в одному або декількох стандартних електрокардіографічних відведеннях. З даних ЕКГ у міру проведення моніторингу або після його закінчення витягується інформація про тривалості послідовних RR-інтервалів (КРГ). Як правило, після закінчення ХМ проводиться його попередня обробка, також звана препроцесингом. На етапі попередньої даних ХМ відбувається автоматичний поділ кардіокомплексів за типами та побудова КРГ, правильність автоматичного поділу кардіокомплексів які ще називають QRS-комплексами, за приналежністю до одного з можливих видів контролюється лікарем-фахівцем, що проводить аналіз даних ХМ [6]. Пристрій, що проводить автоматичний поділ запису ХМ на кардіокомплекси, називається дешифратором, більшість дешифраторів представляють лікарю-фахівцю сумарну інформацію з проведеної автоматичної класифікації кардіокомплексів на передбачені класи. Класи також відомі в літературі як кластери, біни чи шаблони. Найбільш розроповсюджено автоматичний поділ кардіокомплексів на наступні класи: нормальні, аберантно-шлуночкові, артефактні, невідомі та інші [5]. Вважається, що автоматичний поділ допомагає лікареві-фахівцю збавитися від артефактів запису і дає можливість повторно класифікувати неправильно визначені дешифратором комплекси [5] для віднесення їх до нормальної серцевої активності або патологічної, що є ознакою серцево-судинних захворювань (ССЗ).

Аналіз результатів ХМ починається з аналізу динаміки ЧСС [5], тобто з аналізу даних тривалості послідовних RR-інтервалів, що відображають ВСР і представлених КРГ. В даний час з існуючої множини методів аналізу ВСР у клінічній практиці переважно використовуються два методи: метод часового

аналізу серцевого ритму (time domain method) і метод спектрального аналізу серцевого ритму (frequency domain method) [1,5]. Після аналізу ВСР за даними КРГ виконується класичний аналіз тривалого запису ЕКГ. При аналізі ЕКГ розглядаються виділені класи кардіокомплексів, співвідношення їх класів у записі ХМ, досліджується форма та вид елементів кардіокомплексів, проводиться їх аналіз у порівнянні з відомими видами кардіокомплексів і пов'язаними з ними діагностичними критеріями виявлення ССЗ. Процедура аналізу даних ЕКГ часто називають «розміткою». Після завершення аналізу ЕКГ формується висновок за наслідками ХМ. У сучасних системах аналізу ХМ реалізовано зв'язок між кожним виділеним кардіокомплексом та відповідним йому значенням RR-інтервалу на КРГ, таким чином, аналіз ЕКГ пов'язаний з аналізом КРГ, що забезпечує можливість переходу від значення RR-інтервалу, що відхиляється на КРГ до відповідної йому пари кардіокомплексів ЕКГ для аналізу їхньої структури.

Для аналізу даних КРГ у ХМ використовується два види вибірок: генеральна вибірка (за 24 години) та короткочасна вибірка (5 хвилин) RR-інтервалів. Вважається, що змінність ритму серця зростає зі збільшенням періоду спостереження, що впливає на вибір частотних діапазонів для аналізу короткочасних та довготривалих записів КРГ [5].

Більшість сучасних систем ХМ застосовують перетворення ЕКГ в цифровий формат, що дозволяє застосовувати підходи «згладжування» та фільтрації даних по відношенню до даних ЕКГ і КРГ [1,7,8] для мінімізації артефактів запису ХМ [5]. Також наголошують на важливості підготовки обстежуваного та правильного обслуговування записуючої апаратури ХМ для мінімізації артефактів фізичної природи, пов'язаних із знаходженням електродів для знімання біопотенціалів на тілі людини, що обстежується [1.5].

Для зменшення числа артефактів, виражених значним відхиленням величини RR-інтервалу від інших інтервалів запису, на додаток до ручного (візуального) підходу рекомендується використовувати алгоритми пошуку артефактів, оснований на оцінках розподілу RR-інтервалів [5, 7, 9, 10]. Окрім артефактів запису ХМ класичний аналіз ВСР ускладнює наявність серцевих

аритмій. Вважається, що традиційний аналіз ВСР неможливий за наявності постійної фібриляції передсердь або повної атріовентрикулярної (АВ) блокади [1,8,9]. Оскільки метод аналізу ВСР (у часовій області) вважається інформативним у прогнозуванні та характеристиці аномальних ритмів, робляться спроби обробки запису при виявленні аномальних RR-інтервалів, щоб уникнути помилок аналізу ВСР як методу, який досліджує вегетативний вплив на серцевий ритм [1,8,9]. Однак застосування складної фільтрації поки не дає надійних рішень для подання та аналізу даних, що містять перехідні процеси в динаміці серцевого ритму, які відбиваються на характері зміни огибаючої КРГ.

Найбільшого поширення набули такі методи обробки даних КРГ при виявленні аномальних серцевих скорочень (RR-інтервалів): інтерполяція одиничних (випадкових) аномальних скорочень та обмежений аналіз сегментів, які не містять ділянки аномальних скорочень (перехідні процеси, що відображаються на вигляді огибаючої КРГ) [5].

ХМ є не тільки засобом виявлення ознак ССЗ, але й найпоширенішим інструментальним засобом вивчення динаміки ФС людини в процесі її активності з допомогою аналізу КРГ. Огинальна КРГ розглядається як особливий вид сигналу та характеризує не тільки функціонування ССС, але стан та регуляцію організму людини [11]. На відміну від дослідження КРГ як способу контролю динаміки ФС стану людини, аналіз ЕКГ виконує конкретну функцію аналізу функціонування та провідності серця на користь виявлення захворювань. Результати аналізу ЕКГ забезпечують виявлення та підтвердження ССЗ за виявленими ознаками (як правило, за характерним видом кардіокомплексів та їх поширеності) у порівнянні з відомими ознаками різних ССЗ [5].

Що стосується аналізу ВСР за даними ХМ переважно використовується метод аналізу в часовій області (time domain method), оскільки процес отримання результатів дуже наочний і існує безліч клінічних інтерпретацій, з якими може бути проведено порівняння результатів часового аналізу [5]. Метод аналізу в часовій області відображає інтегральні характеристики ВСР, обчислені за сегментами КРГ різної тривалості. Як і для спектрального методу аналізу

серцевого ритму, метод аналізу серцевого ритму в часовій ділянці вимагає сегментування запису КРГ на квазістаціонарні ділянки для виключення нестаціонарних ділянок запису КРГ, що містить перехідні процеси [1,2,5]. Низький рівень ВСР (дуже мала мінливість серцевого ритму, також звана «ригідним» серцевим ритмом) вважається ознакою багатьох патологічних станів і розглядається як прогностичний показник, що збільшує ризик летального результату для обстежуваної людини при її клінічному обстеженні [5]. В аналізі ВСР методами часової області особливо виділяють дві характеристики мінливості ритму серця: розкид та концентрацію. Функцію розкиду пов'язують із значенням стандартного відхилення тривалостей RR-інтервалів сегмента КРГ і називають адаптивним коридором коливання серцевого ритму [5]. Функцію концентрації пов'язують із середнім значенням RR-інтервалів розглядуваного сегмента КРГ і пов'язують з рівнем функціональних резервів ССС, які можуть бути задіяні для підтримання гемодинаміки [5], адекватної поточній ситуації.

При великій значимості методів дослідження ВСР з даними КРГ, найпоширеніші методи аналізу ВСР мають ряд обмежень, пов'язаних із використанням статистичним підходом до записів КРГ. Щодо спектрального аналізу ВСР з КРГ (frequency domain method) відзначається обмежена застосовність методу до аналізу тривалих записів КРГ під час аналізу даних ХМ [5]. Експерти провідних кардіологічних об'єднань США «American College Cardiology» та «American Heart Association» рекомендують використовувати спектральний аналіз тільки для оцінки коротких сегментів запису тривалістю до 5 хвилин включно, але не результатів тривалого ХМ [1-3]. В основі обмеження на прикладі спектрального аналізу для тривалих записів КРГ знаходиться вимога до стаціонарності запису КРГ, якої проводиться перетворення Фур'є на частотну область. Добові записи, як правило, характеризуються наявністю великої кількості перехідних процесів і, відповідно, високим ступенем нестаціонарності запису. Для спектрального аналізу проводиться ручний (візуальний) вибір квазістаціонарних ділянок за допомогою сегментування запису КРГ [1]. Таким чином, існуючі методи аналізу КРГ на користь дослідження динаміки ФС в ході

ХМ (часові та спектральні) характеризуються неможливістю аналізу сегментів КРГ, що містять перехідні процеси та характеризуються нестационарним характером. У той же час перехідні процеси складають більшу частину запису ХМ і зумовлені впливом зовнішніх факторів на організм людини, що спостерігається в процесі проведення моніторингу. Існуючі проблеми в даній предметній галузі виявляють необхідність у розробці нового методу аналізу даних КРГ, який враховує як нестационарний характер огинаючої КРГ, так і вплив зовнішніх факторів на дані КРГ. Розробка подібного методу вимагає застосування нових підходів до статистичного аналізу серцевого ритму з позицій регуляції організму людини, оскільки динаміка серцевого ритму вважається відображенням стану і функціонування регуляторних систем організму [1]. Оскільки функціонування регуляторних систем організму спрямоване на пристосування до мінливих умов життя, необхідний приладовий контроль впливу зовнішніх факторів для підвищення коректності аналізу варіабельності серцевого ритму за рахунок об'єктивного контролю впливу діючих факторів на людину у процесі моніторингу.

