

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

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Метод аналізу ЕКГ в умовах кардіоблоків інтенсивної терапії

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

(шифр і назва спеціальності)

Богатирчук І.П.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Хвостівська Л.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2023

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2023 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Богатирчук Іванні Петрівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Метод аналізу ЕКГ в умовах кардіоблоків інтенсивної терапії

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1063

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

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

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Метод аналізу ЕКГ в умовах кардіоблоків інтенсивної терапії» // Кваліфікаційна робота // Богатирчук Іванна Петрівна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2023 // с. – , рис. – , табл. – , додат. – , бібліогр. – .

Ключові слова: ЕКГ-СИГНАЛ, ВЕЙВЛЕТ-ФУНКЦІЯ, ТОНКА СТРУКТУРА, ВЕЙВЛЕТ-СИНТЕЗ

У кваліфікаційній роботі досліджено аспекти тонкої структури електрокардіосигналу, та проведено класифікацію існуючих методів на основі огляду робіт, присвячених цій проблемі. Розглянуто методи дискретного та безперервного вейвлетного аналізу електрокардіосигналів та властивості запропонованої та відомих вейвлетоутворюючих функцій, що мають схожі характеристики, такі як однакова центральна частота, центр локалізації вейвлета і однакова ефективна ширина вейвлету. Це дозволить коректно порівнювати та аналізувати результати вейвлет-перетворення та вейвлет-синтезу часових реалізацій різних електрокардіосигналів. Показано результати вейвлет-перетворення та вейвлет-синтезу електрокардіосигналів, виконані із застосуванням розробленого комплексу програм, опис модульної структури та можливостей.

Keywords: ECG SIGNAL, WAVELET FUNCTION, FINE STRUCTURE, WAVELET SYNTHESIS

In the qualification work, the aspects of the fine structure of the electrocardio signal were investigated, and the existing methods were classified based on the review of works devoted to this problem. The methods of discrete and continuous wavelet analysis of electrocardiographic signals and the properties of the proposed and known

wavelet-forming functions, which have similar characteristics, such as the same central frequency, the center of wavelet localization, and the same effective wavelet width, are considered. This will allow to correctly compare and analyze the results of wavelet transformation and wavelet synthesis of temporal realizations of various electrocardio signals. The results of wavelet transformation and wavelet synthesis of electrocardio signals performed using the developed complex of programs are shown, as well as a description of the modular structure and capabilities.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	11
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	17
2.1 Безперервне ВП	17
2.2. Швидкі алгоритми вейвлет-перетворення	22
2.3. Кратномасштабний аналіз	23
2.4. Вейвлет-аналіз у додатку до біомедичних сигналів	26
2.5. Висновки до розділу 2.	32
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	33
3.1. Модульна структура програми	34
3.2. Результати роботи програмного комплексу	39
3.3 Висновки до розділу 3	44
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	46
4.1 Охорона праці	49
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	50
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	50
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	53
ДОДАТКИ.....	56

ВСТУП

На початку 60-их років у США (Канзас, Майямі, Філадельфія, Нью-Йорк) були створені перші блоки інтенсивної терапії (БІТ) для пацієнтів з порушенням коронарного кровообігу (ГКС). Американський кардіолог Бернард Лаун вказав різницю між обстеженням пацієнтів до і після створення БІТ. []. Раніше орієнтація відділень інтенсивної терапії була спрямована на реанімацію пацієнтів із зупинкою серця. За допомогою електромонітору, для контролю частоти ритму серця (СР), фіксувався початок фібриляції шлуночків.

Активний моніторинг СР із уможливленням дефібриляції шлуночків став причиною зниження летальних випадків серед пацієнтів з ГКС. Насьогодні основною функцією БІТ є попередження, раннє виявлення та терапія ускладнень ГКС, при чому перше місце належить шлуночкоим порушенням ритму. Сучасні БІТ складаються із 6 ліжок. Оптимальним є розміщення хворого в ізольовану палату, площа якої має бути достатньою для встановлення відповідного обладнання, зокрема, електрокардіографів, дефібриляторів, апарату ШВЛ, УЗД-апарат, апарат для контрпульсації, пересувний рентгенапарат тощо, а також комфортними для одночасної роботи 3-4 осіб (медперсонал). Палати мають бути оснащені підведенням води, кисневою системою. Відповідно до міжнародних стандартів, палата має бути не менше 25 м². БІТ оснащують моніторами контролю ЕКГ, показників гемодинаміки. Як правило система моніторингу має автотривогу, яка спрацьовує при виході показників за межі норми.

Розвиток засобів цифрової обробки сигналів та мікропроцесорної техніки створюють умови для вдосконалення методів діагностики функціонального стану органів та систем людини, спрямованих на тримання максимуму інформації при мінімальному впливі на організм обстежуваного. Найбільш поширеною методикою досліджень у біології та медицині є реєстрація та аналіз сигналів електричної активності, що супроводжує перебіг фізіологічних процесів у живих тканинах [1]-[2]. Під тонкою структурою біоелектричних

сигналів прийнято розуміти низькоамплітудні високочастотні фрагменти (структури) і особливі точки, що характеризуються, наприклад, зміною похідної знака і т.д. Дослідження тонкої структури біоелектричних сигналів дозволить досягти глибшого розуміння причинних механізмів, що викликають фізіологічні процеси, що протікають у тканинах живого організму. Проте проблеми вилучення з електрофізіологічного сигналу інформації, яку неможливо отримати при візуальному аналізі запису, а також проблеми автоматизації традиційних алгоритмів лікарського аналізу є актуальними у зв'язку з нестачею досліджень у цій галузі. Особливо слід виділити завдання аналізу електрокардіосигналу, що відрізняється від інших біоелектричних сигналів, вираженим квазіперіодичним характером електричних процесів, які у серці, представлених квазідетермінованою функцією часу [3]-[8]. Наприклад, локалізація тонких структур (особливих точок) електрокардіосигналу, розташованих у межах його високоамплітудного знакозмінного фрагмента, званого QRS-комплексом, дозволить вибрати точку відліку при оцінці періодичності електрокардіосигналу.

Відомий ряд робіт, присвячених дослідженню тонкої структури електрокардіосигналу, в яких виділяються три основні підходи: часовий, спектральний та спектрально-часовий методи аналізу. Метод Сімсона [9]-[11] дозволяє визначити наявність або відсутність тонких структур електрокардіосигналу за його тимчасовими параметрами. Спектральний аналіз дозволяє оцінити частотні характеристики тонких структур електрокардіосигналу у разі, якщо алгоритм має достатню частотну роздільну здатність, а динамічний діапазон дозволяє оцінювати піки навіть незначної амплітуди [12]-[15]. З метою визначення тонких структур на заданому часовому інтервалі було розроблено метод спектрально-часового картування електрокардіосигналу [16]-[24]. До недоліків цього методу слід віднести можливість впливу на його результати стаціонарних шумів, також метод використовує фіксоване вікно, яке не може бути адаптоване до локальних властивостей електрокардіосигналу [25], [26]. Для вирішення цієї проблеми у сучасній математиці розроблено методи вейвлет-перетворень, які останніми

роками починають успішно застосовуватися в аналізі тонких структур, у тому числі й локалізації особливих точок електрокардіосигналу [25], [27]-[37].

Це визначило актуальність роботи, метою якої є розвиток математичних методів вейвлет-перетворень, спрямованих на локалізацію спеціальних точок QRS-комплексу електрокардіосигналу. Поставлена мета визначає такі основні завдання:

- Розвиток методів вейвлет-перетворень: побудова нової високорозв'язної вейвлетоутворюючої функції, вейвлет-перетворення за базисом якої дозволяє локалізувати спеціальні точки QRS-комплексу.
- Розробка робочих алгоритмів цифрової обробки електрокардіосигналів: вибір обчислювальних схем для вейвлет-перетворення за базисом запропонованої вейвлетоутворюючої функції, експериментальної перевірки її адекватності та меж застосовності.
- Розробка комплексу програм з урахуванням розвинених у роботі методів вейвлет-перетворень.

У цій роботі використовуються якісні та аналітичні методи математичного аналізу, методи вейвлетної теорії, методи цифрової обробки сигналів. Для чисельних експериментів використовувалися програмні засоби обробки даних на основі системи моделювання MatLab v.7.1R14SP3.

Основними результатами, що мають наукову новизну, є:

1. Побудована нова високороздільна вейвлетоутворююча функція, вейвлет-перетворення за базисом якої дозволяє з безлічі особливих точок електрокардіосигналу виділити особливі точки, розташовані на тимчасовому інтервалі, що містить QRS-комплекс, в яких друга похідна змінює знак.

2. Розроблено комплекс програм вейвлет-перетворення та вейвлет-синтезу електрокардіосигналу за базисом запропонованої вейвлетоутворюючої функції.

3. Показано адекватність запропонованої вейвлетоутворюючої функції, що володіє мінімальними необхідними властивостями, проте здатною до відновлення вихідного електрокардіосигналу.

4. Показано, що одну з особливих точок QRS-комплексу, локалізованих із застосуванням запропонованої вейвлетоутворюючої функції можна прийняти за точку відліку при оцінці варіабельності серцевого ритму незалежно від відхилень структури електрокардіосигналу від нормальної при різних кардіопатологіях.

5. Показано, що послідовне виконання процедур вейвлет-перетворення та вейвлет-синтезу електрокардіосигналу за базисом запропонованої вейвлетоутворюючої функції, без порогової обробки вейвлет-коефіцієнтів, надає фільтруючу дію на електрофізіологічні перешкоди.

6. Показано, що розвинені в роботі методи вейвлет-перетворень електрокардіосигналу дозволяють вирішувати в комплексі низку задач цифрової обробки електрокардіосигналів та значно скоротити час комп'ютерних обчислень.

Практична значимість роботи: створені алгоритми та методики цифрової обробки електрокардіосигналів дозволяють підвищити ефективність обробки та збільшити інформативність досліджуваних даних та їх інтерпретації. Програмні реалізації методів дозволяють автоматизувати процеси обробки, розширюють можливості проведення подальших досліджень та можуть бути привабливими для фахівців функціональної діагностики, а також для розробників медичної техніки та відповідного програмного забезпечення.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

Сьогодні рівень розвитку сучасної медичної науки дозволяє досить точно ідентифікувати різноманітні порушення ритму на момент їх появи та існування. Актуальними проблемами є розробка та впровадження нових високочутливих та специфічних методів, що дозволяють оцінити електричну стабільність міокарда.

Останніми роками дедалі ширший розвиток набуває метод електрокардіографії високої роздільної здатності (ЕКГ-ВР). Основою цього методу є комп'ютерне посилення, усереднення та фільтрація різних ділянок електрокардіограми з їх подальшою математичною обробкою.

Все це дозволяє виділити та аналізувати низькоамплітудні високочастотні сигнали (тонкі структури), недоступні для аналізу при використанні традиційних методів реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) та містять важливу діагностичну інформацію [15], [38]-[43].

Одна з найважливіших областей застосування ЕКГ-ВР – виявлення потенціалів уповільненої деполяризації міокарда, про пізніх потенціалів шлуночків і передсердь.

Пізні потенціали шлуночків - це дискретні, високочастотні (20-50 Гц), низькоамплітудні (при реєстрації з поверхні тіла 5-20 мкВ) електричні сигнали, що визначаються в кінцевій частині комплексу QRS і поширюються на сегмент ST (рис. 1.1) [44]- [48]. Тому для них реєстрації необхідно, по-перше, посилення сигналу ЕКГ у 103-105 разів, по-друге, виділення (фільтрація) високочастотного сигналу від низькочастотних складових та позасерцевої електричної активності (шуму).

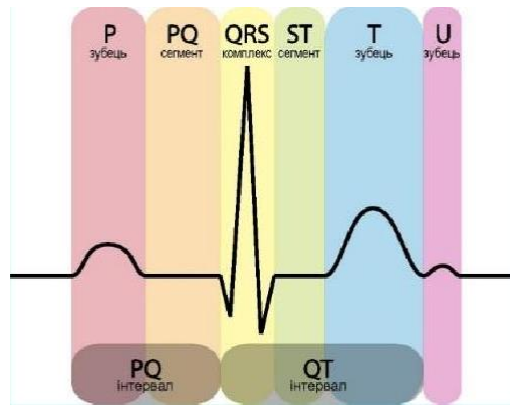


Рис. 1.1. Зубці ЕКГ у нормі

Високий рівень посилення ЕКГ призводить до реєстрації шумів з амплітудою до 50 мкВ. Основні джерела шуму: фізіологічний шум внаслідок активності скелетних м'язів, електронний шум роботи підсилювачів та фоновий (мережевий) шум [49], [50]. Оскільки амплітуда тонких структур з поверхні тіла становить лише кілька мікрвольт, виділити сигнали з шуму можна лише після суттєвого покращення співвідношення сигнал/шум. І тому застосовують апаратні засоби усереднення сигналу ЕКГ.

