

Міністерство освіти і науки України
«Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки
(повна назва кафедри)

Левко Олександр Віталійович
OLEKSANDR LEVKO

УДК 004.93

Спеціальність 123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр та назва спеціальності)

Кваліфікаційна робота

на здобуття освітньо-кваліфікаційного рівня магістр
(бакалавр, спеціаліст, магістр)

Комп'ютерне програмування роботи генератора випадкових
чисел та ЕКГ

Computer programming of the random number
generator and ECG

Науковий керівник:
к. т. н., доцент Голота В. І.

Рецензент:

Івано-Франківськ
2024

АНОТАЦІЯ

Дана магістерська робота спрямована на розроблення методики генерації ЕКГ реалістичної форми з наперед заданими патологічними відхиленнями що дозволяє використати її для перевірки будь-яких пристроїв які аналізують стан організму по вимірюванні послідовностей електрокардіографічних сигналів.

Розроблено алгоритм побудови ЕКГ на основі адитивного методу генерації основних складників електрокардіографічного сигналу, проаналізовано основні кардіологічні закономірності зміни форми ЕКГ від фізіологічних чинників.

Пояснювальна записка до магістерської кваліфікаційної роботи «Комп'ютерне програмування роботи генератора випадкових чисел та ЕКГ» містить: xx ст., 45 рис., x табл., xx джерело.

ABSTRACT

This master's thesis is aimed at developing a method for generating an ECG of a realistic shape with predefined pathological deviations, which allows it to be used to test any devices that analyze the state of the body by measuring sequences of electrocardiographic signals.

An algorithm for constructing an ECG based on the additive method of generating the main components of the electrocardiographic signal has been developed, the main cardiological patterns of changing the shape of the ECG from physiological factors have been analyzed.

Explanatory note to the master's qualification thesis "Computer programming of the operation of a random number generator and ECG" contains: xx art., 45 fig., xx table., xx source..

ВСТУП.

Серцево-судинні захворювання вже давно займають першість серед захворювань які призводять до інвалідності та навіть летальних випадків. Через зростаючий темп життя в останні десятиріччя ці захворювання значно помолодшали і чи не найважливішою задачею діагностичної медицини наразі є вчасне виявлення змін в роботі серця та судинної системи. Звісно, най достовірнішим методом є профілактичні амбулаторні огляди за допомогою класичних методів ЕКГ та ЕХО серця. Такі огляди проводяться в підготовлених приміщеннях і, зазвичай, в спокійних умовах для пацієнта. І саме такі результати є, безсумнівно, найточнішими даними для доказової медицини. Але в нашій суворій реальності люди приходять за таким алгоритмом діагностики або тоді, коли вже є симптоми якихось хворіб або планово для деяких спеціальностей і специфічних видів робіт. Саме тому на ці виклики сьогодення відгукнувся науково-технічний прогрес у вигляді розробки різних побутових пристроїв моніторингу стану здоров'я, а саме: фітнес-браслети, розумні годинники, смартфони з специфічними датчиками на своїх поверхнях. Також розробляються алгоритми моніторингу по спрощеній схемі зняття кардіоімпульсів, а саме – між пальцями рук при контакті до приладу двома руками та інші схожі методи. І саме тоді надзвичайно гостро постає питання перевірки як можливостей так і функціональних характеристик подібних пристроїв. А для перевірки роботи таких пристроїв моніторингу необхідна розробка пристрою генерації послідовностей сигналів складної періодичної і аперіодичної структури максимально наближених до сигналів на поверхні людського організму. Більше того, в таких пристроях необхідна наявність як правильного сигналу так і бази патологічних відхилень сигналу від нормальної структури. Саме для цього в даній роботі проводиться дослідження методології генерації штучної ЕКГ реалістичної форми, детально розглянуто всю структуру та більшість різновидів форм кардіосигналів якими оперує доказова медицина.

Мета роботи: розроблення програмного продукту який достовірно генерує форму як нормальної ЕКГ так і різних, найпоширеніших її відхилень.

Основні завдання, які необхідно вирішити:

- Сформувати основні критерії кардіосигналу в стані норми та найбільш поширених різновидів його форми від патологічних змін стану здоров'я.
- Побудувати модель сигналу за допомогою чисельних методів.
- Сформувати набір тестових алгоритмів основних змін стану здоров'я які можна визначити по зміні форми кардіосигналу по опрацьованих даних із кардфорлогії.

Об'єкт дослідження: електрокардіографічний (ЕКГ) сигнал – біосигнал, що відображає електричну активність серця протягом одного циклу серцевого скорочення.

Засоби: персональний комп'ютер та пакет прикладних програм для числового аналізу MATLAB online з ліцензією для використання студентами та учнями.

ЗМІСТ.

Вступ.

Розділ 1. Біологічні та електричні параметри процесу зняття ЕКГ.

- 1.1. Огляд можливостей генераторів ЕКГ які застосовуються для перевірки кардіомоніторів та електрокардіографів.
- 1.2. Апаратура для реєстрації електрокардіограми.
- 1.3. Стандартні відведення.
- 1.4. Посилені відведення від кінцівок.
- 1.5. Однополюсні грудні відведення.
- 1.6. Техніка реєстрації ЕКГ.
- 1.7. Критерії нормальної ЕКГ.
- 1.8. Аналіз серцевого ритму і провідності.
- 1.9. Метод визначення джерела порушення.

Розділ 2. Математичні моделі генерації повної структури нормальної форми ЕКГ.

- 2.1. Генератори на основі динамічних моделей.
- 2.2. Генератори на несиметричних функціях Гауса.
- 2.3. Опрацювання та підготовка реальних даних ЕКГ
- 2.4. Основи фільтрації сигналів у MATLAB.
- 2.5. Апроксимація нормальної форми ЕКГ графічними методами MATLAB. Апроксимація реальної ЕКГ функціями Гаусса та функціями Фур'є.
- 2.6. Порівняння методів апроксимації з урахуванням вимог які ставляться до генераторів ЕКГ.

Розділ 3. Створення генератора ЕКГ реалістичного вигляду на основі перетворення Фур'є.

- 3.1. Генератори основані на рядах Фур'є.
- 3.2. Загальна структура алгоритму побудови періодичного сигналу реалістичної форми ЕКГ.
- 3.3. Функції побудови основних зубців та сегментів ЕКГ.
- 3.4. Графічна побудова синтезованої ЕКГ.

Розділ. 4. Створення варіативності змін форми генерованої ЕКГ в залежності від фізіологічних відхилень та зовнішніх умов.

4.1 Накладення шумів на сигнал ЕКГ які відповідають різним природним чинникам.

4.1.1 Білий шум Гаусса

4.1.2 Шум Гаусса за нормальним розподілом

4.1.3 Періодичні шуми

4.2. Основні зміни форми ЕКГ при реєстрації як патологічних змін так і відхилень від нормального стану.

4.3. Моделювання патологічних станів ЕКГ пов'язаних з серцевим ритмом

4.3.1. Тахікардія

4.3.2 Брадикардія

4.4. Генерація первинних змін ЕКГ при гострому інфаркті міокарда.

4.5. Зміни часових інтервалів основних зубців ЕКГ при аритмії.

Висновки.

Перелік джерел інформації.

РОЗДІЛ 1. БІОЛОГІЧНІ ТА ЕЛЕКТРИЧНІ ПАРАМЕТРИ ПРОЦЕСУ ЗНЯТТЯ ЕКГ.

1.1. Огляд можливостей генераторів ЕКГ які застосовуються для перевірки кардіомоніторів та електрокардіографів.

Комп'ютерні генератори ЕКГ, що імітують реальну електричну активність серця мають важливе значення у сучасній медицині, біоінженерії та дослідженнях. Їх потреби можна розділити на кілька ключових категорій:

1. Медичні дослідження та освіта:

- Навчання медичного персоналу: Створення симульованих ЕКГ для навчання лікарів розпізнаванню нормальних та патологічних сигналів (наприклад, аритмій, інфарктів, брадикардії).

- Використання для навчання студентів, які вивчають обробку сигналів, моделювання біомедичних систем або створення медичних пристроїв.

- Дослідження серцевих захворювань: Генерація сигналів із різними параметрами для аналізу впливу патологій або лікарських засобів.

2. Тестування та розробка медичних пристроїв:

- Калібрування обладнання: Перевірка точності роботи ЕКГ-моніторів, дефібриляторів, портативних пристроїв.

- Перевірка роботи діагностичних пристроїв, таких як ЕКГ-монітори, портативні реєстратори, телемедичні системи.

- Розробка нових систем: Тестування алгоритмів для аналізу серцевого ритму, таких як автоматичне виявлення аритмій або інфарктів.

- Тестування функцій виявлення серцевих аномалій (наприклад, аритмії чи інфаркту міокарда).

3. Симуляція фізіологічних та патологічних станів:

- Створення сигналів для моделювання серцевих ритмів під час стресу, фізичних навантажень, або при захворюваннях.

- Генерація специфічних форм сигналів для вивчення аномалій, таких як шлуночкові екстрасистоли чи фібриляція передсердь.

- Генерація штучних сигналів для симуляції умов, які важко чи небезпечно відтворити у реальних пацієнтів.

4. Розробка та навчання алгоритмів машинного навчання:

- Тестування ШІ-систем: Використання штучних сигналів для тренування моделей, які можуть автоматично класифікувати нормальні та патологічні ЕКГ.
- Генерація великих наборів даних: Створення штучних баз даних для навчання без необхідності доступу до реальних медичних записів.

5. Економічні та етичні потреби:

- Доступність: У багатьох випадках зібрати реальні дані ЕКГ може бути дорого та складно.
- Етичні міркування: Штучні сигнали дозволяють уникнути використання конфіденційних медичних даних пацієнтів.

6. Гнучкість параметризації:

- Можливість задавати амплітуду, тривалість, інтервали та інші характеристики хвиль для точного моделювання різних сценаріїв.
- Можливість моделювання сигналів з шумами для тестування стійкості алгоритмів обробки.
- Підтримка симуляції сигналів для різних частот серцевих скорочень (норма, тахікардія, брадикардія).

Огляд можливостей генераторів ЕКГ які застосовуються для перевірки кардіомоніторів та електрокардіографів.

На сьогоднішній момент на ринку медичних пристроїв представлені багато генераторів ЕКГ (рис.1.1.) які застосовують для перевірки електрокардіографів. При наявності складної внутрішньої структури та обов'язкової сертифікації на таке обладнання, вартість таких генераторів, м'яко кажучи не гуманна для навчальних цілей та розробки нових пристроїв які можна перевірити на коректність їх роботи.

Симулятор ЕКГ пацієнта SECULIFE PS300



Рис.1.1. Знімок сторінки магазину з генератором ЕКГ на 12 відводів.

Симулятор пацієнта SECULIFE PS100 [1] дозволяє перевірити електрокардіографи, тестувати монітори аритмії та записуючі пристрої. PS100 є інструментом для генерації сигналів ЕКГ у всіх 12 відведеннях. З опису на сайті відомо що мікропроцесорний модулятор пацієнта здійснює симуляцію ЕКГ пацієнта за 4-ма формами хвилі з постійною тривалістю QRS та з 6-ма формами продуктивності сигналу. Також вказано що до переваг відноситься мала вага пристрою.

Із характеристик відомо наступне:

- 30, 60, 120 і 240 ударів на хвилину;
- Синусоїди: 10, 60 і 100 Гц;
- Квадратні хвилі: 0,125 і 2 Гц;
- Трикутні хвилі: 2 Гц;
- Високий вихідний рівень: 1 В р-р;
- Допустиме відхилення амплітуди: $\pm 2\%$;
- Допустиме відхилення частоти: $\pm 0,5\%$ від специфікації;
- Інтегровані клеми для перевірки цілісності ланцюга (випробування);
- Джерело живлення – батарея 9 В;
- відображення низького заряду батареї.

Як можна побачити даний пристрій дає можливість вибрати тільки певні значення частоти та форми сигналів. Цього цілком достатньо для перевірки електрокардіографів, оскільки їх перевіряють у межах достовірності сигналів по

реперних точках з кардіології. Але цього може бути не достатньо при розробці пристроїв безперервного моніторингу кардіосигналів та відладки алгоритмів їх роботи. Це пов'язано з тим, що такі пристрої можуть знімати сигнал не тільки у визначених місцях на тілі пацієнта, як в кардіології, наприклад, фітнес-браслети для яких цей сигнал повинен бути зовсім іншої форми і найголовніше це пов'язано з тестуванням алгоритмів, оскільки для їх спрацювання потрібно забезпечити форму, частоту і послідовність конкретно для кожного патологічного стану. Тому для початку розглянемо всі аспекти форми ЕКГ-сигналу з курсу кардіології в розділі «методів функціональної діагностики» [2,3].

Розглянемо більш детально принципи електрокардіографії (ЕКГ), методику зняття сигналів та класифікуємо форми кардіосигналів [2,3].

1.2. Апаратура для реєстрації електрокардіограми.

Електрокардіографія (ЕКГ) – це методика графічної реєстрації зміни різниці потенціалів серця, які виникають протягом процесів збудження міокарда. Електрокардіографія (ЕКГ) це також метод медичного дослідження серця, який ґрунтується на реєстрації електричних потенціалів, що виникають під час серцевої діяльності. З точки зору методики, то стандартна ЕКГ – це запис електричних потенціалів з 12 відведень. На тілі пацієнта розміщуються спеціальні датчики, а зчитані з їх допомогою сигнали виводяться на папір або плівку за допомогою графічного самописця. В результаті на смужці паперу отримується графік, який називається електрокардіограмою. Отримані ЕКГ відіграють надважливу роль у діагностиці серцево-судинних захворювань.

Першу реєстрацію електрокардіосигналу, як прототипу сучасної ЕКГ, було здійснено В. Ейнтховеном в 1912 р. у Кембриджі, який згодом отримав за свій винахід Нобелівську премію. Після цього методика реєстрації ЕКГ інтенсивно вдосконалювалася. Сучасні електрокардіографи дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний синхронний запис ЕКГ з різних відведень. В багатоканальному записі синхронно та з однаковою чутливістю реєструються кілька різних електрокардіографічних відведень (від 3 до 12), що значно скорочує дослідження та дає можливість отримати більш точну інформацію про електричне векторне поле серця.

Методика сучасних ЕКГ має такі різновиди:

- ✓ універсальна ЕКГ з 12 відведеннями (3 стандартні, 3 уніполярні та 6 грудних);
- ✓ ЕКГ з додатковими грудними відведеннями для детальної діагностики порушень ритму та провідності серця;
- ✓ ЕКГ із відведеннями від внутрішніх органів – наприклад, внутрішньостравохідна;
- ✓ моніторинг за Холтером базується на застосуванні спеціального приладу, який встановлюється на пацієнті на значний період часу, найчастіше це доба для безперервного зняття показників;
- ✓ ЕКГ із фізичними навантаженнями – з метою оцінки реакції серця на можливі медичні та фізичні призначення.

Електрокардіографи за своєю конструкцією складаються з вхідного пристрою з великим вхідним опором, підсилювача біопотенціалів та пристрою реєстрації. Різниця потенціалів, яка виникає на поверхні тіла людини при збудженні серця, реєструється за допомогою системи електродів, які закріплені на різних ділянках тіла. Електричні коливання підсилюються та перетворюються на механічні зміщення якоря електромагніта в самописці і таким способом проводиться запис на рухомій паперовій стрічці. В аналогових ЕКГ використовували безпосередньо як механічний спосіб реєстрації за допомогою надлегкого пера, з підведеним чорнилом, так і тепловий запис ЕКГ за допомогою теплового пера, яке при роботі нагрівається та змінює хімічний склад термопаперу, рисуєчи на ньому відповідну криву.

Перед початком обов'язково проводять калібрування підсилення на діапазоні 1 мВ, яке повинно викликає відхилення реєструючої системи на 10 мм. Це дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, які зареєстровані у пацієнта в різний час або й навіть різними приладами.

Механізми протягування паперу у всіх сучасних електрокардіографах забезпечують рух паперу з різною швидкістю: 25, 50, 100 мм/с і т.д. Найчастіше у практичній електрокардіології швидкість реєстрації ЕКГ становить 25 чи 50 мм/с (рис.1.2).

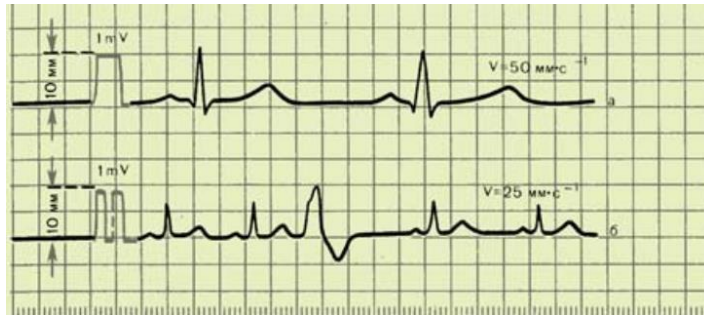


Рис.1.2. На рис показані ЕКГ, які зареєстровані зі швидкістю 50 мм/с (а) і 25 мм/с (б). На початку кожної ЕКГ показаний сигнал калібрування.

Електрокардіографи повинні встановлюватись у сухих приміщеннях за температур не нижче 15 та не вище 28°C. Обов'язково під час роботи електрокардіограф має бути заземлений.

Електрокардіографічні відведення.

Електрокардіографічні відведення – проекція вектора Ейнтговена (інтегральний електричний вектор серця) на певну вісь. Зміни різниці потенціалів на поверхні тіла, які виникають під час роботи серця, записуються за допомогою різних систем відведень ЕКГ. Кожне відведення реєструє різницю потенціалів, яка виникає між двома певними точками на поверхні тіла утвореного електричним полем серця за допомогою встановлених електродів. Отже, різні електрокардіографічні відведення відрізняються між собою, ділянками тіла, на яких проводиться вимірювання різниці потенціалів.

Електроди, які накладені в кожній із вибраних точок на поверхні тіла, підключаються до гальванометра (вхідного високоомного каскаду) електрокардіографа. Один із електродів приєднують до позитивного полюсу гальванометра (позитивний або активний електрод відведення), другий електрод – до його негативного полюсу (негативний електрод відведення). Сьогодні в клінічній практиці визначено для діагностики 12 відведень ЕКГ, кожний запис яких є обов'язковим при електрокардіографічному обстеженні пацієнта, а саме: 3 стандартні відведення, 3 посилені однополюсні відведення від кінцівок і 6 грудних відведень.

1.3. Стандартні відведення.

Три стандартні відведення утворюють рівносторонній трикутник (трикутник Ейнтховена), вершинами якого є права і ліва рука, а також ліва нога

з встановленими на них електродами, права нога заземляється. Гіпотетична лінія, яка з'єднує два електроди та які беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називається віссю відведення. Осями стандартних відведень є сторони трикутника Ейнтховена (рис. 1.3).

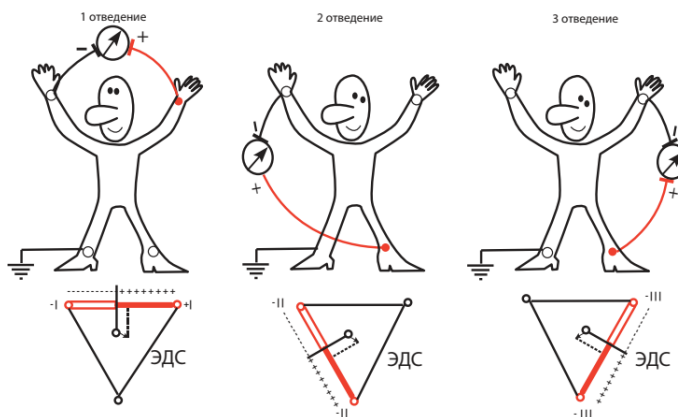


Рис. 1.3. Формування трьох стандартних відведень від кінцівок.

Перпендикуляри які проведені з геометричного центру серця до осі кожного стандартного відведення, ділять кожен вісь на рівні частини. Цим забезпечується симетричність стандартних відведень. Позитивна частина сигналу звернена у бік позитивного (активного) електрода відведення, а негативна – до негативного електрода. Якщо електрорушійна сила (ЕРС) серця в певний момент серцевого циклу проектується на позитивну частину осі відведення, на ЕКГ записується позитивне відхилення (позитивні зубці R, T, P), а якщо на негативну – на ЕКГ реєструються негативні відхилення (зубці Q, S, іноді негативні зубці T або навіть P). Для запису цих стандартних відведень електроди маркуються та накладають на правій руці (червоне маркування) та лівій (жовте маркування), а також лівій нозі (зелене маркування). Ці електроди попарно підключаються до електрокардіографа для реєстрації кожного з трьох стандартних відведень. Стандартні відведення від кінцівок реєструють попарно, включаючи такі електроди:

I відведення – ліва (+) і права (-) рука;

II відведення – ліва нога (+) і права рука (-);

III відведення – ліва нога (+) і ліва рука (-).

Четвертий електрод встановлюється на праву ногу для підключення проводу заземлення (чорне маркування). Знаками "+" і "-" відзначено відповідне

підключення електродів до позитивного або негативного полюсів гальванометра. В такий спосіб вказано позитивний і негативний полюс кожного відведення.

1.4. Посилені відведення від кінцівок.

Посилені відведення від кінцівок були запропоновані Гольдбергом в 1942р. Вони реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлено активний позитивний електрод даного відведення (права рука, ліва рука або нога) і усередненим потенціалом двох інших кінцівок. Такий підхід забезпечує зміщення на 60° рівностороннього трикутника стандартних відведень. Як негативний електрод у цих відведеннях використовують так званий об'єднаний електрод Гольдберга. Він утворюється при з'єднанні двох кінцівок через додатковий опір. Таким чином прийнято наступне позначення: aVR – це посилене відведення від правої руки; aVL – посилене відведення від лівої руки; aVF – посилене відведення від лівої ноги (рис. 1.4).

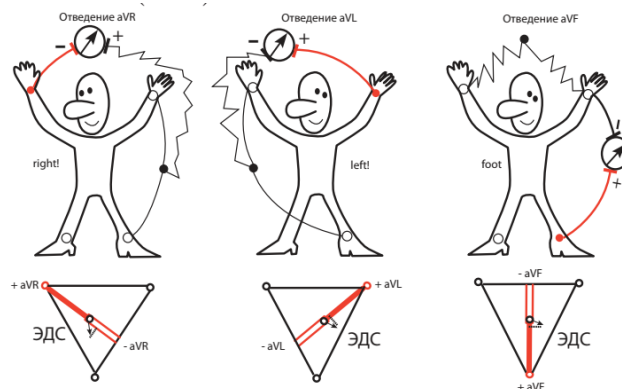


Рис. 1.4. Формування трьох посилених однополюсних відведень від кінцівок.

Нижче зображено трикутник Ейнтховена і розташування осей трьох посилених однополюсних відведень від кінцівок. Позначення посилених відведень від кінцівок утворюється від перших літер англійських слів: "a" – augmented (посилений); "V" – voltage (потенціал); "R" – right (правий); "L" – left (лівий); "F" – foot (нога).

Шестиосова система координат (по Бейлі).

Стандартні та посилені однополюсні відведення від кінцівок забезпечують реєстрацію зміни ЕРС серця у фронтальній площині, тобто у тій, у якій розташований трикутник Ейнтховена. Для більш точного і наочного визначення різних відхилень ЕРС серця в цій фронтальній площині, та для визначення

положення електричної осі серця, була запропонована так звана шестиосьова система координат (Бейлі (Bailey), 1943). Її можна отримати якщо поєднати осі трьох стандартних і трьох посилених відведень від кінцівок, які проведені через електричний центр серця. Центр серця ділить вісь кожного відведення на позитивну та негативну частини, спрямовані, відповідно, до позитивного (активного) або негативного електродів (рис.1.5).

