

НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЛЬВІВСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»  
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

**Шатний Сергій В'ячеславович**



УДК 004.67:007.52:621.391

**ДИСЕРТАЦІЯ**

**ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ  
КАРДІОСИГНАЛІВ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ**

05.13.06 – інформаційні технології

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,  
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне  
джерело \_\_\_\_\_ /С.В. Шатний/

**Науковий керівник**

Тимошук Павло Володимирович,  
доктор технічних наук, професор

## АНОТАЦІЯ

*Шатний С.В.* Інформаційна технологія обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронної мережі – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 05.13.06 «Інформаційні технології» – Національний університет «Львівська політехніка», Міністерство освіти і науки України, Львів, 2021.

Дисертацію присвячено розробці та вдосконаленні моделей, методів та засобів інформаційної технології обробки електрокардіограми, підвищенні швидкодії та точності обробки кардіосигналів, зменшенні розміру системи, призначеної для такої обробки, зниження її енергоспоживання і реалізації системи в аналоговій та цифровій елементних базах. Сформульовано актуальність теми дисертації, мету та основні задачі досліджень, визначено наукову новизну роботи і практичне значення отриманих результатів, показано зв'язок роботи з науковими темами. Подано відомості про апробацію результатів роботи, особистий внесок автора та його публікації. Виявлено, що ефективність обробки та аналізу залежить від якості попередньої обробки сигналів та природи самого сигналу. Аналіз підходів до побудови систем обробки біомедичних сигналів показав необхідність підвищення їх ефективності. Результати аналізу існуючих систем обробки кардіосигналів дали змогу стверджувати, що в більшості з них недостатньо висока точність класифікації (не вище 75 %), низька швидкодія та висока вартість обладнання, пов'язана з монополією компаній-виробників.

Представлено розроблений метод аналізу електрокардіограми шляхом визначення амплітуди та тривалості кожного з P, Q, R, S, T-сегментів. Удосконалено метод попередньої обробки кардіосигналів за рахунок

використання для ідентифікації та фільтрування нейронних мереж. Покращено метод класифікації кардіосигналів за допомогою використання частково-розпаралеленої нейронної мережі.

Розроблені програмні та апаратні реалізації інформаційної технології обробки кардіосигналів, структурно-функціональні схеми обробки вхідних сигналів на основі мікроконтролерів та програмованих логічних інтегральних схем. Проведено моделювання та оптимізацію засобів обміну даними між структурними елементами системи. Розроблені спеціалізовані програмні продукти, призначені для попередньої обробки та аналізу ЕКГ. Розроблено серверні засоби для функціонування віддаленої web-системи для взаємодії логічної моделі «лікар-пацієнт».

*Ключові слова:* інформаційна технологія, теорія адаптивного резонансу, електрокардіограма, адаптивний фільтр, цифрова схема, нейронна мережа, класифікатор, розпаралелення, алгоритм роботи, схемотехнічна реалізація, мікроконтролер, обчислювальний пристрій, програмно-апаратний комплекс, ідентифікація.

## **Annotation**

*Shatnyi S.V.* Information technology cardio signals processing and analysis using a neural network - Qualified scientific work in manuscript.

Thesis for a Candidate Degree in Technical Sciences (Doctor of Philosophy), specialty 05.13.06 “Information Technologies” – National University “Lviv Polytechnic”, Ministry of Education and Science of Ukraine, Lviv, 2021.

The dissertation is prepared to development and improvement of models, methods and means of information technology of electrocardiogram processing, increase of speed and accuracy of processing of cardio signals, reduction of the size of the system intended for such processing, reduction of its power consumption and realization of system in analog and digital element bases. The relevance of the topic of the dissertation is substantiated, the purpose and main tasks of research are formulated, the scientific novelty of the work and the practical significance of the obtained results are determined, the connection of the work with scientific topics is shown. Information on approbation of work results, personal contribution of the author and his publication is given. It was found that the efficiency of processing and analysis depends on the quality of signal pre-processing and the nature of the signal itself. Analysis of approaches to the construction of biomedical signal processing systems has shown the need to increase their efficiency. The results of the analysis of the existing cardio signal processing systems allowed to state that in most of them the classification accuracy is not high enough (not higher than 75%), low speed and high cost of equipment due to the monopoly of the manufacturing companies.

The developed method of analysis of the electrocardiogram by determination of amplitude and duration of each of P, Q, R, S, T-segments is presented. The method of pre-processing of cardiac signals has been improved due to the use of neural networks for identification and filtering of cardiac signals. The method of classification of cardio signals by means of use of a partially-parallel fuzzy neural network is improved.

Software and hardware implementations of information technology of cardiac signal processing, structural-functional and basic schemes of input signal processing on the basis of microcontrollers and programmable logic integrated circuits are developed. Modeling and optimization of means of data exchange between structural elements of the system are carried out.

The system of processing and analysis of cardio signals is developed with use of open, free and conditionally free software, in particular programming language and environment of development of GCC, system of visual programming and carrying out of simulations of NI Labview. Means based on programmable logic integrated circuits and programmable valve arrays were selected as the hardware platform. The NIO RIO platform was used to conduct the software and hardware simulation, and a platform based on microchip microcontrollers and Altera programmable valve arrays was selected to create, design and implement the layout.

Developed specialized software products for ECG pre-processing and analysis. Server tools have been developed for the operation of a remote web-system for the interaction of the logical model "doctor-patient".

Comparative analyzes were performed with existing software and hardware platforms for cardiac signal processing, in particular with the Holter device. The data show a decrease in energy consumption, increase the accuracy of cardio signal analysis, reduce the infraction of readings and increase the compactness of the system. In general, the proposed and used tools allow for a full range of medical research and implement the developed system in medical and scientific institutions.

*Keywords:* information technology, adaptive resonance theory, electrocardiogram, adaptive filter, digital circuit, neural network, classifier, parallelization, algorithm of work, circuit implementation, microcontroller, computing device, software and hardware complex, identification.

### Список публікацій здобувача за темою дисертації

1. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Simulation of electrocardiogram processing and analysis using Fuzzy ART // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2017. № 882. С. 70–75.

2. Shatnyi S. Fuzzy ART System Design for Electrocardiogram Signals Processing // International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology. 2019. Volume 8, Issue 6. P. 248 – 252. ISSN: 2278 – 1323.

3. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware implementation design of Fuzzy ART based partially parallel clustering system // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2016. № 859. С. 68-71.

4. Tymoshchuk P., Shatnyi S. A hardware implementation of neural circuit of maximal/minimal value discrete-time signal identification // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2015. № 828. С. 27-34.

5. Shatnyi Serhii, Shatna Anastasiia, Shablovska Alla Neural Network Hardware Implementation Using Micro- and Softprocessor Technologies for Biomedical Signal Processing // International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology (IJARCET). Volume 8, Issue 8, August 2019, ISSN: 2278 – 1323. - pp. 400 – 403.

6. Shatnyi S Neural Network-based Information Technology for Biomedical Signal Processing // Microwaves, Radar and Wireless Communications: Proceedings of 20th International Conference, 16-18 June 2014, Gdansk, Poland, Volume 1., P. 140-142.

7. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Electrocardiogram Processing System Design with Parallel Computing and Memory Transferring Using Fuzzy ART Neural Network // Proceedings of the XV International Conference on The Experience of

Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2019, 26 February – 02 March 2019 Polyana, Ukraine. P.7/9-7/13.

8. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Parallelized Fuzzy Adaptive Resonance Theory Neural Network // 2019 IEEE XV-th International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH'2019, 22-26 May 2019 Polyana, Ukraine P. 61-66.

9. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Simulation of sequential and partially parallel Fuzzy ART neural network // Proceedings of the XIV International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2017, 21-25 February 2017 Lviv, Ukraine, P. 372-374.

10. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Hardware Implemented Memory Model of Partially Parallel Fuzzy ART Clustering System // Proceedings of the XXVI-th Ukrainian-Polish Scientific and Technical Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD'2018, 19-20 October 2018 Lviv, Ukraine, P. 42-47.

11. Тимощук П.В., Шатний С.В. Система моніторингу та керування віддаленими об'єктами регулювання // Науковий вісник НЛТУ України. 2012. Вип 22. С. 313-318.

12. Shatnyi S. Circuitry Implementation Using Altera FPGA // Proceedings of the XXII-nd Ukrainian-Polish Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD'2014, 10-11 October 2014, Lviv, Ukraine, P. 84-90.

13. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits // Proceedings of the IX-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT'2014, 18-22 November 2014 Lviv, Ukraine P. 43-46.

14. Tymoshchuk P., Shatnyi S. KWTA Neural Network Hardware Implementation Using FPGA for Signals Classification // Proceeding of the X-th International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design", MEMSTECH'2014, 22-24 June 2014 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 82-85.

15. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Neural Rank-Order filter // Proceeding of the XII-th International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design", MEMSTECH'2015, 2-6 September 2015 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 88-91.

16. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Sorting Neural Network // Proceedings of the XXth International Seminar / Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory, DIPED'2015, 21-24 September 2015 Lviv, Ukraine, P. 168-171.

17. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation of Discrete-Time Neural Circuit of Largest Smallest Signal Identification // Proceedings of the XII International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2015, 24-27 February 2015 Lviv-Polyana, Ukraine, P. 226-230.

18. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits // Proceedings of the X-th International Scientific and Technical Conference "Computer Science and Information Technologies", CSIT'2015, 14-17 September 2015, Lviv, Ukraine, P. 43-46.

19. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Partially Parallel Clustering System Based on Fuzzy ART Using LabVIEW // Proceedings of the XXIII-rd Ukrainian-Polish Conference on "CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues", CADMD'2016, 21-22 October, 2016 Lviv, Ukraine, P. 29-30.



20. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Neural Network Digital Hardware Implementation of Standalone Control System // Proceedings of the XX-th Ukrainian-Polish Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD’2012, 11-13 October 2012 Lviv, Ukraine, P. 105-107.

21. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Hardware Model Design of Artificial Neural Network Using FPGA and MCU // Proceedings of the VII-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT’2012, 20-24 November 2012 Lviv, Ukraine, P. 160-161.

22. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Neural Network On-Chip Implementation Using NIOS and Softprocessor Technology // Proceedings of the XII-th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD-Systems in Microelectronics, CADSM’2013, 19-23 February 2013 Lviv-Polyana, Ukraine, P. 320-321.

**ЗМІСТ**

<b>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....</b>	<b>13</b>
<b>ВСТУП .....</b>	<b>14</b>
<b>РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ.....</b>	<b>21</b>
1.1. Основи електрофізіологічних методів аналізу.....	21
1.2. Методи та засоби обробки біомедичних сигналів.....	23
1.2.1. Типи біосигналів.....	26
1.2.2. Методи отримання біомедичних сигналів . .....	30
1.3. Технології обробки біомедичних сигналів.....	34
1.4. Особливості обробки та аналізу біосигналів .....	37
1.4.1. Аналіз окремих елементів електрокардіограми . .....	38
1.5. Висновки до розділу .....	40
<b>РОЗДІЛ 2. ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ТА МЕТОДИ ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ КАРДІОСИГНАЛІВ.....</b>	<b>42</b>
2.1. Структурна схема інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронної мережі .....	42
2.2. Нейронна схема ідентифікації найбільших за значенням сигналів.....	44
2.2.1. Структурно-функціональна схема ідентифікації найбільших за значенням кардіосигналів.....	49
2.2.2. Результати комп'ютерного моделювання ідентифікації найбільших за значеннями сигналів .....	54
2.3. Нейронна мережа паралельного сортування кардіосигналів .....	55
2.3.1. Структурно-функціональна схема сортувальної нейронної мережі.....	58
2.3.2. Результати комп'ютерного моделювання паралельного сортування сигналів.....	61
2.4. Нейромережева ранжувальна фільтрація кардіосигналів .....	64

2.4.1 Структурно-функціональна схема ранжувальної фільтрації сигналів.....	68
2.4.2. Результати комп'ютерного моделювання паралельної ранжувальної фільтрації.....	70
2.5. Висновки до розділу.....	72
<b>РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ АНАЛІЗУ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ ФОРМИ КАРДІОСИГНАЛІВ .....</b>	<b>74</b>
3.1. Методи та засоби аналізу форми кардіосигналів.....	74
3.1.1. Алгоритми аналізу форми електрокардіограми .....	74
3.2. Метод аналізу форми кардіосигналу, шляхом визначення амплітуди та тривалості окремих сегментів .....	77
3.3. Реалізація та комп'ютерне моделювання методу аналізу форми кардіосигналів .....	84
3.4. Метод класифікації форми кардіосигналу із використанням штучної нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу.....	86
3.4.1.Структурно-функціональна схема класифікації форми електрокардіограми .....	90
3.4.2. Результати комп'ютерного моделювання класифікації з використанням нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу.....	95
3.5. Програмна обробка та аналіз електрокардіограми із використанням нечіткої теорії адаптивного резонансу .....	99
3.5.1 Попередня обробка сигналу електрокардіограми.....	101
3.5.2.Сегментація форми сигналу електрокардіограми.....	103
3.5.3. Класифікація форми сигналів електрокардіограми.....	105
3.6. Висновки до розділу.....	110

## **РОЗДІЛ 4. ПРОГРАМНО-АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНФОРМАЦІЙНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ...112**

4.1. Апаратне забезпечення інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів.....112

4.1.1. Засоби попередньої обробки кардіосигналів .....115

4.1.2. Засоби аналізу кардіосигналів .....120

4.2. Розроблення технічних та програмних засобів для реалізації серверної частини системи .....128

4.2.1. Розробка логічної моделі роботи веб-орієнтованої системи.....132

4.3. Порівняльні оцінки ефективності.....138

4.4. Висновки до розділу .....142

**ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ .....144**

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....146**

Додаток А Структура інформаційної системи обробки кардіосигналів....160

Додаток Б Код моделі блоку передачі даних у інформаційній системі....161

Додаток Б1 Результати імітаційного моделювання роботи системи передачі інформації.....162

Додаток В Блок-діаграма підпрограми класифікації кардіосигналів.....163

Додаток В1 Блок-діаграма підпрограми попередньої обробки кардіосигналів.....164

Додаток Г Список публікацій здобувача за темою дисертації .....165

Додаток Д Акти впровадження результатів дисертаційного дослідження.....169

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- КС - кардіосигнал  
БМС – біомедичний сигнал  
ТАР – теорія адаптивного резонсу  
ШНМ – штучна нейронна мережа  
НС – нейронна схема  
КС – комп’ютерна система  
FPGA – Field Programmable Gate Array  
МК – мікроконтролер  
ІС – інформаційна система  
WTA – Winner-Take-All  
ЕКГ – Електрокардіограма  
ROF – Rank-order filter  
SONN – Self Organizing Neural Network  
kWTA – k-Winner-Take-All  
BCP – варіабельність серцевого ритму  
ЧСС – частота серцевих скорочень  
VLSI – Very Large Scale Integration  
ISM – Industrial Scientific Medical  
АЦП – аналогово-цифровий перетворювач  
ІТ – інформаційна технологія

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Згідно із даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, за останні два десятиріччя загальна частота раптових летальних наслідків не суттєво змінилася, незважаючи на використання нових методів діагностики та профілактики, і становить близько 20-25% усіх випадків гострих серцево-судинних хвороб. Виявлення електричної нестабільності сигналів, розробка методів виявлення груп пацієнтів з високим ризиком аритмічних подій - основні методи зниження захворюваності. На даний час питання підвищення точності діагностики захворювань серця і серцево-судинної системи набули особливого значення. Показники якості діагностики визначаються точністю ідентифікації електричної нестабільності джерел біопотенціалів, що являється основним параметром діагностики розвитку небезпечних хвороб, які визначають роботу серцево-судинної системи. Сучасний розвиток інформаційних технологій дає можливість проводити ефективний аналіз кардіосигналів, зокрема їх форми, що відкриває нові можливості в діагностиці патологій, при виявленні електричної нестабільності сигналів, діагностиці загрозливих для життя порушень ритму електрокардіограми (ЕКГ).

Покращені можливості інформаційним технологіям обробки та аналізу кардіосигналів надають нейромережеві підходи, які будуються на основі методу теорії адаптивного резонансу, що використовує нейронні схеми призначені для знаходження максимальних/мінімальних значень сигналів. Основні переваги таких підходів – висока швидкодія в режимі тестування та тренування, можливість розпаралелення обробки сигналів, низька обчислювальна складність.

Значний внесок в теорію та практику обробки кардіосигналів висвітлені в працях відомих вчених, зокрема: М.П. Дивак – методи аналізу інформаційних сигналів; Б.І. Яворський – моделювання та оптимізація біотехнічних систем;

О.М. Березький - побудова інтелектуальних біомедичних та вимірювальних систем; Я.П. Драган – діагностика станів природних систем; Р.О. Ткаченко – інтелектуальний аналіз даних та теорія ШНМ; В.О. Фесечко – цифрова обробка біомедичних сигналів та зображень; О.Г. Руденко – обробка сигналів алгоритмом fuzzy ART; Є.А. Настенко – методи обробки біомедичних сигналів, даних та зображень; В.С. Рогоза – інформаційно-телекомунікаційні системи медичного призначення; Ю.В. Твердохліб – інформаційна технологія комплексного оцінювання параметрів сигналів.

Запропоновані авторами методики, в яких описані теоретичні та практичні підходи до опрацювання кардіосигналів, а також застосування нейромережових засобів для аналізу кардіосигналів, на жаль, не висвітлюють процедури аналізу форми ЕКГ в режимі реального часу та без втрати точності. Таким чином, задача розроблення інформаційної технології обробки і аналізу кардіосигналів із застосуванням нейронної мережі є актуальною науковою задачею.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Тема дисертації відповідає науковому напрямку кафедри систем автоматизованого проектування «Автоматизація проектування та моделювання вбудовуваних систем».

Робота виконана в межах науково-дослідної роботи кафедри обчислювальної техніки Національного університету водного господарства та природокористування м. Рівне «Підвищення ефективності обробки даних та захисту інформації в комп'ютерних системах», номер державної реєстрації 0117U001086, термін виконання 2017 – 2019 р.; «Дослідження та удосконалення раціональної ресурсозберігаючої технології очищення підземних вод від сполук заліза для питного водопостачання», номер держреєстрації 0116U003758, 2016-2017 рр., Міністерство освіти та науки України, розроблена інформаційна технологія та спеціалізована комп'ютерна система обробки даних із використанням нейромережових засобів;

«Інформаційно-аналітична система органічного землеробства та забезпечення екологічної стійкості ґрунтів», номер державної реєстрації 0120U000235, термін виконання 2020 р., Міністерство освіти та науки України, розроблена інформаційна технологія класифікації графічних об'єктів із використанням нейронної мережі.

#### **Мета і задачі дослідження.**

Метою дисертаційної роботи є розробка інформаційної технології обробки та аналізу форми кардіосигналу з використанням нейронної мережі, призначеної для підвищення точності та швидкості аналізу форми електрокардіограми.

Для досягнення поставленої у роботі мети необхідно було розв'язати такі завдання:

- проаналізувати існуючі методи обробки та аналізу кардіосигналів;
- удосконалити метод попередньої обробки ЕКГ за рахунок використання штучних нейронних мереж;
- розробити метод аналізу форми ЕКГ шляхом визначення амплітуди та тривалості кожного з P, Q, R, S, T-сегментів;
- розробити метод класифікації кардіосигналів за допомогою використання частково-розпаралеленої нейронної мережі;
- створити інформаційну технологію обробки та аналізу кардіосигналів у програмному та апаратному забезпеченні для її функціонування в режимі реального часу.

**Об'єктом дослідження** є процеси обробки, перетворення та оцінювання кардіосигналів.

**Предметом дослідження** є методи, моделі, структурно-функціональні схеми інформаційної технології обробки електрокардіограми.

**Методи дослідження.** Для розв'язання поставлених у дисертаційній роботі завдань використано: методи і алгоритми навчання та застосування



нейромереж, методи математичного моделювання, теорію алгоритмів, теорії штучних нейронних мереж, а також основи теорії обробки сигналів.

**Наукова новизна одержаних результатів.** На основі виконаних теоретичних та експериментальних досліджень отримано такі результати:

1. Вперше розроблено метод аналізу форми ЕКГ шляхом обрахунку амплітуди і тривалості виокремлених елементів P, Q, R, S, T із кардіокомплексів PQ, QRS, ST та визначення регулярності ЕКГ відносно ізоелектричної лінії, що дає можливість підвищити точність аналізу кардіосигналів та визначити супутні захворювання.

2. Покращено метод аналізу параметрів ЕКГ за допомогою здійснення розпаралелених обчислень із нормованими значеннями кардіоімпульсів, що дало змогу підвищити швидкість отримання результатів такого аналізу.

3. Удосконалено методи визначення максимальних значень кардіоімпульсів та фільтрування завад за рахунок використання частково-розпаралелених штучних нейронних мереж, що дало можливість скоротити затрати часу на виконання таких операцій.

4. Отримав подальший розвиток метод класифікації форми кардіосигналів за допомогою використання частково-розпаралеленої нейронної мережі, що дало можливість підвищити швидкість і точність класифікації ЕКГ.

**Практичне значення одержаних результатів** полягає у наступному:

1. Застосування для попередньої обробки ЕКГ нейромережових методів визначення найбільших/найменших за величиною сигналів та паралельної частотної фільтрації дає можливість зменшити загальний час обробки кардіосигналів більше, ніж на 30 %.

2. Використання методу класифікації форми кардіосигналів за допомогою нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу дає змогу підвищити точність визначення відхилень електрокардіограм від нормальних значень на 21,2 %.

3. Розроблена інформаційна технологія дає можливість підвищити швидкість та рівень автоматизації опрацювання форми ЕКГ, зменшити енергоспоживання порівняно з іншими аналогічними системами на 37%.

4. Отримані теоретичні та практичні результати дисертаційної роботи використані у науково-дослідному відділі Національного університету водного господарства та природокористування м. Рівне, в Рівненській міській дитячій лікарні, Обласному лікувально-діагностичному центрі м. Рівне та впроваджені у навчальний процес кафедрою обчислювальної техніки Національного університету водного господарства та природокористування. Впровадження отриманих результатів досліджень підтверджено відповідними актами.

**Особистий внесок здобувача.** Всі наукові результати дисертаційної роботи отримані автором особисто. Зокрема, наукові праці [2, 12] виконані одноосібно. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належать: моделювання нейронної схеми, призначеної для визначення максимальних за значеннями кардіосигналів [4, 17]; моделювання частково розпаралеленої системи класифікації кардіосигналів на основі нечіткої теорії адаптивного резонансу [2, 3]; метод аналізу форми ЕКГ шляхом виокремлення та визначення амплітуди та тривалості елементів P, Q, R, S, T із кардіокомплексів [1]; проектування та розробка підсистем технічного та інформаційного забезпечення ІТ обробки та аналізу кардіосигналів [5, 6]; аналіз способів попередньої обробки кардіосигналів [11]; програмно-алгоритмічні засоби реалізації ШНМ за допомогою розпаралеленого апаратного забезпечення [22]; моделювання роботи апаратних засобів реалізації ІТ, призначеної для ідентифікації кардіосигналів [12, 14]; проектування системи первинного збору та попередньої обробки кардіосигналів [15]; моделювання роботи аналогової нейронної мережі для проведення сортування дискретизованих значень кардіосигналів [16]; програмно-алгоритмічна реалізація ШНМ, призначеної для динамічної класифікації даних, на основі

нейронних схем дискретного часу, які визначають найбільші/найменші за значеннями дані кардіосигналів [13]; метод визначення максимальних значень кардіоімпульсів та фільтрування завад за рахунок використання частково-розпаралеленої нейронної мережі [9]; програмно-алгоритмічні засоби послідовної і частково-розпаралеленої ШНМ нечіткої теорії адаптивного резонансу [7]; моделювання алгоритму частково розпаралеленої системи класифікації, побудованої на основі нечіткої теорії адаптивного резонансу [10]; метод класифікації форми ЕКГ за допомогою ШНМ нечіткої теорії адаптивного резонансу [19]; проектування розпаралеленої ШНМ нечіткої теорії адаптивного резонансу [8]; моделювання цифрової реалізації інформаційної технології класифікації сигналів ЕКГ [18, 20]; проектування апаратної реалізації ШНМ за допомогою ПЛІС [21].

