

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна
Факультет радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

«До захисту»

Завідувач кафедри фізичної і
біомедичної
електроніки та комплексних
інформаційних технологій
Д.ф.-м.н., доцент кафедри фізичної і
біомедичної
електроніки та комплексних
інформаційних технологій

_____ Сергій БЕРДНИК
“ ____ ” _____ 20 ____ року

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

«Метод морфологічного аналізу хвиль електрокардіосигналу»

Науковий керівник
доцент

____ Величко О.М. ____

Виконав студент групи РЕ-61
Спеціальності:
153 Мікро- та наносистемна техніка
освітньо-професійна програма «Фізична
та біомедична електроніка»

____ Босенко О.О. ____

Харків 2022

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи спеціаліста: 98 с., 35 рис., 10 табл., 6 додатків, 22 джерела.

Об'єкт дослідження – електрокардіографічний сигнал.

Предмет дослідження – морфологічний аналіз хвиль електрокардіограми.

Мета роботи – розробка комп'ютерної підсистеми аналізу електрокардіографічного сигналу.

Проведено медико-технічне обґрунтування роботи. Розглянуті методи автоматичного визначення *QRS*-комплексів. Розроблена структурна схема комп'ютер, центральними елементами якої є блок пошуку *QRS*-комплексів та блок морфологічного аналізу. Заропоновано алгоритмічне та програмне забезпечення, яке було реалізовано в середовищі *MatLab* 12.0.

Розроблена підсистема може бути застосована як допоміжний програмний засіб при проектуванні кардіологічних систем, функцією яких є автоматичний аналіз даних, а також при вивченні методів обробки та аналізу електрофізіологічних сигналів в рамках лабораторного практикуму в учбовому процесі.

ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА, QRS-КОМПЛЕКС, АНАЛІЗ
ФРАКТАЛЬНИЙ, АНАЛІЗ МОРФОЛОГІЧНИЙ, РОЗМІРНІСТЬ
ФРАКТАЛЬНА.

ЗМІСТ

ВВЕДЕННЯ	Error! Bookmark not defined.
1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ.....	9
1.1 Провідна система серця. Походження ЕКГ	9
1.2 Елементи ЕКГ сигналу, галузь застосування ЕКГ	16
1.3 Відведення для реєстрації	24
1.4 Огляд існуючих методів автоматичного розпізнавання хвиль ЕКГ	29
2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ МОДУЛЯ АНАЛІЗУ QRS-КОМПЛЕКСУ	37
2.1 Метод виявлення QRS-комплексу	37
фільтром ковзного середнього.....	37
2.2 Статистичний метод побудови фазової траєкторії ЕКС.....	38
2.3 Алгоритм виявлення QRS-комплексу Пана-Томпкінса	43
2.4 Фрактальний аналіз	47
2.5 Розробка структури підсистеми.....	51
3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМІЧНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПІДСИСТЕМИ	Error! Bookmark not defined.
3.1 Процедура розрахунку фазової траєкторії	55
3.2 Пошук QRS за Паном та Томпкінсом.....	58
3.3 Фрактальний аналіз	69
3.4 Морфологический анализ QRS	71
4 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ.....	75
4.1 Опис програмного продукту	75

4.2 Оцінка ринку збуту.....	76
4.3 Розрахунок витрат на розробку ПП.....	76
4.4 Оцінка рівня конкурентоспроможності ПП.....	83
4.5 Аналіз ризику ПП	85
ВИСНОВКИ	88
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	Error! Bookmark not defined.
ДОДАТОК А	92
ДОДАТОК В.....	93
ДОДАТОК С.....	94
ДОДАТОК D	95
ДОДАТОК Е.....	96
ДОДАТОК F	97

ВВЕДЕННЯ

Згідно зі статистичними даними Всесвітньої організації охорони здоров'я з серцево-судинних захворювань, в світі близько 17 мільйонів смертей щорічно пов'язані з патологією серця і судин. Приблизно 80% цих смертей відбуваються в країнах з низьким і середнім рівнем доходу, де на медичне обслуговування одного жителя витрачається 15-20 доларів на рік. Лише кожна третя держава має програму по боротьбі з серцево-судинними захворюваннями. Як правило, кошти вкладаються в дорогі процедури і лікувальні втручання. При цьому не залишається грошей для профілактики, що володіє величезним потенціалом на популяційному рівні. В Україні частка (%) смертей від захворювань системи кровообігу до загальної кількості померлих на 100 тис.чол. за останні 15 років неухильно зростає і становить, за оцінками експертів, понад 65%. Ці дані свідчать про те, що необхідно вдосконалювати і оновлювати наявне медичне обладнання. Сучасні вимоги до автоматизованих систем діагностики такі, щоб мінімізувати помилки, обумовлені суб'єктивними факторами [1].

Відомо, що електрокардіограма – один з найскладніших сигналів, який при автоматичній розшифровці і аналізі викликає найбільше труднощів і помилок. Це пояснюється також і тим, що форма сигналу сильно змінюється не тільки в різних відведеннях, але і при патологіях. Тому, на сьогоднішній день, завдання автоматичного розпізнавання елементів ЕКГ залишається як і раніше актуальною.

Діагностика серцево-судинної системи людини належить до числа найважливіших завдань кардіології. Основні причини смертності людей в працездатному віці пов'язана з серцево-судинними захворюваннями. Цим обумовлена необхідність розробки та вдосконалення засобів моніторингу для об'єктивного оцінювання та прогнозування стану серцево-судинної системи. На даний момент електрокардіограма (ЕКГ) є найпоширенішим методом

діагностики роботи серцево-судинної системи людини. Автоматичний аналіз електрокардіосигналу являє собою досить складну теоретичну проблему. Це, в першу чергу, пов'язано з фізіологічним походженням сигналу, яке обумовлює його недетермінованість, різноманітність, мінливість, непередбачуваність, нестаціонарність і схильність до численних видів перешкод. Комп'ютерний аналіз ЕКГ все частіше застосовується в кардіологічній практиці. У той же час існуючі комп'ютерні системи не забезпечують необхідну достовірність результатів діагностики. Така ситуація насамперед обумовлена помилками при розпізнаванні інформативних фрагментів ЕКГ, що відображають окремі стадії електричного збудження передсердь і шлуночків серця. Актуальним є питання підвищення точності методів аналізу ЕКГ шляхом морфологічного дослідження окремих елементів сигналу, таких як комплекс QRS. Шляхом застосування до нього різних видів аналізу і побудови, таким чином, залежності даних сигналу, з наявністю будь-яких проблем в серцево судинній системі.

Дипломна робота присвячена питанням створення комп'ютерної підсистеми обробки ЕКГ-аналізу, орієнтованої на роботу з сигналами, які не пройшли попередню обробку або містять перешкоди, обумовлені недоліками вимірювального пристрою.

Для досягнення мети роботи необхідно вирішити ряд завдань:

- провести медико-технічне обґрунтування роботи і вибрати методи, які будуть використовуватися в підсистемі;
- розробити структурну схему і описати її основні складові;
- розробити алгоритмічне та програмне забезпечення;
- виконати техніко-економічне обґрунтування роботи.

1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

1.1 Провідна система серця. Походження ЕКГ

Збудження серця починається в синусовому вузлі, розташованому в правому передсерді в області гирла верхньої порожнистої вени (Рисунок 1.1). Синусовий вузол має автоматизм і продукує певне число імпульсів в заданий проміжок часу. У дорослої людини в спокої в синусовому вузлі генерується 60-80 імпульсів в хвилину [1].

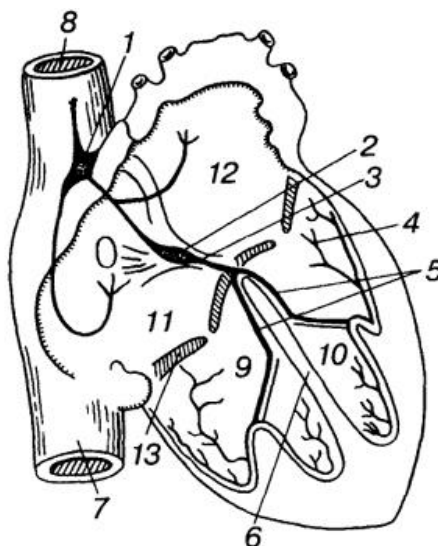


Рисунок 1.1 - Провідна система серця

1 - синусно-передсердний вузол; 2 - передсердно-шлуночковий вузол; 3 - передсердно-шлуночковий пучок; 4 - мережа волокон ніжок передсердно-шлуночкового пучка в стінці шлуночків; 5 - ніжки передсердно-шлуночкового пучка; 6 - міжшлуночкова перегородка; 7 - нижня порожниста вена; 8 - верхня порожниста вена; 9 - правий і 10 - лівий шлуночки; 11 - праве і 12 - ліве передсердя; 13 - передсердно-шлуночкові клапани.

Від синусового вузла процес збудження поширюється на передсердя по передсердних провідних шляхах. Від передсердь збудження поширюється на

атріовентрикулярний вузол. Минувши атріовентрикулярне з'єднання, збудження переходить на стовбур пучка Гіса, а потім на його розгалуження. Структура внутрішньощлуночкової провідної системи характеризується великою індивідуальною варіабельністю і наявністю різноманітних зв'язків між головними розгалуженнями. Від спеціалізованих волокон провідної системи збудження поширюється на скоротливий міокард [1].

Скорочення міокарда викликаються імпульсами, які виникають і проводяться по провідній системі серця (Рисунок 1.1). У нормі імпульси для збудження серця виникають в синусовому вузлі, поширюються по обох передсердях і досягають атріовентрикулярного вузла. Потім по пучку Гіса, його ніжкам і волокнам Пуркінє вони проводяться до скоротливого міокарда [1].

Імпульси, що виникають в синусовому вузлі в результаті його спонтанної деполяризації, викликають збудження і скорочення всього серця. Нормальний автоматизм синусового вузла становить 60-80 імпульсів в 1 хвилину. Синусовий вузол, що володіє найбільшим автоматизмом, називають автоматичним центром першого порядку. Збільшення і зменшення ритму, мабуть, відбуваються під впливом адренергічних і холінергічних впливів, обумовлених в основному зміною концентрації Ca^{2+} наприклад, зниження концентрації позаклітинного кальцію призводить до збільшення автоматизму синусового вузла. Збудження синусового вузла не відбивається на звичайній ЕКГ. Після латентного періоду, що триває кілька сотих часток секунди, імпульс з синусового вузла досягає міокарда передсердь. По передсердях збудження поширюється не радіально, а переважно по трьох внутрішньовузлових шляхах, що з'єднує синусовий вузол з атріовентрикулярним вузлом [1].

Ці шляхи - передній, середній і задній - називаються трактами Бахмана, Венкебаха і Тореля. Передній тракт йде по передневерхній стінці правого передсердя і розділяється на дві гілки у міжпередсердної перегородки. Одна з

них підходить до атріовентрикулярного вузла, інша направляється до лівого передсердя. Ліве передсердя отримує імпульси із затримкою на 0,02 с [1].

Збудження охоплює відразу всю товщу міокарда передсердь. Швидкість проходження збудження по ним становить 1 м/с. У передсердях є невелика кількість клітин, здатних виробляти імпульси для збудження серця, проте в звичайних умовах ці клітини не функціонують [1].

З передсердь імпульс потрапляє в атріовентрикулярний вузол, або вузол Ашоффа-Тавари. Він розташований у нижній частині правого передсердя праворуч від міжпередсердної перегородки біля гирла коронарного синуса, вдаючись у перегородку між передсердями та шлуночками. Його довжина 5 мм, Товщина 2 мм. Точно так же, як в синусовому вузлі, в ньому в основному є два види клітин - Р і Т. Від вузла направляються волокна на всі боки. Нижня частина вузла, тоншаючи, переходить в пучок Гіса [1].

На рівні атріовентрикулярного вузла хвиля збудження значно затримується. Це обумовлено електрофізіологічними особливостями провідної тканини атріовентрикулярного вузла. Швидкість проведення збудження по ній варіює від 5 до 20 см/с. Проходження збудження по атріовентрикулярному вузлу триває в середньому 0,08 с [1].

Внаслідок сповільненої провідності і тривалого рефрактерного періоду атріовентрикулярний вузол виконує свою основну функцію фільтрує відповідні до нього імпульси. Крім того, він затримує проведення імпульсів. Це створює можливість для закінчення збудження і скорочення передсердь до того, як почнеться збудження шлуночків [2].

Між атріовентрикулярним вузлом і пучком Гіса немає чіткої межі. Пучок Гіса, або, як його іноді називають, атріовентрикулярний пучок, починається з хвоста атріовентрикулярного вузла. Він складається з пенетруючого і ветвящегося сегментів. Початкова, або пенетруюча, частина пучка Гіса не має контактів з скоротливим міокардом і дуже мало чутлива до ураження коронарних артерій. Однак вона порівняно легко

приймає участь у патологічних процесах, що відбуваються в фіброзній тканині, що оточує пучок. Потім пучок Гіса переходить в мембранозну частину міжшлуночкової перегородки і досягає її м'язової частини. Дистальна частина пучка Гіса відома під назвою «мембранозна, або розгалужена, частина пучка Гіса». У складі пучка Гіса є клітини Пуркін'є, покриті мембраною з колагенової тканини. Довжина пучка Гіса близько 20 мм. Атріовентрикулярний вузол разом з прилеглими до нього клітинами в нижніх відділах передсердь і в початковій частині пучка Гіса, що володіють функцією автоматизму, об'єднуються в атріовентрикулярне з'єднання, або атріовентрикулярну область. Атріовентрикулярне з'єднання має функцію автоматизму, виробляючи 40 - 60 імпульсів в 1 хвилину. Слід зазначити, що автоматизм атріовентрикулярного вузла не доведений, проте встановлено наявність центрів автоматизму в нижніх відділах передсердя і в пучку Гіса. Клітини водія ритму в передсердях, атріовентрикулярному вузлі та в пучку Гіса називають автоматичними центрами другого порядку. Швидкість проведення імпульсів в пучку Гіса становить 1 м/с [2].

Пучок Гіса розділяється спочатку на дві ніжки – праву і ліву, причому ліва ніжка коротше правої. Потім пучок Гіса утворює 3 гілки (Рисунок 1.2): праву ніжку і 2 гілки лівої ніжки пучка Гіса. Ці гілки спускаються вниз по обидва боки міжшлуночкової перегородки. Права ніжка, яка є продовженням пучка Гіса, являє собою ізольований тонкий пучок, який проходить по правій стороні міжшлуночкової перегородки і направляється до м'яза правого шлуночка. Що стосується лівої ніжки, то вважають, що спочатку вона проходить єдиним коротким стовбуром по лівій половині міжшлуночкової перегородки, а потім ділиться на передню (передневерхню) і задню (задненижню) гілки, причому спочатку від розгалуженої частини пучка Гіса відходить задня гілка, а потім – передня.

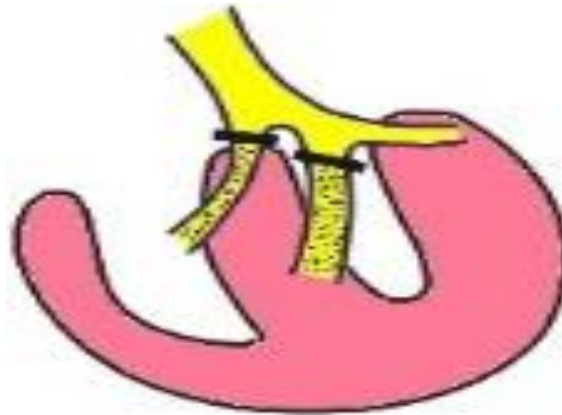


Рисунок 1.2 – Пучок Гіса

Передня гілка лівої ніжки забезпечує постачання волокнами передню і в меншій мірі бічну стінки лівого шлуночка, переважно верхні його відділи. Вона йде до переднього сосочкового м'яза. Задня гілка лівої ніжки дає волокна задній стінці лівого шлуночка, а також нижнім відділам бічної стінки. Вона йде до заднього сосочкового м'яза. Передня і задня гілки лівої ніжки на якомусь протязі розташовуються поруч – в пучку Гіса і в основному стовбурі лівої ніжки. Потім вони розділяються і проходять до відповідних відділів шлуночка [2].

Найбільш тонкими і легкопошкоджуваними сегментами є права ніжка і передня гілка лівої ніжки. Далі в спадному порядку по їх вразливості можна розташувати основний стовбур лівої ніжки, пучок Гіса і, нарешті, задню гілку лівої ніжки. Однак порушення провідності може мати місце в будь-якому сегменті або в декількох сегментах одночасно. Що стосується кровопостачання внутрішньошлуночкової провідної системи, то права ніжка і передня гілка лівої ніжки забезпечуються кров'ю майже повністю з передньої низхідної артерії. Основний стовбур лівої ніжки і її задня гілка мають подвійне кровопостачання від передньої і задньої низхідних артерій. У більшості випадків атріовентрикулярний вузол і пучок Гіса отримують кров з кінцевих гілок правої коронарної артерії і приблизно в 10% – з кінцевих гілок огинаючої артерії. Початкові сегменти правої ніжки, передньої і задньої гілок лівої ніжки,

а також розгалужена частина пучка Гіса отримують кров з кінцевих гілок правої коронарної артерії. Кровопостачання синусового вузла в 60% випадків відбувається від правої коронарної артерії, а в 40% від лівої. Швидкість поширення збудження в гілках і ніжках пучка Гіса становить 3-4 м/с. Ніжки пучка Гіса і їх розгалуження, а також кінцева частина пучка Гіса мають функцію автоматизму. Це автоматичні центри третього порядку. Їх автоматизм становить 15-40 імпульсів в 1 хвилину [2].

Ніжки пучка Гіса і їх гілки складаються з двох видів клітин – волокон Пуркінє та клітин, що нагадують за формою клітини скорочувального міокарда. Гілки внутрішньоплуночкової провідної системи поступово розгалужуються до все більш дрібних гілок. Кінцеві розгалуження правої і лівої ніжок пучка Гіса поступово переходять в волокна Пуркінє, які безпосередньо зв'язуються з скоротливим міокардом шлуночків, пронизуючи м'яз серця. Імпульс, що поступає по ним, викликає збудження і скорочення міокарда шлуночків серця. Швидкість поширення збудження по волокнах Пуркінє і міокарду шлуночків становить 4-5 м/с. Волокна Пуркінє, мабуть, також мають функцію автоматизму (Автоматичний центр третього порядку); їх автоматизм-15-30 імпульсів в 1 хв. У шлуночках процес збудження йде від ендокарду до їх епікарду. При порушенні міокарда зменшується електрорушійна сила (ЕРС), яка поширюється на поверхню людського тіла і служить основою для реєстрації ЕКГ. Таким чином, в серці є безліч клітин, що володіють функцією автоматизму. Вони розташовані в синусовому вузлі, атріовентрикулярному з'єднанні, пучку Гіса і його ніжках, а також в шлуночках. Однак в нормі існує тільки один виробник ритму, що дає імпульси для збудження всього серця. Це синусовий вузол, що володіє найбільшим автоматизмом (автоматичний центр першого порядку). Імпульси з синусового вузла досягають нижче розташованих джерел автоматизму до того, як в них закінчиться підготовка чергового імпульсу збудження, і руйнують цей процес підготовки [2].

Серед численних методів медичної діагностики, провідне місце справедливо належить електрокардіографії (ЕКГ). Цей метод дослідження біоелектричної активності серця є незамінним в діагностиці порушень ритму і провідності, гіпертрофій шлуночків і передсердь, ішемічної хвороби серця, інфаркту міокарда та інших захворювань серця [3].

Електрокардіограма являє собою запис сумарного електричного потенціалу, що виникає при порушенні безлічі міокардіальних клітин. ЕКГ записують за допомогою електрокардіографа. Електроди для запису ЕКГ накладають на різні ділянки тіла. Система розташування електродів називається електрокардіографічними відведеннями. Будь-яка ЕКГ складається з зубців, сегментів і інтервалів, що відображають складний процес реєстрації хвилі збудження по серцю. Крива ЕКГ має характерну форму, піки і інтервали між піками позначаються латинськими буквами P, Q, R, S, T та U (Рисунок 1.3).

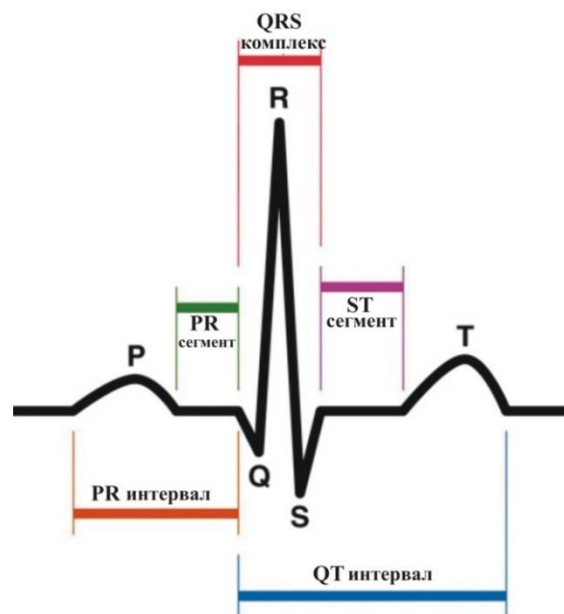


Рисунок 1.2 – Форма сигналу ЕКГ

Для отримання ЕКГ сигналів в системах діагностики та моніторингу використовується безліч різних систем відведень [3].

1.2 Елементи ЕКГ сигналу, область застосування ЕКГ

Зубець Р – це передсердний комплекс. Зубець Р утворюється в результаті збудження обох передсердь. Він починає реєструватися відразу після того, як імпульс виходить з синусового вузла. У нормі збудження правого передсердя починається дещо раніше збудження лівого передсердя (Рисунок 1.4). Підсумовування лівого і правого векторів передсердя призводить до реєстрації зубця Р. Зубець Р зазвичай позитивний – це є показником синусового ритму. Амплітуда зубця Р зазвичай найбільш висока в другому стандартному відведенні там його легше вимірювати і виявляти його тривалість. У нормі його тривалість - 0,1 с. Його ж амплітуда не повинна перевищувати 2,5 мм. Зубець Р - повинен бути позитивним в II відведенні, частково в I та у відведенні AVF. У AVR він завжди негативний.

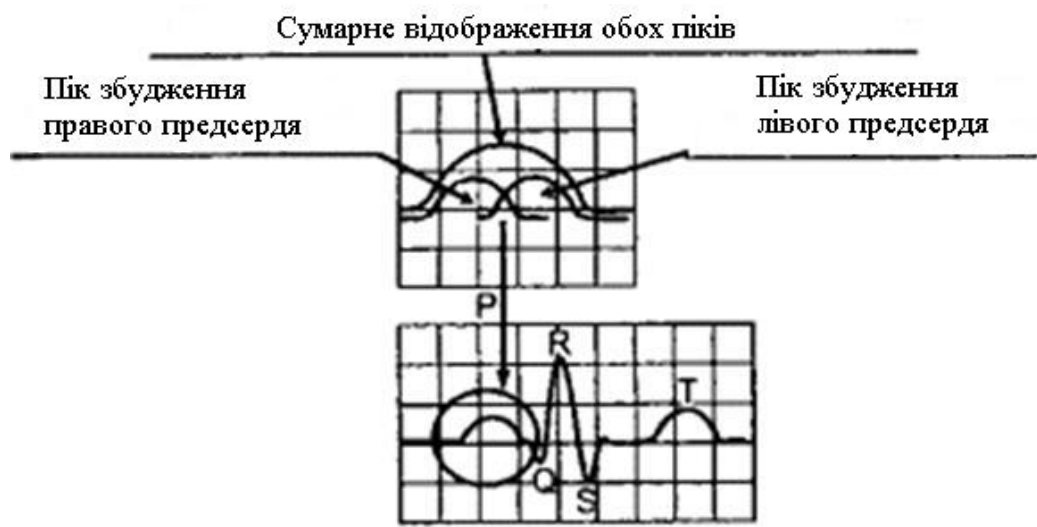


Рисунок 1.4 – Походження зубця Р в нормі

У III і AVL відведенні зубець Р може бути позитивним, двофазним і навіть негативним. Амплітуда зубця Р в стандартних відведеннях і у відведеннях кінцівок визначається напрямком електричної осі передсердь [3].