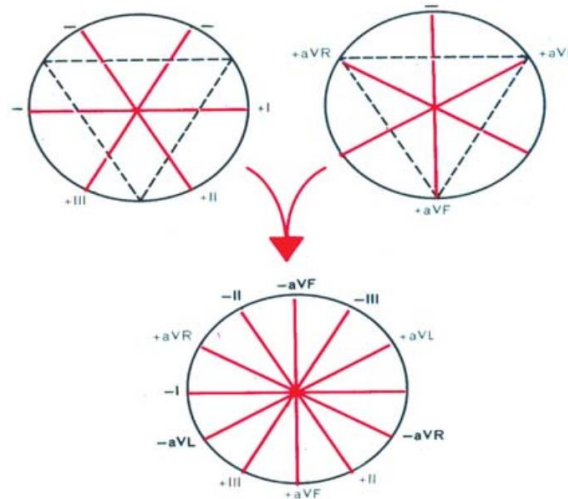


Рис. 1.5. Формування шестиосьової системи координат.

Напрямки осей позначають у градусах. За початок відліку (0°) умовно приймають відрізок який проведений горизонтально з електричного центру серця вліво до активного позитивного полюса I стандартного відведення. Позитивний полюс II стандартного відведення розташований під кутом $+60^\circ$, відведення aVF – $+90^\circ$, III стандартного відведення – $+120^\circ$, aVL – -30° , відповідно aVR – -150° . Вісь відведення aVL перпендикулярна осі II стандартного відведення, вісь I стандартного відведення – осі aVF, а вісь aVR – осі III стандартного відведення.

1.5. Однополюсні грудні відведення.

Грудні однополюсні відведення були запропоновані Вілсоном (Wilson) у 1934 р., та реєструють різницю потенціалів між активним позитивним електродом, встановленим у певних точках на поверхні грудної клітки та негативним об'єднаним електродом Вільсона. Цей електрод утворюється при з'єднанні через додаткові опори трьох електродів кінцівок (правої та лівої руки, а також лівої ноги), при цьому об'єднаний потенціал близький до нуля (близько 0,2 мВ). При записі ЕКГ використовують 6 загальноприйнятих позицій

активного позитивного електрода на передній і бічній поверхні грудної клітини, які у поєднанні з об'єднаним електродом Вільсона утворюють 6 грудних відведень (рис. 1.6), а саме:

відведення V_1 – у четвертому міжребер'ї по правому краю грудина;

відведення V_2 – у четвертому міжребер'ї по лівому краю грудина;

відведення V_3 – між позиціями V_2 та V_4 , приблизно на рівні четвертого ребра по лівій парастернальній лінії;

відведення V_4 – у п'ятому міжребер'ї по лівій серединно-ключичній лінії;

відведення V_5 – на тому ж рівні по горизонталі, що і V_4 , по лівій передній пахвовій лінії;

відведення V_6 – по лівій середній пахвовій лінії на тому ж рівні по горизонталі, що і електроди відведень V_4 і V_5 .

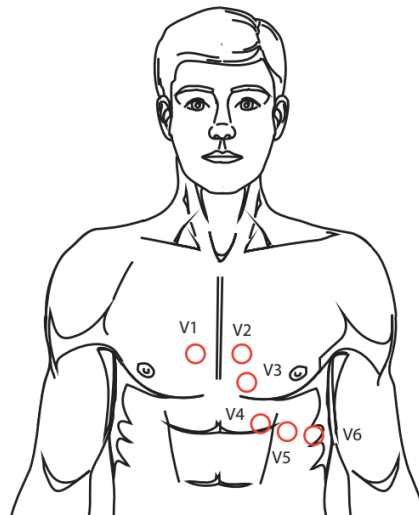


Рис. 1.6. Розташування грудних електродів на тілі пацієнта.

Таким чином, найбільшого поширення в кардіології набули 12 електрокардіографічних відведень (3 стандартних, 3 посилені однополюсних відведення від кінцівок і 6 грудних). Електрокардіографічні значення в кожному з них відображають сумарну ЕРС всього серця, тобто є результатом одночасного впливу на дане відведення змінного електричного потенціалу в лівих і правих відділах серця, в передній і задній стінці шлуночків, у верхівці і в основі серця.

Додаткові відведення.

Діагностичні можливості електрокардіографічного дослідження в деяких випадках доцільно розширити за допомогою застосування додаткових відведень. Їх використовують у випадках, коли звичайна програма реєстрації 12

загальноприйнятих відведень ЕКГ не дозволяє достатньо надійно діагностувати ту чи іншу електрокардіографічну патологію або вимагає уточнення діагнозу.

Методика реєстрації додаткових грудних відведень відрізняється від методики запису 6 загальноприйнятих грудних відведень лише накладенням активного електрода на поверхні грудної клітки. У якості негативного електрода який з'єднаний з негативним полюсом кардіографа, використовують об'єднаний електрод Вільсона.

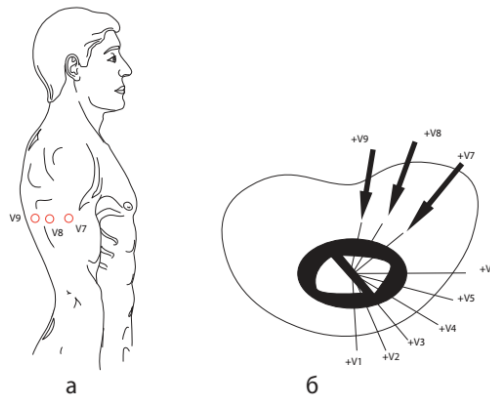


Рис. 1.7. Розташування додаткових грудних електродів в перерізі.

Відведення V_7 - V_9 . Активний позитивний електрод встановлюють по задній пахвовій (V_7), лопатковій (V_8) та паравертебральній (V_9) лініях на рівні горизонталі, на якій розташовані електроди V_4 - V_6 (рис. 1.7). Саме ці відведення зазвичай використовують для більш точної діагностики осередку змін міокарда в задньобазальних відділах лівого шлуночка. Електрод (активний) розміщують на правій половині грудної клітини в позиціях, симетричних звичайним точкам розташування електродів V_3 - V_6 . Ці відведення використовують для діагностики гіпертрофії правих відділів серця.

Відведення по Небу. Двополюсні відведення розташовані на грудній частині тіла були запропоновані в 1938р. Небом та фіксують різницю потенціалів між двома точками на поверхні грудної клітки. Для реєстрації трьох відведень по Небу використовують електроди, призначені для реєстрації трьох стандартних відведень від кінцівок. Електрод, який встановлюється на правій руці (червоне маркування), поміщають у другому міжребер'ї по правому краю грудина. Електрод який знімає значення з лівої ноги (зелене маркування) переставляють у позицію грудного відведення V_4 (з верхівки серця), а електрод,

що розташований на лівій руці (жовте маркування), поміщають на тому ж горизонтальному рівні, що і зелений електрод, але по задній пахвовій лінії. Якщо перемикач відведень електрокардіографа знаходиться в положенні I стандартного відведення то реєструють відведення Dorsalis (D). Переміщуючи перемикач на II та III стандартні відведення, записують відповідно відведення Anterior (A) та Inferior (I). Відведення по Небу використовують для діагностики осередкових змін міокарда задньої стінки (відведення D), передньої бічної стінки (відведення A) і верхніх відділів передньої стінки (відведення I).

1.6. Техніка реєстрації ЕКГ.

Для отримання достовірного запису ЕКГ необхідно дотримуватись деяких правил їх реєстрації. Визначимо умови проведення електрокардіографічного дослідження. ЕКГ реєструють у спеціально підготовленому приміщенні, яке віддалене від можливих джерел електричних сигналів, таких як: електромотори, фізіотерапевтичних та рентгенівських кабінетів, розподільчих електрощитів. Кушетка повинна знаходитись на відстані не менше 1,5–2 м від провідників які під'єднані до електромережі. Також доцільно екранувати кушетку, підклавши під пацієнта ковдру з вшитою заземленою металевою сіткою. Дослідження проводиться після 10-15-хвилинного відпочинку і не раніше ніж через 2 години після прийому їжі. Пацієнт повинен бути роздягнений до пояса, гомілки також звільнені від одягу. Запис ЕКГ проводиться у положенні лежачи на спині, це забезпечує максимальне розслаблення м'язів.

Тепер розглянемо правила накладення електродів.

На внутрішню поверхню гомілок і передпліч, у нижній їх третині за допомогою гумових манжетів накладають 4 пластинчасті електроди, а на груди встановлюють один або кілька (при багатоканальному записі) грудних електродів, для цього використовують гумову грушу-присоску. Для якісного знаття ЕКГ та для зменшення кількості навідних струмів слід забезпечити хороший контакт електродів зі шкірою. Для цього необхідно: 1) попередньо знежирити шкіру спиртом у місцях накладання електродів; 2) при значній волосистості шкіри змочити місця накладання електродів мильним розчином; 3)

використовувати електродну пасту або змочувати шкіру в місцях накладання електродів 5-10% розчином хлориду натрію.

Розглянемо правила підключення проводів до електродів.

До кожного електрода, який встановлений на кінцівках або на поверхні грудної клітки, приєднують провід, що йде від електрокардіографа та маркований певним кольором. Загальноприйнятим є маркування вхідних проводів: права рука – червоний колір; ліва рука – жовтий; ліва нога – зелений, права нога (заземлення пацієнта) – чорна; грудний електрод – білий. За наявності 6-канального електрокардіографа, який дозволяє одночасно зареєструвати ЕКГ в 6 грудних відведеннях, до електрода V_1 підключають провід, що має червоне забарвлення на наконечнику; до електрода V_2 – жовту, V_3 – зелену, V_4 – коричневу, V_5 – чорну і V_6 – синю або фіолетову. Для маркування інших проводів застосовується такі самі правила, як і в одноканальних електрокардіографах.

Вибір підсилення електрокардіографа.

Перед початком запису ЕКГ, на всіх каналах електрокардіографа необхідно встановити однакове підсилення електричного сигналу. Для цього в усіх електрокардіографах передбачена можливість подачі на гальванометр стандартної калібрувальної напруги (1 мВ). Підсилення кожного каналу підбирається таким чином, щоб при напрузі 1 мВ виникало відхилення реєструючої системи гальванометра на 10 мм. Це проводять в положенні перемикача відведень «0» та регулюють підсилення електрокардіографа щоб реєструвати калібрувальний мілівольт. За необхідності можна змінити підсилення: знизити при занадто великій амплітуді зубців ЕКГ (1 мВ = 5 мм) або підвищити при малій амплітуді (1 мВ = 15 або 20 мм).

Основи методології запису ЕКГ.

Запис ЕКГ проводять при спокійному диханні, а також на висоті вдиху (відведення III). Спочатку записують ЕКГ у стандартних відведеннях (I, II, III), потім у посиленних відведеннях від кінцівок (aVR , aVL і aVF) і грудних (V_1 – V_6). У кожному відведенні записують щонайменше 4 серцевих циклів PQRST. ЕКГ реєструють, як правило, при швидкості руху паперу 50 мм/с. Найменшу швидкість (25 мм/с) обирають за потреби більш тривалого запису ЕКГ,

наприклад для діагностики порушень ритму. Одразу після закінчення дослідження на паперовій стрічці записують прізвище, ім'я та по батькові пацієнта, рік народження, дату та час дослідження.

1.7. Критерії нормальної ЕКГ.

В кардіології прийнятий шаблон нормального (без відхилень) ЕКГ який відповідає узагальненій та усередненій вибірці ЕКГ у групи здорових людей (рис.1.8).

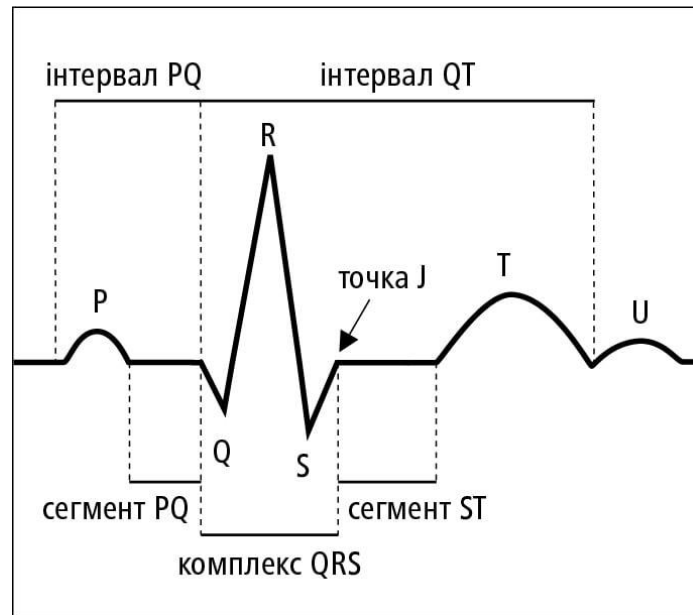


Рис. 1.8. Зубці, сегменти та інтервали ЕКГ в стані норми.

Схема шаблону нормального запису ЕКГ зображена рис. 1.8:

- 1) відхилення вгору чи вниз від ізоелектричної лінії – зубці P, Q, R, S, T, U; зубці Q+R+S це комплекс QRS (без R це вже комплекс QS);
- 2) горизонтальна лінія між зубцями U і P чи між зубцями T і P, якщо зубець U не виявляється – це ізоелектрична лінія (ізолінія);
- 3) елементи лінії між зубцем P і комплексом QRS, а також між комплексом QRS і зубцем T це сегменти PQ і ST;
- 4) частини кривої, що складаються з сегменту і сусіднього зубця називаються інтервалами PQ і QT.

Зубець P.

Зубець P відображає процес деполяризації правого та лівого передсердь. У нормі у фронтальній площині середній результуючий вектор деполяризації передсердь (вектор P) розташований майже паралельно осі II стандартного

відведення і проектується на позитивні частини осей відведень aVF, I, II і III. Тому в цих відведеннях зазвичай реєструється позитивний зубець P, який має максимальну амплітуду в I і II відведеннях. У відведенні aVR зубець P завжди негативний, оскільки вектор P проектується на негативну частину осі цього відведення. Оскільки вісь відведення aVL перпендикулярна напрямку середнього результуючого вектора P, його проекція на вісь цього відведення близька до нуля, тому на ЕКГ в більшості випадків реєструються двофазний або низькоамплітудний зубець P. При умові більш вертикального розташування серця в грудній клітці (наприклад у осіб з астеничною статурою), коли вектор P виявляється паралельним осі відведення aVF, (рис. 1.9), амплітуда зубця P збільшується у відведеннях III і aVF та зменшується у відведеннях I і aVL. Зубець P в aVL при цьому може стати навіть негативним.

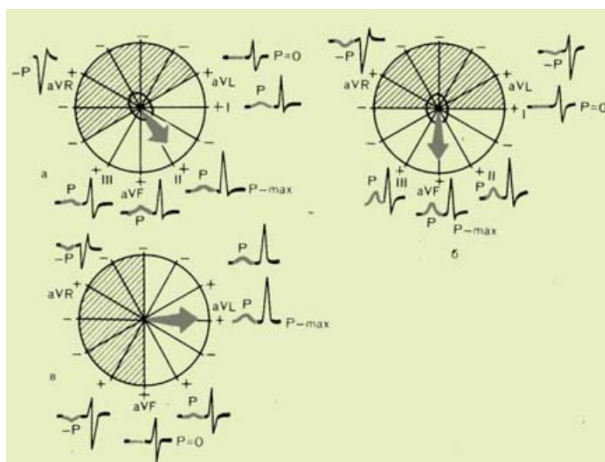


Рис. 1.9. Формування зубця P у відведеннях від кінцівок.

І навпаки, при більш горизонтальному положенні серця в грудній клітці (наприклад, у гіперстеніків) вектор P виявляється паралельний осі I стандартного відведення. При цьому амплітуда зубця P збільшується у відведеннях I та aVL. У цих випадках проекція вектора P на вісь III стандартного відведення дорівнює нулю або навіть має негативне значення. Тому зубець P у III відведенні може бути двофазним або негативним (характерне при гіпертрофії лівого передсердя). Отже, у здорової людини у відведеннях I, II та aVF зубець P завжди позитивний, у відведеннях III та aVL він може бути позитивним, двофазним або (рідко) негативним, а у відведенні aVR зубець P завжди негативний. У горизонтальній площині середній результуючий вектор P зазвичай збігається з напрямком осей грудних відведень V₄-V₅ і проектується на позитивні частини осей відведень V₂-

V_6 , як це показано на рис. 1.10. Тому у здорової людини зубець P у відведеннях V_2-V_6 завжди позитивний.

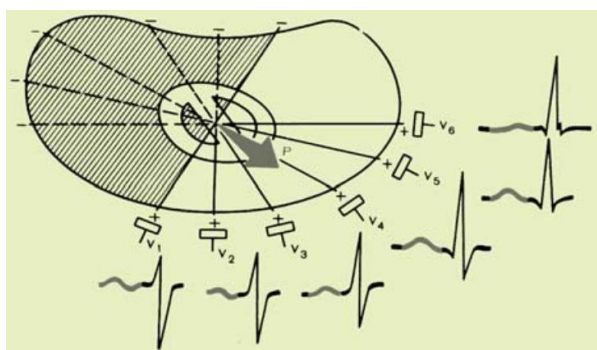


Рис. 1.10. Формування зубця P у грудних відведеннях.

Напрямок вектора P завжди перпендикулярно осі відведення V_1 , в той же час напрямок двох моментних векторів деполяризації різний. Перший початковий моментний вектор збудження передсердь орієнтований вперед, у бік позитивного електроду відведення V_1 , а от другий кінцевий моментний вектор (який менший за величиною) звернений назад, у бік негативного полюса відведення V_1 . Тому зубець P в проекції V_1 частіше буває двофазним (+/-). Перша позитивна фаза зубця P в V_1 , обумовлена збудженням правого та частково лівого передсердь, та більше другої негативної фази зубця P в V_1 , це відображає відносно короткий період кінцевого збудження тільки лівого передсердя. Іноді друга негативна фаза зубця P в V_1 слабо виражена і зубець P в V_1 позитивний. Таким чином, у здорової людини у грудних відведеннях V_2-V_6 завжди реєструється позитивний зубець P, а у відведенні V_1 він може бути двофазним або позитивним. Амплітуда зубців P у нормі спостерігається на рівні 1,5 – 2,5 мм, а тривалість – 0,1 с.

Інтервал P-Q(R).

Інтервал P-Q(R) вимірюється від початку зубця P до початку шлуночкового комплексу QRS (зубця Q або R). Він відображає тривалість AV-проведення, тобто час поширення збудження за передсерддями, AV-вузлом, пучком Гіса та його розгалуженнями (рис. 1.11). Не слід плутати інтервал P-Q(R) з сегментом PQ(R), який вимірюється від кінця зубця P до початку Q або R.

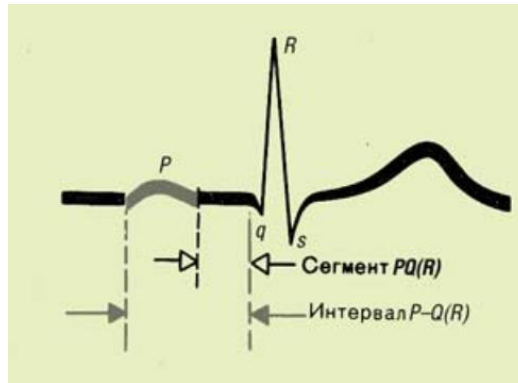


Рис. 1.11. Інтервал P-Q(R).

Тривалість інтервалу P-Q(R) коливається від 0,11 до 0,21 с і у здорової людини залежить в основному від частоти серцевих скорочень (ЧСС): чим вона вище, тим коротший інтервал P-Q(R).

Шлуночковий комплекс QRST

Шлуночковий комплекс QRST відображає складний процес поширення (комплекс QRS) та згасання (сегмент RS-T та зубець T) збудження по міокарду шлуночків. Якщо амплітуда зубців комплексу QRS досить велика і перевищує 5 мм, їх позначають великими буквами латинського алфавіту Q, R, S, якщо мала (менше 5 мм) – малими літерами q, r, s. Зубцем R позначають будь-який позитивний зубець, що входить до складу комплексу QRS. Якщо є кілька таких позитивних зубців, їх позначають відповідно як R, R', R" і т.д. Негативний зубець комплексу QRS, що безпосередньо передує зубцю R, позначають буквою Q (q), а негативний зубець, наступний відразу після зубця R відповідно S (s).

Якщо на ЕКГ реєструється лише негативне відхилення, а зубець R відсутній зовсім, шлуночковий комплекс позначають як QS. Таке формування окремих зубців комплексу QRS у різних відведеннях можна пояснити існуванням трьох моментних векторів шлуночкової деполяризації та їх різною проекцією на осі ЕКГ-відведень.

Зубець Q.

У більшості ЕКГ-відведень формування зубця Q обумовлено початковим моментним вектором деполяризації міжшлуночкової перегородки, що триває до 0,03 с. У нормі зубець Q може бути зареєстрований у всіх стандартних та посиленних однополюсних відведеннях від кінцівок та у грудних відведеннях V₄–V₆. Амплітуда нормального зубця Q у всіх відведеннях, крім aVR, не перевищує

1/4 висоти зубця R, а його тривалість - 0,03 с. У відведенні aVR у здорової людини може бути зафіксований глибокий і широкий зубець Q або навіть комплекс QS.

Зубець R.

Зубець R у всіх відведеннях, за винятком правих грудних відведень (V_1, V_2) і відведення aVR, обумовлений проекцією на осі відведення другого (середнього) моментного вектора QRS, або як його ще називають вектора 0,04 с. Вектор 0,04 с відображає процес подальшого поширення збудження по міокарду правого та лівого шлуночків. Але, оскільки лівий шлуночок є більш потужним відділом серця, вектор R орієнтований вниз і вліво, тобто в бік лівого шлуночка. На рис. 1.12а показано, що у фронтальній площині вектор 0,04 с проєктується на позитивні частини осей відведень I, II, III, aVL і aVF і на негативну частину осі відведення aVR. Тому у всіх відведеннях від кінцівок, за винятком aVR, формуються високі зубці R, причому при нормальному анатомічному положенні серця в грудній клітині зубець R у відведенні II має максимальну амплітуду. У додатковому відведенні aVR завжди переважає негативне відхилення – зубець S, Q або QS, обумовлений проекцією вектора 0,04 с на негативну частину осі цього відведення. При більш вертикальному положенні серця у грудній клітці зубець R стає максимальним у відведеннях aVF та II, а вже при горизонтальному положенні серця – у I стандартному відведенні. У горизонтальній площині вектор 0,04 завжди збігається з напрямком осі відведення V_4 . Тому зубець R в V_4 перевищує по амплітуді зубці R в інших грудних відведеннях, як це показано на рис. 1.12б. Таким чином, у лівих грудних відведеннях (V_4-V_6) зубець R формується в результаті проєкції головного моментного вектора 0,04 с вже на позитивні частини цих відведень.

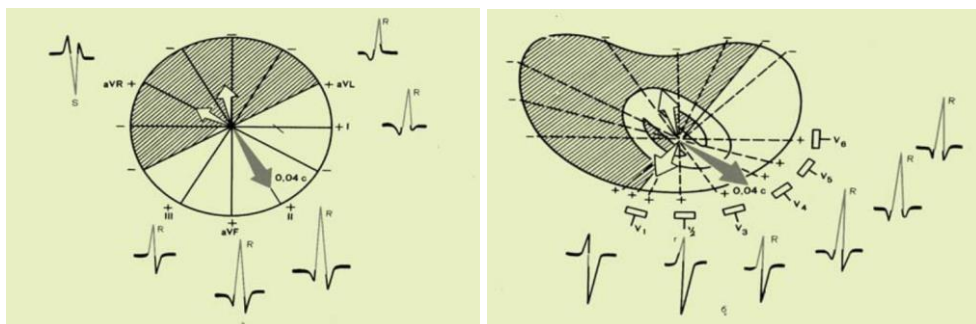


Рис. 1.12. Формування зубця R у відведеннях від кінцівок.

Осі правих грудних відведень (V_1, V_2) майже завжди перпендикулярні до напрямку головного моментного вектора 0,04 с, тому останній не надає свого впливу на ці відведення. Зубець R у відведеннях V_1 і V_2 , формується в результаті проєкції на осі цих відведень початкового моментного вибору (0,02 с) і відображає поширення збудження по міжшлуночковій перегородці. У нормі амплітудне значення зубця R поступово збільшується від відведення V_1 до відведення V_4 , а потім знову дещо зменшується у відведеннях V_5 та V_6 . Висота зубця R у відведеннях від кінцівок не перевищує зазвичай 20 мм, а грудних відведеннях – 25 мм. Іноді навіть у здорових людей зубець r в V_1 настільки слабо виражений, що шлуночковий комплекс у відведенні V_1 набуває вигляду QS.