1.4. Сучасний рівень аналізу зовнішніх факторів при тривалому кардіомоніторингу по Холтеру

Сучасні інструментальні засоби тривалого кардіомоніторингу по Холтеру можна розділити на два компонента: технічні засоби кардіомоніторингу у вигляді спеціальних пристроїв - кардіомоніторів з набором датчиків для знімання біопотенціалів та програмно-алгоритмічних засобів для обробки даних моніторингу, аналізу та відображення результатів проведеного аналізу.

Аналіз сучасного рівня розвитку технічних засобів моніторингу (наприклад, [1.8.9]) виявляє тенденцію до розширення числа аналізованих параметрів моніторингу: наприклад, одночасно з ХМ проводиться моніторинг дихальної активності, рухливості людини та положення тіла в просторі за допомогою акселометричних датчиків, що вимірюють різницю між істинним і гравітаційним

прискоренням, а також періодичного вимірювання артеріального тиску. При цьому зберігається тенденція до побудови технічних засобів якнайменшого розміру та зменшення, таким чином, впливу технічних коштів на стан людини, що обстежується. Проведений аналіз показує відсутність явних технічних обмежень на збір даних про вплив зовнішніх факторів на стан обстежуваної людини одночасно з проведенням ХМ. Але реалізація спільного аналізу впливу зовнішніх факторів та даних ХМ обмежена існуючим рівнем розвитку програмно-алгоритмічних засобів аналізу даних, які у свою чергу спираються на відомі методи аналізу даних КРГ та ЕКГ у складі даних ХМ.

У програмно-алгоритмічних засобах аналізу даних ХМ в даний час реалізовано більшість методів аналізу даних ВСР за даними КРГ, що дозволяє оцінювати динаміку функціонального стану обстежуваного на відповідних для аналізу квазістаціонарних сегментах запису КРГ. Відсутність можливості аналізу нестаціонарних ділянок КРГ обмежує застосування методів контролю динаміки функціонального стану людини при веденні обстежуваним активного способу життя, який характеризується великим числом діючих зовнішніх факторів.

Вплив зовнішніх чинників відбивається на записах КРГ як перехідних процесів, аналіз та інтерпретація яких у відсутність програмно-алгоритмічних засобів контролю дії зовнішніх факторів утруднені чи неможливі.

Передбачається, що інформація про дію зовнішніх факторів міститься в щоденниках учасників ХМ, які ведуть їх під час моніторингу. Проте вільний стиль написання щоденників і концентрація оповіді на суб'єктивних відчуттях обстежуваних людей [1.6] не дозволяють розглядати щоденники як об'єктивний контроль впливу зовнішніх факторів, які фізично можуть бути незауважені і тому не відображені автором щоденника навіть при самому скрупульозному його віданні. Таким чином, об'єктивний контроль зовнішніх факторів можливий лише реалізацією інструментального контролю та аналізу їх впливу на дані КРГ у складі даних ХМ.

Розвиток сучасних програмно-алгоритмічних засобів аналізу ХМ переважно спрямовано на вирішення практичних медичних завдань аналізу серцевої

діяльності з ЕКГ. Дослідження ВСР за даними КРГ у інтересах дослідження системи регуляції та динаміки ФС організму людини входять до складу сучасних інструментальних засобів кардіомоніторингу практично в незмінному вигляді. Інформація про дію зовнішніх факторів, наприклад, зміни положення тіла у просторі або рухливості обстежуваного, у найбільш сучасних інструментальних засобах ХМ представляється у формі спільних графіків від часу як даних ХМ, так і контрольованих зовнішніх факторів. Подання результатів моніторингу в графічній формі дозволяє проводити тільки візуальний аналіз дії зовнішніх факторів на КРГ у ті чи інші моменти часу, та його можливості обмежені можливістю кожного фахівця проводити візуальний аналіз великих об'ємів діагностичної інформації.

Відомостей про автоматичні методи контролю впливу зовнішніх факторів на КРГ, заснованих на спільному аналізі даних ВРС та контрольованих параметрів діючих факторів, на даний час не виявлено.

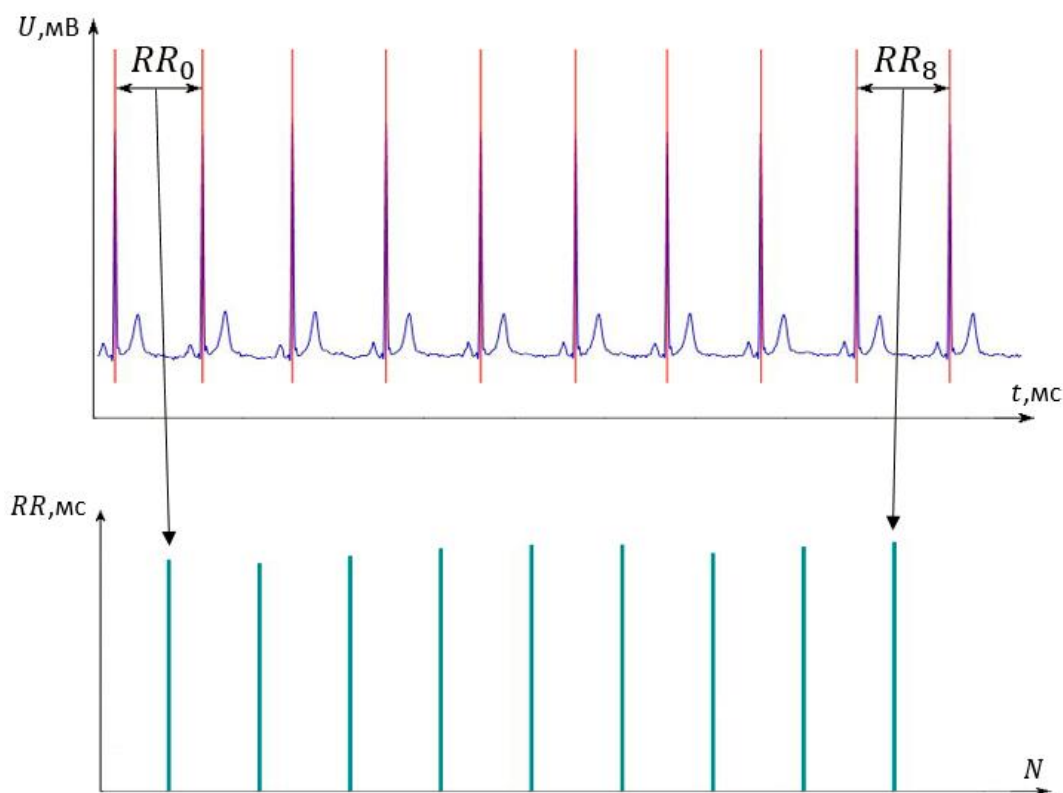


Рис. 1.4. Схема формування КРГ.

1.5. Огляд закорданих програмних продуктів для аналізу даних ХМ

Автоматичний аналіз електрокардіосигналу – складний процес, що включає чотири основні стадії:

- розпізнавання комплексів QRS на ЕКГ та визначення інтервалів RR;
- аналіз форми комплексів QRS, сегмента S та зубця TT;
- розпізнавання зубців Р перед комплексами QRS та визначення інтервалів PQ ;
- вироблення висновків про характер ритму та патології провідної системи серця на підставі отриманих даних.

Нижче наведено дані про роботу та можливості основних програм автоматичного холтерівського аналізу ЕКГ.

1.5.1. Програма "MEDILOG AR12 PLUS". Програма вимірювань MEDILOG AR12 PLUS від компанії Schiller, Швейцарія [4] призначена для одноканальної або триканальної реєстрації електрокардіограм і пропонує широкий набір опцій аналізу ЕКГ:

- аналіз варіабельності серцевого ритму;
- розпізнавання апное;
- аналіз сегментів S та QRS ;
- розпізнавання комплексів QRS;
- розпізнавання зубця Р та передсердний аналіз.

1.5.2. Програма холтерівського моніторування "CARDIMAX". Дане програмне забезпечення є опціональним, носієм є картка SD. Воно може бути встановлено на холтерівські електрокардіографи компанії Fukuda Denshi, Японія, і має такі ключові можливості [1]:

- одночасна реєстрація дванадцяти відведень;
- виявлення комплексів QRS;
- аналіз частоти скорочень, інтервалів PR та QT ;

- дослідження положення електричної осі;
- інтерпретація та аналіз варіабельності серцевого ритму з формуванням висновку.

1.5.3. Система холтерівського моніторування "CardioDay". За допомогою програми аналізу ЕКГ "CardioDay", від американської фірми GE Healthcare можна здійснити [1]:

- аналіз варіабельності серцевого ритму та фібриляції передсердь;
- вимір інтервалу QT між комплексами;
- аналіз функції кардіостимулятора;
- дослідження турбулентності серцевого ритму;
- попередній відбір щодо порушень, пов'язаних зі сном;
- автоматичну інтерпретацію отриманих результатів.

На рисунку 1.5 представлений результат роботи програми, що містить таку інформацію, як усереднений комплекс QRS, а також початок та кінець кожного кардіоциклу.