Зубець Р може бути зазубрений на вершині, проте відстань між зазублинами не повинно перевищувати 0,02 с. Розрізняють час активації передсердь - це час від початку збудження передсердя до охоплення

збудженням максимальної кількості його волокон. Час активації правого передсердя вимірюється від початку зубця Р до першої його вершини. У нормі воно не повинно перевищувати 0,04 с. Час активації лівого передсердя відповідає періоду від початку зубця Р до другої його вершини або до його найбільш високої точки. У здорових людей цей інтервал не повинен перевищувати 0,06 с [3].

Інтервал PQ – від початку зубця Р до початку зубця Q або R – відповідає часу проходження збудження по передсердях і атріовентрикулярному з'єднанню до міокарда шлуночків. Проходження збудження по вентрикулярному вузлу збігається на ЕКГ з останньою третиною зубця Р і першою половиною сегмента PQ.

Тривалість інтервалу PQ вимірюють у відведенні від кінцівок, в якому тривалість цього інтервалу найбільша.

Індекс Маркруза – це співвідношення тривалості зубця Р до тривалості сегмента PQ. У нормі Індекс Маркруза становить 1,1-1,6 с. Цей індекс допомагає в діагностиці гіпертрофії передсердь [3].

Комплекс QRS – шлуночковий комплекс, що реєструється під час збудження шлуночків. Зазвичай це найбільше відхилення ЕКГ. Ширина комплексу в нормі становить 0.06-0.08 с. І вказує на тривалість внутрішньошлуночкового збудження [3].

Зубець R – зазвичай основний зубець ЕКГ. Він обумовлений збудженням шлуночків його амплітуда обумовлена розташуванням електричної осі серця.

Зубець S – в основному обумовлений збудженням основи лівого шлуночка – це не постійний зубець і він може бути відсутнім в різних відведеннях.

Зубець T – реєструється під час реполяризації шлуночків. Це найбільш лабільний зубець ЕКГ.

Зубець U – невеликий позитивний зубець, що реєструється іноді слідом за зубцем Т. Його краще буває видно при рідкісному ритмі.

Припускають, що зубець U пов'язаний з потенціалами, що виникають при розтягуванні м'яза серця під час періоду швидкого припливу крові до серця. Клінічно важлива наявність вираженого зубця u збільшеної амплітуди, що майже завжди вказує на гіпокаліємію.

Необхідність моніторингу ЕКГ під час анестезіологічного посібника, реанімації, інтенсивної терапії та діагностики не підлягає сумніву. Сигнал ЕКГ несе великий обсяг інформації, і детальний автоматичний аналіз сигналу ЕКГ пацієнта дозволяє своєчасно виробляти сигнали тривоги, що запобігають летальному результату, а також робити прогностичні висновки. При обробці сигналу ЕКГ, маючи в руках сучасні обчислювальні ресурси, потрібно автоматично вести аналіз форми циклу сигналу ЕКГ (кардіоциклу), тобто. автоматично розпізнавати характерні сегменти та визначати їх часові та амплітудні параметри [3].

Виходячи з того, що форма нормального кардіоциклу в часі змінюється повільно, а кожен поточний кардіоцикл може бути спотворений артефактами і шумами, то розпізнавати характерні сегменти має сенс за деякою усередненої формі кардіоциклу. Усереднена форма (рис 1.5) кардіоциклу розраховується на основі декількох (5-20) форм кардіоциклів, які пройшли процедуру кореляції один з одним. Потім відібрані форми кардіоциклів усереднюються поточною. На наступних етапах проводиться розпізнавання форми (характерних точок і сегментів) кардіоциклу.

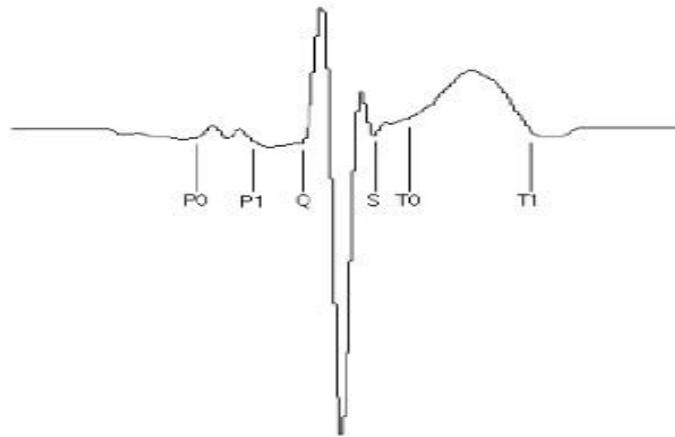


Рисунок 1.5 - Усереднена форма кардіоциклу

Багато реалізацій алгоритмів цього етапу засновані на попередній сегментації сигналу форми, опису отриманих сегментів і подальшого аналізу цього опису, тобто це структурні алгоритми. Крім них використовують нейронні автомати, образний аналіз, а також порівняння із заздалегідь відомими еталонами характерних сегментів форми циклу – кореляційні алгоритми.

Розглянемо процедуру розпізнавання зубців структурних алгоритмів. Спочатку за сигналом усередненого кардіоциклу отримують деяку похідну функцію, яка полегшує сегментацію сигналу. Найвідповіднішою є функція енергії сигналу або хвильове перетворення. Потім отриманий похідний від форми кардіоциклу сигнал розбивається на елементарні ділянки – зубці. Кожен зубець, є трикутником з основою (початок і кінець зубця) і вершиною. Після цього складається список всіх зубців. Потім проводиться аналіз списку зубців, і в ньому знаходяться зубці, що представляють характерні сегменти сигналу форми кардіоциклу (P , QRS, T). Основою для цього аналізу служить формальний опис всіх можливих варіантів характерних сегментів [3].

Так само варто згадати і про хвильове перетворення. Матеріалом для такого аналізу служить хвильове перетворення сигналу форми кардіоцикла

(рисунок 1.6) де позитивні значення енергії позначені зеленим, а негативні червоним кольором. Яскравість кольору показує потужність енергії. На рисунку 1.6 – показані результати хвильового перетворення – масиви енергії сигналу:

а) $F = 2$,

б) $F = 7$,

в) проекції масивів всіх частот $F = 1-8$. Тобто ми маємо 8 одновимірних масивів потужностей енергії для різних частот. З огляду на те, що частота дискретизації вихідного сигналу ЕКГ 200 Гц, то отримаємо діапазон частот 50-6.25 Гц.

Хвильове перетворення також дуже зручно використовувати для машинного розпізнавання.

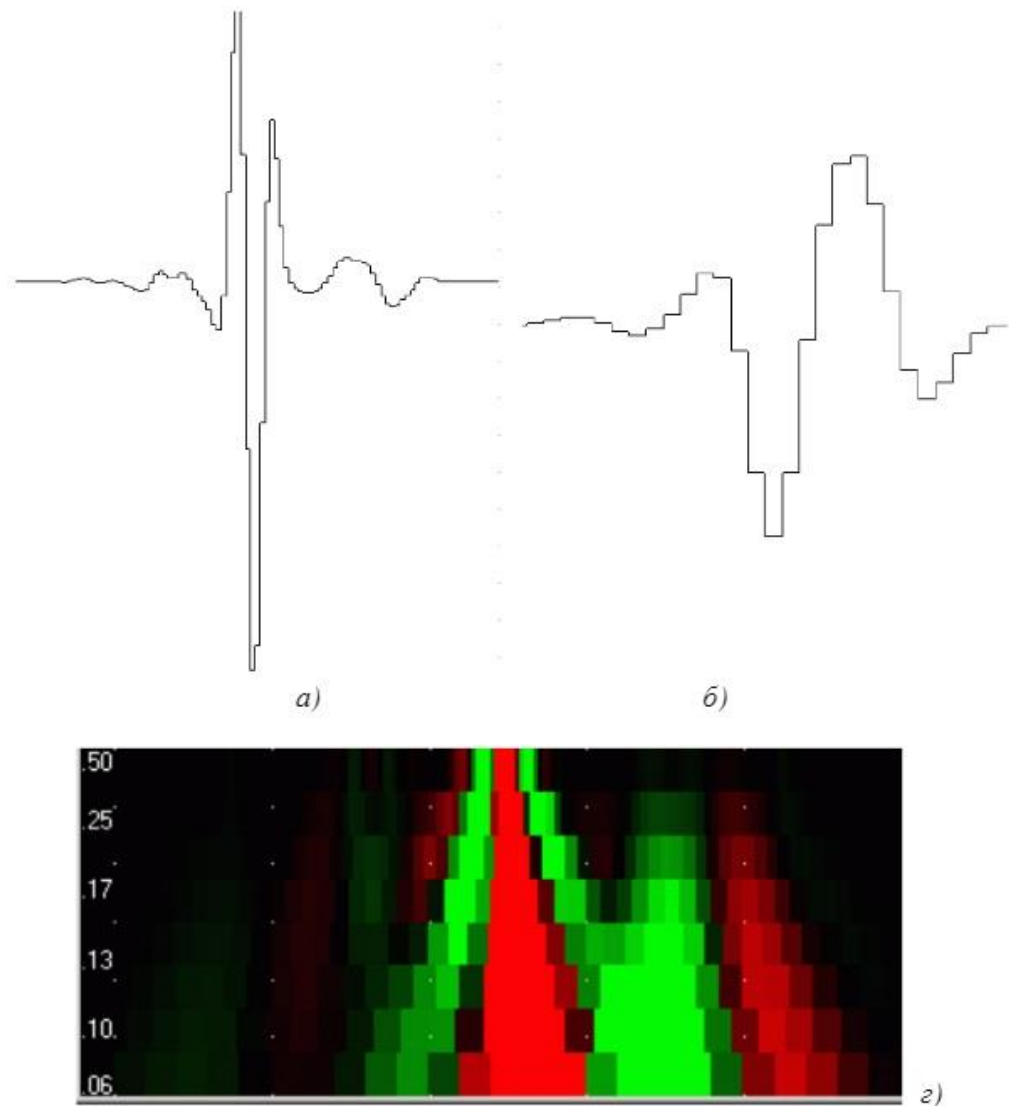


Рисунок 1.6 – Хвильове перетворення

Саме перетворення має наступну форму:

$$w_{ft} = \frac{1}{N\sqrt{2f}} \sum_{i=1}^n x_i \psi\left(\frac{i-t}{F}\right) \quad (1.1)$$

Навчання системи розпізнавання виконується на основі інформації наданої після ручної розмітки форми кардіоциклу, тобто відомі координати положення початку і кінця сегментів P, QRS, T [4].

Така інформація може формуватися автоматизовано з використанням спеціально розробленого програмного забезпечення. Розмітку сегментів кардіоциклів повинен виробляти медичний фахівець в цій області, а краще використовувати декількох фахівців.

Більш сувора розшифровка ЕКГ проводиться за допомогою аналізу і розрахунку площі зубців при використанні спеціальних відведень (векторна теорія), проте в практиці, в основному, обходяться таким показником, як напрямок електричної осі, яка являє собою сумарний вектор QRS. Зрозуміло, що у кожного грудна клітка влаштована по-своєму і серце не має такого вже суворого розташування, вагове співвідношення шлуночків і провідність всередині них теж у всіх різна, тому при розшифровці і вказується горизонтальний або вертикальний напрямок цього вектора.

Аналіз ЕКГ лікарі здійснюють в послідовному порядку, визначаючи норму і порушення:

Оцінюють серцевий ритм і вимірює частоту серцевих скорочень (при нормальній ЕКГ-ритм синусовий, ЧСС-від 60 до 80 ударів в хвилину);

Розраховують інтервали (QT, норма - 390-450 мс), що характеризують тривалість фази скорочення за спеціальною формулою (частіше використовують формулу Базетта). Якщо цей інтервал подовжується, то лікар має право запідозрити ІХС, атеросклероз, міокардит, ревматизм. А гіперкальціємія, навпаки, призводить до вкорочення інтервалу QT. Відбиту за допомогою інтервалів провідність імпульсів, розраховують за допомогою комп'ютерної програми, що значно підвищує достовірність результатів.

Положення ЕВС починають розраховувати від ізолінії по висоті зубців (в нормі R завжди вище S) і якщо S перевищує R, а вісь відхиляється вправо, то думають про порушення діяльності правого шлуночка, якщо навпаки – вліво, і при цьому висота S більше R в II і III відведеннях – підозрюють гіпертрофію лівого шлуночка [4].

Вивчають комплекс QRS, який формується при проведенні електричних імпульсів до м'яза шлуночків і визначає діяльність останніх (норма – відсутність патологічного зубця Q, ширина комплексу не більше 120 мс). У разі, якщо даний інтервал зміщується, то говорять про блокадах (повних і часткових) ніжок пучка Гіса або порушення провідності. Причому неповна блокада правої ніжки пучка Гіса є електрокардіографічним критерієм гіпертрофії правого шлуночка, а неповна блокада лівої ніжки пучка Гіса-може вказувати на гіпертрофію лівого;

Описують сегменти ST, які відображають період відновлення вихідного стану серцевого м'яза після її повної деполяризації (в нормі знаходиться на ізолінії) і зубець T, що характеризує процес реполяризації обох шлуночків, який спрямований вгору, асиметричний, його амплітуда нижче зубця за тривалістю він довший комплексу QRS.

Роботу по розшифровці проводить тільки лікар, правда, деякі фельдшера швидкої допомоги часто поширену патологію прекрасно розпізнають, що дуже важливо в екстрених випадках. Але для початку все-таки потрібно знати норму ЕКГ [4].

Так виглядає кардіограма здорової людини (Рисунок 1.7), серце якої працює ритмічно і правильно. У вагітних серце займає інше положення в грудній клітці, тому зміщується електрична вісь. До того ж, в залежності від терміну, додається навантаження на серце. ЕКГ при вагітності і буде відображати ці зміни.

Відмінні показники кардіограми і у дітей, вони будуть «рости» разом з малюком, тому і змінюватися будуть відповідно до віку, лише після 12 років електрокардіограма дитини починає наближатися до ЕКГ дорослої людини.

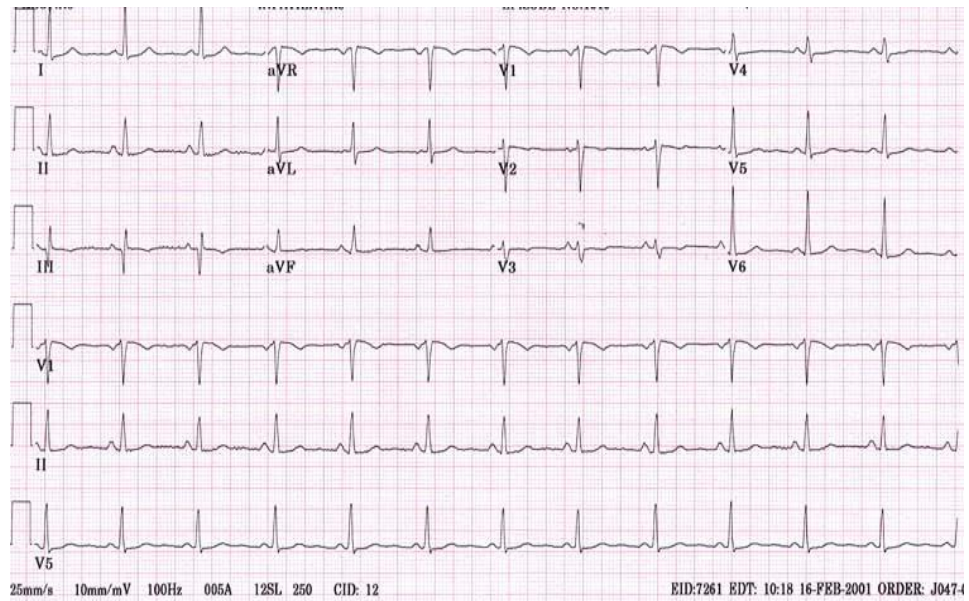


Рисунок 1.7 - ЕКГ здорової людини

1.3 Відведення для реєстрації

Для реєстрації ЕКГ індиферентний електрод отримують, об'єднавши разом електроди від лівої руки, правої руки і лівої ноги; це так званий нульовий електрод (об'єднаний електрод, центральна терміналь). Зазвичай використовують 12 відведень (рисунок 1.8). Їх об'єднують в дві групи: шість відведень від кінцівок (їх осі лежать у фронтальній площині) і шість грудних відведень (осі - в горизонтальній площині). Відведення від кінцівок поділяють на три двополюсні (стандартні відведення I, II і III) і три однополюсні (посилені відведення aVR, aVL і aVF).

У стандартних відведеннях електроди накладають наступним чином: I - ліва рука і права рука, II - ліва нога і права рука, III - ліва нога і ліва рука.

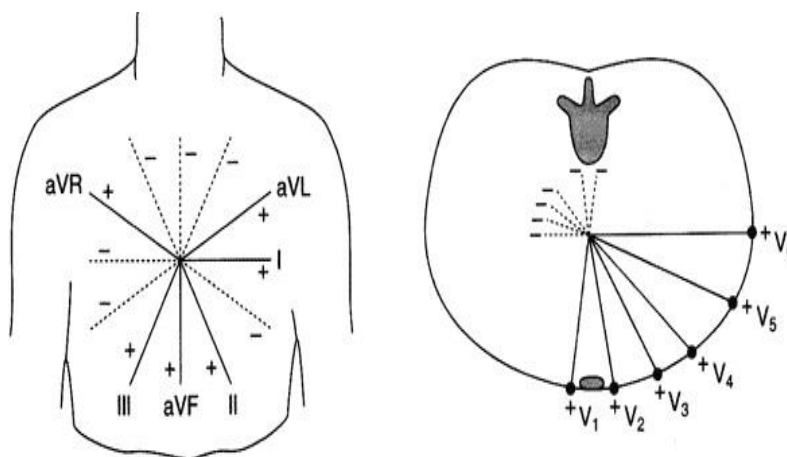


Рисунок 1.8 - Шість відведень у фронтальній площині і шість в горизонтальній

У посилених відведеннях активний електрод розташовують: для відведення aVR - на правій руці (R - right), для відведення aVL - на лівій руці (L - left), для відведення aVF - на лівій нозі (f - foot). Буква "V" в назвах цих відведень позначає, що вимірюють значення потенціалу (Foliage) під активним електродом, буква "a" - що цей потенціал посилений (Augmented) [4].

Посилення досягається за рахунок того, що з нульового електрода виключають той електрод, який накладено на досліджувану кінцівку (наприклад, у відведенні aVF нульовим електродом служить об'єднаний електрод від правої руки і лівої руки).

На праву ногу завжди накладається заземлюючий електрод. Напрямок і полярність відведень від кінцівок представлені на рисунку 1.9.

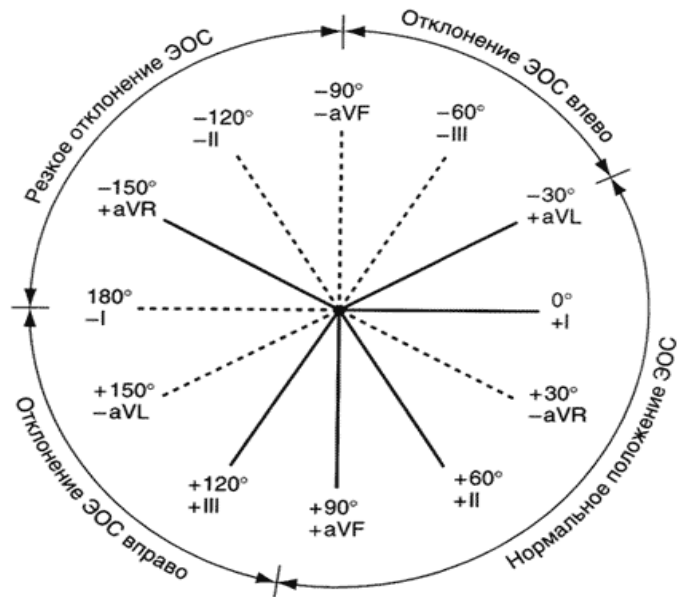


Рисунок 1.9 – Схема визначення електричної осі серця

Щоб отримати грудні однополюсні відведення (рисунок 1.10), електроди встановлюють в наступних точках:

- V1-четверте міжребер'я по правому краю грудини,
- V2-четверте міжребер'я по лівому краю грудини,
- V3-між V2 і V4,
- V4-п'яте міжребер'я по лівій середньключичній лінії;
- V5 і V6 - на тому ж рівні по вертикалі, що і V4, але, відповідно, по передній і середній пахвовій лінії.

Індиферентним електродом служить звичайний нульовий електрод. ЕКГ в кожному відведенні являє собою проекцію сумарного вектора на вісь даного відведення. Таким чином, різні відведення як би дозволяють поглянути на електричні процеси в серці під різними кутами. Дванадцять відведень ЕКГ всі разом створюють тривимірну картину електричної активності серця; крім них іноді використовують додаткові відведення. Так, для діагностики інфаркту правого шлуночка використовують праві грудні відведення V3R, V4R та інші. Стравохідні відведення дозволяють виявити такі зміни електричної активності передсердь, які не видно на звичайній ЕКГ.

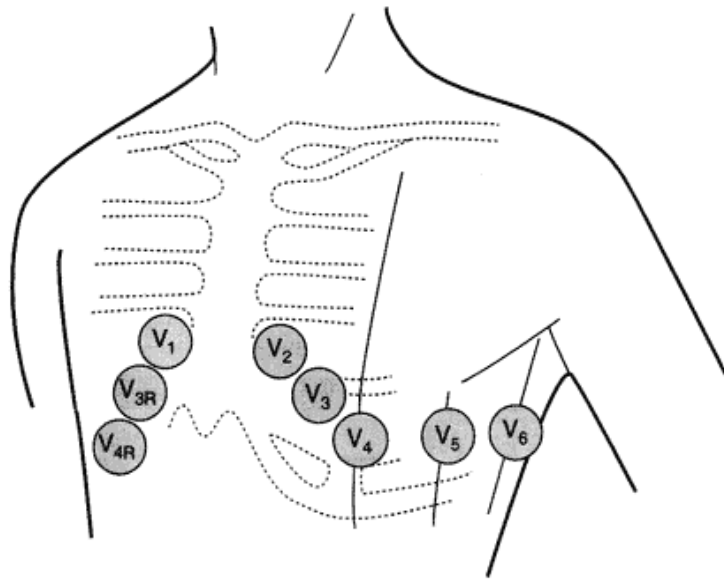


Рисунок 1.10 – Положення грудних електродів

Для телеметричного моніторингу ЕКГ зазвичай використовують одне, а для холтерівського - два модифікованих відведення [4].

Відведення Франка – формуються сімома електродами: два з них формують відведення Y і ставляться на шию і стегно; 4 електрода ставляться на рівні V міжребер'я, три з них (2, 4, 5) формують відведення X, сьомий електрод ставиться на спину і разом з електродом 3 формує відведення Z. При холтерівському моніторингу оригінальна система накладення електродів по Франку дещо модифікується [5].

В обох варіантах відведення X формується білим і червоним проводами, Y - чорним і коричневим, Z - блакитним і помаранчевим.

ЕКГ по Небу – це модифікація електрокардіографічного дослідження серця, спрямованого на діагностику захворювань серцево-судинної системи. Модифікація полягає в особливостях накладення електродів на тіло обстежуваного. Для того щоб зняти ЕКГ по Небу, на грудну клітку обстежуваного накладається три електроди: перший (червоний) встановлюється в другому міжребер'ї праворуч від грудини; другий (жовтий) – в п'ятому міжребер'ї по задній пахвовій лінії зліва; третій (зелений) – п'яте

міжребер'ї по серединно-ключичній лінії зліва. Така установка електродів дозволяє сформувати навколо серця нерівносторонній трикутник, сторони якого є проекціями відведень електричної активності серця.