Для порівняльної характеристики часу поширення хвилі збудження від ендокарда до епікарда правого та лівого шлуночків в кардіології прийнято визначати так званий інтервал внутрішнього відхилення (intrinsic deflection) відповідно у правих (V_1, V_2) і лівих (V_5, V_6) грудних відведеннях. Його вимірюють від початку шлуночкового комплексу (зубця Q або R) до вершини зубця R у відповідному відведенні, як показано на рис. 1.13.

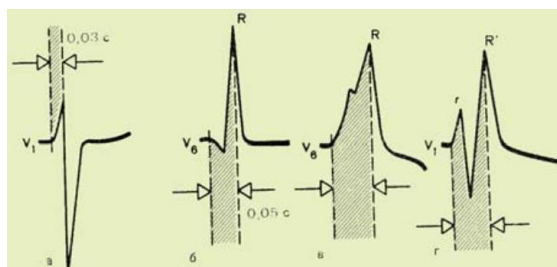


Рис. 1.13. Вимірювання інтервалу внутрішнього відхилення.

У випадку розщеплень зубця R (комплекси типу RSR або qRsr) інтервал вже вимірюється від початку комплексу QRS до вершини останнього зубця R. У нормі інтервал внутрішнього відхилення у правому грудному відведенні (V_1) не перевищує 0,03 с, а в лівому грудному відведенні трохи більший V_6 – 0,05 с.

Зубець S.

У здорової людини амплітуда зубця S у всіх ЕКГ-відведеннях коливається у великих межах але не повинна перевищувати 20 мм. При нормальному положенні серця в грудній клітці у відведеннях від кінцівок амплітуда S достатньо мала, крім відведення aVR. У грудних відведеннях зубець S поступово

зменшується від V_1 , V_2 до V_4 , а у відведеннях V_5 , V_6 має достатньо малу амплітуду або й навіть відсутній.

Рівність зубців R і S у грудних відведеннях (перехідна зона) зазвичай реєструється у відведенні V_3 або (рідше) між V_2 і V_3 або V_3 та V_4 . Максимальна тривалість шлуночкового комплексу зазвичай не перевищує 0,10 с (частіше 0,07 – 0,09 с). Амплітуда і співвідношення позитивних (R) і негативних зубців (Q і S) у різних відведеннях багато в чому залежать від всіх поворотів осі серця навколо трьох осей: переднезадньої, поздовжньої і сагітальної.

Сегмент RS-T.

Сегмент RS–T – відрізок від кінця комплексу QRS (кінця зубця R або S) і до початку зубця T. Він відповідає періоду повного охоплення збудженням обох шлуночків, коли різниця потенціалів між різними ділянками серцевого м'яза відсутня або достатньо мала. Тому в нормі в стандартних і посиленних однополюсних відведеннях від кінцівок, електроди яких розташовані на великій відстані від серця, сегмент RS-T розташований на ізолінії і його зміщення вгору або вниз майже завжди не перевищує 0,5 мм. У грудних відведеннях (V_1 – V_3) навіть у здорових людей нерідко відзначають невелике зміщення сегмента RS-T вгору від ізолінії (не більше 2 мм). У лівих грудних відведеннях сегмент RS-T частіше реєструється на рівні ізолінії – так само, як у стандартних ($\pm 0,5$ мм). Точка переходу комплексу QRS в сегмент RS–T позначається як j. Відхилення точки j від ізолінії часто використовують для кількісної характеристики зміщення самого сегменту RS-T.

Зубець T.

Зубець T відображає процес швидкої кінцевої реполяризації міокарда шлуночків. За нормальних умов сумарний результуючий вектор шлуночкової реполяризації (вектор T) має майже такий же напрям, як і середній вектор деполаризації шлуночків (0,04 с). Тому в більшості відведень, де фіксується високий зубець R, зубець T має позитивне значення та проектується на позитивні частині осей електрокардіографічних відведень (рис. 1.14). При цьому найбільшому зубцю R відповідає найбільший по амплітуді зубець T, і навпаки.

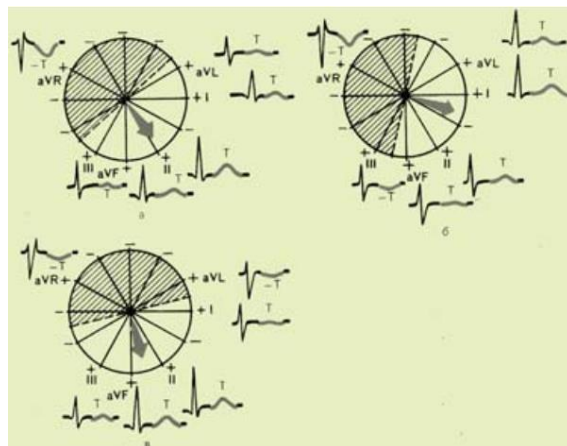


Рис. 1.14. Формування зубця Т у відведеннях від кінцівок.

У відведенні aVR зубець Т майже завжди негативний. При нормальному положенні серця в грудній клітині напрям вектора Т часто буває перпендикулярним до осі III стандартного відведення, у зв'язку з чим у цьому відведенні може реєструватися двофазний (+/-) або й навіть низькоамплітудний (згладжений) зубець Т в III. А при горизонтальному розташуванні серця вектор Т може проектуватися навіть на негативну частину осі відведення III і на ЕКГ фіксується негативний зубець Т в III. Однак у відведенні aVF при цьому зубець Т найчастіше залишається позитивним. При вертикальному розташуванні серця в грудній клітині вектор Т проектується на негативну частину осі відведення aVL і на ЕКГ може фіксуватися вже негативний зубець Т в aVL.

У грудних відведеннях зубець Т часто має максимальну амплітуду у відведенні V₄ або V₃. Висота цього зубця Т у грудних відведеннях збільшується від V₁ до V₄, а потім дещо зменшується у відведеннях V₅–V₆. У відведенні V₁ зубець Т може стати двофазним або навіть негативним. У нормі завжди Т у V₆ більший за Т у V₁. Амплітуда зубця Т у відведеннях від всіх кінцівок у здорової людини не більше ніж 5–6 мм, а грудних відведеннях більша – 15-17 мм. Тривалість зубця Т коливається від 0,16 до 0,24 с.

Інтервал QT (QRST).

Інтервал QT (QRST) вимірюється від початку комплексу QRS (зубця Q або R) і до кінця зубця Т. Інтервал QT (QRST) кардіологи називають електричною систолою шлуночків. Під час електричної систоли збуджуються всі відділи шлуночків серця. Тривалість інтервалу Q–Т залежить від частоти ритму серця. Чим вища частота ритму серцевих скорочень, тим коротший інтервал Q–Т.

Нормальна тривалість інтервалу Q-T визначається за формулою $Q-T = K\sqrt{R-R}$, де K - коефіцієнт, рівний 0,37 для чоловіків і 0,40 для жінок; R-R – тривалість одного серцевого циклу. Оскільки тривалість інтервалу QT залежить від ЧСС, то для оцінювання вона повинна бути відкоригована щодо цієї ж ЧСС, тому для розрахунків застосовується формула Базетта: $QT_c = Q-T/\sqrt{RR}$.

Іноді на ЕКГ, найчастіше у правих грудних відведеннях, відразу після зубця T реєструється невеликий позитивний зубець U, походження цього зубця досі невідоме. Є теоретичне припущення, що зубець U відповідає періоду короткочасного підвищення збудливості міокарда шлуночків (фаза екзальтації), що настає після закінчення електричної систоли лівого шлуночка.

АНАЛІЗ ЕКГ

Аналіз будь-якої ЕКГ найперше слід розпочинати з перевірки правильності техніки її реєстрації. По-перше, обов'язково необхідно звернути увагу на наявність різноманітних перешкод, які можуть бути спричинені струмами наводки, м'язовим тремором, поганим контактом електродів зі шкірою та іншими причинами. Якщо перешкоди значні, ЕКГ слід повторити. По-друге, необхідно перевірити амплітуду контрольного мілівольта, яка повинна відповідати 10 мм. По-третє, слід оцінити розгортку – швидкість руху паперу під час реєстрації ЕКГ.

При записі ЕКГ зі швидкістю 50 мм/с 1 мм на паперовій стрічці відповідає відрізу часу 0,02 с, 5 мм – 0,1 с, 10 мм – 0,2 с; 50 мм – 1,0 с. У цьому випадку ширина комплексу QRS зазвичай не перевищує 4-6 мм (0,08-0,12 с), а інтервал Q-T – 20 мм (0,4 с). При записі ЕКГ із меншою швидкістю 25 мм/с цей 1 мм відповідає тимчасовому інтервалу 0,04 с (5 мм – 0,2 с), отже, ширина комплексу QRS не перевищує 2-3 мм (0,08- 0,12 с), а інтервалу QT – 10 мм (0,4 с). Щоб уникнути помилок в інтерпретації ЕКГ, при аналізі кожної з них слід суворо дотримуватися повної схеми розшифровки, яку потрібно добре запам'ятати.

Загальна схема (план) розшифрування ЕКГ

I. Аналіз серцевого ритму та провідності:

- 1) оцінка регулярності серцевих скорочень;
- 2) підрахунок ЧСС;

3) визначення джерела збудження;

4) оцінка функції провідності.

II. Визначення поворотів серця навколо передньої, поздовжньої та поперечної осей:

1) визначення положення електричної осі серця у передній площині;

2) визначення усіх поворотів серця навколо поздовжньої осі;

3) визначення усіх поворотів серця навколо поперечної осі.

III. Аналіз передсердного зубця P.

IV. Аналіз шлуночкового комплексу QRST:

1) аналіз форми та тривалості комплексу QRS;

2) аналіз форми та тривалості сегмента RS-T;

3) аналіз форми та тривалості зубця T;

4) аналіз форми та тривалості інтервалу QT.

V. Електрокардіографічні висновки.

1.8. Аналіз серцевого ритму і провідності.

Аналіз серцевого ритму повинен включати в себе визначення регулярності та частоти серцевих скорочень (ЧСС), джерела збудження, а також оцінити функції провідності.

Аналіз регулярності серцевих скорочень.

Регулярність серцевих скорочень оцінюється при порівнянні тривалості інтервалів R-R між послідовно зареєстрованими серцевими циклами. Інтервал R-R зазвичай вимірюється між вершинами піків зубців R (або S). Регулярний або правильний ритм серця (рис. 1.15) діагностується у всіх випадках, коли тривалість вимірних інтервалів R-R однакова та розкид отриманих величин не перевищує $\pm 10\%$ від середньої тривалості інтервалів R-R. У всіх інших випадках діагностується неправильний або нерегулярний серцевий ритм. Неправильний ритм серця тобто аритмія може відзначатися при миготливій аритмії, синусовій аритмії, екстрасистолії тощо.

Метод підрахунку ЧСС.

Підрахунок ЧСС проводиться за допомогою різних методик, вибір залежить від регулярності чи не регулярності ритму серця. При правильному ритмі ЧСС визначають за такою формулою:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{R-R},$$

де 60 – число секунд у хвилині, R-R – тривалість інтервалу, яка виражена в секундах. Але кардіологам зручніше визначати ЧСС за допомогою спеціальних таблиць, в яких кожному значенню інтервалу R-R відповідає свій показник ЧСС. При неправильному ритмі ЕКГ в одному з відведень (найчастіше це буває у II стандартному) процедура отримання ЕКГ триває довше, ніж зазвичай, наприклад, протягом 3-4 с. При швидкості руху паперу 50 мм/с цей час відповідає послідовності кривої ЕКГ довжиною 15-20 см. Потім проводять підрахунок кількості комплексів QRS, які зареєстрованих за 3 с (відповідає 15 см паперової стрічки), і отриманий результат множать на 20.

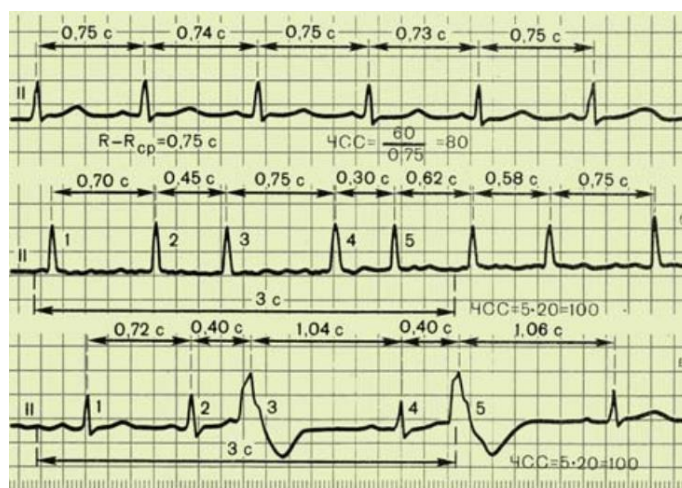


Рис. 1.15. Оцінка регулярності серцевого ритму.

При неправильному серцевому ритмі можна обмежитися також визначенням мінімальної та максимальної ЧСС. Мінімальна ЧСС визначається за тривалістю найбільшого інтервалу між піками RR, а максимальна ЧСС – за найменшим інтервалом екстремумів RR. У здорової людини у стані спокою ЧСС становить від 60-80 уд./хв. Підвищення ЧСС (більше 80 уд./хв) називають тахікардією, а зниження (менше 60 уд./хв) – брадикардією.

1.9. Метод визначення джерела порушення.

Для визначення джерела збудження або так званого водія ритму необхідно оцінити проходження збудження по передсердям і встановити відношення тривалостей та амплітуд зубців R до шлуночкових комплексів QRS.

Синусовий ритм.

У нормі електричний імпульс, у синоатріальному вузлі, поширюється строго по передсердям зверху донизу. Вектор деполяризації передсердь (P) при цьому спрямований у бік позитивного електрода II стандартного відведення та на ЕКГ у цьому відведенні фіксуються позитивні зубці P. Позитивний зубець P також реєструється у інших відведеннях I, aVF, V₄–V₆. Порушення послідовності передсердь при цьому завжди передує збудженню шлуночків, тому позитивні зубці у II відведенні реєструються перед кожним комплексом QRS. У більшості випадків, у кожному відведенні вони мають однакову форму і зазвичай розташовуються на однаковій відстані від середини комплексу QRS. За відсутності цих ознак діагностують різні варіанти несинусового ритму. До таких відносяться передсердні ритми, ритми з AV-сполуки, шлуночкові (ідіоventрикулярні) ритми, фібриляція передсердь тощо.

Передсердечний ритм серця.

У тих випадках, коли джерело збудження розташовується в нижніх відділах передсердь (наприклад в області коронарного синуса), електричний імпульс по передсердям поширюється у зворотному напрямку (знизу вгору) і на ЕКГ у II та III стандартних відведеннях реєструються уже негативні зубці P, що передують комплексам QRS. При цьому інтервал P-Q (R) може навіть бути дещо вкорочений або зовсім не змінений. Оскільки рух проходження хвилі збудження шлуночками не порушено, реєструються звичайні незмінні (вузькі) комплекси QRS, ЧСС при цьому становить 60-90 уд./хв.

Ритми з AV-з'єднання.

Якщо ж джерело ритму локалізується в AV-з'єднанні вектора, збудження шлуночків відбувається звичайним шляхом – зверху вниз, а передсердь уже ретроградно тобто знизу вгору. В цьому випадку на ЕКГ реєструються нормальні незмінні комплекси QRS і негативні зубці P. При цьому виникає ефект що якщо ектопічний імпульс одночасно досягає передсердь і шлуночків то зубець P

нашаровується на комплекс QRS і це не видно на ЕКГ. Якщо ектопічний імпульс спочатку досягає шлуночків і тільки потім підходить до передсердь то негативний зубець розташовується після комплексу QRS. ЧСС при ритмі з AV-з'єднанням зазвичай нижче за частоту синусового ритму і становить 40-60 уд./хв.

Шлуночковий (ідіоventрикулярний) ритм.

Якщо джерелом збудження міокарда є провідна система шлуночків (ніжки та гілки пучка Гіса або волокна Пуркінє), то йдеться про так званий шлуночковий (ідіоventрикулярний) ритм. Електричні імпульси, що виникають при цьому у шлуночках, генеруються в набагато повільнішому ритмі (<40 уд./хв). Збудження, у цьому випадку, проводиться по шлуночкам незвичайним шляхом: воно спочатку охоплює той шлуночок, в якому знаходиться ектопічне джерело ритму, і тільки потім повільно досягає протилежного шлуночка. Внаслідок цього комплекси QRS уже розширені та деформовані. Порушення не поширюється прямо на міокард передсердь, тому відсутній постійний закономірний зв'язок комплексів QRS із зубцями P тобто шлуночки збуджуються у своєму повільному ритмі, а передсердя – у своєму звичайному ритмі, джерелом якого залишається синоатріальний вузол. Ідіоventрикулярний ритм найчастіше зустрічається при повній AV-блокаді серця.

Внутрішньошлуночкові блокади.

Під внутрішньошлуночковими блокадами (блокадами ніжок пучка Гіса) розуміють уповільнення або навіть повне припинення проведення збудження по одній, двом-трьом гілкам або ніжкам пучка Гіса.

Розрізняють такі блокади:

однопучкові – ураження однієї гілки пучка Гіса: а) блокада правої ніжки; б) блокада лівої передньої гілки; в) блокада лівої задньої гілки;

двопучкові – поєднане ураження двох із трьох гілок пучка Гіса (у різних варіантах): а) блокада лівої ніжки (поєднання блокади лівих передньої та задньої гілок); б) блокада правої гілки та лівої передньої гілки; в) блокада правої гілки та лівої задньої гілки;

трипучкові – одночасне ураження всіх трьох гілок пучка Гіса.

Крім того, виділяють так звану осередкову внутрішньошлуночкову блокаду, що характеризується порушенням проведення електричного сигналу в якійсь обмеженій ділянці системи волокон Пуркінє. При повному припиненні проведення збудження по тій чи іншій гілці або ніжці пучка Гіса говорять про повну блокаду. Часткове уповільнення провідності системи свідчить про неповну блокаду. Блокади ніжок або гілок пучка Гіса розвиваються при гострому інфаркті міокарда, міокардиті, атеросклеротичному кардіосклерозі та захворюваннях, що супроводжуються вираженою гіпертрофією шлуночків (пороки серця, хронічне легеневе серце та ін.).

Висновки до I розділу:

1. Проведено аналіз пропозицій на ринку генераторів для перевірки роботи кардіомоніторів і пристроїв ЕКГ, та розглянуто їх основні можливості.
2. Розглянуто принципи та методику реєстрації кардіосигналів за допомогою класичних ЕКГ.
3. Систематизовано всі зубці, інтервали та комплекси на стандартній ЕКГ які відповідають проходженню хвилі збудження, та визначено їх параметри для нормального стану.
4. Розглянуто більшість блокад ритму які призводять до виникнення патологічних форм ЕКГ (при захворюваннях)

РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ГЕНЕРАЦІЇ ПОВНОЇ СТРУКТУРИ НОРМАЛЬНОЇ ФОРМИ ЕКГ.

За майже сторічну історію використання ЕКГ в медичній практиці такий вид функціональної діагностики зазнав впливу новітніх методів цифрової обробки, оскільки все більшого кола застосувань отримують цифрові електрокардіографи, які в свою чергу дозволяють скористатися автоматичними методами обробки відзнятих даних, їх аналізу та інтерпретації. Безсумнівно, кінцевим аналізом ЕКГ повинен займатися медичний працівник під час діагностики в медичному закладі але портативні ЕКГ, які хворі можуть використовувати протягом усього часу, дозволять якнайшвидше звернутися за допомогою при першому виявленні змін в роботі серцево-судинної системи. Отже, для створення та тестування таких алгоритмів виявлення змін в роботі серця потрібна детальна перевірка точності вимірювання діагностичних ознак та визначення оцінки достовірності розпізнання графічних фрагментів. І тільки після успішної перевірки такий алгоритм може рекомендуватися для медичного застосування. Для тестування таких алгоритмів доцільно використовувати не тільки відтворення реальних записаних ЕКГ а і генерувати математично створені ЕКГ реалістичної форми з наперед заданими амплітудно-часовими характеристиками які можуть імітувати цілий набір нормальних але різних за формою та широкий спектр патологічних станів серцево-судинної системи. Тим паче в реальних ЕКГ присутні ознаки які характеризуються доволі складними формами, зміною форми в різних циклах та відмічається відсутність чітких границь між окремими фрагментами. Такі умови значно ускладнюють як задачу побудови адекватної моделі так і генерації штучної ЕКГ в цілому.

2.1. Генератори на основі динамічних моделей.

На даний момент існує багато підходів до алгоритмів побудови кривої складної форми з наперед заданими періодичними включеннями. Найпершими в історичному плані були роботи які побудовані на лінійній та квадратичній інтерполяції окремих елементів ЕКГ, але такі моделі не дозволяють синтезувати форми сигналів які наближені до реальної ЕКГ та мають високу складність в обробці. Такі моделі гарно себе показують в статичних умовах.

Також перспективним методом генерації штучної ЕКГ є метод оснований на операторному методі означення окремих еталонних фрагментів. Але його важко віднести до генераційних алгоритмів та практично неможливо відтворити на мікроконтролерах в силу незначних обчислювальних можливостей навіть сучасних МК.

Також існує цікавий аналітичний спосіб генерації штучної ЕКГ, який ще називають динамічною моделлю. Цей метод базується на чисельному розв'язуванні системи трьох диференціальних рівнянь в трьох площинах в якому визначений вектор рухається по криволінійній траєкторії. Визначення циклу ЕКГ моделюється рухом точки в площинах x та y по траєкторії змінної довжини, а самі фрагменти в кожному циклі моделюються рухом точки у відповідних площинах, рис. 2.1.

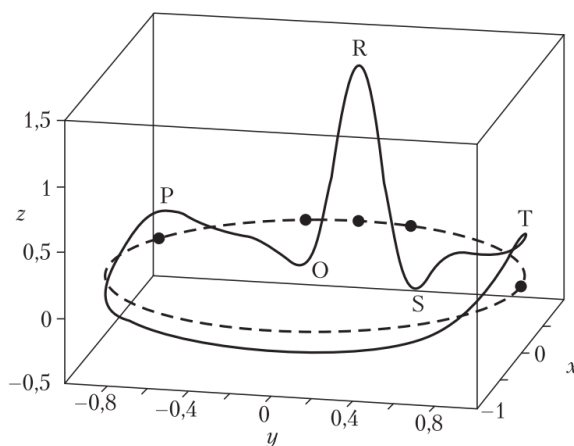


Рис. 2.1. Траєкторія у тривимірному просторі координат.

Але і ця модель не бездоганна, оскільки дозволяє змінювати тривалість циклів але не передбачає зміни в тривалості та розміщенні стандартних комплексів в одному циклі серцевого скорочення а це найголовніше у визначенні патологічних змін на реальних ЕКГ.

2.2. Генератори на несиметричних функціях Гауса.