**Апробація результатів дисертації.** Основні результати наукових досліджень неодноразово доповідалися на міжнародних та Всеукраїнських наукових конференціях, симпозіумах, зокрема: апробаційні частини дисертації доповідались і схвалені на: XX, XXI та XXII Міжнародних українсько-польських конференціях «САПР у проектуванні машин. Питання впровадження та навчання» (Львів, 11-13 жовтня 2012 р.; 10-11 жовтня 2014 р.; 21-22 жовтня 2016 р.); VII, VIII та X Міжнародних конференціях «Комп'ютерні науки та інформаційні технології» (Львів 22-24 листопада 2012 р.; Львів 18-22 листопада 2014 р.; Львів 14-17 вересня 2015 р.); XII, XIII та XIV Міжнародних конференціях «Досвід розробки і застосування САПР в мікроелектроніці» (Поляна 19-23 лютого 2013 р.; Поляна 24-27 лютого 2015 р.; Львів-Поляна 21-25 лютого 2013 р.); X та XII Міжнародних конференціях «Перспективні технології і методи проектування МЕМС» (Львів-Поляна 22-24 червня 2014 р.; Львів-Поляна 2-6 вересня 2015 р.); V міжнародній науково-практичній конференції «Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси» (Київ, 15-16 травня 2012 р.); XX International Conference on «Microwaves, Radar and

Wireless Communications» (Gdansk, 16-18 June, 2014 p.); XX International Seminar «Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory», (Львів, 21-24 вересня, 2015 р.); Міжнародній науковій конференції «Сучасні проблеми математичного моделювання та обчислювальних методів» (Рівне, 19-22 лютого 2015 р.); II Всеукраїнській конференції «Інформаційні технології в освіті, техніці та промисловості» (Івано-Франківськ, 6-9 жовтня 2015 р.); Міжнародній науково-практичній конференції молодих науковців, аспірантів та студентів «Інформаційно-обчислювальні технології, автоматика та електротехніка» (Рівне, 10-11 листопада 2016 р.); III Всеукраїнській науково-практичній конференції «Комп'ютерне моделювання та програмне забезпечення інформаційних систем і технологій» (Рівне, 28-30 вересня 2017 р.).

**Публікації.** За результатами дисертаційних досліджень опубліковано 22 наукові праці, серед них 2 статті у міжнародних виданнях, 4 статті у фахових виданнях України, та 16 публікацій у матеріалах конференцій, 7 з яких входять до міжнародної наукометричної бази Scopus.

**Структура та обсяг роботи.** Дисертація складається зі вступу, 4-х розділів, висновків, списку використаної літератури та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 174 сторінки, у тому числі 145 сторінок основного тексту, 53 рисунки та 15 таблиць, список використаної літератури налічує 121 бібліографічних найменувань. Дисертація містить 7 додатків, розміщених на 15 сторінках.

## **РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ**

У першому розділі проаналізовано сучасний стан та тенденції розвитку існуючих інформаційних технологій обробки біомедичних сигналів, у тому числі сигналів електрокардіограм. Висвітлено особливості, переваги та обмеження існуючих підходів, методів та засобів, поставлено задачу дисертаційного дослідження.

### **1.1 Основи електрофізіологічних методів аналізу**

Об'єктивність методів електрофізіологічних досліджень, їхня висока інформативність та достатньо високий рівень відтворюваності отриманих результатів разом із мінімально можливою дією на об'єкт обстеження визначили їх широке розповсюдження в діагностичній та медичній практиці. До сьогодення часу в даній області накопичено великий досвід, виділились самостійні напрямки досліджень, достатньо вдало та успішно розроблена відповідна методологія. Однак, незважаючи на значні успіхи апробації існуючих діагностичних процедур, для них можна виявити недостатню обгрунтованість окремих етапів проведення досліджень. Істотно це пов'язано із труднощами формалізації задач істотною невизначеністю їх умов в кожному окремому випадку.

Таким чином, кожне електрофізіологічне дослідження представлене у три етапи: видалення, реєстрація та обробка сигналів біоелектричної активності. Специфічні особливості, які присутні в конкретному методі реалізації кожного з етапів, визначає комплекс вимог та обмежень на можливу реалізацію інших. Протягом останніх років достовірність отримуваних результатів обмежувалось технічними можливостями засобів реєстрації та відображення інформації. Це стримувало розвиток методів автоматичної обробки біомедичних сигналів. У зв'язку із стрімким розвитком засобів мікроелектроніки, мікросхемотехніки,

засобів обчислювальної техніки та методів обчислювальних алгоритмів, дозволяє з однієї сторони виключити інструментальні впливи, а з іншої – застосувати методи цифрової обробки сигналів, реалізація яких раніше була неможливою.

Узагальнюючи вищесказане, можна зробити висновок, що пріоритетним напрямком розвитку методології електрофізіологічних досліджень стає розробка методів нейромережевої обробки та аналізу біомедичних сигналів, показників поверхневих біопотенціалів.

Порівняння ефективності різних існуючих діагностичних методів показує, що найбільш корисною інформацією функціонування внутрішніх фізіологічних систем міститься в біоелектричних сигналах, які знімаються із різних ділянок поверхні тіла. Перш за все, це відноситься до електричної активності серцево-судинної системи, електричного поля головного мозку та електричним потенціалам мязової системи. Саме такі найважливіші показники електрофізіологічних процесів вимагають особливої уваги на створення електронного обладнання та розробки обчислювальних алгоритмів для вирішення конкретних задач та їх аналізу в діагностичних цілях.

Особливе місце серед електрофізіологічних методів діагностики займає вимірювання та обробка сигналів електрокардіограми. Це пов'язано з тим, що електрокардіограма являє собою основним показником, який в даний час дозволяє вести профілактичний та лікувальний контроль за серцево-судинними захворюваннями. Ефективності електрокардіографічних методів діагностики сприяє розвинута та усталена система відведень та широке використання кількісних показників сигналів ЕКГ. Останнім часом в електрокардіографії інтенсивно розвивається напрямок, пов'язаний із реєстрацією та аналізом низькорівневих складових кардіосигналу. Досвід досліджень в даній галузі дозволяє зробити висновок про перспективність аналізу тонкої структури ЕКГ

для діагностики різноманітних патологій серцево-судинної системи ще на стадії їх виникнення.

Розвиток електрофізіологічних методів діагностики потребує удосконалення традиційних і створення нових методик досліджень, розробки сучасних електронних пристроїв, перспективних обчислювальних методів для їх реалізації. Проблематика створення сучасного приладу для електрофізіологічного дослідження містить декілька аспектів, які впливають на технічні характеристики та основні конструктивні рішення. Дані аспекти пов'язані з біологічним обґрунтуванням методу, прийомами його технічної реалізації, методами математичної обробки біомедичного сигналу, конструктивним оформленням приладу як програмно-апаратний комплекс обробки біотехнічної системи.

## **1.2. Методи та засоби обробки біомедичних сигналів**

В залежності від виду органів, а саме біоелектричної активності яка досліджується, розрізняють наступні основні методи електрофізіологічних досліджень:

- *Електрокардіографія (ЕКГ)* – дослідження електричної активності серця;
- *Електроенцефалограма (ЕЕФ)* – дослідження електричної активності головного мозку;
- *Електроміографія (ЕМФ)* – дослідження електричної активності м'язів;
- *Електроокулографія (ЕОГ)* – дослідження зміни потенціалів, які зумовлені рухами очного яблука;
- *Електрогастрографія (ЕГГ)* – дослідження електричних сигналів які викликані діяльністю шлунку та кишківника.

Варто зазначити, що кожен клас може бути значно розширений, в тому числі в напрямку вивчення електричної активності груп і окремих клітин живого організму.

Біопотенціали, які реєструються при різних електрофізіологічних дослідженнях, є досить малими по амплітуді та займають області низьких та інфранизьких частот. Дані обставини визначають жорсткі вимоги до електродів по мінімізації втрат корисного сигналу. Дані параметри необхідно враховувати при розробці як електродів так і методики проведення реєстрації біопотенціалів. В таблиці 1.1 приведені значення параметрів біопотенціалів тканин та органів які будуть досліджуватись.

Таблиця 1.1.

## Значення параметрів біопотенціалів тканин та органів

Органи	Діапазон частот, Гц	Діапазон амплітуд, мкВ
Серце	0.05 - 2000	30 - 5000
Головний мозок		
• на поверхні голови	3.5 – 40	2 – 200
• на відкритому мозку	0.1 – 120	50 – 5000
Шлунок	0.02 – 0.5	10 – 10000
М'язові тканини	5 – 5000	100 – 10000
Очні м'язи	0.5 – 50	2 – 2000
Кісні тканини	< 1	< 10000
Спинний мозок		
• Повільні коливання	2 – 10	10 – 20
• Швидкі коливання	8 – 30	40 – 60

Складна структура відведень при більшості електрофізіологічних дослідженнях призводить до виникнення специфічних похибок, які можуть



бути віднесені до методичних. Зазвичай виділяють п'ять основних складових методичної похибки при зніманні біопотенціалів:

- *Похибка імпедансу* – спад частини сигналу при опорі шкіра-електрод;
- *Похибка спотворення* – спотворення електричного поля провідним матеріалом електроду і вхідними струмами підсилювача біопотенціалів;
- *Похибка усереднення* – усереднення потенціалів поверхні тіла під електродом через його поперечні розміри;
- *Похибка розбалансу* – розбаланс сумуючих кіл нульових електродів із врахуванням опору тканин та вхідного опору підсилювача;
- *Похибка накладання* – результат неточності накладання електроду на вибрану точку та різниця у властивостях струмопровідних середовищ.

Теоретична оцінка всіх складових методичної похибки ускладнена складністю та різноманітністю зв'язків між параметрами електродів, властивостями шкіри та підшкірних тканин та характеристиками зовнішніх фізичних факторів.

В залежності від об'єкта дослідження біоелектричного поля електроди розділяються на наступні основні типи:

- *Електрокардіографічні, електроенцефалографічні* – накладаються без порушення шкірних та кісткових покрівів;
- *Електрокортикографічні* – для знімання біопотенціалів з головного мозку;
- *Електроміелографічні* – для знімання біопотенціалів спинного мозку;
- *Електроміографічні* – для знімання біопотенціалів м'язових тканин;
- *Електроокулографічні* – для знімання біопотенціалів викликаних рухом очного яблука;
- *Електроретинографічні* – для опрацювання потенціалів із сітківки ока;
- *Електрогастрографічні* – для визначення електричних біопотенціалів активності шлунку;

- *Електрокохлеографічні* – для дослідження біопотенціалів викликаних активністю структур зовнішнього, середнього та внутрішнього вуха;

По місцю прикладення або уведення визначають шкірні, рогівкові, електроди для розкритих органів, порожнинні електроди, внутрішньотканинні електроди та мікроелектроди, струмопровідна поверхня яких призначається для знімання електричних потенціалів клітин та її структур.

### **1.2.1. Типи біосигналів**

Типи біосигналів можна визначити шляхом отримання за результатами біологічних процесів в біомедицині. Дані процеси являються складними та динамічними, в більшості випадків є часовою функцією  $s(t)$ .

Біосигнали рідко описуються лише кількома параметрами, такими як синусоїда або косинусні хвилі. Біологічні процеси, що генерують сигнали, перебувають у динаміці, яка постійно змінюється. Їх поведінку рідко точно прогнозують. Параметри, що описують зміну сигналів, є безперервними.

#### **Детерміновані сигнали**

Детермінований сигнал - сигнал, який визначається протягом певного періоду часу. Повторювані біологічні процеси, такі як серцебиття, генерують повторювальні сигнали, що повторюють форми детермінованих хвиль.

Сигнали детермінованої форми можуть бути періодичними, квазіперіодичними або неперіодичними. У житті організмів немає чисто періодичних сигналів. Тому квазіперіодичні або неперіодичні сигнали частіше використовуються для опису повторюваного біологічного сигналу.

Деполаризована клітина, стимульована сигналом, також генерує електричний сигнал (хвиля деполаризації та реполаризації), який називається перехідним сигналом.

#### **Стохастичні сигнали**

Стохастичний сигнал - це функція часу, значення якого заздалегідь невідомі і можуть бути передбачені лише з певною ймовірністю. Такі сигнали

генеруються групами клітин, які випадково деполяризуються. Форма сигналу таких сигналів не є детермінованою і може бути описана лише статистично. У випадку стаціонарних пацієнтів сигнали та параметри сигналів не змінюються в часі, зокрема при стабільному стані пацієнта. При нестаціонарності властивості сигналу з часом змінюються. Наприклад, у випадку епілептичного нападу електроенцефалограма не є нерухомою. Цікавою є різниця між стаціонарними та нестаціонарними сигналами. Якщо біологічний процес динамічний, ми можемо очікувати, що генеровані сигнали будуть нестаціонарними.

Відповідно до методів дослідження системи для обробки та класифікації біосигналів поділяються на активні та пасивні. У пасивних дослідженнях немає зовнішнього впливу на біологічний об'єкт і його сигнал має природну (природну) природу. В активних системах сигнал  $Q(t)$  є заданою зовнішньою дією.

### **Зашумлені сигнали**

Для вирішення проблеми розпізнавання зразків необхідно зрозуміти можливу природу шуму, щоб при створенні алгоритму врахувати максимальну кількість як позитивних, так і 20 негативних зразків. На рисунку 1.1 нижче представлена умовна класифікація біомедичних сигналів за шумом.

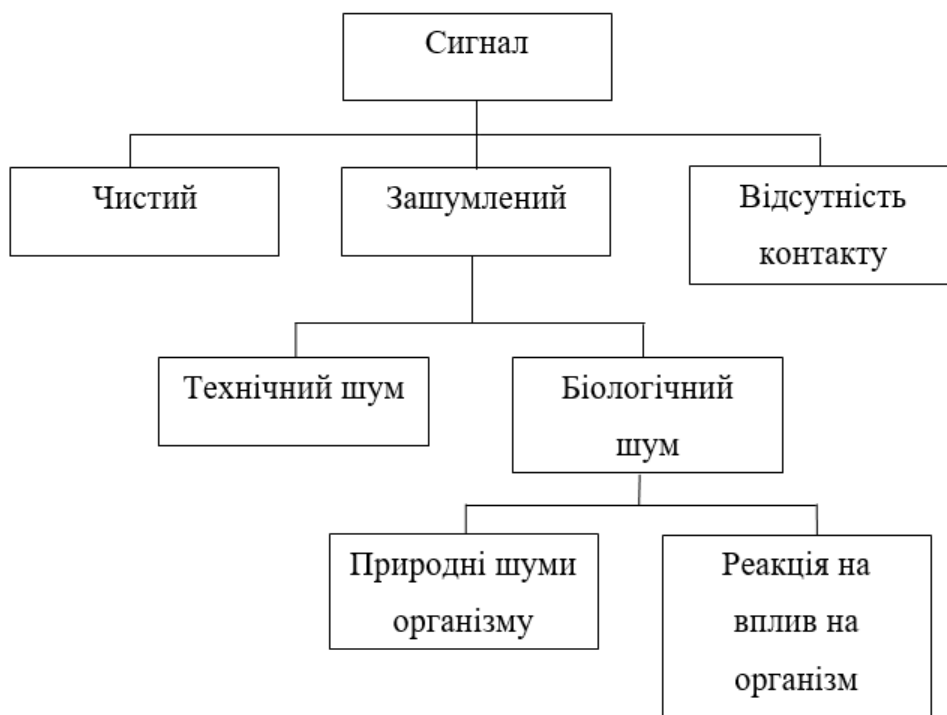


Рисунок 1.1 – Класифікація ЕКГ сигналу за типом шуму

Чистий сигнал - сигнал, придатний для аналізу з низьким рівнем шуму. Можна анотувати найважливіші моменти для класифікації.

Відсутність контакту - сигнал, який можна отримати в декількох випадках: - електроди не підключені; - сухість шкіри, що запобігає надходженню електрики.

Технічний шум - шум, який може виникати внаслідок несправності або неправильної роботи технічного компонента монітора BMS.

Інтерференція лінії електропередач (ІЛЕ) - це тип шуму, пов'язаний з передачею кабельного сигналу, і особливо серйозний для медичних пристроїв. Кабелі, які передають сигнали від оглядової кімнати до приладу контролю, піддаються електромагнітним перешкодам (ЕМІ) з частотою (50 Гц або 60 Гц) через широко розповсюджені лінії живлення. Якщо підключити монітор до мережі або ноутбука, можна спостерігати подібний ефект. Іноді в записі (наприклад, ЕКГ або ЕЕГ) може домінувати цей тип шуму. Зменшення

(фільтрація) такого сигналу є серйозною проблемою, оскільки частота сигналу лінії передачі знаходиться в діапазоні частот сигналів ЕКГ та ЕЕГ [17, 18]. РЛІ є важливим джерелом шуму при вимірюванні біологічного впливу. ЕМІ погіршує якість сигналу і впливає на критичні функції, які можуть мати суттєве значення у задачах діагностики і моніторингу. Помічено, що це може сильно спотворити біологічний потенціал [19].

Шум біологічної природи - такими шумами можуть бути звуки, викликані впливом наркотиків тощо. (Реакція на вплив) або шуми, спричинені напругою м'язів людини, тремтінням рук або диханням (природні звуки, що видаються тілом). Біологічні звуки складаються з ряду основних звуків. Базовий рух ЕКГ - Варіації провідності та активності шкіри електрод, такі як: В. Рух і дихання пацієнта викликають вихідні рухи [20, 21]. Діапазон частот, в якому переважає переважаюча вихідна крива, зазвичай нижче 1 Гц, але він може бути ширшим для ЕКГ, використовуючи цей діапазон [21]. Це пов'язано зі зміною напруги поляризації електрода на шкірі або рухом електродів, диханням або рухами тіла. Ізоелектрична лінія змінює своє положення в базовій лінії ходьби. Однією з можливих причин є рух кабелів. Рух пацієнта, брудні провідники / електроди тощо.

Артефакти руху - це базові зміни, спричинені рухом електродів. Зазвичай вібрація, рух або дихання обстежуваного стимулюють рух артефактів. Пікова амплітуда і тривалість артефакту залежать від різних невідомих величин, таких як В. електродні властивості, електролітні властивості, електричний опір шкіри та повздовжній рух. У сигналі електрокардіограми дрейфування нуля спостерігається на низькій частоті - 0,014 Гц, і це, швидше за все, результат дуже повільних змін опору шкіри на електроді. Цей шум можна спостерігати також у спектрі потужності Фур'є [22] [19].

### 1.2.2. Методи отримання біомедичних сигналів

Отримання та аналіз біознаків є найважливішим завданням сучасної медичної діагностики, вирішення якої в переважній більшості залежить від ефективності діагностичного та лікувального процесу. Для зняття біомедичних сигналів застосовують спеціалізовані прилади та апарати - електрокардіографи, електроенцефалографи, реографи тощо.

Процес отримання та аналізу біосигналів показаний на рисунку 1.2

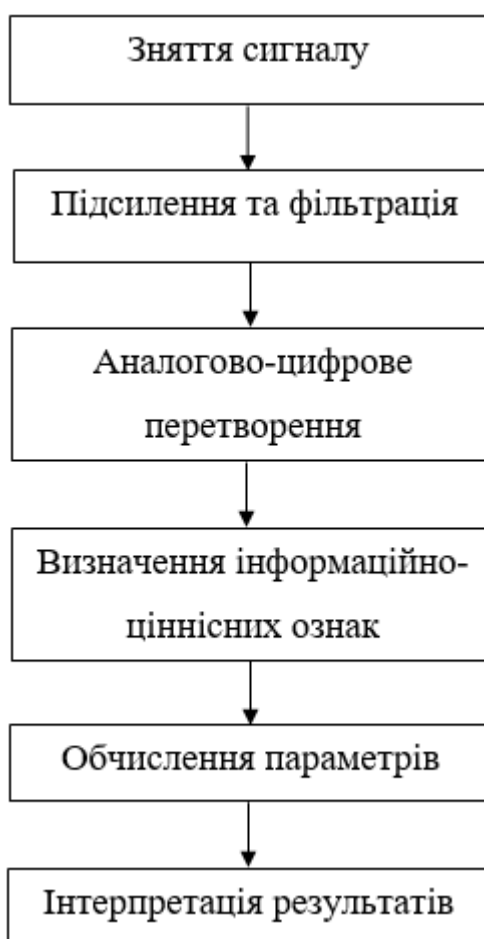


Рисунок 1.2 Процес отримання біомедичних сигналів

Електроди використовуються для виділення електричних біосигналів. Електроди - це провідники особливої форми, які з'єднують медичні вироби з об'єктом, що досліджується.

Для виявлення неелектричних біосигналів використовуються датчики, які перетворюють надходять неелектричні сигнали в електричні. Датчики поділяються на генератор і параметр. Струм або напруга генеруються в датчиках генератора під впливом неелектричної вхідної змінної. У параметричних давачів під впливом неелектричного вхідного сигналу замінюється один з визначальних параметрів - імпеданс, ємність або електрична індуктивність.

У біомедицині застосовуються різні датчики: термоелектричні, п'єзоелектричні, фотоелектричні, електричні напруги, реостатичні, ємнісні, індуктивні та інші.

Для отримання та подальшого аналізу біомедичних сигналів використовуються різноманітні прилади та проміжні пристрої, зокрема, електрокардіографи, електроенцефалографи тощо.

Процес отримання складається із наступних етапів:

1. *Зняття сигналу:* При вимірюванні електричних параметрів біооб'єктів їх з'єднують із вимірювальною схемою за допомогою біоелектричних електродів. При цьому можна виділити для розгляду, так зване відведення - зону контакту об'єкту з електродом, яка відповідає за протікання біохімічних процесів у вимірювальному ланцюгу, електродній речовині, відповідно електрод та відвідні провідники.

*Підсилення та фільтрація.* Біоелектричні сигнали характеризуються невисокою величиною до 100 мкВ, тому вимагають апаратного підсилення рівня для перетворення та обробки. Для даної задачі використовують відповідні підсилювачі електричних сигналів. Тому збільшується амплітуда без зміни форми та інших показників.

Підсилювач для біомедичних сигналів представляє собою електронний пристрій, який працює по принципу модуляція-підсилення-демодуляція. В підсилювачах із перетворенням основне підсилення відбувається на несучій

частоті. Такі підсилювачі визначаються низьким рівнем дрейфу, стійкістю до змін напруг живлення та температури оточуючого середовища, простотою введення корегуючих зворотніх зв'язків. Фільтрація та компенсація завад та випадуючих артефактів сигналу виконується традиційними методами, які складають перший етап вторинної обробки біоелектричних сигналів. Ступінь компенсації завад визначається як характеристиками використовуваних методів, так і співвідношенням амплітудних, спектральних та часових складових інформаційного та завадного процесів. При дослідженні ЕГГ сигналів, які являються інфранизькочастотними, найбільші труднощі складає фільтрація поляризаційної завади, а при дослідженні ЕМГ сигналу ефект поляризації не відіграє важливу роль. Живі організми виробляють значний сигнальний струм, який часто спотворюється іншими сигналами та шумами. Тому однією з найбільших проблем при дослідженні біологічних сигналів організму є підвищення ймовірності передачі інформаційних особливостей корисного сигналу на тлі перешкод та зменшення спотворень, спричинених каналом передачі інформації. У той же час на поверхні біологічного об'єкта існує велика кількість сигналів від різних систем організму, його органів та клітин. З таблиці 1.2 видно, що спектри більшості біосигналів перекриваються. Отже, вибір необхідного сигналу з усього набору біосигналів, що в даному випадку є втручанням – доволі затруднений [120].

Аналого-цифрове перетворення. Всі біосигнали належать до аналогових (безперервних) сигналів. Аналогові сигнали можуть приймати будь-яке значення в межах певного діапазону. Перш ніж вони зможуть оброблятися комп'ютерами, їх слід оцифрувати. Для цього використовуються аналого-цифрові перетворювачі. Вибірка (оцифровка) - це дискретизація та квантування сигналів у певний час. Методи вторинної обробки сигналів вимагають включення у склад пристроїв та систем обробки та реєстрації аналогово-цифрового перетворювача. Точність представлення сигналу цифровим кодом



залежить від частоти квантування та розрядності АЦП. Існують стандартні критерії вибору параметрів аналогово-цифрового перетворення, однак завжди необхідно враховувати особливості застосовуваних методів та алгоритмів вторинної обробки і виконувати аналіз додаткових шумів та похибок.

2. *Класифікація інформаційно-цінних ознак.* Показники, які безпосередньо впливають на якість та точність інтерпретації результатів із отриманих записів сигналу, зокрема автоматизм – здатність об'єкта генерувати імпульси, які виникли в результаті зовнішнього збудження; провідність – здатність проводити імпульси від місця їх виникнення до скорочуваної ділянки; збудливість – здатність збуджуватись під впливом стимулюючих зовнішніх електричних імпульсів. В роботі основна увага приділена саме класифікації засобами нечіткої ТАР.

3. *Розрахунок параметрів та інтерпретація результатів.* Використання спеціальних прийомів для вилучення інформації з сигналу, яку неможливо отримати за допомогою візуального аналізу записів сигналів. Клас застосовуваних методів - від стандартних методів статистичної обробки до складних методів із використанням штучних нейронних мереж. Обмеження, накладені на алгоритми, зумовлені неоднозначністю медичної інтерпретації результатів і вимагають ряду статистичних даних для перевірки та клінічного обґрунтування.

Переважає більшість отриманих біосигналів містять набагато більше інформації, ніж насправді необхідно для ефективної діагностики стану пацієнта: це відомо як надмірність інформації. Наприклад, для діагностики лівошлуночкової блокади атріовентрикулярного пучка згідно з ЕКГ, лікареві потрібно лише один-три комплекси ЕКГ із серії часто реєструваних. Однак іноді для діагностики певних типів нерегулярного серцебиття іноді потрібно кілька годин холтерівського моніторингу (ЕКГ). Тому важливою проблемою

при подальшій обробці біосигналу є зменшення обсягу даних, щоб можна було розрахувати найважливіші діагностичні параметри.