В ході ЕКГ по Небу (рисунок 1.11) здійснюється запис трьох двополюсних відведень, які отримали буквене маркування – D (Dorsalis), A (Anterior) і I (Inferior). Зазначені відведення дозволяють зафіксувати такі зміни в міокарді, які практично не відображаються при стандартній електрокардіографії. Положення пацієнта – лежачи на спині. Точки контакту електродів обробляються фізіологічним розчином або спеціальним гелем. У приватних клініках використовуються одноразові, самоклеючі електроди. Після фіксації електродів відбувається безпосередньо запис ЕКГ. У цей момент пацієнту рекомендується розслабитися і спокійно дихати. Процес фіксації результату займає кілька хвилин. Обстеження найчастіше призначається при підозрі на задньобазальний інфаркт міокарда [5].

Діагностична цінність ЕКГ по Небу полягає в тому, що відведення A, D, і дозволяють зафіксувати патологічні зміни в тих ділянках міокарда, які не фіксуються при стандартній ЕКГ. Наприклад, відведення D найбільш інформативно при вогнищевих змінах в задній стінці лівого шлуночка, відведення A – при змінах в переднебоковій стінці, відведення I дозволяє зафіксувати вогнища ішемії в нижніх відділах переднебокової стінки лівого шлуночка.

Відведення по Небу

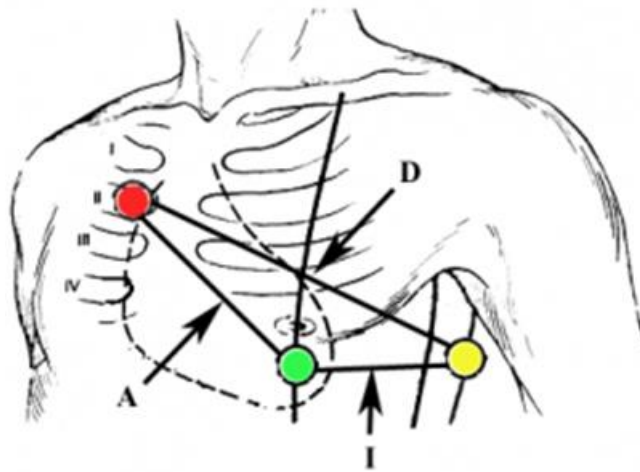


Рисунок 1.11 - Відведення по Небу

1.4 Огляд існуючих методів автоматичного розпізнавання хвиль ЕКГ

Автоматичний аналіз електрокардіосигналу являє собою досить складну теоретичну проблему. Це в першу чергу пов'язано з фізіологічним походженням сигналу, яке обумовлює його недетермінованість, різноманітність, мінливість, непередбачуваність, нестационарність і схильність до численних видів перешкод. Комп'ютерний аналіз ЕКГ все частіше застосовується в кардіологічній практиці. У той же час існуючі комп'ютерні системи не забезпечують необхідну достовірність результатів діагностики. Така ситуація насамперед обумовлена помилками при розпізнаванні інформативних фрагментів ЕКГ, що відображають окремі стадії електричного збудження передсердь і шлуночків серця. Актуальним є питання підвищення точності методів аналізу ЕКГ шляхом коректного визначення часових параметрів сигналу [5].

Програмне забезпечення має основне значення при побудові системи електрокардіографії високої якості (ЕКГ ВЯ). Саме алгоритмічне і програмне забезпечення визначають функціональні можливості діагностики і в значній мірі правильність постановки діагнозу в цілому. В табл. 1.1 наведено перелік

та ключові можливості програм для аналізу та інтерпретації сигналу ЕКГ від провідних світових компаній-виробників електрокардіографів.

Таблиця 1.1 – Програми для аналізу та інтерпретації ЕКГ сигналу

Назва програми	Виробник	Ключові можливості
ECG interpretation software C	Schiller	Більше 100 різних варіантів інтерпретації ЕКГ
Signal Averaged ECG software	Schiller	Аналіз варіабельності серцевого ритму
Heart Rete Variability software	Schiller	Унікальні критерії оцінки ST і QT сегментів і зубця Т. Автоматичне виявлення аритмії.
Marquette 12 SL	GE Healthcare	Фільтрація шумів і вирівнювання ізолінії
Cardiosoft	GE Healthcare	Аналіз сигналу усередненої ЕКГ
FP-804	Fakuda	Основні вимірювання: ЧСС, RR, PR, QRS, час QT, QTc, електрична вісь, SV, RV5(6); введення інформації про пацієнта; 120 типів кодів інтерпретації і 130 типів кодів Міннесоти

Можна виділити наступні загальні проблеми, властиві багатьом діагностичним системам ЕКГ ВЯ:

- Складність обліку під час автоматичного аналізу ЕКГ відомостей, що не містяться в самій ЕКГ, але обов'язково (часто неявно) враховуються лікарем при інтерпретації ЕКГ;
- Діагностичні помилки. Є оцінки, що в комерційних системах автоматичного аналізу ЕКГ від 5 до 20 відсотків автоматичних висновків повністю або частково не збігаються з лікарськими висновками. Залежно від реалізації, система може бути схильна робити цілком певні помилки (гіпер- або гіподіагностика певної групи ЕКГ - висновків) або взагалі не виявляти будь-яку електрокардіографічну патологію. Ймовірно, що

поліпшення діагностики одного класу порушень може призвести до погіршення показників в інших класах;

– Незручний користувальницький інтерфейс. Виходячи з проведеного аналізу існуючих програмних засобів автоматичного аналізу ЕКГ, виявлені основні можливості, якими повинна володіти програма, що забезпечує аналіз і інтерпретацію сигналу ЕКГ;

- Завантаження ЕКГ-сигналу і відображення його на екрані;
- Розпізнавання характерних елементів ЕКГ;
- Розміщення маркерів вузлових точок сигналу;
- Автоматичне і ручне вимірювання інтервалів ЕКГ;
- Вимірювання інформативних параметрів;
- Аналіз варіабельності серцевого ритму;
- Подання результатів аналізу в графічній формі;
- Інтерпретація результатів аналізу інформативних параметрів;
- Автоматичне формування інтерпретаційного повідомлення [5].

Під делінеаризацією сигналу ЕКГ розуміють визначення тимчасового положення характерних точок сигналу (зубців Р, Q, R, S, Т і кордонів QRS-комплексу, Р- та Т-хвиль). Циклічний характер сигналу ЕКГ і його спектральні складові, які, в основному, з'являються в добре відомих і помітних смугах частот, зробили ЕКГ підходящим кандидатом для багаторівневого розкладання за допомогою вейвлет-перетворення. Тому, в основу алгоритму делінеаризації сигналу ЕКГ покладено математичний апарат вейвлет-аналіз. В якості материнського вейвлета був обраний біртогональний вейвлет "bior1.5". Графіки скейлінг-функції і вейвлет-функції даного вейвлета представлені на рисунку 1.12.

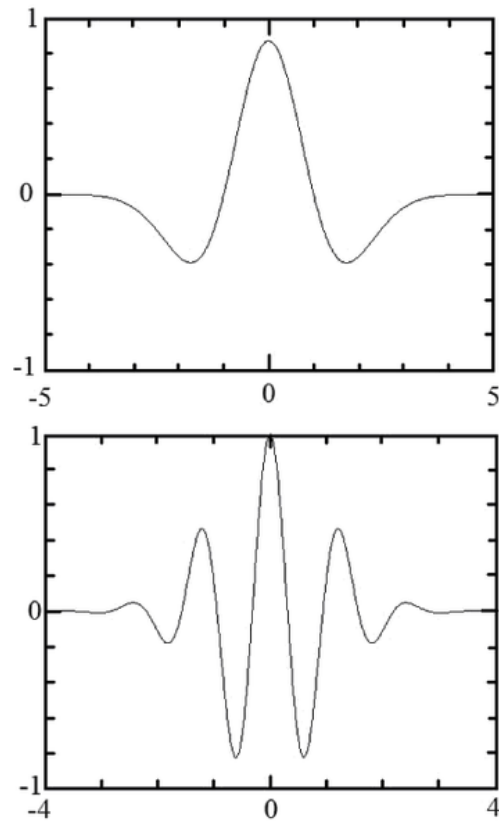


Рисунок 1.12 – Графіки Скейлінг і Вейвлет функції

Вейвлет є симетричним, має компактний носій, дорівнює першій похідній від скейлінг-функції і має один нульовий момент. Це робить його використання дуже зручним при аналізі сигналу ЕКГ. При багаторівневому розкладанні сигналу (рис 1.13) обчислюють коефіцієнти апроксимації « A_j », які представляють згладжений сигнал, і коефіцієнти деталізації « D_j », які описують високочастотні коливання сигналу. Вейвлет-перетворення з одним нульовим моментом можна розглядати як багаторівневий диференціальний оператор 1-го порядку згладженого сигналу. У цьому випадку максимумами модуля вейвлет-перетворення являють собою максимумами модуля першої похідної згладженого сигналу, а точки перетину. Вейвлет-перетворення з нулем відповідають положенням локальних мінімумів і максимумів згладженого сигналу. Отже, точки перетину вейвлет - перетворення з нулем на першому масштабі відповідають положенням локальних екстремумів аналізованого сигналу.

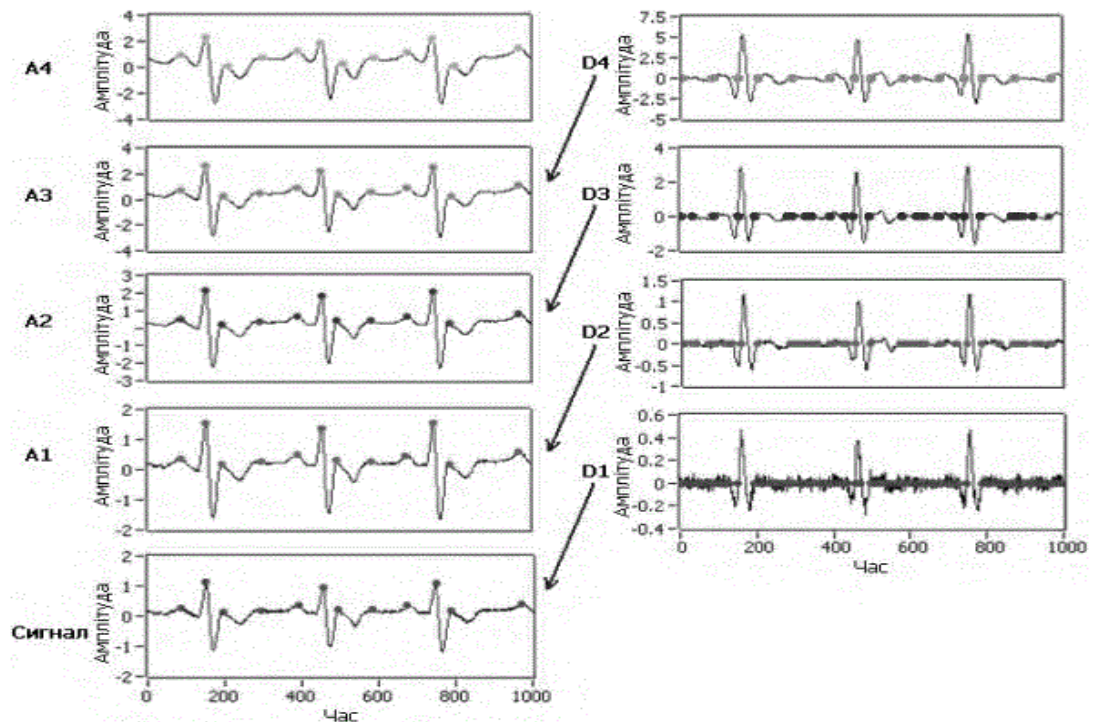


Рисунок 1.13 – Процес уточнення піків

Однак через присутність перешкод можлива поява великого числа перетинів з нулем поблизу шуканого максимуму сигналу. Оскільки число перетинів з нулем зменшується при збільшенні масштабу, застосовується схема, загальна ідея якого зводиться до послідовного обчислення перетинів вейвлет-перетворення з нулем при просуванні від більшого масштабу до меншого. Таким чином можна відкинути шуми і артефакти. Використовуючи інформацію про локальні максимуми, мінімуми та точки перетину з нулем на різних масштабах, алгоритм ідентифікує значущі точки сигналу (рис.1.14). На першому кроці визначається положення QRS-комплексів. Далі виконується пошук Q- і S-хвиль, потім встановлюються межі QRS-комплексу. Використовуються два критерії: пороговий критерій і критерій локального мінімуму, який враховує можливе перекриття хвиль. Після визначення точок, які задають положення початку і кінця QRS-комплексу, QRS-комплекс виключають шляхом лінійної інтерполяції сигналу між цими точками. Це

здійснюється з метою придушення впливу QRS на суміжні Р- та Т-хвилі. Наступні кроки алгоритму – виявлення піків і встановлення меж Р- та Т-хвиль.

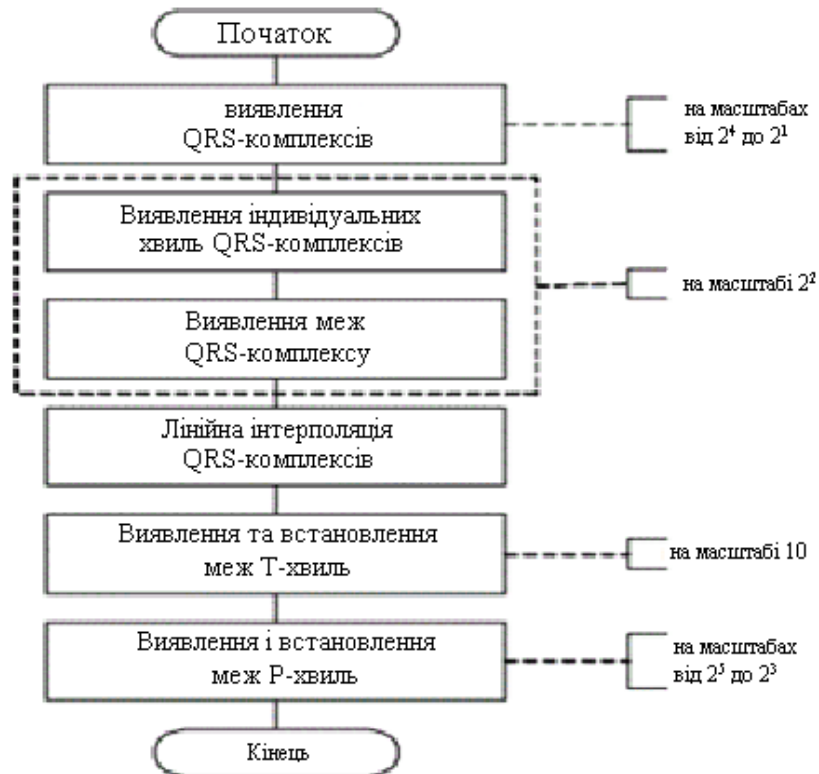


Рисунок 1.14 Алгоритм делінеаризації ЕКГ

Таким чином, в даний час існує безліч методик виділення і розпізнавання, які по використовуваному підходу можна розділити на 5 основних груп:

- А. Алгоритми аналізу ЕКГ у часовій області.
- В. Алгоритми, засновані на частотно-часових, в тому числі і нелінійних, перетвореннях сигналу ЕКГ.
- С. Алгоритми на основі застосування нейромережевих моделей.
- Д. Синтаксичні методи.
- Е. Комбіновані алгоритми.

Алгоритми групи А – засновані на застосуванні до вхідного сигналу, крім процедур лінійної фільтрації, зазвичай фільтрів високої чистоти (ФВЧ) і фільтрів низької чистоти (ФНЧ) послідовно, деякого нелінійного перетворення, що включає в себе зазвичай процедуру інтегрування сигналу в ковзному вікні. Положення R-зубця визначається за допомогою порогового детектора рівня сигналу, значення якого можуть бути як фіксованими, так і обчислюватися адаптивно на кожному кроці роботи алгоритму.

Алгоритми групи В засновані на застосуванні після ряду процедур попередньої обробки ЕКГ різних частотно-часових перетворень, таких як локальне перетворення Фур'є, перетворення Карунена-Лоєва, дискретне вейвлет-перетворення [18]. При використанні вейвлет-перетворення застосовується кілька основних базових вейвлет-функцій, причому ряд методів передбачає зворотний зв'язок для корекції їх параметрів. При цьому локалізація положення QRS-комплексу здійснюється в області вейвлет-спектра, в найпростішому випадку шляхом простого детектування рівня. Методики цієї групи характеризуються відносно невисокою продуктивністю, досить низькою чутливістю до шумів і ефективністю, що перевищує 99 %.

Алгоритми групи С використовують нейромережеві методи обробки даних і зазвичай застосовуються для аналізу морфології та класифікації елементів ЕКГ. Нейромережеві моделі дозволяють значно ефективніше адаптуватися до нестационарного характеру ЕКГ, тому в задачах виділення QRS-комплексів використовуються при адаптивній узгодженій фільтрації. Чутливість методик варіюється в широкому діапазоні, але в цілому досягає 99 %.

Групу D складають синтаксичні алгоритми, також відомі як лінгвістичні або граматичні. Вихідний аналізований сигнал представляється у вигляді певної послідовності примітивів, визначаються спеціальні правила (граматики), що породжують той чи інший елемент ЕКГ з безлічі примітивів. Виділення елементів ЕКГ зводиться до визначення граматики, що породжує.

Групу Е складають різні комбінації методів, зазвичай є синтезом алгоритмів груп В і С або А та С. Особливо виграшним виявилось перше поєднання, оскільки подібний підхід дозволяє досягти максимальної на сьогоднішній день чутливості - 99,9% на тестових добірках ЕКГ. До недоліків методів цієї групи варто віднести вимогливість до обчислювальних ресурсів [5].

Проведений аналіз показав, що методики груп В, С, D і Е вимагають в одиницю часу на порядок більше елементарних математичних операцій, ніж методи групи А, до того ж результати показані даною групою були більш ніж прийнятними, як наприклад метод Пана-Томпкінса.

У наступному розділі будуть розглянуті питання, пов'язані з розпізнаванням QRS-комплексів в сигналах, які мають плаваючу ізолінію, невідфільтровані високочастотні перешкоди, а тому стандартні алгоритми не справляються з поставленим завданням або дають низький відсоток знайдених комплексів.

2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ МОДУЛЯ АНАЛІЗУ QRS-КОМПЛЕКСУ

2.1 Метод виявлення QRS-комплексу фільтром ковзного середнього

Murphy та Rangaraj запропонували алгоритм виявлення комплексу QRS, заснований на зваженому та квадратному операторі першої похідної та на ковзаючому середньому фільтрі. У цьому випадку оператор на основі похідної визначається наступним чином:

$$g_1(n) = \sum_{i=1}^N |x(n-i+1) - x(n-i)|^2 (N-i+1), \quad (2.1)$$

де $x(n)$ – сигнал ЕКГ, N – ширина вікна, в межах якого різниця першого порядку обчислюється, зводиться в квадрат і зважується з використанням коефіцієнта $(N-i+1)$.

Зважуючий коефіцієнт лінійно спадає, починаючи від поточної різниці до різниці, обчисленої на N відліків раніше за часом, що забезпечує згладжує ефект. Подальше згладжування результату виконується з використанням фільтра ковзного середнього по M точкам:

$$g(n) = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} g_1(n-j). \quad (2.2)$$

При частоті дискретизації 100 Гц ширина вікна фільтра встановлюється як $M = N = 8$. Даний алгоритм дає єдиний пік для кожного QRS-комплексу і пригнічує зубці Р і Т.

Пошук піку в обробленому сигналі $g(n)$ можна здійснити за допомогою простого алгоритму пошуку піків.

1. Сканування фрагмента сигналу $g(n)$, на якому очікується наявність піку, і визначення максимальної величини g_{max} . Максимальне значення $g(n)$ на всьому протязі аналізованого ділянки може бути прийнято рівним g_{max} .

2. Визначення порогу як деякої частки від максимуму, наприклад, $Th = 0,5g_{max}$.

3. Для усіх $g(n) > Th$ вибираються ті відліки, для яких відповідні величини більше, ніж певне задане число m попередніх або наступних відліків $g(n)$, тобто

$$\begin{aligned} \{p\} &= [n | g(n) > Th] \quad \text{та} \\ &[g(n) > g(n - i), i = 1, 2, \dots M] \quad \text{та} \\ &[g(n) > g(n + i), i = 1, 2, \dots M]. \end{aligned} \quad (2.3)$$

Визначений таким чином набір $\{p\}$ містить індекси всіх знайдених в сигналі піків.

Для того щоб відбракувати піки, викликані артефактами, можуть використовуватися додаткові умови, такі, наприклад, як мінімальний інтервал між двома сусідніми піками.

2.2 Статистичний метод побудови фазової траєкторії ЕКС

Основна ідея методу аналізу ЕКГ у фазовому просторі полягає в побудові фазової траєкторії ЕКС у вигляді графічної залежності між електрокардіосигналом $u(t)$ і її швидкістю зміни в часі, розрахованої за його похідною $du(t)/dt$. На рисунку 2.1 показаний характерний цикл кардіосигналу 1 і збільшеного в 10 разів відношення приросту Δu між двома сусідніми вимірюваннями до дискретності зміни часу Δt (крива 2). Латинськими літерами позначені елементи кардіоциклу Р і Т-зубці і QRS-комплекс [14].

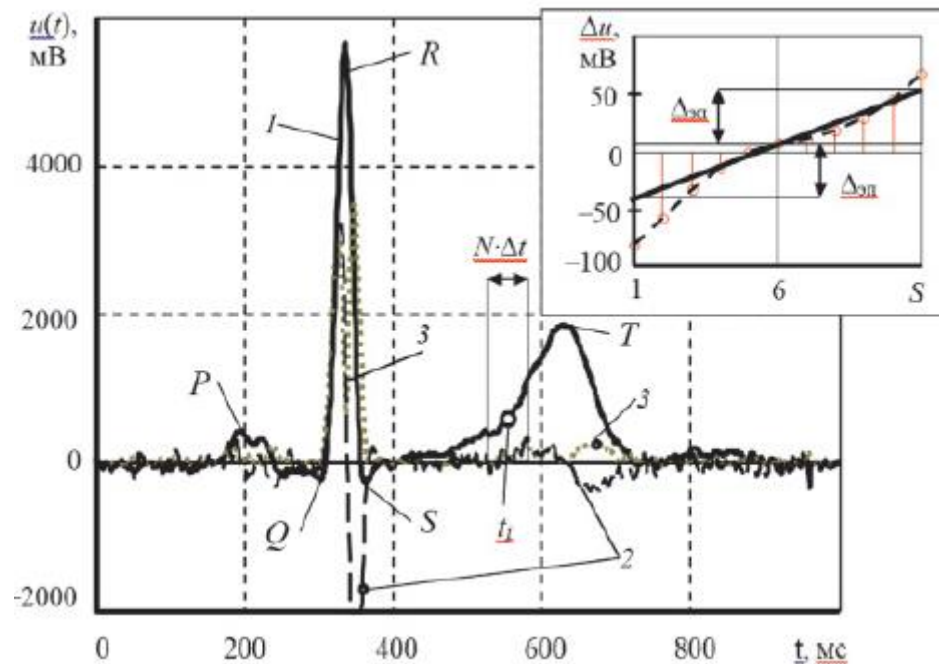


Рисунок 2.1 – Кінетичні залежності електрокардіоциклу $u(t)$ (крива 1), збільшене в 10 разів відношення збільшення сигналу Δu двох сусідніх значень до дискретності часу Δt і збільшеного в 3 рази ентропійно-параметричного потенціалу $\Delta_{\text{еп}}$

Фазова траєкторія електрокардіосигналу, зображена у вигляді кривої 1 на рисунку 2.2, дозволяє ефективно виділяти QRS-комплекс сигналу і контролювати його властивості [14]. При цьому можливість виділення і аналізу інших зубців кардіосигналу обмежена через наявність зовнішніх факторів, що впливають, зміна яких в межах двох сусідніх вимірювань може значно перевершувати зміна корисної складової сигналу, що зумовить спотворення фазових траєкторій зубців. Попередня фільтрація сигналу призводить до його спотворення і деформації як форми зубців, так і їх фазових портретів.