Одним з найкращих аналітичних методів генерації штучної ЕКГ є адитивна модель яка описується сумою несиметричних гаусіанів [5]

$$z(t) = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}} A_i \cdot \exp\left[-\frac{(t - \mu_i)^2}{2[b_i(t)]^2}\right] \quad (1)$$

В цій моделі розподіли по функції Гауса розміщені в шести областях, з означенням початків і кінців цих областей, та які отримують із розділення на проміжки в ЕКГ ідеальної форми і раніше описані в першому розділі, а саме:

$$0 \leq t_P^{(1)} < t_P^{(2)} \leq t_Q^{(1)} < t_Q^{(2)} = t_R^{(1)} < t_R^{(2)} = t_S^{(1)} < t_S^{(2)} = t_{ST}^{(1)} \leq t_{ST}^{(2)} \leq t_t^{(1)} < t_t^{(2)} \leq t_0, \quad (2)$$

де t_0 - загальна тривалість одного циклу (в мс) функції $z(t)$. Ця функція пов'язана з частотою $F_{\text{ЧСС}}$ серцевих скорочень (уд/хв) співвідношенням

$$t_0 = \frac{60 \cdot 1000}{F_{\text{ЧСС}}}, \quad (3)$$

В даних проміжках часу моменти початку $t_i^{(1)}$ та закінчення $t_i^{(2)}$ кожного i -го фрагменту еталона ЕКГ, в якому i належить проміжкам $\{P, Q, R, S, ST, T\}$ та пов'язані з параметрами $b_i^{(1)}$, $b_i^{(2)}$ і m_i наступним чином:

$$\begin{aligned} t_i^{(1)} &= \mu_i - 3b_i^{(1)}, \\ t_i^{(2)} &= \mu_i + 3b_i^{(2)}. \end{aligned} \quad (4)$$

Параметри амплітуд A_i та зміщення часових проміжків m_i визначають бажані значення амплітуд та моментів часу в яких будуть забезпечені той чи інший екстремум розподілу для кожного конкретного зубця ЕКГ. У цьому співвідношення i -й інформативний фрагмент зразка, де i належить всім проміжкам $\{P, Q, R, S, ST, T\}$ та може приймати максимальне значення при $A_i > 0$ або від'ємне значення при $A_i < 0$, а параметри дисперсії цього розподілу представлені двома значеннями для різних сторін максимуму

$$b_i(t) = \begin{cases} b_i^{(1)} & \forall t \leq \mu_i, \\ b_i^{(2)} & \forall t > \mu_i \end{cases}$$

при різних значеннях b_i на кінцях конкретної функції Гауса таке задання дозволяє генерувати несиметричні фрагменти, у тому числі несиметричний зубець Т.

Для знаходження відповідних коефіцієнтів методу апроксимації періодичного сигналу сумою функцій Гауса можна скористатися методом нелінійного підбору параметрів. Ідея полягає в тому, щоб підібрати параметри кожної з гаусових функцій, які в сумі найкраще апроксимують заданий сигнал. Кожна функція Гауса може бути представлена як:

$$g_i(t) = A_i \cdot e^{-\frac{(t-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}} \quad (5)$$

де: A_i – амплітуда i -ї гаусової функції, μ_i – середнє значення (зміщення) i -ї гаусової функції (відповідає положенню піка), σ_i – стандартне відхилення i -ї гаусової функції (визначає ширину функції).

Для вибору кількості функцій Гауса які потрібні для точної апроксимації достатньо згадати кількість піків в еталонному сигналі ЕКГ а це шість. Наступний кроком буде підбір параметрів за допомогою методу найменших квадратів. Це потрібно щоб мінімізувати різницю між апроксимуючою сумою гаусових функцій і самим сигналом. У MATLAB для цього підійде функція `lsqcurvefit` або `fit` з налаштуванням відповідної моделі.

```
% signal – вектор значень періодичного сигналу
% t – вектор часу, який відповідає signal
% N – кількість гаусових функцій для апроксимації
% Початкові здогадки для параметрів [A1, mu1, sigma1, A2, mu2, sigma2, ...,
AN, muN, sigmaN]
initial_params = [A1_guess, mu1_guess, sigma1_guess, A2_guess, mu2_guess,
sigma2_guess, ..., AN_guess, muN_guess, sigmaN_guess];
% Функція апроксимації
gauss_sum = @(params, t) sum(arrayfun(@(i) params(3*i-2) * exp(-((t -
params(3*i-1)).^2) / (2 * params(3*i)^2)), 1:N));
% Використовуємо lsqcurvefit для мінімізації різниці між gauss_sum і signal
options = optimset('Display', 'iter');
fitted_params = lsqcurvefit(gauss_sum, initial_params, t, signal, [], [], options);
% Параметри fitted_params містять знайдені A, mu, sigma для кожної функції
Гауса
```

Після визначення оптимізованих параметрів відповідних функцій Гауса їх можна використати для реконструкції початкового сигналу і його аналізу.



Рис. 2.2. Приклад еталонної ЕКГ та її генерація з підібраними параметрами.

На рис. 2.2 наведено приклади, що ілюструють роботи даного алгоритму.

На рис. 2.2 вгорі зображена нормальна ЕКГ із бази даних MIT-BIH (Normal Sinus Rhythm Database), нижче показано штучно згенерована ЕКГ з наступними підібраними параметрами

$$\begin{aligned}
 &A_P = 0,11; A_Q = -0,004; A_R = 1,453; A_S = -1,053; A_{ST} = 0,063; A_T = 0,52; \\
 &b_P^{(1)} = 0,014; b_Q^{(1)} = 0,008; b_R^{(1)} = 0,008; b_S^{(1)} = 0,007; b_{ST}^{(1)} = 0,04; b_T^{(1)} = 0,056; \\
 &b_P^{(2)} = 0,014; b_Q^{(2)} = 0,008; b_R^{(2)} = 0,008; b_S^{(2)} = 0,007; b_{ST}^{(2)} = 0,04; b_T^{(2)} = 0,024; \\
 &\mu_P = 0,399; \mu_Q = 0,45; \mu_R = 0,474; \mu_S = 0,495; \mu_{ST} = 0,574; \mu_T = 0,7.
 \end{aligned}$$

Як бачимо застосування апроксимацій реальних ЕКГ за допомогою сумування функцій Гауса передбачає не тільки попередню обробку параметрів кожної такої сумуючої функції а і визначення оптимальних параметрів її схожості з оригіналом. Альтернативою такому методу створення штучної ЕКГ є метод оснований на традиційному перетворенні Фур'є.

2.3. Опрацювання та підготовка реальних даних ЕКГ.

Але для початку проведемо підготовку даних і попередню обробку в середовищі MATLAB. Візьмемо записи з бази даних MIT-BIH (Normal Sinus Rhythm Database) Масачусетського технологійчного університету.

Даний запис складається із двох стовпців даних один з яких це часові мітки а інший значення. Експортуємо ці дані в EXCEL.

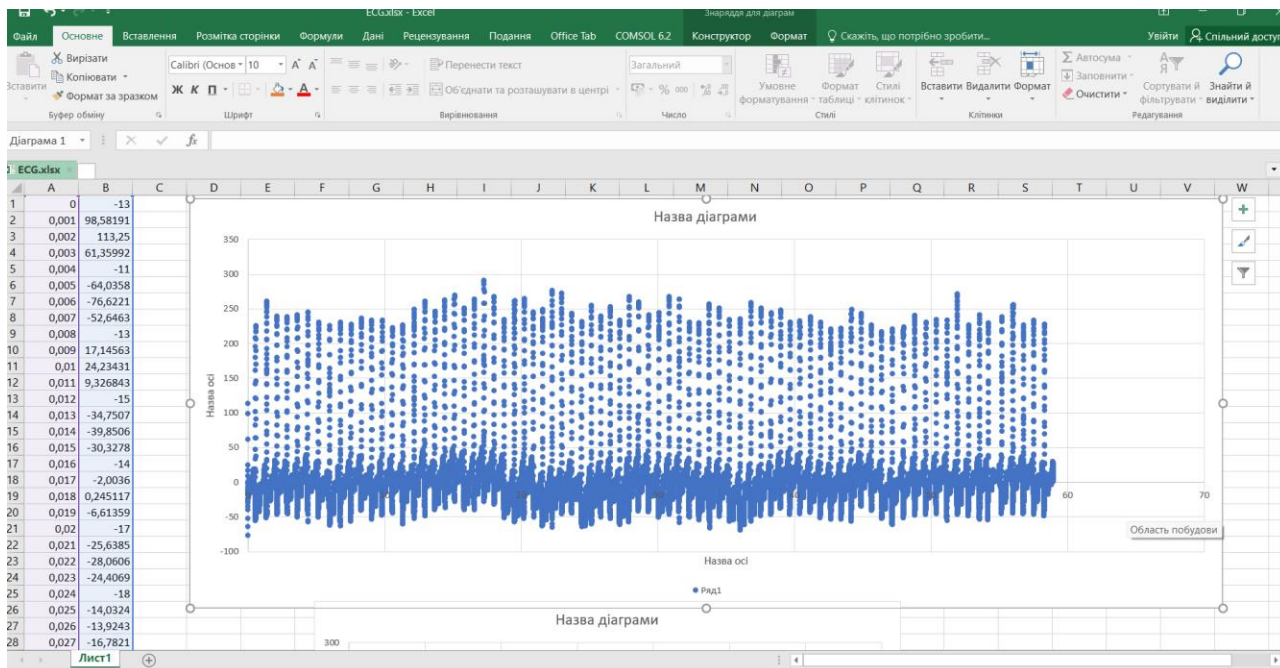


Рис.2.3 Точковий графік запису ЕКГ.

Для наочності побудуємо ЕКГ на відрізку 3 сек

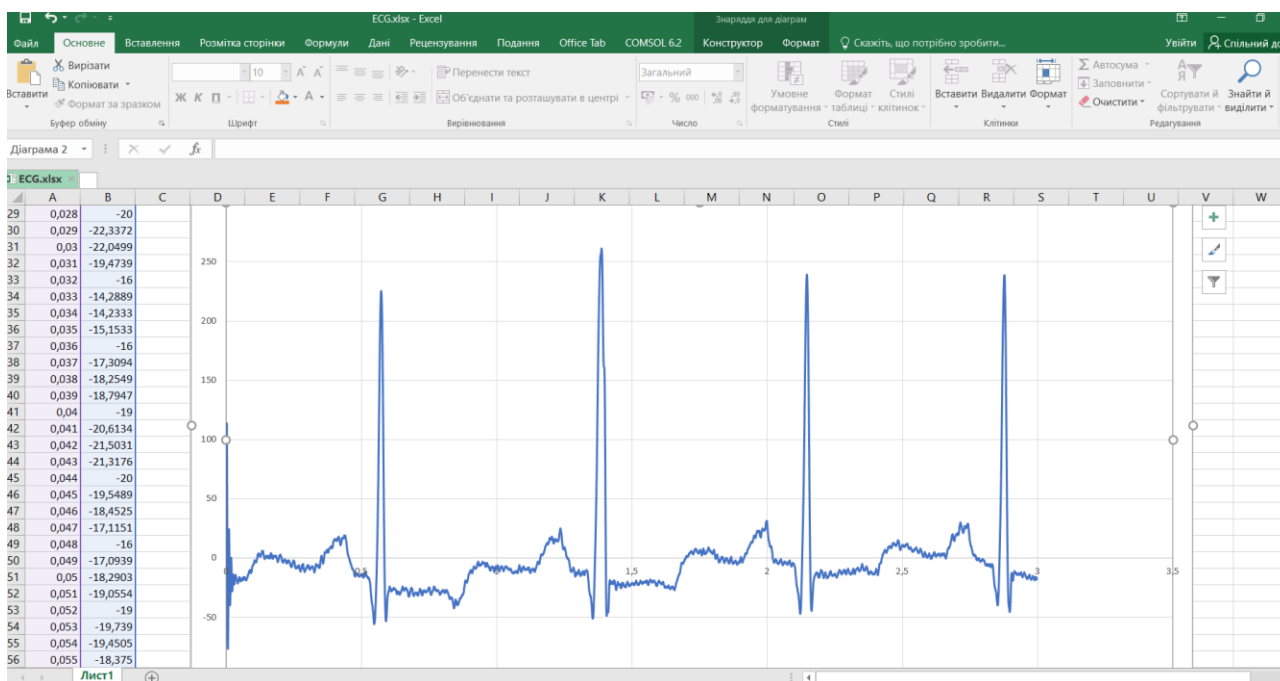


Рис.2.4. Зображення ЕКГ з масштабом 3 сек.

Експортуємо дані в MATLAB, для цього виберемо в якості вхідних даних вектори стовпців. Для відображення вибраних даних скористаємося інструментом Signal Analyzer.

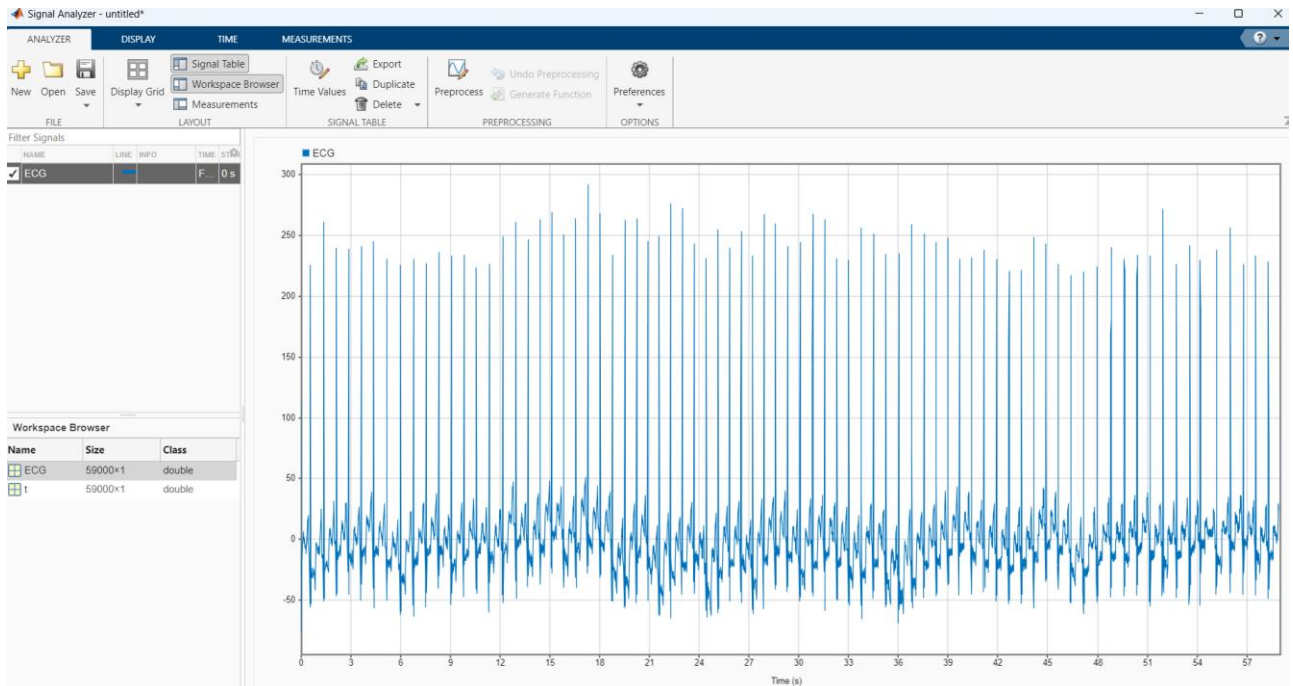


Рис. 2.5. Сигнал ЕКГ в Signal Analyzer.

Як можна побачити з вигляду сигналу у графічній частині, він має тривалість 59 сек і містить схожі комплекси які повторюються з певним періодом. Також можна побачити що в наведеному сигналі є постійна складова складної форми. Обробку сигналу в цьому випадку проводити не доцільно тому скористаємося інструмент `smooth`.

Інструмент `smooth` у MATLAB використовується для згладжування даних, що дозволяє зменшити шум і виявити основні тенденції в сигналі. Функція приймає вхідний вектор даних і застосовує обрану техніку згладжування для отримання більш плавної кривої.

```
smoothed_data = smooth(data);
```

```
smoothed_data = smooth(data, span);
```

```
smoothed_data = smooth(data, method);
```

```
smoothed_data = smooth(data, span, method);
```

де:

`data` – вхідний вектор даних, який потрібно згладити.

`span` – кількість точок, що використовуються для згладжування.

`method` – метод згладжування (наприклад, 'moving', 'lowess', 'loess', 'sgolay' та ін.).

2.4. Основи фільтрації сигналів у MATLAB.

В нашому випадку потрібно відшукати форму постійної складової складної форми і відфільтрувати ці дані графічно. Найкраще для цього підходить метод 'moving' (метод ковзного середнього). Цей метод використовує просте ковзне середнє для згладжування даних. Значення на кожній точці визначається як середнє значення сусідніх точок, визначених параметром span. Параметр span контролює ступінь згладжування: більші значення створюють плавнішу криву, але можуть зменшити точність у відображенні деталей сигналу.

Проведемо згладжування сигналу методом ковзного середнього для кількох параметрів span що відповідають 5, 10 і 20 секунд, та відобразимо частотні спектри постійної складової для цих значень.

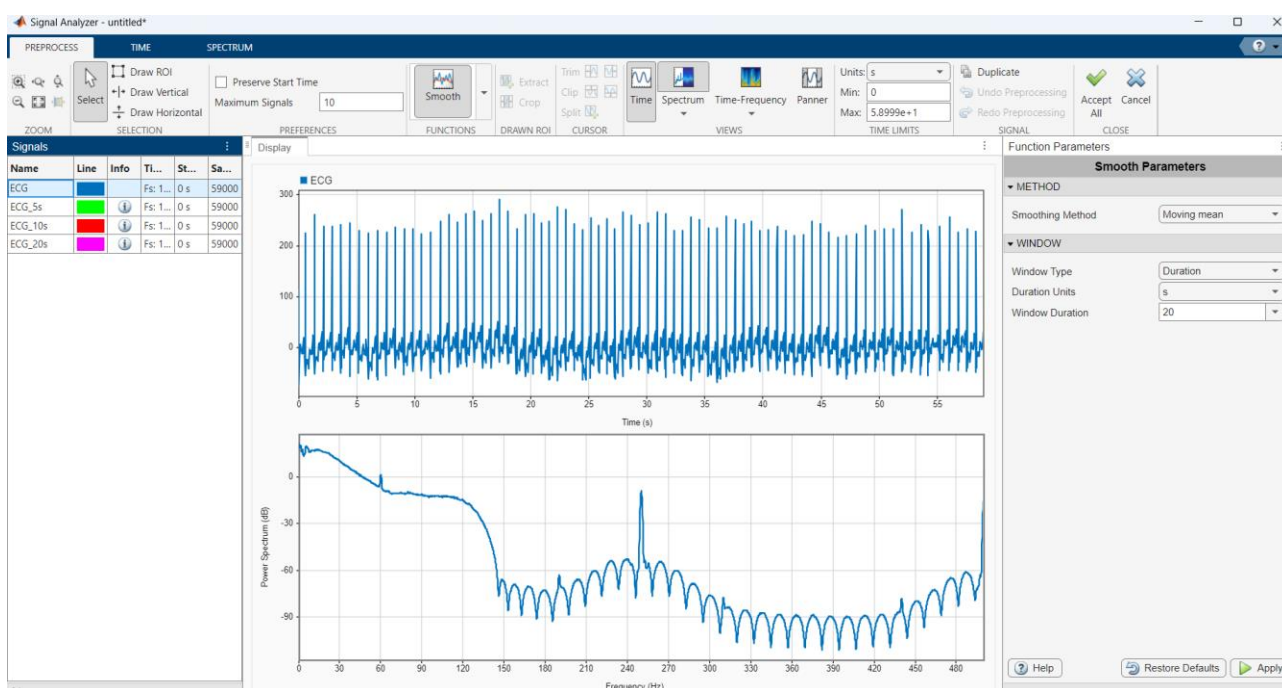
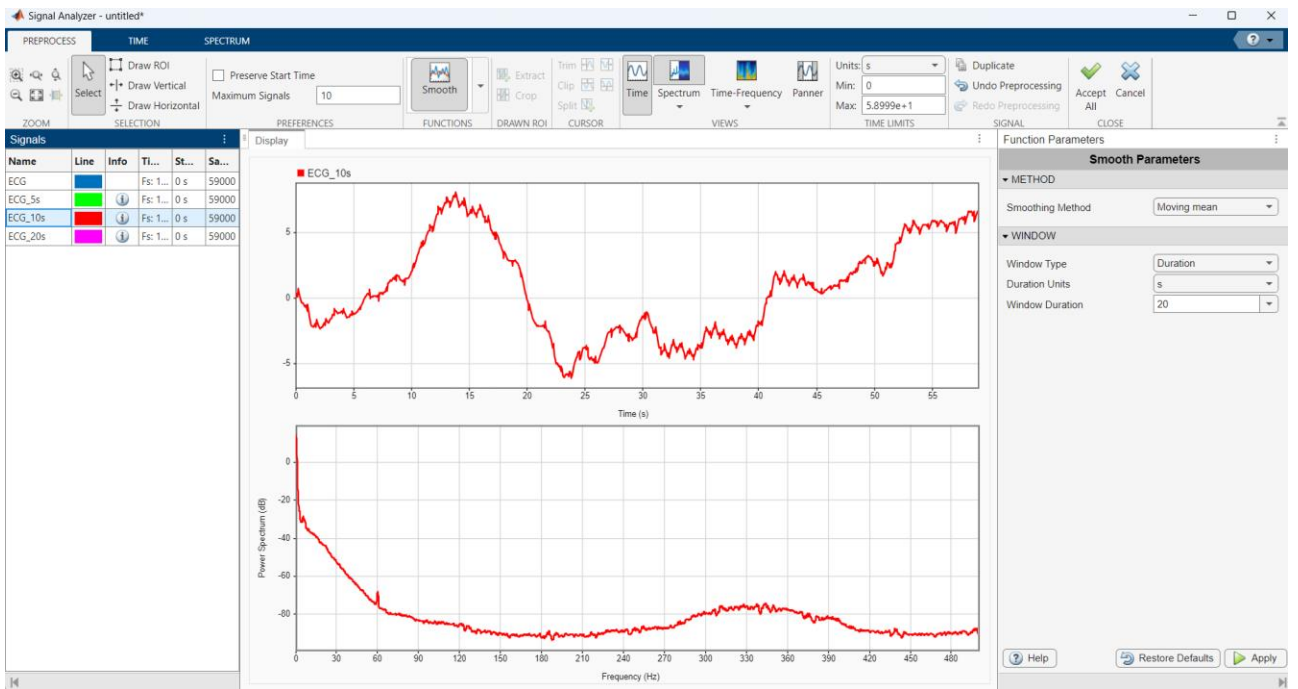
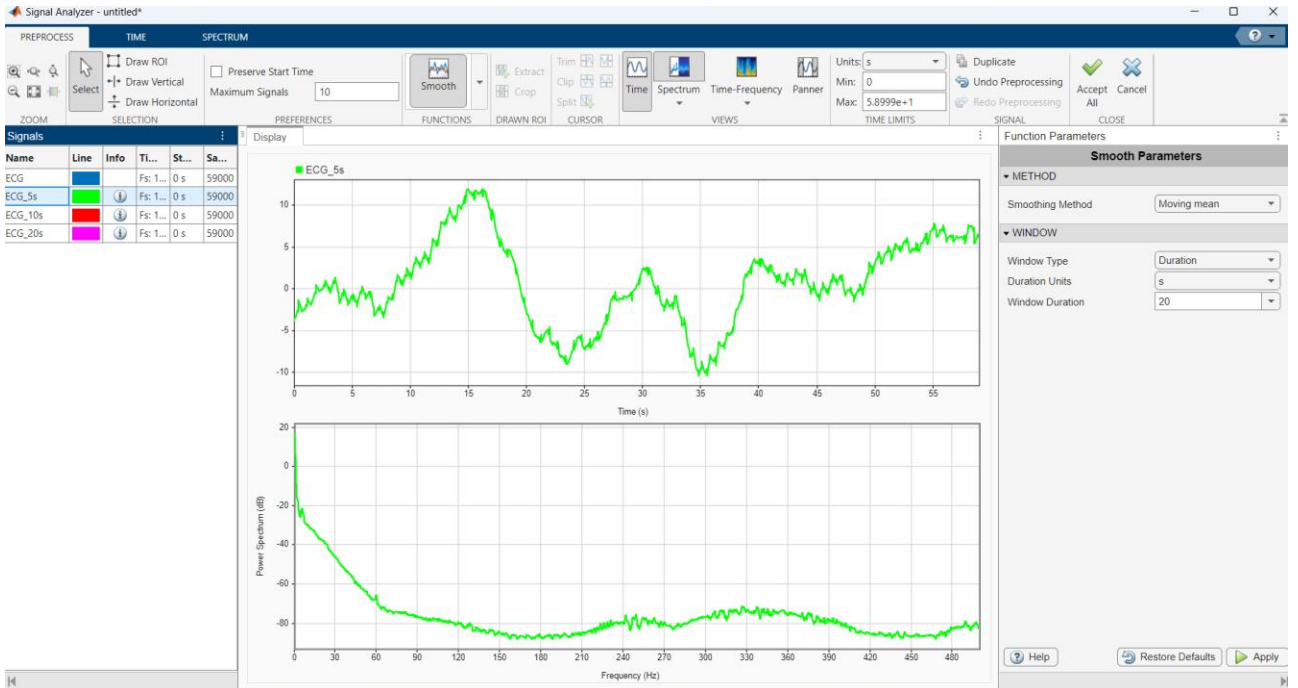


Рис. 2.6. Вхідний сигнал та його АЧХ



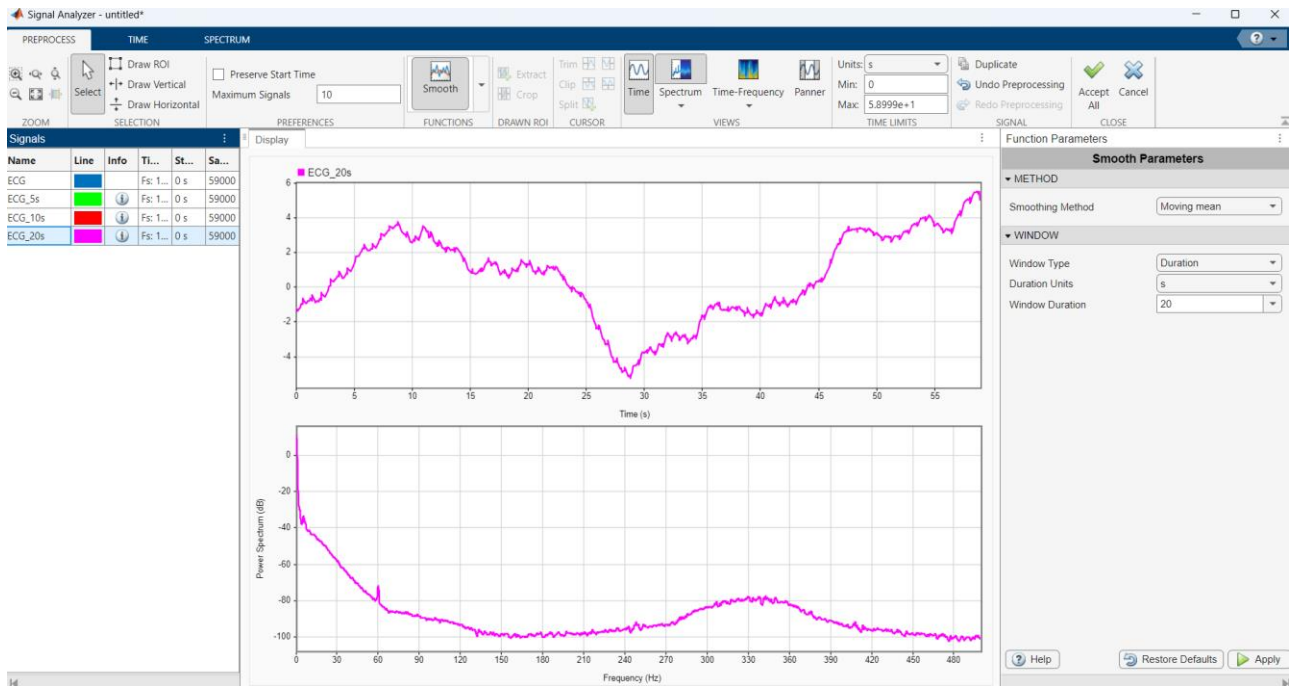


Рис. 2.7. Відфільтрована постійна складова для значень параметру ковзного середнього 5, 10 і 20.