Проблема визначення інформаційно достовірних характеристик біосигналів належить до загального класу проблем розпізнавання та оснований на методах математичної логіки, статистичному аналізі або комбінаціях різних методів.

Таблиця 1.2.

Основні характеристики та параметри біомедичних сигналів

Сигнал	Динамічний діапазон, мВ	Частотний діапазон, Гц
ЕКГ	0,01 - 5	0,8 - 2000
ЕЕГ	0,005 - 0,1	0,5 - 500
ЕМГ	0,05 - 1	10 - 20000
Гальванорефлекс	0 - 0,3	0 - 2

Окрім біосигналів, обумовлених діяльністю організму, в організмі людини є сигнали, пов'язані з методом видалення потенціалів, а також зовнішні індуковані перешкоди.

Тому для фільтрації використовується подальша обробка, за допомогою якої можна відокремити цікавий сигнал від фонового шуму. Методи фільтрації засновані на використанні різниці між властивостями корисного сигналу та шумової складової.

### 1.3. Технології обробки біомедичних сигналів

Поширеними технологіями та засобами обробки сигналів є:

- аналіз сигналів в часовій області;
- аналіз сигналів в частотній області;
- синтез сигналів ( одночасно у частотній та часових областях ).

При аналізі ЕКГ - сигналів в часовій області визначатимемо:

- тривалість по часу кардіоциклу ЕКГ-сигналу ( інтервал R-R, TRR);
- часово-амплітудні параметри кардіоциклу ЕКГ (P, Q, R, S, T, U);
- інтервальні параметри кардіоциклу ЕКГ (тривалість інтервалів PQ, ST);
- сегментні параметри кардіоциклу ЕКГ (тривалість сегменту PQ, амплітуда та тривалість сегменту ST).

В таблицях 1.3. – 1.6 наведено амплітудні, часові та сегментні параметри реального ЕКГ – сигналу, відповідні параметри у нормі. Після визначення часу амплітуди, інтервалу та параметрів сегмента, частоти серцевих скорочень (ЧСС) та положення електричної осі серця, обчислюються параметри індексу (індекс Макруса, формула Бассета), тип ритму та його мінливість (мінливість). та визначаються інші параметри. На основі отриманих даних проводиться порівняльний аналіз сигналів ЕКГ у різних відведеннях і робиться висновок.

Таблиця 1.3

#### Параметри сигналу ЕКГ за амплітудою

Зубець	Відведення	ЕКГ, мВ	Нормоване значення, мВ	Відхилення
A <sub>P</sub>	II	0.1	0.1 – 0.25	відсутнє
A <sub>Q</sub>	II	0.01	0.15 – 0.625	< норми
A <sub>R</sub>	II	0.4	0.6 – 2.5	відсутнє
A <sub>S</sub>	II	0.1	<0.8	відсутнє
A <sub>T</sub>	II	0.3	<0.6	відсутнє
A <sub>U</sub>	II	Відсутній	< 0.3	відсутнє

Таблиця 1.4

## Параметри ЕКГ сигналу за часом

Зубець	Відведення	ЕКГ, мВ	Нормоване значення, мВ	Відхилення
T <sub>P</sub>	II	0.08	0.4-0.1	відсутнє
T <sub>Q</sub>	II	0.02	<0.03	відсутнє
T <sub>R</sub>	II	0.04	0.03 – 0.05	> норми
T <sub>S</sub>	II	0.04	< 0.03	відсутнє
T <sub>T</sub>	II	0.16	<0.16	відсутнє
T <sub>U</sub>	II	Відсутній	0.06 – 0.16	відсутнє

Таблиця 1.5.

## Параметри інтервальні ЕКГ

Інтервал	Відведення	ЕКГ, с	Нормоване значення, с	Відхилення
T <sub>PQ</sub>	II	0.12	0.12 – 0.2	відсутнє
T <sub>QRS</sub>	II	0.10	0.06 – 0.11	> норми
T <sub>QT</sub>	II	0.32	0.35 – 0.42	< норми
T <sub>RR</sub>	II	0.68	0.75-1.0	відсутнє

Таблиця 1.6.

## Сегментні параметри

Сегмент	Відведення	ЕКГ, с	Нормоване значення, с	Відхилення
C <sub>PQ</sub>	II	0.04	0.04-0.1	відсутнє
C <sub>ST</sub>	II	0.08	0.02- 0.12	відсутнє
ΔC <sub>ST</sub> , мВ	II	0.02	0.1 – 0.2	відсутнє

#### 1.4. Особливості обробки та аналізу біосигналів

*Аналіз сигналу* – це один з ключових компонентів процесу обробки сигналів. Теоретичні основи розглядаються у великій кількості першоджерел, [1-5]. Методи аналізу дискретних та аналогових сигналів тісно взаємопов'язані, тому для проведення повноцінної обробки та аналізу сигналу необхідно застосовувати комплексний підхід.

Основною ціллю аналізу є порівняння сигналів один з одним для виявлення їхніх подібностей та відмінностей. Можна виділити три основних складових аналізу сигналу:

- вимірювання числових параметрів сигналу. До таких параметрів можна ввіднести енергія, середня потужність та середньоквадратичне значення.
- Розкладання сигналу на елементарні складові для їх розгляду по окремоті або ж для порівняння властивостей різноманітних сигналів. Такий розклад виконується за допомогою рядів та інтегральних перетворень, найважливішими з яких є ряд Фур'є та перетворення Фур'є.

Кількісне вимірювання ступенів подібності різноманітних сигналів. Таке вимірювання виконується із застосуванням апарату кореляційного аналізу.

Як відомо, в найбільш узагальненому формулюванні, сигнал – це залежність однієї величини від іншої, тобто, з математичної точки зору сигнал являється функцією. Найчастіше розглядаються залежності від часу. Фізична природа сигналу може бути різною, найчастіше це величина напруги, рідше струм або інші фізичні величини.

Залежно від того, чи ми точно знаємо сигнал, існують детерміновані та випадкові сигнали. Детерміновані сигнали повністю відомі - їх значення можна точно визначити в будь-який час. Випадковий сигнал в будь-який момент часу

являє собою випадкову величину, яка приймає конкретні значення з деякою імовірністю.

Наступний клас сигналів – сигнали із кінцевою тривалістю. Подібні сигнали не рівні нулю тільки на окремому часовому інтервалі.

Важливу роль в техніці обробки сигналів відіграють гармонійні коливання, які в узагальненому вигляді записуються наступним чином (1.1):

$$s(t) = A * \cos(\omega t + \varphi) \quad (1.1)$$

Гармонічний сигнал повністю визначається трьома числовими параметрами: амплітудою  $A$ , частотою  $\omega$  та початковою фазою  $\varphi$

Гармонічний сигнал являється одним з найбільш широко розповсюдженим тестовим сигналом, який застосовується для аналізу та комп'ютерного моделювання обчислювальних систем.

#### **1.4.1. Аналіз окремих елементів електрокардіограми**

Електрокардіограма (ЕКГ) являє собою п'ятизубну криву, позначену буквами латинського алфавіту - P, Q, R, S, T. Щоб зробити висновок щодо ЕКГ, оцінюють зуби з використанням амплітуди по вертикальній осі та їх тривалості по горизонтальній осі. Кожному із зубів у циклі присвоюється своя буква латинського алфавіту - характеризує проходження пульсу через певну частину серця, а саме:

Зуб P описує реакцію передсердь на поширення в них електричного імпульсу; У здоровому стані зуб має позитивне значення, округлу верхівку, спрямовану вгору, його висоту до 2,5 мм, тривалість не більше 0,1 с. Патологічне відхилення є гострою формою зубця P, який для характерна гіпертрофія правого передсердя, або роздвоєна верхівка в гіпертрофії лівого.

Хвиля Q характеризує поширення імпульсу в міжшлуночковій перегородці; Зазвичай він виражений слабо, має негативне значення. Його тривалість становить лише 0,03 с.

Зуб R описує проходження електричного сигналу через міокард шлуночків. За своєю амплітудою це найбільший із зубів, хоча тривалість зазвичай не перевищує значення Q.

Зуб S визначає завершення збудження в шлуночках серця. Як і елемент Q, він має негативний характер і невелику глибину - всього 2 мм.

Зуб T - показник відновлення потенціалу в м'язовій тканині серця. Зазвичай при позитивному значенні цей елемент не збільшується більш ніж на третину амплітуди R-хвилі над горизонтальною віссю. Форма верхньої сторони згладжена, тривалість від 0,16 с. До 2,4 с. Високий T-елемент вказує на вегетативні порушення серцевої діяльності, наприклад при гіперкаліємії. Однак увігнута форма цього зуба набагато небезпечніша. Негативна гостра рівнобедрена форма є класичною ознакою інфаркту міокарда.

U-хвиля - рідко записується на лінії ЕКГ. Його норма - висота до 2 мм. Часто цей елемент можна виявити при описі кардіограми спортсменів після тренувань. В іншому випадку це може бути ознакою брадикардії.

Висновок про роботу серця включає оцінку сегментів лінії ЕКГ. Кожен з них вимірюється від кінця одного зуба до початку наступного. Найважливішими є сегменти PQ та ST. Ваш аналіз включає оцінку його довжини та нахилу над ізоелектричною лінією - горизонтальною віссю. Зазвичай цей підйом не повинен перевищувати 1 мм. Тривалість безпосередньо залежить від пульсу і, отже, може свідчити про серцеві аритмії.

З точки зору аналізу кардіограми, з кардіограми можна отримувати такі типи сигналів:

Початковий сигнал - вихідний сигнал, записаний безпосередньо людиною, може бути використаний для біометричної ідентифікації, оскільки він є найбільш інформативним сигналом [7]. Якщо ми працюємо з вихідним сигналом, ми маємо максимальне інформативне значення сигналу.

Інтервали між серцебиттям (інтервали RR) - Цей термін стосується ряду часових інтервалів між сусідніми піками R на кардіограмі. Інтервали RR також можна виміряти за допомогою фотоплетизмографії (опромінення шкіри) [8]. Він часто використовується для аналізу модуляції нервової системи до серця [9].

Анотовані дані - це координати найважливіших ключових точок серцебиття. Якість даних що отримуються залежить від багатьох факторів впливу, таких як: - поза людини - сигнал відображається по-різному в різних позах; - вплив хімічних речовин, тощо [11].

### **1.5. Висновки до розділу**

1. Серед існуючих підходів обробки та аналізу біомедичних сигналів особливу увагу заслуговують методи, що базуються на принципах аналізу основних складових параметрів, найбільш ефективна реалізація яких здійснюється нейромережними засобами.

2. Недоліками існуючих методів обробки біомедичних сигналів є відсутність стандартизованого підходу для проведення комплексного аналізу, відмінність класичних підходів до обробки сигналів різної природи, зокрема ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ.

3. З врахуванням викладеного, задача створення удосконалених нейромережних методів обробки кардіосигналів є актуальною та потребує свого вирішення.

4. Проаналізовані існуючі системи моніторингу, та були виділені такі недоліки та обмеження, зокрема:

- тривалість процесу повноцінного моніторингу із складанням протоколу дослідження складає 1 добу;

- відсутні повнофункціональні монітори реального часу, отримані дані сигналів аналізуються ретроспективно або проспективно, що унеможлиблює оформити висновок дослідження без оператора;



- існує можливість спростувати або підробити реальні дані досліджень, що в подальшому призведе до некоректного висновку досліджень;
- розміри та масштаби приладів моніторингу обмежують пацієнта у пересуванні, заняттями повсякденною роботою, що є ключовими факторами якісного висновку аналізу;
- залежність пацієнта від джерел безперебійного живлення, оскільки елементна база існуючих пристроїв моніторингу в повній мірі не забезпечує ефективне енергоспоживання;

## РОЗДІЛ 2 ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ТА МЕТОДИ ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ КАРДІОСИГНАЛІВ

У другому розділі розроблена структурна схема інформаційної технології обробки кардіосигналів, представлено метод попередньої обробки кардіосигналів за рахунок використання нейронних мереж для визначення максимальних значень, сортування та фільтрування кардіосигналів.

### 2.1. Структурна схема інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронної мережі

Структурна схема інформаційної технології обробки кардіосигналів представлена на рисунку 2.1.



Рисунок 2.1 – Структурна схема інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів із застосуванням нейронної мережі

Відповідно до представленого рисунка вхідними даними є кардіосигнал, отриманий контактними електродними давачами. Попередня обробка виконується на портативному носимому пристрої, виконаному на основі мікроконтролера та FPGA матриці, у функціонал якої закладено проведення фільтрації для усунення частотних завад від джерел живлення, шляхом реалізації паралельного ранжувального нейромережевого фільтра та ідентифікації кардіокомплексу шляхом визначення максимального значення сегмента QRS із використанням WTA нейронної мережі. На етапі аналізу сигналу, на основі методу визначення параметрів P, Q, R, S, T кардіоімпульсу отримуються значення величини та тривалості сегментів ЕКГ, проводиться класифікація форми кардіосигналу на основі удосконаленого методу з використанням частково-розпаралеленої нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу. В системі передбачено засоби візуалізації із використанням web-серверу та додатку для мобільного пристрою, зокрема графічне відображення електрокардіограми, накопичення архівних даних зміни кардіосигналу, формування особистої медичної книжки пацієнта, забезпечення зручної взаємодії між лікарем та пацієнтом.

Штучні нейронні мережі (ШНМ) представляють собою високопаралельні обчислювальні системи, що складаються із великої кількості простих обчислювальних елементів (нейронів); загалом володіють більш потужними обчислювальними можливостями стосовно до окремого нейрона [6, 21].

Штучні нейронні мережі забезпечують здійснення обробки та аналізу за рахунок кластеризації, визначення максимального/мінімального за значенням сигналу, фільтрації, забезпечують отримання значних коефіцієнтів приналежності, демонструючи цим переваги над існуючими традиційними методами кластеризації [114].

Найпопулярнішими нейропарадигмами стосовно до задач кластеризації даних вважаються багатосарові перцептрони, мережі WTA, k-WTA, мережі ART [107, 90].

Далі приведені алгоритми функціонування та схемні реалізації штучних нейронних мереж, призначених для оцінювання параметрів сигналів у реальному часі, що застосовуються для розв'язання специфічних задач, які трапляються під час здійснення обробки біомедичних сигналів.

## **2.2. Нейронна схема ідентифікації найбільших за значенням сигналів**

Відомо що нейромережі KWTA “K-winners-take-all” вибирають  $K$  із  $N$  елементів, де  $1 \leq K < N$ , з максимальними значеннями функцій активації, в порівнянні з рештою  $N - K$  елементів. У випадку  $K$  рівна одиниці, KWTA-мережа перетворюється у мережу типу WTA “Winner-takes-all”, що здатна визначити нейрон із максимальною функцією активації [5], [10], [11]. Вибірка  $K$  максимальних елементів з множини даних  $N$  дійсних чисел є важливою задачею по прийняттю рішень, розпізнаванню, класифікації та обробки сигналів [12], [15]. Задачі такого типу природно зустрічаються при розв'язанні задачі класифікатора сигналів і використовуються для розробки нейронних мереж розпізнавання і класифікації даних [35]. Принципи KWTA мають велику кількість застосувань для підвищення якості виробництва обчислювальних систем, при розв'язанні задач класифікації  $k$  найближчих об'єктів, кластеризації  $k$  значень та ін. [3, 6].

Для розв'язання задач типу “K-winners-take-all” були запропоновані різні види нейронних мереж. Зокрема, KWTA-механізм, який для надійної збіжності  $K$  переможців використовує нейронну мережу Хопфілда неперервного часу, пропонується в [7]. Встановлено, що стани такої мережі збігаються до стійкої рівноваги. Мережа використовує модель Хопфілда (аддитивну модель Гросберга) і характеризується затримуючими взаємозв'язками, для яких коефіцієнт підсилення сигмоїдної активаційної функції повинен бути достатньо

великим. Стани рівноваги мережі є асимптотично стабільними. У встановленому режимі мережа демонструє  $K$  компонентів із значеннями  $\alpha > 0$  і  $N-K$  компонентів з  $\beta < 0$ . Частковий випадок взаємно затримуючих мереж, призначених для проектування KWTА-мережі за допомогою інтерактивних активацій, описується в [13]. Доведено, що при відповідно вибраних параметрах така KWTА-мережа є дуальними мережі з [7].

Нейронні мережі типу KWTА для обробки цифрових сигналів у порівнянні із мережами аналогового типу є більш надійними і демонструють вищу точність обробки сигналів [2]. Так, проста і швидкодіюча KWTА-нейронна мережа обробки дискретизованих сигналів, яка не використовує концепції обопільного затримання для великої кількості вхідних сигналів запропонована в [14]. Мережа, яка має одношарову структуру, визначає динамічний зсув кількості переможців, необхідних для досягнення режиму KWTА. Мережа характеризується обмеженим діапазоном обробки сигналів, потребує скидання початкового динамічного зсуву до центру діапазону зміни вхідних сигналів і вимагає додаткової контролюючої схеми.

Переважає більшість існуючих мереж KWTА мають обмежену роздільну здатність, характеризуються обчислювальними зусиллями та обмеженим діапазоном обробки сигналів, оскільки повторне використання таких мереж вимагає точного відтворення початкового стану. Активаційні функції мережі мають у своїй структурі велику кількість локальних мінімумів проте не містять загального прийняттого мінімуму.

В такому разі мережеві вихідні сигнали можуть наближатись до різних режимів встановлення, що унеможлиблює їх звикористання в задачах обробки сигналів у режимі реального часу [5], [8], [13], [15].

Відомо, що нейронні мережі для ідентифікації найбільших/найменших значень сигналів здійснюють вибір  $K$  серед  $N$  елементів, де  $1 \leq K < N$ . Вибір  $K$  найбільших значень із множини даних  $N$  дійсних чисел є важливою задачею

взаємозалежних пам'ятей і конкурентного навчання [4], [5]. Задачі подібного типу можливо зустріти при розв'язку задачі класифікації і застосовуються для розроблення нейромерж класифікації даних, для розв'язання задач розпізнавання і класифікації взірців [6]. Різні типи нейронних мереж було запропоновано для вирішення вище наведених задач [1–5], [8], [9], [13–23]. Технічна реалізація нейронної мережі для ідентифікації найбільших/найменших значень сигналів описана в [24]. В порівнянні із аналоговою реалізацією, цифрове технічне забезпечення має більшу точність обчислення та надійність, оскільки вимоги по розмірах та енергоефективності не дуже високі.

Нехай задано  $N$  дійсних чисел від  $a_1$  до  $a_N$ ,  $N > 1$ , тобто  $a_1, a_2, \dots, a_N$ , це миттєві значення вхідних сигналів з яких потрібно обрати  $K$  максимальних, де  $1 \leq K < N$ . Відомо, що дані числа знаходяться у певному діапазоні  $a \in (A_{\min}, A_{\max})$ . Визначимо, що дані числа не є рівними та відрізняються за значеннями, впорядковані по спаданню та задовольняють умові (2.1):

$$a_1 > a_2 > \dots > a_N, \quad (2.1)$$

індекси  $1, 2, \dots, N$  у даному випадку відрізняються від стандартної нумерації входів, відповідно компоненти вектора  $a = [a_1, \dots, a_N]$  є впорядкованими. Розробимо математичну модель нейронної мережі, що буде обробляти вхідні дані вектора цифрових сигналів, таким чином після проходження певної кількості обчислювальних ітерацій отримуємо вихідні сигнали нейронної схеми  $b = [b_1, \dots, b_N]$ , що задовільняють умові (2.2):

$$b_i > 0, i \in 1, 2, \dots, K; b_j < 0, j \in K + 1, K + 2, \dots, N. \quad (2.2)$$

Умова (2.2) описує здатність КВТА, тобто вихідні сигнали в діапазоні  $b_1 \dots b_K$  отримують перевагу-конкуренцію конкуренцію і тільки вони є додатними

компонентами вихідного вектора  $b$  означає те, що вхідні сигнали в діапазоні  $a_1$  ...  $a_K \in K$  максимальними значеннями вектора  $a$ .

Шляхом виконання попередньої обробки вхідного вектора із вхідними сигналами, відніманням від усіх елементів мінімального значення  $A_{\min}$  можна отримати додаткові сигнали (2.3):

$$c_1 > c_2 > \dots > c_N, \quad (2.3)$$

де  $c_n = a_n - A_{\min}$ ,  $n = 1, 2, \dots, N$ . Неважко побачити, що сигнали (2.3) розташовуються на проміжку  $(0, A)$ , де  $A = A_{\max} - A_{\min} > 0$ , тобто  $c \in (0, A)$ , де  $c = [c_1, c_2, \dots, c_N]$ . Так як значення вхідних сигналів (2.1) відрізняються і розташовані у заданому діапазоні, то сигнали (2.3) також відмінні і є обмеженими на проміжку  $(0, A)$ . Отже, для окремих  $1 \leq K < N$  є такі значення  $x \in \mathfrak{R}$ , які відповідають умові (2.4):

$$c_i > x, i \in 1, 2, \dots, K; c_j < x, j \in K + 1, K + 2, \dots, N. \quad (2.4)$$

Різниця  $x$  від (2.4) дає (2.5):

$$c_i - x > 0, i \in 1, 2, \dots, K; c_j - x < 0, j \in K + 1, K + 2, \dots, N. \quad (2.5)$$

Як можна побачити з (2.5), сигнали  $c_n - x$ , де  $n = 1, 2, \dots, N$ , володіють KWTА-властивістю. Отже отримані сигнали використовуються, як вихідні сигнали KWTА моделі нейромережі, тобто отримаємо нерівність (2.6)

$$b_i = c_i - x, i \in 1, 2, \dots, K; b_j = c_j - x, j \in K + 1, K + 2, \dots, N. \quad (2.6)$$

Для того, щоб створити модель нейронної схеми KWTА, слід розробити метод визначення значення скалярного динамічного зсуву вхідних сигналів, що задовольняє нерівності (2.4). Використовуємо вимогу, що такий зсув повинен бути в діапазоні в заданому режимі  $(0, A)$ . Визначимо дискретну траєкторію часу  $x^{(k)}$ , де  $k = 1, 2, \dots, m$  - кількість ітерацій встановленого режиму, що перетинає

діапазон  $(0, A)$ . Траекторія буде розв'язанням кінцевого рівняння  $x^{(k+1)} = \varphi(x^{(k)})$  з стартовою умовою  $x^{(1)}$ , де  $\varphi(x^{(k)})$  - окрема функція, що повинна визначитись. Можна допустити, що у певний момент часу  $t^{(m)}$  змінна  $x^{(k)}$  прийме в усталеному режимі значення  $x^{(k)} = x^{(m)}$ , яке задовольняє умові (3.4). Щоб зупинити обчислювальний процес у момент  $t^{(m)}$  визначаємо певне значення умови, що визначає кількість переможців і переможених у певному часовому значенні точки, що триває відповідно до процесу обчислення (2.7):

$$R(x^{(k)}) = 2K - N - \sum_{n=1}^N \text{sgn}(b_n^{(k)}), \quad (2.7)$$

де  $R(x^{(k)})$  -  $k$ -те дискретне значення,  $b_n^{(k)} = c_n - x^{(k)}$  - значення  $n$ -го вихідного сигналу моделі на  $k$ -тій ітерації (3.8):

$$\text{sgn}(b_n^{(k)}) = \begin{cases} 1, & \text{if } b_n^{(k)} > 0; \\ 0, & \text{if } b_n^{(k)} = 0; \\ -1, & \text{if } b_n^{(k)} < 0 \end{cases} \quad (2.8)$$

де сигнум – жорстка обмежувальний оператор,  $\sum_{n=1}^N \text{sgn}(b_n^{(k)})$  - різниця між значеннями кількості переможців та переможених. SGN функція порівнює значення між  $k$ -тим окремим значенням  $n$ -го сигналу  $b_n^{(k)}$  і нульовим значенням. Якщо  $b_n^{(k)} > 0$ , тоді  $\text{sgn}$  функція видає вихідний сигнал  $\text{sgn}(b_n^{(k)})=1$ , якщо  $b_n^{(k)} = 0$ , тоді вихідний сигнал  $\text{sgn}$  функції  $\text{sgn}(b_n^{(k)})=0$ , в іншому випадку  $\text{sgn}(b_n^{(k)})=-1$ .

Динамічне зсунення  $x^{(k)}$  можна визначити за допомогою наступного алгоритму (2.9):

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} - A\Delta x^{(k)}, \quad (2.9)$$

де  $\Delta x^{(k)} = \text{sgn}(R(x^{(k)}))\alpha^k$ ,  $\alpha$  - значення, що відповідає збіжності методу до розв'язання умови КВТА;  $0 \leq x^{(1)} \leq A$  - початкове значення умови;  $m$  - кількість ітерацій, що необхідні для досягнення збіжності усталеного режиму.