Усереднення сигналу ЕКГ (УС-ЕКГ) - це послідовна сумація серцевих циклів, здійснювана у часі чи просторі.

При аналізі тонких структур розрізняють часові, амплітудні та частотні параметри ЕКГ. Через це виділено 3 основні підходи до реєстрації тонких структур: часовий, спектральний та спектрально-часовий методи аналізу УС-ЕКГ.

У першому випадку, найбільш поширеному, усереднюється кілька сотень (від 200 до 500) послідовних серцевих циклів. При цьому випадкові шуми, не синхронізовані з хвилею, нівелюють один одного, зменшуються, а корисний сигнал стабілізується. Ступінь зменшення шуму пропорційна квадратному кореню із кількості усереднених циклів. ЕКГ із усередненням сигналу вважається інтерпретованою при рівні шуму до 1 мкВ [38], [39].

Часовий аналіз тонких структур (метод Сімсона) є аналіз амплітуди останніх 40 мс комплексу QRS і тривалості сигналу на рівні 40 мкВ після

фільтрації в діапазоні 40-250 Гц. Третім показником тимчасового аналізу є тривалість фільтрованого комплексу QRS [9] -[11].

Інший спосіб - просторове усереднення, коли усереднюються потенціали кількох (10-15), мало віддалених один від одного пар електродів [40], [42]. При цьому відбувається посилення ідентичних та зменшення випадкових сигналів.

При спектральному аналізі оцінюються зміни амплітудно-частотних характеристик певної ділянки сигналу ЕКГ. Найчастіше для спектрального аналізу використовують методику швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), за допомогою якої сигнал можна розкласти на складові – синусоїди з різними частотами, амплітудами та фазами. Основна вимога при використанні ШПФ - сигнал має бути періодичним та безперервним. Для задоволення цієї умови застосовують функцію тимчасового вікна (далі вікна).

Вибір довжини часів є компромісом між точністю локалізації шуканого низькоамплітудного сигналу в межах комплексу QRS (що означає вибір короткого періоду) та збереженням спектрального дозволу (здатності розрізнити спектральні складові двох і більше сигналів), т.к. із зменшенням ширини "вікна" погіршується спектральна роздільна здатність.

Спектральна щільність потужності в цьому інтервалі обчислюється за інтегральними смугами частот, проводиться аналіз їх значень та співвідношень. На точність вимірювання енергії у вибраному діапазоні частот впливає явище спектральної "відпливу". Енергія досліджуваної частотної лінії " витікає " частково в суміжні частоти, цим, зменшуючи точність її виміру. "Витік" відбувається через те, що всупереч вимозі ШПФ до сигналу бути безперервним, аналізу піддається лише "тимчасове вікно" (тобто частина комплексу QRS). Зменшення " спектрального витоку " покращує динамічний діапазон, тобто. підвищує здатність виявляти слабкі сигнали, що межують із потужними. Цьому сприяє правильний вибір функції вікна (прямокутне вікно) [19].

Суперечливим залишається питання необхідності виключення впливу результату спектрального аналізу постійних електричних складових сигналі ЕКГ. Середнє значення сегмента, тобто. постійних електричних складових,

порушує діапазон під час обробки функцією «вікна», так як у більшості випадків сегмент ST, на який припадає основна частина обраного вікна часу, має середню амплітуду аж ніяк не нульового значення. Через лінійність ШПФ ця амплітуда визначатиме ненульове значення для частотних складових від 0 до 10 Гц, що впливає на результати спектрального аналізу. Іноді така амплітуда настільки велика, що перекриває інші компоненти сигналу ЕКГ (особливо низькопізні амплітудні потенціали шлуночків). Отже, потенціали сповільненої активації у міокарді можна виявити за допомогою спектрального аналізу в тому випадку, якщо алгоритм має достатню частотну роздільну здатність для виділення високочастотних компонентів у межах сегмента ST, а динамічний діапазон дозволяє оцінювати піки навіть незначної амплітуди. Цей підхід дозволяє вирішити пов'язані з тимчасовим фактором проблеми, що виникають при використанні методу Сімсона. На його результати не впливають порушення провідності, локалізація інфаркту міокарда. Крім того, метод не потребує застосування фільтрів. Вперше ШПФ було застосоване при спектральному аналізі ЕКГ-ВР у роботі [17], в якій показано, що частотні параметри ЕКГ хворих на шлуночкову тахікардію відрізняються від таких хворих без аритмій. При кількісному аналізі співвідношень високо- та низькочастотних компонентів у кінцевій частині комплексу QRS виявлено 10-100-кратне підвищення пропорції високих частот у зазначеному сегменті у хворих із стійкою шлуночковою тахікардією.

Деякі дослідники, використовуючи ту ж методику ШПФ у роботі [21] для спектрального аналізу кінцевої частини комплексу QRS і сегмента ST, не змогли виявити достовірних відмінностей в енергії високих частот у хворих з шлуночковою тахікардією та без аритмій, що пояснювали чутливістю методу до варіацій довжини досліджуваного сегмента (природна варіація довжини сегмента ST). Дійсно, згідно з основними властивостями методу ШПФ, зменшення довжини сегмента, що аналізується, викликає відповідне збільшення в ньому пропорції високочастотних компонентів. Укорочення сегмента на 3 мс було достатньо, щоб значення співвідношень ВЧ і НЧ перейшло межу норми.

Таким чином, результати досліджень з використанням спектрального аналізу електрокардіосигналу (ЕКС) є суперечливими, що багато в чому пов'язано з відмінностями методичних підходів. До факторів, що впливають на відмінність результатів, крім зазначених вище недоліків самого алгоритму ШПФ стосовно аналізу біологічних сигналів, відноситься відсутність єдності у виборі системи відведень [12], візуального [17] або автоматичного [24] визначення аналізованих сегментів, оптимального діапазону частот та інтервалів ЕКГ [19] під час проведення спектрального аналізу.

Однак одним з головних недоліків спектрального аналізу з використанням ШПФ є неможливість визначити точну локалізацію високочастотних компонентів, що шукаються, в аналізованому сегменті, оскільки аналіз одного єдиного сегмента не дає топографічної картини розподілу частот у цьому інтервалі. З метою подолання даного недоліку було розроблено метод спектрально-тимчасового картування або спектральне картування множинних сегментів. Принцип методу полягає у обчисленні спектру "вікна", що рухається по часовій осі в кінці комплексу QRS і сегмента ST.

За результатами розрахунків будується тривимірний графік – амплітуда, частота, час. Важливою перевагою методу є можливість відділення сигналів запізнених потенціалів шлуночків від шуму за їхньою типовою спектральною картиною [19]. Спектрально-часове картування базується на розкладанні сигналу на вузькосмугові спектральні компоненти. Він дозволяє проводити спектральний аналіз різних ділянок серцевого циклу (зубців Р і Т, комплексу QRS), з виділенням тимчасових, амплітудних та частотних характеристик будь-якого обраного інтервалу серцевого циклу.

Одночасно цей метод надає можливість аналізу загальної спектральної густини інтегральних частот досліджуваної ділянки.

Для уникнення цієї суперечності розроблені методи аналізу нестационарних сигналів (таким є ЕКГ-сигнал). Увагу привертає вейвлетперетворення (ВП) – розкладення сигналу за базисними функціями, означених на інтервалі, коротшому за тривалість ЕКС [27]-[37], [51], [52]. Ці

функції утворені за допомогою двохпараметричного перетворення вихідної функції ("материнська" або вейвлетоутворююча). Максимальні значення параметру масштаба вказують на використання до сигналу-виходу ФНЧ, мінімальні значення - ФВЧ. Від фур'є-перетворення ВП відрізняється тим, що множення на "вікно" (адаптується до сигналу при переміні базису) є безпосередньо в базисній функції.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

Вейвлетний аналіз - це сучасний та перспективний метод обробки даних. Апарат вейвлет-аналізу отримав свій розвиток на початку 1980-х років [53] - [56]. Результати, отримані в різних областях за допомогою вейвлет-аналізу, посилили інтерес до цього напрямку і сприяють його розвитку, що безперервно триває. Початкова відсутність прямого аналога англійського поняття wavelet породила кілька його перекладів. Цей термін утворений із двох частин - кореня wave (хвиля) і зменшувального суфікса -let. Таким чином, безпосередній переклад слова звучить як маленька хвиля, хвиля чи хвиля. Деякі автори пропонують використовувати слово сплеск. У літературі можна зустріти також інше написання цього слова: вейвлет.

Одна з основних ідей ВП полягає в розкладанні сигналу на дві складові - грубу (апроксимуючу) і витончену (деталізуючу). Фундамент теорії вейвлет-аналізу утворюють два види перетворень:

безперервне ВП (БВП – continuous wavelet transform) та діадне («дискретне»);

ВП (ДВП – dyadic wavelet transform), в основі яких лежить використання двох безперервних та інтегрованих по всій області визначення сигналу функцій: деталізуючої та апроксимуючої [57]-[66].

2.1 Безперервне ВП

БВП функції $f(t) = L^2[R]$ називають функцією двох змінних (іншими словами деталізуючі вейвлет-коефіцієнти):

$$\Psi(a,b) = \Psi_t(a,b) = \langle f(t) | \Psi(t,a,b) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi^*(t,a,b) dt, a,b \in R; a \neq 0$$

(2.1)

Де вейвлети $\Psi_{a,b}(t) = \Psi(t, a, b)$ є масштабованими і зсунутими копіями вейвлета $\Psi(t) \in L^2[\mathbb{R}]$: $\Psi_{a,b}(t) \equiv \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a, b \in \mathbb{R}; a \neq 0$ (2.2).

Функція (2.2) є функцією, що деталізує (інакше її називають породжувальною вейвлетоутворюючою функцією (ВФ), а також материнським вейвлетом) ВП. Параметр a називається масштабом вейвлетного перетворення і є аналогом частоти в аналізі Фур'є. відповідає за ширину вейвлета, а b - параметр зсуву, що визначає положення вейвлета на осі t . Таким чином, для кожної пари a та b функція $\Psi(a, b)$ визначає амплітуду відповідного вейвлета. Множник $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ введений для того, щоб всі вейвлетні функції $\Psi(t, a, b)$ мали постійну (одиничну норму в просторі $L^2[\mathbb{R}]$):

$$\|\Psi(t, a, b)\|_{L^2} = 1, \quad (2.3)$$

де норма простору $L^2[\mathbb{R}]$ визначається як:

$$\|f\|_{L^2} = \left\| \int_{-\infty}^{\infty} f(t) f^*(t) dt \right\|^{\frac{1}{2}} \quad (2.4)$$

Виконання (2.3) в силу теореми Парсеваля про збереження Фур'є шляхом скалярного добутку в просторі $L^2[\mathbb{R}]$ з точністю до множника 2^n приводить до:

$$\frac{1}{2^n} \int_{-\infty}^{\infty} \Psi(\omega) \Psi^*(\omega) d\omega = 1 \quad (2.5)$$

Де $\Psi(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) e^{-i\omega t} dt$ – Фур'є-образ вейвлетної функції.

Материнський вейвлет може бути обраний довільно, проте при цьому він повинен задовольняти низку умов [69]:

Умова 1: локалізація. Базисна вейвлетна функція (материнський вейвлет, що породжує вейвлет) Ψ повинна бути локалізована як у часовому, так і в

частотному поданні. Для цього необхідно, щоб Ψ була задана на кінцевому інтервалі (повинна мати компактний носій) і мала достатню регулярність.

Умова 2: допустимість. Материнський вейвлет має бути обраний таким чином, щоб його Фур'є-образ $\Psi(\omega)$ задовольняв умову:

$$C_{\Psi} = 2^n \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty \quad (2.6)$$

Для практичного застосування достатньо розгляду лише додатніх частот. Умова (2.6) еквівалентна вимогам нульового середнього:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t, a, b) dt = 0 \quad (2.7)$$

Умова 3: обмеженість.