За рекомендацією з сторінки допомоги середовища МАТЛАБ для даного методу, для виявлення аномалій на періодичному сигналі найкращий результат покаже значення ковзного параметру що відповідає 10 періодам корисного сигналу.

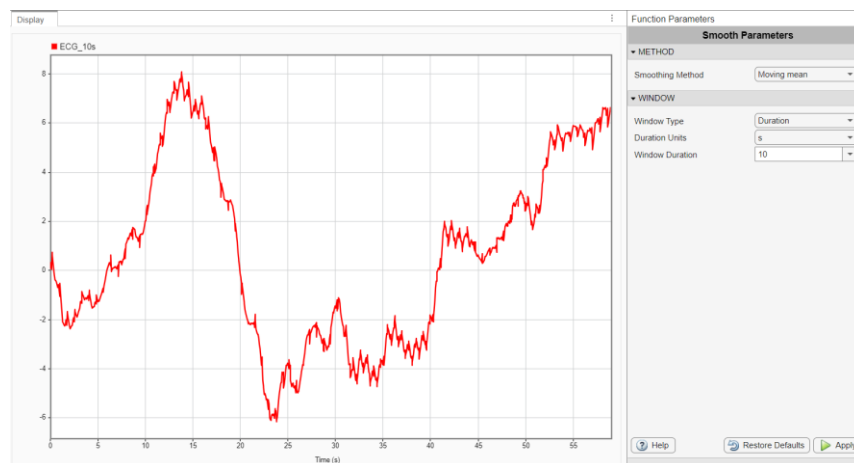


Рис. 2.8. Форма постійної складової у вихідному сигналі.

Для ефективного подавлення постійної складової у вхідному сигналі буде цілком достатньо застосувати фільтр верхніх частот. Для цього скористаємося частотою зрізу в 10Гц.

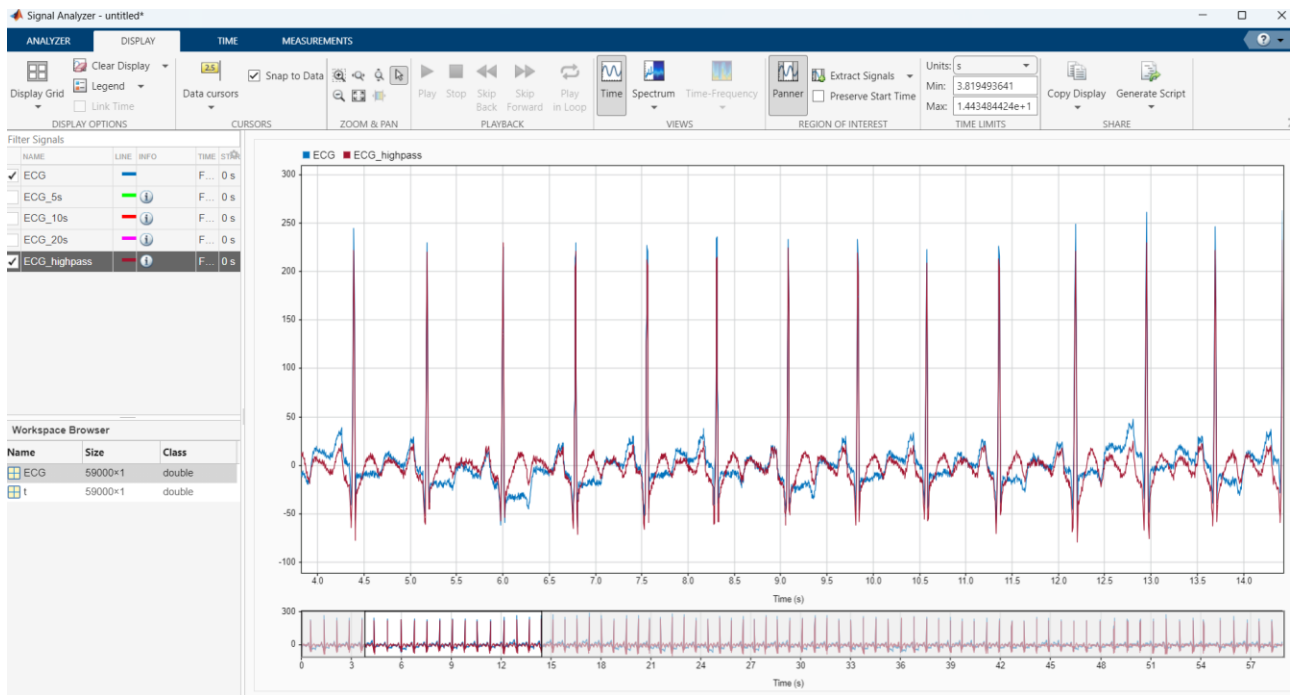


Рис.2.9. Сигнал ЕКГ який відфільтрований по постійній складовій.

На рис. 2.9 видно порівняння сигналу до та після фільтру. Видно, що сигнал після застосування фільтру верхніх частот, не має підняття в різних періодах та є стабільним за максимальною амплітудою в послідовностях. Також можна помітити що на сигналі присутній високочастотний шум. Для його подавлення застосуємо фільтр нижніх частот.

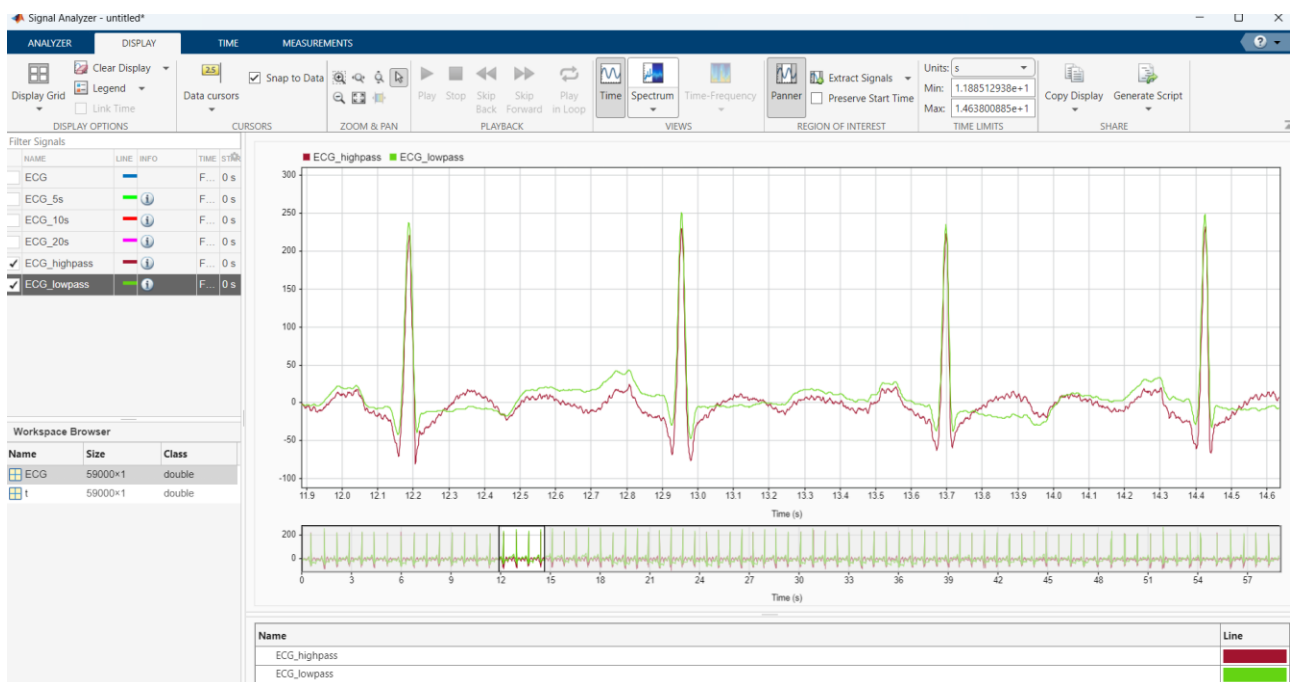


Рис. 2.10. Сигнал ЕКГ після фільтрування високочастотного шуму.

Доцільно графічно порівняти сигнал на вході та сигнал до якого застосували два фільтри.

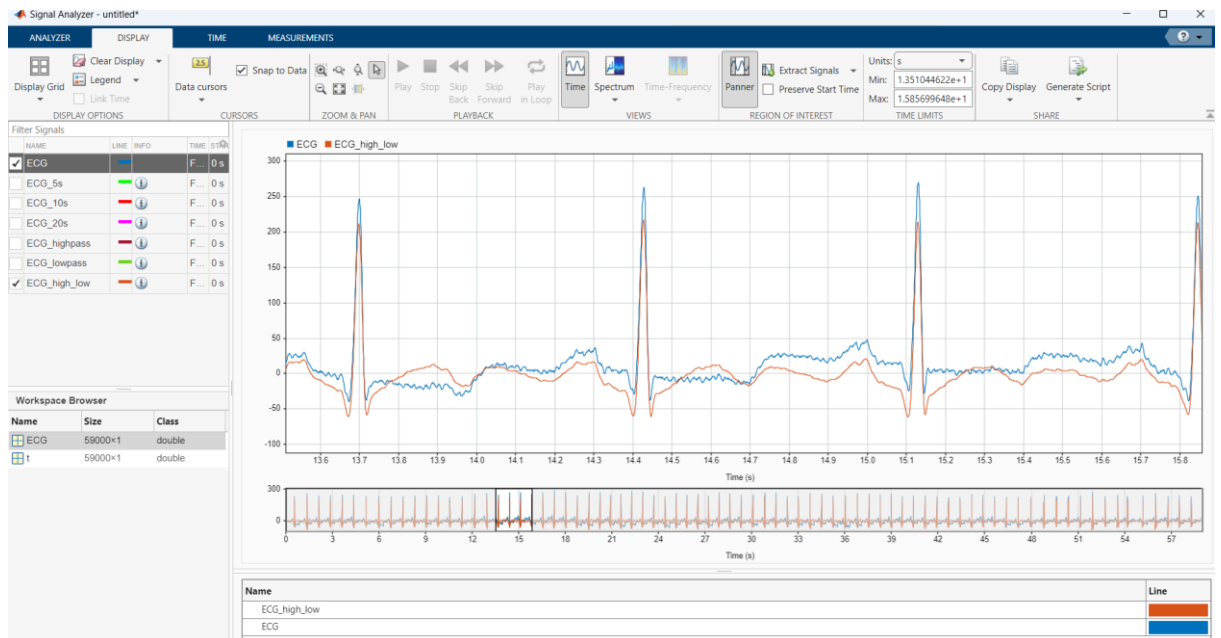


Рис. 2.11. Оброблений сигнал.

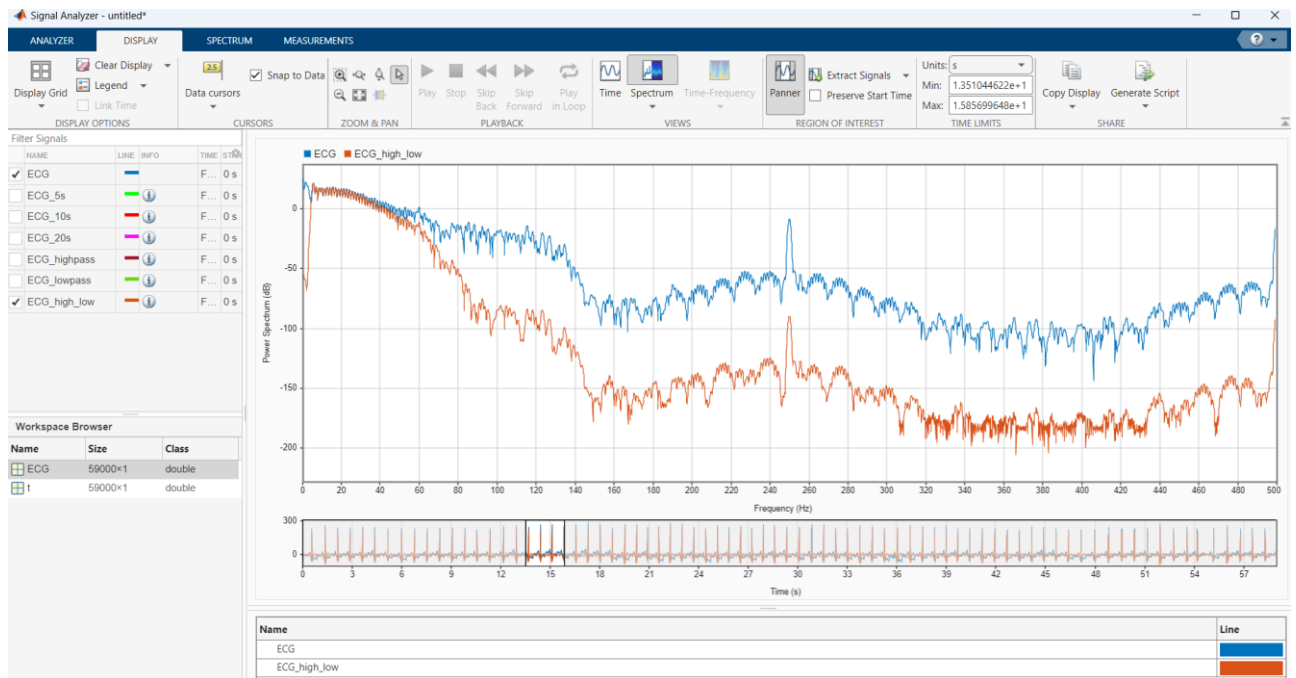


Рис. 2.12. Порівняння АЧХ вхідного сигналу і сигналу після фільтрації.

Опісля операцій обробки сигналу доцільно скористатися інструментами апроксимації вхідного цифрового та дискретного сигналу і його чисельного відповідника.

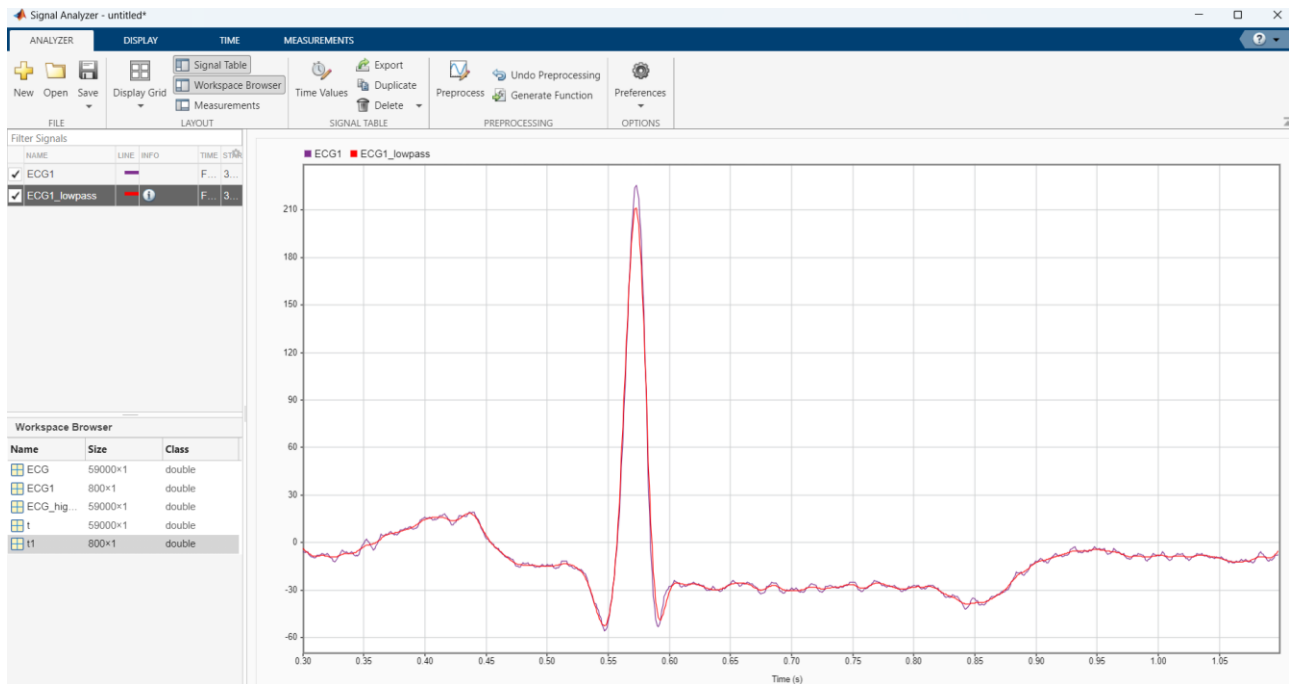


Рис. 2.13. Сигнал ЕКГ на одному періоді.

2.5. Апроксимація нормальної форми ЕКГ графічними методами MATLAB. Апроксимація реальної ЕКГ функціями Гаусса та функціями Фур'є.

Для подальшого числового опрацювання наявних даних скористаємося інструментом графічної обробки Curve Filter.

Інструмент Curve Fitting в MATLAB, доступний через графічний інтерфейс Curve Fitter або функції. Він дозволяє здійснювати згладжування та апроксимацію даних за допомогою різних методів, включаючи поліноміальну регресію, сплайни, експоненційні функції та інші моделі.

Основні можливості Curve Fitter в MATLAB:

1. Інтерактивне згладжування та підбір кривих

Curve Fitter дозволяє інтерактивно вибрати модель для апроксимації та підбирати параметри за допомогою графічного інтерфейсу.

Можна завантажити дані безпосередньо в інтерфейс, а потім експериментувати з різними типами моделей, одночасно спостерігаючи за якістю підбору на графіку.

2. Різноманітні моделі для підбору

Curve Fitter підтримує кілька типів моделей:

Поліноміальні моделі: дозволяють апроксимувати дані поліномами різного ступеня.

Регресійні моделі: експоненційні, логарифмічні, степеневі та інші.

Смугові сплайни: підходять для більш гладкого підходу, особливо для даних із локальними варіаціями.

Гаусові, синусоїдальні, раціональні та інші нестандартні моделі: підходять для специфічних завдань, наприклад, для апроксимації сигналів з коливаннями.

3. Згладжування даних

MATLAB дозволяє застосовувати функції для згладжування, які видаляють шум із сигналу без зміни основної структури даних.

Можливе налаштування параметрів, таких як ширина вікна згладжування або кількість точок у сплайні.

4. Оцінка точності та якості апроксимації

Curve Fitter автоматично обчислює статистичні показники якості підбору, такі як коефіцієнт детермінації, середньоквадратичну похибку (RMSE) та інші метрики.

Інструмент відображає перехідні значення та дозволяє переглядати відхилення моделі від даних.

5. Експорт моделі та використання в коді

Після підбору моделі її можна експортувати у вигляді об'єкта для подальшого використання або генерації коду MATLAB. Це також забезпечує генерацію коду MATLAB для повторного створення моделі, що дозволяє легко інтегрувати її в скрипти для автоматизації аналізу даних.

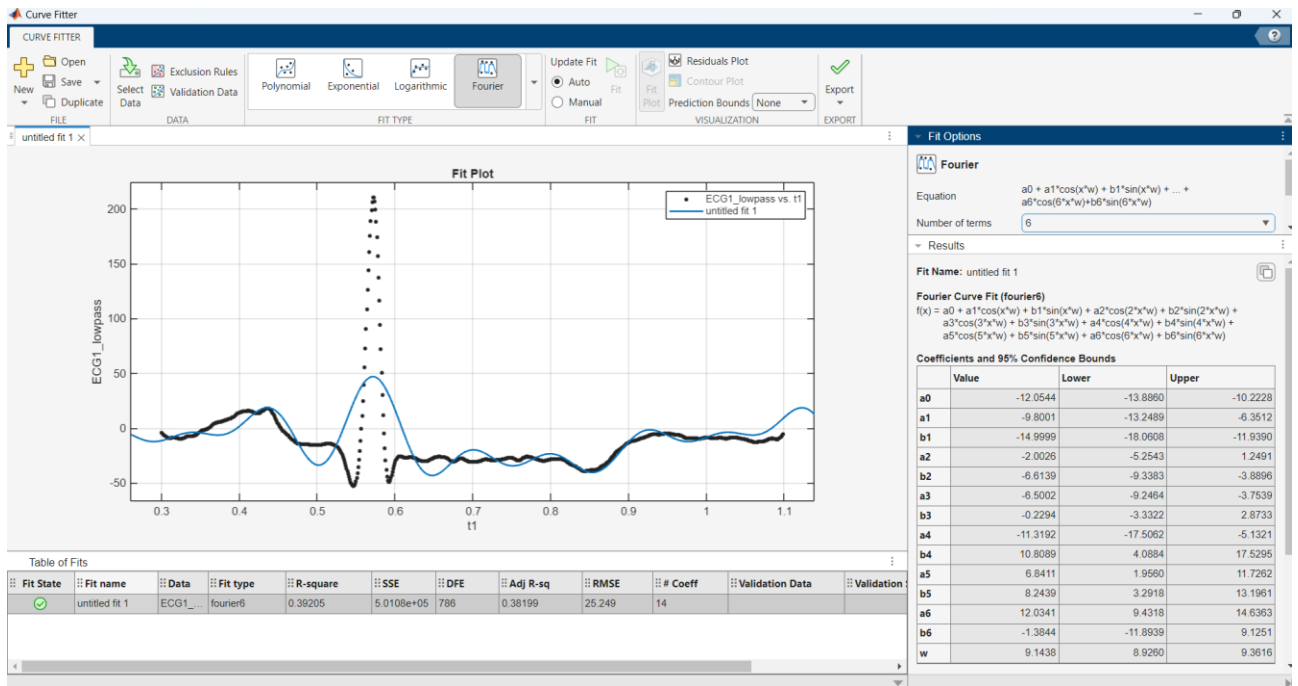


Рис. 2.14. Застосування апроксимації функціями Фур'є одиничного періоду відфільтрованого сигналу.