Для визначення того, що модель, яка описана рівнянням (2.9) і умовами (2.6), буде здатна визначати  $K$  переможців, має задовільняти нерівності  $A\alpha^m < c_K - c_{K+1}$ . Використавши логарифм від нерівності по основі  $\alpha$  для такого діапазону  $0.5 < \alpha < 1$ , отримаємо слідууючу нижню границю для кількосного значення ітерацій по траєкторіям розв'язування рівняння (2.9) при збіжності по умові (2.10):

$$m > \log_{\alpha} \frac{c_K - c_{K+1}}{A}. \quad (2.10)$$

Права частина рівності (2.10) є скінченно-завершеною для кожного  $c_K - c_{K+1} \neq 0$ , тобто для окремого вхідного сигналу, який здатна розрізняти. Виходячи з (2.10), алгоритм, що описується різницеvim рівнянням (2.9) і рівностями (2.6), має логарифмічну швидкість збіжності.

### **2.2.1. Структурно-функціональна схема ідентифікації найбільших за значенням кардіосигналів**

Розглянемо задачу знаходження максимального з множини  $N$  невідомих сигналів. Задача визначення сигналу, який має максимальне або мінімальне значення з множини  $N$  невідомих вхідних сигналів у реальному часі є ключовою в численних застосуваннях, зокрема, таких як обробка та аналіз сигналів, прийняття рішень, кластеризація, розпізнавання зображень. Цей тип задач виникає під час розробки нейронних схем класифікаторів та класифікації даних. Клас вказаних схем використовують у сортувальних мережах, цифровій обробці сигналів та реалізація інтегральних схем великого ступеня інтеграції.

Існують різні нейронні мережі визначення максимальних сигналів, які можна об'єднати у дві групи. До першої групи належать нейронні мережі типу Хопфілда. Такі мережі не забезпечують єдиної точки рівноваги, тому їхні вихідні сигнали можуть приймати суперечливі значення, також такі мережі можуть містити багато обмежень на параметри отримання коректних вихідних

сигналів [147,148]. З погляду схемної реалізації відзначаються надлишковою складністю.

Друга група об'єднує мережі, що ґрунтуються на аналогових компараторах. Оскільки мережа побудована на компараторах, має обмежену точність обробки реальних сигналів, швидкість збіжності вихідних сигналів є низькою. З іншого боку, високошвидкісні компаратори мають невисоку роздільну здатність вхідних сигналів [148].

Нейронна схема визначення максимальних / мінімальних за значенням сигналів є ключовою задачею обробки кардіосигналів. Фактично, розв'язання даної задачі надає шлях для подальшої обробки сигналів, зокрема сортуванню та класифікації. Основною функціональною задачею даної схеми є визначення екстремальних точок ЕКГ для первинного розділення сигналу на складові сегменти. Саме максимальне / мінімальне значення є ключовим параметром для первинної обробки ЕКГ нейромережевими технологіями.

Для побудови необхідної нейронної схеми, за основу можна взяти нейронну мережу другого порядку типу Хопфілда [159, 160,178]. Така мережа описується диференціальним рівнянням вигляду (2.11):

$$u = s[-lu + TG(\lambda u) + b] \quad (2.11)$$

де  $b=(b_1, b_2)^T$ ,  $u=(u_1, u_2)^T$  – постійні вхідні стани та стани мережі відповідно;  $l > 0$  – скаляр, що відповідає вхідній провідності нейрона  $1/R$ ;  $p > 0$  – скаляр, який відповідає вхідній ємності нейрона  $1/C$ ;  $\lambda > 0$  коефіцієнт підсилення активаційної функції  $G()$ ;

Функціональну блок-схему нейронної мережі показано на рис. 2.2.

Мережа містить блоки ваг зв'язків  $a$ ,  $p$ ; коефіцієнти підсилення  $s$ ; підсумовування  $\sum$  сигмоїдних активаційних функцій; інтегрування  $1/S$ ; вхідні сигнали  $b_1$ ,  $b_2$ ; стани  $u_1$ ,  $u_2$ ; початкові умови  $u_1(0)$ ,  $u_2(0)$ . Мережа реалізується у сучасній схемній елементній базі, використовуючи компоненти резистори,

конденсатори, суматори, підсилювачі, інтегратори та джерела напруги або струму

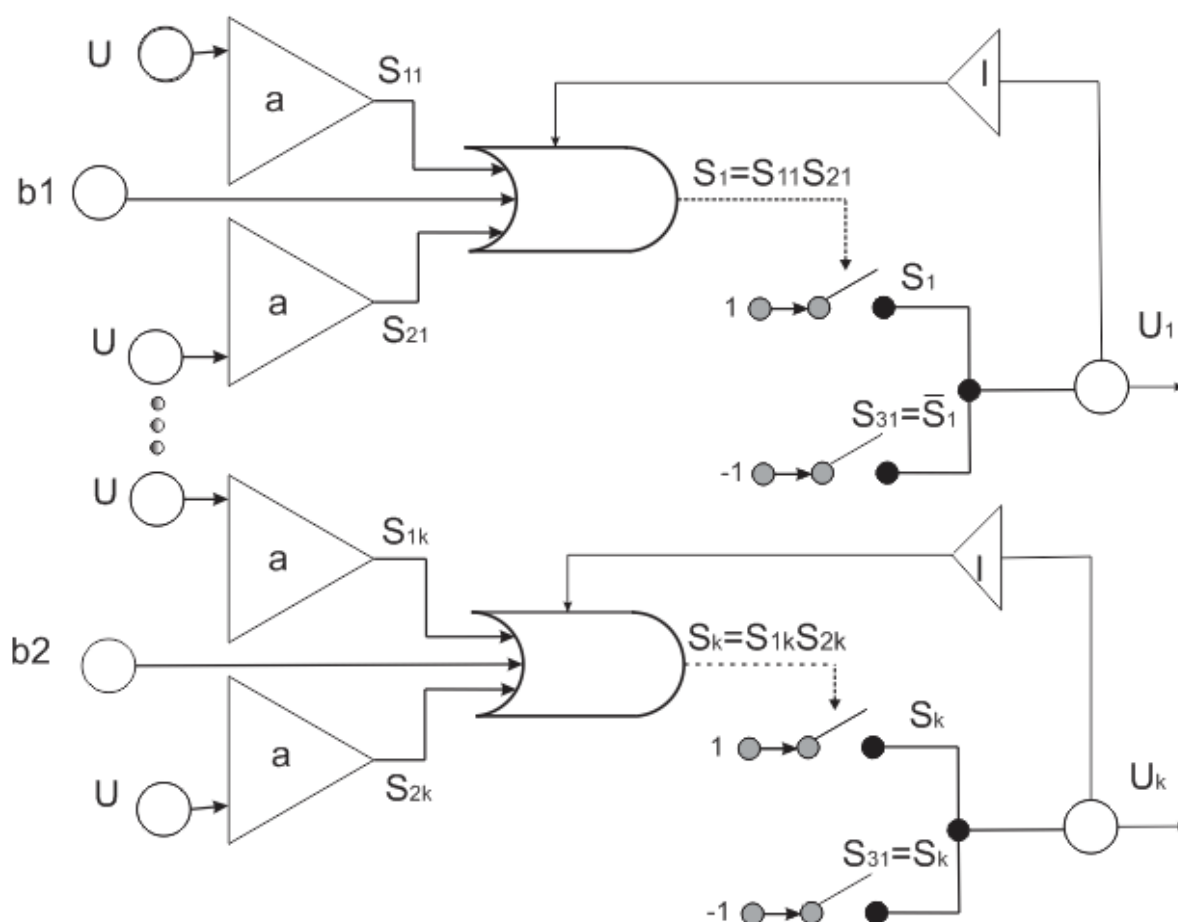


Рисунок 2.2. Функціональна блок-схема мережі

Структурно-функціональна схема визначення найбільшого за значенням елементу P-Q-R-S-T кардіокомплексу представлена на рисунку 2.3, містить суматори дискретного часу, перемножувач, блоки сигнум-функцій  $\text{sgn}$ , зовнішні джерела постійних та керованих сигналів А, К. Схема ідентифікації найбільших значень сигналів здійснює вибірка К-ти з N елементів, де  $1 \leq K < N$ . Вибір кількості К елементів з множини даних N дійсних чисел є важливою задачею обробки, класифікації, і виокремлення даних.

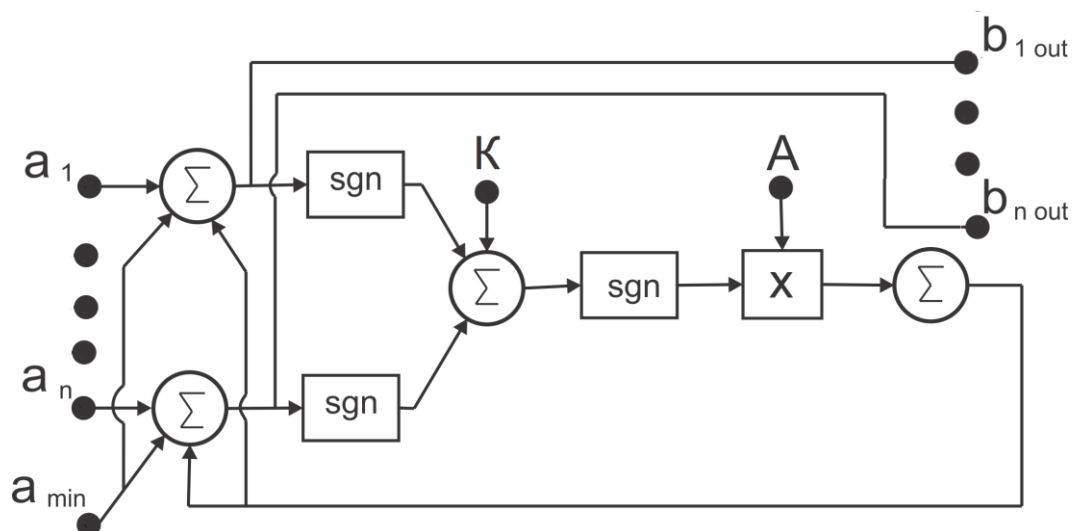


Рисунок 2.3. - Структурно-функціональна схема ідентифікації найбільшого за значенням кардіосигналу

Реалізація моделі проводилась у середовищі NI LabView, представлена на рис. 2.4.

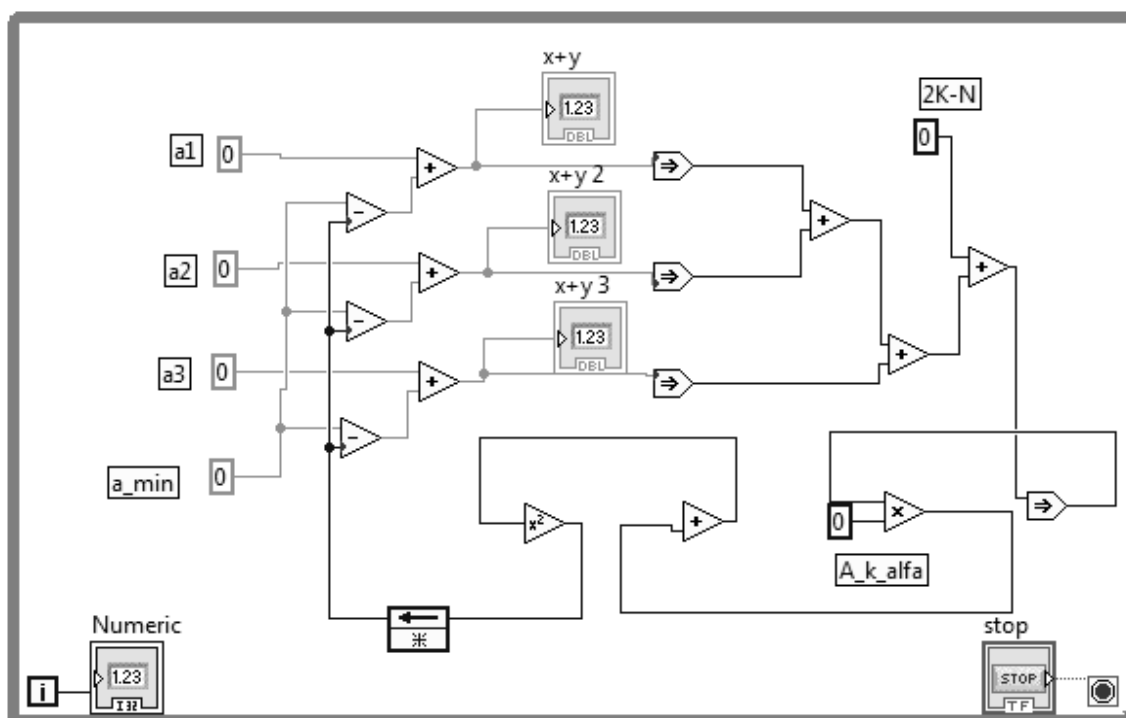


Рисунок 2.4 - Схемотехнічна реалізація схеми обробки дискретизованих сигналів

Як видно із представленого рисунка, схема ідентифікації складається з базових елементів суматорів, перемножувачів, знакової функції та степеневі

функції. Початкові дані оголошуються константами на початку процесу комп'ютерного моделювання і в подальшому змінюють своє значення. Проміжні значення відображаються динамічно за допомогою індикаторів стану, а також зберігаються у відповідних комірках пам'яті. Весь обчислювальний процес об'єднано нескінченним циклічним оператором, керування яким відбувається у ручному режимі. Для контролю кількості ітерацій та отримання результатів використовується відповідна функція слідкування та порівняння за початковими умовами.

Роздільна здатність схеми є теоретично необмеженою, тобто якщо вхідні сигнали нерівні, тоді схема завжди може ідентифікувати їх. Практична роздільна здатність може обмежуватись точністю схемотехнічної реалізації. Оскільки запропонована схема може обробляти будь-які нерівні сигнали, тому точність функціонування схеми є такою ж, як у інших аналогів.

Функціонування схеми є незалежною від початкової умови  $x^{(1)}$ , яка може приймати довільне значення в діапазоні  $[0, A]$ . Тому схема для повторної обробки сигналів не потребує періодичного скидання  $x^{(1)}$ , додаткової керуючої схеми скидання і витратити додатковий час обробки на таку операцію [8], [16], [18], [19]. Це дозволяє при виробництві приладів, які використовують такого типу схеми, спростувати апаратне забезпечення і підвищувати швидкість обробки сигналів, що важливо для їх функціонування у реальному часі. Важливою перевагою запропонованої схеми є те, що на противагу іншим аналогам [8], [16], [20] вона володіє властивістю збереження впорядкованості вхідних сигналів.

### 2.2.2. Результати комп'ютерного моделювання ідентифікації найбільших за значеннями сигналів

Розглянемо конкретний випадок з відповідним комп'ютерним моделюванням, який демонструє обробку сигналів запропонованою схемотехнічною моделлю KWTА-нейронної схеми обробки дискретизованих сигналів.

Для демонстрації та отримання результатів ідентифікуємо два найбільших сигнали ( $K = 2$ ) вектора  $a = [-1, 0.7, -0.3, -0.8, 0.2]$ , тобто  $N = 5$ , використовуючи апаратне забезпечення реалізоване на основі FPGA. Задамо для такої моделі  $A_{\min} = -1$ ,  $A = 2$ , початкову умову  $x^{(1)} = A$  і коефіцієнт затухання  $\alpha = 0.7$ . Визначимо траєкторії дискретного часу зсуву  $x^{(k)}$  і вихідні сигнали  $b_i^{(k)}, i = 1, 2, 3, 4, 5$ . Отримані траєкторії в нормалізованих одиницях показані на рис. 2.2. Як можна побачити, у встановленому режимі сигнали  $b_2 > 0, b_5 > 0$  відповідають чотирьом найбільшим компонентам вектора  $a$  - переможцям, а сигнал  $b_1 < 0, b_3 < 0, b_4 < 0$  відповідає переможеному. Збіжність пошукового процесу до встановленого режиму досягається за  $m = 6$  ітерацій.

Аналізуючи дані, можна зробити висновок, що загальний експеримент підтверджує математичні розрахунки і моделювання [21], але виявилось, що під час збору необхідної інформації від технічного пристрою, ідентифікація числа ітерацій процесу пошуку не вдається, через низьку пропускну здатність в процесі обміну даними між FPGA-системи та ПК з прикладним програмним забезпеченням працюючим на ньому.

Схема ідентифікації сигналів є ключовою задачею для подальшої обробки та класифікації кардіосигналів, де необхідно визначати екстремальні точки сигналу для розділення кардіоциклу на відповідні комплекси і проводити подальшу обробку.

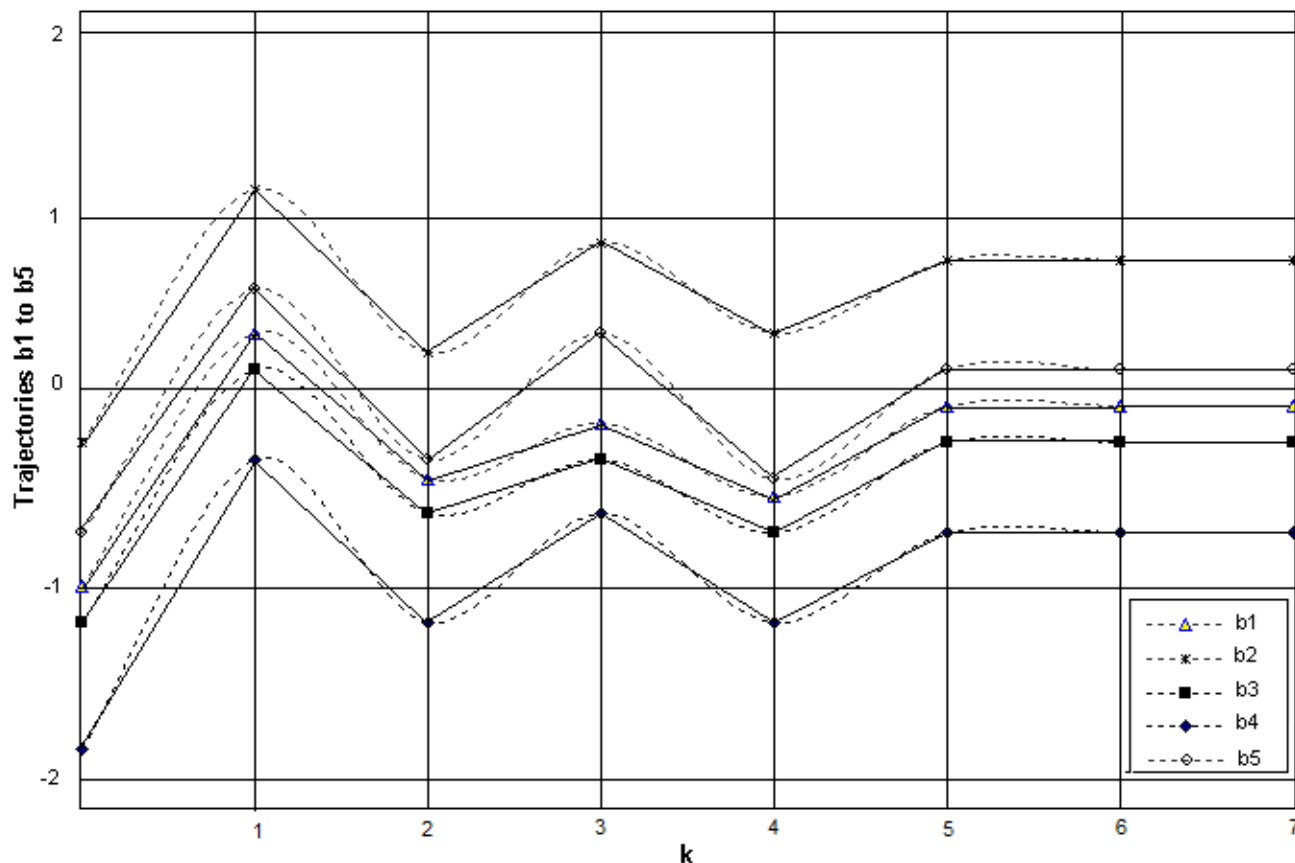


Рисунок 2.5 - Результати комп'ютерного моделювання схеми ідентифікації

### 2.3. Нейронна мережа паралельного сортування кардіосигналів

Як відомо, сортування - це основна операція, що становить 25% часу обробки даних [1]. Окрім того, протягом багатьох десятиліть алгоритми сортування розроблялись на основі апаратних засобів [2- 4]. В даному розділі представлена реалізація обчислювальної архітектури аналогової нейронної мережі для паралельного сортування.

Аналогове обладнання для реалізації буде більш компактним, швидшим та енергоефективнішим порівняно з цифровим забезпеченням до моменту поки вимоги до точності обчислень будуть не високими [5].

Розроблена архітектура відрізняється високою швидкістю сортування, низькою складністю обчислювальної та апаратної реалізації. Запропонована реалізація здатна обробляти сигнали будь-якого кінцевого діапазону і володіє властивістю збереженням властивостей сигналу.

Мережа не потребує перезавантаження та відповідної схеми контролю, що спрощує вимоги до обладнання та збільшує швидкість обробки сигналу.

Подамо матрицю значень у вигляді (2.12):

$$\begin{array}{cccccc}
 & c_1 & c_2 & c_3 & c_4 & c_5 & c_6 & \text{rank} \\
 a_1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2 \\
 a_2 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 4 \\
 a_3 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\
 a_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 6 \\
 a_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 5 \\
 a_6 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 3
 \end{array} \tag{2.12}$$

Яка представляє собою несортований список значень сигналу  $\{a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6\}$  та перелік у порядкувому списку  $\{c_1, c_2, c_3, c_4, c_5, c_6\}$ .

Узагальнене подання перестановки матриці за збереженням "1" у рядку (2.13)

$$\begin{array}{cccccc}
 & c'_1 & c'_2 & c'_3 & c'_4 & c'_5 & c'_6 & \text{rank} \\
 a_1 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 2 \\
 a_2 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 4 \\
 a_3 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\
 a_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 6 \\
 a_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 5 \\
 a_6 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 3
 \end{array} \tag{2.13}$$

Що представляє той самий сортований список (2.12).



Розшифруємо результати сортування на основі наступного простого виразу, щоб перевернути зайві елементи "1" після першого "1" у кожному стовпці (3.13):

$$c_1 = c'_1, c_{i+1} = c'_{i+1} - c'_i, i = 1, \dots, N-1. \quad (2.14)$$

Варто зауважити, що для цього для перегортання зайвих елементів "1" після першого "1" у кожному рядку (3.12) також може бути застосована наступна більш складна логіка (2.15):

$$c_{i+1} = c_i \bullet c_i \bullet c'_{i+1}, i = 1, \dots, N-1, \quad (2.15)$$

де "•" логічний AND оператор і  $\bar{\phantom{x}}$  логічний NOT оператор [4].

Визначимо елементи  $k$ -го стовпця матриці (3.12) як  $c'_k = S_k$   $k = 1, 2, \dots, N$ , де  $S$  крокова функція яка може бути визначена або декодована як наступна бінарна функція (2.16):

$$S_k(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } a_{n_k} - x > 0; \\ 0, & \text{if } a_{n_k} - x \leq 0, \end{cases} \quad (2.16)$$

де  $a = (a_{n_1}, a_{n_2}, \dots, a_{n_N})^T$  вхідний вектор з елементами розташований у порядку зменшення та задовільняє умові (2.17):

$$\infty > a_{n_1} > a_{n_2} > \dots > a_{n_N} > -\infty, \quad (2.17)$$

де  $n_1, n_2, \dots, n_N$  номери перших найбільших входів, включаючи  $N$ -ий найбільший вхід,  $c' = (c'_{k_1}, c'_{k_2}, \dots, c'_{k_N})^T$  вектор вхідних значень, що отримується використовуючи рівняння стану аналогової KWTА нейронної схеми за (2.18):

$$\dot{x} = -\alpha \operatorname{sgn}(E(x)), \quad (2.18)$$

Із змінною стану  $x \in \mathfrak{R}$  та початковою умовою  $-\infty < x_0 < \infty$ ,

$$E(x) = K - \sum_{k=1}^N S_k(x) \quad (2.19)$$

Залишковою функцією

$$\text{sgn}(E(x)) = \begin{cases} 1, & \text{if } E(x) > 0, \\ 0, & \text{if } E(x) = 0, \\ -1, & \text{if } E(x) < 0 \end{cases} \quad (2.20)$$

де  $\text{sgn}$  - сигнум-функція,  $\alpha$  сталий параметр який використовується для контролю швидкості збіжності змінної стану траекторій до КВТА операції [6, 7].

Якщо використаємо  $N-1$  однорангову КВТА модель (2.18) і кожна ця модель обчислює одну колонку матриці зліва на право із збільшенням  $K$  від 1 до  $N-1$ , тоді тільки  $N-1$  нейронів необхідно в порівнянні з аналоговою сортувальною мережею з  $N^2$  нейронів в [3] та [5]. Зокрема, ВТА мережа ( $K=1$ ) застосована для визначення найбільшого елемента списку. Далі, КВТА модель з  $K=2$  обчислює другий елемент в списку без дообчислення першого елемента. Тоді, весь список з  $N$  значень відсортовується із використанням КВТА мережі  $N-1$  без необхідності обчислень останнього елемента [4,8].

