ЗМІСТ

[ВСТУП 8](#_Toc435742257)

[1 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ОБРОБКИ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ 11](#_Toc435742258)

[1.1 Загальна характеристика проблеми 11](#_Toc435742259)

[1.2 Основні види біомедичних сигналів 12](#_Toc435742260)

[1.2.1 Електрокардіографія 13](#_Toc435742261)

[1.2.2. Електроенцефалографія 20](#_Toc435742262)

[1.2.3 Електроміографія 23](#_Toc435742263)

[1.3 Аналіз методів обробки ЕКГ сигналів 27](#_Toc435742264)

[1.4 Аналіз методів обробки ЕЕГ сигналів 28](#_Toc435742265)

[1.5 Аналіз методів обробки ЕМФ сигналів 29](#_Toc435742266)

[1.6 Вибір напрямку та обґрунтування задач дослідження 30](#_Toc435742267)

[2 ЦИФРОВА ФІЛЬТРАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ 32](#_Toc435742268)

[2.1 Фільтри зі скінченною імпульсною характеристикою 34](#_Toc435742269)

[2.1.1 Вейвлет-фільтрація 34](#_Toc435742270)

[2.1.2 Медіанна фільтрація 37](#_Toc435742271)

[2.2 Рекурсивні фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою 40](#_Toc435742272)

[2.2.1 Фільтр Чебишева 40](#_Toc435742273)

[2.2.2 Фільтр Батерворта 41](#_Toc435742274)

[2.2.3 Фільтр Калмана 41](#_Toc435742275)

[2.2.4 Фільтр Бесселя 43](#_Toc435742276)

[2.2.5 Еліптичний фільтр 43](#_Toc435742277)

[2.2.6 Фільтр Гауса 44](#_Toc435742278)

[2.3 Висновки до 2 розділу 44](#_Toc435742279)

[3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ 45](#_Toc435742280)

[3.1 Вибір виду вейвлет-перетворення та типу вейвлет-носія 46](#_Toc435742281)

[3.2. Метод аналізу кардіосигнала 49](#_Toc435742282)

[3.3 Виділення Р-QTS-T комплексів 54](#_Toc435742283)

[3.4 Висновки до 3 розділу 58](#_Toc435742284)

[4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ 59](#_Toc435742285)

[4.1 Вибір мови програмування 59](#_Toc435742286)

[4.2 Застосування бібліотеки ECG C++ library 60](#_Toc435742287)

[4.3 Огляд інтерфейсу користувача 61](#_Toc435742288)

[4.4 Аналіз отриманих результатів 64](#_Toc435742289)

[4.5 Висновки до 4 розділу 65](#_Toc435742290)

[5 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ 66](#_Toc435742291)

5.1 Технологічний аудит розробленої інформаційної технології обробки та реєстрації біомедичних сигналів 66

5.2 Розрахунок витрат на проведення досліджень 73

5.3 Наукові та практичні результати проведених досліджень 79

[ВИСНОВКИ 82](#_Toc435742292)

[ЛІТЕРАТУРА 85](#_Toc435742293)

[ДОДАТКИ 94](#_Toc435742294)

[Додаток А](#_Toc435742295) [(обов’язковий)](#_Toc435742296) [Акт впровадження розробки 95](#_Toc435742297)

[Додаток Б](#_Toc435742298) [(обов’язковий) Технічне завдвння 97](#_Toc435742299)

[Додаток В](#_Toc435742300) [(обов’язковий)](#_Toc435742301) [Структура оброки ЕКГ-сигналу 100](#_Toc435742302)

[Додаток Г](#_Toc435742303) [(обов’язковий)](#_Toc435742304) [Процедура визначення важливих параметрів кардіосигнала 101](#_Toc435742305)

Додаток Д (обов’язковий) Схема програми 102

Додаток Е (обов’язковий) Лістинг програми 103

ВСТУП

**Актуальність.** Всі види життя, від клітин до організмів, генерують сигнали біологічного походження. Такі сигнали можуть бути електричними (наприклад, деполяризація нервової клітини або біопотенціали серця). Такі біологічні сигнали можуть представляти інтерес для встановлення діагнозу, для моніторингу пацієнта, і біомедичного дослідження.

Найчастіше для реєстрації біомедичних сигналів використовуються електрографічні методи, які забезпечують вимірювання та контроль параметрів біомедичних сигналів у нормі та при фізіологічних або патологічних відхиленнях від норми.

Однак живі організми генерують великий потік сигналів, часто прихованих у фоні інших сигналів і компонентів шуму. Головна мета обробки біосигналів - відфільтрувати сигнали що нас цікавлять від фону і зменшити надмірний потік даних до декількох, але доречних параметрів.

Проведений аналіз показав, що не дивлячись на різноманіття існуючих методів обробки біосигналів, існуючи алгоритми виявляються недостатньо ефективними. Актуальність даної роботи визначається необхідністю розробки нових методів, які дозволять підвищити якість обробки при роботі з біосигналами.

**Зв’язок** **роботи** **з** **науковими** **програмами**, **планами**, **темами**.

Дослідження, результати яких наведені в магістерській дисертації, проводилися згідно планів наукових досліджень кафедри Автоматики та інформаційно-вимірювальної техніки Вінницького національного технічного університету та кафедри біофізики, інформатики та медичної апаратури Вінницького національного медичного університету. Робота впроваджена у Вінницькому національному медичному університеті, про що складено відповідний акт, наведений в додатку А.

**Мета і завдання дослідження.** Метою дослідження є підвищення швидкодії обробки біомедичних сигналів, збільшення якості обробки сигналів та покращення якості фільтрації сигналів.

Досягнення цієї мети вимагає вирішення наступних задач:

* проведення комплексного поглибленого аналізу існуючих систем обробки біосигналів та розробка загальної структурно-функціональної моделі системи обробки ЕЕГ, ЕКГ та ЕМГ сигналів;
* розробка і вивчення спеціальних алгоритмів обробки біосигналів та відповідного програмного забезпечення;
* проведення клініко-експерементальних досліджень з метою визначення адекватності роботи алгоритмів що розроблялись.

Технічне завдання наведене у додатку Б.

**Об’єкт дослідження** – процес обробки біосигналів.

**Предмет дослідження –** методи фільтрації біосигналів.

**Методи дослідження.** У процесі дослідження використовувалися методи аналізу біосигналів на основі вейвлет-перетворення.

**Наукова новизна отриманих результатів.**

* вперше запропоновано біортогональний вейвлет bior1.5 як базисний при обробці біосигналів. Дане рішення дозволило збільшити швидкодію обробки сигналів;
* у роботі запропоновано використання процедури порогової обробки, як інструмента для очищення кардіосигнала від шумів, що дозволило покращити очистку ЕКГ сигналу від гаусівського білого шуму та інших компонентів шумів в біосигналах;
* розроблений метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі вейвлет-перетворення в системі електрокардіографії дозволяє очистити біосигнал від шумів без втрати інформації та якісно визначити інформацію про Т та Р зубці ЕКГ. Окрім того запропонований метод дає високу якість визначення QRS-комплекса – одного з найважливіших комплексів при діагностуванні серцевих захворювань людини;

**Практичне значення одержаних результатів.**

Дослідження, проведені у даній роботі, дозволили розробити новий метод аналізу електрокардіограм, що вдосконалює існуючі. Значно було покращено якість визначення Р та Т зубців ЕКГ. З практичної точки зору, дане дослідження дозволить визначити відхилення роботи серця людини від норми.

**Особистий внесок здобувача**. Більшість результатів отримано автором самостійно. Магістрантом запропоновано використання процедури порогової обробки сигналів, для підвищення якості позбавлення від шумів. Автором було створене програмний додаток, який реалізує створену методику обробки електрокардіограм. У співавторстві була написана стаття[1], матеріали якої були використані при написанні даної роботи.

**Апробація результатів роботи.** Результати роботи були представлені на XLIV регіональній науково-технічній конференції професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів ВНТУ (м. Вінниця, 2015).

**Публікації.**

За результатами роботи було отримано патент на корисну модель[2].Частина використаних у дослідженні матеріалів була висвітлена у статті[1].

1 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ОБРОБКИ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

1.1 Загальна характеристика проблеми

Функціональний стан людини з точки зору медицини є одним з важливих показників стану її здоров’я. Оцінку функціонального стану організму людини проводять під час діагностично-лікувальних та профілактичних заходів в медичній практиці. Це важливо також для систем медичного страхування, охорони праці, розробки медичних експертних систем. Одним з напрямків є створення електронного паспорта здоров’я людини – бази даних, у якій зберігаються параметри, що характеризують функціональний стан всіх органів організму людини та критерії їх порівняльної оцінки. Для оцінки функціонального стану організму людини використовуються різні методи дослідження: електричні, електромагнітні, ультразвукові, люмінесцентні, біохімічні, механічні та ін. Одним з основних параметрів, який характеризує функціональний стан людини є біомедичний сигнал.

У медичній практиці для діагностичних цілей та контролю функціонального стану пацієнтів широко використовується апаратура, яка реєструє біомедичні сигнали та визначає їх параметри у нормі та при фізіологічних або патологічних відхиленнях від норми. Найчастіше для реєстрації біомедичних сигналів використовуються електрографічні методи, які забезпечують вимірювання та контроль біопотенціалів, що виникають природно або під впливом зовнішніх факторів у різних ділянках та органах організму людини.

Біопотенціал – електрична напруга, що виникає в клітинах, органах і тканинах живих організмів у процесі їхньої життєдіяльності. Різниця потенціалів між збудженою та незбудженою частинами окремих клітин характеризується тим, що потенціал збудженої частини клітини є меншим від потенціалу незбудженої частини. Для тканини різниця потенціалів визначається сукупністю потенціалів окремих клітин.

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

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

1.2 Основні види біомедичних сигналів

Найхарактернішими серед сигналів у медицині є електрокардіограма (ЕКГ), електроенцефалограма (ЕЕГ) та електроміограма. ЕКГ – це сигнал, який має такі властивості: він відображає електричну активність одного з найважливіших органів людини – серця, він найбільше вивчений з точки зору залежностей між виглядом сигналу та станом людини, його структурний опис має найбільшу індивідуальну і часову змінність, особливо при патологічних станах організму. Ця властивість робить його найціннішим і широковживаним з метою оперативного контролю стану людини [2].

Електроенцефалографія (ЕЕГ) - метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, що дозволяє проаналізувати його фізіологічні зрілість і стан, наявність осередкових уражень, загальмозкових розладів і їхній характер[3].

Полягає в реєстрації й аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку — електроенцефалограми (ЕЕГ). ЕЕГ може зніматися як зі скальпу, так і з глибоких структур мозку.

Електроміографія - це діагностика біоелектричних потенціалів у м'язі при порушенні (скороченні) м'язових волокон. Вперше на людині застосував електроміографію ще в 1907 році німецький вчений Г. Піпер. В даний час електроміограф - це комп'ютерна система, яка записує біопотенціали, посилює їх, обраховує амплітуду, частоту і тривалість латентних періодів, знижує «шуми», проводить стимуляцію і аналіз [4].

1.2.1 Електрокардіографія

Електрокардіографія (скорочено ЕКГ) — це метод графічної реєстрації електричних явищ, які виникають у [серцевому м'язі](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%B5%D1%80%D1%86%D0%B5) під час його діяльності, з поверхні тіла. Криву, яка відображає електричну активність [серця](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%B5%D1%80%D1%86%D0%B5), називають електрокардіограмою (ЕКГ). Таким чином, ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його [збудження](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%97%D0%B1%D1%83%D0%B4%D0%B6%D0%B5%D0%BD%D0%BD%D1%8F).

Електрокардіографія є одним з основних методів дослідження серця і діагностики захворювань [серцево-судинної системи](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%B5%D1%80%D1%86%D0%B5%D0%B2%D0%BE-%D1%81%D1%83%D0%B4%D0%B8%D0%BD%D0%BD%D0%B0_%D1%81%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B5%D0%BC%D0%B0). ЕКГ є незамінним у діагностиці порушень ритму і провідності, гіпертрофій, [ішемічної хвороби серця](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%86%D1%88%D0%B5%D0%BC%D1%96%D1%87%D0%BD%D0%B0_%D1%85%D0%B2%D0%BE%D1%80%D0%BE%D0%B1%D0%B0_%D1%81%D0%B5%D1%80%D1%86%D1%8F). Цей метод дає можливість з великою точністю говорити про локалізацію вогнищевих змін [міокарда](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%9C%D1%96%D0%BE%D0%BA%D0%B0%D1%80%D0%B4), їх розповсюдженість, глибину і час появи. ЕКГ дозволяє виявити дистрофічні й склеротичні процеси в міокарді, порушення електролітного обміну, що виникають під впливом різних токсичних речовин. ЕКГ широко використовують для функціонального дослідження серцево-судинної системи. Поєднання електрокардіографічного дослідження з функціональними пробами допомагає виявити приховану коронарну недостатність, перехідні порушення ритму, проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними порушеннями роботи серця [5].

Традиційна система реєстрації ЕКГ має 12 відведень: 3 стандартних (І, ІІ, ІІІ), три посилених однополосних відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) і шість грудних однополосних відведень (V1-V6).

Така система ЕКГ-реєстрації може бути забезпечена 8-канальною біполярною реєстрацією з накладанням 4 електродів на кінцівки і 6 грудних електродів, які мають стандартне маркування:

* R – права рука;
* L – ліва рука;
* F – ліва нога (нейтраль);
* G – права нога (загальна земля для реєстру вальної апаратури. В випадку двопровідної схеми побудови біопідсилювачів відведення від правої ноги не вимагаються);
* Ci – грудні електроди, і = 1…6.

На рисунках 1.1 і 1.2 зображені схеми відведень, які використовуються в клінічній практиці.

Будь яка ЕКГ складається з декількох зубців, інтервалів та сегментів, які відображають процес розповсюдження хвилі збудження по серцю:

* Р-зубець – відбиває збудження (деполяризацію) передсердя: в перші 0,02-0,03 секунди збуджується тільки праве передсердя (висхідне коліно зубця Р), в наступні 0,02-0,03 секунди – праве передсердя, міжпередсердна перегородка, ліве передсердя (вершина зубця Р), в останні 0,02-0,03 секунди – тільки ліве передсердя (низхідне коліно зубця Р). Загальна тривалість зубця Р складає 0,06-0,11 секунди. Зубець Р може бути додатнім, від’ємним, двофазним, ізоелектричним;
* PQ-сегмент – це час передсердно-шлуночкової провідності, що вимірюється від початку зубця Р до початку першої відповіді, і відповідає діастолі серця. Він складається з зубця Р та сегмента PQ, який розміщений на нульовій лінії і відображає поширення хвилі збудження по провідній системі. Нормальна тривалість інтервалу PQ – від 0,12 до 0,2 секунди і залежить від частоти серцевих скорочень;

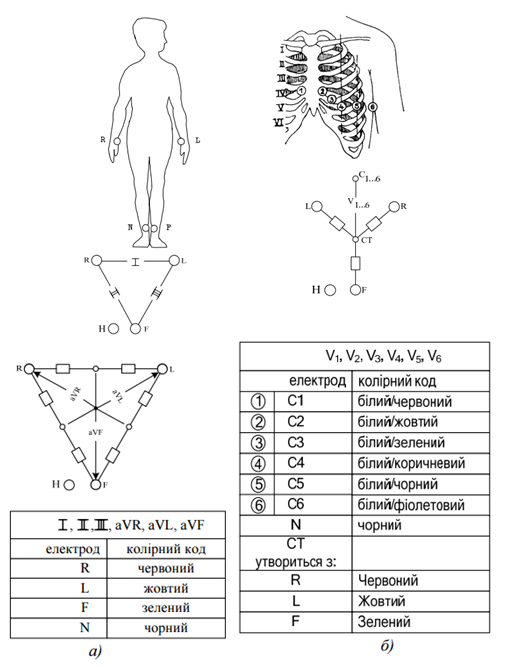


Рисунок 1.1 – Схеми відведень ЕКГ: а) за Ейнтгофеном та Гольдбергером

б) за Вільсоном

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

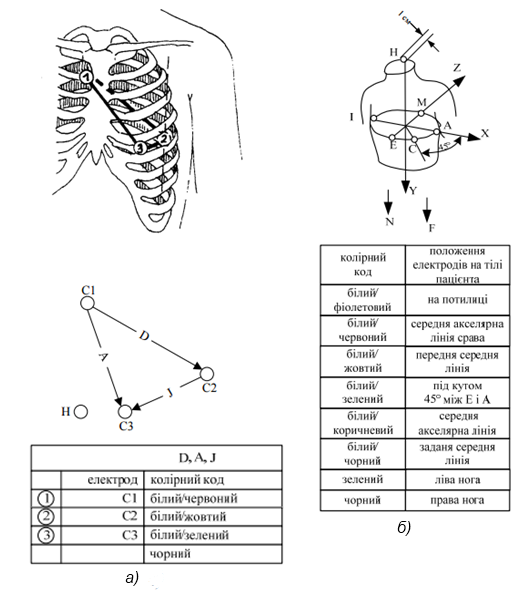


Рисунок 1.2 – Схеми відведень ЕКГ: а) за Небом б) за Франком

* QRS-комплекс. Зубці Q,R,S,T складають шлуночків комплекс. Інтервал QRS характеризує поширення збудження по міокарду шлуночків, вимірюється від початку зубця Q до кінця зубця S, тривалість його коливається від 0,06 до 0,1 секунди. Всякий додатний зубець цього комплексу позначають як зубець R, за ним йде від’ємний зубець S;

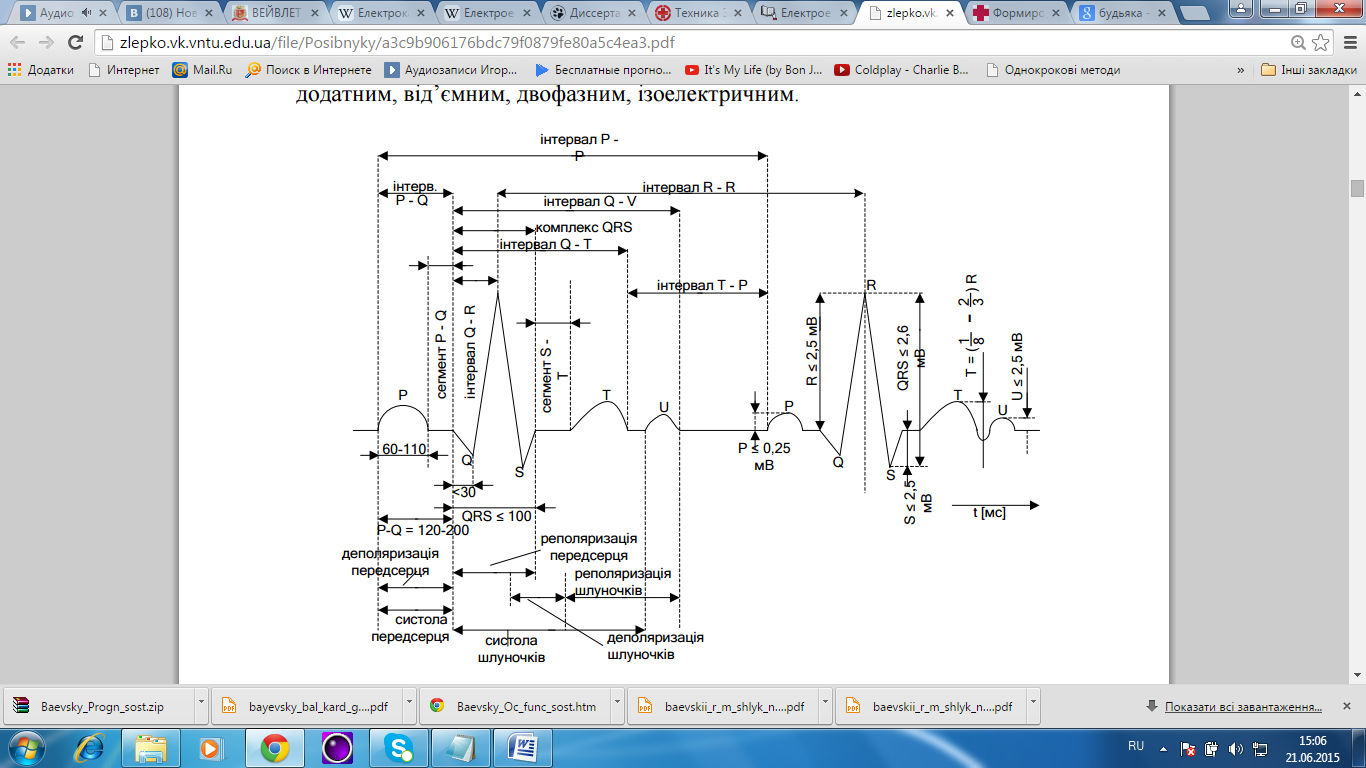


Рисунок 1.3 – Стандартна ЕКГ

* Т-зубець відповідає процесам припинення збудження шлуночків. Він може бути додатним, від’ємним і двофазним. За формою зубець Т нагадує трикутник з пологим підйомом, закругленою вершиною та крутим спуском;
* сегмент QRST, що називається електричною систолою, вимірюється від початку зубця Q до кінця T. Тривалість цього інтервалу залежить від статі, віку та частоти серцевих скорочень;
* U-зубець. Інколи за зубцем Т через 0,02 – 0,04 секунди після його закінчення йде зубець U – змінюваний і невеликий. Визначається здебільшого в відведеннях V2-V4.