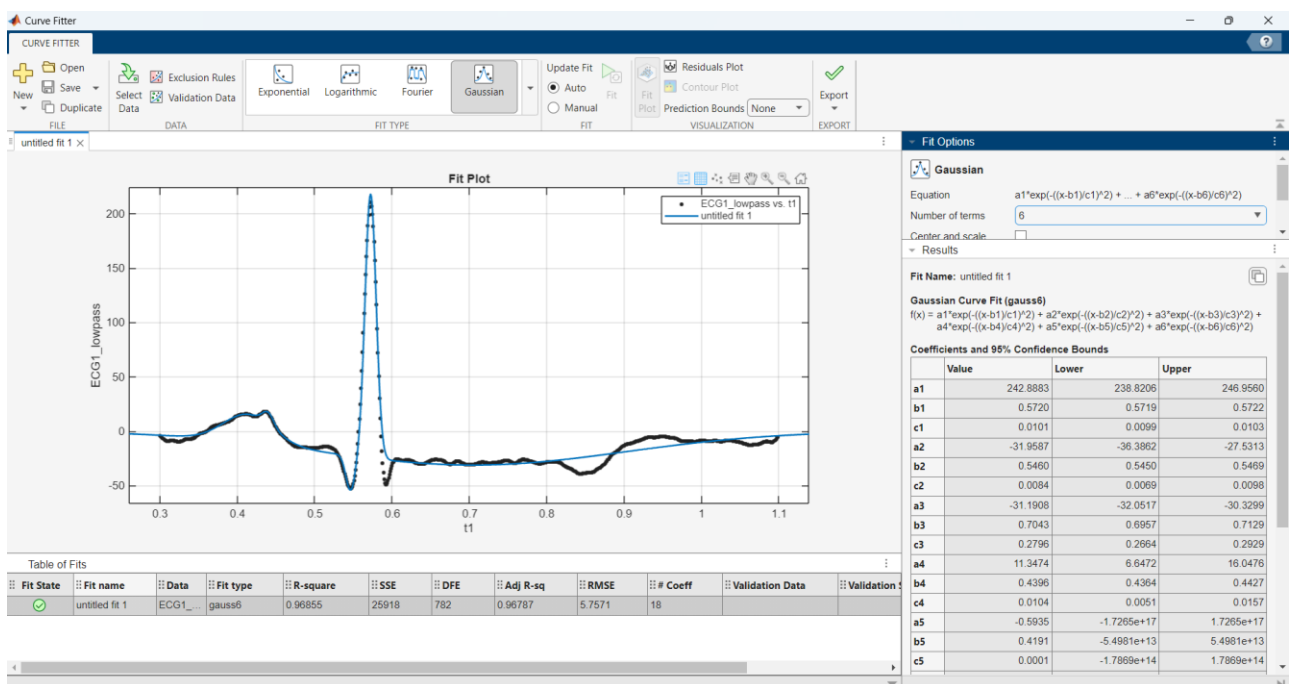


Рис. 2.15. Застосування апроксимації функціями Гауса одиничного періоду відфільтрованого сигналу.

2.6. Порівняння методів апроксимації з урахуванням вимог які ставляться до генераторів ЕКГ.

При порівнянні результатів апроксимації одиничного циклу реальної ЕКГ на рис 2.14 і 2.15 можна підтвердити особливості цих методів, а саме:

- ✓ для методу Фур'є:

- Ефективно описує періодичні сигнали.
- Добре підходить для сигналів із регулярними змінами, наприклад, синусоїдальної форми (часті гармоніки).
- Менш точний для моделювання імпульсів або негармонійних піків, оскільки потребує високого порядку N , щоб врахувати дрібні особливості.
- ✓ Особливості методу Гауса:
 - Добре підходить для сигналів із локальними піками (наприклад, імпульсні сигнали, пульсації).
 - Не потребує періодичності сигналу.
 - Кількість коефіцієнтів залежить від кількості піків, які потрібно описати.

Метод Фур'є зручний для аналізу періодичних сигналів, таких як цикли ЕКГ або гармонійні функції. Метод Гауса краще підходить для апроксимації сигналів із локальними піками чи імпульсами. В нашому випадку для реалізації генерації ЕКГ все залежить від поставленої мети: якщо мета – аналіз загальної періодичної структури, краще використовувати метод Фур'є, а якщо потрібно точно змоделювати окремі хвилі (P, QRS, T), гаусіани нададуть точнішу апроксимацію.

Оскільки поставлена мета це розроблення генератора для цілого набору патологічних станів то вибір однозначно на методі за функціями Фур'є.

Висновки II розділу:

1. Розглянуто різні математичні підходи до побудови кривої складної форми.
2. Проведено попередню обробку реальних даних ЕКГ, а саме фільтрацію по постійній складовій та високочастотному шумі.
3. За допомогою графічних інструментів MATLAB отримано набір амплітудних та часових характеристик приведеного до одиничного циклу сигналу за допомогою апроксимації функціями Гауса і функціями Фур'є.

РОЗДІЛ 3. СТВОРЕННЯ ГЕНЕРАТОРА ЕКГ РЕАЛІСТИЧНОГО ВИГЛЯДУ НА ОСНОВІ ПЕРЕТВОРЕННЯ ФУР'Є.

Мета симулятора ЕКГ це створення типових форм ЕКГ для різних відведень з можливістю зміни форми вихідного сигналу у відповідності до цілого набору заданих патологій серцевого ритму. Розробку симулятора ЕКГ проведемо в середовищі MATLAB а дані для розробки використаємо із бази даних МІТ-ВІН (Normal Sinus Rhythm Database) Масачусетського технологійного університету нормальної форми ЕКГ у відведенні II.

Використання симулятора ЕКГ має багато переваг, таких як аналіз та вивчення нормальних та аномальних форм хвилі ЕКГ без фактичного використання апарата електрокардіографа. За допомогою підбору відповідних коефіцієнтів у симуляторі ЕКГ можна змоделювати будь-яку форму хвилі електрокардіограми.

3.1. Генератори основані на рядах Фур'є.

Важливі особливості форми ЕКГ:

Типове скалярне електрокардіографічне відведення показано на рис.3.1, де важливими характеристиками форми є зубці P, Q, R, S і T, тривалість кожного зубця та певні часові інтервали, такі як P-R, S-T, та інтервали Q-T.

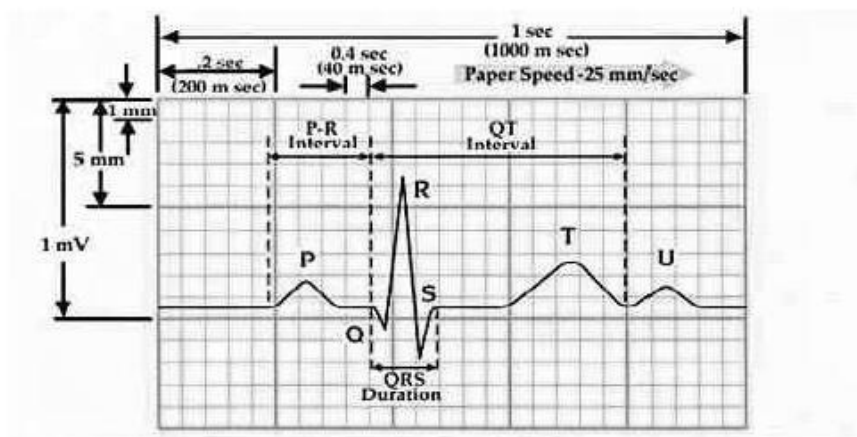


Рис. 3.1. Типовий сигнал ЕКГ.

Основні особливості розробленої моделі:

- Можна встановити вибране значення серцебиття для загального сигналу,
- Можна встановити початкові інтервали для кожного зубця та інтервалу,
- Для кожного з піків можна встановити бажане значення амплітуди,

- Можна імітувати фібриляцію введенням додаткового високочастотного сигналу (як правило до 300Гц),
- Можна імітувати шум від електродів,
- Кожну адетивну складову сигналу конкретної форми хвилі ЕКГ можна відобразити на окремому графіку.

Загальні принципи розробленої моделі.

За означення в рядах Фур'є будь-які періодичні функції, які задовольняють умову Діріхле, можуть бути виражені як сума рядів синусів і косинусів для яких масштабовані величин частот, які зустрічаються як кратні основній частоті.

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (3.1)$$

де $T=2l$ — період функції $f(x)$.

$$a_0 = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) dx \quad (3.2)$$

$$a_n = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) dx \quad (3.3)$$

$$b_n = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) \sin\left(\frac{n\pi x}{l}\right) dx \quad (3.4)$$

Коефіцієнти визначені для $n = 1, 2, 3, \dots$

Як відомо сигнал ЕКГ є періодичним сигналом з основною частотою, яка визначається серцевими скороченнями. Також він задовольняє умови Діріхле, а саме:

- визначений і скінченний у заданому інтервалі,
 - функція інтегрована на даному періоді,
 - має скінченну кількість максимумів і мінімумів між інтервалами інтегрування,
 - не містить розривів, тобто значення функції визначене у всьому проміжку,
- Отже, рядами Фур'є можна скористатися для представлення сигналу ЕКГ.
Створення моделі.

Якщо розглянути стандартну ЕКГ то можна побачити що вона складається із піків різної висоти і різного знаку, ці піки зміщені від початку зони плато на відстані що менші періоду серцебиття, тому для зручності побудови моделі

візьмемо комплекс QRS як центральний, і всі зсуви інших піків відбуватимуться відносно цієї частини сигналу. Із графічної системи обробки сигналів Signal Analyzer раніше отримано коефіцієнти рядів синуса і косинуса а саме для:

- QRS, Q і S частини сигналу ЕКГ можуть будуть представлені формами типу «пік»

- Частини Р, Т і U будуть представлені подібними сигналами але значно ширшого вигляду.

Після того, як буде згенеровано кожен з цих частин, їх можна остаточно просумувати на конкретному проміжку часу, щоб отримати сигнал ЕКГ.

З рівняння (1) ми маємо функцію $f(x)$

$$f(x) = \begin{cases} -\frac{bax}{l} + a, & 0 < x < \frac{l}{b} \\ \frac{bax}{l} + a, & -\frac{l}{b} < x < 0 \end{cases} \quad (3.5)$$

Початковий коефіцієнт a_0

$$a_0 = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) dx = \frac{a}{b}(2 - b) \quad (3.6)$$

$$a_n = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) dx = \frac{2ba}{n^2\pi^2} \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \quad (3.7)$$

$$b_n = \frac{1}{l} \int_0^T f(x) \sin\left(\frac{n\pi x}{l}\right) dx \quad (3.8)$$

Оскільки форма сигналу є парною функцією то всі складові $b_n = 0$ і результуюча функція отримає вигляд

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (3.9)$$

де $f(x) = \cos\left(\frac{\pi bx}{2l}\right)$ на інтервалі $-\frac{l}{b} < x < \frac{l}{b}$.

Тоді початковий коефіцієнт і коефіцієнти ряду набудуть наступного вигляду

$$a_0 = \frac{1}{l} \int_0^T \cos\left(\frac{\pi bx}{2l}\right) dx = \frac{a}{2b}(2 - b) \quad (3.10)$$

$$a_n = \frac{1}{l} \int_0^T \cos\left(\frac{\pi bx}{2l}\right) \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) dx = \frac{2ba}{n^2\pi^2} \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)\right) \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (3.11)$$

Оскільки функція $f(x)$ є парною, всі коефіцієнти b_n дорівнюють нулю $b_n = 0$

Остаточно отримаємо

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \quad (3.12)$$

3.2. Загальна структура алгоритму побудови періодичного сигналу реалістичної форми ЕКГ.

На початку даємо вибір користувачу провести симуляцію сигналу з наперед заданими характеристиками наближеними до нормальної форми ЕКГ без патологій. У протилежному випадку користувачу пропонується вводити вручну коефіцієнти основних складових зубців Р, Q, R, S і Т, та U (як відомо з першого розділу він у нормі може бути повністю відсутній і не має загальноприйнятого в кардіології пояснення). Ручний вибір введення коефіцієнтів дозволяє запитувати користувача чи для конкретного зубця (або при моделюванні – хвилі конкретного зубця) є потреба введення своїх коефіцієнтів чи наперед підібраних. Така структура програмного продукту дозволяє швидко побачити зміни в конкретному сегменті сигналу ЕКГ при сталих всіх інших параметрах.

Реалізацію обрахунку кожного сегмента реалізовано у вигляді підпрограм з передачею в підпрограму значень із основної програми, це значно спрощує структуру та відповідає загальноприйнятим правилам написання програмних продуктів.

3.3. Функції побудови основних зубців та сегментів ЕКГ

Розглянемо функцію яка генерує періодичний сигнал зубця Р на основі суми гармонічних складових, враховуючи параметри, такі як амплітуда, частота та зміщення в загальній структурі.

```
function [wav__p]=wav_p(x,wav_p_a,wav_p_d,wav_p_t,li)
l=li;
a=wav_p_a;
x=x+wav_p_t; % Зміщення
b=(2*l)/wav_p_d; % Шкала для розрахунку гармонік
n=100; % Кількість гармонік
p1=1/l; % Початковий коефіцієнт
p2=0;
for i = 1:n
    % Розрахунок кожного гармонічного члена
```

```

harm1=(((sin((pi/(2*b))*(b-(2*i))))/(b-
(2*i)))+(sin((pi/(2*b))*(b+(2*i))))/(b+(2*i)))*(2/pi))*cos((i*pi*x)/l);
p2=p2+harm1; % Додавання гармоніки до суми

```

```
end
```

```
wav_p1=p1+p2; % Підсумок гармонік з початковим коефіцієнтом
```

```
wav__p=a*wav_p1; % Масштабування амплітудою
```

У функції wav__p здійснюється обчислення певної хвильової функції, що містить суму гармонічних складових

тут

x – вхідний масив значень по часу для обчислення функції, він відповідає квантуванню по часу.

wav_p_a – амплітуда хвилі.

wav_p_d – інтервал основної гармоніки.

wav_p_t – зміщення по осі x (часова затримка або фаза).

li – значення, що відповідає половині довжини хвилі або інтервалу інтеграції.

harm1 – кожен член гармонічного ряду який обчислюється за допомогою sin та cos з відповідними коефіцієнтами, що визначають гармонічний вміст сигналу.

Після підсумовування всіх членів гармонічного ряду результуючий сигнал масштабується на амплітуду a.

Вектор накопичених даних у підпрограмі повертається в основну програму та може бути застосований для виведення на графіку.

Підібрані коефіцієнти які використовуються як рекомендовані при побудові синтезованого сигналу ЕКГ мають наступні значення:

Для зубця P

```
wav_p_a=2.5;
```

```
wav_p_d=0.09;
```

```
wav_p_t=0.16;
```

Для зубця Q

```
wav_q_a=0.25;
```

```
wav_q_d=0.066;
```

```
wav_q_t=0.166;
```

Для комплексу QRS

```
wav_qrs_a=16.1;
```

```
wav_qrs_d=0.11;
```

Для зубця S

```
wav_s_a=2.5;
```

```
wav_s_d=0.066;
```

```
wav_s_t=0.09;
```

Для зубця T

```
wav_t_a=3.5;
```

```
wav_t_d=0.142;
```

```
wav_t_t=0.2;
```

Для зубця U

```
wav_u_a=0.35;
```

```
wav_u_d=0.0476;
```

```
wav_u_t=0.433;
```

Розглянемо основну програму

```
x=0.01:0.01:2;
```

```
default=input('Натисніть 1, якщо вам потрібен стандартний сигнал ЕКГ,  
інакше натисніть 2: \n');
```

```
if(default==1)
```

```
    li=30/74;
```

```
    wav_p_a=2.5;
```

```
    wav_p_d=0.09;
```

```
    wav_p_t=0.16;
```

```
    wav_q_a=0.25;
```

```
    wav_q_d=0.066;
```

```
    wav_q_t=0.166;
```

```

wav_qrs_a=16.1;
wav_qrs_d=0.11;

wav_s_a=2.5;
wav_s_d=0.066;
wav_s_t=0.09;

wav_t_a=3.5;
wav_t_d=0.142;
wav_t_t=0.2;

wav_u_a=0.35;
wav_u_d=0.0476;
wav_u_t=0.433;
else
rate=input('\n введіть частоту серцевих скорочень : \n');
li=30/rate;

% характеристики хвилі p
fprintf('\n характеристики хвилі p \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_p_a=0.25;
    wav_p_d=0.09;
    wav_p_t=0.16;
else
    wav_p_a=input('амплітуда = ');
    wav_p_d=input('тривалість = ');
    wav_p_t=input('інтервал p-r = ');

```



```

    d=0;
end

% характеристики хвилі q
fprintf('\n характеристики хвилі q \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_q_a=0.025;
    wav_q_d=0.066;
    wav_q_t=0.166;
else
    wav_q_a=input('амплітуда = ');
    wav_q_d=input('тривалість = ');
    wav_q_t=0.166;
    d=0;
end

% характеристики хвилі qrs
fprintf('\n характеристики хвилі qrs \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_qrs_a=1.6;
    wav_qrs_d=0.11;
else
    wav_qrs_a=input('амплітуда = ');
    wav_qrs_d=input('тривалість = ');
    d=0;
end

```

```
% характеристики хвилі s
fprintf('\n характеристики хвилі s \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_s_a=0.25;
    wav_s_d=0.066;
    wav_s_t=0.09;
else
    wav_s_a=input('амплітуда = ');
    wav_s_d=input('тривалість = ');
    wav_s_t=0.09;
    d=0;
end
```

```
% характеристики хвилі t
fprintf('\n характеристики хвилі t \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_t_a=0.35;
    wav_t_d=0.142;
    wav_t_t=0.2;
else
    wav_t_a=input('амплітуда = ');
    wav_t_d=input('тривалість = ');
    wav_t_t=input('інтервал s-t = ');
    d=0;
end
```

```
% характеристики хвилі u
```

```

fprintf('\n характеристики хвилі u \n');
d=input('Введіть 1 для вибору параметрів за замовчуванням, інакше
натисніть 2: \n');
if(d==1)
    wav_u_a=0.035;
    wav_u_d=0.0476;
    wav_u_t=0.433;
else
    wav_u_a=input('амплітуда = ');
    wav_u_d=input('тривалість = ');
    wav_u_t=0.433;
    d=0;
end

end

wav__p=wav_p(x,wav_p_a,wav_p_d,wav_p_t,li);

% q wav
wav__q=wav_q(x,wav_q_a,wav_q_d,wav_q_t,li);

% qrs wav
wav__qrs=wav_qrs(x,wav_qrs_a,wav_qrs_d,li);

% s wav
wav__s=wav_s(x,wav_s_a,wav_s_d,wav_s_t,li);

% t wav
wav__t=wav_t(x,wav_t_a,wav_t_d,wav_t_t,li);

% u wav

```

```
wav__u=wav_u(x,wav_u_a,wav_u_d,wav_u_t,li);
```

```
% ECG output
```

```
ecg=wav__p+wav__qrs+wav__t+wav__s+wav__q+wav__u;
```

```
figure(1)
```

```
plot(x,ecg);
```

3.4. Графічна побудова синтезованої ЕКГ.

На рис.3.2 показаний результат роботи програми для рекомендованих значень амплітуди, зміщення по часу та фази

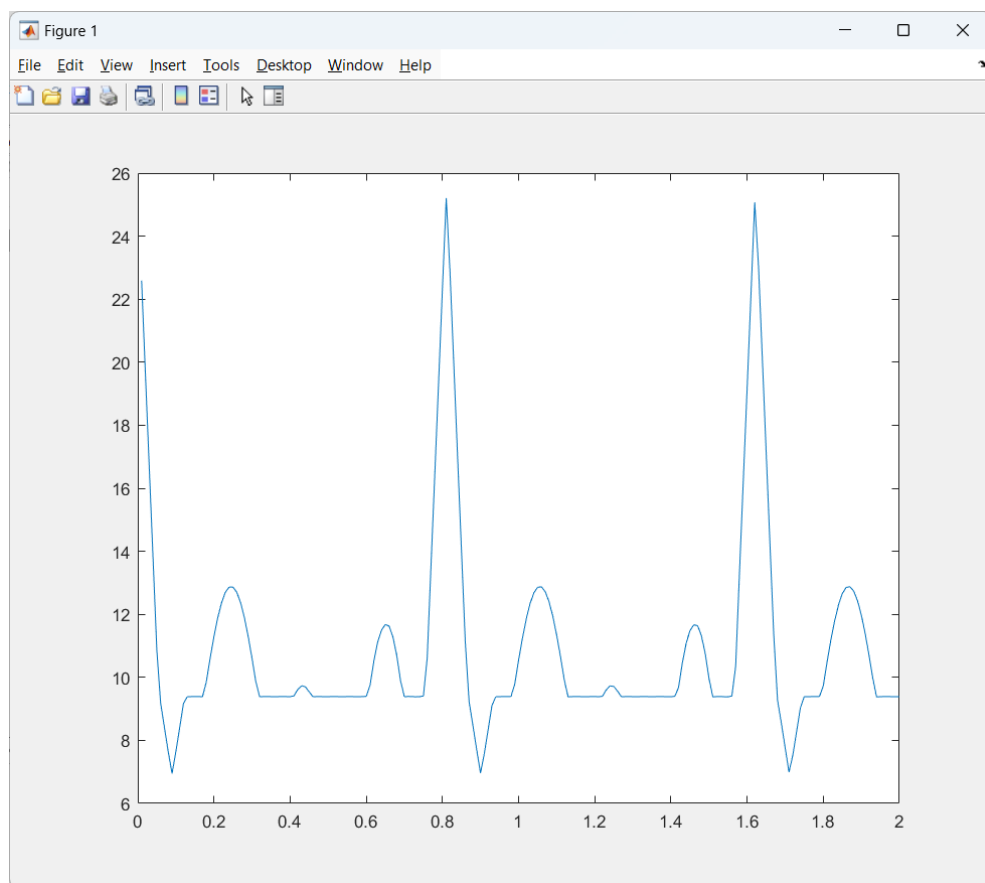


Рис. 3.2. Результат роботи основної програми.

За допомогою графічних інструментів можна спостерігати адитивність даного алгоритму.