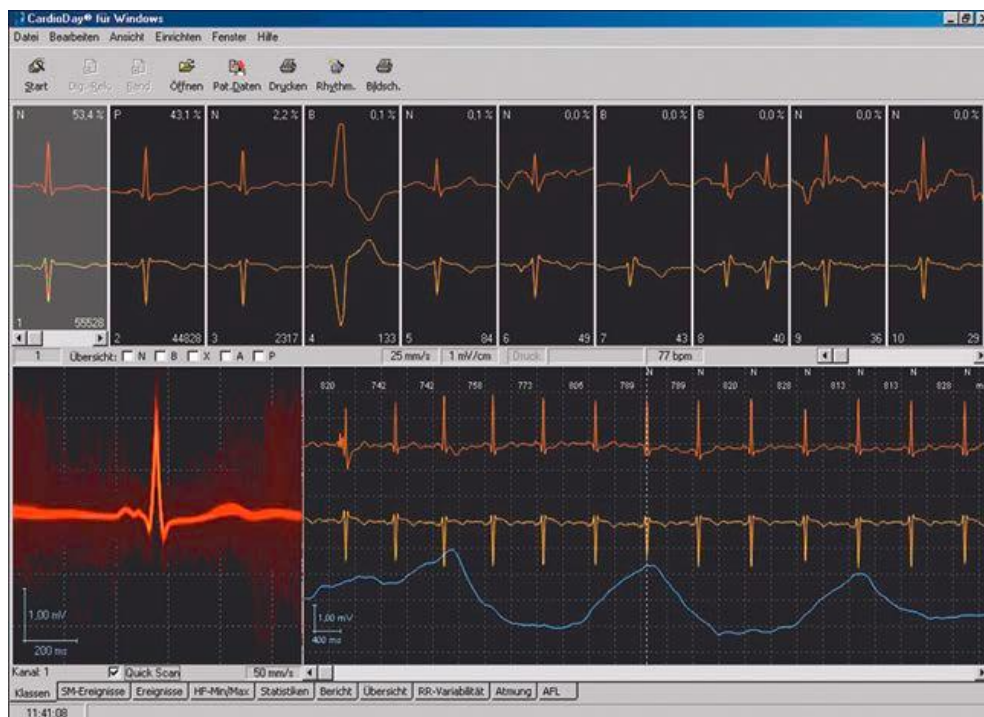


Рис. 1.5. Результати роботи програми вимірювань "CardioDay".

1.6. Вимоги до програмного комплексу

Алгоритмічне та програмне забезпечення має основне значення при побудові автоматизованої системи аналізу та інтерпретації електрокардіосигналу. Воно визначає функціональні можливості діагностики та значною мірою правильність постановки діагнозу загалом [1,11].

Виходячи з виконаного огляду існуючих систем та програмних засобів автоматичного аналізу, виявлено основні можливості, якими має володіти програма, що забезпечує аналіз та інтерпретацію електрокардіосигналу:

- завантаження ЕКГ – сигналу та відображення його на екрані;
- розпізнавання характерних елементів ЕКГ;
- класифікація QRS – комплексів на нормальні, передчасні, комплекси з нестандартною локалізацією водія ритму, а також комплекси, водієм ритму якого є кардіостимулятор;
- корекція результатів автоматичної обробки електрокардіосигналу в діалоговому режимі;
- інтерпретація результатів аналізу інформативних параметрів.

1.7 Висновок до розділу 1

Розглянуто існуючі методи аналізу ритмологічних характеристик за даними тривалого кардіомоніторингу, виділено два методи, найбільш широко застосовних у сучасних системах ХМ: часовий та спектральний аналіз ВСР. Однак відсутність у межах даних методів можливості аналізу нестационарних процесів ускладнює як автоматизацію аналізу серцевого ритму, так і аналіз впливу зовнішніх чинників за даними кардіомоніторингу. Для вирішення проблеми необхідна розробка нового методу аналізу динаміки серцевого ритму, який би враховував як наявність перехідних процесів у динаміці серцевого ритму, так і вплив зовнішніх чинників. Як основа для нового методу аналізу динаміки серцевого ритма розглядається

часовий аналіз ритмологічних характеристик як найперспективніший для реалізації спільного аналізу даних ВСР та параметрів діючих зовнішніх факторів.

Також, розглянуто основні аспекти формування та запису електрокардіограм. Зроблено огляд існуючих систем аналізу та інтерпретації ЕКГ, що дозволило виявити основні вимоги, яким має задовольняти програмний комплекс аналізу та інтерпретації електрокардіосигналів. Розглянуто метод аналізу варіабельності серцевого ритму на тривалих записах ЕКГ, наведено докладну схему реалізації даного методу. Крім того, визначено поняття “прискорення” та “уповільнення” серцевого ритму, які використовуються у подальших розділах роботи.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Попередня обробка електрокардіограм

Одним з напрямків аналізу роботи серцево-судинної системи, що найбільш активно розвиваються, є Холтерівське моніторування (не менше 24 годин). Під час зняття електрокардіограми пацієнт перебуває під впливом різних електромагнітних полів, які істотно впливають на якість зняття електрокардіограм і, як наслідок, неправильне виявлення інформативних ділянок ЕКГ.

До шумів, що супроводжують реєстрацію кардіограми, належать [7]:

- мережева перешкода;
- дрейф ізоелектричної лінії;
- м'язовий тремор;
- артефакти, зумовлені рухом пацієнта.

Для боротьби з відповідними шумами використовуються вузькосмугові фільтри з лінійною фазовою характеристикою, а також фільтри високих та низьких частот. Вузькосмугові фільтри необхідні для видалення мережевої перешкоди з частотою, що відповідає частоті мережі живлення (в Україні – 50 Гц, у ряді інших країн – 60 Гц). Фільтри високих частот використовуються для стабілізації ізоелектричної лінії, однак вони можуть досить серйозно видозмінити форму біосигналу, наприклад, спотворити форму сегмента, що може призвести до помилкової постановки діагнозу. Фільтр низьких частот застосовується в тих випадках, коли м'язовий тремор істотно впливає на зовнішній вигляд запису.

Найбільш повно властивості фільтрів відбиває амплітудно-частотна характеристика, що показує залежність коефіцієнта пропускання фільтра від частоти сигналу. Для фільтрів низьких і високих частот достатньо як єдину характеристику вказувати частоту зрізу.

Діапазон частот, в якому знаходиться інформація, що характеризує параметри кардіоциклів, відповідає 0,5 - 75 Гц [7]. На рисунку 2.1 представлений

вихідний сигнал із дрейфом ізолінії, а на рисунку 2.2 – очищений електрокардіосигнал з використанням високочастотного та низькочастотного фільтра.

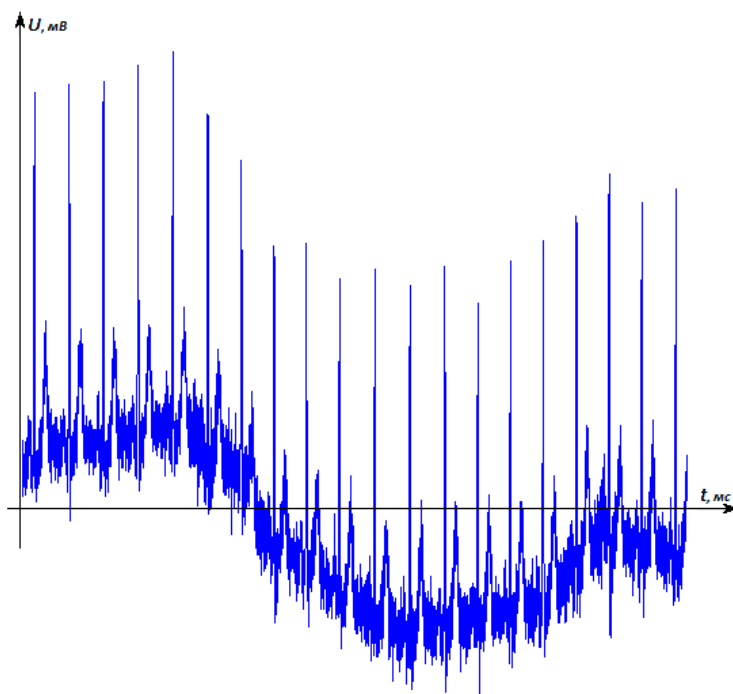


Рис. 2.1. Вихідний сигнал.

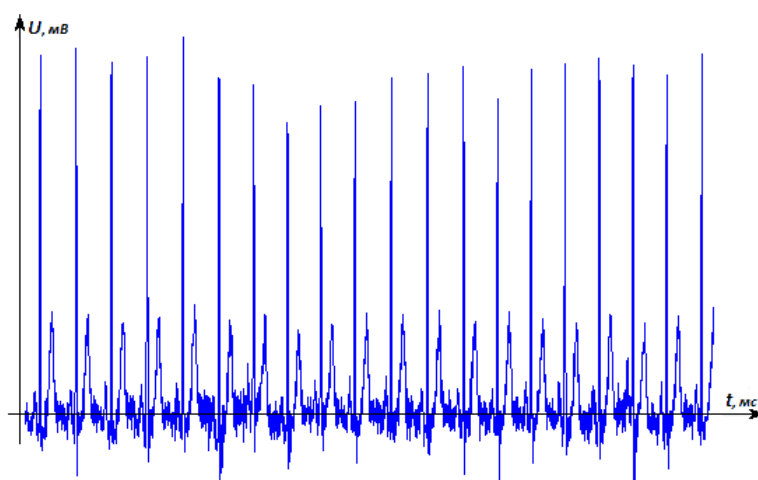


Рис. 2.2. Очищений сигнал.

У більшості сучасних кардіографів існує система придушення мережевої завади на апаратному рівні, однак у деяких ситуаціях, можливе виникнення даного типу перешкод у результаті наведень на провідники, які з'єднують

кардіограф та електроди. На рисунку 2.3 показаний сигнал, що містить мережеву заваду.