### **2.3.1 Структурно-функціональна схема сортувальної нейронної мережі**

Реалізація багатьох рекурентних нейронних мереж, як правило, моделюється за допомогою програмного забезпечення, але швидкість обробки в цьому випадку може бути недостатньо швидкою для реального часу. Тому мікропроцесорні засоби та цифрова обробка сигналів не підходять для паралельних обчислень. Паралельна структура мережі робить її цілком придатною для реалізації з технологією VLSI.

Застосування мережі в багатьох областях, таких як машинне бачення, робототехніка та управління, вимагає великої кількості даних для обробки з

високою швидкістю. Тому мережа може бути реалізована на високошвидкісному аналоговому програмованому процесорі на основі мережевої архітектури з можливостями обробки в режимі реального часу. Ця потужна програмована високошвидкісна аналогова система обробки може бути побудована також за допомогою стандартних технологій CMOS [11]. Проект реалізації мережевого обладнання на основі інтегральної схеми Altera FPGA Cyclone III EP3C16Q240 представлений на рис. 2.6.

Мережа складається з таких основних частин: налаштований логічний блок, що забезпечує фізичну підтримку програми, завантаженої в FPGA; блок введення-виведення надає можливості зв'язку поза FPGA; програмований блок взаємозв'язку з'єднує різні частини FPGA і дозволяє їм обмінюватись даними один з одним. Апаратне забезпечення також містить паралельний інтерфейс між хост-ПК та платою FPGA. Вхідні дані зберігаються в регістрах змін і проходять через логічні елементи комірок XNOR. Внутрішні потоки даних мережі перетворюються з паралельних каналів у послідовний потік.

У мережі використовується графічна мова опису апаратного забезпечення. Кожен функціональний блок мережі реалізується мовою Verilog, що зберігається в HDL-блоках.

Реалізація розпаралеленої мережі можливо лише із використанням FPGAs. Повнопаралельна мережа є швидкою але не гнучкою, оскільки кількість базових арифметичних блоків повинна бути рівною кількості з'єднань у мережі.

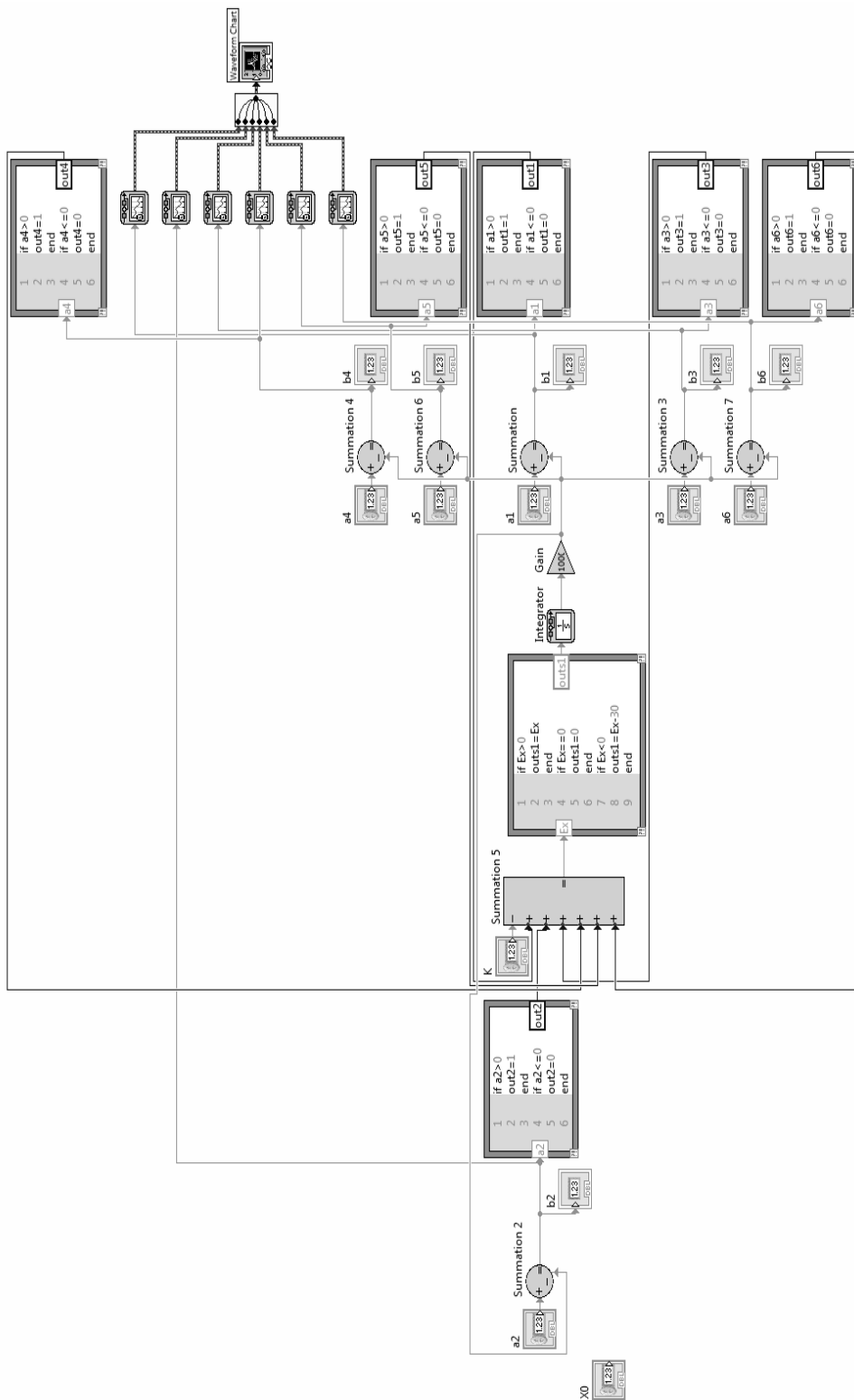


Рисунок 2.6. Схемотехнічна модель сортувальної мережі

Всі модулі запропонованої моделі зкомпільовані із використанням аналітичної та синтетичної перевірки (Analysis and Synthesis check), статичної та маршрутизованої перевірки (Place and Route check) та аналізу часових таймінгів. Комп'ютерне моделювання роботи є найбільш об'ємною та важливою складовою, оскільки необхідно передбачити всі можливі процеси роботи та режими відмови.

Як видно, всі функціональні блоки розміщені в головному циклі програми, де виконуються математичні обчислення на основі вирішувача Адамса-Башфорта-Моултона. Система використовує технологію інтегратора MathScript для опису моделі (2.13), (2.15) - (2.17). Функції підсумовування реалізуються як підсистема і базуються на регістрах зсуву та тригерних елементах.

### **2.3.2 Результати комп'ютерного моделювання паралельного сортування сигналів**

Щоб продемонструвати результати, розглянемо конкретний приклад, прийнятий з [6] з імітацією за допомогою програмних та апаратних реалізацій мережі для сортування. Для цього ми використовуємо відповідний код високопродуктивної технічної мови обчислення систем Matlab і LabVIEW. Для запуску Matlab використовуйте настільний ПК 1,81 ГГц.

Проведемо сортування  $N=6$  входів  $\mathbf{a}=[a_1 a_2 a_3 a_4 a_5 a_6]$  із значеннями [5.3.6.1.2.4] на основі КВТА нейронної схеми (2.12), (2.14) – (2.16). Варто зазначити, що в цьому випадку тільки п'ять нейронів необхідні навідріз від 36 нейронів аналогової сортувальної мережі описаної в [4].

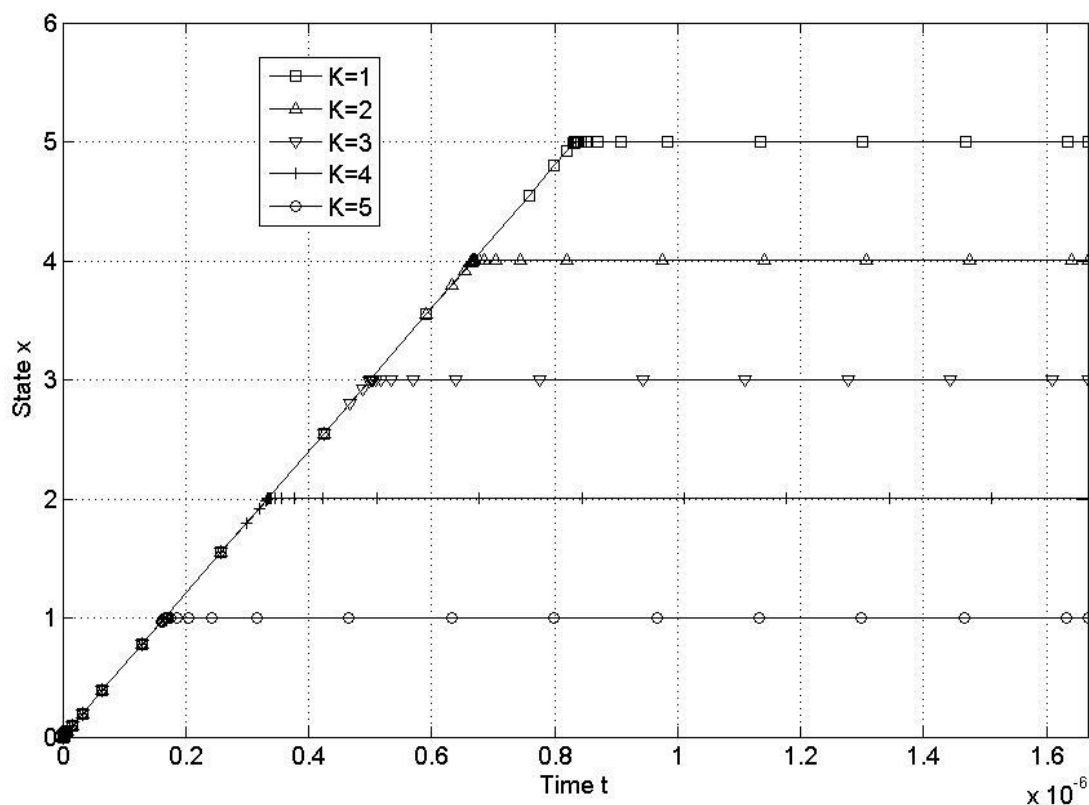


Рисунок 2.7 Траекторії змінних стану KWTA моделей (2), (4) – (6) які використовуються для сортування входів  $\mathbf{a}=\{5,3,6,1,2,4\}$ ,  $N=6$ ,  $K=1,2,3,4,5$ ,  
 $\alpha = 10^6 \times N$ ,  $x_0 = 0$ .

Встановимо коефіцієнт затухання  $\alpha = 10^6 \times N$ . За винятком віднімання (1) можна визначити безперервні траекторії стану  $x$  для  $K=1,2,3,4,5$  використовуючи модель (2.13), (2.15)-(2.17). Для цього використовується розв'язувач Адамаса-Башфорта-Моултона з нежорсткими диференціальними рівняннями ODE113, що встановлює відносні та абсолютні похибки на рівні  $1e-25$ . На рис. 2.7 показано, в нормалізованих одиницях та нормалізованій шкалі часу, збіжні поведінки змінних траекторій стану в п'яти моделях KWTA (2.13), (2.15) - (2.17) з одного початкового стану  $x_0 = 0$ .

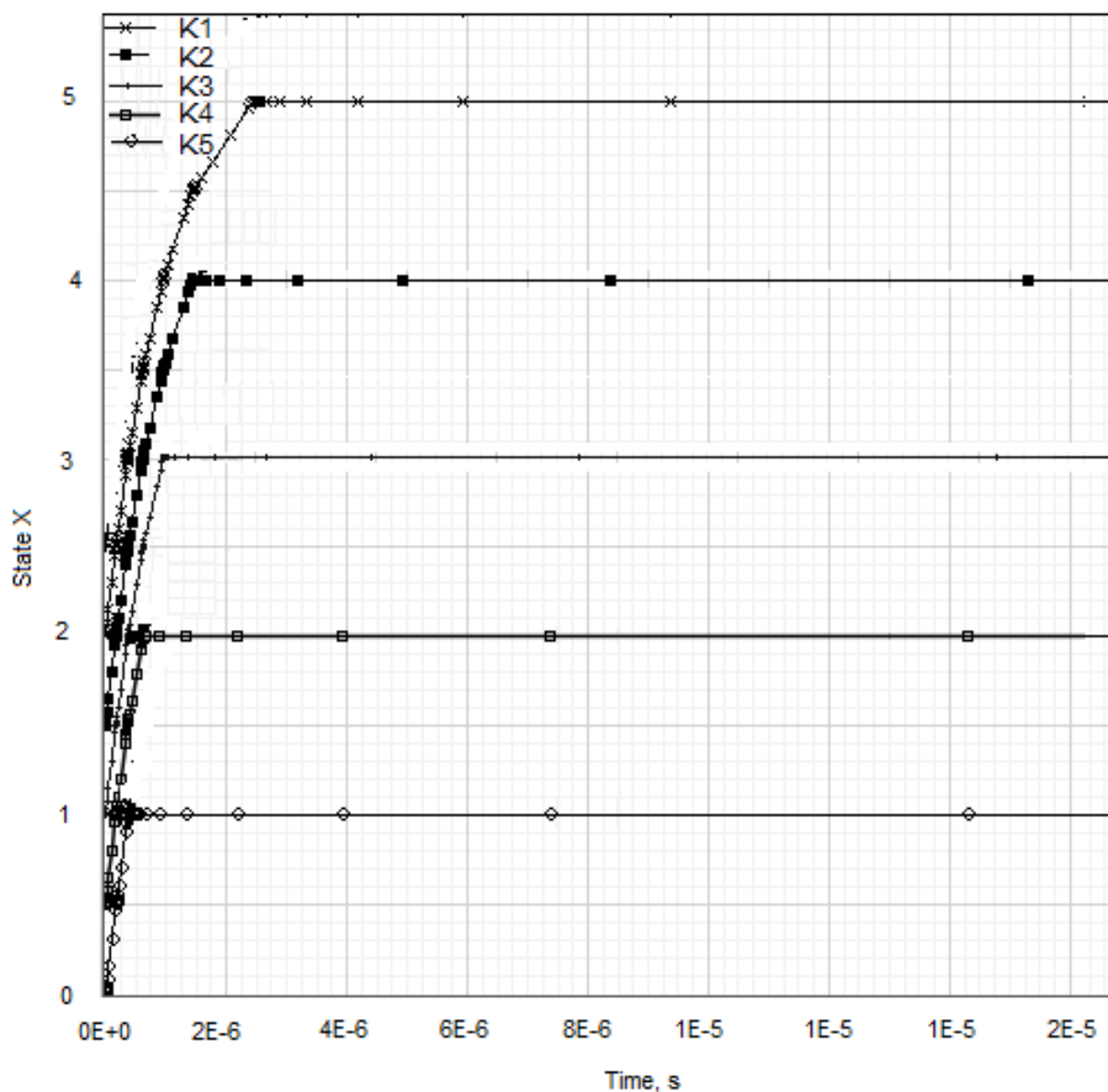


Рисунок 2.8 Змінні стани КWТА моделей (2), (4) – (6) які використовуються для сортування входів  $\mathbf{a}=\{5,3,6,1,2,4\}$ ,  $N=6$ ,  $K=1,2,3,4,5$ ,  $\alpha=10^6 \times N$ ,  $x_0=0$  реалізовані у апаратному забезпеченні.

Як видно з результатів моделювання, представлених на рис. 2.6, 2.7, правильне сортування входів досягається після нормалізованого часу збіжності  $t = 8,33 \times 10^{-7}$ . Реальний час, необхідний для виконання коду в паралельному режимі, обчислений за допомогою команд tic, toc Matlab є більшим від 0,3 секунди.

Таким чином, можна зробити висновок, що час, необхідний для розв'язування задачі сортування на основі моделі безперервного часу аналогової нейронної КWТА схеми (2.17), описаної в [6], більш ніж утричі менший, ніж у порівнянного аналога. Вираз, який використовується для декодування результатів сортування (2.14), простіший, ніж у логіки (2.15), запропонованої в [6]. Як було зазначено вище, запропонована схема паралельного сортування на основі моделі безперервного часу аналогового нейронного ланцюга КWТА (2.17), представленої в [6], набагато простіша, ніж запропонована в [3], [5]. Результати комп'ютерного моделювання демонструють хорошу відповідність теоретичних прогнозів та показують, що запропонована модель може бути застосована для ефективного вирішення задач сортування.

Аналізуючи дані, можна зробити висновок, що загальний експеримент підтверджує математичні розрахунки та моделювання в [8], але виявилось, що при зборі необхідної інформації з технічного пристрою, по визначенню кількості ітерацій, до завершення процесу пошуку не вдається, через низьку пропускну здатність каналу обміну даними між системою на базі FPGA та ПК із аналізуючим програмним забезпеченням.

Сортувальна мережа є важливим блоком для подальшої обробки та класифікації біомедичних сигналів, оскільки відповідно до алгоритму (П.2.3, П.2.3.1) необхідно визначати не тільки максимальні і мінімальні значення, але і для підвищення ефективності ідентифікувати проміжні значення, зокрема для знаходження ізолінії.

#### **2.4. Нейромережева ранжувальна фільтрація кардіосигналів**

Як відомо, фільтри рангу - це нелінійні фільтри, які мають безліч застосувань, включаючи цифрову обробку зображення, обробку мови, кодування та цифрове телебачення тощо [1] - [5]. Фільтр рангу функціонує, вибираючи його вхід із певним рангом як вихід. Розроблено чимало підходів



для розробки ранжувальних фільтрів за допомогою апаратних засобів [1] - [4]. Зокрема, в [3] запропоновано конструкцію ранжувального фільтру на основі двох моделей KWTA. Модель KWTA з  $K$  переможцями використовується паралельно іншій моделі KWTA з  $K - 1$  переможцями для вибору вхідних даних, причому її ранговий порядок становить значення  $K$  [5]. Запропонована апаратна реалізація реконфігурованої обчислювальної архітектури на базі FPGA аналогової нейронної мережі для паралельної ранжувальної фільтрації. Розроблена архітектура відрізняється високою швидкістю фільтрації, низькою складністю обчислювальної та апаратної реалізації. Здатна обробляти сигнали будь-якого кінцевого діапазону і володіє властивістю збереження порядку сигналу.

Мережа не потребує перезавантаження та відповідної схеми контролю, що спрощує вимоги до забезпечення та реалізації та збільшує швидкість обробки сигналу.

Визначимо відфільтрований вихідний сигнал як (2.21):

$$c = a^T (S^K - S^{K-1}), \quad (2.21)$$

де  $S^K$  крокова векторна функція які можна визначити або закодувати такі бінарні функції (2.22):

$$S_k^K(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } a_{n_k} - x > 0; \\ 0, & \text{if } a_{n_k} - x \leq 0, \end{cases} \quad (2.22)$$

де  $k = 1, 2, \dots, N$ ,  $a = (a_{n_1}, a_{n_2}, \dots, a_{n_N})^T$  вхідний вектор з елементами визначені та розташовані у порядку зменшення, що задовольняють нерівності (2.23):

$$\infty > a_{n_1} > a_{n_2} > \dots > a_{n_N} > -\infty, \quad (2.23)$$

$n_1, n_2, \dots, n_N$  номери першого найбільшого входу, другого найбільшого входу і т.д. до  $N$ -го найбільшого входу включно,  $c = (c_{n_1}, c_{n_2}, \dots, c_{n_N})^T$  вихідний

вектор ранжувального фільтру який може бути реалізований рівнянням стану нейронної КВТА схеми (2.24):

$$\dot{x} = -\alpha \begin{cases} x, & \text{if } E(x) > 0; \\ 0, & \text{if } E(x) = 0; \\ x - A, & \text{if } E(x) < 0, \end{cases} \quad (2.24)$$

Із змінною стану та початковою умовою  $0 \leq x_0 \leq A$ ,

$$E^K(x) = K - \sum_{k=1}^N S_k^K(x) \quad (2.25)$$

де  $E$  - залишкова функція,  $\alpha$  є постійний параметр або коефіцієнт затухання, який використовується для управління швидкістю збіжності змінних траєкторій стану операції КВТА [7]. Як було зазначено вище, враховуючи, що (2.22) і (2.23) є дискретними функціями  $x$ , рівняння стану (2.24) є звичайним диференціальним рівнянням з дискретною правою частиною.

Результати представлені вище дійсні не тільки для незмінних входів (2.23). Модель (2.21) може бути використана також у випадку змінних у часі сигналів  $a_{n_k}(t)$ ,  $k = 1, 2, \dots, N$  якщо швидкість таких сигналів значно менша за значення  $x$  під час перехідних процесів. Іншими словами, в цьому випадку

$$\left| da_{n_k} / dt \right|_{max} \ll \left| dx / dt \right|_{min}. \quad (2.26)$$

Повинна задовільняти для кожної  $t < t^*$ ,  $k = 1, 2, \dots, N$ . У випадку збігу (3.25), значення коефіцієнту  $\alpha$  повинно бути достатньо великим.

Розглянемо випадок, коли два або більше входів моделі (2.24) рівні між собою. Якщо такі входи належать переможцям або переможеним, то результати моделі співпадають з результатами КВТА операції [7]. Однак, якщо модель повинна розрізняти однакові найбільші входи та розділити їх на позитивні та негативні, коли кількість максимальних входів, менших або більших, ніж одне  $K$ , тоді будуть отримані виходи моделі, що не співпадають з КВТА операцією.

Зокрема, динамічний зсув входів відбуватиметься в режимі «ковзання» навколо певної точки  $e_e$  рівних входів вектора  $a$ .

В цьому випадку умови існування режимів «ковзання»  $\dot{s} > 0$ ,  $\dot{s} < 0$   
 $s \rightarrow -0$ ,  $s \rightarrow +0$   
задовільняються та рівняння в цьому випадку прийме вигляд (2.27):

$$s = x - a_e = 0. \quad (2.27)$$

Похідна  $\dot{x}$  в цьому випадку не визначена на площині неперервності  $\Delta$  оскільки  $K$  найбільших входів не існують, тому як,  $E(x) \neq 0$ . Виходи  $b_{n_k}, k = 1, 2, \dots, N$  будуть знаходитись навколо точки  $a_{n_k} - x$  [8] і тому залишкова функція (5) буде приймати послідовно два наступних значення:  $E^K(x) = -1$  та  $E^K(x) = 1$ .

Для усунення вказаних коливань узагальнимо модель (2.24) на випадок обробки таких вхідних сигналів, що змінюються у часі, деякі з них можуть бути рівними один одному в певні моменти часу. У такі моменти нерівності (2.23) не задовольняються, і тому  $K$  максимальних вхідних сигналів не існує.

Розширимо для цього випадку модель (2.24) до наступної форми (2.28):

$$c = a^T (S^K - S^{K-1}), \text{ якщо } E^K(x) = 0 \text{ і } E^{K-1} = 0;$$

$$\frac{dc}{dt} = 0, \quad c_0 = 0, \text{ інакше,} \quad (2.28)$$

де  $c_0$  початкова умова. Не важко помітити, що в стаціонарному режимі КВТА система алгебраїчно-диференціальних рівнянь (2.28) зводиться до виразу (2.21), що є окремим випадком системи (2.28). У перехідних сигналах вихідні сигнали ранжувального фільтру описуються диференціальним рівнянням системи (2.28) [9].

### 2.4.1 Структурно-функціональна схема ранжувальної фільтрації сигналів

Щоб проілюструвати результати, представлені в цій роботі, розглянемо конкретний приклад, прийнятий з [9] з імітацією з використанням програмних та апаратних реалізацій мережі ранжувальної фільтрації, описаної моделлю фільтра (2.28) на основі моделі нейронних схем КВТА безперервного часу (2.24).

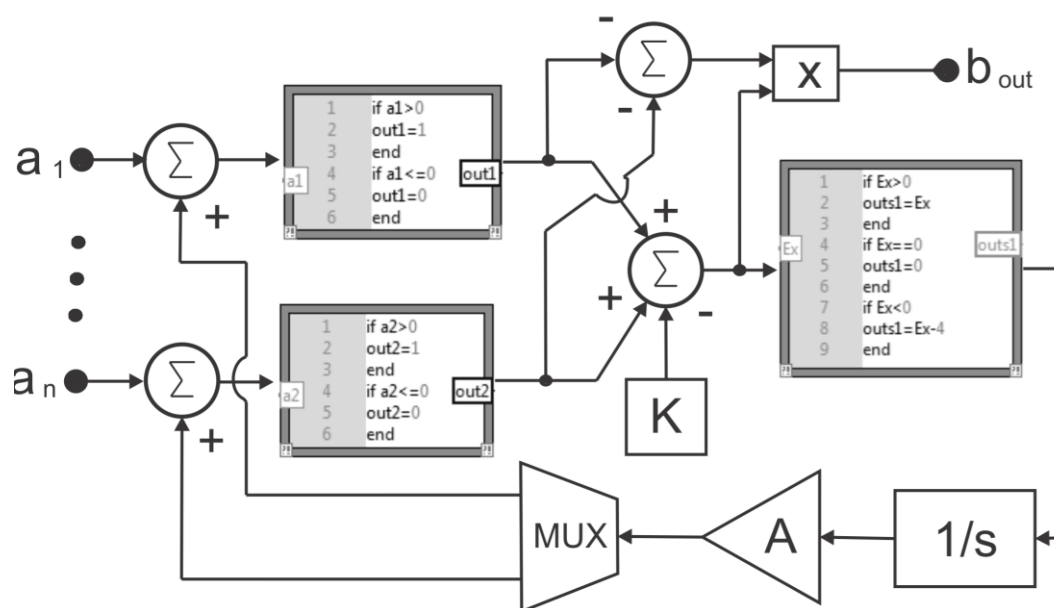


Рисунок 2.9 – Структура паралельного ранжувального фільтра

Структура паралельного ранжувального фільтра, представлена на рисунку 2.9 містить суматори дискретного часу, підсилювач  $A$ , інтегратор та Softprocessor блоки вибору порогового значення функцій відрізняється від існуючих високою швидкістю фільтрації, низькою складністю програмної та апаратної реалізації, здатна обробляти сигнали будь-якого скінченного діапазону, не потребує перезавантаження та відповідних засобів контролю, що спрощує вимоги до забезпечення та реалізації.