Склад запису електрокардіосигналу (ЕКС):

* ЕКС записується тріадами (синхронно по 3 відведення). Довжина кожної тріади – не менше 6 секунд, для аналізу аритмії – не менше 18 секунд;
* вхідна частина системи повинна відповідати стандартам щодо електрокардіографії, в кожному каналі повинен бути один або декілька калібровочних імпульсів тривалістю не менше 100 мс;
* частота дескритезації при введенні в ЕОМ – не менше 250 Гц по кожному каналу ЕКС. Точність перетворення не менше 8 біт при постійному кроці квантування. Вага старшого розряду відповідає 2,5 мВ, приведеного до входу.

Логічна структура даних:

а) ідентифікатор пацієнта:

- прізвище – 20 символів;

- ім’я – 1 символ – 1 буква імені;

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

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

- резерв – 1 символ;

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

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

б) додаткова інформація про пацієнта:

- номер пацієнта або ЕКС – 5 символів;

- дата реєстрації: рік – 2 символи, дві останні цифри року народження, місяць - 2 символи, день – 2 символи, година – 2 символи, хвилина – 2 символи;

- пункт реєстрації;

- зріст – 3 символи. Три цифри зросту в см.;

- вага – 3 символи. Три цифри маси в кг;

- конституція – 1 символ; нормостенічна – 1; астенічна – 2; гіперстенічна – 3; даних немає – 0;

- ступінь фізичного розвитку – 1 символ: висока – 1; низька – 2; нормальна – 3; даних немає – 0;

- виражена деформація грудної клітини – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;

- наявність штучного водія ритму – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;

- м’язове тремтіння в момент реєстрації – 1 символ: є – 1; немає – 2; даних немає – 0;

- медикаменти – 6 символів. Це код медикаментів, які використовують пацієнти;

- АТ – 6 символі. 3 перших – систолічний тиск, 3 останніх – діастоличний тиск;

Зміст даних файла - наявність зареєстрованих тріад – 30 символів, кодується 2-ма символами.

До складу кожного відведення ЕКС входять:

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

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

Кожний запис складається з трьох полів: покажчик загальної довжини запису в байтах – чотири байти, ідентифікатор запису – чотири байти, дані від 8 до 3530 байт.

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

Ідентифікатор запису складається з:

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

Далі йдуть записи:

* таблиці результатів вимірювань (ідентифікатор TMSR);
* комп’ютерного ЕКС висновку (ідентифікатор COCO);
* лікарняного ЕКС висновку (ідентифікатор FICO);
* клінічного діагнозу (ідентифікатор CDSM).

В останні роки в медичній техніці чітко просліджується тенденція – доручити самому пацієнту виконання частини діагностичних процедур для того, щоб максимально звільнити час лікаря для спілкування з пацієнтом і відповідно для збільшення кількості хворих, обстежених ним протягом робочого часу. Це висуває нові, достатньо складні вимоги до медичної техніки, які і повинні вирішувати фахівці БТМАС та інших медико-технічних та інженерних напрямків [5].

1.2.2. Електроенцефалографія

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

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

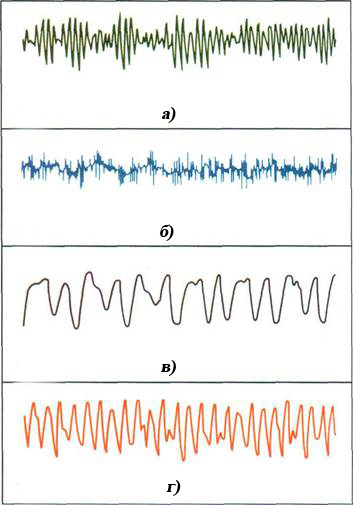


Рисунок 1.4 – Основні ритми ЕЕГ: а) альфа-ритм; б) бета-ритм;

в) дельта-ритм; г) тета-ритм

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

Бета-ритм (β-ритм) – ритм з частотою 14-40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного безсоння і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β-ритм пов'язаний з соматичними, сенсорними, руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію. При виконанні або навіть розумовому поданні руху β-ритм зникає в зоні відповідної коркової проекції. Нерідко розрізняють два діапазони β-ритму: β1 з частотою 14-18 Гц і β2 з частотою 18-40 Гц. Зазвичай β-ритм виражений достатньо слабко (3-7мкВ) і може маскуватися шумами ЕМГ.

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

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

Спайк – це різкий сплеск гострої форми, тривалістю 5-50 мс і амплітудою до сотень або навіть тисяч мікровольт. Спайки можуть мати і менші амплітуди, що залежить від розміру і глибини залягання джерела цих коливань і орієнтації цього джерела відносно реєструючи електродів. Спайки мають поверхнево-негативну фазу, тобто під електродом, під’єднаним до інвертую чого входу підсилювача, джерело цього типу потенціалів дасть на записі пік з загостреною вершиною направленою вверх. Спайки найчастіше групуються в короткі або довші пачки, утворюючи феномен, що носить назву «множинні спайки» [2].

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

Відведення біопотенціалів виробляються двома способами: монополярним і біполярним. Монополярний спосіб відведення проводиться виміром різниці потенціалів, що відводяться від однієї активної точки - від електрода на поверхні скальпа у відповідній зоні мозку та іншої точки, умовно прийнятої за «індиферентну» (референтний електрод). «Індиферентно» точці частіше приймають мочку вуха на яку закріплюється електрод. Рідше як індиферентного електрода використовують сумарний електрод - узагальнене відведення від усіх електродів на скальпа [7].

1.2.3 Електроміографія

Електроміографія — це метод функціонального дослідження м’язової системи, що дозволяє графічно реєструвати біопотенціали м’язів. Реєстрація біопотенціалів дозволяє визначити стан і функціональні можливості різних тканин. Для цих потреб використовують багатоканальний електроміограф і спеціальні датчики — нашкірні електроди. Електроміографію проводять для вивчення активності навколоротових м’язів, якщо є підозра на захворювання скронево-нижньощелепного суглоба тощо.

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

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

В цілому електроміографічні методи можна поділити на 3 сукупності:

* нативна ЕМГ – це реєстрація ЕМГ при повному розслабленні м’яза, коли динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ;
* спонтанна ЕМГ – ЕМГ при функціональному навантаженні м’яза або при рухах кінцівок;
* стимуляційна ЕМГ – використовує електричне подразнення м’язів, при якому вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на м’яз;

Реєстрація потенціалів проводиться за допомогою нашкірних або голчастих електродів.

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

Робота м'язів залежить від якості самих м'язових волокон і від повноцінної роботи нервів, які проводять нервовий імпульс з спинного і головного мозку. За порушення електричної активності м'язів можна судити про наявний захворюванні з патологією м'язової тканини, визначити причину слабкості (паралічу) м'язи, її сіпань [8].

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

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

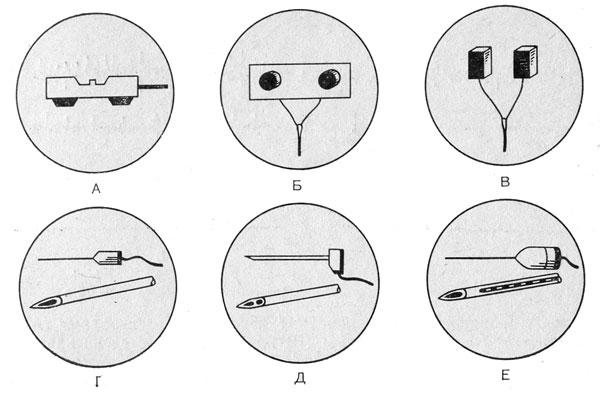


Рисунок 1.5 – Типи ЕМГ електродів (схематично): а) концентричний,

б) біполярний, в) моно полярний, г) мкльтиелектрод, д) нашкірний,

е) концентричний електрод в м’язі.

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

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

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

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

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

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

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

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

1.3 Аналіз методів обробки ЕКГ сигналів

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

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

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

1.4 Аналіз методів обробки ЕЕГ сигналів

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

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

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

1.5 Аналіз методів обробки ЕМФ сигналів

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

Традиційні методи аналізу сумарної електроміограми (ЕМГ) базуються на розрахунку статистичних параметрів (середнє арифметичне амплітуди і частоти імпульсів) та візуальній оцінці по загальному вигляду ЕМГ в відповідності з класифікацією Ю.С. Юсевич. Запровадження інформаційних технологій в медицину заклало «фундамент» для появи нових методів обробки та аналізу електроміограм, і як результат – розширення можливостей електроміографії в клінічній електрофізіології. На даний момент в функціональній діагностиці все більш широко застосовуються різноманітні методи обробки ЕМГ сигналів: лінійний і нелінійний аналіз, методи частотно-часового перетворення, спектральні метооди та інші[12]. Варто зауважити, що в літературі відсутні порівняння результатів дослідження електроміограм (ЕМГ) сигналів, отриманих при різноманітних параметрах реєстрації.

1.6 Вибір напрямку та обґрунтування задач дослідження

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

Крім біосигналів, зумовлених активністю організму, на тілі людини відзначаються сигнали, пов’язані з методом відведення потенціалів, а також зовнішні наведені перешкоди.

Тому головною задачею обробки є фільтрація, яка дозволяє відділити сигнал, що становить інтерес, від шумового фону. Методи фільтрації базуються на використанні різниці властивостей корисного сигналу і шумової компоненти (завади)[14].

Наведений вище огляд показує, що для різноманітних видів біосигналів використовується цілий ряд алгоритмів та методів. Всі алгоритми адаптуються під спосіб отримання сигналу, його властивості.

Найбільш поширені підходи обробки сигналів:

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

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

Таким чином напрямом розробки було обрано створення способу обробки ЕЕГ сигналу. Новий спосіб повинен дозволити збільшити швидкодію обробки електрокардіограми і головне збільшити якість фільтрації сигналу.

Для реалізації поставленої мети необхідно розв’язати наступні задачі:

* визначити оптимальний спосіб цифрової фільтрації ЕКГ сигналу;
* проаналізувати існуючі системи обробки електрокардіограм, їх якість, швидкодію.

2 ЦИФРОВА ФІЛЬТРАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

Терміном цифровий фільтр називають апаратну або програмну реалізацію математичного алгоритму, входом якого є цифровий сигнал, а виходом – інший цифровий сигнал, форма якого і амплітудна та фазова характеристики спеціальним чином модифіковані [15]. На відміну від цифрового [аналоговий фільтр](https://uk.wikipedia.org/w/index.php?title=%D0%90%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D0%BE%D0%B2%D0%B8%D0%B9_%D1%84%D1%96%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80&action=edit&redlink=1) має справу з аналоговим сигналом, його властивості недискретні, відповідно [передаточна функція](https://uk.wikipedia.org/w/index.php?title=%D0%9F%D0%B5%D1%80%D0%B5%D0%B4%D0%B0%D1%82%D0%BE%D1%87%D0%BD%D0%B0_%D1%84%D1%83%D0%BD%D0%BA%D1%86%D1%96%D1%8F&action=edit&redlink=1) залежить від внутрішніх властивостей його складових елементів [16].

Інтенсивний розвиток цифрової техніки не означає, що повинні бути відкинуті і забуті аналогові фільтри. Кожний із типів фільтрів, кожний метод обробки сигналів має власні переваги та недоліки і в залежності від конкретних умов варто застосовувати той чи інший тип фільтрів.

Основною перевагою цифрових фільтрів перед аналоговими є можливість реалізації складних алгоритмів обробки сигналів, котрі не можуть бути створені за допомогою аналогової техніки, наприклад адаптивних алгоритмів, які змінюються при зміні параметрів сигналу входу.

Точність обробки сигналу цифровими фільтрами визначається точністю розрахунків що виконуються. Вона може бути не порівняно вище точності обробки сигналу в аналогових фільтрах.

Одним із джерел похибки аналогових фільтрів є нестабільність їх параметрів, яка викликається коливаннями температури, старінням, зміною джерела живлення та іншими зовнішніми факторами впливу. В цифрових фільтрах ці неприємні ефекти відсутні.

При розробці цифрових фільтрів не виникає задача узгодження навантажень.

При обробці низькочастотних і інфранизькочастотних сигналів елементи пасивних аналогових фільтрів (індуктивні катушки і конденсатори) виявляються дуже великими. В цьому випадку цифрові фільтри більш компактні [17].

Отже, підсумовуючи, перевагами цифрових фільтрів перед аналоговими є:

* висока точність (точність аналогових фільтрів обмежена допусками на елементи);
* на відміну від аналогового фільтру [передаточна функція](https://uk.wikipedia.org/w/index.php?title=%D0%9F%D0%B5%D1%80%D0%B5%D0%B4%D0%B0%D1%82%D0%BE%D1%87%D0%BD%D0%B0_%D1%84%D1%83%D0%BD%D0%BA%D1%86%D1%96%D1%8F&action=edit&redlink=1) не залежить від дрейфу характеристик елементів;
* гнучкість налаштування, легкість зміни;
* компактність — аналоговий фільтр на дуже низьку частоту (долі герца, наприклад) вимагав би надзвичайно громіздких [конденсаторів](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%9A%D0%BE%D0%BD%D0%B4%D0%B5%D0%BD%D1%81%D0%B0%D1%82%D0%BE%D1%80) або [індуктивностей](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%9A%D0%BE%D1%82%D1%83%D1%88%D0%BA%D0%B0_%D1%96%D0%BD%D0%B4%D1%83%D0%BA%D1%82%D0%B8%D0%B2%D0%BD%D0%BE%D1%81%D1%82%D1%96).

Недоліками цифрових фільтрів у порівнянні з аналоговими є:

* важкість роботи з високочастотними сигналами. Смуга частот обмежена [частотою Найквіста](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A7%D0%B0%D1%81%D1%82%D0%BE%D1%82%D0%B0_%D0%9D%D0%B0%D0%B9%D0%BA%D0%B2%D1%96%D1%81%D1%82%D0%B0), рівною половині частоти дискретизації сигналу. Тому для високочастотних сигналів застосовують аналогові фільтри, або, якщо на високих частотах немає корисного сигналу, спочатку придушують високочастотні складові за допомогою аналогового фільтру, потім обробляють сигнал цифровим фільтром;
* важкість роботи в реальному часі — обчислення мають бути завершені протягом періоду дискретизації.

Для більшої точності та високої швидкості обробки сигналів потрібен не тільки потужний процесор, але і додаткове, можливо високовартісне, апаратне забезпечення у вигляді високоточних та швидких [ЦАП](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A6%D0%90%D0%9F) і [АЦП](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%90%D0%A6%D0%9F).

Існує два види цифрових фільтрів: фільтри зі скінченною імпульсною характеристикою (FIR-фільтри) та фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою (IRR-фільтри).

2.1 Фільтри зі скінченною імпульсною характеристикою

Фільтр зі скінченною імпульсною характеристикою (нерекурсивний фільтр або FIR-фільтр (FIR скор. від англ. finite impulse response – скінченна імпульсна характеристика) - один з видів лінійних цифрових фільтрів, характерною особливістю якого є обмеженість за часом його імпульсної характеристики (з якогось моменту часу вона стає точно рівною нулю). Такий фільтр називають ще нерекурсивним через відсутність зворотного зв'язку. Знаменник передавальної функції такого фільтра - якась константа.

Завдяки сучасним засобам систем автоматизованого проектування, проектування КІХ-фільтрів виконується відносно просто. На вхід КІХ-фільтра подається одиночний імпульс, і в міру проходження цього імпульсу через елементи затримки, на виході по черзі формуються коефіцієнти фільтра. Таким чином, процес проектування КІХ-фільтра складається у визначенні його імпульсної характеристики за бажаною частотною характеристикою з наступним квантуванням імпульсної характеристики в ході генерації коефіцієнтів фільтра [18].

2.1.1 Вейвлет-фільтрація

Вейвлет-перетворення – перетворення, схоже на перетворення Фур’є (або набагато більше на віконне перетворення Фур’є) з абсолютно іншою функцією оцінки [19].

Вейвлет-перетворення (wavelet transformation) – це сучасний і перспективний метод обробки даних. Англійське слово wavelet (від французького "ondelette") дослівно перекладається як "коротка (маленька) хвиля". Апарат вейвлет-аналізу одержав свій розвиток на початку 1980-x років у роботах Морле, Гроссмана й деяких інших авторів . Результати, отримані у різних областях за допомогою вейвлет-аналізу, підсилили інтерес до цього напрямку та сприяють його безупинному розвитку.

Методи вейвлет-аналізу можливо застосувати до даних різної природи. Це можуть бути, наприклад, одномірні функції або двовимірні зображення. Грубу класифікацію вейвлет-алгоритмів можна зробити, виділивши безперервне (CWT – Contіnuous Wavelet Transform) і дискретне (DWT – Dіscrete Wavelet Transform) вейвлет-перетворення. Одержати набір вейвлет-коефіцієнтів у випадку дискретного перетворення швидше, і воно дає досить точне представлення сигналу при меншому обсязі одержуваних у результаті даних. Безперервне перетворення вимагає більших обчислювальних витрат, але, разом із цим, дозволяє детальніше роздивитися структуру сигналу.