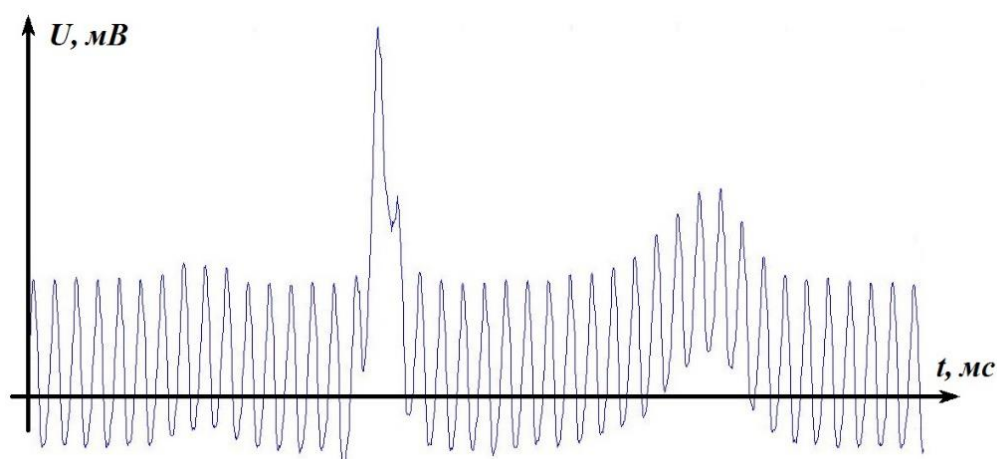


Рис. 2.3. Вигляд сигналу з мережевою завадою.

На даний момент існують різні реалізації фільтрів з кінцевою та нескінченною імпульсними характеристиками. Практично неможливо об'єктивно порівняти обидва типи фільтрів. Як високочастотний і низькочастотний фільтр для обробки електрокардіограми був обраний фільтр Баттерворта, ґрунтуючись на роботах [7,8,9], оскільки даний фільтр має максимально гладку АЧХ на частотах смуги пропускання і має досить крутий спад поза смугою пропускання (див. рис. 2.4).

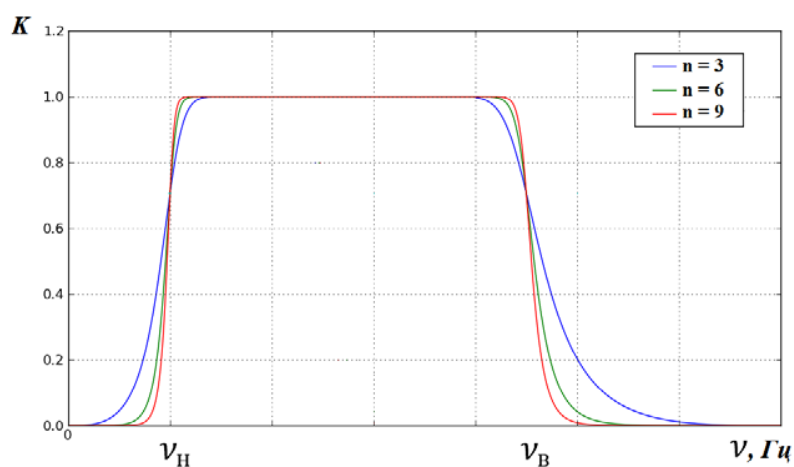


Рис. 2.4. АЧХ фільтру.

2.2. Метод обробки тривалих записів електрокардіосигналів

Метод обробки тривалих записів будується на аналізі варіабельності серцевого ритму. Основним об'єктом дослідження є КРГ, отримані з електрокардіограм шляхом виділення комплексів. Залежно від вибору методу визначення ключових параметрів кардіограми залежить точність подальшої обробки ЕКГ. В якості алгоритму обробки електрокардіограм був обраний метод, заснований на безперервному вейвлет - перетворенні, описаний в роботі [17]. За результатами проведених дослідження було встановлено, що даний метод має досить високу точність виявлення QRS- комплексів, а також хвиль Р та Т, яка задовольняє вимоги щодо аналізу Холтерівських записів. У таблиці 2.1 наведено результати роботи вибраного алгоритму на деяких сигналах з бази даних MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database, що надається у відкритому доступі в інтернеті і містить записи тривалістю не менше 25 годин.

Таблиця 2.1

Результати роботи алгоритму

№ сигналу	Se, %	P, %
16265	99.94	99.97
16773	99.98	99.89
18177	99.97	99.91
19088	99.94	99.96
19830	99.96	99.92

Величина Se – здатність алгоритму давати правильний результат, а P – ймовірність фактичної наявності характерної точки за позитивного результату її виявлення.

Під час проведення досліджень варіабельності серцевого ритму визначається кількісна оцінка залежності величини синусової аритмії від частоти серцевих скорочень. Параметрами варіабельності є такі величини, як:

- варіабельність короткої ділянки ритмограми (ВКР);
- середня тривалість інтервалів RR (RRM);
- прискорення та уповільнення ритму (AC, DC).

КРГ розбивається на короткі ділянки, що включають 33 поспіль інтервалів RR і не містять екстрасистоли (передчасні скорочення серця). Виникнення екстрасистол є випадковим явищем і істотно впливає на параметри варіабельності серцевого ритму. З усіх кардіоциклів необхідно виділити ті QRS– комплекси, які є типовими для досліджуваного сигналу.

Кожна коротка ділянка КРГ характеризується власними значеннями варіабельності серцевого ритму, об'єднаними групи залежно від величини RRM. Весь діапазон можливих значень цієї величини поділяється на стандартні ділянки [7,8,9]. У таблиці 2.2 подано поділ шкали RRM на діапазони.

Таблиця 2.2

Діапазони RRM

№ діапазону	RRM, мс
1	0-572
2	573-648
3	649-724
4	725-800
5	801-872
6	873-948
7	949-1024
8	>1024

В результаті роботи методу аналізу ВСР, що використовується, виходять набори параметрів варіабельності коротких ділянок КРГ, розділених по діапазонах RRM, відповідно до середньої тривалість інтервалів RR . На рисунку

2.5 представлено блок-схему роботи алгоритму аналізу варіабельності серцевого ритму.



Рис. 2.5. Блок-схема обробки ЕКГ.

2.3. Кластеризації QRS– комплексів

Визначення типу QRS – комплексів у кардіосигналі є одним із найбільш важливих завдань при аналізі тривалих записів електрокардіограм. Розроблений підхід маркування комплексів ґрунтується на автоматичному розбитті вихідної множини кардіоциклів на групи з наступним вибором у діалоговому режимі того, до якого саме типу відноситься кожен об'єкт множини QRS – комплексів.

2.3.1. Постановка задач кластеризації. Нехай X – безліч об'єктів, Y – безліч номерів кластерів. Задано функцію відстані між об'єктами $\rho(x, x')$. Є кінцева навчальна вибірка об'єктів $X^m = \{x_1, \dots, x_m\} \subset X$. Потрібно розбити вибірку на підмножини, що не перетинаються (кластери) так, щоб кожен кластер складався лише з об'єктів, близьких за метрикою ρ , а об'єкти різних кластерів істотно відрізнялися. При цьому кожному об'єкту $x_i \in X^m$ приписувався номер кластера y_i .

Під алгоритмом кластеризації розуміється функція $\alpha: X \rightarrow Y$, яка будь-якому об'єкту $x \in X$ ставить у відповідність номер кластера $y \in Y$ [7,8,9].

2.3.2. Метод k – середніх. Даний алгоритм [19] використовується для розбиття вихідної множини об'єктів X на k підмножин таким чином, щоб відстань від точок кластерів до їхніх центрів була мінімальною. Потрібно знайти $\min_{x_j \in X^i} \sum_{i=1}^m d(x_j, \mu_i)$, де μ_i – центр i -го кластера, m – кількість об'єктів у кластері X^i , $d(x, \mu)$ – відстань між об'єктом x і центром кластера якому належить цей об'єкт.

Коригування центру кожного кластера здійснюється за формулою

$$\mu_i = \frac{1}{|X^i|} \sum_{x_j \in X^i} x_j.$$

Вибір кількості кластерів, на які потрібно розбити множину X вибирається на основі результатів попередніх досліджень. Етапи роботи алгоритму наступні:

- на основі обраного числа кластерів вибирається k випадкових точок, що є центрами підмножин;
- кожен об'єкт досліджуваної множини відноситься до кластера з найближчим до нього центром;
- центри кластерів перераховуються згідно з поточним складом підмножин;
- перевіряється критерій зупинки алгоритму.

2.3.3. Мережі Кохонена. Відносяться до самоорганізованих нейронних мереж [7,8,9]. Такі мережі дозволяють виявити кластери вхідних векторів, які мають деякі спільні властивості. Це одношародношарова мережа, побудована з нейронів типу WTA. На рисунку 2.6 зображено її структуру.