Для цього використано відповідний код високопродуктивної мови технічних обчислень Matlab та системи LabVIEW. Для запуску Matlab

використовуємо звичайний настільний ПК 1,81 ГГц. Схемотехнічна модель для проведення симуляцій розроблена та представлена на рис. 2.10.

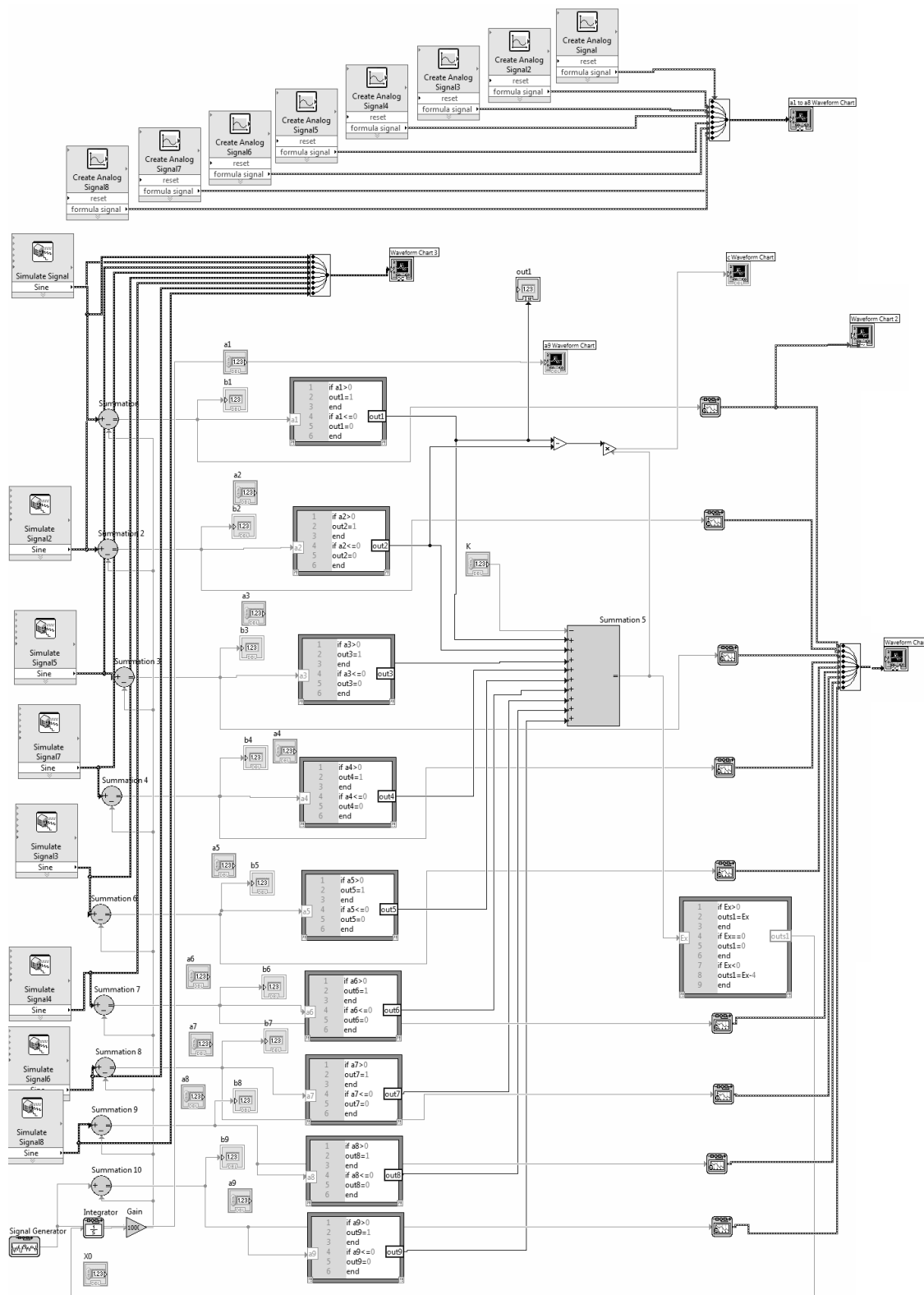


Рисунок 2.10 - Реалізація схеми ранжувального фільтра

### 2.4.2. Результати комп'ютерного моделювання паралельної ранжувальної фільтрації

Визначимо вхідний синусоїдальний сигнал  $a_i = \sin(\omega t + i\varphi) + d$  ( $i=1, 2, \dots, m-1$ ), де  $\omega$  кутова частота,  $\varphi$  фазовий зсув, і  $d$  зміщення. Використаємо додатковий сигнал  $a_m$  рівномірно розподілений на проміжку  $(-1, 1)$  довільний шум. З метою поліпшення продуктивності вирішення диференціальних рівнянь (3.23) та (3.27) використаємо відповідні різницеві рівняння із кроком  $\Delta t = 2 \times 10^{-8}$ . Для  $m=9$ ,  $\alpha = 10^6$ ,  $x_0 = 0$ ,  $A=4$ ,  $K=5$ ,  $d=2$ ,  $\omega = 2\pi$ , та  $\varphi = \pi/4$ ,

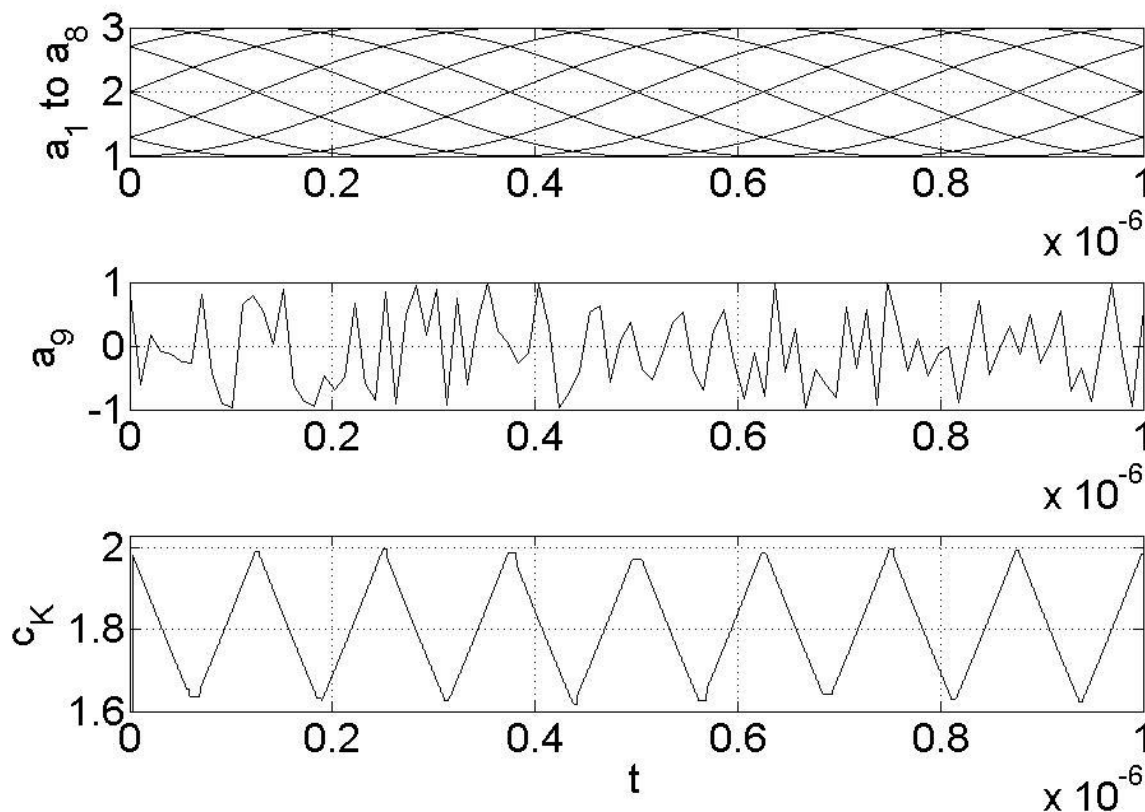


Рисунок 2.11 - Динаміка восьми синусоїдальних вхідних сигналів, одного випадкового вхідного сигналу і вихідного сигналу ранжувального фільтра змодельованого в Matlab

Рис 2.11 зображує, у нормованих одиницях та нормалізованій шкалі часу, вісім вхідних синусоїдальних сигналів, випадковий шум  $n$ , рівномірно розподілений на інтервалі  $[-1, 1]$ , та відображає відфільтрований вихідний

сигнал  $s$ , отриманий системою рівнянь 2.(8). Реальний час, необхідний для виконання коду в паралельному режимі, що обчислюється за допомогою команд  $tc$ ,  $toc$  Matlab, більше 0,7 секунди.

Як видно з результатів, показаних на рис. 2.9, аналоговий ранжувальний фільтр, побудований на основі нейронної KWTА схеми, описаний моделлю (2.28), має хороші показники, включаючи моменти часу рівних вхідних сигналів.

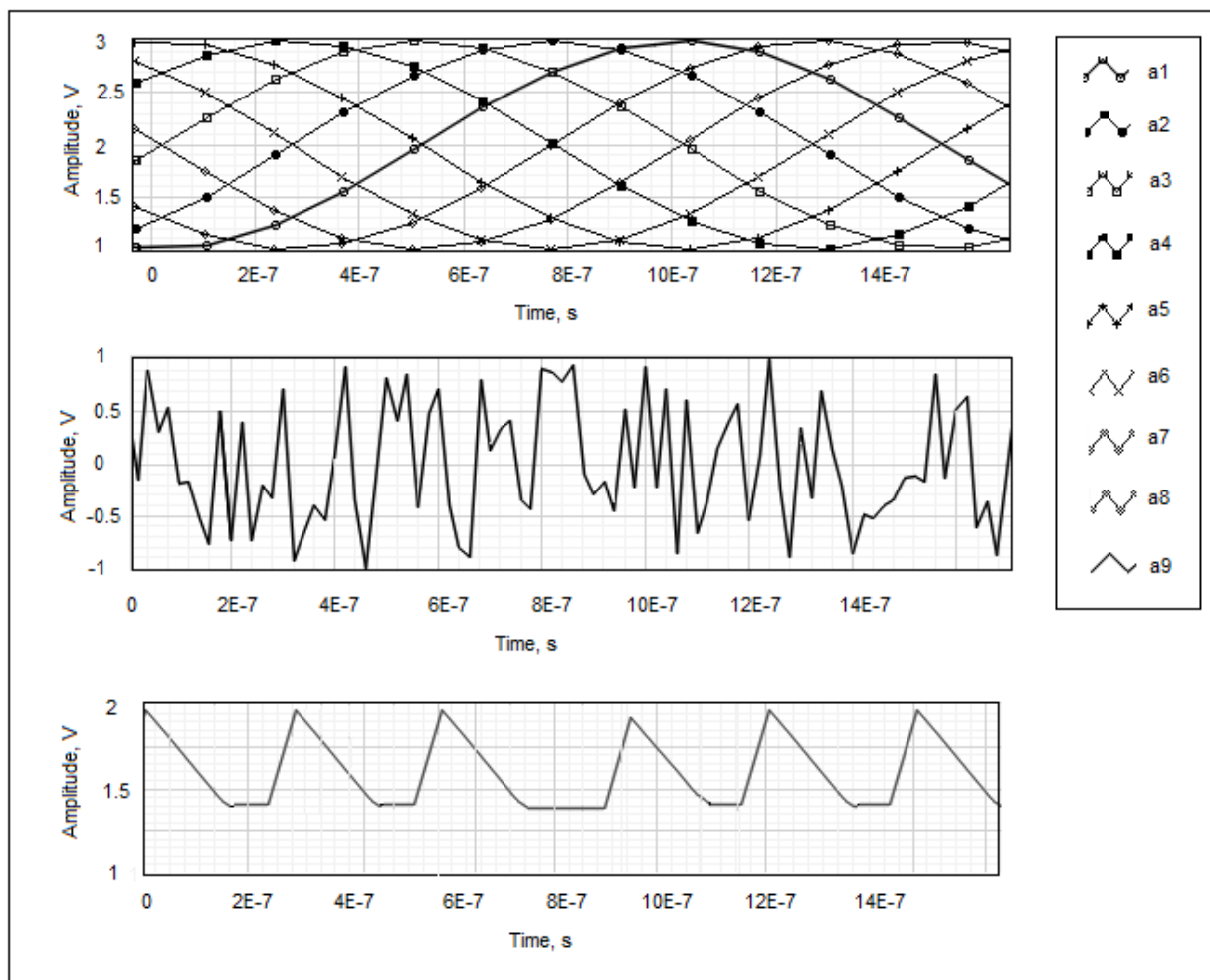


Рисунок 2.12 - Динаміка восьми синусоїдальних вхідних сигналів, одного випадкового вхідного сигналу і вихідного сигналу ранжувального фільтра отримані в технічній реалізації

Варто зауважити, що якщо проблема, розв'язується для одних і тих же даних, використовуючи ранжувальний фільтр, представлений у [5], який описується виразом (2.21) та однією з найпростіших моделей нейронних схем КВТА дискретного часу, то вихідний сигнал фільтра містить спотворення, аналогічні тим, що представленим на рис. 2.7, у часових точках, для яких умова 2.23) не виконується.

Для тих самих даних динаміка восьми синусоїдальних вхідних сигналів, одного шумового вхідного сигналу та відфільтрованого вихідного сигналу фільтра рангового порядку, описаного системою рівнянь 2.28), реалізованої в середовищі LabVIEW, представлена в нормалізованих одиницях на рис. 2.12.

Результати засвідчують, що фільтрація вхідних сигналів на заданому інтервалі досягається через час  $t=1.0 \times 10^{-6}$  с. Таким чином, час фільтрації у п'ять разів менший порівняно з тим, який отримано при моделюванні процесу із послідовним виконанням операцій, що на відміну від існуючих засобів, дозволяє проводити одночасну фільтрацію декількох кардіологічних відведень пацієнта у режимі реального часу без необхідності перемикання між каналами сигналів. Розроблена схема дозволяє усунути один із найбільш впливових факторів при обробці кардіосигналів, а саме завади та зашумлення, які спотворюють сигнал.

Варто зауважити, що фільтрація за допомогою апаратних засобів може бути прискорена, використовуючи паралельний інтерфейс між системою на базі FPGA та ПК, оскільки в даний час саме процес обміну даними в системі на різних рівнях є «вузьким горлом» (bottleneck).

## **2.5. Висновки до розділу:**

1. Основними нейромережевими методами, які використовуються як складові комплексної системи обробки та аналізу кардіосигналів є метод



визначення найбільших / найменших за значенням сигналів, метод сортування сигналів, метод фільтрації та метод класифікації.

2. Розроблені в дисертації нейромережеві методи та засоби обробки сигналів є достатньо універсальними і можуть бути використані для будь-яких скінченних та визначених сигналів незалежно від їхнього походження.

3. Представлена реалізація нейромережевих методів та результатів комп'ютерного моделювання показують про ефективність та доцільність їхнього застосування у розробленому методі обробки, аналізу та класифікації кардіосигналів.

### **РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ АНАЛІЗУ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ ФОРМИ КАРДІОСИГНАЛІВ**

У третьому розділі роботи розроблено метод аналізу форми кардіосигналу, шляхом визначення амплітуди та тривалості окремих сегментів P, Q, R, S, T та визначення регулярності ЕКГ відносно ізоелектричної лінії. Запропоновано метод класифікації форми кардіосигналу за допомогою використання частково-розпаралеленої нейронної мережі.

#### **3.1 Методи та засоби аналізу форми кардіосигналів**

Сучасні електронні та мікропроцесорні засоби дозволяють реалізувати автономні кардіореєстратори, здатні фіксувати зміни в серцевій активності протягом тривалого (доба і більше) інтервалу спостережень [1]. При вирішенні задачі, виникає необхідність стиснення вихідної кардіографічної інформації та подання цієї інформації в компактному вигляді, зокрема у вигляді параметрів зубців PQRS-комплексу кардіограми [2]. Це передбачає вирішення задачі із розпізнаванням форми сигналу кардіограми з виділенням на ній екстремальних точок відповідних шуканим параметрам.

##### **3.1.1. Алгоритми аналізу форми електрокардіограми**

В [120] наводиться стислий перелік апаратури і методів обробки кардіограм. Як зазначається в цій роботі, "для стисненого опису ЕКГ, крім тренда параметрів, використовується ряд методів, запозичених з теорії сигналів і зв'язку: методи дельта-модуляції (різницевого кодування); апроксимація сигналу на різних ділянках деякими заданими функціями (ступінчастими, лінійними, статичними); адаптивне апертурне стиснення з апроксимацією (Алгоритми AZTEC і CORTES); розкладання сигналу в узагальнений ряд Фур'є (тригонометричний, Уолша, Хаара); розкладання в ряд за власними функціями ЕКГ (розкладання Карунена-Лоева) та методи пристосованого базису. Однак ці методи поряд з потужним математичним обґрунтуванням містять ряд недоліків.

Коефіцієнти ряду практично не мають змістовної медичної інтерпретації, тому слід віддавати перевагу виділенню параметрів, звичних для медичного опису. Крім того, особливістю алгоритму ідентифікації кардіограми для автономного пристрою є те, що він повинен працювати в умовах відносно невеликого обсягу оперативної пам'яті. Так наприклад, досить потужний мікроконтролер Atmega169 [3] має в своєму розпорядженні тільки 2 Кбайт оперативної пам'яті. Це відповідає, приблизно, тисячі 16-бітних слів (тисяча 10 бітних відліків аналого-цифрового перетворювача - АЦП). Істотну частину цієї пам'яті займає стек і внутрішні змінні програми, і для масивів вихідних даних залишається недостатньо місця. Тому, використання традиційних методів, які використовують для зберігання вихідних рядів даних в пам'яті, пов'язане зі значними труднощами. Це, перш за все, відноситься до таких методів, як методи автокореляційної обробки і методи перетворення Фур'є. Відомо, що при автокореляційній обробці вихідний ряд даних згортається (множитья і сумується) сам з собою із змінним тимчасовим зрушенням, а в перетворенні Фур'є, цей ряд згортається з функціями синуса та косинуса для набору частот. Для ефективної обробки даними методами необхідно зберігати в пам'яті не менше 3-4 періоду сигналу, що при мінімальній частоті дискретизації 100 Hz відповідає 300-400 значенням вихідних даних і 100-200 значень результатів (для різних зрушень або різних частот).

Таким чином, при використанні цілочисельної арифметики (16 біт) більше половини пам'яті може піти на зберігання необхідних масивів. При використанні стандартної арифметики з плаваючою комою (32 біт) пам'яті мікроконтролера виявляється недостатньо. З іншого боку, завдання розпізнавання характерних комплексів біомедичних сигналів полегшується тим, що джерело сигналів дає безперервний, практично не обмежений в часі, квазіперіодичний сигнал.

Тому, алгоритм обробки може бути необмежений жорсткими тимчасовими рамками. Іншими словами, замість того, щоб багатократно повертатися до одних і тих же елементів фіксованого в пам'яті одного і того ж фрагмента запису сигналу, можна мати необмежений доступ до різних, але періодично повторюваних елементам сигналу.

Для того, щоб використати періодичність сигналу, необхідно мати зразкову оцінку періоду цього сигналу. Існує ряд простих і більш складних методів визначення періоду, виділення основного R-зубця кардіограми і методів опису мінливості кардіограми. На додаток до переліку методів обробки ЕКГ, описаних в [1] можна привести ряд методів, короткий огляд яких наводиться нижче.

В [4] виділення R-зубця використовується цифровий рекурсивний фільтр. Значення обробленої амплітуди імпульсу порівнюється із змінним в часі порогом. Схема визначення порогу працює подібно до схеми пікового детектора з рефракторною тривалістю 200 мс. Імпульси, амплітуда яких перевищує поріг, класифікуються як R-зубці. Для визначення форми R-зубця і виділення інших зубців комплексу пропонується використовувати похідну амплітуди у часі. Робота цього алгоритму досліджувалася в [4] на математичній моделі реалізованої в пакеті Mathcad.

В [5] для виділення кардіоімпульса на фоні перешкод пропонується алгоритм рангової обробки (закон розподілу амплітуд окремих відліків сигналу). В якості ознаки наявності сигналу використовується перевищення суми рангів деякого порогу в по ділянці сигналу.

В [6] для опису змін форми кардіоімпульса на кожному періоді послідовності використовується перетворення Гільберта (модифікація перетворення Фур'є) з поданням перетвореної функції в вигляді полінома.

### **3.2. Метод аналізу форми кардіосигналу, шляхом визначення амплітуди та тривалості окремих сегментів**

Метод організований у вигляді послідовності окремих етапів обробки.

1. *Етап попередньої вибірки.* Визначаються значення максимумів, мінімумів і середніх значень сигналу на інтервалі, свідомо більшому одного періоду кардіограми. Екстремальне значення максимуму модуля відхилення від середнього значення ототожнюється з R-зубцем. Визначається знакова асиметрія кардіограми (знак R-зубця). Ці значення використовуються на наступних етапах аналізу.

#### *2. Етап оцінки періоду і відносної фази.*

2.1. Шукається перша екстремальна точка сигналу, амплітуда якої може наближатися до раніше отриманого значення екстремалу. Запам'ятовується положення цієї точки на тимчасовій осі. Екстремальна точка сигналу є першим максимальним значенням сигналу, яка ідентифікується WTA нейронною схемою ідентифікації найбільших/найменших за значенням сигналів[1].

2.2. Шукається друга екстремальна точка сигналу з амплітудою, близькою до раніше отриманого значення екстремалу. Запам'ятовується положення другої точки на тимчасовій осі. При пошуку другої точки накладаються апріорні обмеження на мінімальну і максимальну відстані між точками екстремалів по часу. Відшукуючи другу екстремальну точку сигналу, доцільним є використання нейронної kWTA схеми ідентифікації сигналів [56].

2.3. Робиться перша оцінка періоду кардіограми по відстані між двома сусідніми екстремалами (R-зубцями). З цього моменту з'являється можливість звернення до елементів кардіограми в термінах відносної фази всередині періоду. Фазу кардіограми зручно вибрати так, щоб R-зубець знаходився посередині періоду.

#### *3. Етап аналізу комплексу елементів кардіограми.*

На цьому етапі проводиться оцінка окремих елементів PQRST-комплексу поблизу очікуваних (прогнозованих) тимчасових точок появи цих комплексів. Наприклад, ми отримали прогнозовану оцінку періоду і моменту появи R-зубця в наступному періоді кардіограми. Використовуючи оцінку періоду і апріорні дані за відносним положенням фаз PQRST-комплексів, ми можемо спрогнозувати час появи певного комплексу і виконати відповідну обробку на необхідному часовому інтервалі.

#### *4. Етап аналізу регулярності кардіограми.*

При виконанні аналізу всього комплексу кардіограми на поточному періоді, отримані фактичні значення елементів можуть відрізнятися від прогнозованих. Якщо відхилення знаходяться в межах заданих допусків, то прогноз кардіограми і її інтерпретація вірна. Приймається рішення про регулярність кардіограми, якщо відхилення виходять за допуски, приймається рішення про нерегулярність і здійснюється повернення до етапу вибірки, або даний період виключається. Найчастіше нерегулярна кардіограма може виникнути в присутності різних артефактів, таких як нещільне прилягання електродів, імпульсна електромагнітна завада та інші обмежуючі фактори. Для усунення вищевказаних артефактів, в роботі представлена структурна схема та реалізація нейронної схеми ранжувального фільтра [23].

#### *5. Етап адаптації.*

Отримані значення елементів кардіограми, перш за все, екстремальні значення амплітуд, періоду і фази використовуються для уточнення прогнозу на наступний період. Після цього здійснюється перехід до етапу аналізу наступного періоду (П. 3).

Таким чином, в регулярному режимі циклічно виконуються етапи аналізу поточного і прогнозу наступного періодів кардіограми з адаптацією до її невеликих варіацій [121].