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t, a, b)| dt < \infty \quad (2.8)$$

Якщо вищевказані умови виконуються, то існує зворотнє БВП:

$$\underline{f}(t) = \frac{1}{C_{\Psi}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) \Psi(t, a, b) \frac{dad b}{a^2}, \quad (2.9)$$

Де $\overline{f}(t)$ – функція, відновлена за матрицею вейвлет коефіцієнтів $\Psi(a, b)$. Таким чином, БВП – це розклад сигналу за всіма можливими зсувами та стисненням (розтягуванням) деякої функції.

Якщо порівняти вейвлет-аналіз та аналіз Фур'є, то останній – це розклад сигналу за всіма можливими зсувами та стисканнями (розтягуваннями) простої гармоніки. Сигналу $f(t)$ ставиться у відповідність комплекснозначна функція

$f(\omega)$, де для кожної частоти ω аргумент цієї функції визначає фазовий зсув, а модуль – амплітуду відповідної гармонічної складової. Конкретний вид вейвлету не обговорюється. В аналізі Фур'є кожній частоті відповідає одна гармонічна складова.

У випадку вейвлет-аналізу кожній частоті відповідає безліч зсунутих, одна відносно одної, функцій. Якщо сигнал має особливість, наприклад, розрив, відносно високі значення амплітуд при високих частотах Фур'є-образу даного сигналу вкажуть на наявність цього розриву. У той же час, у вейвлет-образу високі амплітуди будуть лише у вейвлетів, екстремуми яких опиняться поблизу точки розриву. Отже, можна визначити не лише наявність особливості, а й ту точку, у якій вона має місце.

Як вейвлет можуть виступати неперіодичні, локалізовані в просторі функції, наприклад функції, що мають один або два близько розташованих глобальних екстремумів і швидко загасають (а то і звертаються в нуль) на нескінченності. Отже, мінімальною вимогою до таких функцій є присутність одного нульового моменту, тобто. рівність нулю інтеграла від цієї функції по всій області її визначення.

При аналізі сигналів вейвлетами парного типу (симетричними або близькими до симетричних) гармонійними сигналами зазвичай відповідають яскраві горизонтальні смуги вейвлетних спектрів на домінуючих частотах вейвлетів, які збігаються з частотою гармонік сигналів. Порушення гладкості сигналів фіксуються вертикальними смугами, піки у сигналах виділяються максимумами, а впадини – мінімумами вейвлетних коефіцієнтів. Навпаки, вейвлети непарного типу різкіше реагують на стрибки і швидкі зміни у сигналах. Чим різкіше виражені особливості сигналів, тим більше вони виділяються на спектрограмах. Для конструювання таких вейвлетів часто використовуються похідні функції Гауса.

WAVE-вейвлет обчислюється за першою похідною функції Гауса при $m = 1$. Форма вейвлета відноситься до непарних функцій, спектр вейвлета є уявним.

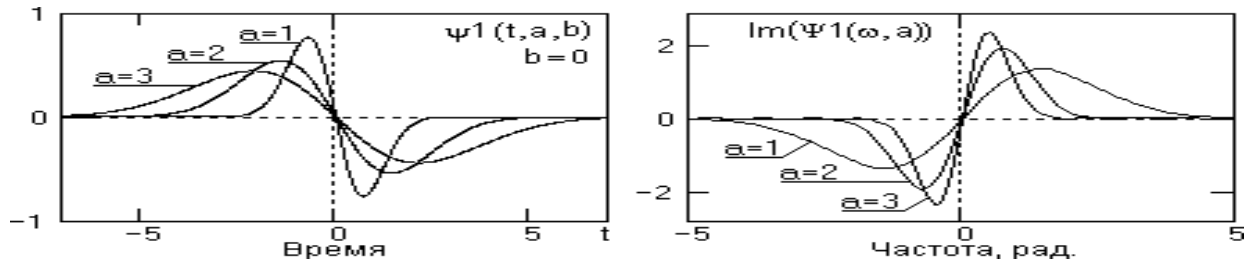


Рис.2.1. WAVE-вейвлет

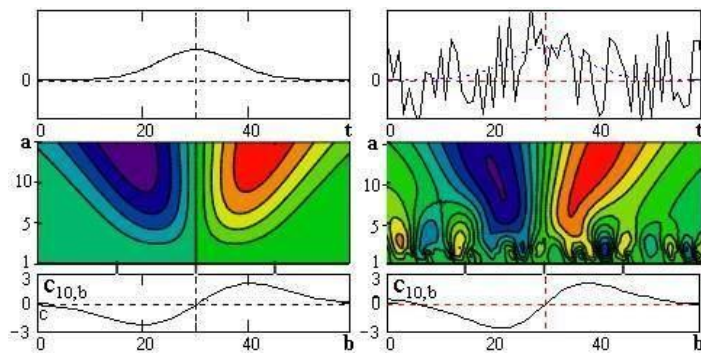


Рис.2.2. Приклади WAVE-вейвлета для двох сигналів, один з яких зашумлений з потужністю шуму рівною потужності сигналу.

МНАТ-вейвлет (вейвлет «мексиканський капелюх») обчислюється за другою похідною функції Гаусса ($m = 2$).

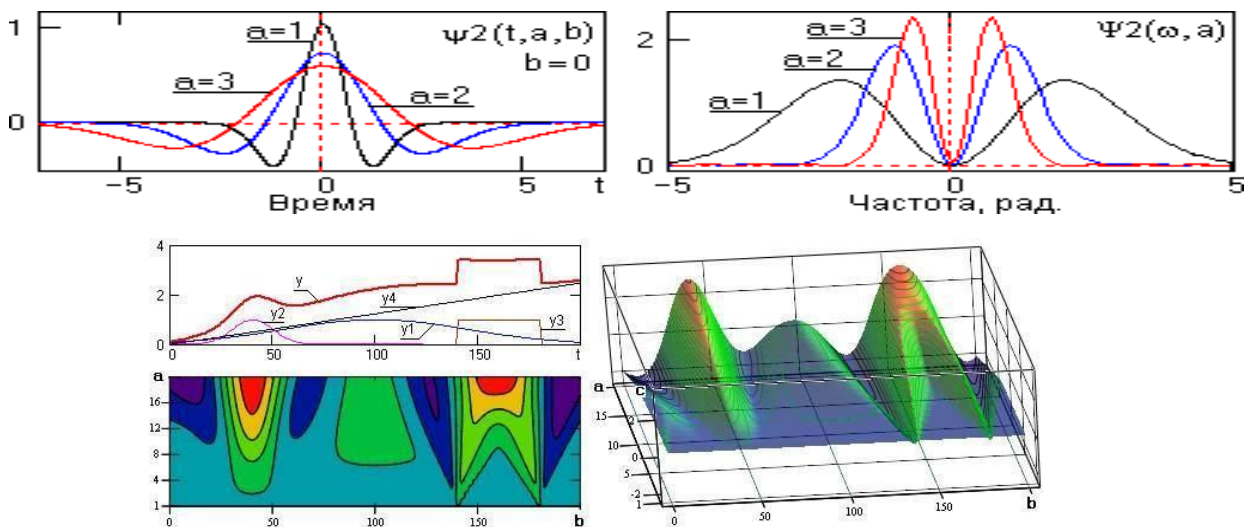


Рис.2.3. МНАТ –вейвлет та його приклад для складного сигналу

Вейвлет симетричний, спектр вейвлета представлений тільки дійсною частиною, добре локалізований за частотою, нульовий і перші моменти вейвлета дорівнюють нулю. До симетричних вейвлетів також відноситься вейвлет Морле.

Дані вейвлети належать до типу про «грубих» вейвлетів. У всіх вейвлетів цієї групи відсутня апроксимуюча функція, деталізуюча функція немає компактного носія, аналіз перестав бути ортогональним, що гарантує можливість реконструкції сигналів [71]. Апроксимуюча функція властива тим вейвлетам, які відносяться до ортогональних та використання яких призводить до появи швидких алгоритмів ВП та кратномасштабного аналізу.

2.2. Швидкі алгоритми вейвлет-перетворення

Кількість копій породжуючого вейвлета необхідна для оберненого розкладання при використанні ДВП, можна істотно скоротити. Однак у цьому випадку потрібно накладання додаткових умов на породжуючий вейвлет.

Поширеним випадком обчислення значень $\Psi(a,b)$ для $a = 2^i$ і $\frac{b}{a} = j$, $i, j \in Z$. Замість безперервної функції отримуємо числену множину значень:

$$\Psi_j^{(i)} = \langle f(t) | \Psi_j^{(i)}(t) \rangle, \quad (2.10)$$

де

$$\Psi_j^{(i)}(t) = \sqrt{2^i} \Psi(2^i t - j) \quad (2.11)$$

Обернене перетворення наступне:

$$f(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} \Psi_j^{(i)} \Psi_j^{(i)}(t) \quad (2.12)$$

Щоб (2.12) мало сенс, вейвлет $\Psi(t)$ повинен бути таким, щоб породжена ним система (2.11) була ортонормованим базисом $L^2[\mathbb{R}]$. Порівнюючи дане представлення з рядом Фур'є, можна сказати, що будь-яку часткову суму ряду Фур'є вважають грубим наближенням вихідного сигналу, де самим грубим початковим наближенням є член - константна функція. У виразі (2.12) немає початкового наближення, але як таке можна взяти будь-яку часткову суму, наприклад, суму по i від $-\infty$ до -1 [69], [71].

2.3. Кратномасштабний аналіз

В основі кратномасштабного аналізу лежить можливість подання сигналу на основі сумування його грубого представлення з деталізуючими локальними представленнями сигналу в різних місцях.

Ортогональність базисних функцій є обов'язковою умовою кратномасштабного аналізу, що забезпечує можливість зворотної реконструкції сигналу. Основною передумовою, на якій базується цей вид аналізу є існування апроксимуючої функції, яку ще називають масштабуюча або скейлінг-функція, а також батьківським вейвлетом) - функції, безліч зсувів якої утворює ортонормовану систему і сигнал у загальному вигляді можна задати виразом:

$$f(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} \Phi_j \Phi_j(t) + \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} \Psi_j^{(i)} \Psi_j^{(i)}(t)$$

Де Φ_j – апроксимуючі вейвлет-коефіцієнти.

Першим типом вейвлета, на якому було теоретично доведено можливість кратномасштабного аналізу, був вейвлет Хаара [67], [71], [74]. На його прикладі було показано, що в ході прямого та зворотного ДВП можливе повне відновлення сигналу.

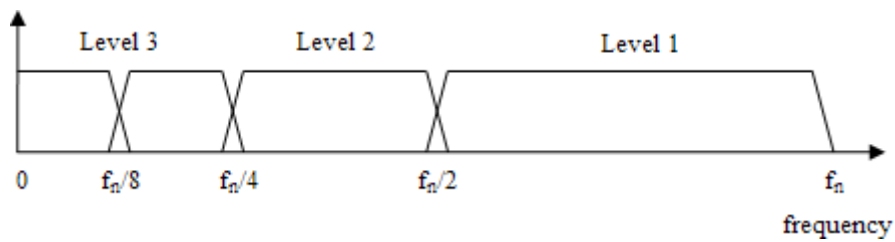
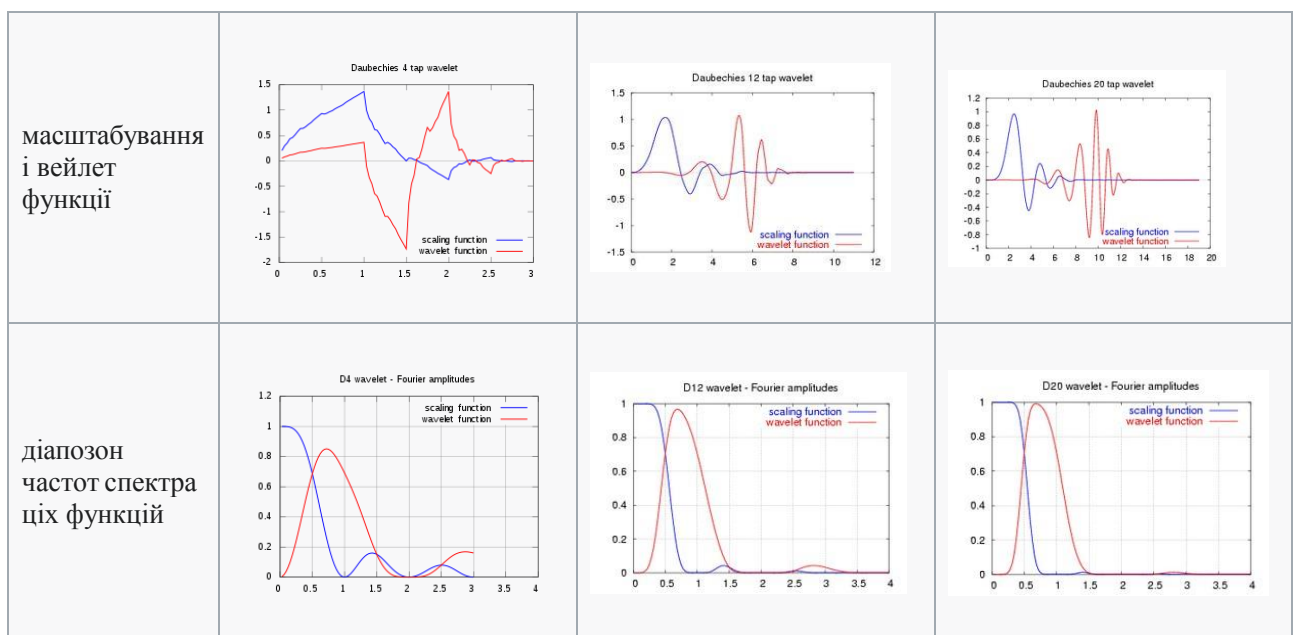


Рис.2.4. Вейвлет Хаара

Найбільш типовими серед ортогональних вейвлетів, що широко використовуються в практиці вейвлет-аналізу, є вейвлети Добеші n-го порядку (вид деталізуючих ВФ для різних вейвлетних порядків представлений на рис. 2.5).