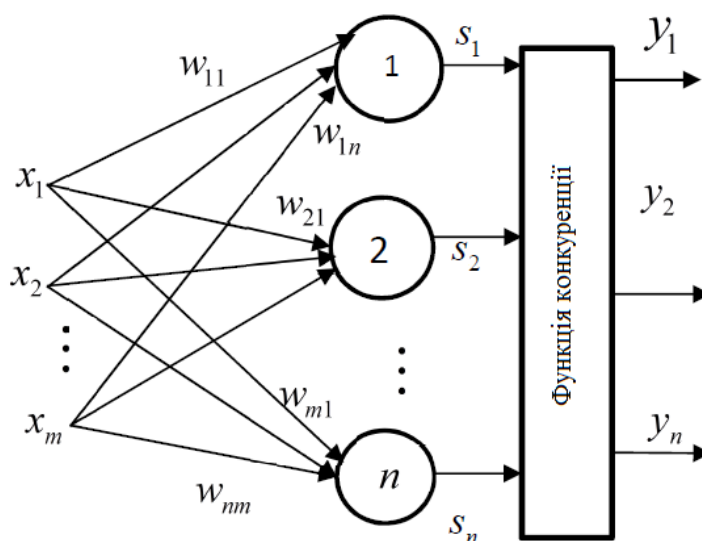


Рис. 2.6. Структурна схема мережі Кохонена.

Кожен нейрон мережі з'єднаний з усіма компонентами m -мірного вхідного вектора $x_i = (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{mi})$. Вхідний вектор є одним з об'єктів, що підлягають кластеризації. Кількість нейронів збігається з кількістю кластерів, що має виділити мережу. В якості нейронів мережі Кохонена застосовуються лінійні зважені суматори:

$$s_j = b_j + \sum_{i=1}^m w_{ij} x_i$$

де $w_{1j}, w_{2j}, \dots, w_{mj}$ – ваги вхідних зв'язків i -го нейрона.

У мережах Кохонена використовують навчання без вчителя. Для навчання мережі застосовується механізм конкуренції. При подачі на вхід мережі вектора, що характеризує будь-який об'єкт, перемагає той нейрон, вектор ваг якого меншою мірою відрізняється від вхідного вектора. Для нейрона-переможця виконується співвідношення

$$d(x, w_j) = \min_{1 \leq i \leq n} d(x, w_i),$$

де n – кількість нейронів у мережі, j – номер нейрона переможця, $d(x, w)$ – відстань між векторами x та w .

Перед процесом навчання виконується початкове задання векторів ваг. Процес навчання складається з повторення кроків [7,8,9]:

- подання вихідного набору даних на вхід мережі;
- знаходження значень функції кожного нейрона;
- визначення нейрона переможця;
- коригування ваг нейрона-переможця;
- перевірка умови закінчення алгоритму.

Умовою закінчення навчання мережі може бути перевірка числа пройдених циклів навчання. Коригування вагів нейрона-переможця проводиться за різними правилами, наприклад, з використанням алгоритму Кохонена або нейронного газу [7,8,9].

2.3.4. Метод DBSCAN. В основі методу кластеризації DBSCAN (Density - based spatial clustering of applications with noise) [7,8,9] лежить об'єднання деяких об'єктів відповідно до їх внутрішньогрупового "з'єднання". Для проведення коректної процедури кластеризації необхідно вказати критерії, за якими об'єкти

будуть об'єднані у кластери. Кластери є щільні області деяких об'єктів у просторі даних, розділених між собою об'єктами, щільність яких значно нижче.

Щільність точок для цього об'єкта x_i визначається двома параметрами. Першим є α — радіус сусідства точки x_i . Тоді множина X^k , що містить об'єкт x_i , включатиме такі точки x_j , для яких буде істиною

$$d(x_i, x_j) \leq \alpha, \quad j \in [1: |X^k|], \quad j \neq i,$$

де $d(x_i, x_j)$ є відстанню між об'єктами множини X^k . Ця відстань може обчислюватися різними способами, наприклад, як евклідова відстань.

Другим параметром визначення щільності точок є мінімальна кількість точок $N_{\min}$, розташованих ближче всього до даного об'єкта, згідно з певним радіусом α . Об'єкт x_i буде в околі з радіусом α і $N_{\min}$, якщо $|X^k| \geq N_{\min}, x_i \in X^k$.

Кластер, сформований на основі об'єднання об'єктів за густиною, повинен задовольняти таким властивостям як максимальність і зв'язність.

Реалізація алгоритму DBSCAN може бути поділена на два етапи [21]. Насамперед із усього набору даних D необхідно виділити ті точки, які є в околі. Потім виконується наступна процедура для кожного об'єкта x_i з набору даних D :

- перевірка належності поточного об'єкта до якогось із кластерів;
- чи є поточний об'єкт точкою околу.

Якщо поточний об'єкт є в околі, всі об'єкти, які досяжні за щільністю від поточного об'єкта, з'єднуються у новий кластер. В іншому випадку, якщо об'єкт не є точкою околу і не досяжний за щільністю ні від якого об'єкта, поточний об'єкт належить підмножині S .

2.3.5. Вибір методу кластеризації QRS— комплексів. В результаті тестування аналізованих методів кластеризації було визначено їх основні переваги та недоліки.

Метод k - середніх:

- переваги: простота реалізації, можливість обробляти великі набори даних;
- недоліки: чутливість до викидів, необхідність заздалегідь визначити кількість кластерів, сильна чутливість до вибору початкових центрів кластерів.

Мережі Кохонена:

- переваги: стійкість до зашумлених даних, простота реалізації, можливість вибирати алгоритм коригування ваг нейронів залежно від структури даних;
- недоліки: необхідно завдання кількості кластерів, на які розбивається набір досліджуваних даних, необхідно вирішувати проблему мертвих нейронів.

Метод DBSCAN:

- переваги: алгоритм не чутливий до викидів, метод не вимагає апіорного завдання кількості кластерів, здатність алгоритму визначати кластери різної конфігурації, можливість працювати з вибірками великого обсягу;
- недоліки: трудомістка процедура визначення необхідних параметрів для коректної роботи алгоритму.

В одному добовому записі електрокардіограми міститься понад 100000 кардіоциклів, а також артефакти, зумовлені рухом пацієнта, і передчасні скорочення серця, що мають схожу структуру з типовими для досліджуваного сигналу QRS-комплексамі. Тому, основною перевагою методу DBSCAN, в порівнянні з іншими методами кластеризації, є те, що перед обробкою комплексів не потрібно визначати кількість кластерів, на які необхідно їх розбити.

2.4. Метод обробки результатів роботи програмного комплексу

Результатом обробки КРГ пацієнтів є набори параметрів варіабельності серцевого ритму. Для аналізу можливості застосування знайдених параметрів у діагностиці необхідно виявити закономірності між групами здорових людей і людей з конкретним захворюванням.

Як математичний апарат, що дозволяє обробляти набори параметрів ВСР груп пацієнтів, використовується статистичний аналіз. При цьому необхідно

вибрати метод, за допомогою якого можна оцінити достовірність отриманих даних. Серед методів оцінки достовірності розрізняють параметричні та непараметричні [1,7,8,9].

Параметричні методи статистичної обробки даних використовуються в тому випадку, коли відомий закон розподілу ознак, що вивчаються, а непараметричні не вимагають знання закону розподілу ознак, що вивчаються. Як параметричні, і непараметричні методи, використовуються порівняння вибірових сукупностей.

Перед проведенням досліджень має бути чітко сформульовано припущення, яке підлягає перевірці. Імовірне твердження щодо генеральної сукупності, яке перевіряється за вибіровими даними, називається статистичною гіпотезою. У процесі проведення аналізу досліджуваних параметрів висувається нульова гіпотеза – гіпотеза про відсутність різниці між групами ознак. Відповідно до нульової гіпотези, відмінність між значеннями недостатньо значно.

Основний метод перевірки гіпотез у тому, що висувається нульова гіпотеза, аби спробувати спростувати її й цим підтвердити альтернативну гіпотезу. Як альтернативна гіпотеза служить гіпотеза про значну різницю між групами ознак. За результатами перевірки гіпотез можлива поява статистичних помилок. Поділяють помилки першого та другого роду [1,7,8,9]:

- статистична помилка першого роду – ймовірність знаходження відмінностей між даними, яких насправді не існує (справжня нульова гіпотеза відхиляється);

- статистична помилка другого роду – ймовірність не знайти відмінності, яка насправді існує (хибна нульова гіпотеза не може бути відхилена).

Той чи інший висновок з певною ймовірністю може бути помилковим. Імовірність помилки залежить від того, наскільки великою є вибірка досліджуваних ознак. Оскільки зазвичай досліджувані вибірки щодо невеликі, ймовірність помилки може бути значною. У медицині гранично допустиме значення ймовірності помилки першого роду встановлюється лише на рівні 5%. Ця величина називається рівнем значимості. Таким чином, p – рівень значущості відповідає ризику здійснення помилки першого роду (відхилення істинної

нульової гіпотези). Якщо рівень значимості менше гранично допустимого значення ймовірності припуститися помилки першого роду, то нульова гіпотеза відхиляється [1,7,8,9].

2.4.1. t –критерій Стюдента. Одним із параметричних методів статистичної перевірки гіпотез є t – критерій Стюдента [1,8,9]. Даний метод застосовується для порівняння середніх значень у двох вибірках і може бути використаний як для незалежних, так і зв'язаних наборів даних.

Для його застосування необхідно, щоб вихідні дані мали нормальний розподіл. У разі використання двовибіркового критерію для незалежних вибірок також необхідно дотримуватись умов рівності дисперсій.

2.4.2. Критерій Колмогорова – Смирнова. Цей критерій відноситься до непараметричних методів статистичного аналізу і дозволяє знайти точку, в якій сума накопичених розбіжностей між двома розподілами є найбільшою, і оцінити достовірність цієї розбіжності [1,8,9]. Для більшої достовірності отриманих даних розміри досліджуваних вибірок мають бути досить великими.

В основі методу лежить формула розрахунку експериментального значення критерію Колмогорова – Смирнова. Отримана величина критерію порівнюється з табличним відповідно до обраного рівня значущості.