На відміну від звичайних спектральних перетворень, вейвлет-аналіз дозволяє з однаковою точністю апроксимувати як гладкі функції, так і функції з різкими випадами, що дає можливість визначати незначні об’єкти. Застосування вейвлетів розглянуто в багатьох роботах. Оскільки вейвлет-перетворення представляє собою згортку сигналу зображення з вейвлет-функцією, що зміщується відносно координат, даний метод близький за змістом до методів на основі фільтрації.

Вибір того або іншого методу залежить від поставленого завдання й типу наявних даних, які необхідно обробити, від можливостей обчислювальної техніки і від того, у якому вигляді необхідно представити результат.

Термін вейвлет-перетворення об’єднує два види перетворень – пряме і обернене, які, відповідно, переводять досліджувану функцію в набір вейвлет-коефіцієнтів і назад. Розділяють безперервне та дискретне перетворення [20].

Розглянемо задачу, яка дуже часто зустрічається на практиці: у нас є сигнал (а сигналом може бути все, починаючи від запису показників давача і закінчуючи оцифрованим сигналом голосу чи зображення). Ідея багатомаштабного аналізу полягає у тому, щоб поглянути на сигнал з різних сторін. По-перше такий підхід дає можливість визначити особливості сигналу і розділити їх по інтенсивності. По-друге, таким чином виявляється динаміка зміни сигналу.

Якщо різкі стрибки (наприклад, аварійне відхилення показників давача) в багатьох випадках видно неозброєним оком, то взаємодія подій на невеликих масштабах, які переростають у великомасштабні явища, побачити дуже важко. І навпаки, зосередившись лише на малих деталях, можно не помітити явища, які виникають на глобальному рівні.

Ідея використання вейвлетів для багато масштабного аналізу заклечається в тому, що розкладення сигналу виконується по базису, створеному здвигами і різномасштабними копіями функції-прототипу (тобто вейвлет-перетворення по суті є фрактальним). Такі базисні функції називаються вейвлетами, якщо вони визначені на просторі L2(R), коливаються навколо осі абсцис і швидко сходяться до нуля по мірі збільшення значення аргумента [21].

Вейвлет-перетворення використовується у таких галузях:

* обробка експериментальних даних. Оскільки вейвлети зявились саме як механізм обробки експериментальних даних, їх використання для вирішення подібних задач представляється доволі привабливим і до сьогодні. Вейвлет-перетворення дає найбільш наглядну і інформативну картину результатів експерименту, дозволяє очистити вихідні дані від шумів і випадкових спотворень і навіть помітити певні особливості даних і направлення їх подальшої обробки і аналізу. Крім того, вейвлети добре піходять для аналізу нестаціонарних сигналів, які виникають в медицині;
* обробка зображень. Наш зір побудований так, що ми зосереджуємо свою увагу на істотних деталях зображення, відсікаючи непотрібне. Використовуючи вейвлет-перетворення, ми можемо згладити або виділити певні деталі зображення, збільшити чи зменшити його, виділити важливі деталі чи навіть підвищити його якість;
* стиснення даних. Особливістю ортогонального багато масштабного аналізу є те, що для достатньо пологих даних отриманих в результаті перетворення деталі в основному близькі по велечині до нуля і саме тому дуже добре стискаються звичайними статистичними методами. Великою перевагою вейвлет-перетворення є те, що воно не вносить додаткову надлишковість в вихідні дані і сигнал може бути повністю відновлений з використанням тих самих фільтрів. Окрім того відділення в результаті перетворення деталей від основного сигналу дозволяє дуже просто реалізувати стиснення з втратами – достатньо лише просто відкинути деталі на тих масштабах, де вони не суттєві. Достатньо зауважити, що зображення, оброблене вейвлетами, можна стиснути в 3-10 разів без суттєвих втрат інформації (а з допустимими втратами – до 300 разів). В якості прикладу можна зауважити, що вейвлет-перетворення лежить в основі стандарта стиснення даних MPEG4 [22].

2.1.2 Медіанна фільтрація

Майже всі лінійні алгоритми фільтрації призводять до згладжування різких перепадів яскравості зображень, що зазнали обробки. Цей недолік, особливо відчутний в тому разі, коли споживачем інформації є людина. Річ у тому, що лінійні процедури є оптимальними за умови гаусового розподілу сигналів, завад та спостережуваних даних. Реальні зображення, мають інший закон розподілу ймовірності. Однією з основних причин такого розподілу є контури об’єктів, які утворюють межу між ділянками зображення різною яскравістю. Окремі ділянки зображення можуть мати ймовірність розподілу яскравості, що добре апроксимується гаусовою функцією, але ймовірність розподілу в межах усього зображення може дуже суттєво відрізнятись від такого закону. Другою особливістю лінійної фільтрації є така, що оптимальність фільтрувальних властивостей стосується тільки завад, що розподілені за гаусовим законом. Такий закон розподілу характерний для шумових завад на зображенні, тому для боротьби з такими завадами лінійні алгоритми мають високі показники. Проте, часто доводиться мати справу із зображеннями, спотвореними завадами інших типів. Однією з них є імпульсна завада. Внаслідок дії такої завади на зображенні спостерігаються білі або чорні точки, які хаотично розпорошені по всьому зображенню. Застосування лінійної фільтрації у цьому випадку часто є не ефективним, тому що кожний з вхідних імпульсів (значення сигнальної функції у певній точці) викликає відгук у вигляді імпульсної характеристики фільтру. У разі імпульсної завади відгук фільтра призводить розповсюдження завади в межах околиці пікселя, що зазнав впливу імпульсної завади. Вдалим рішенням зазначених проблем є застосування медіанної фільтрації. Цей різновид фільтрації як і багато інших алгоритмів обробки зображень було запропоновано у Південному Каліфорнійському Університеті у 1971 р. аспірантом на ім’я Дж. Тьюкі [23].

Медіанний фільтр (МФ) замінює центральний елемент маски медіаною впорядкованої вибірки, сформованої зі всіх амплітуд відліків, що покриваються маскою фільтра. При застосуванні МФ відбувається послідовна обробка кожної точки кадру, у результаті чого утворюється послідовність оцінок. При медіанній фільтрації використовується ковзне двовимірне вікно. У принципі, для кожного відліку виконується незалежна оцінка медіани у вікні. З метою прискорення оцінки доцільно алгоритмічно на кожному кроці використовувати раніше виконані обчислення. Розмір вікна встановлюється непарним і рівним m×n. Відліки зображення, що знаходяться в межах вікна, утворюють робочу вибірку поточного відліку. Якщо впорядкувати послідовність по зростанню, то її медіаною буде той елемент вибірки, що займає центральне положення в цій упорядкованій послідовності. Цей елемент є (mn+1)/2 найбільшим і (mn+1)/2 найменшим значенням у вибірці й визначає результат медіанної фільтрації для поточної точки кадру. Введемо позначення описаної процедури у вигляді:

(2.1)

Розглянемо приклад. Припустимо, що впорядкована послідовність Y у вікні розміром 3x3 має вигляд: Y={76,100,69,120,210,143,87,130,155} де елемент 210 відповідає центру вікна (x, y). Велике значення яскравості в цій точці кадру є результатом впливу імпульсної перешкоди. Упорядкована по зростанню вибірка має вигляд: {69,76,87,100,120,130,143,155,210}, отже, відповідно до розглянутої вище процедури (2.1), на виході медіанного фільтра одержуємо =120 . Бачимо, що врахування яскравостей елементів околиці при фільтрації в поточній точці призвів до придушення імпульсної завади. Якщо імпульсна завада не є точковою, а займає деяку область, то вона також може бути подавлена, якщо розмір цієї локальної області буде менше, ніж половина розміру апертури МФ. Тому для придушення імпульсних завад, що вражають локальні ділянки зображення, варто збільшувати розміри апертури МФ.

Медіанні фільтри придушують імпульсні шуми. До таких шумів відноситься шум типу "сіль і перець", відліки якого мають значення, що відповідають максимальному ("сіль") і мінімальному ("перець") рівням квантування в сигналі зображення. Різкі зміни амплітуди зберігаються медіанним фільтром, а імпульсна завада, розмір якої http://posibnyky.vntu.edu.ua/k_m/t2/2132._src/2132._image026.png таким фільтром придушується. Однак при збільшенні маски фільтра можна втратити інформацію про малорозмірні області зображення та призвести до спотворення границь областей, особливо в кутових положеннях.

Оскільки застосування МФ призводить до придушення високих частот зображення, викликаючи розмивання країв і текстур, все більший розвиток отримують схеми адаптивної фільтрації, які дозволяють змінити імпульсну характеристику фільтра залежно від локального значення сигналу зображення [20].

2.2 Рекурсивні фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою

Рекурсивний фільтр, IIR-фільтр (англ. Infinite impulse response) — фільтр, у якого розрахунок поточного значення вихідної величини залежить не тільки від дійсного і попередніх (N-1) значень вхідної величини, але також і від N попередніх значень вихідної величини.

Основною властивістю таких фільтрів є те, що їх імпульсна перехідна характеристика має нескінченну довжину у часовій області, а передавальна функція має дробово-раціональний вигляд.

На відміну від КІХ НІХ-фільтри мають традиційні аналогові еквіваленти (фільтри Баттерворта, Чебишева, еліптичний і Бесселя) і можуть бути проаналізовані і синтезовані з використанням традиційних методів проектування фільтрів. НІХ-фільтри одержали таку назву, тому що їхні імпульсні характеристики розтягнуті на нескінченному часовому інтервалі. Це визначається тим, що дані фільтри є рекурсивними, тобто використовують зворотний зв'язок [24].

2.2.1 Фільтр Чебишева

Фільтр Чебишева – один із типів лінійних аналогових або цифрових фільтрів, особливістю якого є більш крутий спад амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) і суттєві пульсації АЧХ на частотах полос пропускання (фільтр Чебишева І роду) і подавлення (фільтр Чебишева ІІ роду), ніж у інших. Фільтр отримав назву на честь відомого російського математика П.Л. Чебишева, оскільки характеристики цього фільтру основані на многочленах Чебишева.

Фільтри Чебишева зазвичай використовуються там, де необхідно за допомогою фільтру невеликого порядку забезпечити характеристики АЧХ, що необхідні. Фільтри Чебишева бувають І і ІІ роду [25].

2.2.2 Фільтр Батерворта

Один із типів електронних фільтрів. Фільтри цього класу відрізняються від інших методом проектування. Фільтр Батерворта проектується так, щоб його амплітудно-астотна характеристика була максимально гладкою на частотах смуги пропускання.

Подібні фільтри були вперше описані британським інженером Стефаном Батервортом в статті «Про теорію фільтруючих підсилювачів» у 1930 році.

АЧХ фільтру Батерворта максимально гладка на частотах смуги пропускання і знижується практично до нуля на частотах смуги подавлення. При відображення частотного відклику фільтра Батерворта на логарифмічній АФЧХ, амплітуда знижується до мінус нескінченності на частотах смуги подавлення. У випадку фільтру першого порядку АЧХ затухає зі швидкістю -6 децибел на октаву, для фільтру другого порядку АЧХ затухає на -12 децибел на октаву [26].

2.2.3 Фільтр Калмана

Фільтр Калмана, відомий також як лінійно-квадратичне оцінювання - це алгоритм, що використовує послідовності вимірювань протягом часу, які містять шум (випадкові відхилення) та інші неточності, й видає оцінки невідомих змінних, що є потенційно точнішими за базовані на самих лише вимірюваннях. Формальніше, фільтр Калмана працює рекурсивно на потоках зашумлених вхідних даних, і видає статистично оптимальну оцінку базового стану системи. Фільтр названо на честь Рудольфа Калмана, одного з головних розробників його теорії.

Фільтр Калмана має численні застосування у технології. Поширеним є застосування для наведення, навігації та керування транспортними засобами, особливо літаками та космічними апаратами. Крім того, фільтр Калмана є широко застосовуваною концепцією в аналізі часових рядів, що використовується у таких галузях як обробка сигналів та економетрія. Фільтри Калмана також є однією з головних тем у плануванні та керуванні роботизованим рухом, й іноді включаються до оптимізації траєкторії.

Цей алгоритм працює як двокроковий процес. На кроці передбачення фільтр Калмана видає оцінки змінних поточного стану, разом із їхніми невизначеностями. Щойно отримано спостереження виходу наступного вимірювання (неодмінно якоюсь мірою спотворене відхиленням, включно з випадковим шумом), ці оцінки уточнюються з використанням середнього зваженого, в якому більше ваги надається оцінкам з вищою визначеністю. Через рекурсивну природу алгоритму він може працювати в реальному часі, використовуючи лише наявні вхідні вимірювання, попередньо обчислений стан та його матрицю невизначеності; ніякої додаткової інформації не потрібно.

Поширеним є хибне уявлення, що фільтр Калмана передбачає, що всі вектори помилок та вимірювання мають нормальний розподіл. Оригінальна робота Калмана виводила цей фільтр з використанням теорії прямокутної проекції, щоби показати, що коваріація мінімізується, і цей результат не вимагає жодного припущення, наприклад, що помилки мають нормальний розподіл. Він потім показав, що цей фільтр видає точну оцінку умовної ймовірності в особливому випадку, коли помилки мають нормальний розподіл.

Також було розроблено розширення та узагальнення цього методу, такі як розширений фільтр Калмана та беззапаховий фільтр Калмана, що працюють на нелінійних системах. Базовою моделлю є баєсова модель, подібна до прихованої марковської моделі, але в якій простір станів прихованих змінних є безперервним, і де всі приховані та спостережувані змінні мають нормальні розподіли [27].

2.2.4 Фільтр Бесселя

Фільтр Бесселя – в електроніці і обробці сигналів один з найбільш розповсюджених типів лінійних фільтрів, відмінною якістю якого є максимально гладка групова затримка (лінійна фазово-частотна характеристика). Фільтри Бесселя частіше всього використовуються для аудіо-кросовера. Їх групова затримка практично не змінюється по частотам смуги пропускання, внаслідок чого форма фільтрованого сигналу на виході такого фільтра в смузі пропускання зберігається майже незмінною.

Фільтр Бесселя має оптимальну перехідну характеристику. Причиною цього є пропорційність фазового зсуву вихідного сигналу фільтру частоті вхідного сигнала. В загальному випадку спад амплітудної характеристики фільтра Бесселя виявляється більш пологим порівняно з фільтрами Чебишева та Батерворта [28].

2.2.5 Еліптичний фільтр

Еліптичний фільтр (Фільтр Кауера) – електронний фільтр, характерною особливістю якого є пульсації амплітудно-частотної характеристики як в смузі пропускання так і в смузі подавлення. Величина пульсацій в кожній із смуг незалежна одна від другої. Іншою відмінною особливістю такого фільтру є дуже крутий спад амплітудної характеристики, тому за допомогою цього фільтра можна досягати більш ефективного розділення частот, ніж за допомогою інших лінійних фільтрів.

Якщо пульсації в смузі подавлення рівні нулю, то еліптичний фільтр стає фільтром Чебишева І роду. Якщо пульсації рівні нулю в смузі пропускання, то фільтр стає фільтром Чебишева ІІ роду. Якщо ж пульсації відсутні по всій амплітудній характеристиці, то фільтр стає фільтром Батерворта [29].

2.2.6 Фільтр Гауса

Фільтр Гауса — електронний фільтр, спроектований таким чином, щоб не мати перерегулювання у перехідній функції та максимізувати постійну часу. Така поведінка тісно пов'язана з тим, що фільтр Гауса має мінімально можливу групову затримку.

Фільтр Гауса зазвичай використовується у цифровому вигляді для обробки двомірних сигналів (зображень) з метою зниження рівня шуму. Крім того, цей фільтр використовується для отримання гаусової модуляції. Цей вид модуляції застосовується у широковідомій системі стільникового зв'язку GSM [30].

2.3 Висновки до 2 розділу

В ході написання другого розділу було проведено аналіз існуючих способів фільтрації, які використовувались раніше чи використовуються наразі у медицині. Було проведено класифікацію фільтрів за їх імпульсними характеристиками.

Провівши порівняння всіх вищеописаних фільтрів, проаналізувавши їх характеристики при обробці біомедичних сигналів, для виконання обробки ЕКГ сигналу було обрано вейвлет-перетворення. Даний спосіб обробки сигналів показав себе якісно в роботах аналізу ЕЕГ сигналів та електроміограм. Застосування даного способу у ЕКГ також доволі поширене і саме на основі вейвлет-перетворення буде здійснюватись розробка алгоритмічного забезпечення.

3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Електрокардіограма представляє собою запис електричних потенціалів активності серця, зняту з одного або декількох відведень і складається з періодичної послідовності кардіоциклів. В типовому кардіоциклі виділяють декілька елементів: Р-хвиля, QRS-комплекс і Т-хвиля (рисунок 3.1).

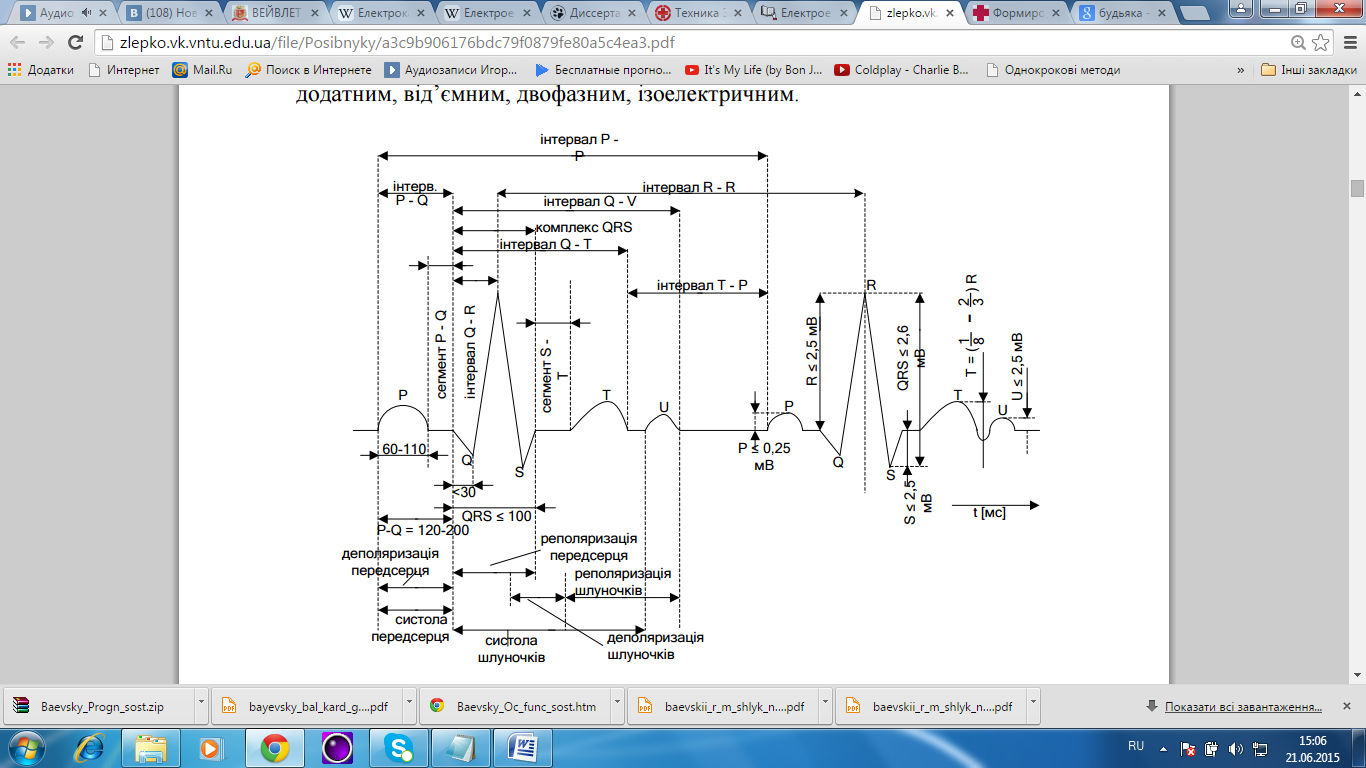


Рисунок 3.1 – Типовий комплекс ЕКГ-сигнала

Відправною точкою ряда сучасних методик комп’ютерної електрокардіографії є виділення положення QRS-комплекса, який відображаю процес деполяризації шлуночків. Після цього знаходять Р та Т зубці, які відображають процес деполяризації правого та лівого передсердя і процес кінцевої реполяризації міокарда шлуночків відповідно [36].