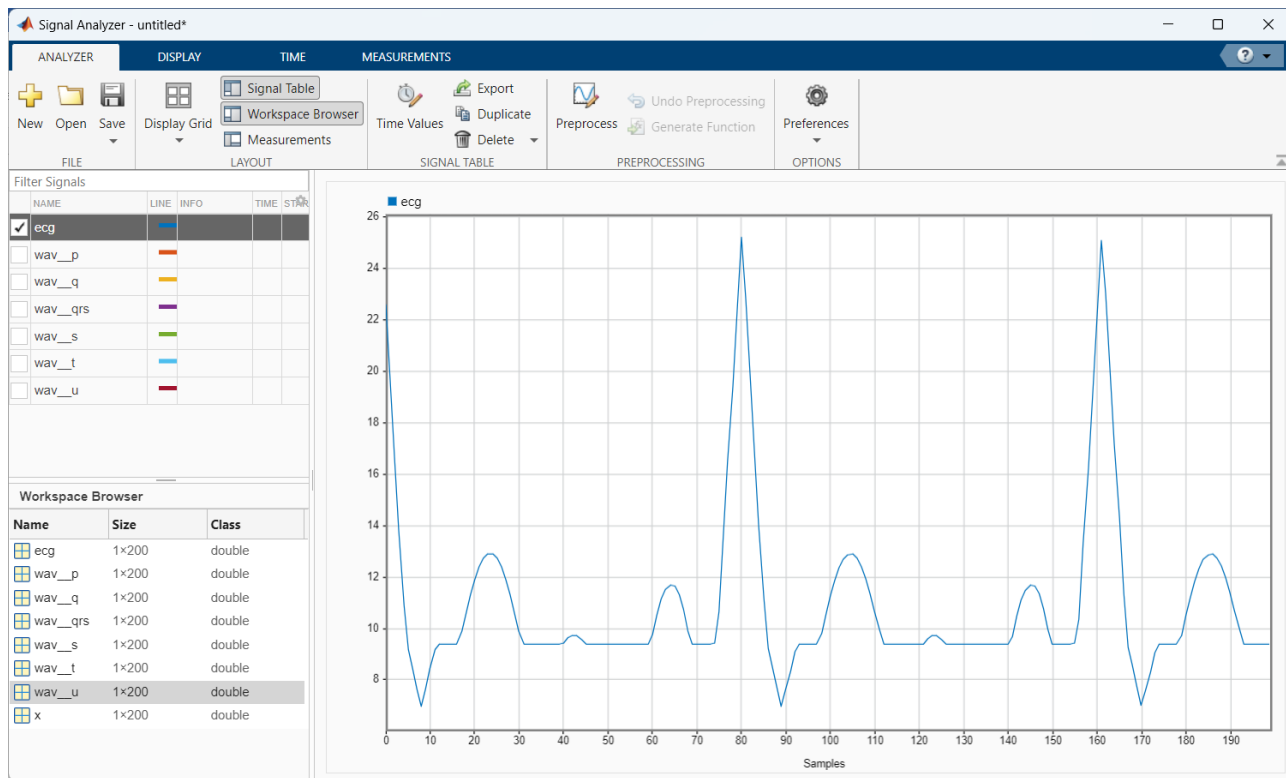


Рис. 3.3. Результируючий вектор суми всіх складових стигналу.

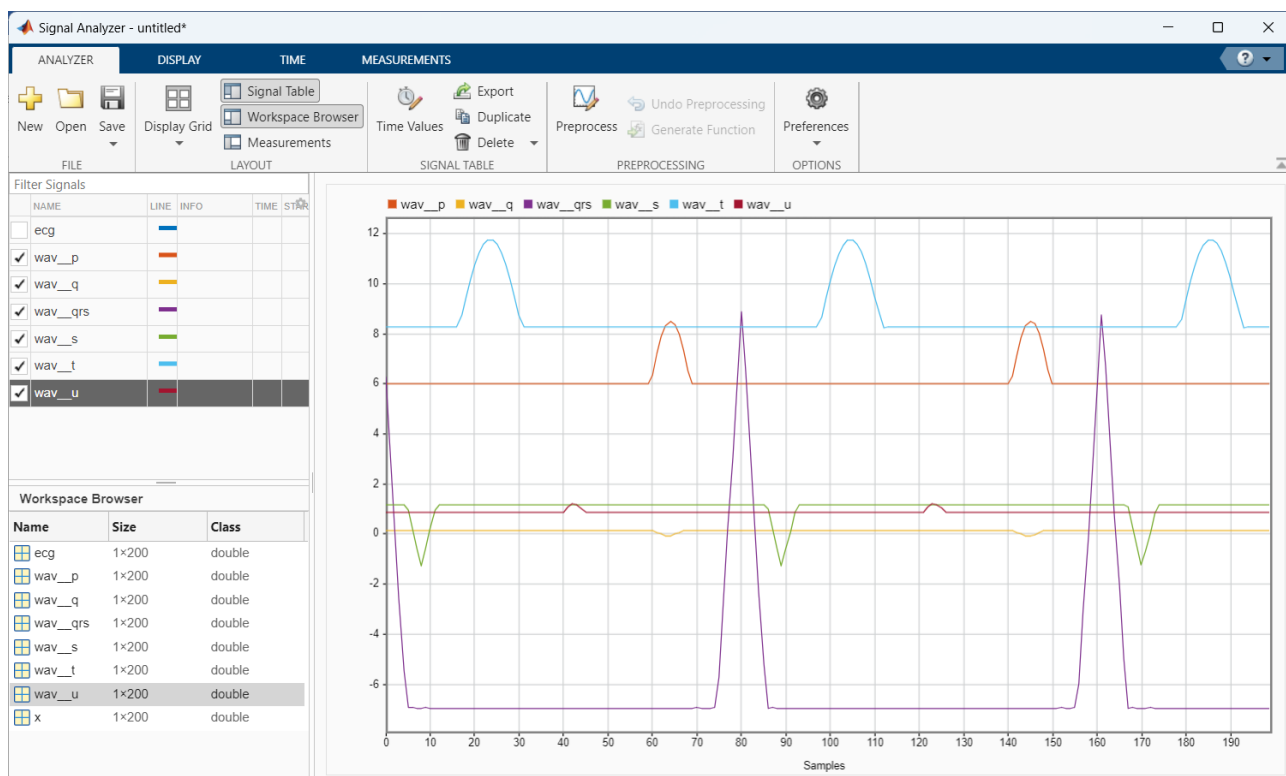


Рис. 3.4 Окремі складові обчислення гармонічних складових для всіх зубців стандартної ЕКГ.

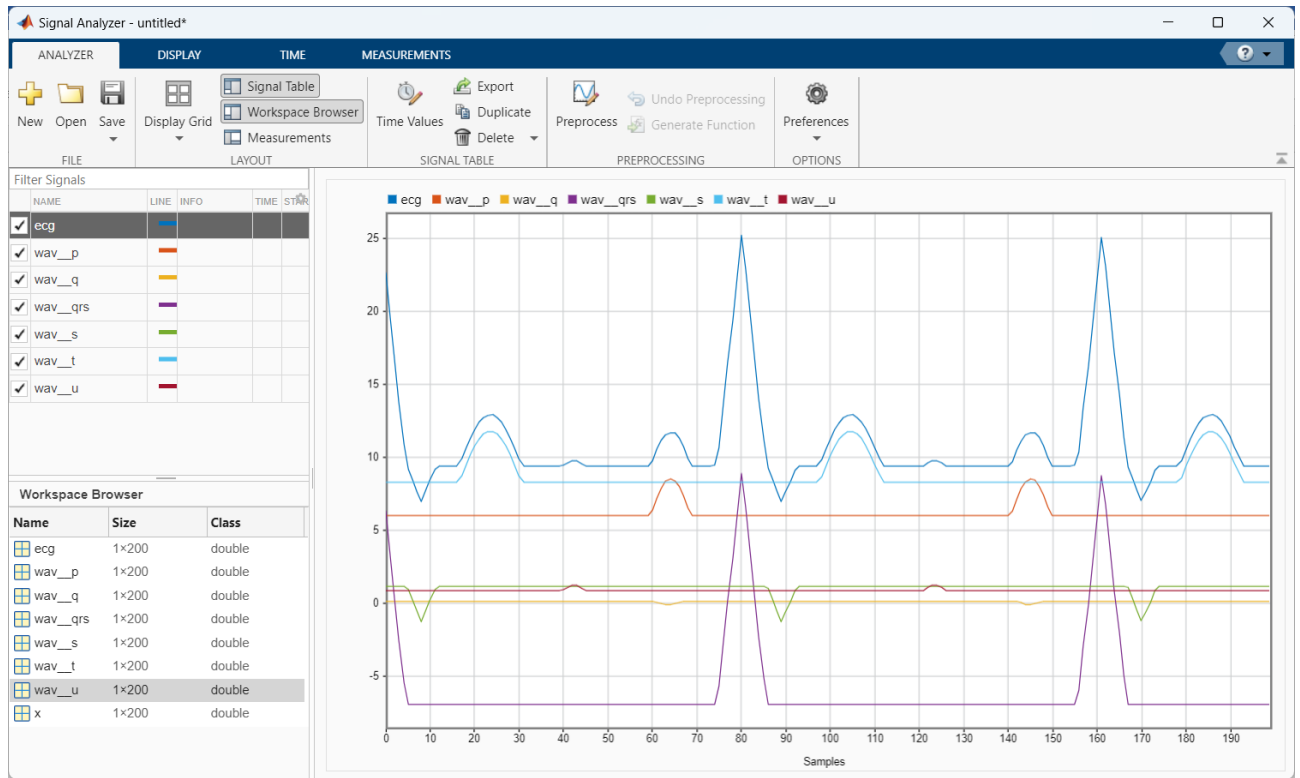


Рис. 3.5 Графічна демонстрація адитивності алгоритму синтезу штучної ЕКГ із функцій які реалізують обрахунок окремих зубців.

Висновки до III розділу.

1. Опрацьовано методологію застосування функцій Фур'є для опису періодичної функції складної форми в середовищі МАТЛАБ.
2. Визначено оптимальні коефіцієнти для розробленої моделі.
3. Написано програму побудови штучної ЕКГ.
4. Реалізовано інтерактивний вибір введення коефіцієнтів з клавіатури або побудови за рекомендованими коефіцієнтами.

РОЗДІЛ 4. СТВОРЕННЯ ВАРІАТИВНОСТІ ЗМІН ФОРМИ ГЕНЕРОВАНОЇ ЕКГ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ФІЗІОЛОГІЧНИХ ВІДХИЛЕНЬ ТА ЗОВНІШНІХ УМОВ.

4.1. Накладення шумів на сигнал ЕКГ які відповідають різним природним чинникам.

Для того щоб наш генератор ЕКГ максимально відповідав пристроям які використовуються для перевірки роботи автоматичних електрокардіографів та пристроїв автоматичного дистанційного збору кардіоданих він обов'язково повинен вміти накладати шуми та одиночні імпульси на вихідний сигнал.

Додавання шуму до сигналу ЕКГ у MATLAB можна зробити, використовуючи функцію випадкового шуму, наприклад, для імітації білого або гауссового шуму. Це дозволяє зробити сигнал більш реалістичним, зважаючи на шуми, які часто трапляються в реальних вимірюваннях.

4.1.1. Білий шум Гаусса

1. Додавання білого шуму

Білий шум – це рівномірно розподілений шум, що має однакову потужність у всіх частотах. Його можна додати до сигналу ЕКГ за допомогою функції `awgn`.

Синтаксис наступний

`% Додавання шуму`

`noisy_ecg = awgn(ecg, snr, 'measured');` `% awgn` додає білий гауссів шум

`ecg` – вхідний вектор раніше згенерованого сигналу,

`snr` – потужність шуму в логарифмічному співвідношенні корисного сигналу до сигналу шуму. Більше значення відповідає меншій зашумленості сигналу а менше, відповідно, більшому рівню.

Вихідний код видозміниться до наступного виду:

`% Налаштування інтенсивності шуму`

`%snr = 40;` `% Встановіть значення SNR (співвідношення сигнал/шум),`
наприклад, 20 дБ

`% Запит на вибір параметра SNR`

```

snr_input = input('Натисніть 1 для стандартного SNR = 20 дБ, або натисніть
2 для введення власного значення: \n');
if snr_input == 1
    snr = 20; % Значення SNR за замовчуванням
else
    snr = input('Введіть значення SNR (в дБ): ');
end
% Додавання шуму
noisy_ecg = awgn(ecg, snr, 'measured'); % awgn додає білий гауссів шум
figure;
plot(x, noisy_ecg);
title('Сигнал ЕКГ з білим шумом Гауса, SNR = ', num2str(snr), ' dB');
xlabel('час');
ylabel('Амплітуда');

```

Після виконання програмного коду отримуємо різні вигляди згенерованого ЕКГ які можна використати для тестування стійкості алгоритмів в кардіомоніторах, рис. 4.1-4.3.

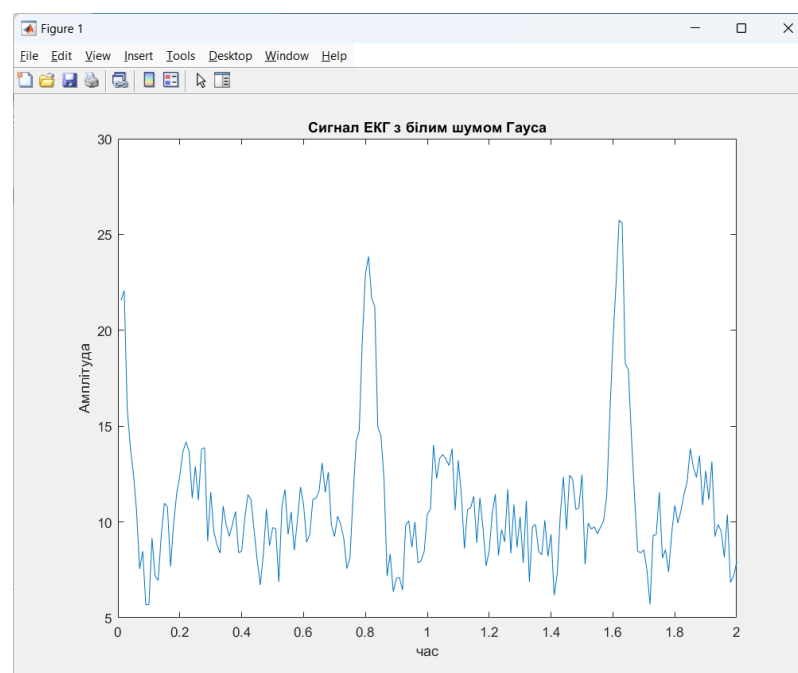


Рис. 4.1. Сигнал ЕКГ з білим шумом Гауса зі співвідношенням 20 дБ

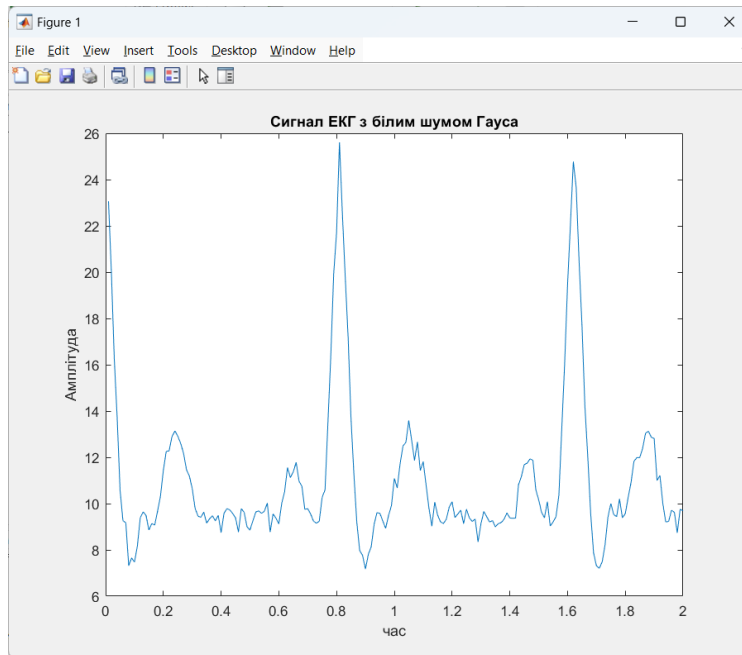


Рис. 4.2 Сигнал ЕКГ з білим шумом Гауса зі співвідношенням 30 дБ

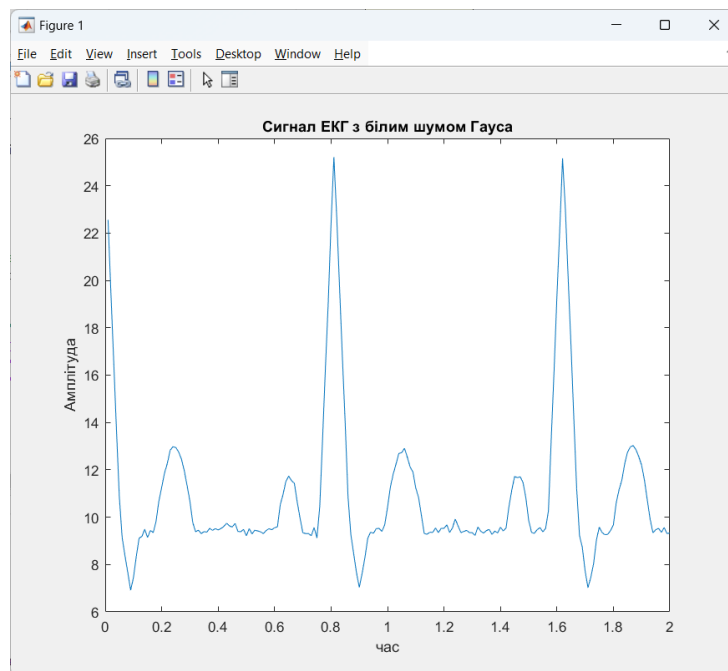


Рис.4.3. Сигнал ЕКГ з білим шумом Гауса зі співвідношенням 40 дБ

4.1.2. Шум Гаусса за нормальним розподілом.

Шум Гаусса (Gaussian Noise) в MATLAB це випадковий шум, що побудований за нормальним розподілом по функції Гаусса із заданим середнім значенням та стандартним відхиленням. Моменти цього розподілу узагальнюються по всьому векторі вхідних даних. Він використовується для моделювання реальних шумів, що виникають під час вимірювань у природних умовах. Його можна додати, використовуючи функцію `randn`. Ця функція `randn`

створює випадковий шум із нормальним розподілом, де середнє значення за замовчуванням дорівнює 0 а стандартне відхилення дорівнює 1.

Щоб додати шум Гаусса із певною амплітудою до сигналу спочатку треба масштабувати шум до потрібного рівня.

Код програми із вибором оптимальних масштабних коефіцієнтів подано нижче

```
% Запит на вибір рівня шуму Гаусса
noise_amplitude_input = input('Натисніть 1 для стандартного рівня шуму
Гаусса, або натисніть 2 для введення власного значення: \n');
if noise_amplitude_input == 1
    % Інтенсивність шуму
    noise_amplitude = 0.2; % Рівень шуму (чим більше значення, тим
сильніший шум)
else
    fprintf('\n Рівень шуму від 0.1 до 0.9 (чим більше значення, тим сильніший
шум) \n');
    noise_amplitude = input('Введіть рівень шуму: ');
end
% Генерація шуму
noise = noise_amplitude * randn(size(ecg)); % нормальний шум
% Додавання шуму
noisy_ecg = ecg + noise;
figure;
plot(x, noisy_ecg);
title('Сигнал ЕКГ з шумом Гаусса');
xlabel('час');
ylabel('Амплітуда');
```

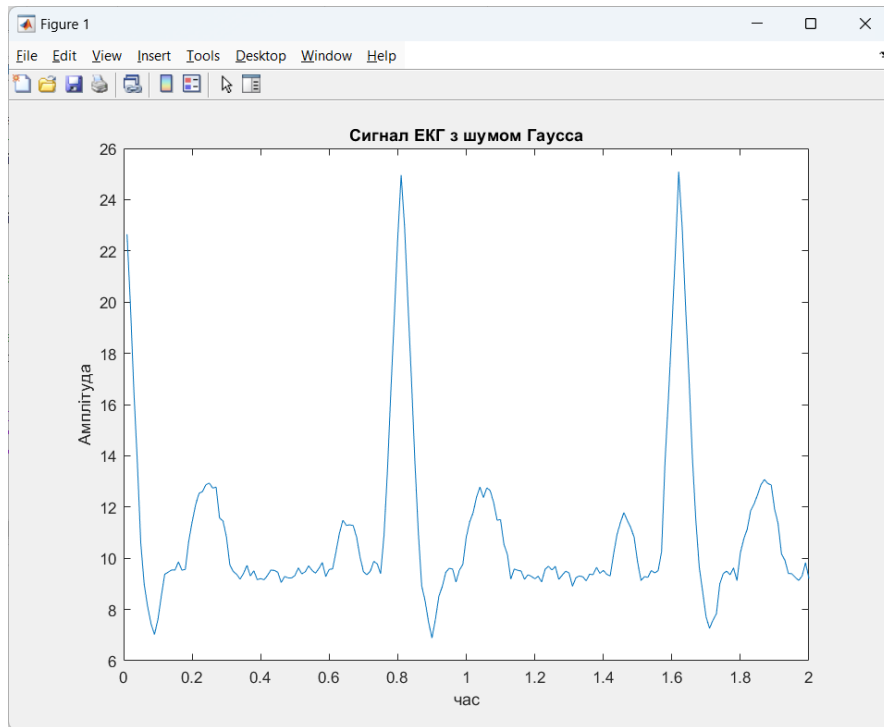


Рис. 4.4. Накладання шуму Гаусса з коефіцієнтом 0,2.

Щодо порівняння шуму Гаусса з нормальним розподілом та білим шумом по розподілу Гаусса то слід відзначити переваги `awgn` над `randn`

1. Контрольований рівень шуму: Завдяки встановленню SNR у дБ, відповідно шум легко контролюється по відношенню до рівня вхідного сигналу.
2. Автоматичне вимірювання сигналу: Опція 'measured' автоматично вимірює потужність сигналу, тому немає потреби додатково розраховувати масштаб шуму.

Також важливим для правильності накладання шуму на корисний сигнал є параметри для контролю інтенсивності шуму, наприклад, значення SNR у дБ:

Високе значення SNR (наприклад, 30–45 дБ) додасть слабкий шум.

Низьке значення SNR (наприклад, 10–15 дБ) призведе до сильного шуму, який сильно спотворить сигнал та навіть зробить його нечитабельним для будь-якого алгоритму.

В програмі реалізовано масштабування амплітуди, тобто, змінювати амплітуду шуму, наприклад, у виразі `noise_amplitude * randn(size(ecg))`.

Обидві функції `randn` і `awgn` допомагають додавати гауссовий шум, але вибір методу залежить від завдання: для перевірки електрокардіографів більш потрібен шум із заданою потужністю а для перевірки ручних браслетів навпаки

шум із заданим співвідношенням сигнал/шум (SNR) оскільки діапазон інтенсивності зовнішніх шумів в звичайних умовах набагато вищий ніж в приміщеннях де проводять класичні ЕКГ.

4.1.3. Періодичні шуми

Для додавання періодичного шуму, наприклад, схожого на мережевий шум (50 або 60 Гц), потрібно створити синусоїдальний сигнал і додати його до сигналу ЕКГ.

З урахуванням вище сказаного програмний код набуде наступного вигляду

```
% Частота шуму (наприклад, 50 Гц)
f_noise = 50;

% Амплітуда шуму
noise_amplitude = 0.5;

% Вибір коефіцієнта впливу з клавіатури або використання значення за
замовчуванням
choice = input('Натисніть 1, щоб використати стандартний коефіцієнт (0.5),
або натисніть 2, щоб ввести власне значення: ');
if choice == 1
    influence_coefficient = 0.5; % Значення за замовчуванням
    fprintf('Використовується коефіцієнт впливу за замовчуванням: %.2f\n',
influence_coefficient);
else
    influence_coefficient = input('Введіть значення коефіцієнта впливу: ');
    fprintf('Використовується введене значення коефіцієнта впливу: %.2f\n',
influence_coefficient);
end

% Генерація періодичного шуму
periodic_noise = influence_coefficient * noise_amplitude * sin(2 * pi * f_noise *
x);

% Додавання шуму до сигналу ЕКГ
noisy_ecg = ecg + periodic_noise;
```

% Графік результату

```
figure;
```

```
plot(x, noisy_ecg);
```

```
title('Сигнал ЕКГ з періодичним шумом');
```

```
xlabel('час');
```

```
ylabel('Амплітуда');
```

Для виконання цього фрагменту коду була розширена часова вісь обрахунку до 15сек і результат виконання відображений на рисунку 4.5.