Авторами роботи пропонується контролювати швидкості зміни сигналів випадку високої його зашумленості за значенням статистичних параметрів вибірки результатів в околиці досліджуваної точки кривої в поточний момент часу t_i . Для цього формується вибірка u_j з N значень в i -й момент часу на обмеженому часовому інтервалі $N * \Delta t$ і знаходиться їх математичне

очікування. Відношення подвоєного середнього квадратичного відхилення σ_i значень вибірки від їх середнього значення до часового інтервалу Δt формування вибірки значень визначає дотичну функції в i -й модуля швидкості для зміни функції сигналу в точці спостереження значень ЕКС:

$$\left| \frac{\Delta u_t}{\Delta t} \right| = \frac{\sigma_i}{0,5\Delta\tau} = \frac{2}{\Delta\tau} \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{j=1}^N (u_{i-\frac{N}{2}+j} - u_{cp})^2}. \quad (2.3)$$

Відмітна особливість фазової траєкторії, отриманої із застосуванням виразу (2.1), полягає в тому, що значення приросту завжди мають позитивний знак. На рисунку 2.1 модуль фазової траєкторії, побудованої на основі виразу (2.1), показаний у вигляді кривої 2, спрямованої в прямому і зворотному напрямку. Для обліку інформаційного змісту вибірки з N значень в околиці поточного-го моменту часу t_i можливий розрахунок ентропійного потенціалу за допомогою виразу виду:

$$\Delta_{\varepsilon i} = \frac{1}{2} \Delta u_{gi} N \exp \left(-\frac{1}{N} \sum_{s=1}^m n_{si} \ln(n_{si}) \right), \quad (2.4)$$

де m – кількість інтервалів групування даних ($m = \sqrt{N}$); n_{si} – кількість результатів, що потрапили в i -й інтервал групування даних для i -го моменту часу; Δu_{gi} – ширина інтервалу групування результатів.

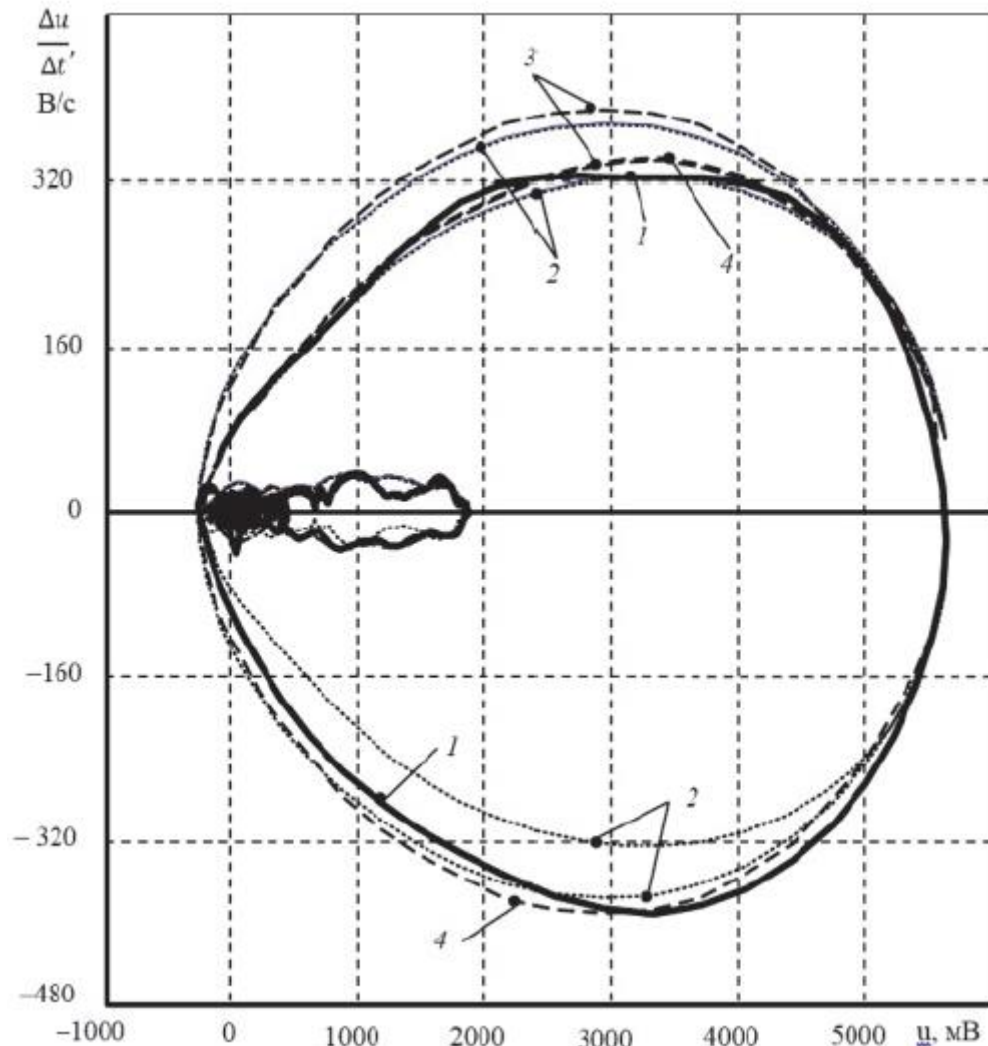


Рисунок 2.2 – Фазові траєкторії QRS-комплексу:

1 – у просторі електрокардіосигналу $u(t)$ і його похідної du/dt ; 2 – у просторі електрокардіосигналу $u(t)$ і його середньоквадратичного відхилення $s(t)/\Delta t$; 3 – у просторі електрокардіосигналу та його ентропійного потенціалу $\Delta\epsilon/\Delta t$; 4 – у просторі електрокардіосигналу $u(t)$ та його ентропійно-параметричного потенціалу $\Delta\epsilon_p/\Delta\tau$

Враховуючи, що ентропійний потенціал пропорційний для заданої вибірки середньому квадратичному відхиленню, цю величину також можна використовувати для оцінки модуля швидкості зміни електрокардіосигналу в i -й момент часу:

$$\left| \frac{\Delta u_t}{\Delta t} \right| = \frac{\sigma_i}{0,5\Delta\tau} = \frac{\Delta\epsilon_i}{K_3 0,5\Delta\tau}, \quad (2.5)$$

де K_e – коефіцієнт ентропії, рівний відношенню ентропійного потенціалу до середнього квадратичного відхилення.

Серед недоліків використання ентропійного потенціалу слід відзначити його високу залежність від інформаційних властивостей вибірки даних, що обумовлює сильну залежність величини від «стрибкоподібного» впливу перешкоди.

$$\Delta_{\text{епі}} = 0,5 \sqrt{k \sigma_i^2 + (\Delta_{\text{зі}})^2}, \quad (2.6)$$

де k – коефіцієнт згладжування, що дозволяє забезпечити збереження стану системи при «стрибкоподібних впливах», відповідних низькою ентропії інформації у вибірці. Значення коефіцієнта k вибираються в інтервалі від 1 до 3. Тоді для оцінки модуля швидкості зміни електрокардіосигналу в i -й момент часу, побудованої на основі ентропійно-параметричного потенціалу, справедливо вираз

$$\left| \frac{u_i}{\Delta t} \right| = \frac{\Delta_{\text{епі}}}{0,5 \Delta \tau} \Delta_{\text{епі}}. \quad (2.7)$$

Для побудови фазової траєкторії, наближеної до класичної форми, необхідно врахувати напрямок зміни величини, що досягається за допомогою множення модуля величини на функцію знаку:

$$\left| \frac{u_i}{\Delta t} \right| = \frac{\Delta_{\text{епі}}}{0,5 \Delta \tau} \text{sign}(\Delta u_i). \quad (2.8)$$

Оцінка збільшення швидкості зміни електрокардіосигналу в i -й момент часу за допомогою ентропійно-параметричного потенціалу, розрахована по вибірці значень, більш стійка до впливу зовнішніх впливів в порівнянні з

використанням класичних збільшень Δu і дозволяє більш надійно виділити QRS-комплекс і Т-зубець електрокардіосигналу.

2.3 Алгоритм виявлення QRS-комплексу Пана-Томпкінса

Пан і Томпкінс запропонували алгоритм виявлення QRS-комплексів, розрахований на роботу в реальному часі і заснований на аналізі нахилів, амплітуди і ширини QRS-комплексів. Цей алгоритм складається з наступної послідовності фільтрів і методів: фільтр низьких частот, фільтр високих частот, оператор похідної, квадрат, інтегрування, Адаптивна порогова процедура та процедура пошуку.

Фільтр нижніх частот. Рекурсивний фільтр низьких частот, використаний в алгоритмі Пана-Томпкінса, має цілі коефіцієнти для зниження обчислювальної складності і передавальну функцію наступного виду:

$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2}, \quad (2.9)$$

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{32} [x(n) - 2x(n-12)]. \quad (2.10)$$

При частоті дискретизації наприклад 200 Гц цей фільтр має досить низьку частоту зрізу $f_z = 11$ Гц і вносить затримку, що становить 5 відліків або 25 мс. Цей фільтр має ослаблення більше 35 дБ і ефективно пригнічує мережеву наводку, якщо вона існує.

Фільтр верхніх частот. Фільтр верхніх частот, який використовується в даному алгоритмі, реалізований як всепропускаючий фільтр мінус фільтр нижніх частот. Компонента фільтра нижніх частот має передавальну функцію наступного виду:

$$H_{tp}(z) = \frac{(1-z^{-32})}{(1-z^{-1})}. \quad (2.11)$$

Відношення між входом і виходом задається різницеvim рівнянням

$$y(n) = y(n-1) + x(n) - x(n-32). \quad (2.12)$$

Передавальна функція $H_{hp}(z)$ фільтра верхніх частот задається наступним чином:

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32} H_{ln}(z). \quad (2.13)$$

Аналогічно, вихідний сигнал $p(n)$ фільтра верхніх частот задається різницеvim рівнянням

$$p(n) = p(n-1) - \frac{1}{32}x(n) + x(n) + x(n-16) - x(n-17) + \frac{1}{32} + x(n-32), \quad (2.14)$$

де $x(n)$ та $y(n)$ спов'язані між собою відповідно до рівняння (2.7). Цей фільтр високих частот має частоту зрізу 5 Гц і вносить затримку 80 мс.

Оператор похідної. Операція диференціювання, використана Паном і Томпкінсом, задається наступним чином:

$$p(n) = \frac{1}{8}[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (2.15)$$

і при частотах до 30 Гц апроксимує ідеальний оператор d/dt . Ця процедура взяття похідної пригнічує низькочастотні компоненти Р і Т та має високий коефіцієнт посилення для високочастотних компонентів, що з'являються з-за крутих схилів QRS-комплексу.

Зведення в квадрат. Операція зведення в квадрат робить результат позитивним і підсилює великі різниці, що виникають через QRS-комплексів; маленькі різниці, що виникають на Р-і Т - зубцях, при цьому придушуються. Високочастотні компоненти в сигналі, пов'язані з комплексом QRS, ще більше посилюються.

Інтегрування. Вихідний сигнал операції, заснованої на похідній, демонструє численні піки в межах тривалості QRS-комплексу. Алгоритм Пана-Томпкінса виконує згладжування вихідного сигналу попередніх операцій з використанням інтегруючого фільтра типу розсувного вікна, заданого рівнянням:

$$y(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n)]. \quad (2.16)$$

Вибір ширини вікна N повинен виконуватися з використанням наступних міркувань: при виборі занадто великої ширини вихідні сигнали, пов'язані з QRS-комплексом і т-зубцем будуть зливатися, в той час, як занадто маленька ширина призведе до декількох піків для єдиного QRS-комплексу. Для частоти дискретизації $f_s = 200$ Гц була вибрана величина $N = 30$.

Адаптивна порогова процедура. Порогова процедура в алгоритмі Пана-Томпкінса адаптується до змін сигналу ЕКГ шляхом обчислення ковзних оцінок піків, пов'язаних із сигналом та шумом. Вважається, що пік виявляється кожного разу, коли вихідний сигнал змінює свій напрямок протягом заданого інтервалу. В ході подальшого розгляду SPKI буде означати рівень піку, який на етапі навчання алгоритму був інтерпретований як пік, відповідний QRS, а NPKI буде позначати рівень піку, пов'язаного з подіями, які не є QRS-комплексами (шум ЕМГ і т.д.). Величини TRESHOLD I1 і TRESHOLD I2 – це два значення порогів, які використовуються для відсікання виявлених піків до однієї з двох категорій: сигналу (QRS-комплекс) або шуму.

Кожен новий виявлений пік відноситься або до категорії «пік сигналу», або до категорії «пік шуму». Якщо пік перевищує $TRESHOLD\ I1$ під час першого кроку аналізу, він класифікується як пік QRS-комплексу (сигналу). Якщо використовується процедура зворотного пошуку, то даний пік, для того щоб бути названим QRS-комплексом, повинен бути вище $TRESHOLD\ I2$. Після того як виявлений кожен пік, рівні піків і порогів оновлюються і класифікується наступним чином:

$$\begin{aligned} SPKI &= 0.125PEAKI + 0.875SPKI, \text{ якщо } PEAKI - \text{ пік сигналу;} \\ NPKI &= 0.125PEAKI + 0.875SPKI, \text{ якщо } PEAKI - \text{ пік шуму;} \end{aligned} \quad (2.17)$$

$$\begin{aligned} TRESHOLD\ I1 &= NPKI + 0.25(SPKI - NPKI); \\ TRESHOLD\ I2 &= 0.5\ TRESHOLD\ I1. \end{aligned} \quad (2.18)$$

Для випадку процедури зворотного пошуку з використанням величини $TRESHOLD\ I2$ формула оновлення величини $SPKI$ в разі виявлення QRS-комплексу змінюється на наступну:

$$SPKI = 0.25PEAKI + 0.75SPKI. \quad (2.19)$$

Процедура зворотного пошуку. Алгоритм Пана-Томпкінса постійно оновлює дві середні величини RR-інтервалу: $RR\ AVERAGE1$ – це середнє для восьми останніх комплексів і $RR\ AVERAGE2$ – це середнє для восьми останніх комплексів, що мають RR-інтервали в діапазоні, заданому межами $RR\ LOW\ LIMIT = 0.92 * RR\ AVERAGE2$ і $RR\ HIGH\ LIMIT = 1.16 * RR\ AVERAGE2$. Кожен раз, коли QRS-комплекс не виявлено на певному інтервалі, заданому як $RR\ MISSED\ LIMIT = 1.66 * RR\ AVERAGE2$, за QRS-комплекс приймається пік, амплітуда якого лежить в діапазоні між порогами, встановленими для процедури зворотного пошуку.

Даний алгоритм продемонстрував дуже низький ступінь помилок, що становить 0,68%, або 32 комплекси на годину на базі даних, що містять приблизно 116000 QRS-комплексів, отриманих з 24-годинних записів ЕКГ від 48 пацієнтів.

2.4 Фрактальний аналіз

Відповідно до одного з визначень Бенуа Мандельброта [16] «Фракталом називається множина, розмірність Хаусдорфа якої суворо більша за його топологічну розмірність». Щоб розкрити це визначення нагадаємо про два принципово різних підходи до поняття розмірності. З точки зору першого розмірність геометричної фігури – це мінімальне число координат, необхідних для визначення положення лежить на цій фігурі точки при збереженні структури природної близькості: наприклад, положення точки на лінії визначається однією координатою, на поверхні двома, в обсязі трьома координатами.

Оскільки ця розмірність є топологічним інваріантом (тобто зберігається при взаємно однозначному і безперервному в обидві сторони відображенні), то її називають топологічної розмірністю і позначають DT . Цей підхід відображений у відомих роботах Пуанкаре, Брауера, Менгера, Урисона, Лебега та ін. Його вершиною стала гомологічна теорія розмірності Александрова [1]. З точки зору другого підходу, розмірність – це число D , що виражає зв'язок природної міри геометричної фігури (наприклад, довжини, площі або обсягу) з величиною (в даному випадку довжиною), покладеної в основу вихідної метричної системи. Якщо метричний еталон такої величини, прийнятий за одиницю, збільшити (зменшити) в B раз, то зазначена міра зменшиться (збільшиться) в B^D разів. Цю розмірність називають метричною. Джерелом такого визначення є наступний вираз для звичайної міри M (довжини, площі або об'єму) довільної геометричної кривої, поверхні або тіла:

$$M = \lim_{\delta \rightarrow 0} [N(\delta) \delta^D], (D = 1, 2, 3) \quad (2.20)$$

Параметри довжини, площі, об'єму нерозривно пов'язані з поняттям розмірності. Для відрізка прямої розмірність $D=1$, для плоскої $d=2$, для тривимірної $d = 3$ і т.д. якщо застосовувати до якого-небудь об'єкту поняття, пов'язане з іншою розмірністю, відповідь також буде незадовільним. Наприклад, для плоскої фігури в тривимірному просторі обсяг буде дорівнює нулю, довжина нескінченна, а площа скінченна і не дорівнює нулю.

Для фракталів реалізується подібна ситуація, але оскільки між 1 і 2 немає проміжних цілих значень, розмірність фрактальної кривої повинна бути дробовою.

Фрактальна розмірність D_F довільної множини G у n -вимірному просторі визначається наступним чином:

$$D_f = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln M(\varepsilon)}{\ln \frac{1}{\varepsilon}}$$

де $M(\varepsilon)$ – мінімальне число N -мірних кубиків зі стороною ε , необхідних для покриття всіх елементів множини G . застосувавши це визначення для обчислення розмірності точки, лінії і поверхні легко переконається в звичних значеннях 0, 1 і 2 відповідно. А ось для нетривіальних множин розмірність D_f може виявитися дробовою.

Чисельно фрактальну розмірність даних можна оцінити за допомогою алгоритму, який називається реконструкцією аттрактора. Його основна ідея полягає в наступному. Вимірювання деякої характеристики об'єкта в єдиній точці простору надаються у вигляді дискретної множини. Інтервал дискретизації вибирається порядку тимчасового радіуса кореляції вимірювань. З елементів безлічі послідовно формуються Набори N -мірних

векторів, для різних натуральних чисел N (від 1 і вище) званих параметрами вкладки. Потім для кожного набору векторів визначається т.зв. кореляційний показник. Якщо всього векторів M , то він дорівнює:

$$v = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln(k(\varepsilon) \cdot M^{-2})}{\ln \varepsilon}$$

де $k(\varepsilon)$ – число всіх відстаней між точками в N -вимірному просторі, які менше ε . Якщо залежність кореляційного показника від параметра вкладки $v(n)$ прагне з ростом n до константи, то ця константа і буде оцінкою розмірності досліджуваного об'єкта.

Наведемо приклад роботи алгоритму реконструкції аттрактора спочатку для модельних кривих (рисунок 2.3).

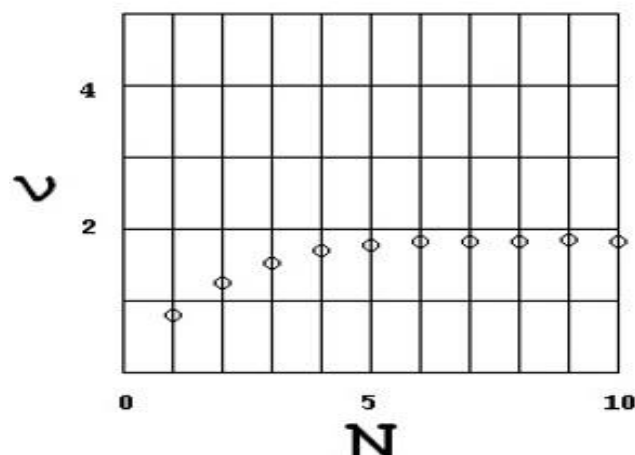


Рисунок 2.3 - Визначення фрактального аналізу аттрактора

На рисунку 2.3 зображена залежність $v(N)$ для вирішення системи ОДУ Лоренца у формі дивного аттрактора – видно, що його фрактальна розмірність становить величину між 1 і 2.

Два типових види залежності $v(N)$, розрахованої для двох сеансів експериментальних даних, наведені на рисунку 2.4.

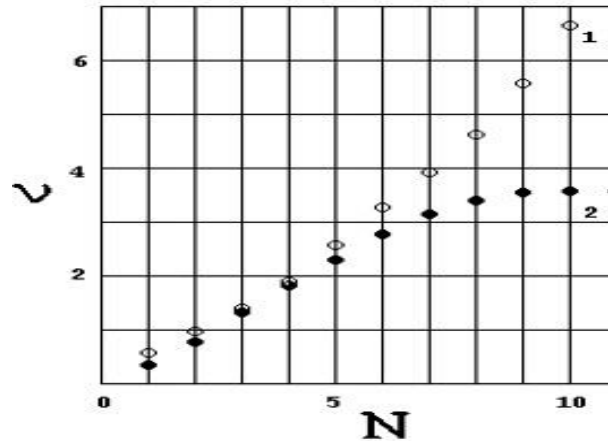


Рисунок 2.4 – Визначення фрактальної розмірності експериментальних даних

Згідно з вимірами, в першому випадку спостерігається монотонне зростання кореляційного показника з ростом n , характерне для нескінченної розмірності тобто для чисто випадкового процесу. Насправді, в цьому випадку можна з упевненістю говорити, що розмірність більше деякого максимально вимірюваного значення кореляційного показника (на рис 2.4 – більше 6). В даному випадку провести розрахунок для великих N було неможливо, тому що обсяг вихідної вибірки даних був лімітований.

Друга серія вимірювань на рисунку 2.4 дає оцінку розмірності порядку 4. Це означає, що розглянутий радіосигнал в ряді випадків являє собою не розвинений, а досить малоходовий хаос, що вказує на принципову можливість опису процесів його формування за допомогою невеликого числа звичайних диференціальних рівнянь.

Оцінити фрактальну розмірність можна і за характеристиками вейвлет-спектра. Для цього будується залежність логарифму числа екстремумів $\ln(K_i)$ вейвлет-спектра $W(a_i, b)$ при послідовно взятих фіксованих a_i від $\ln(a^i)$. Як приклад ми використовуємо експериментальні дані та їх вейвлет-спектр, що стосується масштабних збурень.

Залежність $\ln K_i(\ln a^i)$ показана на рисунку 2.5.

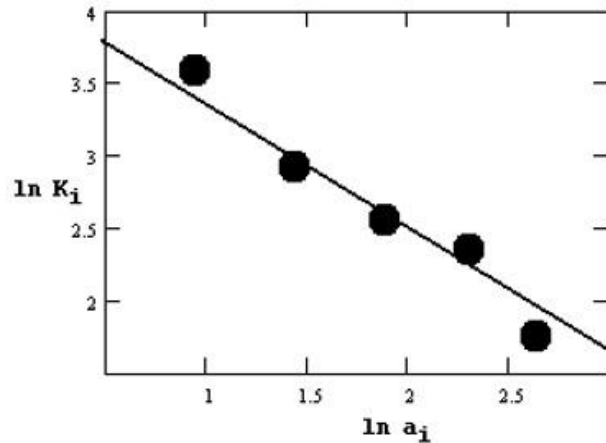


Рисунок 2.5 – Обчислення фрактальної розмірності

Тангенс кута нахилу дає оцінку розмірності. З рисунку видно, що вона становить близько 1, тобто дані великомасштабні збурення мають хвильову, а не фрактальну природу.