Наразі для аналізу ЕКГ-сигналів перспективно застосовувати вейвлет-аналіз. Вейвлети – це загальна назва сімейства математичних функцій певної форми, які локальні по часу і частоті, і в яких всі функції отримуються з однієї базової функції шляхом здвигів і розтягнення сигналів на ряди Фур’є, вейвлети здатні з більш високою точністю представити локальні особливості сигналів, аж до розривів першого роду [37].

3.1 Вибір виду вейвлет-перетворення та типу вейвлет-носія

Розроблений метод аналізу ЕКГ-сигнала базується на неперервному вейвлет-перетворенні (CWT). Неперервне веййвлет-перетворення в різних часових масштабах характеризує сигнал в різних частотних діапазонах, в той час як дискретне вейвлет-перетворення (DWT) обмежене масштабами, які являються степенями двійки. Використання CWT замість DWT надає більше можливостей.

Нехай s – сигнал та - вейвлет. При неперервному перетворенні вейвлет-коефіцієнти сигнала s, які відповідають масштабному коефіцієнту а та положенню b, визначаються формулою:

(3.1)

Для вибору оптимального вейвлета, який використовується в якості базиса, було протестовано декілька вейвлет-функцій. Під оптимальним вейвлетом будемо мати той, який забезпечує правильне місцеположення координат дев’яти точок кардіоцикла: початок, пік і зміщення Т-зубця, QRS-комплекса та Р-зубця. В деяких роботах [38, 39] подібного спрямування використовуються біортогональні вейвлети з компактним носієм, використовуючи масштаби кратні двійці. Окрім того в роботах використовують гаусові вейвлети. Властивості цих вейвлетів наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Властивості гаусових та біортогональних вейвлетів

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Критерій | Гаусові вейвлети  (gaus) | Біортогональні  вейвлети (bior) |
| Наявність функції φ | - | + |
| Наявність функції ψ | +  (явно виражена) | + |
| Ортогональний аналіз | - | + |
| Наявність компактного носія | - | + |
| Можливість відновлення | Відновлення не гарантується | + |
| Симетрія | + | + |
| FIR-фільтр | - | + |
| Можливий вейвлет аналіз | CWT без використання швидких алгоритмів | СWT та DWT з використанням швидких алгоритмів |

Найкращим вейвлет носієм, який задовільняє перераховані вище вимоги, згідно з отриманими результатами (таблиця 3.2), являється біоортогональний вейвлет «bior1.5».

В якості масштабу, який використовується для визначення правильного положення дев’яти координат ЕКГ-сигналу було використано 15 масштаб для знаходження QRS-комлекса та 41 масштаб для знаходження Р та Т зубців.

Таблиця 3.2 – Точність знаходження координат точок ЕКГ-сигнала

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Критерій | Gaus | Bior | | |
| «bior1.1» | «bior1.3» | «bior1.5» |
| Точність знаходження координат точок ЕКГ-сигналу, % | 91-92 | 93-94 | 95-96 | 98-99 |

Масштаби 15 та 41 забезпечують найбільшу точність в знаходженні даних зубців. Вейвлет в масштабах 15 та 41 представлений на рисунку 3.2

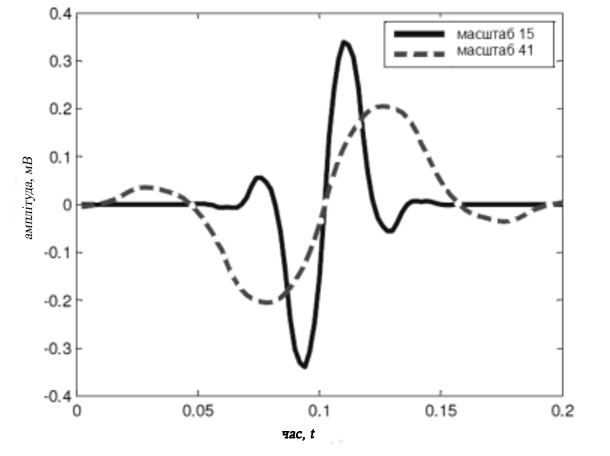


Рисунок 3.2 – Вейвлет «bior1.5 в масштабах 15 та 41»

3.2. Метод аналізу кардіосигнала

Процес аналізу кардіосигнала умовно можна розділити на 2 стадії: стадія попередньої обробки і виділення ознак (рисунок 3.3).



Рисунок 3.3 – Структура обробки ЕКГ-сигнала

Стадія попередньої обробки заключається в видаленні шумів (електроміофічні потенціали м'язів, артефакти взаємодії електродів з шкірою, електронний шум підсилювачів та фоновий шум мережі). Шумом зазвичай приймають високочастотні компоненти кардіосигнала. Видалення шумів призводять до стиснення та згладжування ЕКГ - сигнала. Стадія виділення ознак із кардіограми являє собою процес отримання інформації, що необхідна (зубці, комплекси і так далі).

Розглянемо детально кожну стадію.

Першою стадією є попередня обробка. В найпростішій моделі припускається що зашумлений сигнал має вигляд:

(3.2)

де f(n) – корисний сигнал;

- рівень шуму;

– білий гаусівський шум, тобто стаціонарна випадкова послідовність з нульовим математичним очікуванням, абсолютно некорельована із дисперсією яка рівна одиниці.

При вейвлет аналізі сигнал розкладається на апроксимуючі коефіцієнти, які представляють згладжений сигнал і деталізуючи коефіцієнти, які описують коливання. Отже шумова компонента найкраще відображається в деталізованих коефіцієнтах. Подібні складові можуть бути видалені з використанням процедури обнуління або перерахунку коефіцієнтів деталізації, значення яких менші в порівнянні з значенням порогу. Процедура порогової обробки, або «трешолдинг», на сьогодні є перспективним інструментом для очистки кардіосигнала від шумів (високочастотних компонент) [37].

Існують наступні види трешолдинга:

* жорсткий трешолдинг, яки якому всі коефіцієнти, які перевищують деякий поріг, відносяться до «оригінального» сигнала, а всі інші до шуму і обнуляються:

(3.3)

де t – деякий поріг (коефіцієнт трешолдинга).

* м’який трешолдинг:

(3.4)

Якість подавлення шуму сигналу та степінь збільшення відношення сигнал/шум залежать не лише від виду функції трешолдинга, а також від способу її застосування. В залежності від цього трешолдинг ділиться на глобальний і локальний, а локальний в свою чергу на загальний та багаторівневий.

Для визначення порогових значень будемо використовувати наступні методи:

* SQR-LOG метод:

(3.5)

де 0,6745 – оцінка середньоквадратичного відхилення білого Гаусівського шуму;

с(і) – вейвлет-коефіцієнти.

* метод Берга-Массара:

(3.6)

де – дисперсія шуму;

а – параметр при а≥1.

Параметр а являється ключовим у методі Берга-Массара, оскільки сааме його величиниа, задана дослідником, визначає степінь подавлення шумів наявних в сигналі.

В методі Берга-Массара визначаються три інтервала зміни параметра а, які задають величину «штрафа»: «високий», при 2,5 ≤ а ≤ 10; «середній», при 1,5 ≤ а ≤ 2,5; «низький», при 1 ≤ а ≤ 1,5

* метод Штейка:

(3.7)

де W(m,n) – вейвлет-коефіцієнти на рівні розкладу m;

L – довжина вектора вейвлет коефіцієнтів W(m,n) на рівні m;

- дисперсія шуму;

#S – потужність множини S.

В роботі [16] було обрано вейвлет із сімейства Дебеші в якості базисного. Введемо наступні обмеження: базовий вейвлет може бути застосований до дискретного вейвлет-перетворення, порядок високочастотних і низькочастотних фільтрів, призначених для виділення деталізуючої та апроксимуючої складових, не має перевищувати 10 (через велику використання ресурсів). Вейвлети «db2» та «db4» задовольняють дані вимоги.

Вважається що верхня гранична частота кардіогсигнала, помітно впливає на її форму, не перевищує 100 Гц. Тому компоненти сигнала частоти вище 100 Гц можна видалити без суттєвої зміни форми сигналу. Виходячи з цього, розрахуємо рівень розкладення сигнала для вейвлетів «db2» та «db4». Вейвлет «db2» має центральну частоту Fr=0,6667 Гц [4]. Оскільки , то центральна частота першого рівня розкладення рівна Fr1 = 0,6667×1024 = 684,1 Гц, далі для другого рівня Fr2 = 341,35 Гц, для третього рівня Fr3 = 168,68 Гц , для четвертого рівня Fr4 = 82,37 Гц. Аналогічно для вейвлета «db4» з центральною частотою Fr=0,7143 Гц [15]: Fr1=732,21 Гц, Fr2=366,35 Гц, Fr3= 181,49 Гц, Fr4 = 91,72 Гц. Таким чином для видалення компонент кардіосигнала, чия частота більша за 100 Гц, необхідно використовувати четвертий рівень розкладення, при цьому ми отримуємо стиснення сигнала в 16 разів.

В якості міри при виборі базисного вейвлета, який застосовується для видалення шумів, будемо використовувати середньоквадратичну похибку:

(3.8)

де s(i) – вихідний сигнал;

- очищений сигнал;

w – вейвлет-функція;

l – рівень розкладення сигнала.

Результати порівняння по видам і методам трешолдинга для вейвлетів «db2» та «db4» на четвертому рівні розкладення з використанням рокального багаторівневого трешолдинга представлені в таблицях 3.3 і 3.4.

Таблиця 3.3 Порівняння методів і типів вейвлет-трешолдинга для «db2»

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Жорсткий трешолдинг | М’який трешолдинг |
| Метод Берга-Массара | 0,0447 | 0,0563 |
| SQR-LOG метод | 2,5625 | 9,1393 |
| Метод Штейна | 1,0046 | 1,0239 |

Таблиця 3.4 Порівняння методів і типів вейвлет-трешолдинга для «db4»

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Жорсткий трешолдинг | М’який трешолдинг |
| Метод Берга-Массара | 0,0393 | 0,0530 |
| SQR-LOG метод | 2,4873 | 8,9010 |
| Метод Штейна | 1,0073 | 1,0309 |

Згідно з отриманими результатами, найкращим вейвлет-носієм для фільтрації сигналу від шумів є вейвлет «db4» на четвертому рівні розкладення, а найкращим методом при локальному багаторівневому вейвлет-трешолдингу є жорсткий трешолдинг з використанням метода Берга-Массара і штрафним порогом 6 (рисунки 3.4).

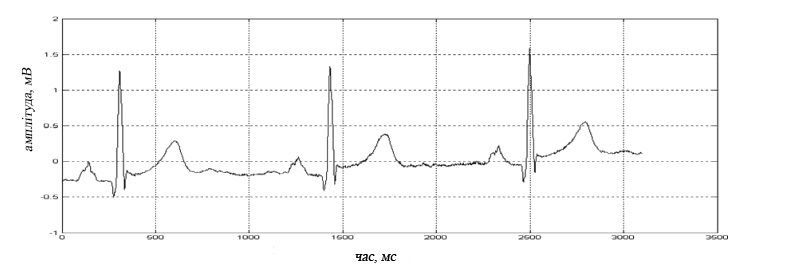


Рисунок 3.4 – Початковий кардіогсигнал

Трешолдинг з використанням метода Берга-Массара зображено на рисунку 3.5.

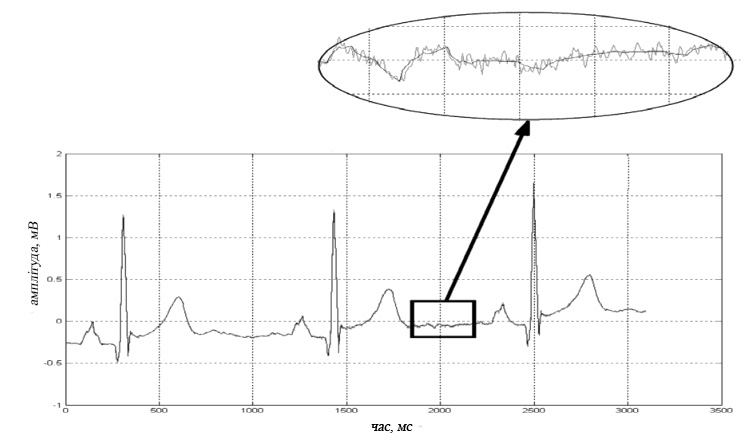


Рисунок 3.5 – Результат обробки ЕКГ

3.3 Виділення Р-QTS-T комплексів

Як було сказано раніше, для виділення важливих координат точок ЕКГ-сигнала (початок, пік, зсув Т-зубця, QRS-комплекса та Р-зубця) при неперервному вейвлет-перетворенні необхідне використання вейвлета «bior1.5» та 15 масштаб для знаходження QRS-комплекса або 41 масштаб для знаходження Р та Т зубців. Розглянемо підхід [7-11]: вибирається дві підряд пари коефіцієнтів, які пересікають нуль, між кожною із яких лежить локальний максимум (мінімум) відповідно. В результаті перший вейвлет-коефіцієнт буде початком зубця, середній – піком, а останній зміщенням. Даний підхід реалізовується для 15 і 41 масштабів окремо.

У запропонованого вище метода низька швидкодія через постійний пошук локального максимума (мінімума) в парах вейвлет-коефіцієнтів. Тому замість пошуку екстремумів пропонується використовувати порогове значення, рівне половині глобального максимума (мінімума): або , де С(і) – вейвлет-коефіцієнт, і = 1…N. Також не врахована ситуація, коли наявна велика ампітудна різниця між QRS-комплексом та Р,Т зубцями. В такому випадку мето є малоефективним. Тому, для точного визначення Р та Т зубців, необхідно після визначення QRS-комплекса «видалити» їх, апроксимуючи кожний такий участок сигнала.

Таким чином, процедура визначення важливих координат точок кардіосигнала складається з наступних етапів. Схема процедури наведено в додатку Г.

Виділення QRS-комплексів:

* застосувати CWT з масштабним коефіцієнтом а=15;
* підрахунок порогових значень: або ;
* знаходження пар коефіцієнтів, які пересікають нуль;
* вибір двох послідовних пар так, щоб між кожною з них знаходилися вейвлет-коефіцієнт, який перевищує по модулю значення порогу t1 та t2. Тоді перший вейвлет-коефіцієнт буде початком QRS-комплекса, другий – піком комплекса, а третій його зміщенням;
* видалення QRS-комплексів: виконання лінійної апроксимації участків сигналу між точками, які зазначені як початок і зміщення QRS-комплексів;
* виділення Р та Т зубців;

а) застосувати CWT з масштабним коефіцієнтом а=41;

б) підрахунок порогових значень: або ;

в) знайти пари коефіцієнтів, які пересікають нуль. Вибрати дві послідовні пари так, щоб між кожною із них знаходився вейвлет-коефіцієнт, який перевищує по модулю значення порога t1 та t2. Тоді перший веййвлет-коефіцієнт буде початком Р-зубця, другий – піком зубця, а третій його зсувом;

г) обрати дві наступні пари таким самим чином, як і дві попередні. Тепер перший вейвлет-коефіцієнт буде початком Т-зубця, другий – піком зубця, а третій його зміщенням.

Застосування CWT з масштабним коефіцієнтом а=15 зображено на рисунку 3.6.

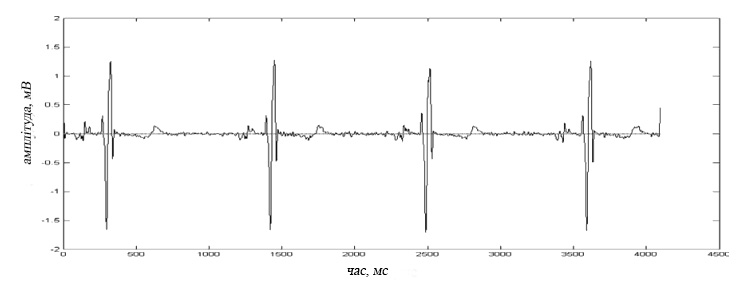


Рисунок 3.6 – Застосування CWT з масштабним коефіцієнтом а=15

до ЕКГ-сигналу

Виділення QRS-комплекса ЕКГ-сигнала на рисунку 3.7

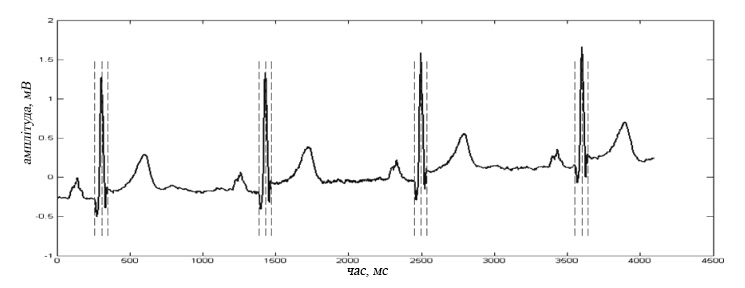


Рисунок 3.7 – Виділення QRS-комплекса ЕКГ-сигнала

Видалення QRS-комплекса з ЕКГ-сигнала на рисунку 3.8.