Ці вейвлети несиметричні [71], [75]. Область задання вейвлетів Добеші ширша, ніж вейвлетів Хаара, але вони забезпечують при ВП більше малозначних коефіцієнтів розкладання і, при відкиданні останніх, сильніше стискання даних.

У задачах цифрової обробки надширокосмугових сигналів знаходять застосування функції, які за своїми властивостями були близькими до аналізованих сигналів.

ВП одновимірного сигналу перетворює функцію однієї змінної на набір вейвлет-коефіцієнтів, який є функцією двох змінних - масштабу і зсув. При

виконанні перетворення ми обчислюємо апроксимацію, збільшуючи параметри ВП на деяке мале значення тим самим здійснюємо дискретизацію масштабно-часової площини [82]. Якщо при обчисленні перетворення ці параметри змінюються в достатніх межах, коефіцієнти містять повну інформацію про вихідний сигнал. Одночасно зобразити графічно на поверхні всі коефіцієнти можна різними способами. Наприклад, представивши їх як поверхні в координатах масштаб – зсув. Найчастіше зручніше зобразити поверхню у вигляді проекції на площину параметрів a та b . На рис. 2.5 представлений ЕКС здорової людини та графічне представлення БВП — вейвлет-спектрограма, отримана за базисами WAVE, МНАТ і Морле, де як осі використані зсув і масштаб, а не час і частота.

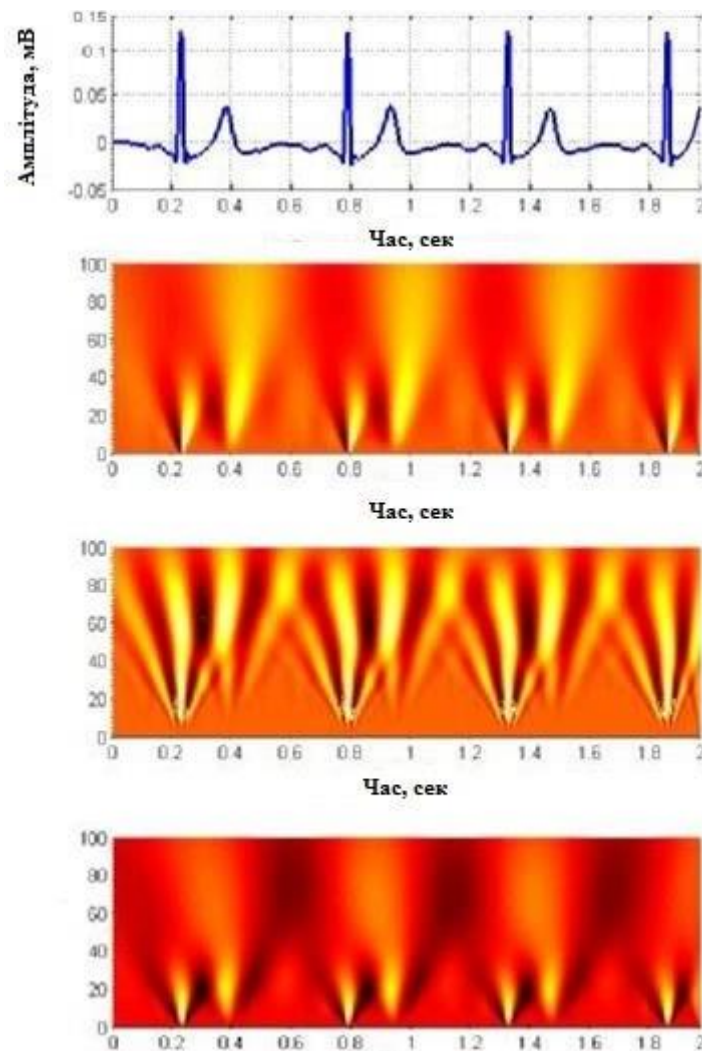


Рис. 2.6. Сигнал ЕКГ та його вейвлет-образи: БВП по базису WAVE, МНАТ, Морле

ВП вимірює близькість між вейвлет- функціями і самим сигналом, а коефіцієнти розкладання сигналу за базисом утворюють представлення, яке виділяє деякі певні властивості сигналу. Вейвлет-коефіцієнти несуть явну інформацію про розташування та тип особливостей сигналу. Проблема полягає у знаходженні критерію для виділення базису, який за своєю внутрішньою суттю добре пристосований для представлення класу сигналів. Математична теорія апроксимації пропонує вибрати базис, який за допомогою лінійної комбінації невеликого числа векторів цього базису дає можливість побудувати найбільш точну апроксимацію сигналу [68].

Таким чином, чим точніше локальна особливість сигналу збігається з відповідною функцією вейвлета, тим ефективніше виділення цієї особливості на відповідному масштабному рядку вейвлетного спектра. Також очевидно, що для сильно стисненого вейвлета характерною локальною особливістю, що добре виділяється, є стрибок сигналу, причому виділяється не тільки стрибок функції, але і напрям стрибка [83].

2.5. Вейвлет-аналіз у додатку до біомедичних сигналів

ВП добре пристосовано до аналізу нестационарних сигналів, це стало потужною альтернативою традиційного спектрального та кореляційного аналізу. Багато біомедичних сигналів нестационарні і мають вузько локалізовані особливості і для аналізу цих сигналів потрібен метод, здатний забезпечити добру роздільну здатність і за частотою, і за часом. Вейвлетні методи використовуються для виявлення та розпізнавання ключових діагностичних ознак біомедичних сигналів, а також для стиснення зображень з мінімальними втратами діагностичної інформації [91] [93].

У роботі [94] вирішено низку завдань з розкладання різнорідних сигналів за допомогою одновимірного безперервного ВП та перетворення Фур'є, а також проведено аналіз отриманих результатів:

1. Аналіз гармонійних сигналів найефективніший під час використання материнського вейвлета типу Морле, оскільки цей вейвлет має яскраво виражену центральну частоту;

2. Гармонічні сигнали з частотою, що змінюється, найкраще аналізуються за допомогою вейвлета «мексиканський капелюх», як найбільш чутливого до миттєвих змін частоти;

3. При аналізі гармонічних сигналів з малими розривами, вейвлет-аналіз особливо ефективний. Він дозволяє виділяти ділянки розривів із відносним зміною амплітуди порядку 10^{-3} ;

4. ВП ЕКС проводилося багаторівневим вейвлет-розкладанням у базисі функцій Добеші. Традиційно використовувалися статистичні методи. Порівнюючи характеристики різних кардіосигналів, було зроблено висновки про наявність патологічних явищ. Проводилося розкладання сигналу до певного рівня, знайдено коефіцієнти розкладання, що відображають особливості характеристик кардіосигналу. Додатково проводився їх Фур'є-аналіз, в результаті було отримано інструмент детального зіставлення кардіограм здорових та хворих пацієнтів.

Вейвлетний аналіз одновимірних сигналів виявився ефективним при розшифровці ЕКГ та електроенцефалограм. Було показано, що аномальні ефекти в ЕКГ виявляються переважно на досить великих масштабах (низьких частотах), тоді як нормальні структури характеризуються порівняно малими масштабами (високими частотами) [77], [95], [96].

Успішне застосування вейвлет знаходять в аналізі варіабельності частоти серцевих скорочень. Цікаві результати були отримані з використанням вейвлет-аналізу перетворення послідовності часових інтервалів між биттями людського серця. Було заявлено, що знайдено клінічно значущий захід порушення в роботі серця просто аналізу лише інтервалів між серцебиттями, без звернення до ЕКГ, тоді як усі попередні методи використовували лише статистично значущі характеристики. У кожного з 27 обстежених пацієнтів реєструвалася послідовність приблизно 70 000 інтервалів між серцебиттям. Ці послідовності

представлялися як функції від номера інтервалу. Флуктуації сигналів піддавалися ВП і обчислювалася дисперсія вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах (усереднення проводилося по всьому часу спостереження за пацієнтами). У результаті кожен пацієнт був охарактеризований одним числом (дисперсією) за кожного масштабу. Виявилось, що набори цих чисел для здорових та хворих пацієнтів не перекривалися на масштабі $j=4$, як видно на рис. 2.6. Тут представлені набори значень дисперсій вейвлет-коефіцієнтів для інтервалів серцебиття здорових (світлі кружечки) та хворих (чорні кружечки) пацієнтів.

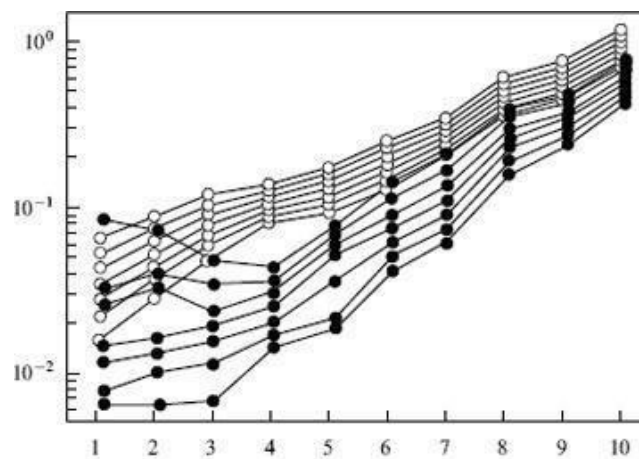


Рис. 2.6. Набори значень дисперсій вейвлет-коефіцієнтів

Розробники методики стверджують, що ними створено прийнятну для клінік методику. Справді, видно, що з $j=4$ здорові і хворих пацієнти надійно різняться [97].