2.5 Розробка структури підсистеми

Розглянуті вище методи лежать в основі модуля для виявлення та аналізу QRS-комплексу. Вивчені літературні джерела містять багато інформації про способи виявлення QRS-комплексів, проте, всі вони мають недоліки і обмеження. В атестаційній роботі фахівця зроблена спроба вирішення завдання пошуку та аналізу QRS-комплексів нестандартними методами для сигналів, які не пройшли попередню обробку.

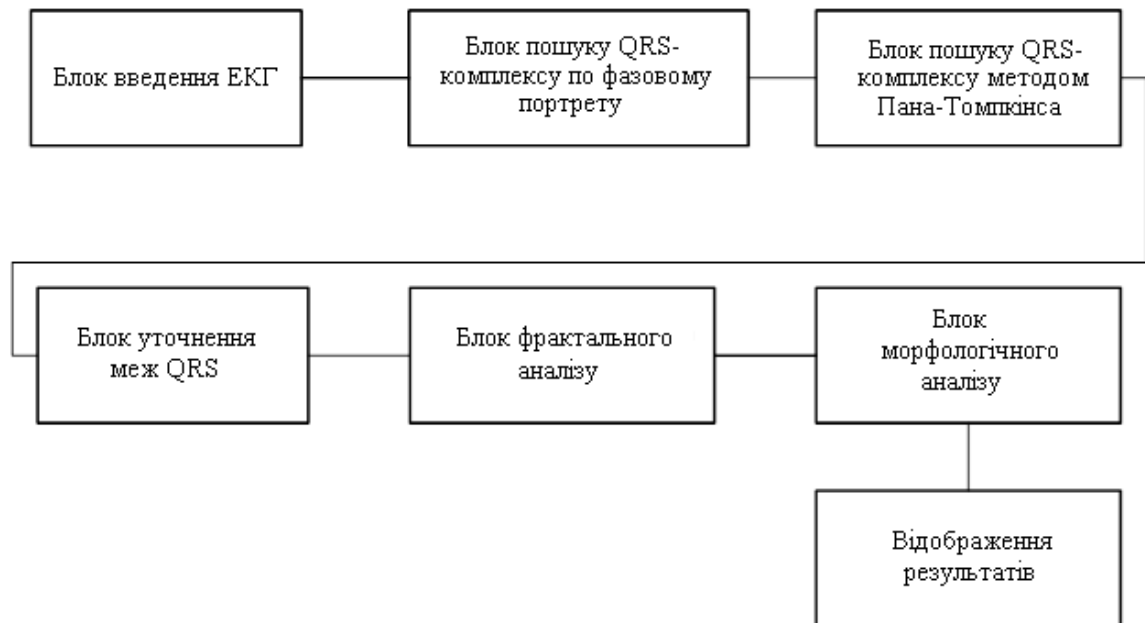


Рисунок 2.6 – Структурна схема комп'ютерної підсистеми

На рисунку 2.6 представлена структурна схема розроблюваної підсистеми. Блок введення ЕКГ являє собою програмний засіб (підпрограму) для роботи з цифровими файлами ЕКГ. У нашому розпорядженні були текстові файли ЕКГ, які пройшли етапи попередньої обробки лише в процесі реєстрації. Вони являють собою ТХТ-файли. Як видно з рисунка 2.7, сигнали мають плаваючу ізолінію і високочастотні перешкоди.

У наступному блоці проводиться визначення меж QRS-комплексів за допомогою фазового портрета. Щоб забезпечити більш високу точність розпізнавання комплексів, ми включили до складу системи блок, що базується на методі Пана-Томпкінса. Він орієнтований на виділення QRS в режимі реального часу. Остаточні межі комплексу уточнюються і є результатом усереднення даних, отриманих двома методами: фазовим портретом і методом Пана-Томпкінса.

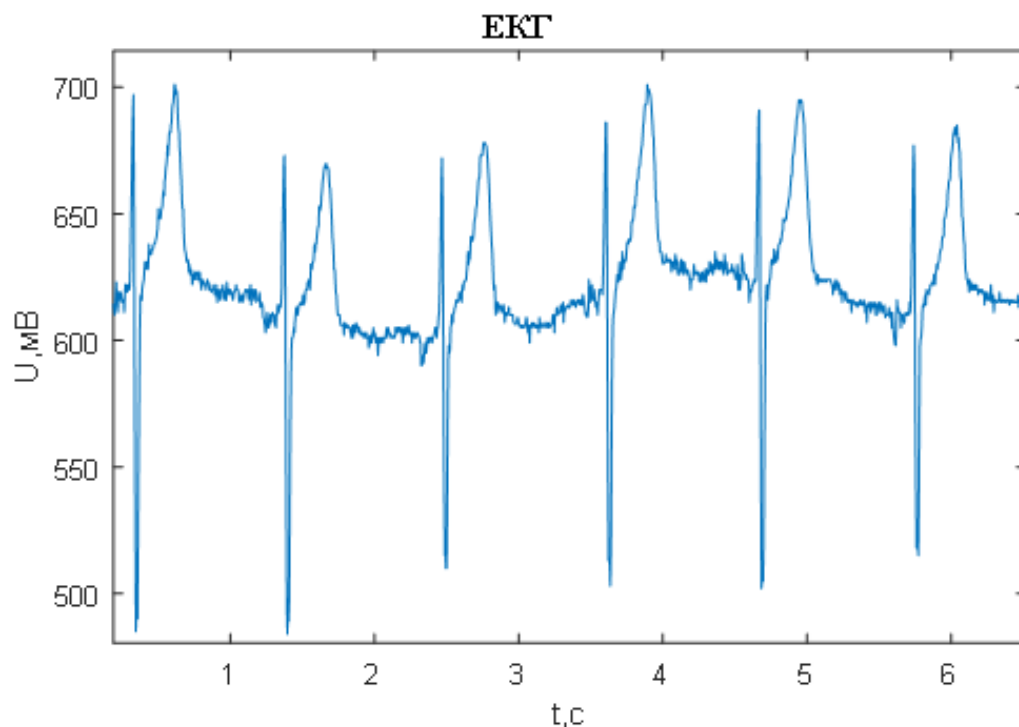


Рисунок 2.7 – Оригінальний сигнал ЕКГ

Фрактальний аналіз ЕКГ призначений для ідентифікації QRS-комплексів трьох типів: нормальний, ектопічний, розщеплений. Для фахівця розпізнавання типів комплексів не представляє складності, але для автоматизованої системи, функціями якої є аналіз багатогодинних записів (24 години і більше), цей прийом необхідний.

Відомий підхід [14], коли для розпізнавання ектопічних QRS-комплексів використовують лінійні дискримінантні функції і чотири параметри: тривалість комплексу, розмах, зміщення, площа.

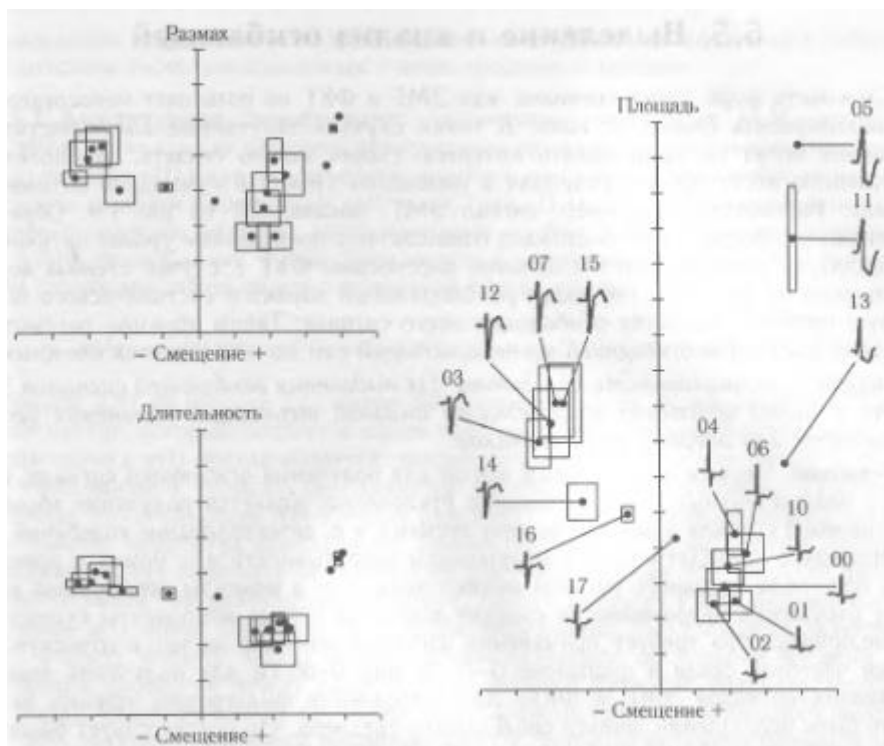


Рисунок 2.8 – Використання ознак для ідентифікації QRS-комплексів

Ми пропонуємо альтернативний варіант розпізнавання QRS-комплексів за допомогою фрактального аналізу, а саме – індексу фрактальної розмірності.

У наступному блоці (морфологічний аналіз) буде проводитися оцінка індексу фрактальної розмірності з подальшим відображенням отриманих результатів.

Структурна схема наводиться в додатку А.

3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМІЧНОГО ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПІДСИСТЕМИ

3.1 Процедура розрахунку фазової траєкторії

Тут реалізується розрахунок фазової траєкторії, описаний в пункті 2.3

На попередньому кроці ми сформували масив, до якого занесли координати знайдених r-зубців. Тому подальші розрахунки будемо проводити всередині циклу для кожного елемента масиву R:

```
for j=1:length(R)
%
end
```

Ми повинні розширити зону пошуку ширини QRS, межі якого позначимо num1 і num2. Попередньо провівши серію експериментів, ми пропонуємо збільшити знайдені на попередньому кроці кордону на 15%:

```
for j=1:length(R)
    num1=R(j); %число відліків зліва від R
    while (QRS(num1)~=0) %беремо ненульові значення
        num1=num1-1;
    end
    num1=abs(R(j)-num1);
    num2=R(j); %число відліків праворуч від R

    while (QRS(num2)~=0) %беремо ненульові значення
        num2=num2+1;
    end
    num2=abs(R(j)-num2);
    %обчислюємо ширину вікна пошуку
    num=round(max(num1,num2)+max(num1,num2)*0.15);
```

```

%часовий масив
z(1:2*num+1)=y(R(j)-num:R(j)+num);

%пошук локального максимуму
Rind=find(z==max(abs(z)));

```

Далі виробляємо розрахунок похідної за формулою (2.7), задаючи $N=3$. Це значення повинно підбиратися експериментально і залежить від рівня зашумленості сигналу. Ми не проводили достатню кількість експериментів, щоб точно встановити, яким слід вибирати N .

```

N=3;%set for derivation
for i=N:length(z)-N
    % u(i)=std(z(i-N+1:i+N-1))/0.5/Td;
    u(i)=2/Td*(1/N/(N-1)*sum((z(i-N+1:i+N-1)-mean(z(i-N+1:i+N-1)))^2))^0.5;
end
end

figure ,hold on
subplot(211),
plot(z(N:Rind),y3(R(j)+N:R(j)+Rind),'r',z(Rind:length(z)-N),y3(R(j)+Rind:length(z)-N),'b')
plot(z(N:Rind),u(N:Rind),'r',z(Rind:length(z)-N),u(Rind:length(z)-N),'b'),
title('Фазова траєкторія')
subplot(212)
bar(z,0.3),hold on
title('QRS')

```

З рисунка 3.5 добре видно, що ми початок і кінець QRS відповідають точці перетину гілок фазового портрета (звіт 9 і відлік 29).

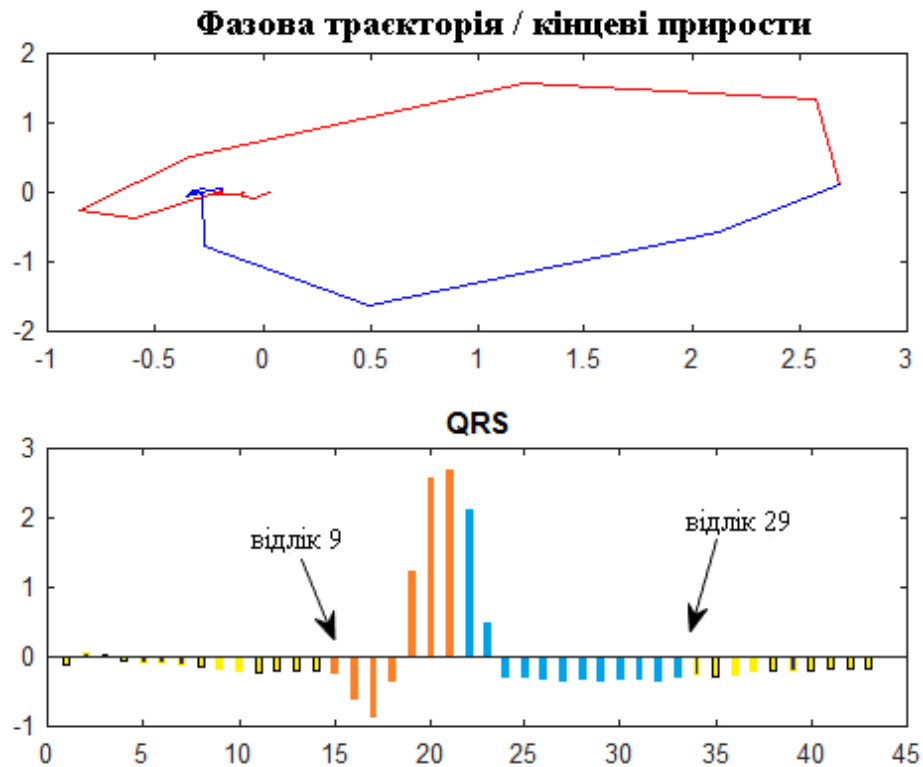


Рисунок 3.5 – Фазова траєкторія для одиничного комплексу

Нижче наступний блок коду відповідає побудові фазової траєкторії методом кінцевих приростів:

```
plot(z(N:Rind),diff(z(N-1:Rind)),'r',z(Rind:length(z)-N),diff(z(Rind-1:length(z)-N)),'b');
title('Фазова траєкторія/кінцеві прирости')
```

Ми порівняли якість пошуку меж QRS з використанням похідної, розрахованої методом кінцевих збільшень і на основі статистичних параметрів, з чого зробили висновок: при роботі з зашумленими сигналами слід будувати фазовий портрет з використанням (2.7), а при відфільтрованому сигналі – звичайну похідну. Результати пошуку кордонів QRS вибірково представлені в додатку D.

Крім того, метод пошуку QRS-комплексів по фазовому портрету виправдовує себе при аналізі вже записаного сигналу, в той час, як Пан і

Томпкінс запропонували свій метод для виділення QRS в режимі реального часу.

3.2 Пошук QRS за Паном та Томпкінсом

Покажемо реалізацію методу. На початку відкриємо mat-файл і сформуємо масиви амплітуди у:

```
fid=load('eo103.mat','rt');
fclose(fid);
y=f2.val(1,:);
```

Оскільки mat-файл містить тільки відліки амплітуди, для формування масиву тимчасових відліків скористаємося командами:

```
fd=250; %Частота дискретизації
for i=1:length(f2.val)
    t0(i)=i*1/250;
end;
```

Далі, згідно з алгоритмом, реалізуємо функцію фільтра нижніх частот. Алгоритм вимагає задати ширину вікна N. Авторами пропонується N=30 для частоти дискретизації сигналу 200 Гц. Щоб коректно адаптувати ширину вікна під частоту дискретизації заданого сигналу, вводимо поправочний розрахунок:

```
N=round(fd*30/200);
```

Тепер виробляємо фільтрацію:

```
%ФНЧ
for i=1:length(x)
```

```

        y(i)=x(i);
    end
    for i=13:length(x)
        y(i)=2*y(i-1)-y(i-2)+1/32*(x(i)-2*x(i-6)+x(i-12));
    end
    %figure, plot(y),title('ФНЧ');
    figure,plot(t,x)

```

Результат фільтрації показаний на графіку (рис 3.1).

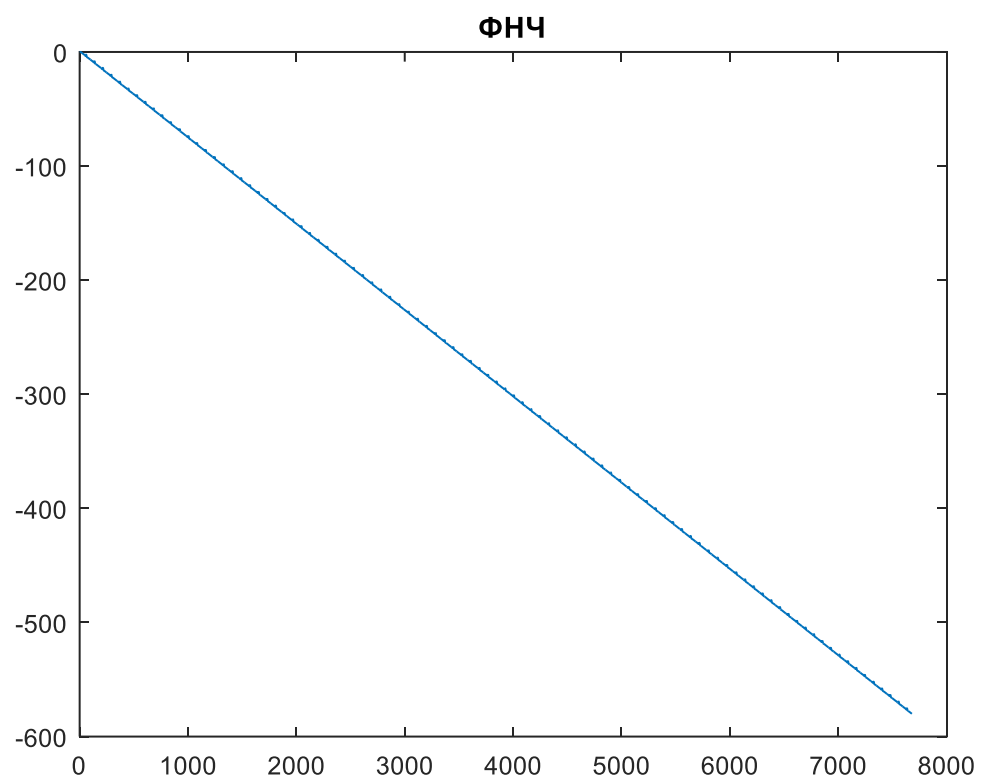


Рисунок 3.1 – Результат роботи ФНЧ

Для зручності і розуміння зв'язку з формулами, запропонованими авторами алгоритму, будемо зберігати оригінальні позначення. На наступному кроці алгоритму буде виконуватися фільтрація ВЧ:

```

%ФВЧ
p=y;

```

```

for i=33:length(y)
    p(i)=p(i-1)-1/32*y(i)+y(i-16)-y(i-17)+1/32*y(i-32);
end
figure,plot(p),title('ФВЧ');

```

Результат фільтрації високих частот вказано на графіку (рисунок 3.2).

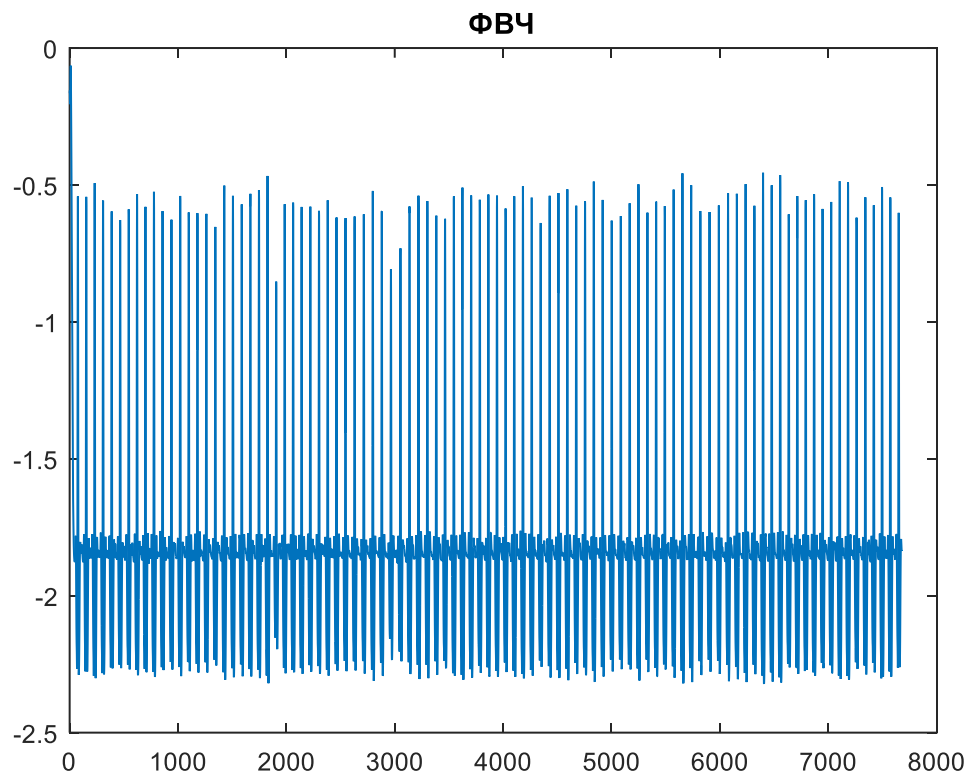


Рисунок 3.2 – Результат роботи ФВЧ

Наступний блок команд-диференціювання:

```

%Похідна
for i=5:length(p)
    dp(i)=1/8*(2*p(i)+p(i-1)-p(i-3)-2*p(i-4));
end
figure,plot(dp),title('диференціація');

```

Результат диференціювання вказано на графіку (рисунок 3.3).

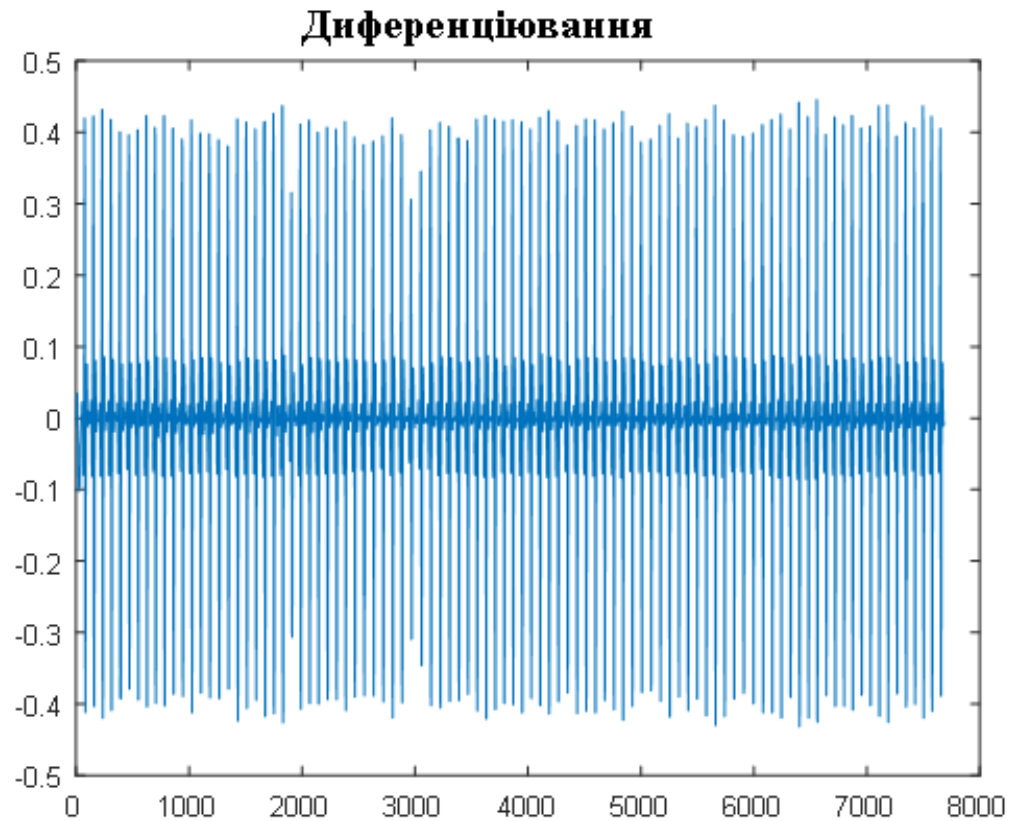


Рисунок 3.3 – Диференціювання сигналу

Наступних два кроки об'єднання в одному блоці і поділяються коментарям:

```
%зведення в квадрат
dp=dp.^2;

%інтегрування
for i=N+1:length(dp)
    %for i=N+1:50
        sum=0;
        for j=1:N
            sum=sum+(dp(i-j));
        end
        s(i)=sum/N ;
        dp2(i)=s(i);
        %dp2(i)=mean(dp(i:i-N));
    end

figure,plot(dp2),title('інтегрування'),hold on
```

Результат показаний на графіку (рисунок 3.4).