Виведені значення ймовірності засновані на припущенні, що середнє та стандартне відхилення нормального розподілу відомі.

2.5. Висновки до розділу 2

У даному розділі було визначено основні вимоги до попередньої обробки ЕКГ, обґрунтовано вибір фільтра та алгоритму визначення ключових параметрів ЕКС (положення зубців, тривалість сегментів та інтервалів).

Визначено концепцію методу обробки тривалих холтерівських записів електрокардіосигналів. Сформульовано постановку завдання кластеризації QRS–

комплексів, а також виявлено основні переваги та недоліки існуючих алгоритмів кластеризації. На підставі зроблених висновків вибрано метод кластеризації кардіоциклів.

Крім того, для виявлення закономірності між групами здорових людей та людей з конкретним захворюванням на основі аналізу варіабельності серцевого ритму було обрано методи обробки результатів роботи програмного комплексу, а саме, t – критерій Стюдента та Критерій Колмогорова – Смирнова.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Програмна реалізація

На основі проведених досліджень існуючих систем аналізу електрокардіограм були сформульовані вимоги, яким повинен задовольняти програмний комплекс, що розробляється. Мова і середовище розробки повинні мати необхідний функціонал, що дозволяє повною мірою реалізувати всі можливості програми аналізу ЕКГ.

Для створення експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіосигналу було обрано мову програмування C++ з використанням бібліотеки Qt, що дозволяє конструювати графічні програми з можливістю ручного коригування результатів автоматичної обробки кардіограм.

3.2. Структура програмного комплексу.

Програмний комплекс складається з набору модулів, що дозволяють створювати бази пацієнтів, проводити обробку електрокардіограм та виконувати дослідження параметрів варіабельності серцевого ритму у різних груп пацієнтів:

1. Модуль створення баз пацієнтів. Для проведення досліджень параметрів варіабельності серцевого ритму необхідно створити бази, що містять інформацію про пацієнтів, у яких групуються особи, об'єднані в діапазоні віку та статі.

2. Модуль розмітки електрокардіограми. Модуль розмітки електрокардіограми дозволяє здійснити маркування ЕКГ з використанням розробленого методу виявлення інформативних ділянок кардіоциклів. Для спрощення візуального коригування отриманих результатів автоматичної обробки кардіосигналу можна встановити допустимий рівень перешкод, що містяться в сигналі, шляхом вибору діапазону частоти пропускання високочастотних і

низькочастотних фільтрів. Крім розмітки кардіосигналу можна провести угруповання кардіокомплексів з метою виділення екстрасистол, нетипових комплексів і помилок автоматичного маркування ЕКГ.

3. Модуль обробки КРГ тривалих записів ЕКГ. Результатом обробки електрокардіограм є КРГ, які характеризують варіабельність серцевого ритму. Даний модуль дозволяє вибрати такі параметри обробки послідовності RR-інтервалів, як кількість інтервалів на короткій ділянці КРГ, метод розбиття шкали поділу ЧСС і спосіб групування досліджуваних значень ВСР. На рисунку 3.1 зображено графічний інтерфейс модуля створення набору параметрів варіабельності серцевого ритму.

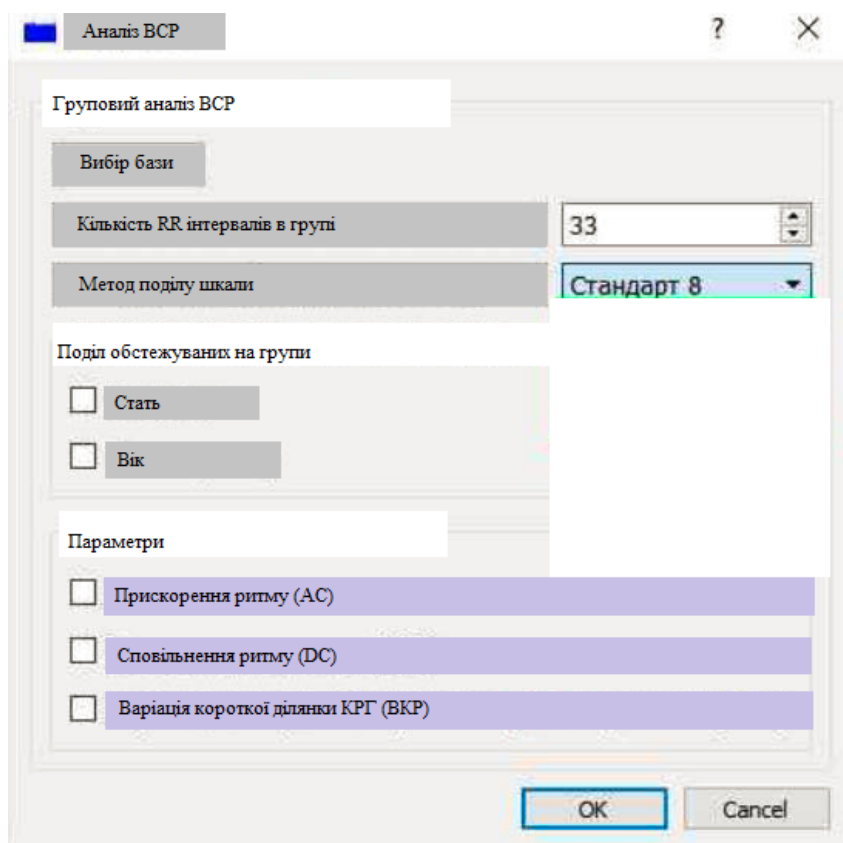


Рис. 3.1. Модуль створення наборів параметрів ВСР.

3.3. Використання програмного комплексу.

Перед початком роботи з модулями розмітки електрокардіосигналів та формування наборів значень ВРР створюються групи обстежуваних. Кожній групі

ставиться у відповідність конкретне захворювання, щодо якого проводитимуться дослідження. Крім цього, до бази заносяться пацієнти без виявлених патологій серцево-судинної системи.

Кожному обстежуваному відповідають записи сигналів та файли із знайденими QRS-комплексми. Файли анотацій, з розміченими записами ЕКГ, можуть бути отримані як з модуля маркування сигналів, так і з інших програм аналізу.

Створені бази обстежуваних зберігаються для подальшої обробки з допомогою модуля аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму. На рисунку 3.2 подано вибір існуючої бази пацієнтів.

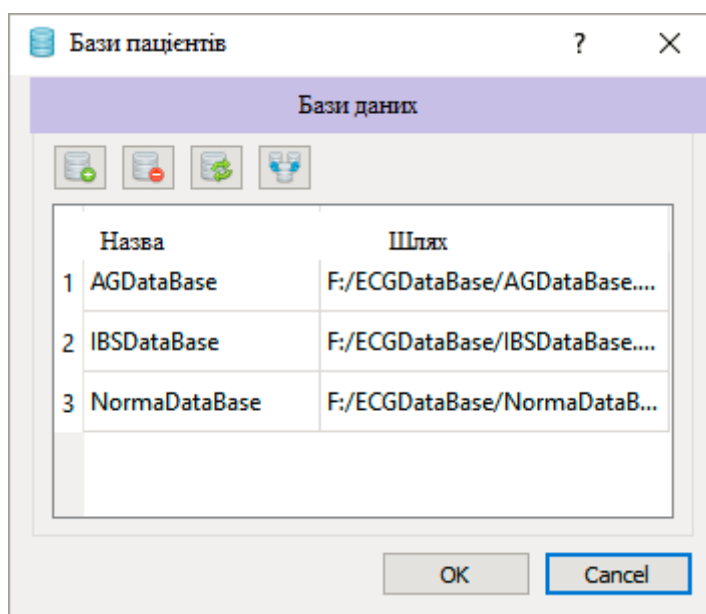


Рис. 3.2. Вибір бази даних.

При використанні модуля розмітки електрокардіограм вибирається файл із записаними відведеннями ЕКГ. Після вибору запису здійснюється фільтрація сигналу залежно від рівня перешкод для спрощення діалогової процедури корекції результатів розмітки. Далі проводиться автоматичне визначення QRS – комплексів та коригування отриманих результатів. На рисунку 3.3 зображено процес додавання пропущеного R – піку.