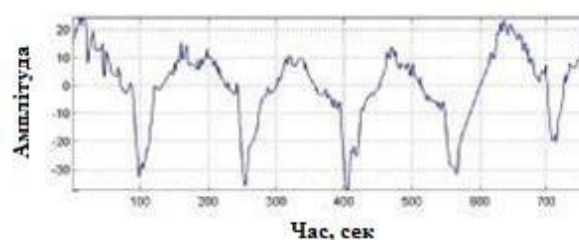
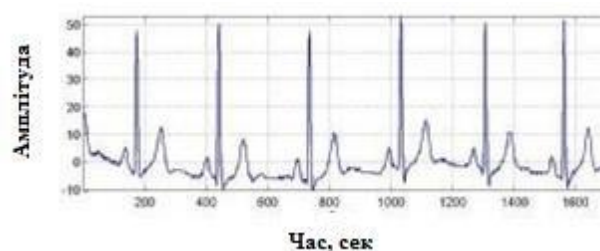
Тимчасові ряди інтервалів між серцевими скороченнями нестаціонарні та демонструють складну поведінку: присутність «рваних» структур, що змінюються у часі. Вид цих структур на ЕКГ змінюється за наявності серцевих аномалій [96], [98], [99]. Було вивчено локальну динаміку прихованих коливальних процесів у серцевому ритмі у 20 пацієнтів з ішемічною хворобою серця вейвлетними методами. Аналізувалися безперервні добові записи тимчасових інтервалів між серцевими скороченнями при холтерівському

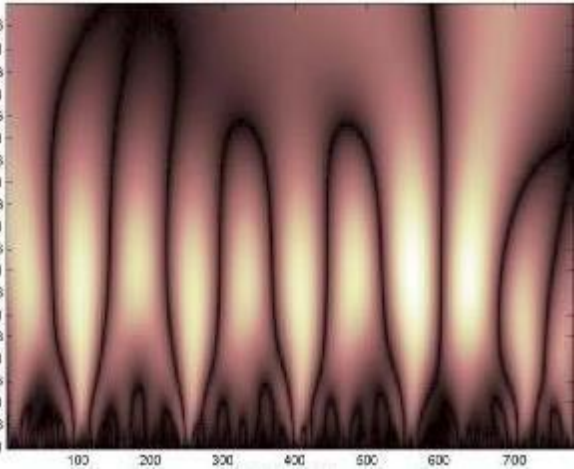
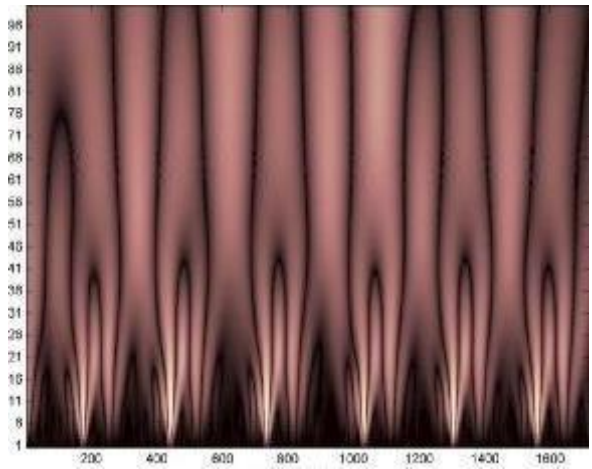
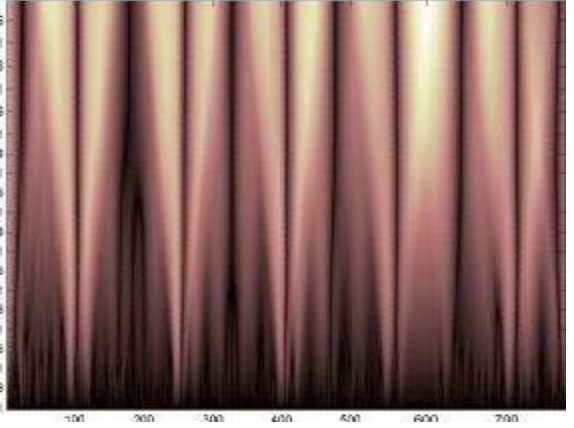
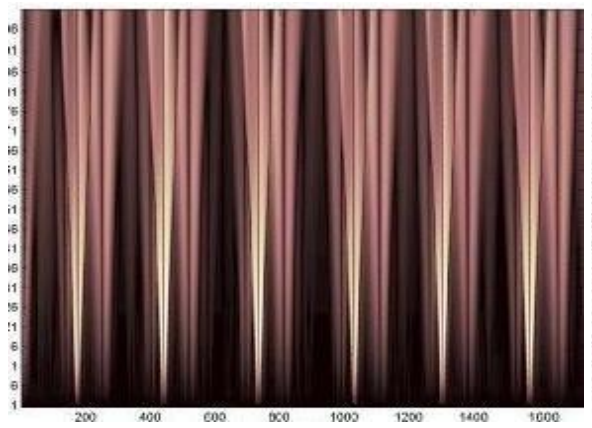
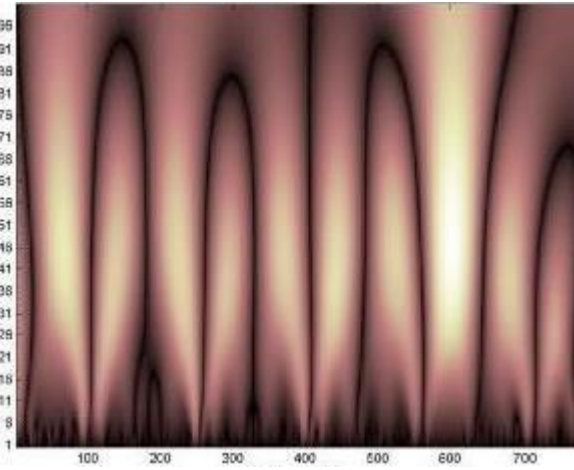
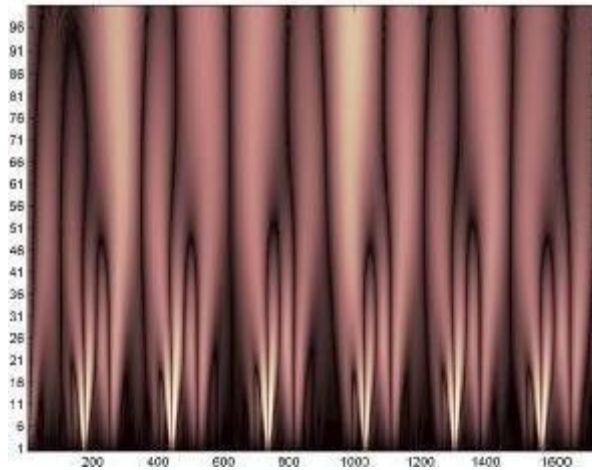
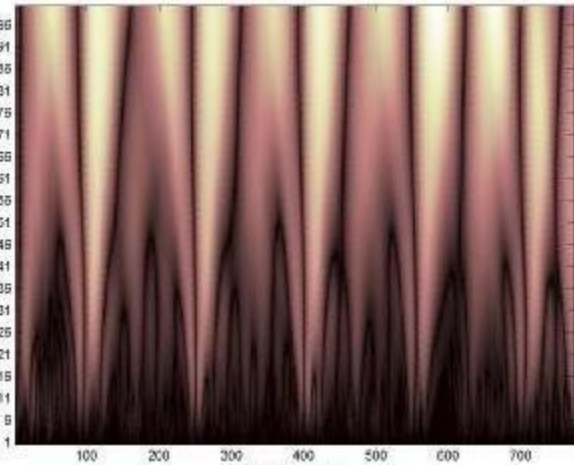
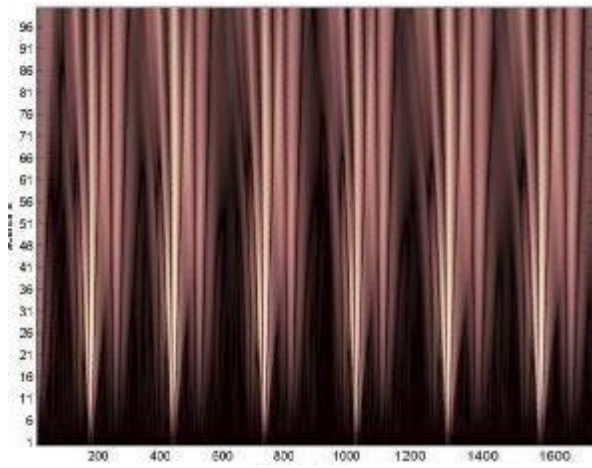
моніторингу. Дискретна послідовність кардіоінтервалів інтерполювалася в безперервну функцію часу. До сконструйованої функції застосовувалося ВП Морлі.

Отримані дані дозволили виявити нові характеристики структури прихованих коливань серцевого ритму. Це дозволило краще оцінювати стан вегетативної нервової системи та оптимізувати вибір лікувальних впливів [100].

У роботах [101], [102] показані можливості ВП при виявленні особливостей струму крові за даними ультразвукового доплерівського дослідження при таких механічних ушкодженнях судин як стеноз, аневризм або тромбоз.

У роботах [105], [106] йдеться про роль вейвлетного аналізу у прогностичній значущості традиційної функціональної діагностики, а в роботі [83] показані вейвлетні спектри ЕКС (рис. 2.7) умовно здорового (без патологій серцево-судинної системи) людини та хворої на хронічну ішемічну хворобу серця (ХІХС) (критичний період), отримані за допомогою різних відомих ВФ. Вейвлет-спектрограму - продукт ВП сигналів, зручно розглядати в площині Масштаб - Відліки (рис. 2.7).





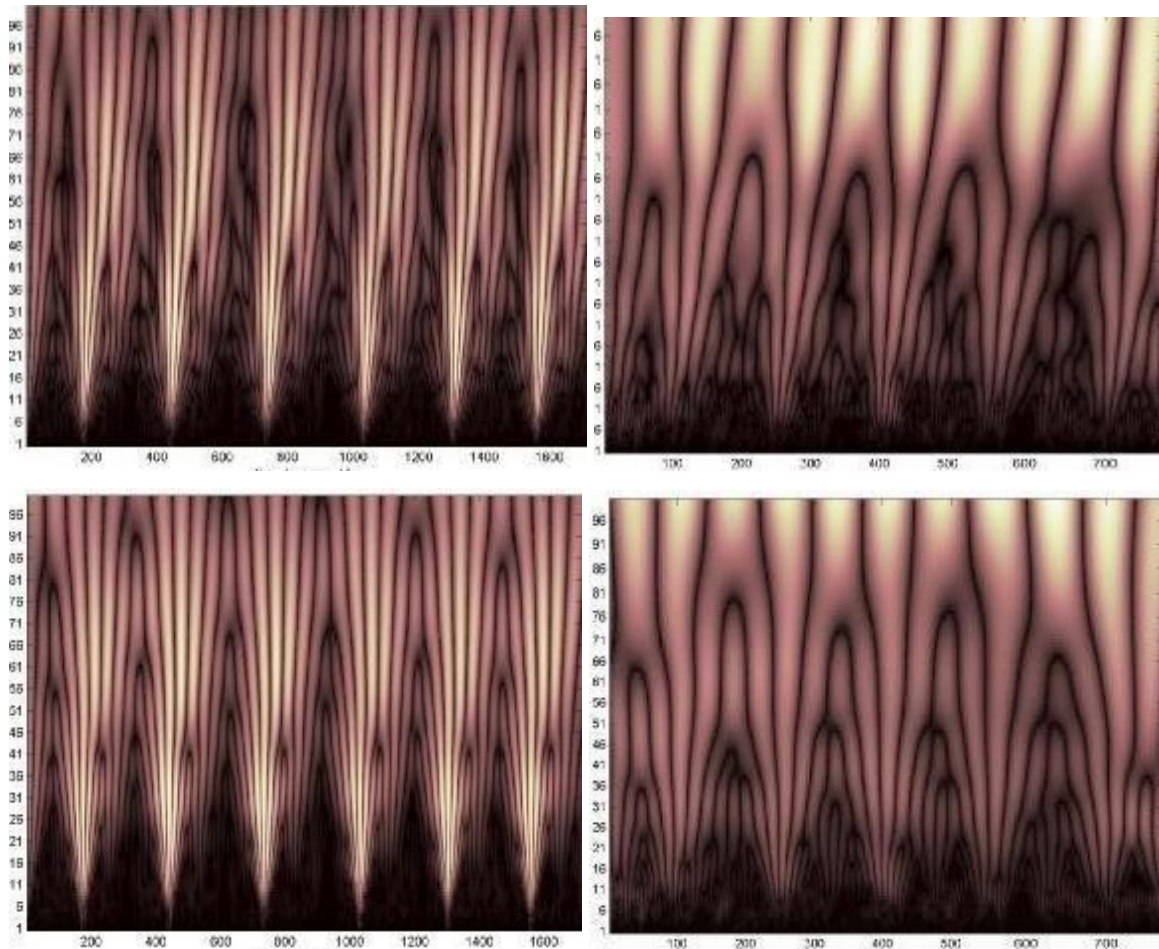


Рис. 2.7. Вейвлетні образи двох ЕКГ

З рис. 2.7 видно, що всі вейвлетні спектри ЕКС як здорової людини, так і хворої добре відображають морфологію QRS-комплексу. На вейвлетних спектрах здорової людини ЕКС, отриманих на базі відомих вейвлетів, зубець R добре виражений за рахунок малих значень коефіцієнтів, тому ці методи можуть бути успішно застосовані для розпізнавання шлуночкових комплексів ЕКГ без патологій, що необхідно, наприклад, для оцінки варіабельності серцевого ритму. Вейвлетні спектри ЕКС хворого ХІБС, отримані на базі відомих вейвлетів, не дають точної інформації про локалізації зубця R і не дозволяють вибрати точку відліку з метою оцінки варіабельності серцевого ритму.