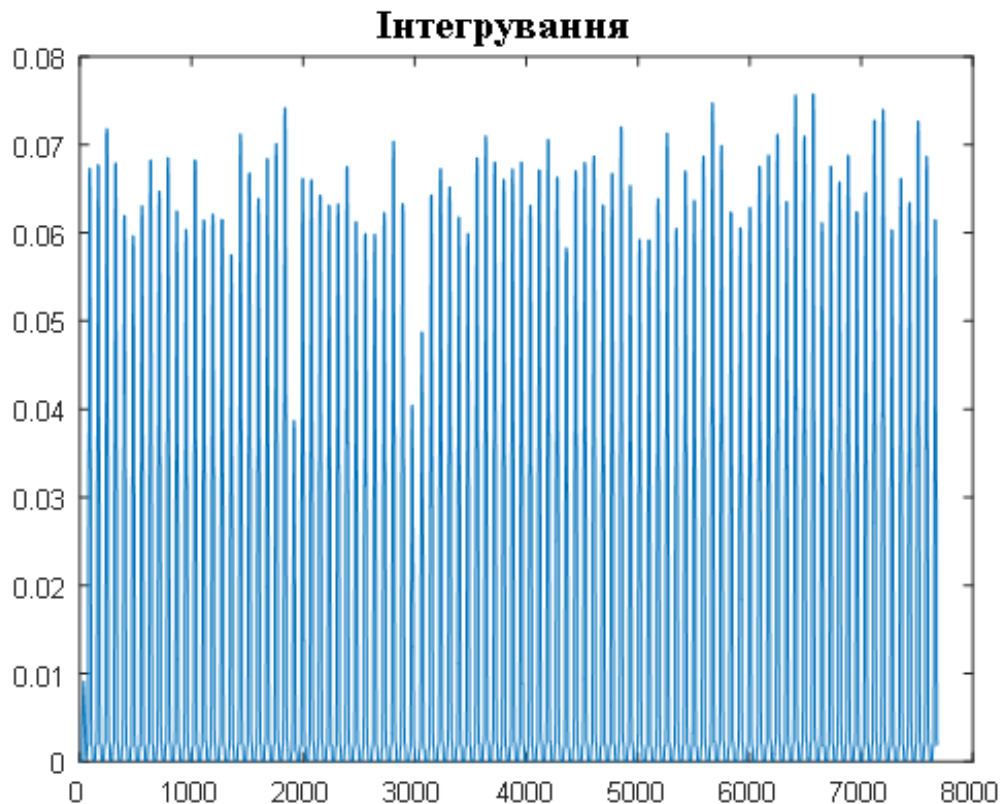


Рисунок 3.4 – Результат інтегрування

Наступний крок алгоритму – адаптивна порогова процедура, суть якої полягає в порівнянні відліку з двома пороговими значення. Верхнє значення встановлює поріг для корисного сигналу (SPKI), а нижнє (NPKI) – для шуму. Після закінчення поточного циклу ці пороги повинні перераховуватися. Тому процедура і називається адаптивною.

Для того, щоб визначити кінець циклу, скористаємося стандартними функціями MatLab для пошуку локальних максимумів. Локальний максимум будемо визначати по другій похідній в точці, коли вона змінює знак. Спочатку обчислюємо другу похідну за допомогою функції `diff()`:

```
dif_dp2=diff([0 dp2]);%друга похідна
```

Точку, в якій друга похідна змінює знак, визначаємо за допомогою функції `sign()`:

```
k=0;%лічильник QRS
for i=2:length(dp2)

    %якщо похідна змінює знак
    if (sign(dif_dp2(i))~=sign(dif_dp2(i-1)))

        %якщо поточна точка - точка локального максимуму
        if dp2(i)==max(dp2(i-1:i+1))
            k=k+1;
            ind(k)=i; %записуємо номер поточного відліку в масив
індексів локальних максимумів
        end

    end
end
```

Задаємо початкові значення порогів. Значення порога для корисного сигналу визначимо, як середнє арифметичне амплітуд вихідного сигналу.

```
SPKI=mean(dp2(ind));%перший крок: поріг для піку
NPKI=0.5*SPKI; %поріг для шуму
T1=SPKI;%поріг T1
T2=NPKI;%поріг T2
```

Проводимо операцію пошуку QRS-комплексу методом Пана-Томпкінса для кожного знайденого раніше локального максимуму, номери яких ми занесли в масив `ind`. Таки чином, контейнером для команд буде цикл:

```
for i=1:length(ind)

    %адаптивна процедура пошуку
end
```

Вважаємо, що перший знайдений локальний пік, є корисним сигналом, якщо він перевищує $T1$, а його амплітуду присвоюємо змінної $PEAKI$. Виробляємо перерахунок порога для піку:

```
if dp2(ind(i)) >= T1
    j=j+1;
    PEAKI=dp2(ind(i));
    indR(j)=ind(i)-35;%35 - затримка фільтру

    %перерахунок порогу для піку
    SPKI=0.125*PEAKI+0.875*SPKI;

end
```

Якщо значення амплітуди менше другого порога $T2$, звіт віднесемо до шуму і перерахуємо значення порога для шуму:

```
if dp2(ind(i)) < T2
    PEAKI=dp2(ind(i));
    NPKI=0.125*PEAKI+0.875*NPKI;%перерахунок порогу для шуму
end
T1=NPKI+0.25*(SPKI-NPKI);%перерахунок адаптивного порогу для
піку
T2=0.5*T1;%перерахунок адаптивного порогу для шуму

end
```

Для відображення результатів пошуку використовуємо команди:

```
figure, plot(x), hold on, plot(indR, x(indR), 'g*'),
title('Пошук QRS методом Пана-Томпкінса');
```

Результати пошуку максимумів методом Пана-Томпкінса показані на рисунку 3.5.

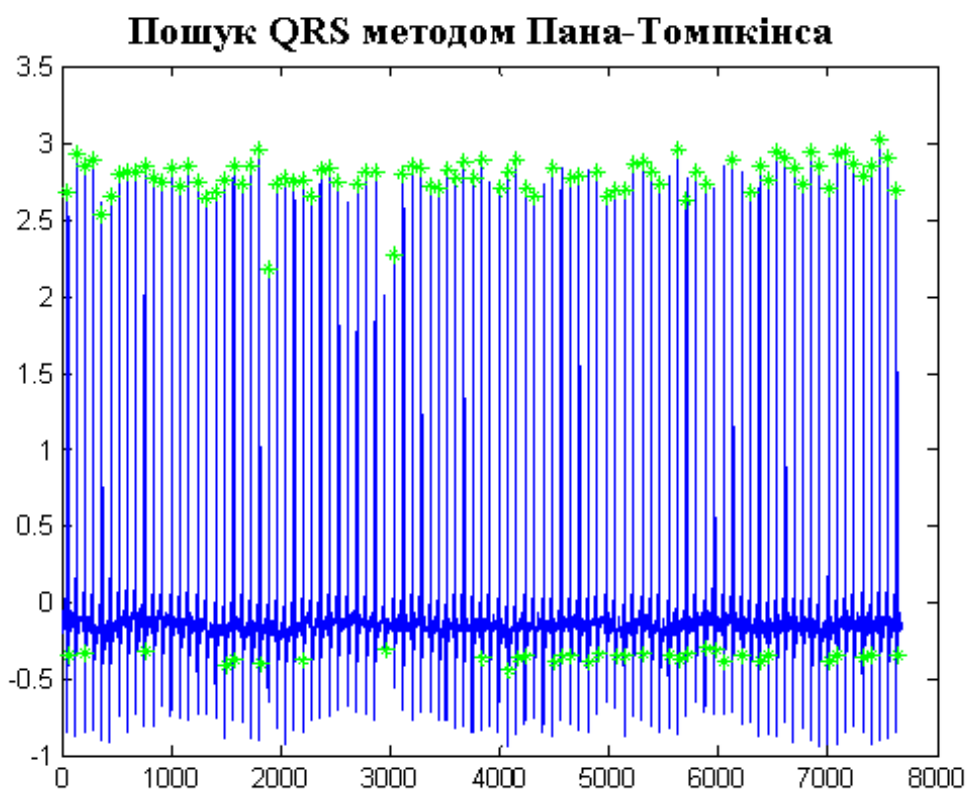


Рисунок 3.5 – Результат пошуку QRS-комплексу методом Пана-Томпкінса

При порівнянні результатів пошуку QRS-комплексів, можна зробити висновок про те, що успішніше справляється метод, заснований на аналізі фазового портрета, що добре демонструють рисунки 3.6-3.8.

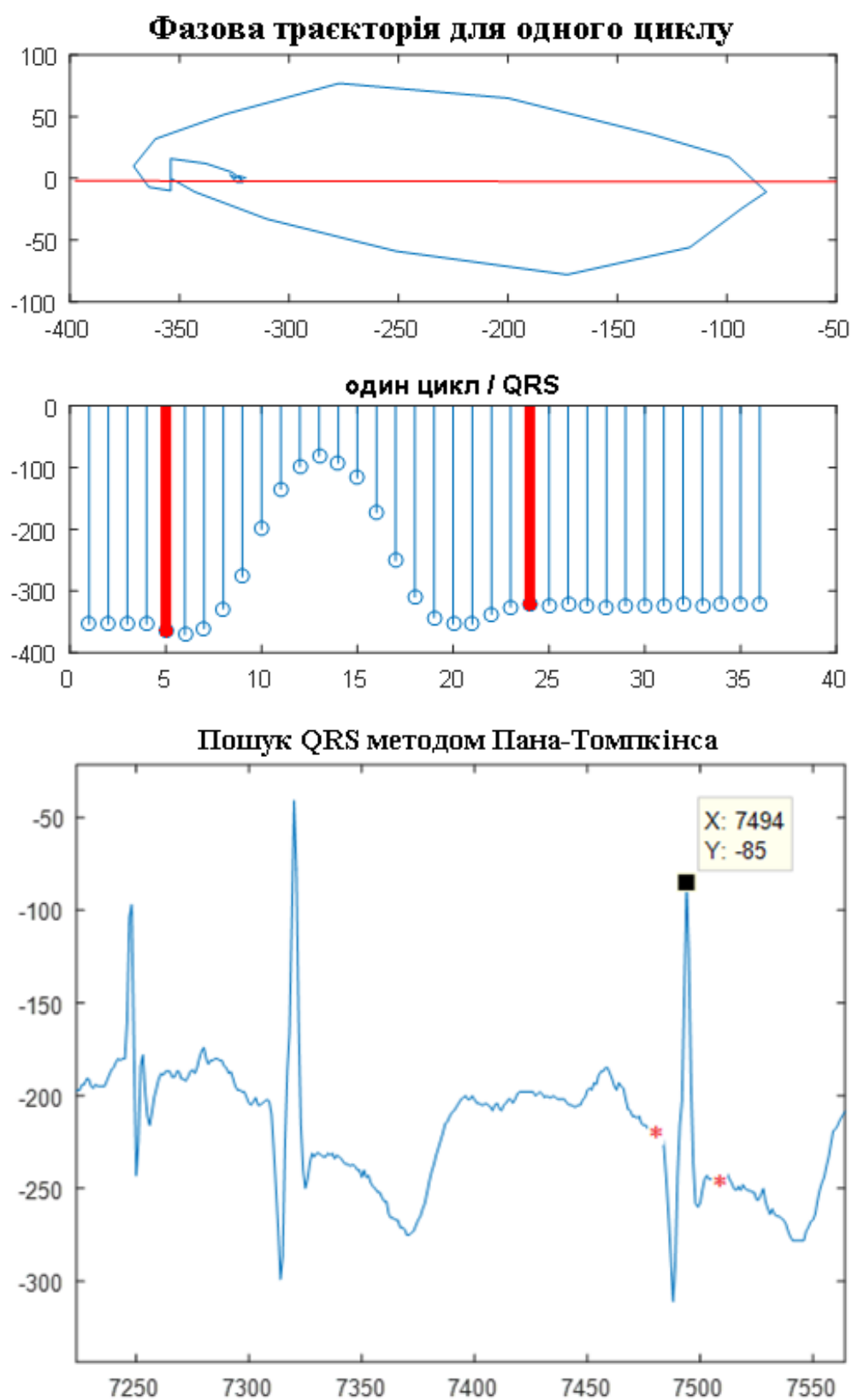


Рисунок 3.6 – Результат пошуку QRS, e0104m.mat

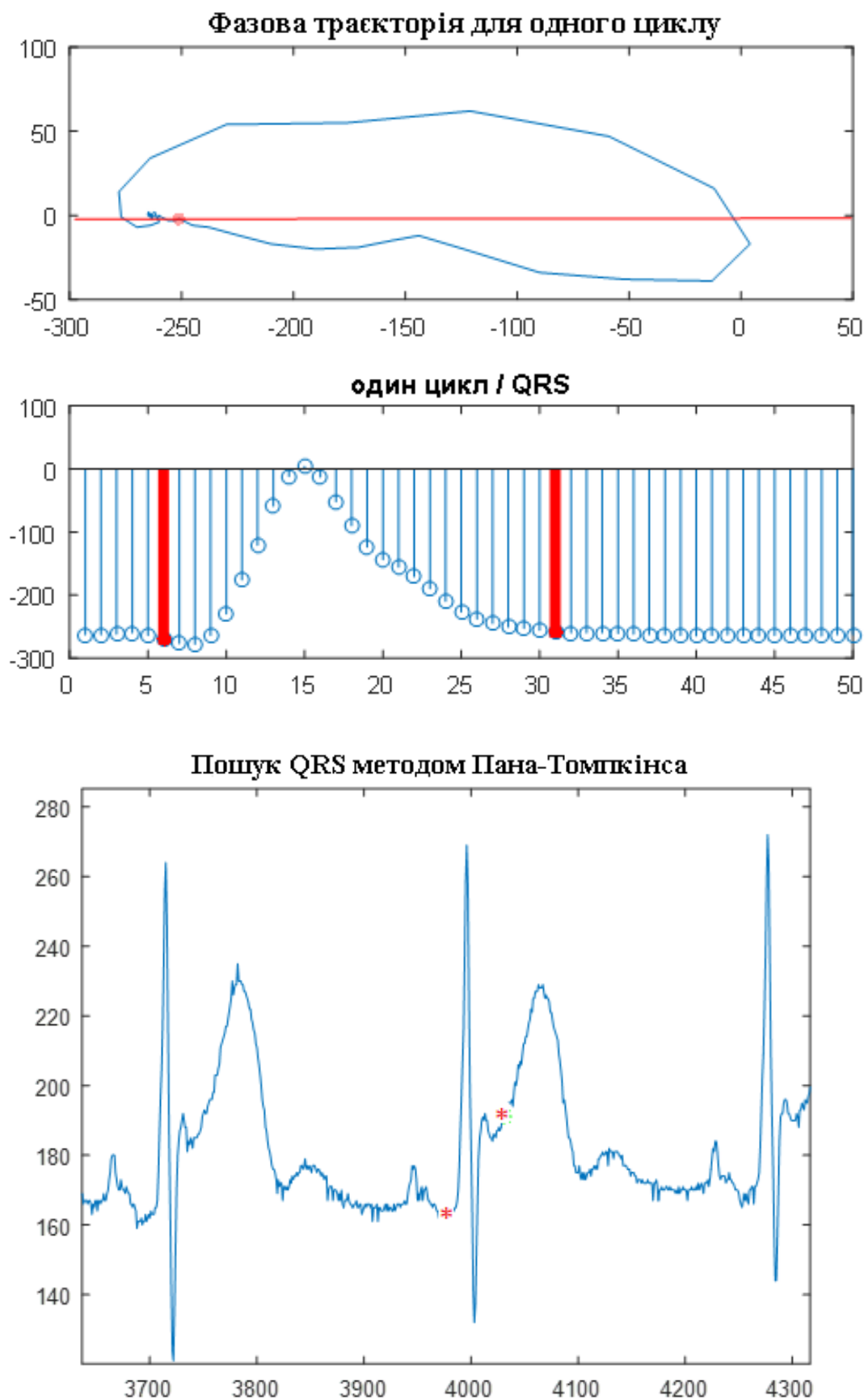


Рисунок 3.7 – Результат пошуку QRS, e0105m.mat

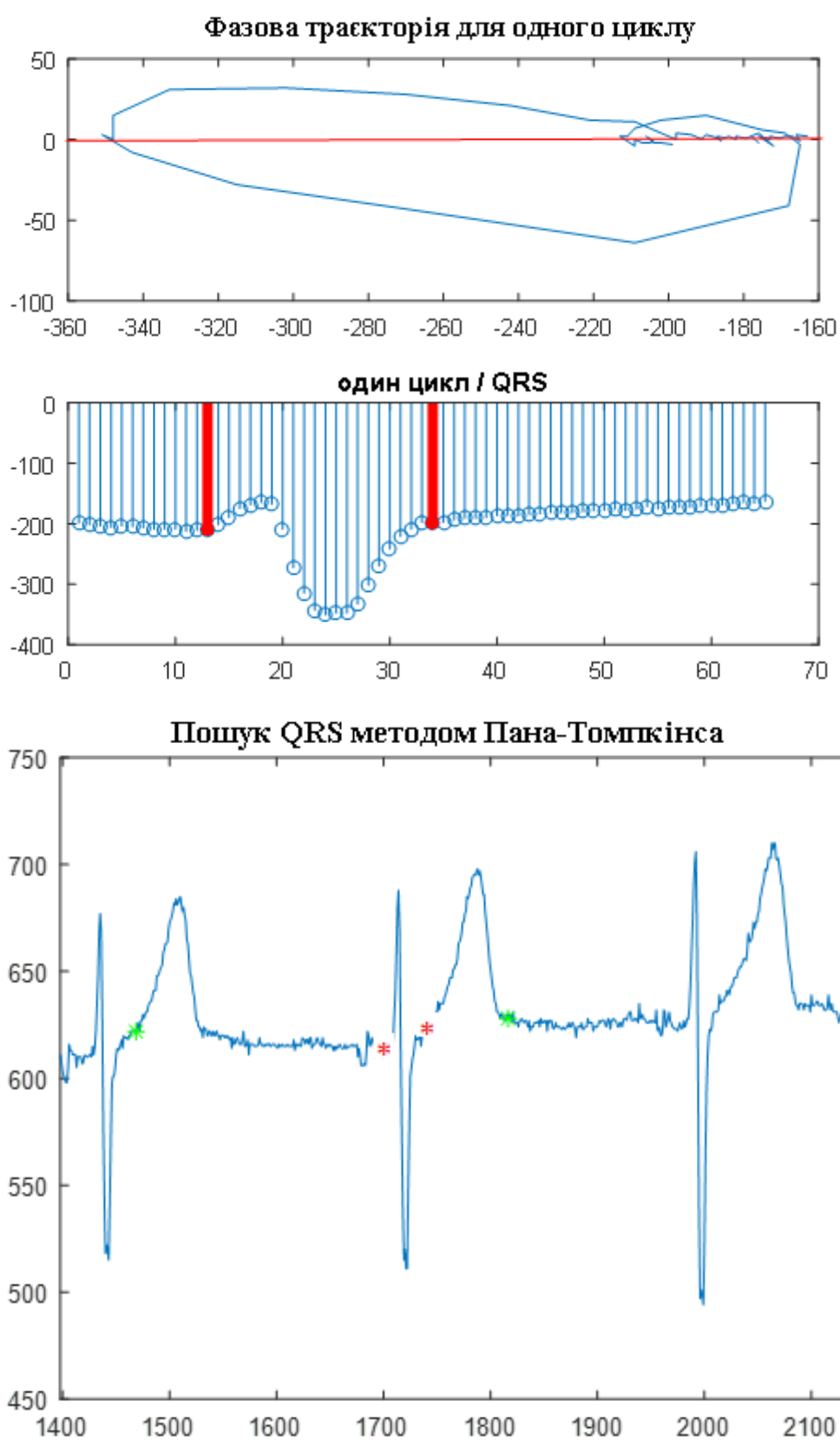


Рисунок 3.8 – Результат пошуку QRS, e0110m.mat

3.3 Фрактальний аналіз

Результат пошуку QRS-комплексів двома описаними вище способами, усереднюються. Це робиться для того, щоб забезпечити більш визначення більш точних кордонів для проведення подальшого фрактального аналізу.

Знайдені відліки зберігаються у файлі, що складається з імені вихідного файлу ЕКГ і приставки QRS, наприклад «e0104m_QRS.mat».

Фрактальний аналіз проводимо в циклі, для кожного знайденого QRS:

```
for i=1:length(QRS)
%фрактальний аналіз
End
```

Спочатку визначимо масив h , в який помістимо розмір сторони сітки. Для розрахунків виберемо 40 ітерацій (40 різних розмірів клітини сітки). Початкове значення сітки $step$ виберемо з умови:

```
step=5*td;
```

Тобто, якщо інтервал дискретизації $td=0.004$, то сторона сітки $step=0.02$.

```
nn=40;
for k=1:nn
h(k)=step/k;
end
```

Наступний блок команд виконується всередині циклу

```
for k=1:nn
xx=min(x):h(k):max(x);
%обчислення числа клітин, що покривають криву
end
```

Масив xx – це новий лінійний простір (сітка), створений з кроком $h(k)$.