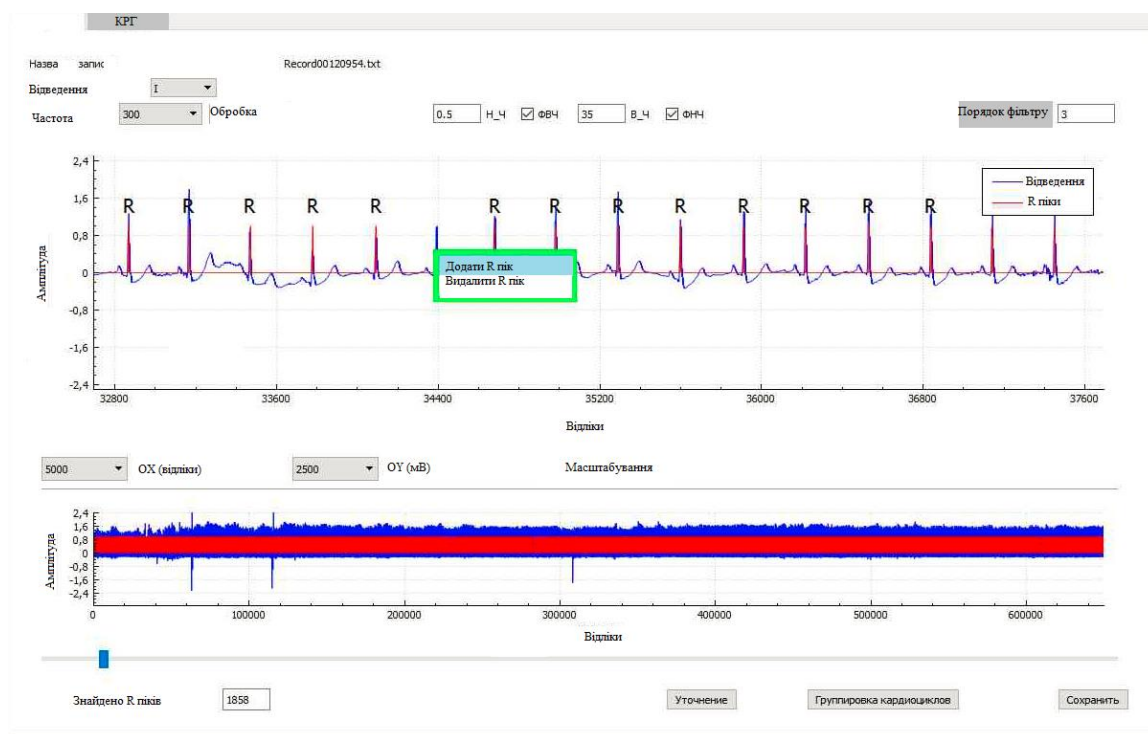


Рис. 3.3. Редагування результатів роботи авторозмітки

При використанні модуля формування наборів властивостей варіабельності серцевого ритму можна вибрати власне розбиття шкали поділу ЧСС. На рисунках 3.4 та 3.5 представлено вибір методу поділу шкали та зображено діалогове вікно задання інтервалів.

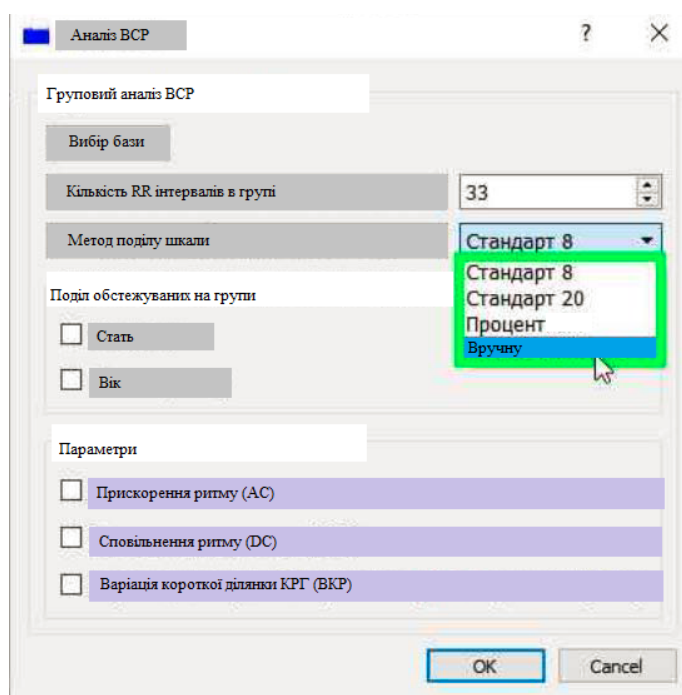


Рис. 3.4. Вибір параметрів.

Інтервали

Формування інтервалів

Кількість інтервалів: 15 Вибір

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	0	200	400	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2100	2200	2300	2400	10000

OK Cancel

Рис. 3.5. Поділ шкали ЧСС.

При виборі поділу обстежуваних на групи, залежно від віку, можливе завдання діапазонів віку пацієнтів.

3.4. Вибір програми обробки результатів

Як програму обробки результатів роботи експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіосигналів було обрано пакет STATISTICA. Основними перевагами даного програмного продукту є:

- широкий вибір методів дослідження статичних залежностей між різними вибірками;
- можливість роботи з файлами різного формату;
- інтерактивний аналіз даних.

3.5. Опрацювання результатів

Аналізованими наборами даних є параметри варіабельності серцевого ритму, розділені за віковими діапазонами, за інтервалами розподілу ЧСС і захворюванням. Перед статистичною обробкою досліджувані набори об'єднуються в єдиний файл, та кожній підгрупі у відповідність ставиться унікальний ключ. Далі вибирається метод порівняння сформованих підгруп. На

рисунку представлений вибір методів аналізу достовірних відмінностей між вибірками параметрів.

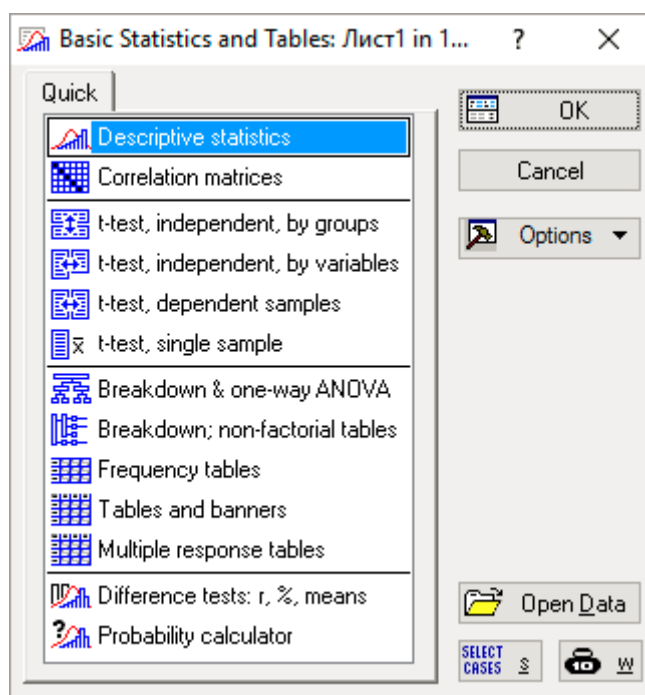


Рис. 3.6. Вибір методу.

Після вибору методу порівняння підгруп вибираються параметри всередині кожної підгрупи, а також ключі щодо яких буде виконуватися порівняння. На рисунку 3.7 зображено процедуру вибору аналізованих параметрів.

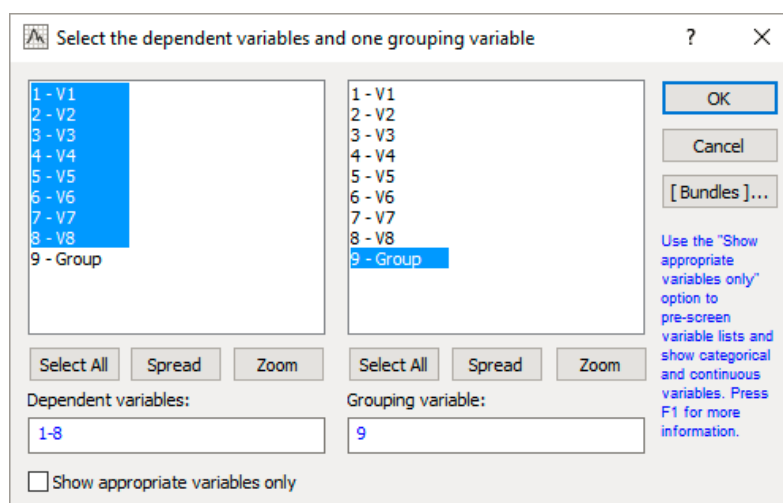
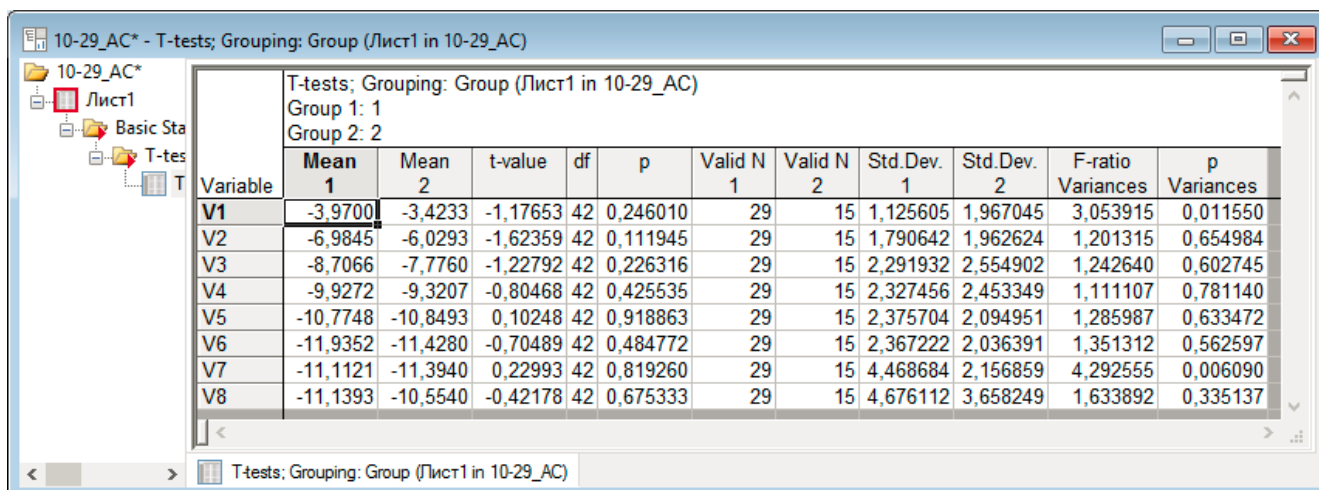


Рис. 3.7. Вибір аналізованих параметрів.