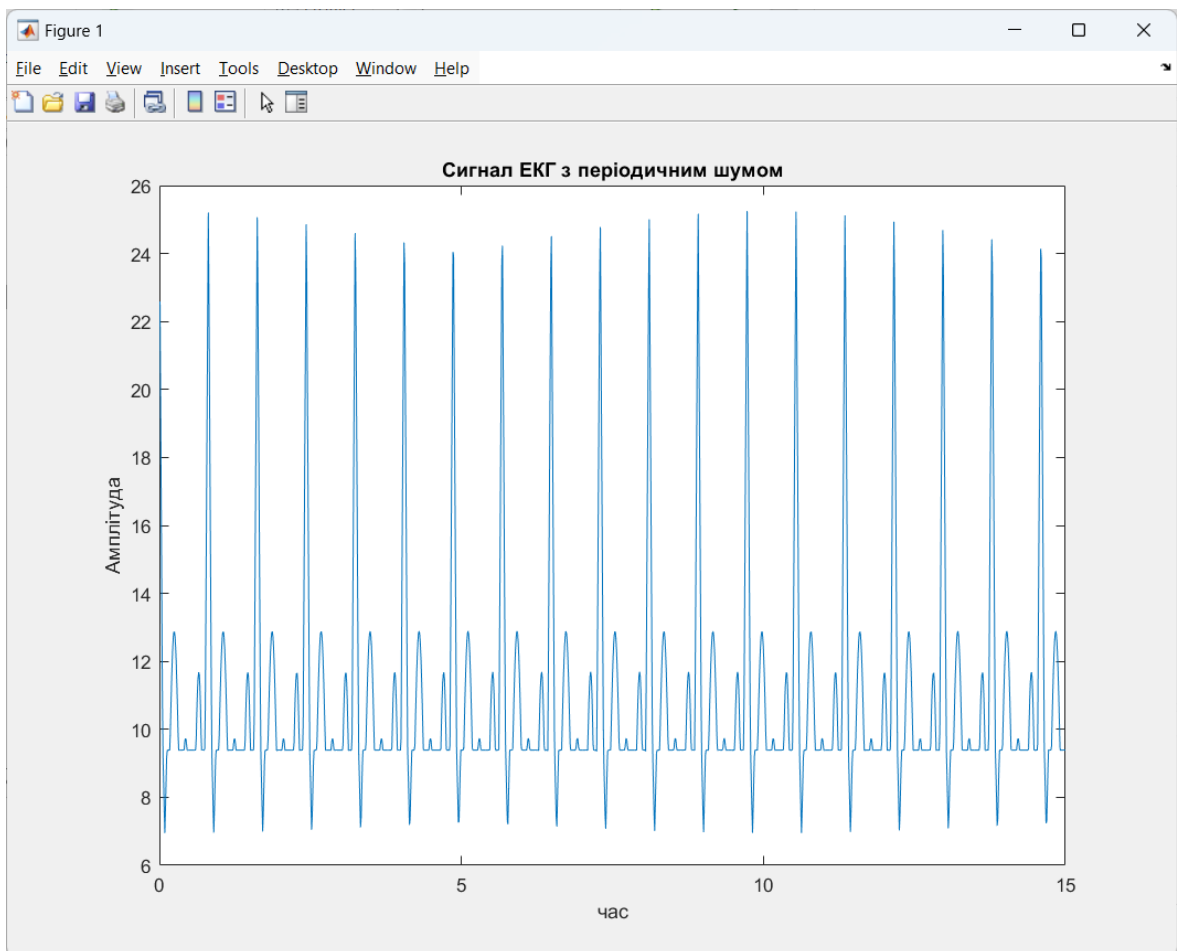


Рис. 4.5. Періодичний шум на сигналі ЕКГ.

4.2. Основні зміни форми ЕКГ при реєстрації як патологічних змін так і відхилень від нормального стану.

З інформації яку розглянуто в першому розділі відомо, що переважна більшість відхилень серцево-судинної системи від нормальної роботи, яку можна діагностувати як захворювання, складно оцінити тільки через вимірювання одного відведення ЕКГ а загальний діагноз це завжди комплекс змін в різних відведеннях. В рамках побудови генератора ЕКГ який дозволить обраховувати основні патологічні зміни класифікуємо загальні відхилення форми сигналу з кардіології які можна визначити по одному відведенні.

Відомо що кардіограма є періодично повторюваним комплексом спрямованих вгору і вниз зубців. Зубці на ЕКГ позначають латинськими літерами, кожна з яких надається певній ділянці сигналу. Порушення роботи серцевого м'яза починається з передсердь. На ЕКГ це відображається у вигляді зубця Р. У нормі він має висоту не більше 1-2 мм та тривалість 0,08-0,1 с. Відстань від початку зубця Р до зубця Q (інтервал PQ) демонструє час поширення збудження від передсердь до шлуночків. У нормі це 0,12-0,2 с. Порушення роботи шлуночків відображає комплекс зубців QRS. Його тривалість у нормі становить 0,06-0,1 с. При зниженні збудження шлуночків починає записуватися зубець Т. Інтервали ST і PQ у нормі виглядають подібним чином і по амплітуді різняться не більше ніж на 1 мм.

За один серцевий цикл прийнято відстань між двома найближчими зубцями R. Якщо підрахувати кількість цих циклів за одну хвилину, можна отримати частоту серцевого ритму. Інтервал TP відповідає розслабленому стану серцевого м'яза (діастолі), у цей час записується пряма лінія.

Зафіксуємо показники норми ЕКГ для дорослої людини:

- ✓ Частота серцевих скорочень 60-80 ударів за хвилину.
- ✓ Серцевий синусовий ритм який в нормі характеризується рівними інтервалами PR.
- ✓ RR (0,6-1,2 сек) – інтервал між верхніми точками тонів шлуночків, що характеризує сталість серцевих скорочень і дає можливість поррахувати їх частоту.

- ✓ PR інтервал: норма 120-200 мс.
- ✓ Інтервал PQ – норма 120-200 мс.
- ✓ Інтервал ST – 320 мілісекунд.
- ✓ Інтервал QT – норма не більше 420 мс.
- ✓ Комплекс QRS – норма від 60 до 100-120 мс.
- ✓ Р-зубець – 80 мілісекунд.
- ✓ Т-зубець – 160 мілісекунд.
- ✓ J-зубець: відсутні.

Також визначимо які результати кардіограми можуть свідчити про відхилення від нормальної роботи серця:

- ✓ Різні інтервали між R-зубцями свідчать про блокаду серця, миготливу аритмію, екстрасистолію, ненадійність синусового вузла.
- ✓ Зниження частоти серцевих скорочень (менше 60 ударів/хв) вказує на брадикардію, а підвищення (понад 90 ударів/хв) – про тахікардію.
- ✓ Укорочений інтервал P-Q говорить про синдром WPW, подовжений – про порушення скорочення серцевого м'язу.
- ✓ Розширення QRS вказує на блокаду ніжок Гіса та гіпертрофію шлуночків. Якщо немає просвітів то це свідчить про фібриляцію шлуночків або пароксизмальну тахікардію.
- ✓ Якщо комплекс QRS у формі прапорця – інфаркт.
- ✓ Широкий, високі або двогорбі зубці Р демонструють потовщення міокарда. А от якщо графік у вигляді «пилки» – мерехтіння передсердь.
- ✓ Високий, двогорбий чи гострий Т – відображає ішемію чи перевантаження серця. Якщо зубець зливається із прапорцевим R або S-T-інтервалом – гострий інфаркт.
- ✓ Глибокий чи широкий Q-зубець – це будь-яка форма інфаркту.

Отже за сформованими ознаками проведемо зміни в коді генератора які забезпечать можливість програмної реалізації вибору основних відхилень від нормальної роботи серцево-судинної системи.

4.3. Моделювання патологічних станів ЕКГ пов'язаних з серцевим ритмом.

Найпростішими для моделювання таких ЕКГ є брадикардія і тахікардія, оскільки напряду залежать від частоти серцевих скорочень. Для їхньої симуляції необхідно змінити часові рамки процесу моделювання, і порівняти результати для одного і того ж відрізка часу. Виберемо проміжок 5 сек.

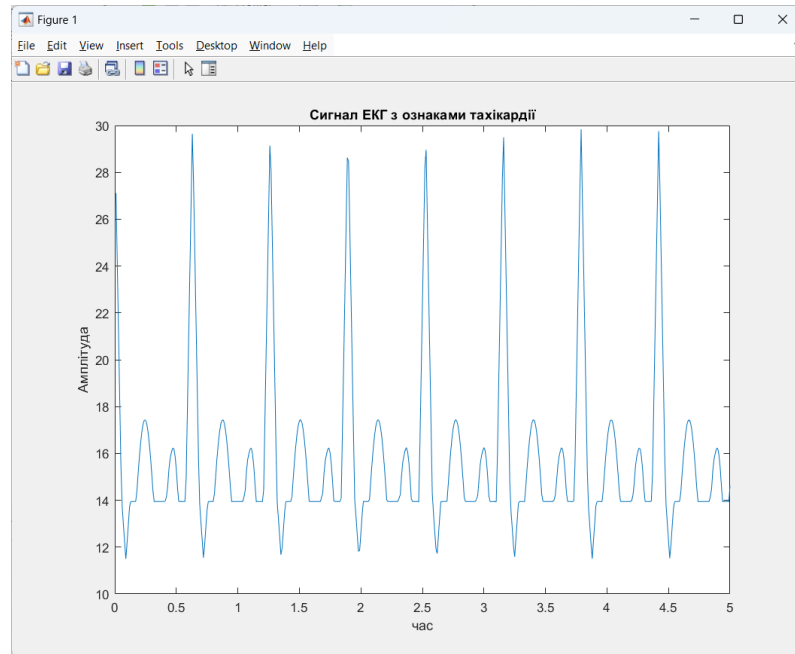


Рис. 4.6. Тахікардія.

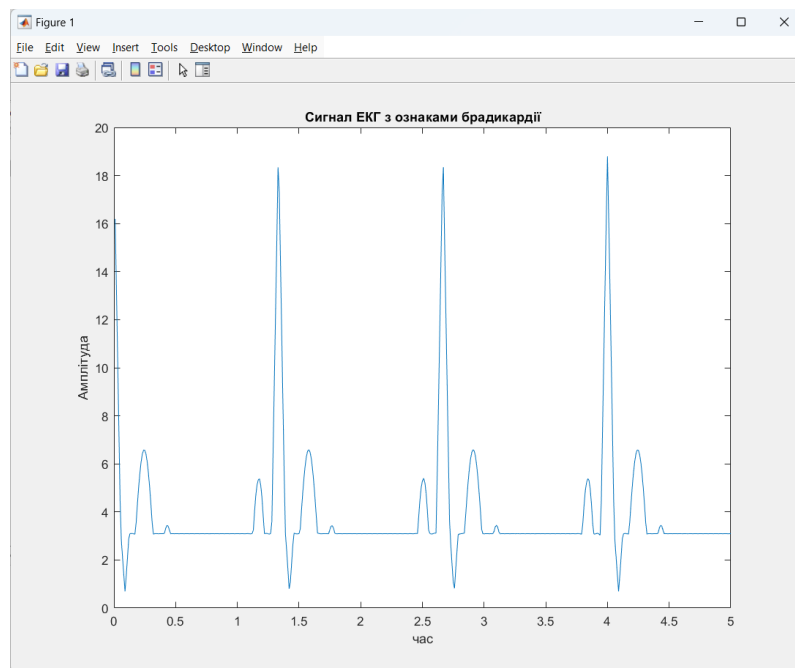


Рис.4.7. Брадикардія

Слід зауважити, що розроблена модель генерації штучної ЕКГ добре корелюється із проміжками основних зубців та комплексів а також плато розслаблення перикарда при наявності брадикардії зі знімками брадикардії з вікіпедії.



Рис. 4.8. Синусова брадикардія на ЕКГ, реєстрація зі швидкістю 25 мм/сек.

4.4. Генерація первинних змін ЕКГ при гострому інфаркті міокарда.

Цілком зрозуміло що розроблена модель генерації ЕКГ дозволяє гнучко змінювати не тільки часові інтервали а і будь-яку форму стандартних зубців ЕКГ. Оскільки пристрій генерації такого складного кардіосигналу пропонується використовувати для перевірки безпроводних пристроїв безперервного моніторингу, то особливо гостро постає проблема виявлення здатності їх реєструвати зміни на самих ранніх стадіях захворювання. Розглянемо які зміни форми ЕКГ можна зареєструвати при ранніх стадіях інфаркту міокарда. З кардіології відомо наступне: Найгостріша стадія (“стадія пошкодження”) може тривати від кількох хвилин до доби, рідше – до 2–3 діб. У перші хвилини появи хвороби на ЕКГ реєструються високі та симетричні “коронарні” зубці Т без змін сегмента ST і комплексу QRS. Саме вони відображають субендокардіальну ішемію. Ці зміни рідко вдається зареєструвати на класичних ЕКГ внаслідок їх швидкоплинності та короткому часі під час вимірювання. Далі з’являється елевація сегмента ST, що зливається з позитивним зубцем Т у “монофазну криву” внаслідок появи трансмурального пошкодження під електродом. Отже спробуємо згенерувати високі та симетричні зубці Т.

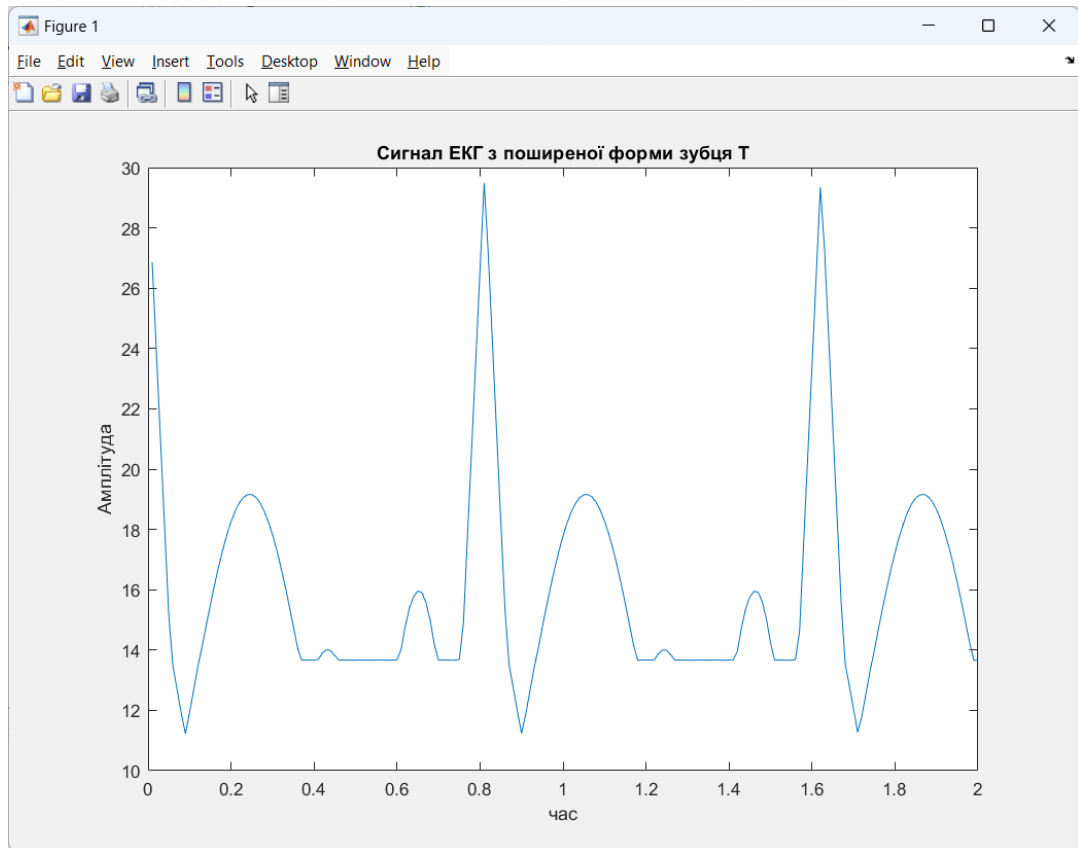


Рис.4.9. ЕКГ з ранніми ознаками інфаркту міокарда.

4.5. Зміни часових інтервалів основних зубців ЕКГ при аритмії.

Насамперед слід визначити, що аритмія це патологічний стан серця який характеризується значним порушенням серцевого ритму, його послідовності та амплітудних значень на різних періодах. Цей стан є надзвичайно небезпечним для кожної людини саме тому його моделювання на ЕКГ є одним із обов'язкових для класу пристроїв які розробляються в даній роботі. Одним із підтверджень цьому є наявність індикатора аритмії у вигляді блимаючого сердечка на кожному класичному цифровому тонометрі. Для моделювання такого стану можливо використати різні підходи, наприклад, у ряд стандартних серцевих ритмів можна включати послідовність ритму з іншою частотою а це в свою чергу дозволить забезпечити як варіативність послідовностей і чергувань цих ритмів так і амплітудну нестабільність для різних циклів. Змоделюємо дану ситуацію наступним чином: два цикли серцевого ритму з нормальною частотою а третій цикл з меншою, також потрібно розбити інтервал моделювання на два піддіапазони які відповідають часовому представленню двох циклів та одного особливого.

$$x=0.01:0.01:2.68;$$

```
x_1=0.01:0.01:1.34;
```

```
x_2=1.35:0.01:2.68;
```

Для кожного зубця буде вираховуватися свої функції, як приклад для зубця Р

```
wav__p_1=wav_p(x_1,wav_p_a,wav_p_d,wav_p_t,li_1);
```

```
wav__p_2=wav_p(x_2,wav_p_a,wav_p_d,wav_p_t,li_2);
```

аналогічно для інших зубців

В результаті отримуємо два вектори значень для кожного часового інтервалу `ecg_1` та `ecg_2`. Оскільки вектори визначені на своїх часових інтервалах для виведення результуючого вектора необхідно їх об'єднати

```
ecg_1_2 = [ecg_1, ecg_2];
```

І на завершення вивести результат `plot(x,ecg_1_2);`

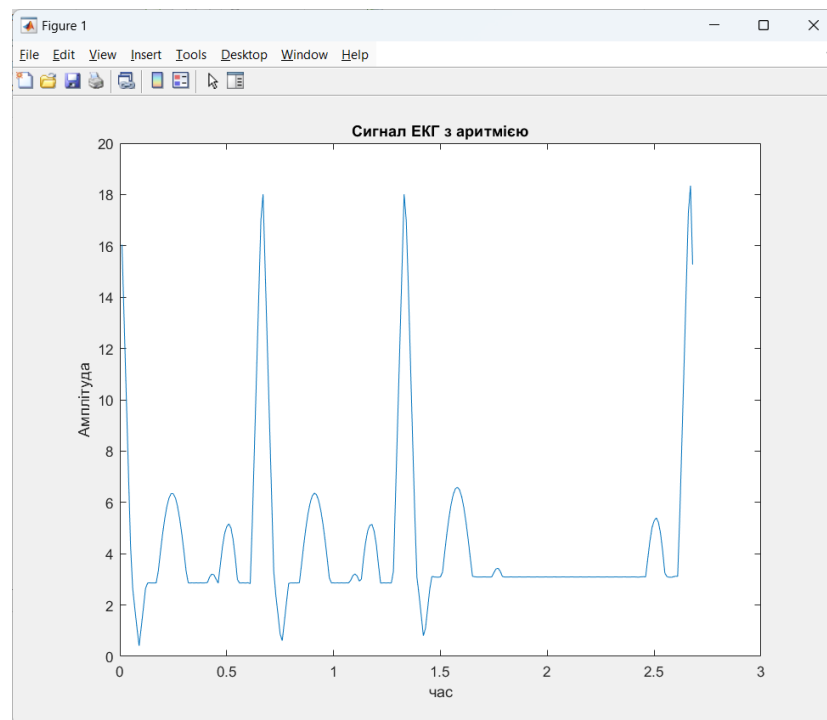


Рис. 4.10. Приклад генерації ЕКГ з аритмією.

Висновки до розділу 4.

1. Реалізовано можливість додавання двох видів шумів (білого шуму та шуму за нормальним розподілом Гаусса) з інтерактивним вибором їх параметрів та визначено їх оптимальне використання для кожного конкретного випадку.

2. Реалізовано накладання періодичних шумів, які в конкретному випадку, можуть бути схожі на природні шуми від побутової мережі 220В.
3. Визначено перелік патологічних станів при відхилення форми ЕКГ від нормально стану які можна визначити при знятті тільки одного відведення.
4. Проведено моделювання форм ЕКГ патологічних станів з відхиленням ритму як по частоті (тахікардія та брадикардія) так і послідовностей циклів різної частоти та форм для моделювання більшості видів аритмій.

Висновки:

1. Проаналізовано та систематизовано основні кардіологічні закономірності зміни форми ЕКГ від фізіологічних чинників.
2. Розроблена математична модель генерації ЕКГ реалістичної форми на основі адитивного підходу апроксимації основних зубців теорії ЕКГ за допомогою рівнянь Фур'є.
3. Визначено основні амплітудо-частотні коефіцієнти та часові зміщення базової ЕКГ реалістичної форми за допомогою інструменту апроксимації Curve Fitter середовища MATLAB із записів бази даних МІТ-ВІН (Normal Sinus Rhythm Database).
4. В середовищі MATLAB створений програмний комплекс який дозволяє генерувати математично створені ЕКГ реалістичної форми з наперед заданими амплітудно-часовими характеристиками які можуть імітувати цілий набір нормальних але різних за формою ЕКГ а також широкий спектр патологічних станів серцево-судинної системи.
5. Розроблено набір тестових алгоритмів побудови ЕКГ реалістичної форми які відповідають найпоширенішим захворюванням серцево-судинної системи.

Література.

1. <https://www.evm.ua/ru/testery-meditsinskogo-oborudovaniya/simuljatory-patsienta/simuljator-ekg-patsienta-seculife-ps100>
2. Настанова з кардіології, за редакцією члена-кореспондента АМН України Коваленко В.М., Моріон, Київ, 2009, 1368с. (ННЦ «Інститут кардіології ім. Н.Д. Стражеско» АМН України, 2009)
РУКОВОДСТВО ПО КАРДИОЛОГИИ, Под редакцией члена-кореспондента АМН Украины, профессора В.Н. Коваленко, Киев, МОРИОНЮ, 2008, 1424 с. (ННЦ «Інститут кардіології ім. Н.Д. Стражеско» АМН України, 2008)
3. Посібник «Внутрішні хвороби. Підручник, заснований на принципах доказової медицини 2018/19», ЕВМ Польського інституту доказової медицини (PIEVM) у складі редакторів: Голубовська О. А., Свінціцький А. С., Широбоков В. П., Губський Ю. І., Пасєчніков С. П.; автори – Губський Ю. І., Свінціцький А. С., Широбоков В. П., Medycyna Praktyczna, Kraków 2018
4. Основи ЕКГ, Джон Гемптон, Джоанна Гемптон, видавництво Медицина, Київ, 2020
5. Практичні аспекти сучасної кардіології. Видання 3-є, доповнене. Скибчик В.А., Соломенчук Т.М., видавництво БОНА, 2022
6. ЕКГ у практиці, Джон Гемптон, видавництво Медицина, 2020
7. Електрокардіографічна діагностика і лікування в невідкладній кардіології. Видання 4-є. Скибчик В.А., Видавництво "Магнолія 2006" Львів, 2023, 164с
8. Основи практичної електрокардіографії, Укрмедкнига Швед М.І., Укрмедкнига, 2023, 128.
9. Моделювання штучних електрокардіограм нормальної та паталогічної форми, Т.Ю. Беклер, Кибернетика и вычисл. техника. — 2012. — Вип. 169. — С. 19-33. (Наукова електронна бібліотека періодичних видань НАН України)
10. Програмно-технічний комплекс для генерації штучних електрокардіограм реалістичної форми, Л.С. Файнзільберг, Т.Ю. Беклер, Наука та інновації. — 2012. — Т. 8, № 4. — С. 89-98.
11. McSharry P.E., Clifford G., Tarassenko L., Smith L.A. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2003. — N 3. — P. 289–294.
12. Goldberger A.I. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, — 1992, — N 11. — P. 47–52.
13. Nearing B.D., Verrier R.L. Modified moving average analysis of T-wave alternans to predict ventricular fibrillation with high accuracy, Journal of Applied Physiology, 2002, — Vol.92. — P. 541–549.

14. Matlab модель генератора ЭКГ сигнала на основе частотного преобразования, М. А. Шишкин, О. А. Бутова, Л. В. Фетюхина, Е. Б. Ахиезер, О. И. Дунаевская, Вісник Національного технічного університету "ХПІ". Серія : Нові рішення в сучасних технологіях, 2018, - № 26(1). - С. 140-147.