Тепер розрахуємо амплітуду сигналу yy в точках xx за допомогою стандартної функції `interp1()`:

```
yy=interp1(x,y,xx);
```

Блок команд, показаний нижче, розраховує число клітин, в які потрапляє сигнал для поточного xx . Ідея підрахунку дуже проста: yy (поточного відліку) - yy (попереднього відліку)/розмір сітки, що і реалізується нижче:

```
N(k)=0;
for i=1:length(xx)-1
    N1=fix(abs((yy(i)-min(y))/h(k)))+1;
    N2=fix(abs((yy(i+1)-min(y))/h(k)))+1;
    N(k)=N(k)+1+abs(N2-N1);
end
```

Після розрахунку кількості покривних клітин N для різних сторін сітки h , побудуємо графік в логарифмічному масштабі:

```
k1=polyfit(log2(1./h),log2(N),1);
```

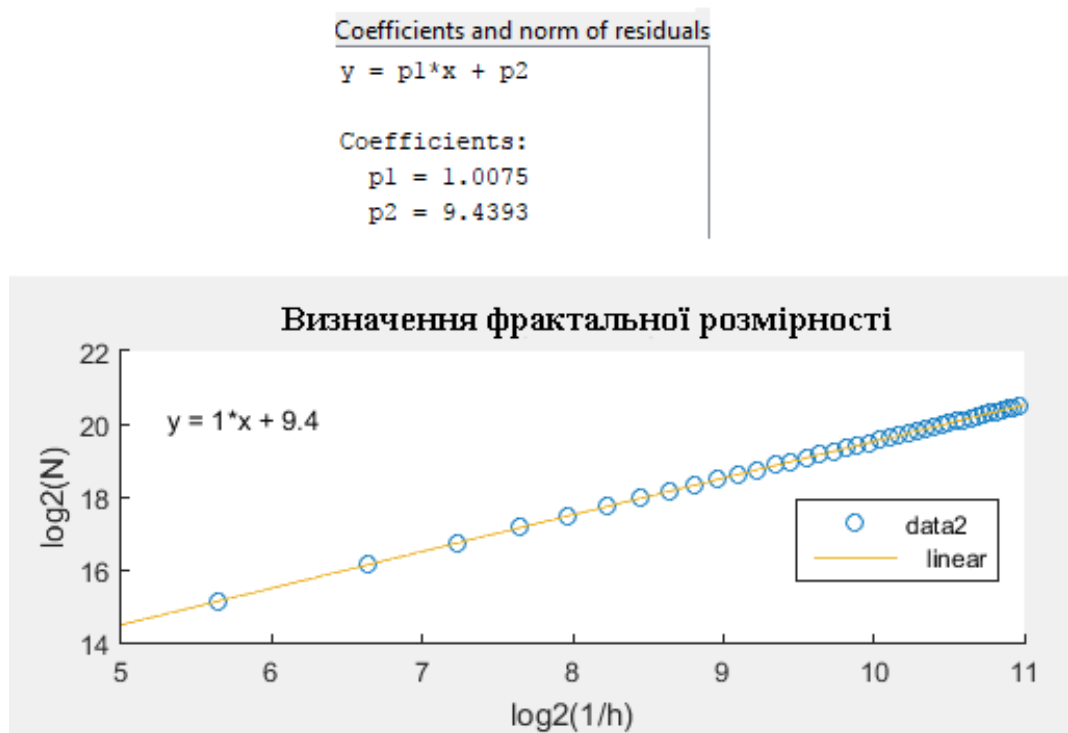


Рисунок 3.9 – Визначення фрактальної розмірності

Згідно з принципом визначення фрактальної розмірності, тангенс кута нахилу рівняння апроксимуючої прямої, i є шукана змінна. З рисунку 3.9 добре видно, що для масиву даних, показаного точками, фрактальна розмірність дорівнює 1.0075.

3.4 Морфологічний аналіз QRS

Нами проведена серія обчислень для нормальних QRS-комплексів і комплексів з відхиленнями двох видів: ектопічними і розщепленим зубцем R негативної полярності.

На рисунку 3.10 Показані нормальні комплекси QRS та їх фрактальна розмірність.

На рисунку 3.11 наведено фрагмент ЕКГ з порушеннями ритму. Цей сигнал ідентифікується як ЕКГ з ектопічними комплексами.

Рисунок 3.12 містить ЕКГ з аномальною формою QRS і розщепленою вершиною.

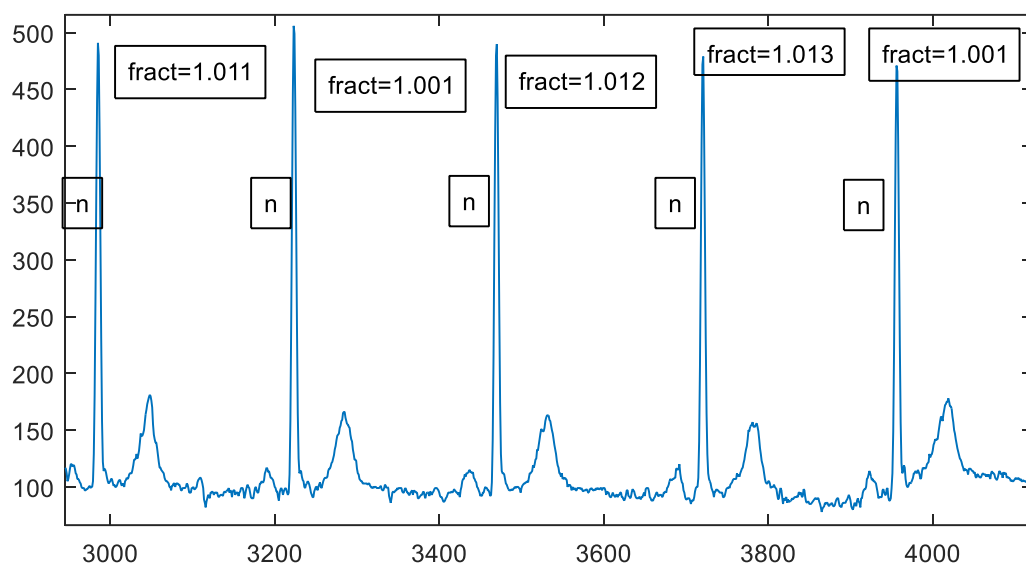


Рисунок 3.10 – Фрактальна розмірність нормальної ЕКГ (e0103m.mat)

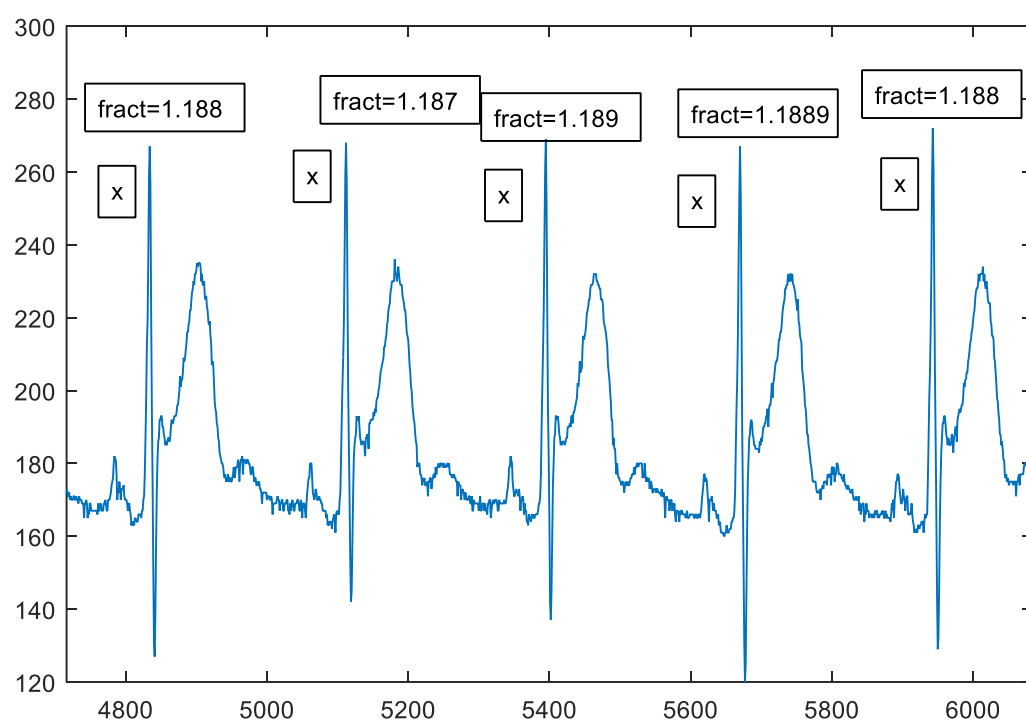


Рисунок 3.11 – Фрактальна розмірність ЕКГ С ектопічними QRS-комплексами (e0105m.mat)

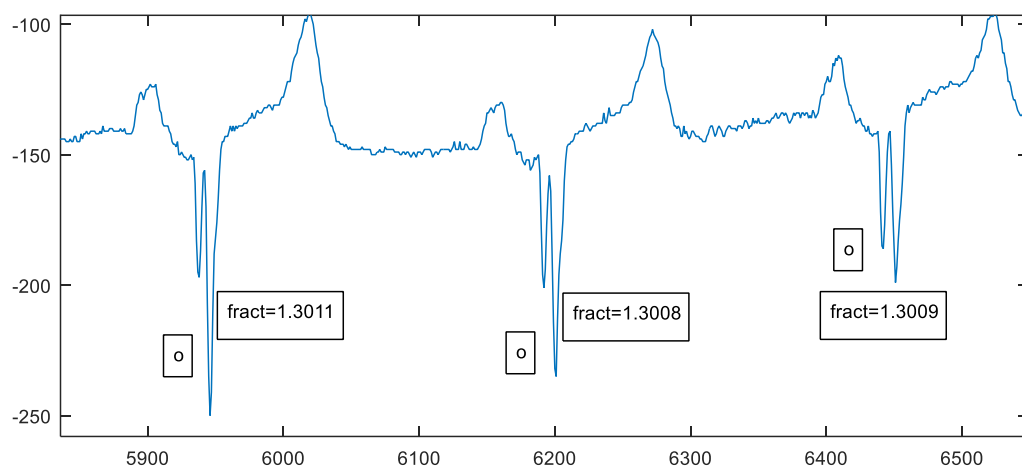
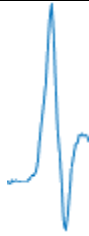


Рисунок 3.12 – Фрактальна розмірність ЕКГ з розщепленою R вершиною (e0106m.mat)

Нами отримані попередні значення фрактальної розмірності для QRS-комплексів, зазначені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Фрактальна розмірність як комплексна характеристика форми QRS-комплексу

Тип комплексу		Фрактальна розмірність
Нормальний QRS		1,0001 – 1,01
Ектопічний QRS		1,17 – 1,195
Негативний QRS з розщепленою вершиною		1,28 – 1,32

Наведений нижче код реалізує ідентифікацію комплексів. Умовно нормальні комплекси позначаємо «1»., ектопічні – «2»., з розщепленою вершиною – «3».

```
for i=1:length(QRS)
    if k1>=1.0001
        if k1<=1.012
            conc(i)=1;
        end
    end
    if k1>=1.17
        if k1<=1.195
            conc(i)=2;
        end
    end
    if k1>=1.28
        if k1<=1.32
            conc(i)=3;
        end
    end
end
```

Таким чином, розроблені нами блоки дозволяють виявити QRS-комплекси, виділити їх межі та ідентифікувати їх за формою як нормальні, ектопічні та з розщепленою вершиною.

4 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

В атестаційній роботі розглянуті питання створення програмного модуля (ПМ) на замовлення організації, що представляє собою програмний продукт, який експлуатується кардіологом і призначений для аналізу даних. Основне призначення ПМ-аналіз, фіксація і пошук необхідних зубців електрокардіограми.

4.1 Опис програмного продукту

Програмний модуль був розроблений в програмному середовищі MatLab 15.0. Він орієнтований на користувачів, що мають певну підготовку роботи з комп'ютером, призначений для використання на персональних комп'ютерах типу IBM PC на базі процесорів Intel або сумісних з ними.

Розроблений модуль простий у використанні і пред'являє наступні системні вимоги:

- ПК типу IBM PC на базі процесорів Intel або сумісних з ними;
- об'єм жорсткого диска не менше 100 Гб;
- мінімальний обсяг ОЗУ 4 Гб;
- операційна система Microsoft Windows 7 і вище;
- відеоадаптер SVGA;
- підтримка браузера: Internet Explorer, Mozilla Firefox и Opera.

Використання комп'ютерів з великими обчислювальними можливостями підвищує зручність роботи з програмним комплексом.

ПМ орієнтований на наступні категорії споживачів: середній медичний персонал, лікарі.

4.2 Оцінка ринку збуту

Результат розрахунку ємності ринку ПП по Харківській області представлений в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Аналіз ємності ринку ПП

Галузь застосування	Кількість об'єктів	Передбачувана кількість екземплярів одному користувачеві	Передбачувана ємність ринку
Лікувальні установи	11	2	22
Діагностичні центри	15	2	30
Усього	26	4	52

Ринок збуту ПП має два сегменти.

4.3 Розрахунок витрат на розробку ПП

Для розрахунку ціни товару необхідно визначити витрати на розробку програмного засобу. Ці витрати обчислюємо, розрахувавши трудомісткості виконання робіт (табл. 4.2). Вся розробка була розбита на 9 основних етапів. Кожен етап було визначено за часом та сумою заробітної плати (ЗП) розробників ПП.

Таблиця 4.2 – Расчет трудоемкости разработки ПП и ЗП разработчика

Вид роботи	Виконавець		Трудови трати, чол.- день	Середньоден на ЗП, грн./чол.- день	Сума ЗП, грн. (гр.3хгр.4х гр.5)
	Посада	Кількіс ть людей			
1.Розробка технічного завдання	Керівник проекту	1	4	418,18	1672,72
2.Підбір та вивчення літературних джерел	Інженер	1	4	145,45	581,8
3.Вибір та узгодження ПЗ	Керівник проекту	1	1	418,18	418,18
	Інженер	1	1	145,45	145,45
4.Розробка блоку оцінки групи навчання	Інженер	1	3	145,45	436,35
5.Відбір патології при амплітуді зубців	Інженер	1	2	145,45	290,9
6.Розробка алгоритму пошуку зубців в ЕКГ	Інженер	1	3	145,45	436,35
7. Тестування ПЗ	Керівник проекту	1	3	145,45	436,35
8.Оформлення технічної документації	Інженер	1	5	145,45	727,25
Разом (ЗП)			26		5145,35

де $Z_{мес}$ – місячна заробітна плата виконавця, грн.;

n – кількість робочих днів у місяці ($n = 22$ дня).

Знаходимо середньоденну зарплату інженера-програміста:

$$З_{сд} = \frac{3200}{22} = 145,45 \text{ грн.}$$

Знаходимо середньоденну зарплату керівника:

$$З_{сд} = \frac{9200}{22} = 418,18 \text{ грн.}$$

Єдиний соціальний внесок (ЄСВ) на загальнообов'язкове державне соціальне страхування — це консолідований за всіма видами загальнообов'язкового державного соціального страхування страховий внесок.

Відрахування на соціальні заходи до відповідних фондів здійснюються чинному законодавству України. Розрахуємо ЄСВ, який становить 22% від зп. Отож,

$$\text{ЄСВ} = 0.22 \cdot 5145,35 = 1131,97 \text{ грн.}$$

То ЄСВ складає - 1131,97 грн.

Матеріальні витрати - це витрати на придбання малоцінних і швидкозношуваних предметів, які включають вартість лазерних дисків, картриджа, канцелярських виробів, Flash-пам'яті, паперу для друку, олівців і т. д.

Таблиця 4.3 – Розрахунок матеріальних витрат на розробку ПП

Назва продукту	Кількість використаних одиниць продукту	Ціна за 1-цю продукту, грн	Загальні витрати, грн
Ручка кулькова, шт.	1	2,24	2,24
Степлер, шт.	1	39,14	39,14
Папка з затискачем	1	21,85	21,85
Flash-накопичувач, 8 Гб	1	117	117
Офісний папір А4, упаковка (500 аркушів)	1	64,78	64,78
Тонер для принтера, шт.	1	120	120
Разом			365,01

Вартість машинного часу (C_{MB}) розраховується за формулою:

$$C_{MB} = t_{MB} \cdot O_{MB}, \quad (4.2)$$

де t_{MB} – вартість однієї години роботи на ПЭВМ, грн.;

O_{MB} – сумарний час роботи на ПЭВМ, час.

Так як вартість однієї години роботи на ПК становить 5 грн., а загальний час роботи на ПК склало 105,30 годин (26 чол.-день з табл. 4.2), тоді розраховуємо амортизацію основних фондів:

$$O_{MB} = 5 \cdot 105,30 = 526,5 \text{ грн.}$$

Загальногосподарські витрати включають плату за комунальні послуги: водопостачання, водовідведення, підігрів води, електроенергія і складають 25% від основної заробітної плати.

$$Z_{\text{общ.хоз.}} = 0,25 \cdot Z_{\text{осн.}}, \quad (4.3)$$

де $Z_{\text{осн.}}$ – основна заробітна плата, грн.

$$Z_{\text{общ.хоз.}} = 0,25 \cdot 5145,35 = 1286,33 \text{ грн.}$$

Вартість оплати послуг зв'язку ($C_{\text{св}}$), що надаються інтернет-провайдером - 120 грн., операторами телефонного зв'язку - 45 грн. Разом, вартість оплати послуг зв'язку становить 165 грн.

Витрати на реалізацію маркетингових заходів (наприклад, проведення маркетингових заходів оцінки рівня конкурентоспроможності ПП, розрахунку територіальної ємності (обсягу) ринку, просування нового ПП) становлять 15% від основної заробітної плати. Розрахунок витрат на розробку ПП наведено в табл. 4.4.

$$Z_{\text{маркет.}} = 0,15 \cdot Z_{\text{осн.}} = 0,15 \cdot 5145,35 = 771,80 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.4 – Розрахунок витрат на розробку ПП

№ п/п	Стаття витрат	Значення, грн.
1	2	3
1	Заробітна платня	5145.35
2	Єдиний соціальний внесок (22% від ФОП)	1131,97
3	Матеріальні витрати	365,01

Продовження таблиці 4.4

1	2	3
4	Вартість машинного часу	526,5
5	Інші витрати, в тому числі:	
5.1	Загальногосподарські витрати	1286,33
5.2	Вартість послуг зв'язку	165
6	Витрати на маркетингові заходи	771,80
7	Разом (Z_p)	9391,96
8	Витрати на розробку одиниці ПП	180,61

Розрахунок витрат на розробку одиниці ПП (3) визначається за формулою:

$$3 = \frac{Z_p}{M_p}, \quad (4.4)$$

де Z_p – сумарні витрати на розробку ПП, грн.;

M_p – ємність територіального ринку ПП, шт.

$$3 = \frac{9391,96}{52} = 180,61 \text{ грн.}$$

Розрахунок відпускної ціни однієї копії ПП наведено в табл. 4.5.

Таблиця 4.5 – Розрахунок витрат на тиражування і відпускної ціни однієї копії ПП

№ п/п	Стаття витрат	Значення, грн.
1	Розмір заробітної плати з нарахуваннями	4,35
2	Витрати на просування одиниці ПП	25
3	Витрати на адаптацію ПЗ (25%)	1,09
4	Витрати на розробку одиниці ПП (п. 8 табл. 4.4)	180,61
5	Собівартість однієї копії (п. 4 + п. 3)	181,7
6	Прибуток запланований (30 % от п. 5)	54,51
7	Розмір НДС (20% от (п. 5 + п. 6))	47,24
8	Відпускна ціна однієї копії ПП (п. 5 + п. 6 + п. 7)	283,45

Розрахунок витрат на просування ПП наведено в табл. 4.6.

Таблиця 4.6 – Витрати на просування ПП

Рекламна подія	Стоимость, грн.
1. Програма знижок	500
2. Пряма реклама	300
3. Банерна реклама в інтернеті	300
4. Інші	200
Разлм	1300
Витрати на просування одиниці ПП	25

Витрати на просування одиниці ПП ($З_{пр}$) розраховується за формулою:

$$З = \frac{З_{пр}}{О_{пр}}, \quad (4.5)$$

де Z_{np} – сумарні витрати на просування ПП, грн;

O_p – обсяг територіального ринку, шт.

$$Z = \frac{1300}{52} = 25 \text{ грн.}$$

4.4 Оцінка рівня конкурентоспроможності ПП

Конкурентоспроможність програмного продукту визначається не його «абсолютною цінністю» для споживача, а порівняльною корисністю його характеристик (технічних і економічних параметрів) з відповідними характеристиками ПП конкурента.

Технічні та економічні показники ПП наведені в табл. 4.7.

Таблиця 4.7 – Технічні та економічні параметри ПП

Параметр	Новий ПП	ПП конкурент
Обсяг необхідного дискового простору для роботи ПП	1000 Мбайт	1000 Мбайт
Складність програмного продукту:		
- складність інтерфейсу користувача (число активних вікон)	2	3
- виконувані функції	5	6
- обсяг виконуваного коду	20 Мбайт	56 Мбайт
Доступність використання:		
- по простоті запуску	3 балла	3 балла
- по мультимедійному забезпеченню	3 балла	3 балла
Супровідна документація	2 балла	2 балла
Засоби навчання	1 раздел	2 раздела
Довідкова система	1 раздел	1 раздел
Ціна програмного продукту	283,45 грн.	450 грн.

Показник рівня конкурентоспроможності нового ПП (КСП) розраховується за формулою:

$$КСП = \frac{I_T}{I_{\text{э}}} > 1, \quad (4.6)$$

де I_T – зважений параметричний показник за технічними параметрами;

$I_{\text{э}}$ – зважений параметричний показник за економічними параметрами.

Результат розрахунку конкурентоспроможності ПП наведено в табл. 4.8.

Таблиця 4.8 – Розрахунок конкурентоспроможності ПП

Параметр	Індекс поліпшення параметра*	Значення параметра		Ранг параметра	Одиничний параметричний індекс (гр.3/гр.4)*, (гр.4/гр.3)**	Зведений параметричний показник (гр.5хгр.6)
		продукція нового ПП	Продукція конкурента			
1	2	3	4	5	6	7
1. Технічні параметри						
1.1 Розмір програмного коду, Мб	**	0,01	0,08	0,20	8	1,6
1.2 Обсяг оперативної пам'яті ПК, Мб	**	1012	1012	0,30	1	0,3
1.3 Функціональність	*	5	6	0,5	0,83	0,42
Разом				1		2,32

Продовження таблиці 4.8

1	2	3	4	5	6	7
2. Економічні параметри						
2.1 Ціна ПП, грн.	*	283,45	450	0,5	0,62	0,31
2.2 Витрати на навчання персоналу, грн.	**	200,00	400	0,3	2	0,6
2.3 Сервісне обслуговування ПП, грн.	**	200,00	500	0,2	2,5	0,5
Разом				1		1,41

Якщо збільшення параметра веде до його поліпшення, то індекс дорівнює *, якщо до погіршення, то індекс дорівнює ** [22].

$$КСП = \frac{2,32}{1,41} = 1,64.$$

Коефіцієнт конкурентоспроможності товару (КСП) дорівнює 1,64. Так як $КСП > 1$, то рівень конкурентоспроможності нового ПП більше по відношенню до ПП конкурента.

4.5 Аналіз ризику ПП

При аналізі ризику виведення на ринок програмного продукту доцільно розрахувати показник, який дозволяє визначити, наскільки розробник може знизити обсяг продажів, не зазнавши при цьому збитків. Він визначається як відношення різниці між очікуваним обсягом продажів і точкою беззбитковості до очікуваного обсягу продажів.

Точка беззбитковості ($T_{БЗ}$) – це такий обсяг продажів, при якому валова виручка (дохід) від реалізації покриває загальні сукупні постійні витрати і визначається за формулою:

$$T_{БЗ} = \frac{З_{пост}}{Ц - З_n}, \quad (4.7)$$

де $З_{пост}$ – постійні витрати на розробку та реалізацію ПП, грн.;

$Ц$ – розрахункова ціна ПП, грн.;

$З_n$ – змінні витрати на одиницю ПП, грн.

$$T_{БЗ} = \frac{9391,96}{283,45 - 25} = 36 \text{ шт.}$$

Показник ризику розробника ПП розраховується за формулою:

$$П_p = \frac{Ц \cdot M_p - T_{БЗ}}{Ц \cdot M_p} \cdot 100\%, \quad (4.8)$$

де M_p – очікуваний обсяг продажів (ємність ринку), шт.;

$Ц$ – розрахункова ціна ПП, грн.;

$T_{БЗ}$ – точка беззбитковості (в шт).

$$П_p = \frac{283,45 \cdot 52 - 36}{283,45 \cdot 52} \cdot 100\% = 0,99\%.$$

Чим вище є чисельне значення показника $П_p$, тим менш ризикованою є робота розробника ПП.