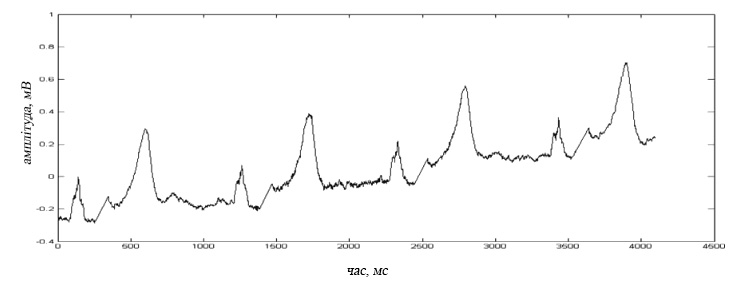


Рисунок 3.8 - Видалення QRS-комплекса з ЕКГ-сигнала

На рисунку 3.9 зображено застосування CWT з масштабним коефіцієнтом а=41 до ЕКГ-сигналу.

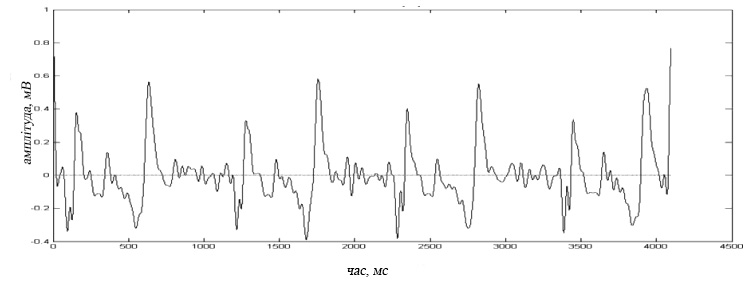


Рисунок 3.9 – Застосування CWT з масштабним коефіцієнтом а=41

до ЕКГ-сигналу

На рисунку 3.10 зображено виділені Р та Т зубці.

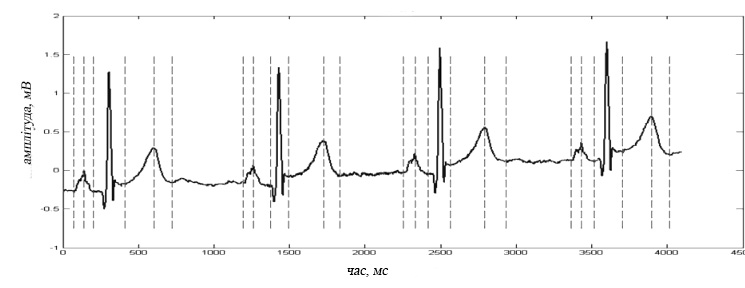


Рисунок 3.10 – Виділені Р та Т зубці ЕКГ-сигналу

3.4 Висновки до 3 розділу

Даний розділ присвячений розробці методу аналізу електрокардіосигналів на основі вейвлет перетворення. Шляхом порівняння різних вейвлет-перетворень було обрано оптимальне. Окрім того було розроблено методику аналізу ЕКГ. Для перевірки працездатності створеної методики була використовувалась база ЕКГ Phisionet.

Як показав аналіз електрокардіограм людей з різними захворюваннями, методика розроблена в даному розділі має високу точність визначення P-QRS-T комплексів, що і вимагалось від методу.

Окрім того було обґрунтовано вибір масштабного коефіцієнта при неперервному вейвлет-перетворенні для визначення Р, QRS і Т зубців (15 масштаб для визначення QRS та 41 масштаб для визначення Р і Т зубців).

Також у даному розділі було проаналізовано існуючі методики очистки сигналів від шумів.

Розроблена методика обробки отримала патент на корисну модель[2].

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

4.1 Вибір мови програмування

Прогрес комп’ютерних систем породив велику кількість різноманітних мов програмування для запису алгоритмів. Ці мови відрізняються між собою різними профілями застосування.

Для розробки алгоритму, описаного у 3 розділі даної роботи було обрано мову програмування С++. Дана мова має велику кількість переваг, однією з яких є наявність можливості підключення бібліотек. Саме підключення бібліотеки ECG C++ library, яка була розроблена російським вченим Юрієм Чесноковим, і лягло в розробку програмного забезпечення даного проекту.

C++ – мова програмування високого рівня з підтримкою декількох парадигм програмування: об'єктно-орієнтованої, узагальненої та процедурної. Розроблена Б'ярном Страуструпом у 1979 році та названа «Сі з класами». Страуструп перейменував мову у C++ у 1983 р. Стандартна бібліотека С++ включає стандартну бібліотеку Сі з невеликими змінами, які роблять її відповіднішою для мови С++. Інша велика частина бібліотеки С++ заснована на Стандартній Бібліотеці Шаблонів (STL). Вона надає такі важливі інструменти, як контейнери (наприклад, вектори і списки) і ітератори (узагальнені вказівники), що надають доступ до цих контейнерів як до масивів. Крім того, STL дозволяє схожим чином працювати і з іншими типами контейнерів, наприклад, асоціативними списками, стеками, чергами. Використовуючи шаблони, можна писати узагальнені алгоритми, здатні працювати з будь-якими контейнерами або послідовностями, доступ до членів яких забезпечують ітератори.

До переваг С++ можна віднести швидкодію цієї мови. Швидкість роботи даної мови нічим не поступається її попереднику С, хоча розробники отримали цілий ряд нових можливостей та засобів.

При створенні С++ прагнули зберегти сумісність з мовою С. Більшість програм на С справно працюватимуть і з компілятором С++. С++ має синтаксис, заснований на синтаксисі С.

Нововведеннями С++ порівняно з С є:

* підтримка об'єктно-орієнтованого програмування через класи;
* підтримка узагальненого програмування через шаблони;
* доповнення до стандартної бібліотеки;
* додаткові типи даних;
* обробка винятків;
* простори імен;
* вбудовані функції;
* перевантаження операторів;
* перевантаження імен функцій;
* посилання і оператори управління вільно розподіленою пам'яттю.

Ще однією перевагою мови є її масштабованість, тобто С++ дає змогу створювати програмне забезпечення для різних сфер і виконувати задачі різних напряків.

Мова С++ підтримує різні стилі та технології програмування, включаючи традиційне директивне програмування, ООП, узагальнене програмування, мета програмування (шаблони, макроси).

Має мова С++ і ряд недоліків, але враховуючи задачі, які повинні вирішитись конкретно в даній роботі ці недоліки нівелюються перед перевагами.

4.2 Застосування бібліотеки ECG C++ library

У даній роботі використовується бібліотека ECG C++ library, розроблена в 2007 році російським вченим Юрієм Чесноковим. Після видання першої версії було створено ряд оновлень. В роботі буде використовуватись версія бібліотеки ECG C++ library 1.1. Дана бібліотека має повний набір інструментів для роботи з електрокардіограмами.

Основана бібліотека на вейвлет-аналізі і консольного застосування для отримання найважливіших даних про роботу серця (Р-зубець, Т-зубець та QRS-комплекс).

Дана бібліотека, після певної обробки, дозволяє працювати з сигналами кардіограм, отриманих у базі біосигналів PhysionetECG, що значно полегшує роботу дослідження.

Для роботи з бібліотеко необхідно мати знання у галузі кардіології, мову С++ та вейвлет-аналізу.

Бібліотека ECG C++ library містить такі об’єкти:

* сигнал – клас, який забезпечує читання даних ЕКГ в текстовому, physionet і форматі розробленому автором, збереження даних, шумозаглушення деяких операцій та математичних функцій;
* об’єкт CWТ забезпечує безперервне вейвлет-перетворення. В ньому містяться основний набір вейвлет функцій;
* FWT клас забезпечує роботу вейвлет перетворення 1D;
* EcgDenoise призначений для подавлення шумів сигналу ЕКГ при швидкому вейвлет-перетворенні. Виклик функції шумозаглушення можна виконувати безліч кількість раз і в будь якому порядку після ініціалізації.

4.3 Огляд інтерфейсу користувача

Розроблений програмний додаток має зручний інтерфейс користувача з необхідними для користувача пунктами меню. При запуску програми відкривається вікно, представлене на рисунку 4.1.

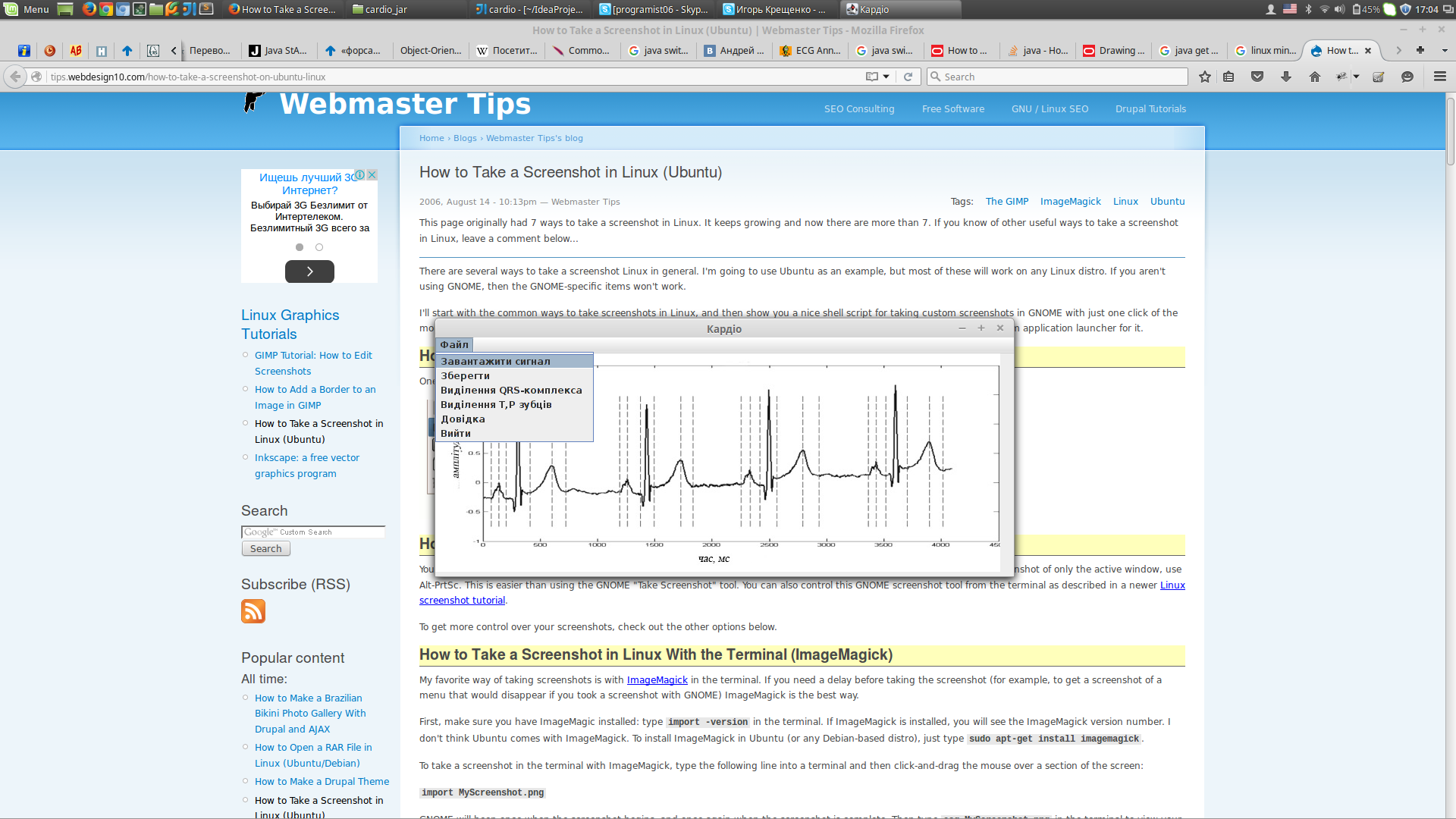


Рисунок 4.1 – Інтерфейс програми

В ньому можна виділити такі складові меню програми:

* завантажити сигнал – використовується для завантаження сигнала, який підлягає обробці;
* зберегти – збереження обробленого сигналу в форматі бази ЕКГ-сигналів Physionet;
* виділення QRS-комплекса;
* виділення Т та Р зубців;
* довідка – інформація про автора розробки і місце де можна переглянути роботу цілком;
* вийти – закрити програму.

Після запуску програми необхідно, через відповідний пункт меню, вибрати необхідний ЕКГ-сигнал в форматі зазначеному описаному в пункті цієї роботи. В програмі з’явиться візуальне представлення обраної електрокардіограми. Результат відображення вихідного сигналу зображено на рисунку 4.2.

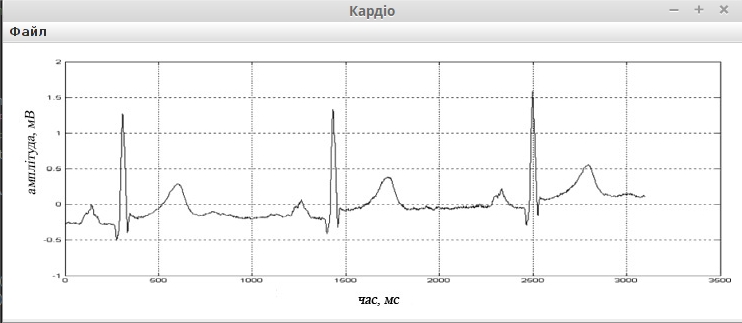


Рисунок 4.2. – Відображення вихідного сигналу ЕКГ

На рисунку 4.3 наведені результати роботу алгоритму по виділенню QRS-комплексу кардіограми.

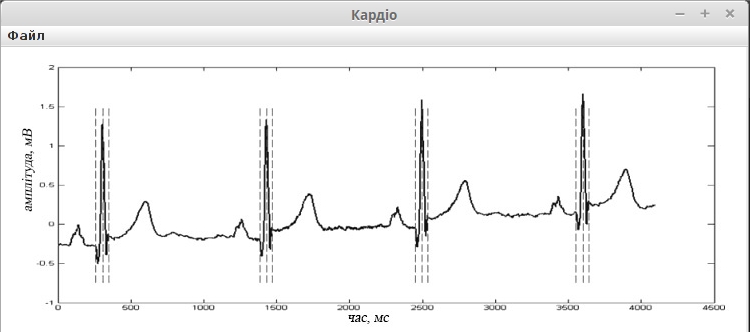


Рисунок 4.3 – Виділені QRS-комплекси ЕКГ-сигнала

Розроблений додаток дозволив значно покращити виділення Р та Т зубців електрокардіограми. Обробка вихідного сигналу і виділення зубців зображено на рисунку 4.4.

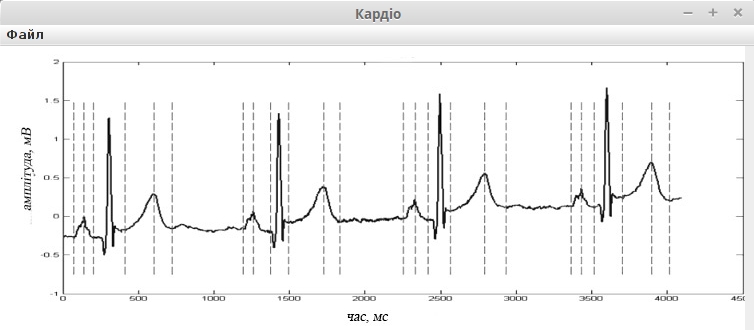


Рисунок 4.4 – Виділені Р та Т зубці ЕКГ-сигналу

Вибір файлу сигналу для відкриття, а також збереження вже готових сигналів з виділенням відповідних параметрів електрокардіограми здійснюється за допомогою стандартних вікон операційної системи.

4.4 Аналіз отриманих результатів

В попередніх розділах були описані теоретичні результати виділення основних параметрів ЕКГ-сигналу, таких як пік, зсув, початок, Т та Р зубців і QRS-комплекса. Отримані алгоритми необхідно перевірити на працездатність за допомогою програмних методів.

Для перевірки якості визначення важливих координат точок кардіо-сигналу (початок, пік, зміщення Р-зубця, QRS-комплекса і Т-зубця), використовувалися бази даних ЕКГ Phisionet. Було протестовано двадцять п’ять кардіограм людей з різноманітними хворобами серця (20) та здорових людей (5). Серед них: блокада пучків Гіса (2), антриовентикулярна блокада (3), гіпертрофія міокарда (5), стенокардія (5), інфаркт міокарда (5). Результати тестування кардіосигнала здорових людей та людей з різноманрітними патологіями наведені в таблиці 4.1

Таблиця 4.1 - Точність визначення P-QRS-T комплексів в ЕКГ сигналах здорових людей та людей з різноманітними патологіями.

|  |  |
| --- | --- |
| Діагноз | Точність визначення, % |
| Блокада пучка Гіса | 97-98 |
| Антриовентикулярна блокада | 98-99 |
| Гіпертрофія міокарда | 98-99 |
| Стенокардія | 98-99 |
| Інфаркт міокарда | 97-98 |
| Без патологій | 98-99 |

4.5 Висновки до 4 розділу

Даний розділ присвячений програмній реалізації запропонованого алгоритму. Обгрунтовано вибір мови програмування для реалізації, а також охарактеризовано бібліотеку ECG C++ library на якій був побудований програмний додаток виділення основних параметрів ЕКГ-сигналу.

Перевірка результатів роботи здійснювалася на основі сигналів взятих з бази електрокардіограм Physionet. Наведені статистичні дані якості визначення QRS-комплекса, Р та Т зубців з точністю 98-99%.

Розроблений метод аналізу ЕКГ-сигналів на основі вейвлет-перетворення дозволяє очистити кардіосигнал від шумів без втрати інформації.

5 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

5.1 Технологічний аудит розробленої інформаційної технології обробки та реєстрації біомедичних сигналів

Як було зазначено вище, всі види життя, від клітин до організмів, генерують сигнали біологічного походження. Ці біологічні сигнали можуть представляти свідомий інтерес для встановлення діагнозу, для моніторингу пацієнта, для проведення біомедичних досліджень тощо.

Сьогодні, найчастіше для реєстрації біомедичних сигналів використовуються електрографічні методи, які забезпечують вимірювання та контроль параметрів біомедичних сигналів у нормі та при фізіологічних або патологічних відхиленнях від норми. Однак живі організми генерують великий потік сигналів, які часто приховані у фоні інших сигналів і компонентів шуму. Тому головною метою обробки біосигналів є відфільтрування сигналів, що нас цікавлять, від фону і зменшення надмірного потоку даних до декількох, але зрозумілих для нас параметрів.

В проведеному нами дослідженні було встановлено, що, не дивлячись на різноманіття існуючих методів обробки біосигналів, існуючі алгоритми все ж таки виявляються недостатньо ефективними, що і спонукало нас до розробки нових методів, які дозволять підвищити якість обробки інформації при роботі з біосигналами.

Тому нами був розроблений новий метод аналізу електрокардіограм, що вдосконалює існуючі. Причому застосування даного методу значно підвищує швидкодію обробки біомедичних сигналів, покращує якість обробки сигналів та посилює якість їх фільтрації. Розроблені нами алгоритми обробки біосигналів та відповідне програмне забезпечення пройшли клініко-експерементальні дослідження з метою встановлення їх адекватності реальним процесам, що відбуваються в організмі людини.

Проведемо технологічний аудит проведеного нами дослідження з метою визначення потенційних можливостей для його можливого комерційного використання. Для проведення технологічного аудиту скористаємося експертним методом. Для цього запросимо 3-х експертів із кафедри комп’ютерних систем управління: к.т.н., доцента Ковтуна В.В., к.т.н., доцента Боровську Т.М. та к.т.н., доцента Москвіну С.М.