У момент запуску алгоритму і при збоях виконується навчання алгоритму, і кілька перших періодів кардіограми пропускається (точніше використовується для цілей самонавчання).

Перевірка працездатності запропонованого алгоритму була виконана на ряді прикладів експериментальних цифрових кардіограм. В якості вхідної інформації для перевірки використовувався архів цифрових ЕКГ, отриманий за допомогою макета цифрового кардіографа. Максимальна частота дискретизації цього макета становила 500 Гц, розрядність АЦП - 12 біт. Додатково було перевірено достовірність даних із використанням бази МІТ-ВІН PhysioNet [47].

PhysioNet пропонує безкоштовний веб-доступ до великих колекцій записаних фізіологічних сигналів (PhysioBank) та відповідного програмного забезпечення з відкритим вихідним кодом (PhysioToolkit).

PhysioNet підтримується Національним інститутом загальних медичних наук (NIGMS) та Національним інститутом біомедичних зображень та біоінженерії (NIBIB) під номером NIR 2R01GM104987-09.

Реалізація методи поділяється на дві частини: попереднього навчання (блок 1) та оцінки параметрів ЕКГ (блоки 2 і 3), представлена у вигляді блок-схеми на рис. 3.1.

На етапі попередньої вибірки по поточним вхідним значенням амплітуди ЕКГ  $A_i$ , надходять з частотою дискретизації  $f_{dis}$ , оцінюються середні значення амплітуди, максимальна і мінімальна амплітуда ( $\bar{A}$ ,  $A_{min}$ ,  $A_{max}$  - відповідно). Оцінка максимального та мінімального значення амплітуди проводиться із використанням нейронної kWTA схеми ідентифікації найбільших/найменших за значенням сигналів [56].

Етап попередньої вибірки виконується постійно і триває 6 максимальних періодів ЕКГ ( $R_{Rmax}$ ), який відповідає серцевому ритму 40 ударів за хвилину.

Оцінка параметрів ЕКГ починається після того, як закінчиться перший після старту програми етап попередньої вибірки (Умова  $\langle \text{Start}\bar{A} \rangle$  Виконується) і також триває 6 с.

По закінченню чергового етапу попередньої вибірки проводиться скидання алгоритму оцінки параметрів ЕКГ, тобто, оцінка параметрів ЕКГ проводиться спочатку з урахуванням нових значень  $\bar{A}$ ,  $A_{\min}$ ,  $A_{\max}$ .

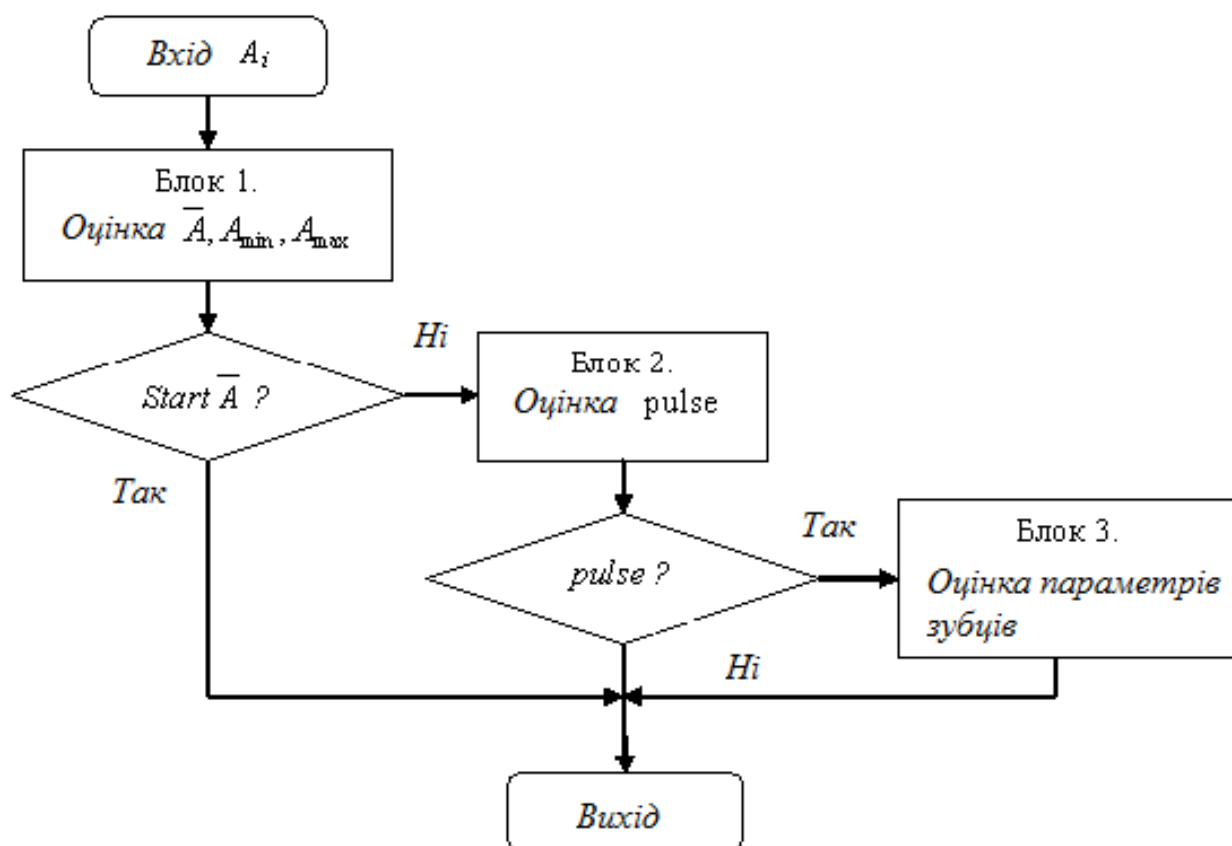


Рисунок 3.1 - Блок-схема ітеративного алгоритму ідентифікації ЕКГ

Роботу алгоритму оцінки параметрів ЕКГ ілюструє схема на рис. 3.2.



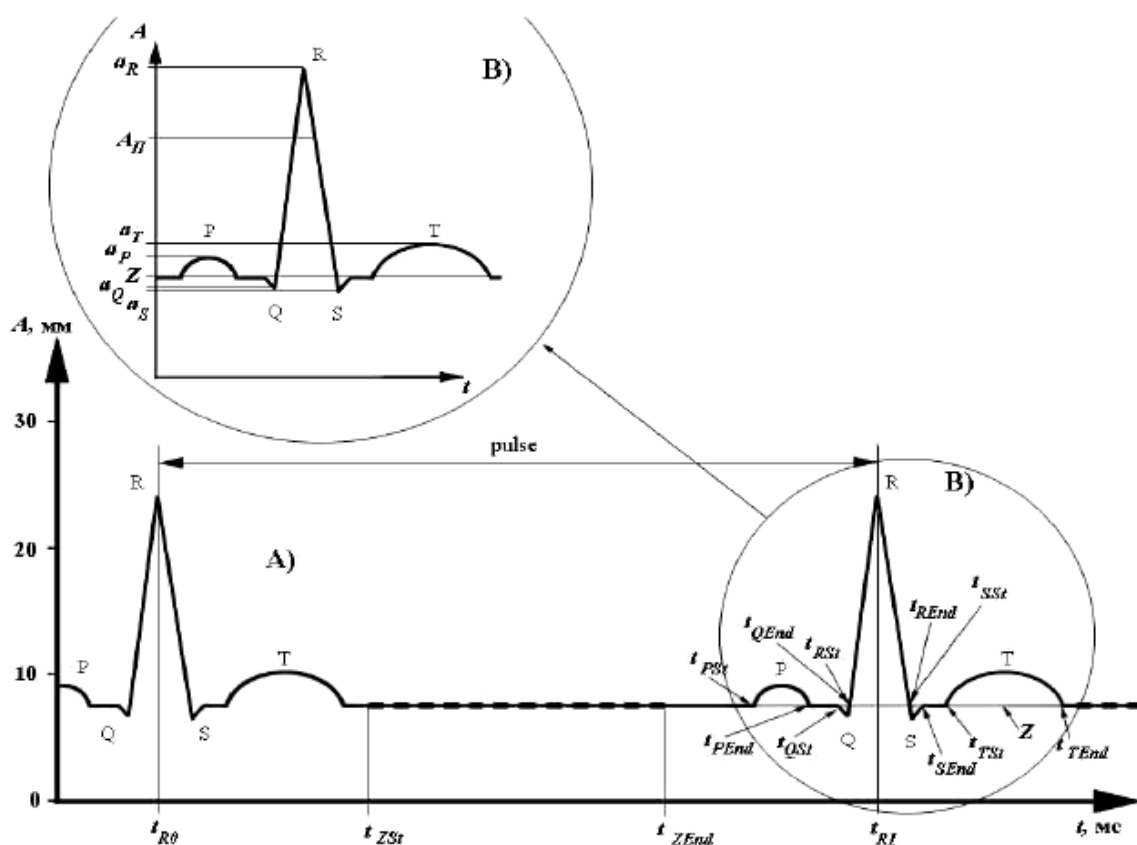


Рисунок 3.2 - Схема позначень оцінюваних параметрів ЕКГ

Для визначеності нижче будемо розглядати випадок, представлений на рис. 3.2, коли зубець R спрямований вгору. Реальний напрямок зубця R визначається за величиною асиметрії  $A_{\min}$ , і  $A_{\max}$  щодо середнього значення  $\bar{A}$ . Ідентифікація серцевих комплексів починається з отримання оцінки пульсу (пульсу) як відстані між максимумами амплітуди зуба R. Положення  $t_R$  зуба R визначається, виходячи з наступних двох умов:

1. Наявність локального максимуму амплітуди ЕКГ, задовольняє умові  $a_R > A_P$ , де  $A_P = A_{\max} - (\bar{A} - A_{\min})$ .

2. Амплітуда інших локальних максимумів на інтервалі часу тривалістю від  $t_R$  до  $t_R + R_{R\min}$  менше  $a_R$ , де  $R_{R\min}$  - мінімальний періоду ЕКГ, відповідний частоті серцевого ритму, що дорівнює 200 ударам за хвилину.

Положення двох останніх зубців R (Поточного  $t_{R1}$  і попереднього  $t_{R0}$ ) запам'ятовуються.

Як тільки відстань між поточним моментом часу і  $t_{R1}$  перевищить  $R_{Rmin}$ , за величиною різниці ( $t_{R1} - t_{R0}$ ) проводиться оцінка пульсу. Якщо ж ( $t_{R1} - t_{R0}$ ) перевищує  $R_{Rmax}$ , то оцінка пульсу не проводиться, і все обчислення в блоках 2 і 3 починається спочатку. Після того, як оцінка пульсу отримана (Умова <pulse?> виконується) в блоці 3 починається визначення наступних параметрів ЕКГ а саме:

Z - рівень ізоелектричної лінії;

$a_P$ , [ $t_{PSt}$ ,  $t_{PEnd}$ ] - амплітуда і положення на осі часу зубця P;

$a_Q$ , [ $t_{QSt}$ ,  $t_{QEnd}$ ] - амплітуда і положення на осі часу зубця Q;

$a_R$ , [ $t_{RSt}$ ,  $t_{REnd}$ ] - амплітуда і положення на осі часу зубця R;

$a_S$ , [ $t_{SSt}$ ,  $t_{SEnd}$ ] - амплітуда і положення на осі часу зубця S;

$a_T$ , [ $t_{TSt}$ ,  $t_{TEnd}$ ] - амплітуда і положення на осі часу зубця T.

Перераховані вище параметри ЕКГ визначають суворо в тому порядку, як вони вказані вище. Рівень ізоелектричної лінії Z вважається рівним середньому значенню амплітуди ЕКГ на інтервалі часу [ $t_{ZSt}$ ,  $t_{ZEnd}$ ], обраному для оцінки рівня ізоелектричної лінії. Момент часу  $t_{ZSt}$  вибирається таким чином, щоб він дотримувався після зубця T поточного комплексу, а момент  $t_{ZEnd}$  - передував зубцю P наступного комплексу PQRST:

$$t_{ZSt} = t_{TEnd} + L_{QRS0.5,x} \quad (3.1)$$

$$t_{ZEnd} = t_R + pulse - (L_{RT} + L_{QRS0.5,x}) \quad (3.2)$$

де  $t_R = t_{R0}$  - час, відповідне максимуму поточного зубця R, отримане в блоці 2;

$L_{QRS0.5, x}$  - половина максимально можливої тривалості комплексу QRS, що дорівнює 0,1 с;

$L_{RT} = (t_T - t_R)$  - відстань між максимумами зубців R і T;

$t_T$  - час, відповідне максимуму поточного зубця T.

У разі початку оцінок в блоці 3, час  $t_T$  поточного зубця Т визначається на інтервалі  $[T_R + L_{QRS0.5, X}, t_R + L_{QRST, X}]$  і відповідає максимальному локальному максимуму на цьому інтервалі, а час  $t_{TEnd}$  - закінчення зубця Т, повинне бути рівним  $t_{TEnd} = t_R + L_{QRST, X}$ , де  $L_{QRST, X}$  - максимально можлива тривалість комплексу QRST, рівна 0,42 с. Після того, як отримана оцінка рівня ізоелектричної лінії Z, починається пошук і оцінка параметрів зубців P, Q, R, S і T. Передбачається, що в кардіограмі зубці P, R та T завжди присутні, а S і Q – можуть відсутні.

Для зубців, спрямованих вгору, знаходяться інтервали часу, для яких амплітуда ЕКГ вище ізоелектричної лінії ( $A_i > Z$ ), а для зубців спрямованих вниз - нижче ізоелектричної лінії ( $A_i < Z$ ). Одночасно визначаються амплітуда і положення вершини зубця, рівні амплітуді і положенню відповідного екстремуму [121].

З огляду на сувору хронологічну послідовність зубців, першими визначаються параметри зубця P. Параметри зубців S і R визначаються тільки після того, як знайдені параметри зубця P, а параметри зубців Q і T - тільки після того, як знайдені параметри зубця R. Якщо при цьому амплітуда зубця R менше порога  $A_P$ , то виявлену ділянку ЕКГ відносять до зубця P, а пошук зубців Q і R починається спочатку. Отримані раніше параметри зубця P можуть бути замінені параметрами відбракованого зубця R, якщо його амплітуда менше, ніж амплітуда відбракованого зубця R [121].

Для повної ідентифікації зубців P, Q, S і T використовується прив'язка їх часу існування до періоду серцевого ритму, а саме, оцінка параметрів цих зубців проводиться в інтервалах часу, прив'язаних до положення на тимчасовій осі зубця R:

$[(T_R + pulse - L_{QRS0.5, X}), (t_R + pulse)]$  – інтервал пошуку зубця Q;

$[T_R, t_R + L_{QRS0.5, X}]$  - інтервал пошуку зубця S;

$[T_R, t_R + L_{QRST, X}]$  - інтервал пошуку зубця T.

У наведених вище виразах  $t_R$  - положення на осі часу зубця R попереднього (зубці P і Q), або поточного (зубці S і T) комплексів, а  $L_{PQ, X}$  - максимально можлива тривалість комплексу PQ, рівна 0,2 с.

Відзначимо, що для повної ідентифікації зубця R в блоці 3 не потрібне визначення тимчасового інтервалу пошуку. Як це було описано вище, його положення на осі часу шукається за значенням на яке поширюється режим відбраковування по амплітуді тільки після того, як знайдений зубець P.

Тривалості комплексів PQ, QRS і QRST покладаються рівними різниці часів закінчення і початку крайніх зубців, що становлять комплекс.

### **3.3. Реалізація та комп'ютерне моделювання методу аналізу форми кардіосигналів**

Апробація методу проводилися за вибірками з частотою дискретизації 100 Гц. Якщо вихідна частота дискретизації була вище 100 Гц, то проводилось відповідне усереднення амплітуди ЕКГ з приведенням до 100 Гц. Випробування показали, що представлений алгоритм стійкий і має низьку ймовірність помилкової ідентифікації комплексів кардіограми.

Вихідні передумови та обмеження:

- Стаціонарність параметрів ЕКГ на інтервалі попередньої вибірки та оцінки параметрів ЕКГ, що становить 8 максимальних/мінімальних періодів ЕКГ або  $60 * 8/40 = 12$  с.
- Параметри ЕКГ близькі до параметрів нормальної ЕКГ.
- Амплітуда зубця R максимальна в порівняно з амплітудою інших зубців.

Для ілюстрації роботи алгоритму на рис. 2.4 наведено вигляд програми з результатами ідентифікації кардіологічного комплексу. Попередньо обчислені значення параметрів кардіологічних комплексів представлені в нижній частині рисунка.

У центральній частині рисунка показано ділянку кардіограми, для якої ці параметри отримані.

Інтервали оцінки ізоелектричної лінії позначені буквою Z, а ділянку ЕКГ, для якого отримані параметри окремих кардіологічних комплексів, позначений як інтервал PQRST.

У лівій частині рисунка визначено ділянку сигналу, для якої ці параметри отримані. Інтервали оцінки ізоелектричної лінії позначені літерою Z, а ділянку ЕКГ, для якого отримані параметри окремих кардіологічних комплексів, позначений як інтервал PQRST.

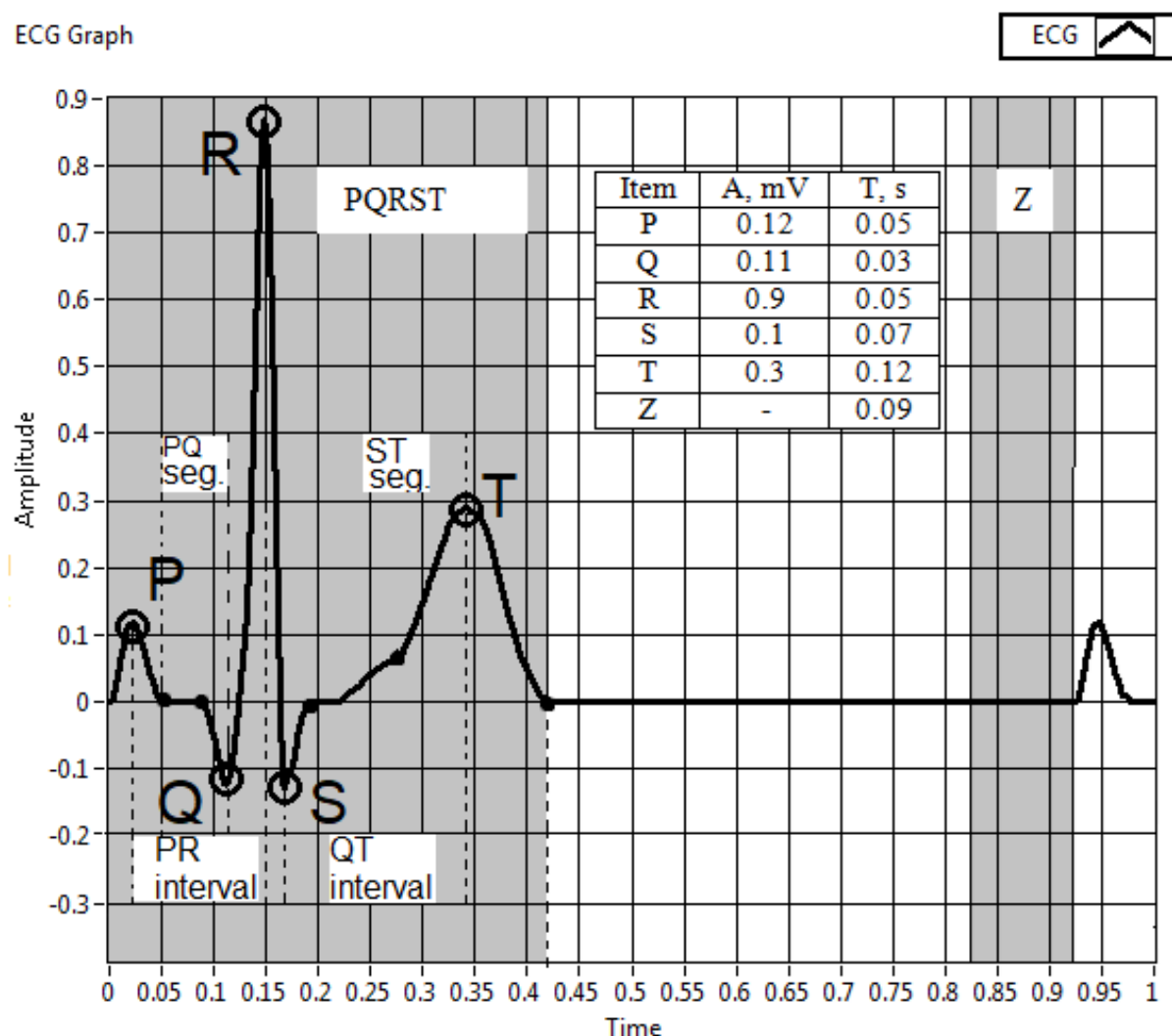


Рисунок 3.3 – Результати визначення параметрів кардіоімпульсу

Таблиця 3.1.

Чисельні результати ідентифікації кардіологічних комплексів

Параметр	A, мВ	T, с
P	0.12	0.05
Q	0.11	0.03
R	0.9	0.05
S	0.1	0.07
T	0.3	0.12
Z	-	0.09

### 3.4 Метод класифікації форми кардіосигналу із використанням штучної нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу

Адаптивно резонансна теорія (АРТ) це когнітивна і нейронна теорія того, як мозок вчиться самостійно класифікувати, розпізнавати і передбачати об'єкти і події, що змінюються. Було розроблено багато методів навчання на основі АРТ, зокрема контрольовані та контрольовані методи навчання. Численні варіанти алгоритмів АРТ були використані в різних інженерних та технологічних застосуваннях. Проте, час обробки може бути занадто високим, щоб задовольнити вимогам режиму реального часу [1].

Методи, засновані на нечіткій ТАР, успішно використовуються в медичних галузях. Зокрема, ТАР і паралельна нечітка АРТ застосовуються для класифікації сигналів ЕКГ. Наприклад, в [1] розроблено інтелектуальний класифікатор для отримання та класифікації сигналів ЕКГ. Класифікатор використовує технологічну інтегральну схему для реалізації функціональних блоків збору та обробки сигналу в одному компактному пристрої.

Мережа Fuzzy-ART складається з двох шарів обчислювальних комірок або нейронів F1 і F2, а також підсистеми спостереження керованої параметром  $\rho$  [0,1]. Топологічна структура архітектури Нечіткої ТАР зображена на рис. 3.4.

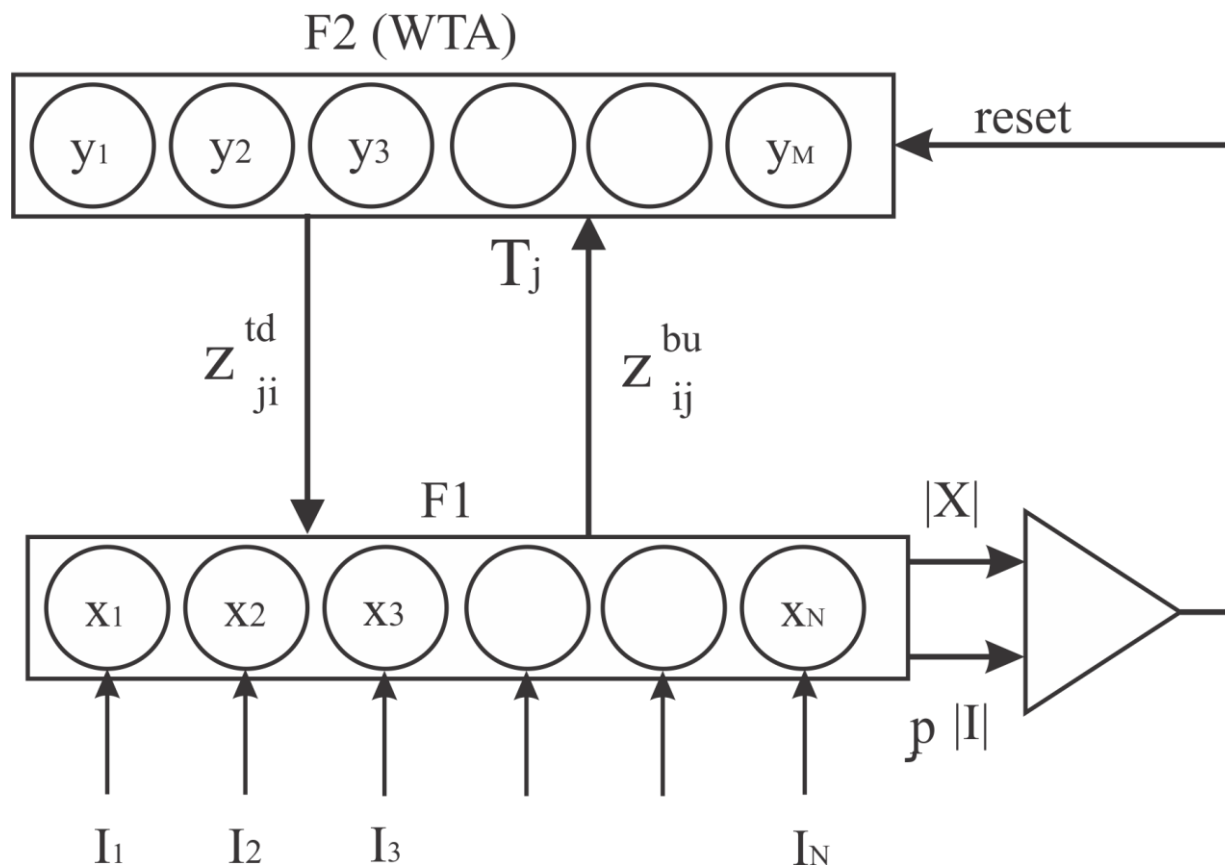


Рисунок 3.4 - Топологічна структура архітектури Нечітка ТАР

Шар F1 це вхідний шар, що складається з N вхідних комірок. Кожна вхідна комірка отримує компонент  $I_i$   $[0,1]$  вхідного аналогового вектора  $I=(I_1, \dots, I_N)$ . Шар F2 являє собою шаром категорій. Він складається з M комірок, кожна з яких представляє можливу категорію. Кожна категорія комірки отримує вхідний сигнал  $T_j$ . Кожен F1 шар нейронів і з'єднаний з кожним шаром нейронів F2 за синаптичним зв'язком ваги  $z_{ij}^{bu}$ . Кожен F2 шар нейронів j з'єднаний з кожним F1 шаром нейронів і за синаптичним зв'язком міцності  $z_{ji}^{td}$ . У fuzzy-ART  $z_{ij}^{bu} = z_{ji}^{td}$ . Отже, відповідність вагам буде представлена як  $z_{ij} = z_{ij}^{bu} = z_{ji}^{td}$ .