Проблема використання вейвлетного аналізу з метою виявлення провісників того чи іншого захворювання полягає в тому, що по суті ВП біомедичних сигналів є новим графічним поданням даних сигналів, в якому об'єктивні ознаки та провісники захворювання мають своє відображення. У

зв'язку з цим виникає завдання їх класифікації та систематизації не лише як якісних характеристик, а й кількісних. Разом з цим, провісники захворювання насправді є слабо вираженими ознаками захворювання, які класифікувати та систематизувати ще складніше, ніж ознаки захворювання, як у стандартному, так і вейвлетному поданні аналізованого біомедичного сигналу. Вирішення цього завдання вимагає обробки статистично значущої кількості сигналів з метою визначення закономірних ознак і провісників тих чи інших захворювань, і незважаючи на довгострокові перспективи, є дуже актуальним.

2.6. Висновки до розділу 2.

За результатами дослідження, наведених у цьому розділі, можна дійти висновку про обмеження застосування розглянутих вейвлетних методів: дискретний вейвлетний аналіз ЕКС орієнтований на фільтрацію різного роду завад, тоді як безперервний вейвлетний аналіз ЕКС – на аналіз тонких структур. Тому у роботі необхідно розглядати саме методи безперервного вейвлетного аналізу ЕКС, ВФ яких задані аналітично – вейвлет Морле та вейвлети на базі похідних функції Гауса. У розвиток існуючих методів безперервного вейвлетного аналізу ЕКС запропоновано математичний базис вейвлета з високою роздільною здатністю.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

Розробка будь-якого програмного продукту завжди починається з розробки модульної структури програми та вироблення вимог до взаємодії окремих модулів програми та їх функцій. Розробка модульної структури програмного засобу є одним із найскладніших завдань, які стоять перед програмістом – саме від вдалого вибору структури залежить зручність та швидкість роботи з оброблюваними даними.

Модуль - це частина програми, що компілюється окремо від інших її частин. Можливість роздільної компіляції є основною перевагою модулів. Найпростіша модульність програми може досягатися за рахунок застосування процедур та функцій, проте цього не завжди достатньо. Якщо всі підпрограми містяться в одному файлі, то виправлення єдиної помилки в будь-якій підпрограмі призведе до неминучої перекомпіляції всього коду, а при сучасних розмірах програм компіляція може тривати навіть хвилини, а годинник. У такій ситуації модулі, які зберігаються кожен в окремому файлі та можуть бути відредаговані, відкомпілювані та протестовані незалежно від інших частин програми є найкращим рішенням цієї проблеми.

Важливим при побудові модульної організації програми є вибір середовища програмування, яке диктує ті чи інші правила під час розбиття програми на блоки. Підставами для вибору середовища програмування є зручний доступ до експериментальних даних; висока продуктивність та продуктивність, що задовольняють сучасним вимогам до розробки додатків; різноманітність інструментів проектування та бібліотек, що підключаються.

Середовищем розробки у цій роботі є засоби візуального програмування GuidanceUserInterface, пакети SignalProcessingToolbox, ImageProcessingToolbox, StatisticToolbox та SymbolicMathToolbox системи комп'ютерної математики

MatLab (версія 7.1R14SP3) з використанням функціонального та операційного програмування.

Система MatLab є синтезом універсальних програмних та алгоритмічних засобів з широкою гамою спеціалізованих розширень. Вхідна мова та середовище програмування MatLab дуже близькі до сучасних систем візуального програмування на базі універсальних алгоритмічних мови типу Basic, C++, Java, ObjectPascal. По ряду аспектів, таких як невеликий запас візуальних компонентів і робота в інтерпретації, MatLab поступається зазначеним системам. Однак, з його бібліотеками чисельних та статистичних методів ні за обсягом, ні за якістю не може зрівнятися жодна із систем програмування. Система MatLab призначена для виконання інженерних та наукових розрахунків та високоякісної візуалізації отримуваних результатів. Система працює з багатовимірними масивами, масивами записів та масивами осередків, з матрицями, в тому числі і розрідженими, дозволяє проводити аналіз та обробку даних. Застосовується для математичних розрахунків, моделювання фізичних систем та управління технічними об'єктами [118], [119].

З метою ефективності програмування програма, що розробляється, повинна бути розбита на блоки і модулі.

3.1. Модульна структура програми

Основними блоками є блок завантаження даних для подальшої обробки, аналізуючий блок, блок виведення даних.

Блок завантаження даних (INPUT) організує доступ до експериментальних даних, здійснює їх підготовку до обробки та аналізу. Дані в аналізуючий блок можуть надходити у двох видах:

1. Зображення відсканованого аналогового сигналу ЕКГ, отриманого традиційними засобами графічної реєстрації механічним самописцем електрокардіографа на паперовій стрічці (IMAGE ECG).

2. Дискретний сигнал ЕКГ цифрового – електрокардіографа (DIGITAL SIGNAL).

Аналізуючий блок здійснює передобробку, обробку та аналіз даних ЕКГ на основі методів математичної обробки зображень, статистичних та чисельних методів; включає модуль оцифрування сигналу (DIGITIZATION), модуль передобробки оцифрованих даних (PROCESSING) та модуль вейвлет-обробки (WAVELETS TRANSFORMS) [120]-[122].

Модуль оцифрування сигналу (DIGITIZATION) реалізує такі функції:

1. CROP – кадрування вихідного зображення.
2. ADJUSTMENTS – регулювання яскравості та контрастності вихідного зображення.
3. REMOVE NOISE POLLUTION – очищення вихідного зображення від точкових зашумлень.
4. CONVERT TO BINARY RASTER DATA – бінаризація вихідного зображення.
5. NUMBERING - квантування і дискретизація сигналу.



Рис. 3.1. Інтерфейс програмного модуля DIGITIZATION

Модуль попередньої обробки оцифрованих даних (PROCESSING) реалізує такі функції:

1. CLEARING OF NOISE – фільтрацію завад (наведення напруги промислової частоти та електрофізіологічні завади).

2. REMOVAL OF REDUNDANT INFORMATION – видалення надмірності інформації виключенням повторюваних вибіркового елементів.

3. DATA RECOVERY – відновлення відсутніх елементів методами інтерполяції.

4. ELIMINATION OF A TREND – компенсація артефактів ЕКС, до яких відносять ефект поляризації електродів, що призводить до зміщення нульового рівня сигналу.

Модуль вейвлет-обробки (WAVELET TRANSFORM) реалізує ВП підготовленого цифрового сигналу з ВФ WAVE, Морле (MORLE), «мексиканський капелюх» (MEXICAN HAT), вейвлетами Хаара (HAAR) та Добеші (DAUBECHIES), а також із запропонованою ВФ (ECG-WAVELET).

Блок виведення результатів дозволяє створити архів даних (OUTPUT) оцифрованих сигналів ЕКГ (DIGITIZED DATA), оброблених різними методами даних (PROCESSED DATA) та результати вейвлетного перетворення (WAVELET TRANSFORM EFFICIENCIES), а також візуалізувати (VISUALIZATION):

1. Растрове зображення відсканованої паперової стрічки, що містить сигнал ЕКГ в одному з 12 стандартних відведень (IMAGE ECG).

2. Результат оцифрування, тобто. вилучення з графічного файлу сигналу ЕКГ та подання його у цифровому вигляді (DIGITAL SIGNAL).

3. Отримані в результаті вейвлет-обробки результати (вейвлет-образ) (WAVELET-IMAGE).

Функції CROP, ADJUSTMENTS та REMOVE NOISE POLLUTION можуть бути викликані незалежно одна від одної та у довільній черговості. Порядок виклику функцій CONVERT TO BINARY RASTER DATA та NUMBERING є

послідовним і не може бути змінений. Функція NUMBERING передає керування оцифрованим сигналом DIGITAL SIGNAL модулю PROCESSING та OUTPUT.

Внутрішні зв'язки між функціями:

-модуль PROCESSING – функції CLEARING OF NOISE, REMOVAL OF REDUNDANT INFORMATION, DATA RECOVERY та ELIMINATION OF A TREND можуть бути викликані незалежно друг від друга й у довільній черговості за потребою. Оброблений сигнал DIGITAL SIGNAL передається модулю WAVELETS TRANSFORMS та OUTPUT.

-модуль WAVELETS TRANSFORMS – функції WAVE, MORLE, MEXICAN HAT, HAAR, DAUBECHIES та ECG-WAVELET можуть бути викликані за допомогою структури вибору. У модулі WAVELETS TRANSFORMS може бути викликана лише одна з функцій. Матриця коефіцієнтів WAVELET TRANSFORM EFFICIENCIES передається модулю OUTPUT.

Зазвичай таку структуру мають архіви ЕКГ відділень функціональної діагностики різних медичних установ, які щоденно реєструють та зберігають великі обсяги даних, у тому числі і ЕКГ.

Обробка, аналіз та висновок щодо проведеного дослідження здійснюється у режимі «відкладеного часу», тобто. після закінчення реєстрації ЕКГ формується великооб'ємний архів, обробка якого має бути здійснена в стислий термін і в даний час є достатньо рутинною роботою для кардіологів-діагностів. Унаслідку виникає завдання створення програмного модуля для автоматизованого опрацювання в режимі " off - line " архіву даних (результати обстежень пацієнтів у динаміці), розташованого на жорсткому диску комп'ютера.

Модуль автоматизованої обробки в режимі off - line архіву даних HANDS-OFF PROCESSING OF FOLDERS (HPF) працює в двох режимах за наступних умов:

1. Вхідними даними є оцифрований сигнал ЕКГ (DIGITIZED DATA);
2. Вхідними даними є дискретний сигнал ЕКГ цифрового реєстратора-електрокардіограф (DIGITAL SIGNAL).

Дослідження проводилися на базі цифрових ЕКС постійно оновлюваного банку даних комплексних біосигналів PhysioBank, у вільному доступі. Ресурс PhysioNet працює за підтримки National Institutes of Health's [128], National Institutes of Biomedical Imaging and BioEngineering [129] та National Inst. of General MedSciences [130] (США).

Відповідно до цього, підходи в обробці вхідних даних різняться. Загальним принципом роботи є таке: вхідним параметром є шлях до стартової директорії, в якій містяться вкладені директорії, кожна з яких відповідає одному пацієнту. Далі вкладеними директоріями є папки з ЕКГ обстеженнями пацієнта за датою. Після запуску модуля на виконання проводиться обробка всіх даних усередині стартової директорії, результати якої зберігаються в ту саму папку з вихідними даними для полегшення їх інтерпретації.

Дані ЕКГ, опрацьовані модулем HPF у разі, якщо вхідними даними є оцифрований сигнал ЕКГ (DIGITIZED DATA).

Алгоритм опрацювання архівних ЕКГ за допомогою HPF, коли вхідними даними є оцифрований сигнал ЕКГ (DIGITIZED DATA), у цьому випадку, включає:

1. Отримання знімка ЕКГ шляхом сканування стрічки-міліметровки, що містить електрокардіографічну криву, стандартним 12 відведенням (IMAGE ECG).

2. Вилучення з отриманих знімків ЕКГ цифрового сигналу фрагментів ЕКГ (DIGITIZED DATA).

3. ВП цифрового ЕКГ та його відображення у площині «Амплітуда вейвлет-коефіцієнтів – час, сек» (WAVELET-IMAGE).

4. ВС ЕКС у часовій області за матрицею вейвлет-коефіцієнтів.

Алгоритм обробки архіву даних ЕКГ, у разі якщо вхідними даними є дискретний сигнал ЕКГ цифрового - електрокардіографа (DIGITAL SIGNAL), включає:

1. Завантаження дискретного сигналу ЕКГ цифрового реєстратора-електрокардіографа (DIGITAL SIGNAL).

2. ВП цифрового сигналу ЕКГ та його візуалізація у площині Амплітуда вейвлет-коефіцієнтів – Час, з (WAVELET-IMAGE).

3. ВС сигналу ЕКГ у часовій області за матрицею вейвлет-коефіцієнтів.