Запрошені експерти є фахівцями у даній галузі наукових знань, мають наукові праці із даних питань, виступи на конференціях, тривалий час займаються вивченням даної проблематики тощо.

Оцінювання комерційного потенціалу розробки будемо здійснювати за 12-ю критеріями, рекомендованими Державним комітетом України з питань науки, інновацій та інформатики (2010 р.) та наведеними в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх бальна оцінка

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою) | | | | | | | |
| Кри-терій | 0 | 1 | 2 | | 3 | | 4 |
| Технічна здійсненність концепції: | | | | | | | |
| 1 | Достовірність концепції не підтверджена | Концепція підтверджена експертними висновками | | Концепція  підтверджена розрахунками | Концепція перевірена на практиці | Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах | |
| Ринкові переваги (недоліки): | | | | | | | |
| 2 | Багато  аналогів на малому ринку | Мало  аналогів на малому ринку | Кілька аналогів на великому ринку | | Один аналог на великому ринку | Продукт не має аналогів на великому ринку | |

Продовження таблиці 5.1

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Кри-терій | | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 3 | | Ціна продукту значно вища за ціни  аналогів | Ціна продукту дещо вища за ціни  аналогів | Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів | Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів | Ціна продукту значно нижче за ціни  аналогів |
| 4 | | Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів | Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів | Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів | Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів | Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів |
| Ринкові перспективи | | | | | | |
| 5 | Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів | | Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів | Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів | Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів | Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів |
| 6 | Ринок малий і не має позитивної динаміки | | Ринок малий, але має позитивну динаміку | Середній ринок з позитивною динамікою | Великий  стабільний ринок | Великий ринок з позитивною динамікою |
| 7 | Активна  конкуренція великих компаній на  ринку | | Активна  конкуренція | Помірна  конкуренція | Незначна  конкуренція | Конкурентів немає |

Продовження таблиці 5.1

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Кри-терій | | 0 | 1 | 2 | 3 | | 4 |
| Практична здійсненність | | | | | | | |
| 8 | Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї | | Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання наявних фахівців | Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх  штату | Необхідне  незначне  навчання  фахівців | Є фахівці з питань як з технічної, так і з  комерційної  реалізації ідеї | |
| Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою) | | | | | | | |
| Кри-тер. | 0 | | 1 | 2 | 3 | 4 | |
| 9 | Потрібні значні фінансові  ресурси, які відсутні.  Джерела фінансування ідеї відсутні | | Потрібні  незначні фінансові ресурси.  Джерела фінансування відсутні | Потрібні значні фінансові  ресурси.  Джерела фінансування є | Потрібні  незначні  фінансові  ресурси.  Джерела фінансування є | Не потребує додаткового фінансування | |
| 10 | Необхідна  розробка  нових матеріалів | | Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі | Потрібні  дорогі  матеріали | Потрібні  досяжні та дешеві  матеріали | Всі матеріали для реалізації ідеї відомі  та давно використовуються у виробництві | |

Продовження таблиці 5.1

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Кри-терій | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 11 | Термін  реалізації ідеї  більший  за 10 років | Термін  реалізації ідеї  більший  за 5 років.  Термін окупності інвестицій більше  10-ти років | Термін  реалізації ідеї  від 3-х до 5-ти років.  Термін окупності інвестицій більше  5-ти років | Термін  реалізації ідеї  менше  3-х років.  Термін окупності інвестицій від 3-х до  5-ти років | Термін реалізації ідеї  менше  3-х років.  Термін окупності інвестицій менше  3-х років |
| 12 | Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту | Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу | Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу | Необхідно тільки пові-домлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту | Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту |

Щоб визначити загальний рівень комерційного потенціалу проведених нами досліджень, скористаємося даними таблиці 5.2, в якій наведено рекомендації щодо можливих рівнів комерційного потенціалу будь-якої розробки.

Таблиця 5.2 – Рівні комерційного потенціалу розробки

|  |  |
| --- | --- |
| Середньоарифметична сума балів , розрахована на основі висновків експертів | Рівень комерційного  потенціалу розробки |
| 0 – 10 | Низький |
| 11 – 20 | Нижче середнього |
| 21 – 30 | Середній |
| 31 – 40 | Вище середнього |
| 41 – 48 | Високий |

Результати оцінювання комерційного потенціалу проведених досліджень, зробленого запрошеними експертами, зведемо в таблицю 5.3.

Таблиця 5.3 – Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Критерії | Прізвище, ініціали експерта | | |
| Коваль В.В. | Боровська Т.М. | Москвіна С.М. |
| Бали, виставлені експертами: | | |
| 1 | 3 | 3 | 3 |
| 2 | 2 | 3 | 2 |
| 3 | 4 | 3 | 3 |
| 4 | 3 | 2 | 2 |
| 5 | 3 | 3 | 2 |
| 6 | 3 | 2 | 3 |
| 7 | 2 | 3 | 2 |
| 8 | 2 | 3 | 3 |
| 9 | 3 | 3 | 3 |
| 10 | 4 | 2 | 4 |
| 11 | 3 | 2 | 3 |
| 12 | 2 | 3 | 3 |
| Сума балів | СБ1 = 34 | СБ2 = 32 | СБ3 = 33 |
| Середньоарифметична сума балів | = | | |

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, дорівнює 33-м балам, то, керуючись даними таблиці 5.2, можна зробити висновок, що проведене нами дослідження має рівень комерційного потенціалу, який вважається „вище середнього”.

Такий рівень проведених нами досліджень пояснюється тим, що запропоновані нами процедури порогової обробки сигналів як інструмента для очищення кардіосигнала від шумів, дозволили покращити очистку ЕКГ-сигналу від гаусівського білого шуму та інших компонентів шумів в біосигналах. Окрім того, розроблений нами метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі вейвлет-перетворення в системі електрокардіографії, втілений у відповідні пристрої та прилади, дозволяє очистити біосигнал від шумів без втрати інформації та дає високу якість визначення QRS-комплекса – одного з найважливіших комплексів при діагностуванні серцевих захворювань людини.

5.2 Розрахунок витрат на проведення досліджень

Розрахунок витрат на проведення даної роботи складається таких етапів:

* 1-й етап: розрахунок витрат, які безпосередньо стосуються виконавців даного розділу роботи;
* 2-й етап: розрахунок загальних витрат на виконання всіх розділів роботи.;
* 3-й етап: розрахунок загальних витрат на виконання та можливе впровадження результатів всієї роботи.

1-й етап:

Основна заробітна плата розробників (дослідників) Зо, які працюють в наукових установах бюджетної сфери розраховується за формулою:

 [грн.] (5.1)

де М – місячний посадовий оклад конкретного розробника, грн. Величини окладів знаходиться в межах (1000…8000) грн. за місяць;

Тр – число робочих днів в місяці; приймемо Тр = 20 днів;

t – число робочих днів роботи розробника (дослідника).

Зроблені розрахунки зведемо до таблиці:

Таблиця 5.4 – Витрати на оплату праці

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Найменування посади  виконавця | Місячний  посадовий  оклад, грн. | Оплата за робочий день, грн. | Оплата за годину, грн. | Число  днів (годин) роботи | Витрати на оплату праці, грн. |
| 1. Керівник роботи | 8000 | 400 | 55 | 25 год | 1375 |
| 2. Магістрант | 800 | 40 | - | 40 | 1600 |
| 3. Консультант економічної частини | 6000 | 300 | 41,6 | 2,5 год | 104 |
| Всього | | | | 3079 | |

Додаткова заробітна плата Зд виконавців розраховується як (10…12)% від величини основної заробітної плати, тобто:

. (5.2)

Для нашого випадку:

Зд = 0,1 × 3079 = 307,9 ≈ 308 (грн.)

Нарахування на заробітну плату Нзп фахівців, які беруть участь у виконанні даної наукової роботи, розраховуються за формулою:

 (5.3)

де Зо – основна заробітна плата фахівців, грн.;

Зд – додаткова заробітна плата фахівців, грн.;

β – ставка єдиного внеску на загальнообов’язкове державне соціальне страхування, %. Ставка єдиного внеску на загальнообов’язкове державне соціальне страхування для бюджетних установ визначена в 36,3%. Тоді:

+ 308) × 0,363 = 1229,48 ≈ 1230 (грн.)

Амортизація обладнання, комп’ютерів та приміщень А, які використовувались під час виконання даної роботи. У спрощеному вигляді амортизаційні відрахування А в цілому можуть бути розраховані за формулою:

 [грн.] (5.4)

де Ц – загальна балансова вартість всього обладнання, комп’ютерів, приміщень тощо, що використовувались для виконання даної роботи, грн.;

На – річна норма амортизаційних відрахувань. Для нашого випадку можна прийняти, що На = (5...25)%;

Т – термін, використання обладнання, приміщень тощо, місяці.

Зроблені розрахунки зведемо до таблиці (5.5):

Таблиця 5.5 – Витрати на амортизацію

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Найменування  обладнання,  приміщень тощо | Балансова вартість, грн. | Норма амортизації, % | Термін використання,  міс. | Величина амортизаційних відрахувань, грн. |
| 1. Персональні комп’ютери, принтери, інші пристрої | 24000 | 20 | 3 місяці | 1200 |
| 2. Площі  університету | 36000 | 5 | 3 | 450 |
| Всього | | | | А = 1650 |

Витрати на матеріали М, що були використані під час проведення досліджень, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

 (грн.) (5.5)

де Нi – витрати матеріалу *i*-го найменування, кг;

Цi – вартість матеріалу *i*-го найменування, грн./кг.;

Кi – коефіцієнт транспортних витрат, Кі = (1,1…1,15);

Вi – маса відходів матеріалу *i*-го найменування, кг;

Цв – ціна відходів матеріалу *i*-го найменування, грн/кг;

n – кількість видів матеріалів.

Витрати на комплектуючі К, що були використані під час проведення досліджень, розраховуються за формулою:

( грн.) (5.6)

де Ні – кількість комплектуючих *і*-го виду, шт.;

Ці – ціна комплектуючих *і*-го виду, грн.;

Кi – коефіцієнт транспортних витрат, Кі = (1,1…1,15);

n – кількість видів комплектуючих.

За аналогією з іншими подібними дослідженнями, вартість всіх використаних та задіяних при виконанні даної роботи ресурсів становить приблизно 2000 грн.

Витрати на силову електроенергію Ве  розраховуються за формулою:

, (5.7)

де В – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2015 р. В ≈ 1,50 грн./кВт;

П – установлена потужність обладнання, кВт; П = 1,5 кВт;

Ф – фактична кількість годин роботи обладнання, годин. Приймемо, що Ф = 100 годин;

Кп – коефіцієнт використання потужності; Кп  < 1 = 0,8.

Кд – коефіцієнт корисної дії, Кд = 0,6.

Тоді витрати на електроенергію складуть:

 (грн)

Інші витрати Він можна прийняти як (50…300)% від суми основної заробітної плати фахівців, які здійснювали дане дослідження, тобто:

Він = (0,5..3) × Зо. (5.8)

Для нашого випадку:

Він = 3 × 3079 = 9237 (грн.)

Сума всіх попередніх статей витрат дає витрати на виконання даної роботи безпосередньо самим розробником.

Для нашого випадку:

В = 3079 + 308 + 1230 + 1650 + 2000 + 300 + 9237 = 17804 (грн.)

2-й етап: передбачає розрахунок загальних витрат на виконання всіх етапів даної роботи всіма виконавцями, що були задіяні у даному проекті.

Загальна вартість даної роботи визначається за Взаг формулою:

, (5.9)

де  – частка витрат, які безпосередньо здійснює виконавець даного етапу роботи, у відн. одиницях. Для нашого випадку  = 0,95.

 (грн.)

3-й етап: передбачає прогнозування загальних витрат на розробку та можливе впровадження результатів виконаної роботи.

Прогнозування загальних витрат здійснюється за формулою:

 [5.10]

де  – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання даної роботи. Так, якщо розробка знаходиться: на стадії науково-дослідних робіт, то  ≈ 0,1; на стадії технічного проектування, то  ≈ 0,2; на стадії розробки конструкторської документації, то  ≈ 0,3; на стадії розробки технологій, то  ≈ 0,4; на стадії розробки дослідного зразка, то  ≈ 0,5; на стадії розробки промислового зразка,  ≈ 0,7; на стадії впровадження, то  ≈ 0,8-0,95. Для нашого випадку  ≈ 0,6.

Тоді:

 (грн.)

Тобто прогнозовані витрати на проведення даного дослідження можуть становити приблизно 32 тис. грн.

5.3 Наукові та практичні результати проведених досліджень

У ході проведених досліджень нами були розв’язати наступні задачі:

а) проведено комплексний поглиблений аналіз існуючих систем обробки біосигналів та розроблена загальна структурно-функціональна модель системи обробки ЕЕГ, ЕКГ та ЕМГ сигналів;

б) розроблені та вивчені спеціальні алгоритми обробки біосигналів та зроблено відповідне програмне забезпечення;

в) проведено клініко-експерементальних дослідження з метою визначення адекватності роботи алгоритмів, що були розроблені.

Достовірність теоретичних положень виконаної нами магістерської кваліфікаційної роботи підтверджується логічною послідовністю умовиводів, коректним використанням методів математичного апарату, адекватністю результатів розробленого програмного забезпечення.

Для кількісного оцінювання ефективності та перспективності виконаної роботи може бути використаний спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у майбутньому, величину витрат на виконану роботу тощо.

Комплексний показник Кр рівня виконаної наукової роботи може бути розрахований за формулою:

 (5.11)

де: I – коефіцієнт важливості роботи, І = 2…5;

n – коефіцієнт використання результатів роботи;

n=0, коли результати роботи не будуть використовуватись;

n=1, коли результати будуть використовуватись частково;

n=2, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках,

n=3, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок;

Тс – коефіцієнт складності роботи, Тскл = 1…3;

R – коефіцієнт результативності роботи; Якщо результати роботи плануються вище відомих, то R=4; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то R=3; якщо нижче відомих результатів, то R=2; якщо результат роботи не визначений, то R=1;

B – вартість НДР, (тис. грн.);

t – час проведення досліджень, років.

Для визначення вищенаведених коефіцієнтів нами були запрошені експерти, які були задіяні при проведенні технологічного аудиту наших досліджень.

Результати експертних висловлювань занесені у таблицю 5.6.

Таблиця 5.6 – Результати експертних висновків

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Показник | Експерти | | | Перева-жаюча  оцінка |
| Коваль В.В. | Боровська Т.М. | Москвіна С.М. |
| 1. Коефіцієнт важливості роботи | 3 | 3 | 4 | 3 |
| 2. Коефіцієнт використання результатів роботи | 3 | 2 | 2 | 2 |
| 3. Коефіцієнт складності роботи | 3 | 2 | 3 | 3 |
| 4. Коефіцієнт результативності роботи | 4 | 3 | 4 | 4 |
| 5. Вартість роботи, тис. грн. | 32 | 32 | 32 | 32 |
| 6. Час проведення досліджень, роки | 2 | 2 | 2 | 2 |

Якщо Кр 1, то науково-дослідну роботу можна вважати ефективною з високим науковим, технічним та економічним рівнем.

Для нашого випадку експерти назвали такі коефіцієнти:

I – коефіцієнт важливості роботи, І = 3;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; n = 2;

Тс – коефіцієнт складності роботи, Тскл = 3;

R – коефіцієнт результативності роботи; R = 4;

B – вартість НДР, (тис. грн.); В = 32 тис. грн.

t – час проведення досліджень, t = 2 роки.

Тоді комплексний показник Кр рівня виконаної наукової роботи буде дорівнювати:



Це свідчить про те, що проведені нами дослідження, при втіленні їх у реальні приладі та пристрої, можна вважати ефективними з високим науковим, технічним та економічним рівнем та високою можливістю для комерційного використання.

ВИСНОВКИ

В ході виконання магістерської роботи було досліджено проблему обробки та аналізу біомедичних сигналів, розглянуто найпоширеніші біосигнали, способи їх обробки. Окрім того було визначено найважливіші параметри електрокардіограм. Такими параметрами є: зсув, пік, початок, Р та Т зубці та QRS-комплекс.

Основна ідея даної роботи полягала у розробці нової методики обробки певного типу біосигналів з метою покращення якості вже існуючих алгоритмів. Було обґрунтовано вибір ЕКГ-сигналу для подальшої роботи з ним.

При створенні методики обробки сигналу було обґрунтовано вибір типу вейвлет-перетворення та базисного вейвлету для аналізу кардіосигналів (неперервне вейвлет-перетворення з використанням базиса «bior1.5»). Також було обґрунтовано вибір масштабного коефіцієнта при неперервному вейвлет-перетворенні для визначення Р та Т зубців і QRS комплекса (15 масштаб для визначення QRS-комплекса та 41 масштаб для визначення Р і Т зубців).

У роботі було вдосконалено метод визначення Р-QRS-Т зубців: запропоновано порогове значення та використання апроксимації сигналу в областях QRS-комплекса з метою підвищення точності визначення Р та Т зубців. Окрім того було обґрунтовано вибір типу та методу вейвлет-трешолдингу (локальний багаторівневий жорсткий трешолдинг з використанням метода Берга-Массара і вейвлета «db4» на четвертому рівні розкладу в якості базиса).

Розроблений метод аналізу ЕКГ-сигналів на основі вейвлет-перетворення дозволяє очистити кардіосигнал від шумів без втрати інформації. За допомогою методу можна знайти дев’ять важливих точок кардіосигналу з точністю 98-99%. Запропонований метод значно покращує точність визначення Р та Т зубців.

Результатом виконання даної роботи є метод виділення основних параметрів кардіосигналу. Розроблений програмний додаток дозволяє виділити з вхідного сигналу важливі параметри електрокардіограми.