В результаті використання обраного методу статистичного аналізу створюються таблиці, що складаються зі значень, які використовуються для розрахунку достовірних відмінностей для кожної з підгруп параметрів, а також їх підсумкові значення. На рисунку 3.8 показано результат використання критерію Стьюдента для аналізу даних.



Variable	Mean 1	Mean 2	t-value	df	p	Valid N 1	Valid N 2	Std.Dev. 1	Std.Dev. 2	F-ratio Variances	p Variances
V1	-3,9700	-3,4233	-1,17653	42	0,246010	29	15	1,125605	1,967045	3,053915	0,011550
V2	-6,9845	-6,0293	-1,62359	42	0,111945	29	15	1,790642	1,962624	1,201315	0,654984
V3	-8,7066	-7,7760	-1,22792	42	0,226316	29	15	2,291932	2,554902	1,242640	0,602745
V4	-9,9272	-9,3207	-0,80468	42	0,425535	29	15	2,327456	2,453349	1,111107	0,781140
V5	-10,7748	-10,8493	0,10248	42	0,918863	29	15	2,375704	2,094951	1,285987	0,633472
V6	-11,9352	-11,4280	-0,70489	42	0,484772	29	15	2,367222	2,036391	1,351312	0,562597
V7	-11,1121	-11,3940	0,22993	42	0,819260	29	15	4,468684	2,156859	4,292555	0,006090
V8	-11,1393	-10,5540	-0,42178	42	0,675333	29	15	4,676112	3,658249	1,633892	0,335137

Рис.3.8. Результати аналізу.

3.6. Висновки до розділу 3.

У даному розділі кваліфікаційної роботи виконано опис модулів експериментального програмного комплексу аналізу та інтерпретації електрокардіограм, зокрема модуля аналізу варіабельності серцевого ритму на холтерівських записах ЕКГ.

Проведено дослідження комбінованого методу аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

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

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

При виконанні використовувалась система Голтерівського моніторингу. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг дотику та струмів, які проходять через тіло людини [10].

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

Гранично допустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина, доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

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

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

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

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

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

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

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину [10].

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

4.3. Висновки до розділу 4

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

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В рамках даного кваліфікаційної роботи розроблено експериментальний програмний комплекс аналізу та інтерпретації електрокардіограм. Реалізовані модулі комплексу забезпечують завантаження ЕКГ – сигналу та відображення його на екрані, виділення та корекцію інформативних ознак електрокардіосигналу (зубців, сегментів, інтервалів тощо) у діалоговому режимі, автоматичну розмітку кардіокомплексів (кластеризацію QRS комплексів), аналіз варіабельності серцевого ритму на холтерівських записах ЕКГ, а також інтерпретація результатів аналізу.

Розроблений додаток задовольняє всім сучасним вимогам, що висуваються до програмних комплексів аналізу та інтерпретації електрокардіосигналів, сформульованих у науково-дослідній частині.

Запропонований комбінований алгоритм виділення інформативних ознак електрокардіосигналу, що використовується у розробленому програмному комплексі, значно скорочує час, що витрачається лікарем на аналіз ЕКГ, та надає додаткові можливості для аналізу варіабельності серцевого ритму.

В результаті використання експериментального програмного комплексу було проведено дослідження холтерівських записів електрокардіограм, в результаті якого було отримано результат, який дозволяє на основі комбінованого методу аналізу параметрів варіабельності серцевого ритму отримувати нові дані про властивості синусового ритму.

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. Heart rate variability. Standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix) // *Europ Heart J.* — 1996. — Vol.17. — P. 354-381..
3. Braun C. et.al. Demonstration of nonlinear components in heart rate variability of healthy persons // *Am.J.Physiol.*-1998.- 275. - P.H1577-H1584.
4. Dori G., Fishman S.H., Ben-Haim S.A. The correlation dimension of rat hearts in an experimentally controlled environment // *Chaos* - 2000. - 10(1) - P.257-267.
5. Яворська Є. Властивості кореляційної функції дихальної варіабельності ритміки серця / Є. Яворська // *Вісник ТДТУ.* — 2005. — №1. — Т.10. — С. 134-144.
6. Ambulatory cardiac monitoring: Avoiding maturity through technological advancement. – Market engineering research. Frost & Sullivan, Meriland. 2008. 9. P. 325
7. Яворська Є.Б., Каплунова А.С. Алгоритм плодавлення завад в електрокардіосигналах // Матеріали XI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» (м. Тернопіль, 7-8 грудня 2022 р.).
8. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.
9. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання

електрокардіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2022. 136 с.

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

11. Яворська Є.Б., Хвостівський М.О., Методичні рекомендації до виконання, оформлення та захисту кваліфікаційних робіт для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» галузі знань 16 «Хімічна інженерія та біоінженерія» / уклад.: Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Тернопіль: ТНТУ, 2023. 57 с.

ДОДАТОК А
Апробація результатів дослідження

Лістинг найбільш важливих частин програмного коду

В.1. Серверна частина

В.1.1 Клас DbConnection, відповідає за зв'язок із базою даних.

```
package nyzovets.mag.server;

import java.sql.Connection;
import java.sql.DriverManager;

public class DBconnection {

    public static Connection getConn() {

        Connection conn    = null;

        // figure out what server this application is being hosted on
        String url          = "jdbc:mysql://127.0.0.1:3306/";
        String db           = "inan";
        String driver = "com.mysql.jdbc.Driver";
        String user        = "inan";
        String pass        = "test123";

        url = url + db;

        //System.out.println("connection url: " + url);

        try {

            Class.forName(driver).newInstance();
            conn = DriverManager.getConnection(url, user, pass);

        } catch (Exception e) {

            // error
            System.err.println("Mysql Connection Error: ");

            // for debugging error
            e.printStackTrace();

        }

        if (conn == null) {
            System.out.println("~~~~~ can't get a Mysql connection");
        }
        else System.out.println("Connection established!");
        return conn;
    }
}
```

```
    }
}
```

B.1.2 Клас AuthServiceImpl

Відповідає за передачу даних між клієнтом і сервером.

```
package nyzovets.mag.server;
```

```
import java.sql.Connection;
import java.sql.ResultSet;
import java.sql.SQLException;
import java.sql.Statement;
import java.sql.Time;
import java.util.ArrayList;
import java.util.Collections;
import java.util.Date;
import java.util.List;
```

```
import com.google.gwt.user.server.rpc.RemoteServiceServlet;
```

```
import nyzovets.mag.client.AuthService;
```

```
/**
```

```
 * The server side implementation of the RPC service.
```

```
 */
```

```
@SuppressWarnings("serial")
```

```
public class AuthServiceImpl extends RemoteServiceServlet implements
    AuthService {
```

```
    public Integer authServer(String clientUser, String clientPass) throws
    IllegalArgumentException {
```

```
        //getConn();
```

```
        Connection conn = DBconnection.getConn();
```

```
        String query = "SELECT * FROM users";
```

```
        try {
```

```
            Statement select = conn.createStatement();
```

```
            ResultSet result = select.executeQuery(query);
```

```
            while (result.next()) {
```

```
                String serverUser = result.getString(1);
```

```
                String serverPassword = result.getString(2);
```

```
                Integer type = (int) result.getShort(3);
```

```
                // System.out.println(serverUser+serverPassword+type);
```

```
                if (serverUser.compareTo(clientUser)==0 &&
```

```
serverPassword.compareTo(clientPass)==0){
```

```
                    return type;
```

```
            }
```

```

    }
    select.close();
    result.close();
    conn.close();
} catch(SQLException e) {
    System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
    e.printStackTrace();
}

return -1;
}

```

```

@Override
public Boolean sendData(String data) throws IllegalArgumentException {
    Connection conn = DBconnection.getConn();

    String query = data;

    try {
        Statement insert = conn.createStatement();
        insert.executeUpdate(query);

        insert.close();

        conn.close();
    } catch(SQLException e) {
        System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
        e.printStackTrace();
        return false;
    }

    return true;
}

```

```

@Override
public ArrayList<ArrayList<String>> getData(String query, int numberOfArguments) throws
IllegalArgumentException {
    ArrayList<ArrayList<String>> list= new ArrayList<ArrayList<String>>();

    Connection conn = DBconnection.getConn();
    try {
        Statement select = conn.createStatement();
        ResultSet result = select.executeQuery(query);
        while (result.next()) {
            ArrayList<String> tmp = new ArrayList<String>();
            for (int i = 1; i <= numberOfArguments; i++) {
                tmp.add(result.getObject(i).toString());
            }
        }
    }
}

```

```

        list.add(tmp);

        }
        select.close();
        result.close();
        conn.close();
        return list;
    } catch(SQLException e) {
        System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
        e.printStackTrace();
        return null;
    }
}

@Override
public Boolean checkUsrExistance(String name)
    throws IllegalArgumentException {
    Connection conn    = DBconnection.getConn();

    String query = "SELECT * FROM users";

    try {
        Statement select = conn.createStatement();
        ResultSet result = select.executeQuery(query);
        while (result.next()) {
            String serverUser = result.getString(1);
            String serverPassword = result.getString(2);
            Integer type = (int) result.getShort(3);
            // System.out.println(serverUser+serverPassword+type);
            if (serverUser.compareTo(name)==0){
                return true;
            }

        }
        select.close();
        result.close();
        conn.close();
    } catch(SQLException e) {
        System.err.println("Mysql Statement Error: " + query);
        e.printStackTrace();
    }

    return false;
}
}

```