3.2. Результати роботи програмного комплексу

Як було обговорено, блок виведення результатів (OUTPUT) дозволяє створити архів даних оцифрованих та після попередньої обробки ЕКС, результати ВП та візуалізувати, залежно від вибору підходу до обробки даних: растрове зображення відсканованого паперового носія ЕКС в одному з 12 стандартних відведень; оцифрований ЕКС або цифровий, якщо обробляються дані, одержані за допомогою цифрового електрокардіографа; вейвлет-образ ЕКС; відновлений за матрицею вейвлет-коефіцієнтів ЕКС.

3.2.1. Вейвлет-перетворення електрокардіосигналу

На рис. 3.2 (а) показано тривимірне спектральне подання ЕКС за масштабами ВП при $a=1, \dots, 25$. На рис. 3.2 (б) показано тривимірне спектральне подання ЕКС за масштабами ВП із січними площинами на масштабах $a=2$ та $a=20$. На перетині цих площин та тривимірної поверхні визначаються вейвлетні спектри $W(a=2, b)$, $W(a=20, b)$ (рис. 3.3 (б)).

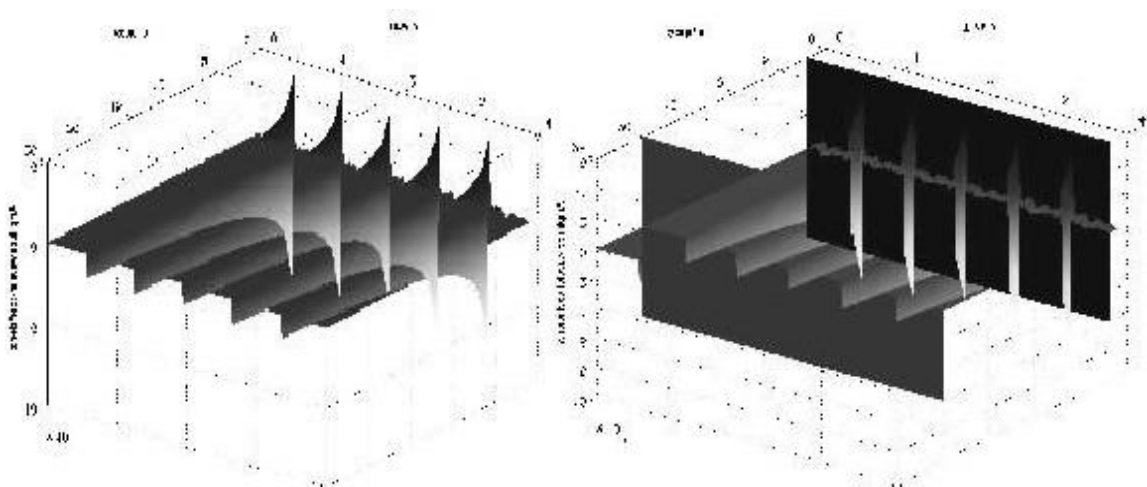


Рис. 3.2. Тривимірне спектральне уявлення ЕКС (а) – за масштабами вейвлетного перетворення ($a = 1, \dots, 25$); (б) – із січними площинами на масштабах $a = 2$ та $a = 20$

На рис. 3.3 (а) показано часове подання цифрового ЕКС, на рис. 3.3 (б) – графіки вейвлетних спектрів $W(a = 2, b)$, $W(a = 20, b)$. З рисунку, що положення локальних максимумів розподілу вейвлет-коефіцієнтів на будь-якому з масштабів ВП (відзначені білими квадратиками на рис. 3.3 (б)) дозволить локалізувати на часовому інтервалі, що містить QRS-комплекс ЕКС, одну з його точок (позначені чорними квадратиками на рис. 3.3 (а)).

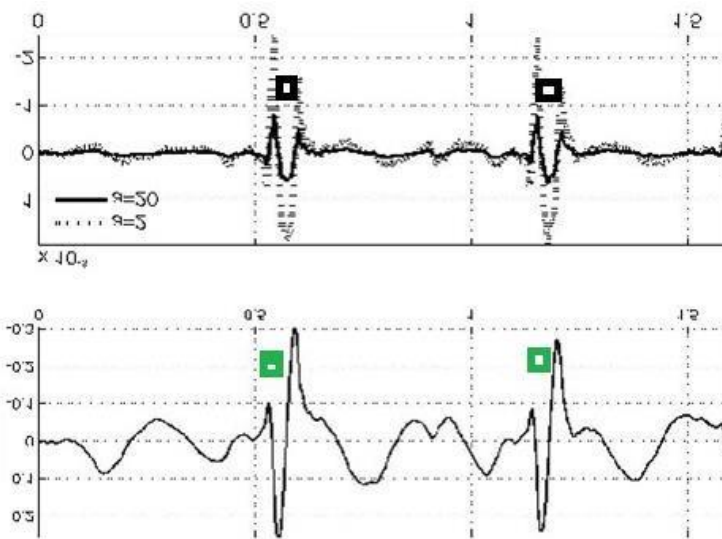


Рис. . 3.4. Часове подання ЕКС (а), розподіл вейвлет-коефіцієнтів (б) на масштабах $a = 2$ та $a = 20$ ВП (24)

Таким чином, далі в роботі аналізу пропонується використання WAVE-вейвлету і ВФ, запропонованого типу, оскільки область застосування, в рамках поставленого завдання, у даних вейвлетів однакова.

3.2.2. Вейвлет-синтез електрокардіосигналу.

У розділі 2 було зроблено висновок про те, що ВС ЕКС з допомогою ВС доцільно виконувати при значенні масштабуючого параметра $a=1$, оскільки нормуючий коефіцієнт ВП S_{ψ} його. має кінцеве значення при цьому.

Для коректного порівняння результатів ВП та ПС, виконаних за базисами WAVE-вейвлета та ВФ, необхідно обчислити фур'є-образ WAVE-вейвлета та значення S_{ψ} для цього вейвлета, та провести процедуру реконструкції з використанням обидвох базисів Фур'є-образу WAVE-вейвлета.

Таким чином, перевагою, що відрізняє ВФ від WAVE-вейвлета, є те, що ВС не тільки забезпечує повне відновлення ЕКС, але і має фільтруючу властивість по відношенню до електрофізіологічних перешкод, в той час як WAVE-вейвлет не пристосований до повного відновлення сигналу [116], [131],[134].

До електрофізіологічних перешкод відносять шуми, пов'язані з довільним скороченням м'язів при реєстрації ЕКС. На рис. 3.5 (б) графік відновленого ЕКС по базису WAVE-вейвлета наведено зі стиском по осі ординат. За оцінку ВС ЕКС, виконаного за базисом ВФ, використовувався критерій Фішера [135]-[138] для перевірки гіпотези стосовно рівності дисперсій значень s_k часового ряду $\{s\}$ вихідного ЕКС та значень s_k , відповідних ряду $\{s\}$ відновленого ЕКС. Оскільки кількість ступенів свободи прагне ∞ , верхня відсоткова точка F-розподілу набуває граничного значення $F_{\text{крит.}}=1,0$.

Кожен з часових рядів $\{s\}$ піддавався процедурам ВП і ВС по базису ВФ, виконаним послідовно. В результаті було утворено архів ЕКС, що складається зі 100 часових рядів $\{s\}$ відновлених сигналів. Часові ряди даних архівів є попарно пов'язаними вибірками, для яких були отримані значення F-статистики, які не повинні перевищувати F крит. для того, щоб нульова гіпотеза кожної з попарно пов'язаних вибірок не могла бути відкинута. У 2 випадках зі 100, F-статистики максимально наближаються до значення $F_{\text{крит.}}$, але не досягають його, в інших випадках - F-статистики набагато менше критичного значення, що є хорошою

оцінкою ВС ЕКС, виконаного за базисом ВФ при значенні масштабного коефіцієнта $a=1$.

3.2.3. Застосування вейвлет-аналізу за базисом запропонованої вейвлетоутворюючої функції.

Запропоноване ВП має високу завадостійкість, що дозволяє працювати в умовах завад без первинної обробки ЕКС. За наявності деяких кардіопатологій зубець R відсутній. У таких випадках QRS-комплекс називають QS-комплексом. Особлива точка із застосуванням негативної ВФ виявляється на схилі QS (рис. 3.5), із застосуванням позитивної ВФ– на схилі ST (рис. 3.5), і може бути точкою, що характеризує момент закінчення QS- комплексу.

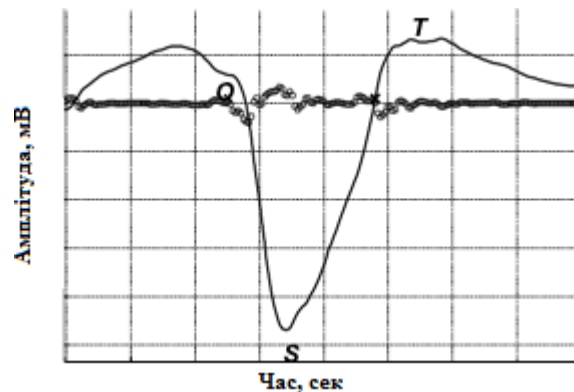


Рис. 3.5. Локалізація точок перегину QRS-комплекса ЕКГ при наявності кардіопатології

Однією з найважливіших властивостей, характеризуючих стан серця, є його зміна ритму, тобто. зміна тривалості кардіоциклу [139]-[142]. Варіабельність оцінюється залежністю тривалості кардіоцикла з його номера. За відсутності патології ця зміна досі оцінювалася по моменту появи зубця R на ЕКС. Однак при деяких кардіопатологіях зубець R відсутній на ЕКС. У цьому випадку доцільно за точку відліку вибрати особливу точку комплексу QS (рис. 3.6), що локалізується за допомогою ПФ. На рисунку показані оцінки ВСР при

нормальному стані ССС та у разі наявності аритмій, тобто. коли мають місце порушення серцевого ритму [132] - [134], [143].

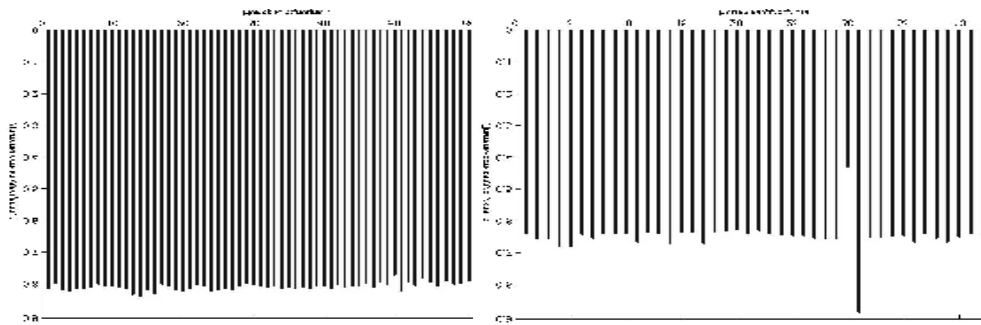


Рис. 3.6. Оцінка варіабельності СР: (а) – відповідає нормальному стану ССС; (б) – за наявності аритмій

Таким чином, програмна реалізація запропонованого методу ВП за базисом ВФ дозволяє в комплексі вирішувати наступні завдання цифрової обробки ЕКС: локалізувати тонкі структури ЕКС - особливі точки QRS-комплексу, в яких друга похідна змінює знак (точки перегину); оцінювати варіабельність серцевого ритму; фільтрувати електрофізіологічні завади. В результаті запропонований метод здатний замінити кілька відомих, що може значно економити час комп'ютерних розрахунків.

За аналогією зі спектром потужності фур'є-перетворення вводиться на розгляд миттєвий розподіл енергії за масштабами вейвлетного перетворення:

$$E(a,b) = |W(a,b)|^2 .$$

На рис. 3.7 (знизу) показано миттєве розподілення енергії на масштабі $a = 1$ ВП ЕКС, представлено на рис. 3.7 (зверху).

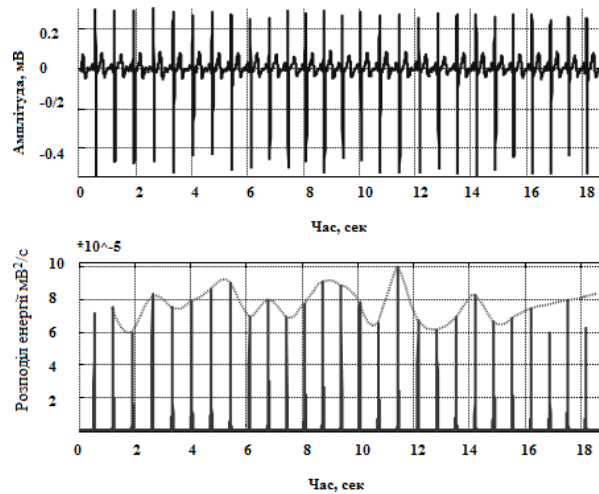


Рис. 3.7. Розподілення енергії

Видно, що огинаюча амплітуд локальних максимумів миттєвого розподілу енергії є функцією, залежною від часу, яка може бути використана при дослідженні взаємопов'язаності ЕКС з дихальною хвилею [132] [133], [143].