Розробка даної методики дозволить значно полегшити роботу над обробкою ЕКГ-сигналів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Кулик А.Я. Процедура комп’ютерного моделювання положення нирки для автоматизованої системи діагностики / А.Я. Кулик, Крещенко І.П. // Наукові праці ЧДУ ім. Петра Могили. – 2015. - №250. – С. 9-13.
2. Кулик А.Я. Спосіб реєстрації кардіограм / А.Я. Кулик, І.П. Крещенко, Т.Г. Ревіна // Винаходи та корисні моделі. - 2015. - №3. – С. 4-10.
3. Вуйцик Володимир. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних електрографічних сигналів / Володимир Вуйцик. - Львів: Ліга-Прес. - 2009. – 308с.
4. Злепко С. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування / С. Злепко, С. Павлов, П. Коваль. – Вінниця: Бібліогр. - 2008. – 83с
5. Ivanitsky A.M. Electroencephalography / A.M. Ivanitsky, A.R. Nikolaev, G.A. Ivanitsky // Modern Techniques in Neuroscience Research. – 1999. – 996 p
6. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. / Б.М. Гехт - Л.: Наука. - 1990. - 229 с.
7. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали та їх обробка / В.Г. Абакумов, В.О. Геранін, О.І. Рибін, Й.Сватош. - К. : ВЕК+. - 1997. - 352 с.
8. Єгоров С.А. Застосування методу головних компонент для аналізу електроенцефалограм – С.А. Єгоров. – Київ.: Діло. - 2013. – 72 с.
9. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая энцефалография/ В.В. Гнездицкий – Таганрог: ТРТУ. - 2000. – 640 с.
10. Васильева-Линецкая Л.Я. Автоматизированная система исследований электромиографических сигналов человека / Л.Я. Васильева-Линецкая, А.О. Роханский, А.В. Галацан Черепащук // Открытые информационные и компьютерные информационные технологии. – Харьков: Школа. - 1998. – 220 с.
11. Иванов Л.Б. Прикладная компютерная электроэнцефалография / Л.Б. Иванов – М.: АОЗТ. - 2000. – 256 с.
12. Обухов Ю.В. Нейродегенеративные заболевания: фундаментальные и прикладные аспекты / Ю.В. Обухов. - М.: Высшая школа. - 2010. - 136 с.
13. Зайченко, К.В. Съем и обработка биоэлектрических сигналов / К.В. Зайченко, О.О. Жаринов, А.Н. Кулин. – СПб. - 2001. – 250 с.
14. Зенков Л.Р. Функциональная диагностика нервных болезней / Л.Р. Зенков, М.А. Ронкин. – М.: Медицина. - 1991 – 623 с.
15. Райгайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Р.М. Райгайян.– М.: ФИЗМАТЛИТ. - 2007 – 345 с.
16. Осипов А.Н. Оценка эвакуаторной функции желудочно-кишечного тракта на основе частотно-временного анализа электромиограмм нервно-мышечных тканей / А.Н. Осипов [и др.] // Инженерный вест ник. – 2009. – №2. - 90с.
17. Квєтний Р.Н. Комп'ютерне моделювання систем та процесів. Методи обчислень. Частина 2 : навчальний посібник / Р.Н. Квєтний, І.В. Богач, О.Р. Бойко, О.Ю. Софина. – Вінниця.:ВНТУ. - 2012. – 193 с.
18. Карташев В.Г. Основы теории дискретных сигналов и цифровых фильтров / В.Г. Карташев. – М.: Высшая школа. - 1982. – 109 с.
19. Лапатін В.В. Цифрова фільтрація, спектральний аналіз та оптимізація точності вимірювань у мобільній системі контролю / В.В. Лопатін // Геотехническая механіка. – Днепропетровськ: ИГТМ НАНУ. - 2012. - 259с
20. Рабинер П. Теория и использование цифровой обработки сигналов/ П. Рабинер, Б. Гоулд. – М.: Высшая школа. - 1987 – 324 с.
21. Квєтний Р.Н. Комп'ютерне моделювання систем та процесів. Методи обчислень. Частина 1 : навчальний посібник / Р.Н. Квєтний, І.В. Богач, О.Р. Бойко, О.Ю. Софина. – Вінниця.:ВНТУ. - 2012. – 187 с.
22. Киселев А. Основы теории вейвлет-преобразования / А. Киселев. – Рязань.:BaseGroup. - 2014. – 15 с.
23. Mallat S.A. A theory for multiresolutional signal decomposition: the wallet representation / S.A. Mallat. – 1989 – 693 p.
24. Дробик О.В. Цифрова обробка аудіо- та відеоінформації у мультимедійних системах: Навчальний посібник / О.В. Дробик, В.В. Кідалов, В.В. Коваль, Б.Я. Костік та ін..- К.:Наукова думка. - 2008. – 144 с. - ISBN 978-966-00-0940-2
25. Мельник А.Г. Рекурсивні фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою / А.Г. Мельник. – К.:Тріада. - 2015. – 182 с.
26. Кривицкий Б.Х. Справочник по теоретическим основам радииоэлектроники / Б.Х. Кривицкий. – М.: Энергия. - 1977. – 123 с.
27. Хоровиц Пауль. Искусство схемотехники / Пауль Хоровиц, Хилл Уинфилд. – М.:Мир. - 1989. – 354 с.
28. Стратонович Р.Л. Оптимальные нелинейные системы, осуществляющие выделение сигнала с постоянными параметрами от шума / Р.Л. Стратонович. – М.: Мир. - 1959. – 901 с.
29. Богнер Р. Введение в цифровую фильтрацию. / Р. Богнер, А. Константинидис. – М.: Мир. - 1976. – 216 с.
30. Разевиг В.Д. Схемотехническое моделирование с помощью MicroCap 7/ В.Д. Разевиг. – М.: Горячая линия. - 2003. – 120 с.
31. Отнес Р. Прикладной анализ временных рядов. – М.: Мир. - 1982. – 428 с.
32. Птачек М. Цифровое телевиденье. Теория и техника / М. Птачек. – М.: Радио и свіязь. - 1990. – 528 с.
33. Дьяконов В. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник / В. Дьяконов, И. Абраменков. – СПб.:Питер. - 2002. – 608 с.
34. Дремин И.Л. Вейвлеты и их использование / И.Л. Дремин. // Успехи физических наук. – 2001. - №5. – С.465-501.
35. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике / В.П. Дьяконов. – М.:Солон-Р. - 2002. – 448 с.
36. Зудбинов Ю.И. Азбука ЭКГ и боли в серце / Ю.И. Зудбинов. – Ростов-на-Дону: Феникс. - 2008. – 240 с.
37. Хэмптон Дж. Атлас ЭКГ: 150 клинических ситуаций – Дж. Хэмптон. – М.: Медицинская література. - 2007. – 320 с.
38. Cмоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в Матлаб / Смоленцев Н.К. – М.: ДМК Пресс. - 2008. – 448 с.
39. Martinez J.P. A wavelet-based ECG delineator / J.P Martinez, Almeida R., Laguna P. //IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2004. – Vol. 51. - P. 570-581.
40. Vitec M. A wavelet-based ECG deliveation in Multilead ECG signals / M. Vitec, Hrubes J., Kozunplik J. // IFMBE Proceedings. – 2009. – Vol. 25. – P. 177-180.
41. Строуструп Б. Справочные руководства по языку С++ с комментариями/ Б. СТроуструп, М. Эллис. – М.: Мир. - 1992. - 445 с.
42. Скляров В.А. Язык С++ и объктно-ориентированное программирование/ В.А. Скляров. – Минск.: Вышэйшая школа. - 1997. -480 с.
43. Литвиненко Н.А. Технология программирование на С++ / Н.А. Литвиненко. – СПб: БХВ-Петербург. - 2005. – 174 с.
44. Романов Е.Л. С++. От дилетанта до профессионала / Е.Л. Романов. – М.: Высшая школа. - 2014. – 600 с.
45. Meyer Y. Wavelets: Algorithms and Applications / Y. Meyer. – Philadelphia: Siam. - 1993. – 401 p.
46. Meyer Y. Wavelets and Operators / Y. Meyer. - Cambridge: Cambridge University Press. - 1993, - 189 p.
47. Алексеев К.А. Вейвле-анализ сигналов датчиков. Ч.1. Континуальный анализ / К.А. Алексеев.- М.:ИИЦ ПГУ. - 2001, - 145 с.
48. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в Матлаб / Н.К. Смоленцев, - Кемерово: КГУ. - 2003, - 247 с.
49. Blackhart G.C. Can EEG asymmetry patterns predict future development and depression? A prelimary study / G.C. Blackhart, J.A. Miinix // Biological Psyhology. – 2006. – №72. – P. 46-50.
50. Buzsaki Gyorg. Rhytms of the Brain / Gyorg Buzsaki. – Oxford: Oxford University Press. - 2006, 464 p.
51. Майоров О.Ю. Компьютерная ЭЭГ – прошлое, настоящее, будущее / О.Ю. Майоров // Клин. Информат. и Телемед. – 2004. - №2. – С. 127-253
52. Новиков Л.В. Основы вейвлет-анализа сигналов / Л.В. Новиков. – СПб.:Астрель-СПб. - 1999, 270 с.
53. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. / В.П. Дьяконов. – М.: СОЛОН-пресс. - 2010. – 400 с.
54. Сивачев А.В. Производство электрокардиографов в Российской Федерации / А.В. Сивачев, А.П. Юркевич // Медицинская техника. – 2001. - №1. - С. 41-44
55. Чесноков Ю.В. Применение непрерывного вейвлет-преобразования в обработке электрокардиограмм при мерцательной аритмии / Ю.В. Чесноков, В.И. Чижиков // Измерительная техника. – М.: Стандарт. - 2004, - №4. – С. 68-70
56. Старков Е.Ф. Предварительная обработка и распознавание электрокардиограмм / Е.Ф. Старков // Известия вузов. Приборостроение.– СПб.: Стандарт. - 2005, - №2. – С. 28-31
57. Куклаичев А.П. Метод анализа корреляционной синхронности ЭЭГ и его возможности. / А.П. Куклаичев // Журнал высшей нервной деятельности. - 2011, - №61(4). – С. 485-492.
58. Boostani R. An efficient classifier to diagnose of schizophrenia based on the EEG signals. / R. Boostani, К. Sadatnezhad , М. Sabeti // Exp. Syst. Appl. - 2009. - №36(3). – Рр. 6492-6499.
59. Корнєв В. П. Багаторівневий вейвлет аналіз в задачі сегментації електрокардіограм / В. П. Корнєв, В. О. Таценко // Электроника и связь : научно-технический журнал. – 2013. – № 3(74). – С. 38–42.
60. Гонтаренко А. А. Адаптивная фильтрация сетевой помехи 50 Гц в системах регистрации электрокардиограмм / А. А. Гонтаренко, В. П. Корнев // Электроника и связь : научно-технический журнал. – 2013. – № 4(75). – С. 44–52.
61. Астафьева Н. Вейвлет анализ: основы теории и примеры применения / Н. Астафьева // Успехи физических наук. – 1996. – Т. 166, № 11. – C. 1145-1170.
62. Дремин И. Вейвлеты и их использование / И. Дремин, О. Иванов, В. Нечитайло // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171, № 5. – C. 465-561.
63. Яковлев А.Н. Введение в вейвлет-преобразование : [учеб. пособие] / Яковлев А.Н. – Новосибирск :НГТУ. - 2003. – 104 с.
64. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике / Дьяконов В.П. – М. : СОЛОН-Р. - 2002. – 448 с.
65. Ламброу Т. Применение вейвлет-преобразования к обработке медицинских сигналов и изображений / Т. Ламброу, А. Линней, Р. Спеллер // Компьютерра. – 1998. – № 8. – С. 28-31.
66. Анисимов Б.В. Распознавание и цифровая обработка изображений / Б.В. Анисимов, В.Д. Курганов, В.К. Злобин. – М.: Высшая школа. - 1983, - 487 с.
67. Сойфера В.А. Методы компьютерной обработки изображений / В.А. Сойфера, - М.: Физматлит. - 2003. – 257 с.
68. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс, - М.: Техносфера. - 2005. – 579 с.
69. Габова А.В. Использование вейвлет-преобразований для анализа электрической активности мозга при болезни Паркинсона. / А.В. Габова, В.В. Гнездицкий, А.В. Карабанов. – М.: АТМ-пресс. - 2002. - 72 с.
70. Sonal Jain. Analysis of EEG Signals for Epilepsy and Seizure by decomposition with Wavelet Transform / Jain Sonan, A.K. Wadhwani // International Journal of Engineering and Advanced Technology. - 2012 . - №4. – Рр 293-297
71. D`Avanzo Costanza. A wavelet Methodology for EEG Time-frequency Analysis in a Time Discrimination Task / Costanza D`Avanzo // International Journal of Bioelectromagnetism. – 2009. - №4. – Рр. 185-188.
72. Санадзе А.Г. Клиническая электромиография для практических неврологов / А.Г. Санадзе, Л.Ф. Касаткина. – М.: ГЭОТАР-медиа. - 2007. – 64 с.
73. Голдбергер А.Л. Клиническая электрокардиография. Наглядный подход. / А.Л. Голдберг. – М.:ГЭОТАР-медиа.- 2009. – 328 с.
74. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. / В.Н. Орлов. / М.: МИА.- 2012. – 560 с.
75. Сторожаков Г.И. Руководство по кардиологии: Учебное пособие / Г.И. Сторожаков, А.А. Горбаченков. – М.:ГЭОДАР-медиа.- 2008. – 672 с.
76. Колпаков Е.В. ЭКГ при аритмиях. Атлас: руководство / Е.В. Колпаков, В.А. Люсов, Н.А. Волов. – М.: ГЭОТАР-медиа.- 2011. – 288 с.
77. Кассирский И.А. Справочник по функциональной диагностике / И.А. Кассирский. – М.: Медицина.- 1980. – 223 с.
78. Козловський В. О. Методичні вказівки до виконання студентами-магістрантами економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / В. О. Козловський. – Вінниця: ВНТУ.- 2012. – 49с.
79. MPICH [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.mpich.org/. – Назва з екрану.
80. Отношение сигнал/шум (часть 1) [Електронний ресурс]. – Режим доступу : http://www.realsky.ru/articles/astrophotography/202-signal-to-noise-part1. – Назва з екрану.
81. Бакуцкий В.Н. Дополнительные ЭКГ-параметры в диагностике в частной патологии сердца / В.Н. Бакуцкий // Клиническая медицина. – 2006. - №11. – С. 49-52.
82. Бурда И.Ю. Влияние препаратов, контролирующих частоту желудочковых сокращений, на продолжительность QRS ЭКГ у пациентов с постоянной фибрилляцией предсердий / И.Ю. Бурда, Н.И. Яблучанский // Експерементальна та клінічна медицина. – 2010. - №4. – С. 71 – 75.
83. Вережникова А.П. ЭКГ при гипертрофии различных отделов сердца / А.П. Вережникова // Сімейна медицина. – 2014. - № 6. – С. 59-66.
84. Таценко В.А. Детектирование QRS комплекса ЭКГ / В.А. Таценко, А.А. Гонтаренко, В.П. Корнев // Інформатика, математика, автоматика: матеріали та програма науково-технічної конференції, м. Суми. - 2012. №2. – С. 153.
85. Чайковский И.А. Амбулаторное мониторирование ЭКГ: новые информационные технологии и средства измерения / И.А. Чайковский// Журнал Академії медичних наук України. – 2009. - № 4. – С. 769-779
86. Щербак Б.И. Клиническая оценка ЭКГ у спортсменов высокой квалификации / Б.И. Щербак. А.Т. Зозуля. В.В. Лаба // Сучасні проблеми клінічної та експериментальної медицини: ІХ підсумкова науково-практична конференція медичного факультету. – 2011. – №3. - С. 96-97.
87. Харченко О.И. Результаты эксперементального анализа ЭЭГ-сигнала с применением метода модифицированных статистик Колмогорова-Смирнова / О.И. Харченко, В.И. Чумаков // Радиотехника. – 2008. - №153. – С. 15-18.
88. Мосійчук В. Методи непрямого вимірювання біосигналів та фізичних величин на підставі релаксаційних процесів / В. Мосійчук, О. Шарпан // Теоретична електротехніка. – 2009. - №60. – С. 132-138.
89. Чайковський І.А. Визначення емоційного стану людини за допомогою параметрів ЕКГ в одному відведенні / І.А. Чайковський, Т.П. Голуб, М.М. Будник // Інтелектуальні системи в промисловості та освітній галузі. - 2009. - № 2. – С. 10-11
90. Куракіна Т.В. Метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі безперервного вейвлет-перетворення / Т.В. Куракіна, Ю.В. Твердохліб // Сучасні інформаційні системи і технології. - 2013, - №1, - С. 139-140.
91. Іванюк О. Вплив ранньої спортивної спеціалізації на електричну активність кори головного мозку у юнаків в альфа-діапазоні ЕКГ / О. Іванюк // Вісник Львівського університету. Серія біологічна. – 2009. - №50, - С. 112-117.
92. Волошко А.В. Лифтинговая схема, используемая в вейвлет-преобразование для анализа информационных сигналов / А.В. Волошко// Электронное моделирование. – 2009. - №5. – С. 55-63.
93. Кожем’яко В.П. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень / В.П. Кожем’яко, С.В. Павлов, К.І. Станчук. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця.- 2006. – 203 с. – 150.
94. Забара С.С. Інваріантне розпізнавання і класифікація біомедичних сигналів / С.С. Забара, Г.В. Кіт // Вісник Національного університету «Львівська політехніка». Комп’ютерні системи та мережі. – 2009. - №658, - С. 40-46.
95. Алфимов А.Г. Применение векторных фильтров в обработке биомедицинских сигналов / А.Г. Алфимов // Науково-технічна конференція викладачів, співробітників і студентів механіко-математичного факультету. – Суми: СумДУ. - 2005. - № 3. - С. 173-174.

ДОДАТКИ

Додаток А

(обов’язковий)

Акт впровадження розробки

Додаток Б

(обов’язковий)

ЗАТВЕРДЖЕНО ЗАТВЕРДЖЕНО

Вінницький національний Зав. кафедри АІВТ

медичний університет \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_Квєтний Р.Н.

\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ Чикалова А.О. «\_\_» \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ 2015 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

«Інформаційна технологія обробки і реєстрації біомедичних сигналів»

08-02.МКР.001.00.000 ТЗ

Керівник роботи:

к.т.н., доц. Богач І.В..

“\_\_” \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ 2015 р.

Виконавець: студент гр. 1КСУА-14мн

Крещенко І.П.

“\_\_” \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ 2015 р.

Вінниця 2015

1. Назва та галузь застосування

Інформаційна технологія обробки і реєстрації біомедичних сигналів.

Розроблений метод обробки біомедичних сигналів повинен підвищити якість обробки електрокардіограм шляхом використання вейвлет-перетворення різних типів, для виділення найважливіших характеристик електрокардіосигналу: початок, пік, зсув, T-зубець, Р-зубець та QRS-комплекс.

1. Підстави для розробки

Розробку системи здійснювати на підставі наказу по університету №207 від 1.09.2015 та завдання до магістерської кваліфікаційної роботи складеного та затвердженого кафедрою «Автоматики та інформаційно-вимірювальної техніки». Робота виконується по замовленню НВП ТОВ «Спільна Справа» в рамках науково - дослідних робіт на філії кафедри АІВТ.

1. Мета та призначення розробки

Метою дипломної дисертації є підвищення швидкодії обробки біомедичних сигналів, збільшення якості обробки сигналів та покращення якості фільтрації сигналів, що дозволило б підвищити якість діагностування серцевих захворювань людини. Для досягнення поставленої мети необхідно розробити метод обробки біосигналів та пояснювальну записку.

1. Джерела розробки

1. Вуйцик Володимир. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних електрографічних сигналів / Володимир Вуйцик. - Львів: Ліга-Прес, 2009. – 308 с.

2. Злепко С. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування / С. Злепко, С. Павлов, П. Коваль. – Вінниця: Бібліогр, 2008. – 83с

3. Куракіна Т.В. Метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі безперервного вейвлет-перетворення / Т.В. Куракіна, Ю.В. Твердохліб // Сучасні інформаційні системи і технології, - 2013, - №1, - С. 139-140.

4. Райгайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Р.М. Райгайян.– М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007 – 345 с.