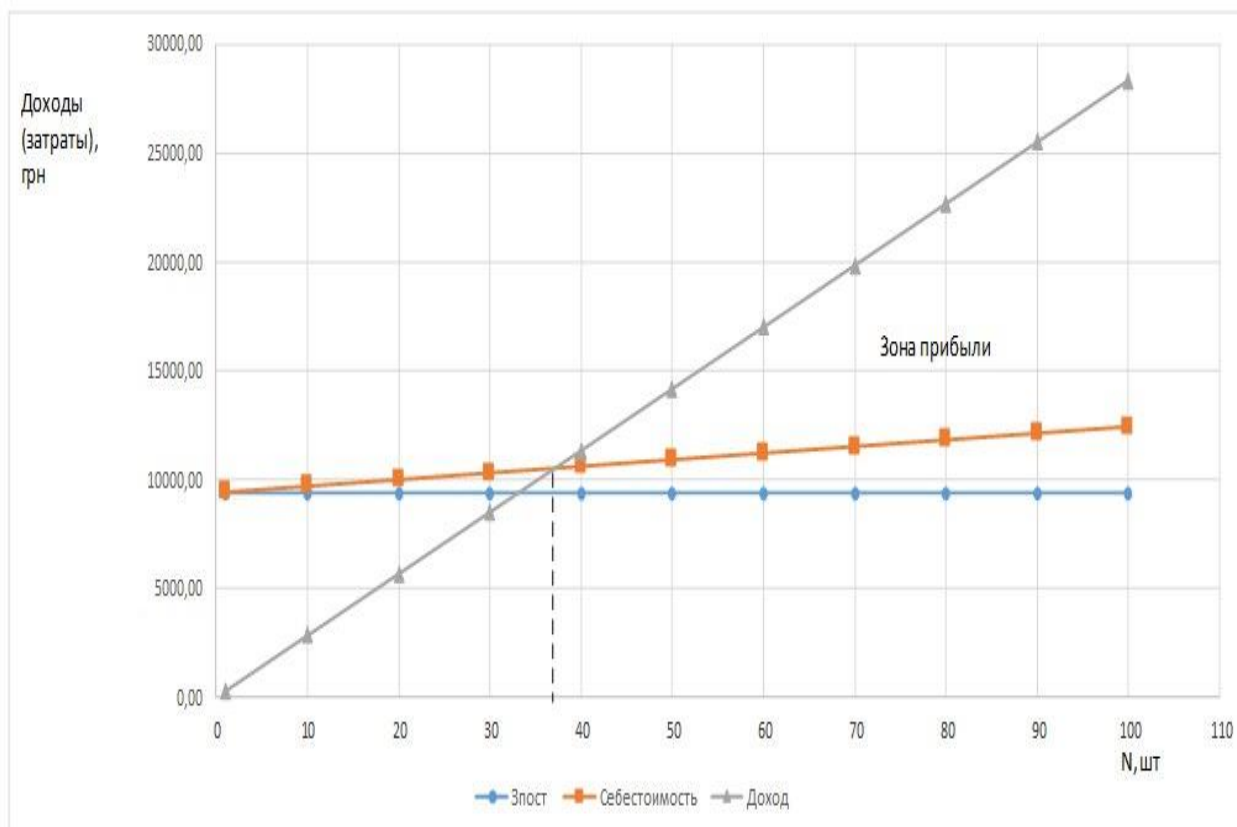


Рисунок 4.1 – Графік беззбитковості

Зобразимо графік беззбитковості для варіанту, коли ціна на виріб становить 283,45 грн., а умовний обсяг реалізації – 36 шт., тоді пряма 1- постійні витрати, що становлять 9391,96 грн., пряма 2-дохід від реалізації, пряма 3-собівартість виробу (рисунок 4.1).

ВИСНОВОКИ

1. У першому розділі розглянуті питання, пов'язані з фізичними принципами електрокардіографії: провідна система серця, Походження електричної активності серця, формування ЕКГ-сигналу і його структура. Описано основні відведення. Проведено огляд існуючих методів автоматичного аналізу ЕКГ, що дозволило сформулювати завдання, які повинні бути вирішені в ході дипломного проектування.

2. Во второй главе подробно изучены основные методы выявления QRS-комплексов, которые основаны на производной. Показано, что методы дают высокую точность только для сигналов, прошедших предварительную обработку, такую как поиск изолинии, устранение высокочастотных составляющих (помех), не несут полезной информации. В результате проведенного анализа были установлены ограничения, которыми владеют указанные методы и предложена структура подсистемы, которая включает блоки, представляющие собой альтернативу методам обнаружения QRS-комплексов.

Нами запропоновано використовувати Фазовий портрет і метод Пана-Томпкінса для виявлення QRS-комплексів. Результати виявлення меж одним і іншим методом усереднюються і використовуються Далі для аналізу типу комплексів за допомогою індексу фрактальної розмірності, визначення якого базується на реконструкції аттрактора.

3. У третьому розділі розроблено алгоритмічне і програмне забезпечення підсистеми, виконане в програмному середовищі MatLab 14.0. За допомогою створеного комплексу програм були проаналізовані ЕКГ-сигнали (25 24-годинних записів ЕКГ без відхилень і 20 24-годинних записів ЕКГ з порушеннями ритму) і отримані попередні граничні значення для індексу фрактальної розмірності QRS-комплексів трьох типів: без відхилень, ектопічних і з розщепленою вершиною).

Подальші дослідження і розрахунки дозволять уточнити пропоновані межі і, імовірно, дозволять розширити число виявлених аномальних типів QRS-комплексів.

4. Виконано техніко-економічне обґрунтування роботи, розрахована відпускна ціна програмного продукту (283,45 грн.) і визначена точка беззбитковості виробництва, яка склала 36 копій.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

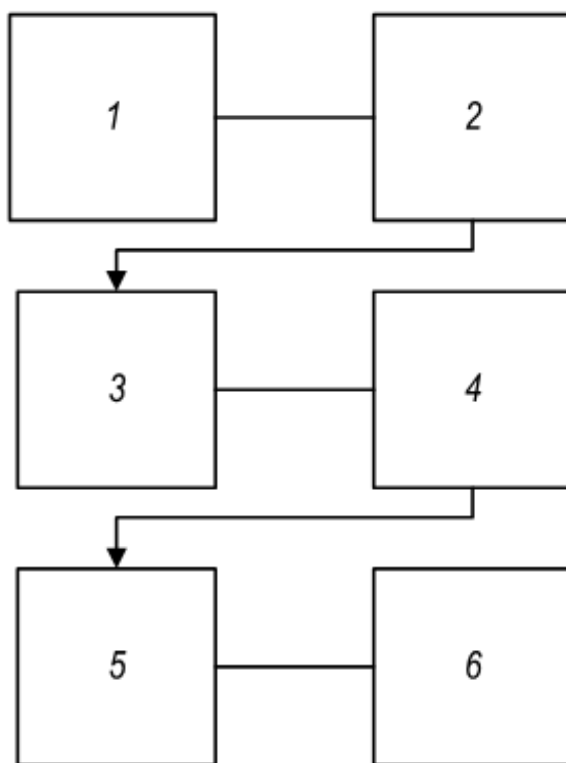
1. Место сердечно-сосудистых патологий в структуре заболеваний украинцев [Электронный ресурс] // Медпросвіта. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: <https://medprosvita.com.ua/mesto-serdechno-sosudistiyh-patologiy-strukture/>.
2. Ройтенберг Г. Е. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система / Г. Е. Ройтенберг. – Москва: М, 2007. – 920 с.
3. Гайворонский И. В. Нормальная анатомия человека / И. В. Гайворонский. – СПб: СпецЛит, 2000. – 560 с.
4. Жданов Д. А. Лекции по функциональной анатомии человека / Д. А. Жданов. – Москва: Медицина, 1979. – 316 с.
5. Зинчук В. В. Нормальная физиология. Краткий курс / В. В. Зинчук. – Минск: Вышэйшая школа, 2012. – 432 с.
6. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография / В. Л. Дощицин. – Москва: Медицина, 1987. – 336 с.
7. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика / Г. Я. Дехтярь. – Москва: Медицина, 1972. – 416 с.
8. Сторожаков Г. И. Руководство по кардиологии / Г. И. Сторожаков. – Москва: Мир, 2008. – 198 с.
9. Милькаманович, В. К. Диагностика и лечение болезней органов дыхания / В. К. Милькаманович, . – Минск: ООО «Полифакт-Альфа», 1997. – 360 с.
10. Манака Н. А. Руководство по кардиологии / Н. А. Манака. – Минск: Беларусь Здоровье, 2003. – 626 с.
11. Мурашко В. В. Электрокардиография / В. В. Мурашко. – Москва: Медпресс-информ, 2007. – 320 с.
12. Медицинские информационные системы / А. В. Гусев, Ф. А. Романов, И. П. Дуданов, А. В. Воронин. – Петрозаводск: Изд-во ПетрГУ, 2005. – 404 с.

13. Рот Г. З. Медицинские информационные системы / Г. З. Рот, Е. И. Фихман, Е. И. Шульман. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2005. – 70 с.
14. Статистические методы построения фазовой траектории электрокардиосигнала / Р. В.Рябчиков, В. Г. Полосин, О. Н. Бодин, С. Н. Балаханова. – Новосибирск: Журн "Фундаментальные исследования", 2014. – 2660 с.
15. Патрик Э. Основы теории распознавания образов / Эдвард Патрик. – Москва: пер. с англ. Советское радио, 1980. – 864 с.
16. Юнкеров В. И. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований / В. И. Юнкеров, С. Г. Григорьев. – СПб: ВМедА, 2002. – 262 с.
17. Мицнер О. П. Оброблення клінічних і експериментальних даних у медицині / О. П. Мицнер. – К: Вища шк., 2003. – 350 с.
18. Рангайан Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практические подход / Р. М. Рангайан. – Москва: Физматлит, 2007. – 440 с.
19. Кирилов А.А. Повесть о двух фракталах / Кирилов А.А.. – Дубна: Современная математика, 2007. – 345 с.
20. Кронвер Р.М. Фракталы в динамических системах / Кронвер Р.М. – Самара: Основы теории динамических систем, 2005. – 132 с.
21. Иванов М.Г. Размер и размерность. / Иванов М.Г. – Санкт-Петербург: Потенциал современных технологий, 2009. – 220 с.
22. Шредер М. Фрактал,хаос,степенные законы. Миниатюры бесконечного рая. / Шредер М. – Ижевск: Математическая природа, 2007. – 287 с.

Додаток А

Комп'ютерна підсистема обробки ЕКГ-сигналу.

Схема структурна



1-Блок введення ЕКГ.

2-Блок пошуку QRS-комплексу по фазовому портрету.

3-Блок пошуку QRS-комплексу методом Пана-Томпкінса.

4-блок уточнення кордонів QRS.

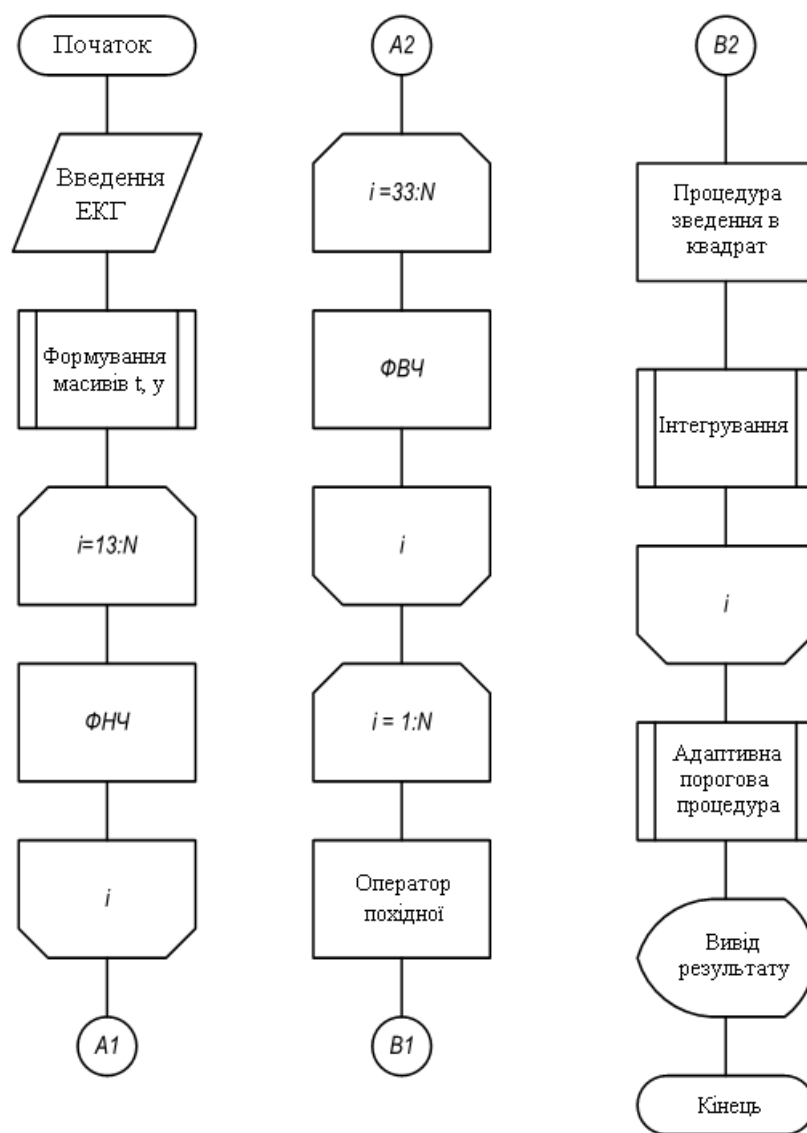
5-блок фрактального аналізу.

6-Блок морфологічного відображення результатів на аналіз.

Додаток В

Пошук QRS-комплексів методом Пана-Томпкінса.

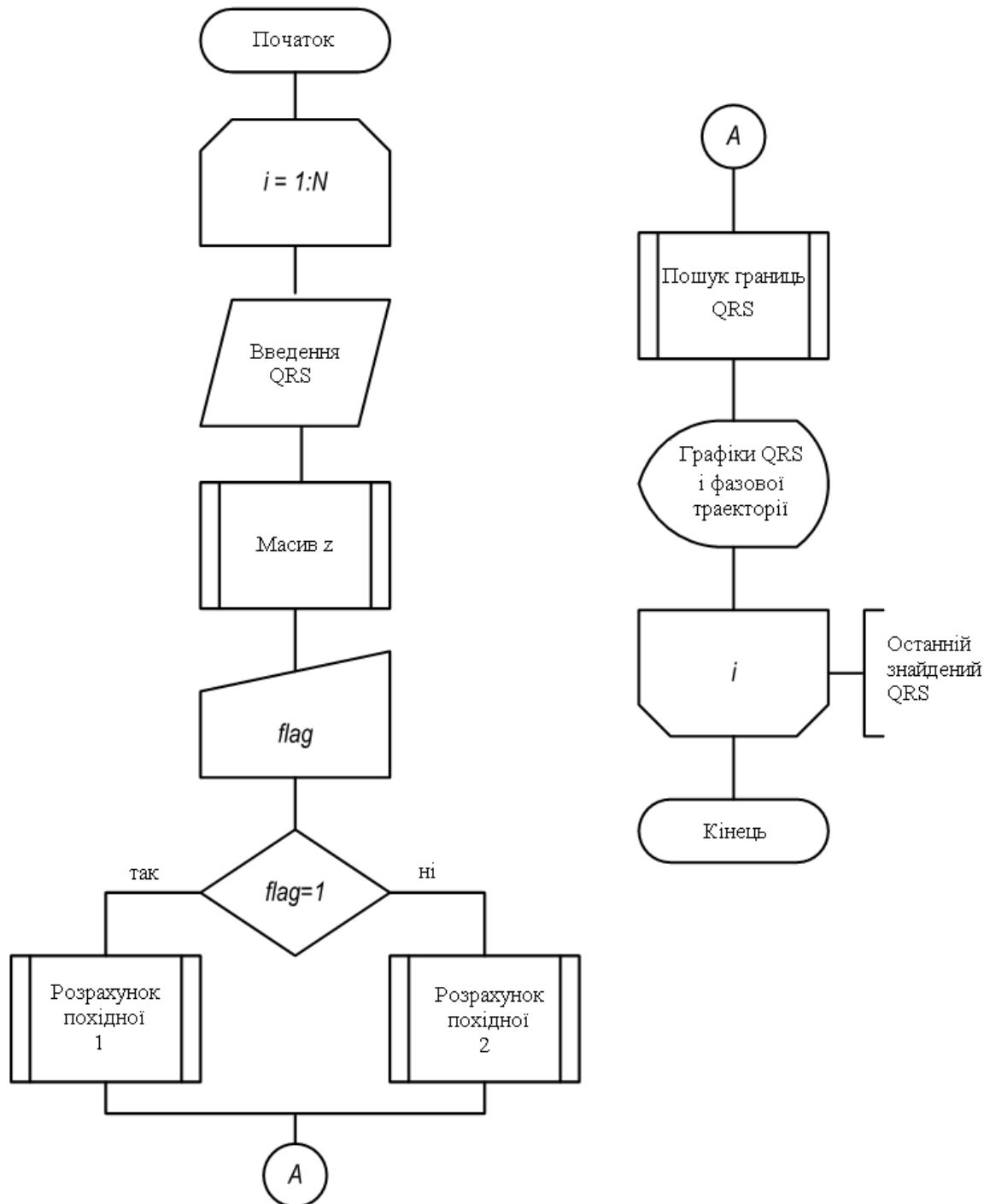
Схема програми



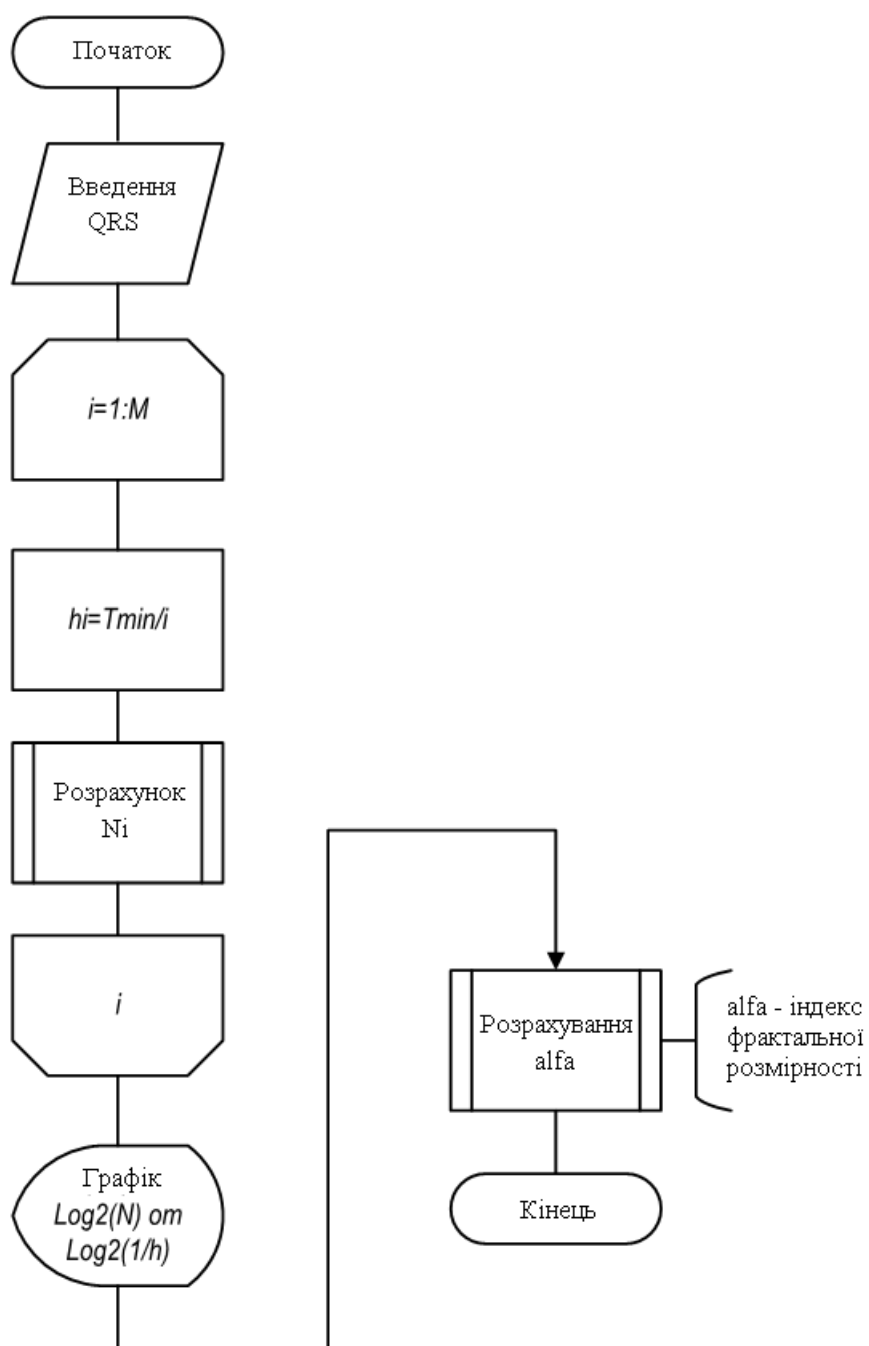
Додаток С

Блок розрахунку фазового портрета.

Схема програми



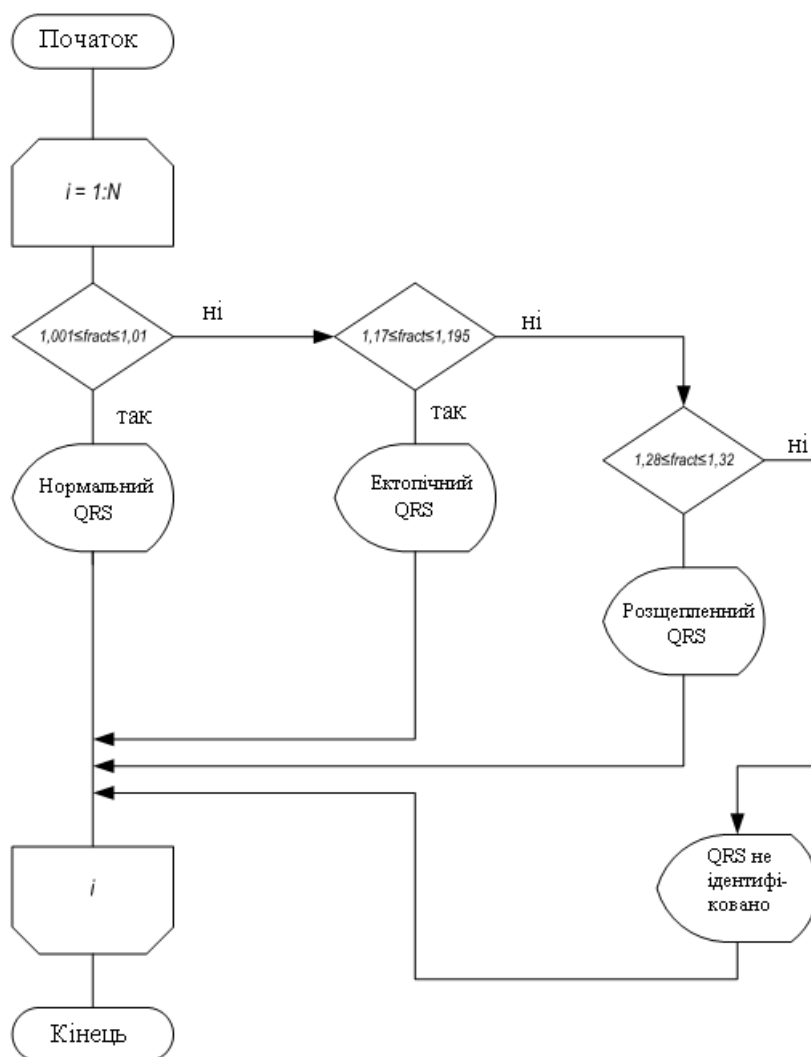
Додаток D
Фрактальний аналіз.
Схема програми



Додаток Е

Блок морфологічного аналізу.

Схема програми



Додаток F
Медико-технічне обґрунтування