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі 3 показані результати ВП та ВС ЕКС, виконаних за базисом запропонованої ВФ. За отриманими результатами можна дійти висновку у тому, що розвинені методи ВП характеризуються універсальністю під час вирішення різних завдань цифрової обробки ЕКС, як виявлення тонких структур ЕКС, оцінка варіабельності серцевого ритму, фільтрація електрофізіологічних перешкод ЕКС. Це вигідно відрізняє їх від відомих методів тим, що їхнє застосування значно економить час комп'ютерних розрахунків. Також показані завдання, вирішення яких становить інтерес для подальших досліджень. До них відносяться аналіз взаємопов'язаності ЕКС з дихальною хвилею по огинаючій амплітуд локальних максимумів миттєвого розподілу енергії; порівняльний аналіз різномасштабних енергетичних показників ЕКС для різних груп пацієнтів; аналіз тривалостей часових відрізків, обмежених, локалізованими із застосуванням запропонованої ПФ, особливими точками QRS-комплексу, як

показник ширини QRS-комплексу, з метою визначення, чи ця характеристика є діагностично значущою при деяких кардіопатологіях.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

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

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

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

На Національний науково-дослідний інститут охорони праці покладено виконання функції головної організації в Україні, яка координує роботу в даному напрямку, надає методичну допомогу фахівцям, організує підвищення їх

кваліфікації, а також безпосередньо опрацьовує проект міжгалузевих і окремих галузевих нормативних актів про охорону праці.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Під час користування комп'ютером медики радять встановлювати монітор на відстані 50-60 см від очей. Фахівці також вважають, що верхня частина відео дисплея повинна бути на рівні очей або трохи нижче. Коли людина дивиться

прямо перед собою, її очі відкриваються ширше, ніж коли вона дивиться вниз. За рахунок цього площа огляду значно збільшується, викликаючи обезводнення очей. До того ж якщо екран встановлений високо, а очі широко відкриті, порушується функція моргання. Це означає, що очі не закриваються повністю, не омиваються слізною рідиною, не одержують достатнього зволоження, що приводить до їх швидкої стомлюваності.

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

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

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

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

Особливе місце у розв'язанні проблем безпеки життєдіяльності належить саме особі МР як елемента «МР – життєве середовище», адже вона також може бути джерелом небезпек як для себе, так і оточуючих. МР часто зумовлені

невідповідністю психофункціонального стану особи і складності чи інтенсивності виконуваної роботи, що супроводжується виникненням і прогресуванням нервово-емоційної напруженості та втоми, виникненням синдрому емоційного вигорання, стресом тощо. Досить значний відсоток причин, пов'язаних з людським фактором, зумовлений суттєвими прогалинами в освіті або навіть відсутністю навчальних предметів у програмах навчання МП, важливих для опанування професії знань, навичок і вмінь для безпечного виконання професійних обов'язків, збереження власного життя та здоров'я.

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

4.3 Висновки до розділу 4

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

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

На основі проведеного дослідження можна зробити такі висновки:

1. Встановлено високу ефективність методів безперервного вейвлетного аналізу виявлення тонких структур (особливих точок) електрокардіосигналів. «Грубі» WAVE-вейвлети та запропонована вейвлетоутворююча функція добре пристосовані до локалізації особливих точок QRS-комплексу, в яких друга похідна змінює знак, що не локалізуються в часовому представленні традиційними методами. Це пов'язано з тим, що дані вейвлети визначені знакозмінними симетричними функціями.

2. Запропоновану вейвлетоутворюючу функцію переважно відрізняє від «грубих» вейвлетів, зокрема від WAVE-вейвлета, те, що вейвлет-синтез за її базисом дозволяє точно відновити електрокардіосигнал і, крім того, здійснити фільтрацію електрофізіологічних завад, обумовлених м'язовою активністю без порогової обробки вейвлет-коефіцієнтів.

3. Вейвлет-перетворення за базисом запропонованої вейвлетоутворюючої функції дозволяє оцінити квазіперіодичність електрокардіосигналу (варіабельність серцевого ритму) незалежно від того, чи спотворений він наявністю кардіопатології чи ні.

4. Розвинені методи вейвлет-перетворення характеризуються універсальністю під час вирішення різних завдань цифрової обробки електрокардіосигналів, що вигідно відрізняє їх від відомих методів тим, що їхнє застосування значно економить час комп'ютерних розрахунків.

5. Чисельні методи безперервного вейвлетного аналізу, реалізовані з урахуванням запропонованої вейвлетоутворюючої функції, є математичною основою розробки нових методик прогнозування виникнення критичних станів біомедичної системи, за певних патологій її підсистем. Інтерес подальших досліджень викликають: порівняльний аналіз різномасштабних енергетичних показників електрокардіосигналів для різних груп пацієнтів (хворих та

здорових); аналіз тривалостей тимчасових відрізків, обмежених, локалізованими із застосуванням запропонованої ПФ, особливими точками QRS-комплексу, з метою визначення чи є дана характеристика діагностично значущою при деяких кардіопатологіях, як, наприклад, показник ширини QRS-комплексу, дослідження взаємопов'язаності електрокардіосигналу та дихальної хвилі з використанням огибаючої амплітуд локальних максимумів миттєвого розподілу енергії вейвлет-перетворення.

6. Отримані результати можуть бути корисними для визначення механізмів порушення ритму серця, а також при оцінці ефективності призначення протиаритмічних лікарських препаратів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Pan W.J., Tompkins. A: "Real – Time QRS Detection Algorithm" //Transactions on biomedical engineering. – 1985. P. 230 – 236.
2. Savitzky A, Golay MJE, Smoothing and Differentiation of Data by simplified Least Squares Procedures. Analytical Chemistry, 1964;36:1627-1639.
3. The MathWorks, Inc: Wavelet Toolbox User's Guide 1997 – 2004, pp. 1-8 -6-76.
4. Zheng L., Lall C. and Chen Y., "Low-distortion baseline removal algorithm for electrocardiogram signals," 2012 Computing in Cardiology, 2012, pp. 769-772.
5. Endo A., Shibata T. and Tanaka H. Comparison of seven algorithms to predict breast cancer survival, Biomedical Soft Computing and Human Sciences, vol.13, pp.11-16. (2008).
6. Gothwal, H., Kedawat S., Kumar R., Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast Fourier transform and artificial neural network //Biomedical Science and Engineering. – 2011. P. 289 – 296.
7. He, H., Wang, Z., Tan, Y.: Noise reduction of ECG signals through genetic optimized wavelet threshold filtering. In: IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA), pp. 1–6 (2015).
8. Louppe G. and Geurts P., "Ensembles on Random Patches", Machine Learning and Knowledge Discovery in Databases, 346-361, 2012.
9. Lundstrom L, Karlsson P, Ohlsson T. Method and Device for Filtering out Base-line Fluctuations from an Electrocardiogram. US Patent 5,469,856, Nov. 28, 1995.
10. Malysheva, V., Zaynullina, D., Stosh, A., Cherepennikov, G. (2022). Application of Wavelet Transform for ECG Processing. In: Koucheryavy, Y., Balandin, S., Andreev, S. (eds) Internet of Things, Smart Spaces, and Next Generation Networks and Systems. NEW2AN ruSMART 2021 2021. Lecture Notes in Computer Science(), vol 13158. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-97777-1_28

11. Velayudhan P.: Noise analysis and different denoising techniques of ecg signal // J. of electronics and communication engineering. 2016. P. 40–44. URL:<http://iosrjournals.org/iosr-jece/>

12. Гонгало Н.Г., Хвостівський М.О. Вейвлет обробка магнітокардіосигналів в базисі Хаара. XI Міжнародна науково-практична конференція молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 7-8 грудня 2022 року. Т.: ТНТУ, 2022. С. 121. (Комп’ютерно-інформаційні технології та системи зв’язку).

13. Петрук С.Л., Хвостівський М.О. Метод та програмне забезпечення обробки електрогастроентеросигналу. Матеріали ІХ науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 8-9 грудня 2021 р.). Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021. С.123.

14. Dudar T., Khvostivskyi M., Uniyat S. Algorithmical and Software Processing of PCG-signals for Diagnosing Stenosis of the Aortic Valve of the Heart. The 11th International scientific and practical conference “Integration of science as a mechanism of effective development” (November 28 - December 01, 2023) Helsinki, Finland. International Science Group. 2023. p.384-388. ISBN 979-8-89238-623-4. DOI: 10.46299/ISG.2023.2.11.

15. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів, І. Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп’ютерно-діагностичних систем. Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування. 2019. Вип. 79. С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84. ISSN 2310-0389 (e-ISSN 2310-0397).

16. Yavorska Y., Strembitska O., Strembitskyi M., Hvostivska L. Evaluation of methods for determining abnormalities in cardiovascular system by pulse signal under psycho-emotional stress in dental practice. Scientific Journal of TNTU. 2020. – С. 118–126.

17. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

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

19. Богатирчук І.П., Дичик І.О., Патей Я.В., Яблонський Д.С. Порівняльний аналіз методів та засобів представлення медичних даних // Матеріали XI науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 13-14 грудня 2023 р.). – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2023. – 19 с.

20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.

21. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Апробація результатів дослідження

УДК 681.326

Богатирчук І.П., Дичик І.О., Патей Я.В., Яблонський Д.С.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПРЕДСТАВЛЕННЯ МЕДИЧНИХ ДАНИХ

I. Bohatyrchuk, I. Dychyk, Patey Ya., D. Yablonskiy,
COMPARATIVE ANALYSIS OF METHODS AND MEANS OF MEDICAL
DATA PRESENTATION

При проведенні медико-біологічних досліджень часто постає задача зберігання великих об'ємів медичних даних. Відповідно, і методи зберігання та ефективної обробки таких даних постійно розвиваються та удосконалюються. Тому, на перших порах важко вибрати оптимальний варіант форми зберігання даних.

У роботі представлено порівняльну характеристику найбільш уживаних методів. Найпростіший метод зберігання та представлення даних - зберігання в текстовому файлі. При цьому дані, що стосуються одного об'єкту, зберігаються в одній стрічці і закінчуються символом переводу стрічки. Різні дані в одній стрічці (тобто, наприклад, прізвище, ім'я, по батькові та електронна адреса) розділюються комами або символами табуляції (t). Подальшим розвитком методів зберігання даних є технологія електронних таблиць (наприклад, Microsoft Excel). Як виявилось, при цьому дані редагувати зручніше, адже вже готова таблична структура. Для великих об'ємів даних (більше 1000 записів) та даних, які складно або неефективно представляти у вигляді двовимірної таблиці, створені бази даних (БД) та системи управління БД (СУБД).

База даних - це об'єднання таблиць, що стосуються однієї теми (наприклад, база даних пацієнтів медичного закладу). Для ефективної обробки БД існує стандарт мови структурованих запитів SQL (Structured Query Language). Окрім того, більшість СУБД побудовані за технологією "клієнт-сервер", що дозволяє розділяти сервер БД і сервер обробки даних на різні комп'ютери в мережі. Новим напрямком у технологіях представлення даних є побудована на стандарті SGML (Standard Generalized Markup Language — Стандартна Узагальнена Мова Розмітки) та орієнтована на Web розширена мова розмітки XML (eXtended Markup Language).

Використовуючи HTML-подібні теги можна виділяти певні частини тексту як такі, що відносяться до певної теми. Основна перевага XML - це можливість задання власних тегів, також дані представляються у деревовидній формі. XML-документ можна використовувати для створення баз знань.

В сервер MS SQL версії 2000 і пізніше вбудована можливість видачі даних в форматі XML. Результати аналізу показують, що в задачах зберігання великих об'ємів даних доцільно використовувати СУБД з використанням технології „клієнт-сервер”, для задач зберігання даних складної структури – мову XML, а для зберігання даних невеликого об'єму доцільно обмежитись електронними таблицями чи текстовими файлами.