5. Martinez J.P. A wavelet-based ECG delineator / J.P Martinez, Almeida R., Laguna P. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2004. – Vol. 51. - P. 570-581.

5. Показники призначення

Вихідними даними для роботи методу є електрокардіограми здорових людей, та людей з патологіями серця.

Результатом роботи методу є виділення головних характеристик електрокардіограми.

6. Економічні показники

До економічних показників входять:

- термін окупності (3 роки);

- приведена вартість всіх чистих прибутків від реалізації результатів розробки протягом 3-х років – 737 тис. грн.;

- мінімальна дохідність – 45%;

- інші економічні переваги у порівнянні з аналогами.

7. Стадії розробки

1. Розділ 1 “ Аналіз сучасного стану питання обробки біомедичних сигналів та обгрунтування технічного завдання на роботу” має бути виконаний до 15.09.2015.
2. Розділ 2 “ Аналіз способів цифрової фільтрації ” має бути виконаний до 30.09.2015.
3. Розділ 3 “ Розробка алгоритмічного забезпечення проекту ” має бути виконаний до 10.10.2015.
4. Розділ 4 “Розробка програмного забезпечення ” має бути виконаний до 20.10.2015.
5. Економічний розділ має бути виконаний до 15.11.2015.
   1. Порядок контролю та приймання
6. Рубіжний контроль. Провести до 17.11.2015.
7. Попередній захист магістерської кваліфікаційної роботи. Провести до 19.11.2015.
8. Захист магістерської кваліфікаційної роботи. Провести 24.11.2015.

Додаток В

(обов’язковий)

Структура оброки ЕКГ-сигналу



Додаток Г

(обов’язковий)

Процедура визначення важливих параметрів кардіосигнала



Додаток Д

(обов’язковий)

Схема програми



Додаток Е

(обов’язковий)

Лістинг програми

# include <stdlib.h>

# include <conio.h>

# include <stdio.h>

# include <math.h>

# include <graphics.h>

# include "Lib\lib.h"

# include <conio.h>

# include <dos.h>

# include <tsani.h>

#include<assert.h>

template <class T>

class VECT

{

T \*v;

int size;

public:

VECT(int s){ v=new T[s]; size=s;}

VECT(){delete v;}

T& operator[](int i)

{

assert((i>=0 && i<size));

return v[i];

}

};

float pi=3.141593;

int N\_max=1024\*4;

VECT<unsigned int> datas(N\_max);

VECT<float> U(N\_max);

int Init\_Signal(void){

int j;

for(j=0;j<N\_max; j++){

U[j]=0;

datas[j]=0;

}

int LXQ;

for(i=0;i<21;i++){

printf("\ndata(%i)=%i",i,datas[i]);

}

float k=10.24/2048;

for(i=0;i<N\_max;i++){

U[i]=k\*(datas[i]-2048.0);

}

moveto(300,300);

for(i=0;i<21;i++){

printf("\ndata(%i)=%i",i,datas[i]);

lineto(100+i,U[i]\*10);

}

getch();

return (1);

}

float ksi[3]={-0.6374,0.7641,-0.0993}, eta[3]={0.2966,0.1737,-0.939};

void norm\_ksi\_eta(void){

int i;

float l\_ksi=sqrt(ksi[0]\*ksi[0]+ksi[1]\*ksi[1]+ksi[2]\*ksi[2]);

float l\_eta=sqrt(eta[0]\*eta[0]+eta[1]\*eta[1]+eta[2]\*eta[2]);

for(i=0;i<=2;i++){

ksi[i]=ksi[i]/l\_ksi;

eta[i]=eta[i]/l\_eta;

}

}

float r[3]={1,0,0},q[2]={0,0};

float scal(float \*vector1, float \*vector2){

return vector1[0]\*vector2[0]+vector1[1]\*vector2[1]+vector1[2]\*vector2[2];

}

void get\_q(float \*vector\_3d, float \*vector\_2d){

vector\_2d[0]=scal(vector\_3d,ksi);

vector\_2d[1]=scal(vector\_3d,eta);

}

int x\_center=350, y\_center=280;

void line\_3d(float x1,float y1,float z1,float x2, float y2, float z2){

float q1[2];

float q2[2];

float q1\_3d[3]={x1,y1,z1};

float q2\_3d[3]={x2,y2,z2};

get\_q(q1\_3d,q1);

get\_q(q2\_3d,q2);

line(x\_center+q1[0],y\_center+q1[1],x\_center+q2[0],y\_center+q2[1]);

}

int x\_max=400, y\_max=300, z\_max=220;

void grid(void){

setcolor(WHITE);

gprintf(150,10,"Кардіо");

setcolor(LIGHTCYAN);

setcolor(LIGHTRED);

line\_3d(0,0,0,x\_max,0,0);

line\_3d(0,0,0,0,y\_max,0);

line\_3d(0,0,0,0,0,z\_max);

line\_3d(x\_max,0,0,x\_max-10,0,5);

line\_3d(x\_max,0,0,x\_max-10,0,-5);

line\_3d(0,y\_max,0,0,y\_max-10,5);

line\_3d(0,y\_max,0,0,y\_max-10,-5);

line\_3d(0,0,z\_max,2.5,-2.5,z\_max-10);

line\_3d(0,0,z\_max,-2.5,2.5,z\_max-10);

setcolor(CYAN);

line\_3d(x\_max,0,0,x\_max,y\_max,0);

line\_3d(x\_max,y\_max,0,0,y\_max,0);

line\_3d(x\_max,0,0,x\_max,0,z\_max);

line\_3d(x\_max,0,z\_max,0,0,z\_max);

line\_3d(0,y\_max,0,0,y\_max,z\_max);

line\_3d(0,y\_max,z\_max,0,0,z\_max);

line\_3d(x\_max,y\_max,0,x\_max,y\_max,z\_max);

line\_3d(x\_max,y\_max,z\_max,x\_max,0,z\_max);

line\_3d(x\_max,y\_max,z\_max,0,y\_max,z\_max);

//line\_3d();

setcolor(WHITE);

//x

line\_3d(x\_max,0,-5,x\_max-5,0,-15);

line\_3d(x\_max-5,0,-5,x\_max,0,-15);

//y

line\_3d(0,y\_max,-5,0,y\_max-5,-15);

line\_3d(0,y\_max-5,-5,0,y\_max-2.5,-10);

//z

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max);

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max-10);

line\_3d(0,-15,z\_max-10,0,-10,z\_max-10);

}

char QRS (char axis){

char a=axis;

float step\_fi=0.05,ksi\_new[3]={0,0,0},eta\_new[3]={0,0,0};

cleardevice();

grid();

if(axis=='x'){

while(1){

setcolor(WHITE);

//x

line\_3d(x\_max,0,-5,x\_max-5,0,-15);

line\_3d(x\_max-5,0,-5,x\_max,0,-15);

setcolor(BLACK);

//y

line\_3d(0,y\_max,-5,0,y\_max-5,-15);

line\_3d(0,y\_max-5,-5,0,y\_max-2.5,-10);

setcolor(BLACK);

//z

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max);

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max-10);

line\_3d(0,-15,z\_max-10,0,-10,z\_max-10);

while(!kbhit()){}

a=getch();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z') a=rotate(a);

if(a=='q'||a=='p'||a=='m'||a=='e') break;

if(a==75){// if ->

ksi\_new[1]=ksi[1]\*cos(step\_fi)-ksi[2]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[2]=ksi[1]\*sin(step\_fi)+ksi[2]\*cos(step\_fi);

eta\_new[1]=eta[1]\*cos(step\_fi)-eta[2]\*sin(step\_fi);

eta\_new[2]=eta[1]\*sin(step\_fi)+eta[2]\*cos(step\_fi);

ksi[1]=ksi\_new[1];

ksi[2]=ksi\_new[2];

eta[1]=eta\_new[1];

eta[2]=eta\_new[2];

//norm\_ksi\_eta();

}

if(a==77){

step\_fi=-step\_fi;

ksi\_new[1]=ksi[1]\*cos(step\_fi)-ksi[2]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[2]=ksi[1]\*sin(step\_fi)+ksi[2]\*cos(step\_fi);

eta\_new[1]=eta[1]\*cos(step\_fi)-eta[2]\*sin(step\_fi);

eta\_new[2]=eta[1]\*sin(step\_fi)+eta[2]\*cos(step\_fi);

ksi[1]=ksi\_new[1];

ksi[2]=ksi\_new[2];

eta[1]=eta\_new[1];

eta[2]=eta\_new[2];

step\_fi=-step\_fi;

//norm\_ksi\_eta();

}

cleardevice();

grid();

}

}

if(axis=='y'){

while(1){

setcolor(BLACK);

//x

line\_3d(x\_max,0,-5,x\_max-5,0,-15);

line\_3d(x\_max-5,0,-5,x\_max,0,-15);

setcolor(WHITE);

//y

line\_3d(0,y\_max,-5,0,y\_max-5,-15);

line\_3d(0,y\_max-5,-5,0,y\_max-2.5,-10);

setcolor(BLACK);

//z

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max);

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max-10);

line\_3d(0,-15,z\_max-10,0,-10,z\_max-10);

while(!kbhit()){}

a=getch();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z') a=rotate(a);

if(a=='q'||a=='p'||a=='m'||a=='e') break;

if(a==75){// if ->

ksi\_new[2]=ksi[2]\*cos(step\_fi)-ksi[0]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[0]=ksi[2]\*sin(step\_fi)+ksi[0]\*cos(step\_fi);

eta\_new[2]=eta[2]\*cos(step\_fi)-eta[0]\*sin(step\_fi);

eta\_new[0]=eta[2]\*sin(step\_fi)+eta[0]\*cos(step\_fi);

ksi[2]=ksi\_new[2];

ksi[0]=ksi\_new[0];

eta[2]=eta\_new[2];

eta[0]=eta\_new[0];

}

if(a==77){

step\_fi=-step\_fi;

ksi\_new[2]=ksi[2]\*cos(step\_fi)-ksi[0]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[0]=ksi[2]\*sin(step\_fi)+ksi[0]\*cos(step\_fi);

eta\_new[2]=eta[2]\*cos(step\_fi)-eta[0]\*sin(step\_fi);

eta\_new[0]=eta[2]\*sin(step\_fi)+eta[0]\*cos(step\_fi);

ksi[2]=ksi\_new[2];

ksi[0]=ksi\_new[0];

eta[2]=eta\_new[2];

eta[0]=eta\_new[0];

step\_fi=-step\_fi;

}

cleardevice();

grid();

}

}

if(axis=='z'){

while(1){

setcolor(BLACK);

//x

line\_3d(x\_max,0,-5,x\_max-5,0,-15);

line\_3d(x\_max-5,0,-5,x\_max,0,-15);

setcolor(BLACK);

//y

line\_3d(0,y\_max,-5,0,y\_max-5,-15);

line\_3d(0,y\_max-5,-5,0,y\_max-2.5,-10);

setcolor(WHITE);

//z

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max);

line\_3d(0,-10,z\_max,0,-15,z\_max-10);

line\_3d(0,-15,z\_max-10,0,-10,z\_max-10);

while(!kbhit()){}

a=getch();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z') a=rotate(a);

if(a=='q'||a=='p'||a=='m'||a=='e') break;

if(a==75){// if ->

ksi\_new[0]=ksi[0]\*cos(step\_fi)-ksi[1]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[1]=ksi[0]\*sin(step\_fi)+ksi[1]\*cos(step\_fi);

eta\_new[0]=eta[0]\*cos(step\_fi)-eta[1]\*sin(step\_fi);

eta\_new[1]=eta[0]\*sin(step\_fi)+eta[1]\*cos(step\_fi);

ksi[0]=ksi\_new[0];

ksi[1]=ksi\_new[1];

eta[0]=eta\_new[0];

eta[1]=eta\_new[1];

//norm\_ksi\_eta();

}

if(a==77){

step\_fi=-step\_fi;

ksi\_new[0]=ksi[0]\*cos(step\_fi)-ksi[1]\*sin(step\_fi);

ksi\_new[1]=ksi[0]\*sin(step\_fi)+ksi[1]\*cos(step\_fi);

eta\_new[0]=eta[0]\*cos(step\_fi)-eta[1]\*sin(step\_fi);

eta\_new[1]=eta[0]\*sin(step\_fi)+eta[1]\*cos(step\_fi);

ksi[0]=ksi\_new[0];

ksi[1]=ksi\_new[1];

eta[0]=eta\_new[0];

eta[1]=eta\_new[1];

step\_fi=-step\_fi;

//norm\_ksi\_eta();

}

cleardevice();

grid();

}

}

return a;

}

void PTteeth(float x0, float y0, float width\_x, float width\_y, float hight){

setcolor(LIGHTGREEN);

line\_3d(x0,y0,hight,x0+width\_x,y0,hight);

line\_3d(x0,y0,hight,x0,y0+width\_y,hight);

line\_3d(x0+width\_x,y0,hight,x0+width\_x,y0+width\_y,hight);

line\_3d(x0,y0+width\_y,hight,x0+width\_x,y0+width\_y,hight);

setcolor(DARKGRAY);

line\_3d(x0,y0,0,x0+width\_x,y0,0);

line\_3d(x0,y0,0,x0,y0+width\_y,0);

line\_3d(x0+width\_x,y0,0,x0+width\_x,y0+width\_y,0);

line\_3d(x0,y0+width\_y,0,x0+width\_x,y0+width\_y,0);

line\_3d(x0,y0,hight,x0,y0,0);

line\_3d(x0,y0+width\_y,hight,x0,y0+width\_y,0);

line\_3d(x0+width\_x,y0,hight,x0+width\_x,y0,0);

line\_3d(x0+width\_x,y0+width\_y,hight,x0+width\_x,y0+width\_y,0);

}

char Show\_Signal(void){

char a;

while(1){

while(!kbhit()){}

a=getch();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z') a=rotate(a);

if(a=='q'||a=='p'||a=='e') break;

if(a==77) x\_center=x\_center+5;

if(a==75) x\_center=x\_center-5;

if(a==80) y\_center=y\_center+5;

if(a==72) y\_center=y\_center-5;

cleardevice();

printf("\n x\_center=%i",x\_center);

grid();

}

return a;

}

float E\_masshtab=600; //equation masshtab

float integral(int N1,int N2,int k){

int i;

double I\_cos=0,I\_sin=0,I=0;

float x;

for(i=N1;i<N2;i++){

x=2\*((float)k)\*pi\*((float)i)/((float)N\_max);

I\_cos=I\_cos+U[i]\*cos(x);

}

I\_cos=2\*I\_cos/(float)(N2-N1);

for(i=N1;i<N2;i++){

x=2\*((float)k)\*pi\*((float)i)/((float)N\_max);

I\_sin=I\_sin+U[i]\*sin(x);

}

I\_sin=2\*I\_sin/(float)(N2-N1);

I=sqrt(I\_cos\*I\_cos+I\_sin\*I\_sin);

return E\_masshtab\*I;

}

void plot(void){

int k=0,x0,y0,hight;

float delta\_N=N\_max,width\_y=40,width\_x=x\_max,n;

double I=0;

I=integral(0,N\_max,0);

x0=0;

y0=0;

hight=I/5;

setcolor(WHITE);

plot\_bar(x0,y0,width\_x,width\_y,hight);

k=1;

y0=width\_y;

while(delta\_N>=80){

for(n=0;n+delta\_N-1<N\_max;n=n+delta\_N){

i=(int)n;

I=integral(n,n+delta\_N,k);

x0=x\_max\*(n/(float)N\_max);

hight=I/5;

setcolor(CYAN);

if(k==1) setcolor(LIGHTGREEN);

if(k==2) setcolor(LIGHTGREEN);

if(k==4) setcolor(CYAN);

if(k==16) setcolor(LIGHTRED);

if(k==32) setcolor(LIGHTBLUE);//

if(k==64) setcolor(LIGHTRED);

if(k==128) setcolor(LIGHTRED);

plot\_bar(x0,y0,width\_x,width\_y,hight);

}

delta\_N=delta\_N/2;

y0=y0+width\_y;

k\*=2;

width\_x=x\_max\*(delta\_N/(float)N\_max);

}

int i;

float U\_max=0;

for(i=0;i<N\_max;i++){

if(U\_max<fabs(U[i])) U\_max=fabs(U[i]);

}

setcolor(LIGHTBLUE);

int x,z,x\_next,z\_next;

line\_3d(0,0,z\_max/2,x\_max,0,z\_max/2);

line\_3d(x\_max,0,z\_max/2,x\_max-10,0,z\_max/2+3);

line\_3d(x\_max,0,z\_max/2,x\_max-10,0,z\_max/2-3);

setcolor(YELLOW);

for(i=0;i<N\_max-1;i++){

x=x\_max\*(float)i/(float)N\_max;

z=z\_max\*(float)U[i]/U\_max/2;

x\_next=x\_max\*(float)(i+1)/(float)N\_max;

z\_next=z\_max\*(float)U[i+1]/U\_max/2;

line\_3d(x,0,z+z\_max/2,x\_next,0,z\_next+z\_max/2);

}

}

char equation(){

char a;

while(1){

while(!kbhit()){}

a=getch();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z'||a=='m') return a;

if(a=='q'||a=='p') return a;

if(a==72){

E\_masshtab=E\_masshtab\*2;

cleardevice();

grid();

plot();

}

if(a==80){

E\_masshtab=E\_masshtab/2;

cleardevice();

grid();

plot();

}

if(a=='r'){

read\_data();

cleardevice();

grid();

plot();

}

}

}

void main(void){

norm\_ksi\_eta();

cam\_crate(0);//define camac

int gdriver = DETECT, gmode, errorcode;

initgraph(&gdriver, &gmode, "\*.bgi");

errorcode = graphresult();

if (errorcode != grOk)

{

printf("%s\n", grapherrormsg(errorcode));

printf("Довідка");

getch();

/\* an error code \*/

exit(1);

}

setcolor(WHITE);

gprintf(150,10,"Кардіо");

gprintf(60,10,"Зберегти");

read\_data();

printf("\nksi[0]=%f ksi[1]=%f ksi[2]=%f; norm=%f\n",ksi[0],ksi[1],ksi[2],sqrt(ksi[0]\*ksi[0]+ksi[1]\*ksi[1]+ksi[2]\*ksi[2]));

printf("\neta[0]=%f eta[1]=%f eta[2]=%f; norm=%f\n",eta[0],eta[1],eta[2],sqrt(eta[0]\*eta[0]+eta[1]\*eta[1]+eta[2]\*eta[2]));

int i;

float w=0;

for(i=0;i<N\_max;i++)

if(i>=N\_max/4&&i<=N\_max/4+N\_max/4){

U[i]=10\*sin(16\*2\*pi\*i/(float)N\_max);

}else{

U[i]=0;

}

if(1|| i<N\_max/4+N\_max/4 && i>N\_max/4){

U[i]=sin( (2<<(int)(1+4\*(i/(float)N\_max)))\*2\*pi\*i/(float)N\_max);

}else{

U[i]=0;

}

grid();

plot();

char a='1';

while(a!='q'){

a=equation();

if(a=='x'||a=='y'||a=='z') a=rotate(a);

if(a=='m') a=move\_axis();

if(a=='p') plot();

}

getch();

}