На рис. 3.5 показана схема послідовностей операцій функціонування нечіткої ТАР. Першопочатково всі міжзв'язкові ваги  $z_{ij}$  ініціалізовані значенням '1'.

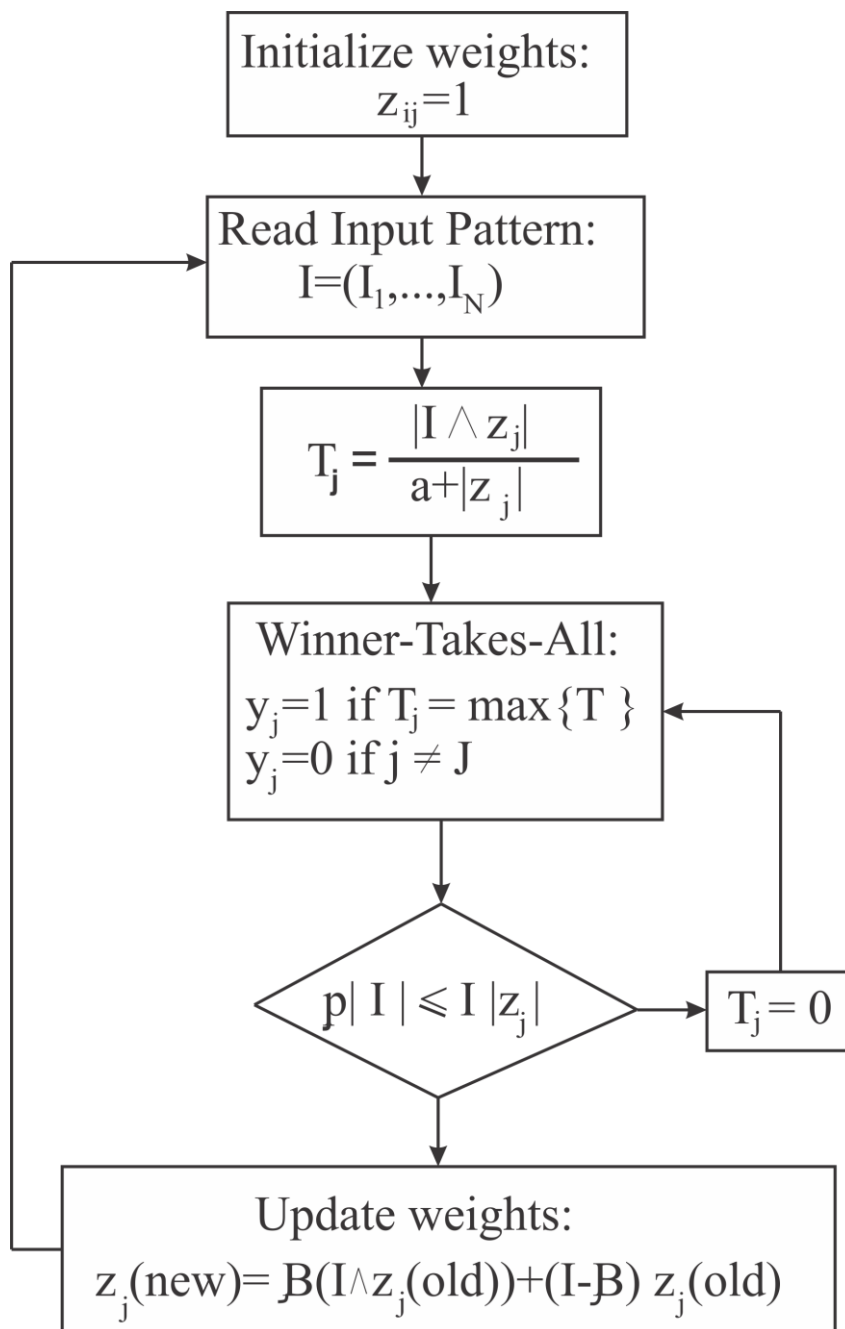


Рисунок 3.5 - Схема послідовності операцій нечіткої ТАР нейронної мережі

Коли аналоговий вхідний вектор  $I=(I_1, \dots, I_N)$  застосовується до системи, кожна комірka шару F1 отримує компонент  $I_i$   $[0,1]$ . Після того кожна комірka шару категорії F2 отримує вхідний сигнал  $T_j$ , який є виміром подібності між аналоговим вхідним паттерном  $I$  та аналоговою шаблоною вагою  $z_j=(z_{1j}, \dots, z_{Nj})$ , що зберігається в категорії  $j$  (3.3)



$$T_j = \frac{|I \wedge z_j|}{\alpha + |z_j|} \quad (3.3)$$

де  $\wedge$  - нечіткий MIN оператор, визначений  $(X \wedge Y)_i = \min(X_i, Y_i)$ ,  $|X|$  - нормований  $|X| = \sum_{i=1}^N |X_i|$ , та  $\alpha$  це позитивний параметр - 'параметр вибору'.

$j$ -та комірка шару F2 подає вихід  $u_j$  який має значення '1' якщо комірка отримує найбільше значення  $T_j$  входу та '0' в інакшому випадку.

Таким чином, шар F2 (який функціонує в режимі Winner-Takes-All) вибирає категорію J, шаблон якої зберігає  $z_j$ , що найбільш точно відповідає шаблону входу відповідно до визначених критерій формули (3.3).

Для отримання переможної категорії J, підсистема контролю перевіряє стан (3.29):

$$\rho |I| \leq |I \wedge z_j| \quad (3.4)$$

Якщо цей стан не відповідає істині, категорія J відкидається, встановлюючи  $T_j=0$ . Шар F2 буде знову вибирати категорію з максимальним значенням  $T_j$ , і критерій відповідності із формули 2 буде перевірятися знову. Цей пошуковий процес продовжується доки шар F2 знайде переможну категорію, яка відповідатиме критерію відповідності.

Коли категорія J буде активована, її ваги  $z_j$  будуть оновлені відповідно до правила (3.4):

$$z_j(new) = \beta(I \wedge z_j(old)) + (1 - \beta)z_j(old) \quad (3.5)$$

де  $\beta$  це параметр швидкості навчання  $\beta [0,1]$ .

Вибір категорії стандартною нечіткою ТАР мережою відбувається шляхом послідовного обчислення функції вибору кластера. Крім того, цей крок вимагає послідовної рекурсивної ідентифікації тих функцій, які мають найбільше значення, яке задовольняє умову перевірки. Більш того, перевірка

критерія верифікації також виконується послідовно. Це може привести до трудомісткого процесу кластеризації, особливо для великих наборів даних [1], [4].

Для пришвидшення кластеризації методом нечіткої ТАР, вибір категорії та резонансу пропонується виконувати паралельно. У данному випадку, пропонується паралельне обчислення функції вибору. Більше того, для обчислення великих обсягів даних функції вибору пропонується використовувати виконані на основі нейронної КВТА- мережі ранжувальні фільтри, замість звичайних ВТА аналогів [6]. Також, умову контролю пропонується обчислювати паралельно. Це дозволяє забезпечити суттєве зменшення машинного часу, необхідного для кластеризації.

#### **3.4.1. Структурно-функціональна схема класифікації форми електрокардіограми**

Для роботи в онлайн режимі розпаралелена нечітка ТАР реалізована в сучасному гібридному (аналоговому / цифровому) обладнанні, придатному для паралельних обчислень [12]. Зокрема, для обробки безперервних входів мережа реалізується в аналоговому обладнанні. Аналогова апаратна реалізація мережі здатна істотно збільшити швидкість обробки даних, забезпечується компактність та енергоефективність в цілому [12]. Це важливо для високошвидкісної, малорозмірної і енергоефективної реалізації мережі.

Для обробки дискретних входів, розпаралелена нечітка ТАР реалізована у сучасному цифровому обладнанні, яке має високу точність, надійність, придатність до перепрограмованості в процесі роботи, низьку шумову чутливість, повторюваність, гнучкість, а також сумісність з іншими типами препроцесорів.

Оскільки аналогові та цифрові технології пропонують власні переваги, правильне поєднання аналогової та цифрової апаратної реалізації є дуже вигідним. Впровадження розпаралеленої нечіткої ТАР ШНМ у сучасному аналоговому та цифровому обладнанні забезпечує прискорення роботи, що дозволяє використовувати запропоновані мережі в системі аналізу кардіо сигналів в реальному часі.

Архітектура, що складається з двох незалежних модулів, зокрема модуля FPGA і модуля хоста, представлена на рис. 3.6.

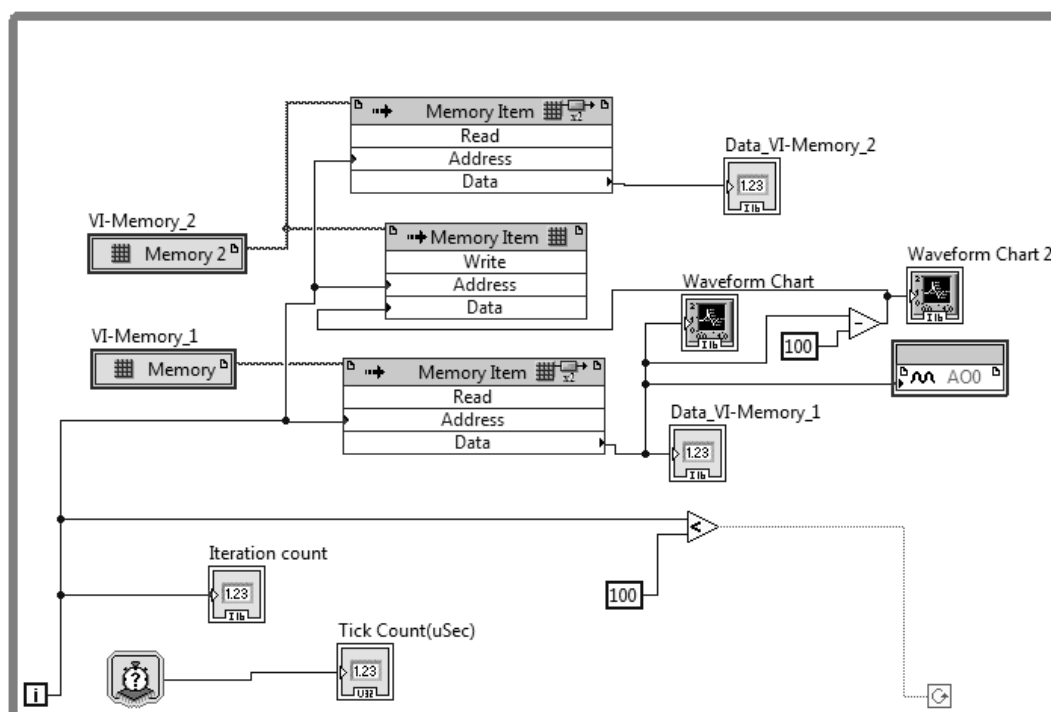


Рисунок 3.6 - Блок-діаграма технічної реалізації локального модуля.

Для розробки архітектури апаратної реалізації блоків пам'яті ми використовуємо середовище National Instruments LabView та Real-Time Single Board RIO sbRIO-9637 як апаратні та програмні засоби. В основу платформи входить реконфігурований інтегральний контур FPGA з робочою швидкістю 40 МГц, 48 програмованих аналогових вхідно-вихідних каналів і 60

програмованих вхідно-вихідних каналів. Програмне забезпечення дає можливість виконувати апаратне моделювання з високою точністю.

Модуль FPGA містить два фізично незалежних блоку пам'яті VI-Memory\_1 і VI-Memory\_2 і три незалежні операційні канали, що використовуються для виконання зчитування і операції запису. Допоміжними елементами в цьому модулі є граф Tick Count і Iteration Count, що використовуються для точних вимірювань часу, інтерфейс аналогового виходу, що використовується для передачі та передачі даних, логічну операцію у випадку, що використовується для точного обмеження операцій читання і запису. Модуль FPGA, в якому реалізовані два незалежних блоку пам'яті і три канали, працює в режимі паралельного доступу і виконує операції запису і зчитування.

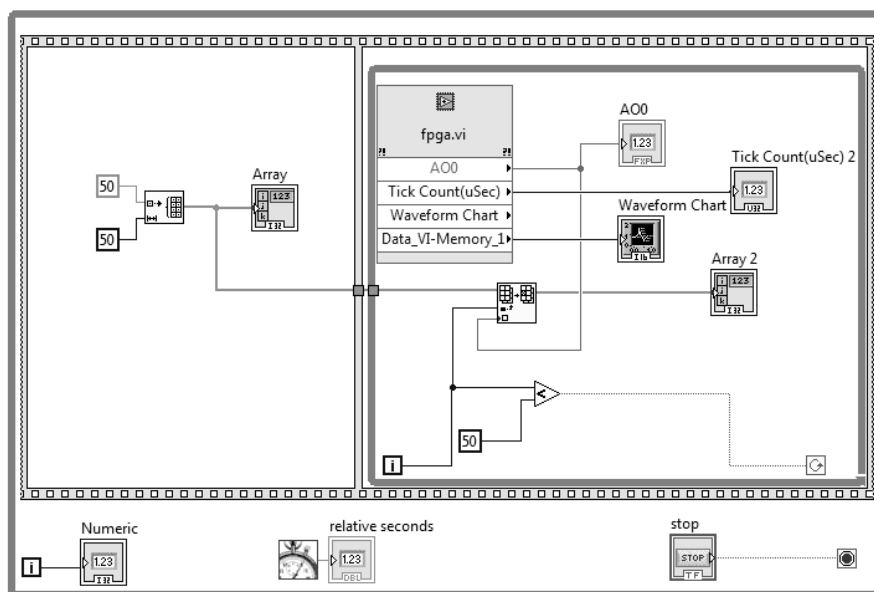


Рисунок 3.7 - Блок-діаграма технічної реалізації модуля програмованої логічної інтегральної схеми.

Локальний хост-модуль, показаний на рис. 3.7, використовується для моделювання режиму послідовного доступу до пам'яті. Як видно на рис. 3.8, локальний хост-модуль виконаний у вигляді одновимірного блоку сітки даних. Головний модуль має одноранговий інтерфейс, який використовується для зв'язку з апаратним забезпеченням, реалізованим на основі sbRIO-9637, який використовується для вимірювання часу і визначення швидкодії роботи системи в паралельному режимі роботи.

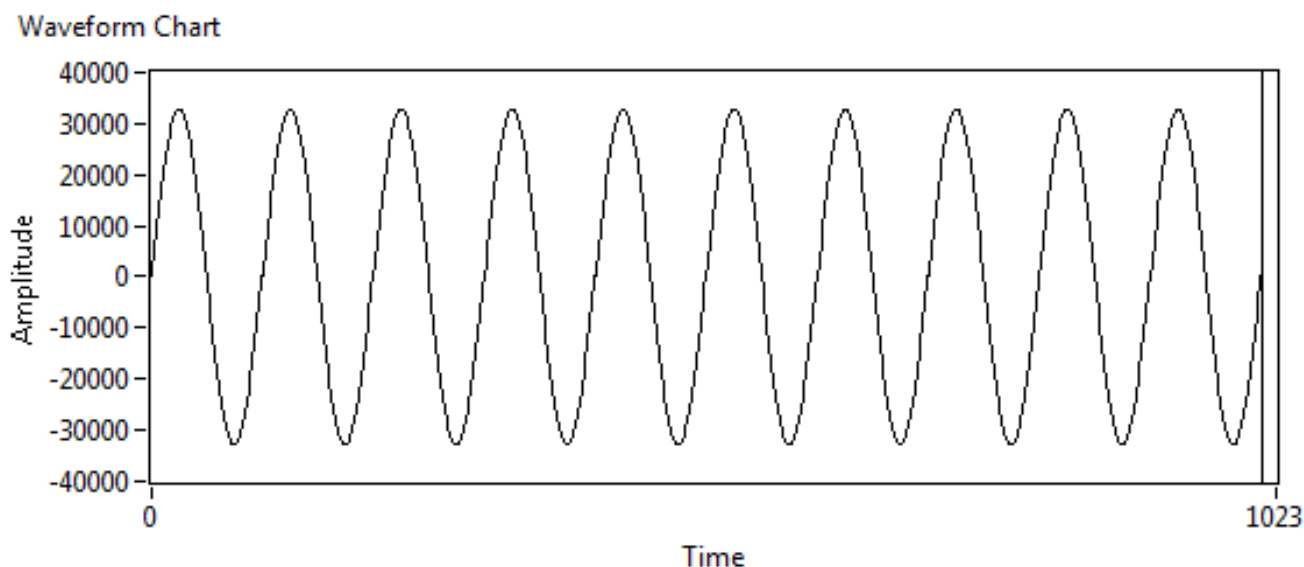


Рисунок 3.8 - Приклад згенерованих даних для збереження у розпаралелених блоках пам'яті.

Одночасна робота модуля програмованої логічної інтегральної схеми і локального обчислювального модуля забезпечують запис і зчитування даних в частково паралельних структурах нечіткої ТАР ШНМ. Представлена схема виконана відповідно до принципу масштабованості, що дозволяє здійснювати реалізацію на різних апаратних платформах. Зокрема, для ефективної апаратної реалізації рекомендована платформа ПЛІС, що базується на паралельних обчисленнях, а застосування типових малорозрядних мікроконтролерів - для послідовних операцій ідентифікації та сортування. Процес моделювання розділений на кілька етапів, включаючи попередню обробку, перенесення і

запам'ятовування та пряму обробку. Відбувається процес оцінювання вхідного масиву, підготовка стандартизованих інформаційних кадрів для подальшої передачі і зберігання.

Далі, після прийняття вхідних даних і розміщення їх в пам'яті для розпаралеленого двовимірного масиву відбувається аналіз якості обробки і пошуку коефіцієнтів та визначення кількості паралельних обчислювальних каналів [9].

Блок основної пам'яті містить значення сигналів, що генеруються як дані з плаваючою комою, початкова адреса блоку 0x00, а кінцева адреса - 0x1024.

Кожен вихідний сигнал першого блоку пам'яті модифікується шляхом визначення його найменшого значення, інверсії і запису отриманого сигналу у другий блок пам'яті. Зчитування, обробка і запис однієї точки вибіркового сигналу виконуються в першому обчислювальному циклі, показаному на рис. 3.8 , результат ідентифікації окремої вибіркової точки сигналу представлено на рис. 3.9.

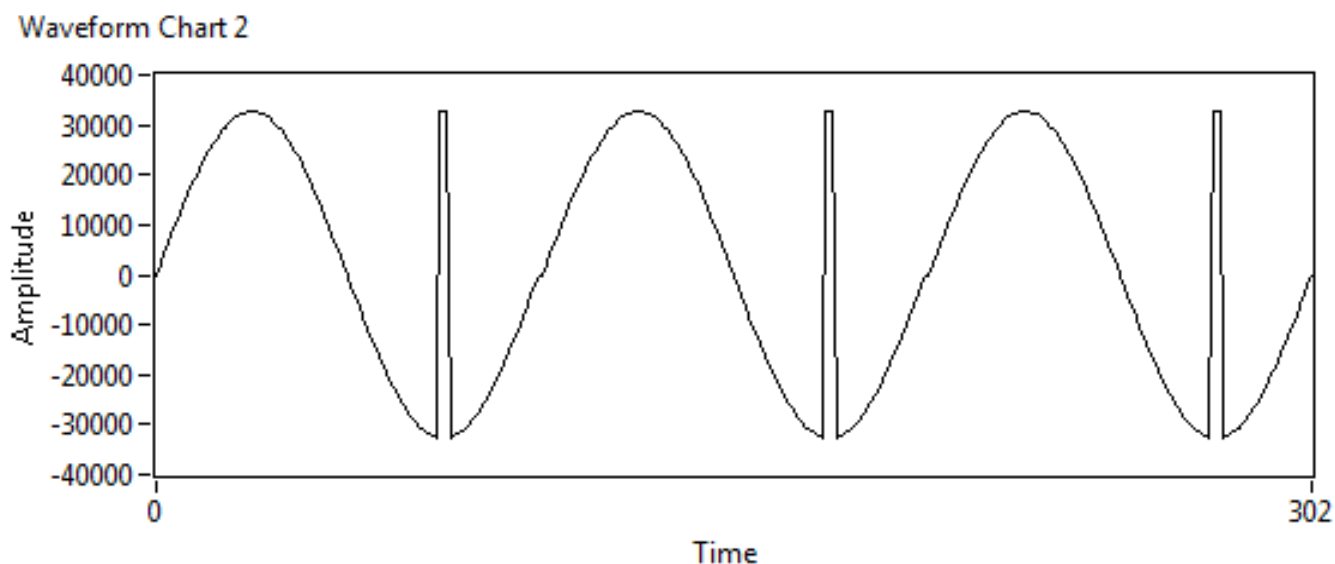


Рисунок 3.9 - Приклад оновлення даних при ідентифікації сигналу у розпаралелених блоках пам'яті.

Оскільки описана вище архітектура складається з двох незалежних модулів, можна визначити не тільки часові характеристики, а й якість і точність виконаних операцій.

### **3.4.2. Результати комп'ютерного моделювання класифікації з використанням нейронної мережі нечіткої теорії адаптивного резонансу**

Щоб проілюструвати вищеописані результати, розглянемо конкретний приклад із симуляцією використовуючи програмну реалізацію нейронної нечіткої ТАР ШНМ. Для цього ми використали високопродуктивний код мови технічних обчислень Matlab, на комп'ютерній IBM PC системі. Часові залежності були отримані на комп'ютерній системі на основі центрального процесора Intel Core i5 з частотою 1.7 ГГц та оперативною пам'яттю 8 Гб.

Програмний код нечіткої ТАР мережі був написаний, використовуючи інструментальні засоби Matlab. Головна функція програми містить два параметри  $\alpha$  та  $\rho$ . Впродовж експерименту параметри  $\alpha$  [0..1] та  $\rho$  [0..1] змінюються із кроком 0.1. В результаті, бачимо, що  $\alpha$  параметр має невеликий вплив на результат та його точність, тому подальші дослідження проводились із встановленою константою  $\alpha = 0.1$ .

Для різних наборів даних у таблиці 3.2 наведено час, витрачений на кластеризацію з використанням нейронної нечіткої ТАР ШНМ із послідовним вибором категорій  $T_s$ , із паралельним вибором категорій  $T_p$ , кількість паралельних каналів  $N_M^{\text{cat}}$ , необхідних для розпаралелення вибору категорій та максимальна кількість ітерацій  $N_{\text{int max}}$ .

Таблиця 3.2.

Результати моделювання Нечіткої ТАР нейронної мережі із послідовним та паралельним вибором категорій

№	$\rho$	$T_S$ (s)	$T_P$ (s)	$N_M^{cat}$	$N_{int}^{max}$
1	0.1	8.197949	4.098974	2	2
2	0.2	11.09387	1.584838	4	7
3	0.3	11.25639	1.608055	5	7
4	0.4	11.738641	1.467330	6	8
5	0.5	12.366762	1.766680	10	7
6	0.6	15.281730	1.389248	12	11
7	0.7	17.150432	1.715043	19	10
8	0.8	19.855994	2.481999	38	8
9	0.9	44.447487	4.444748	106	10
10	1.0	1193.062877	1193.06287	1	1

Під час моделювання визначено кількість ітерацій, необхідних для визначення категорій та загальну кількість внутрішніх та зовнішніх ітерацій. Відповідно до отриманої інформації були побудовані аналітичні залежності, які представлені на рис. 3.10



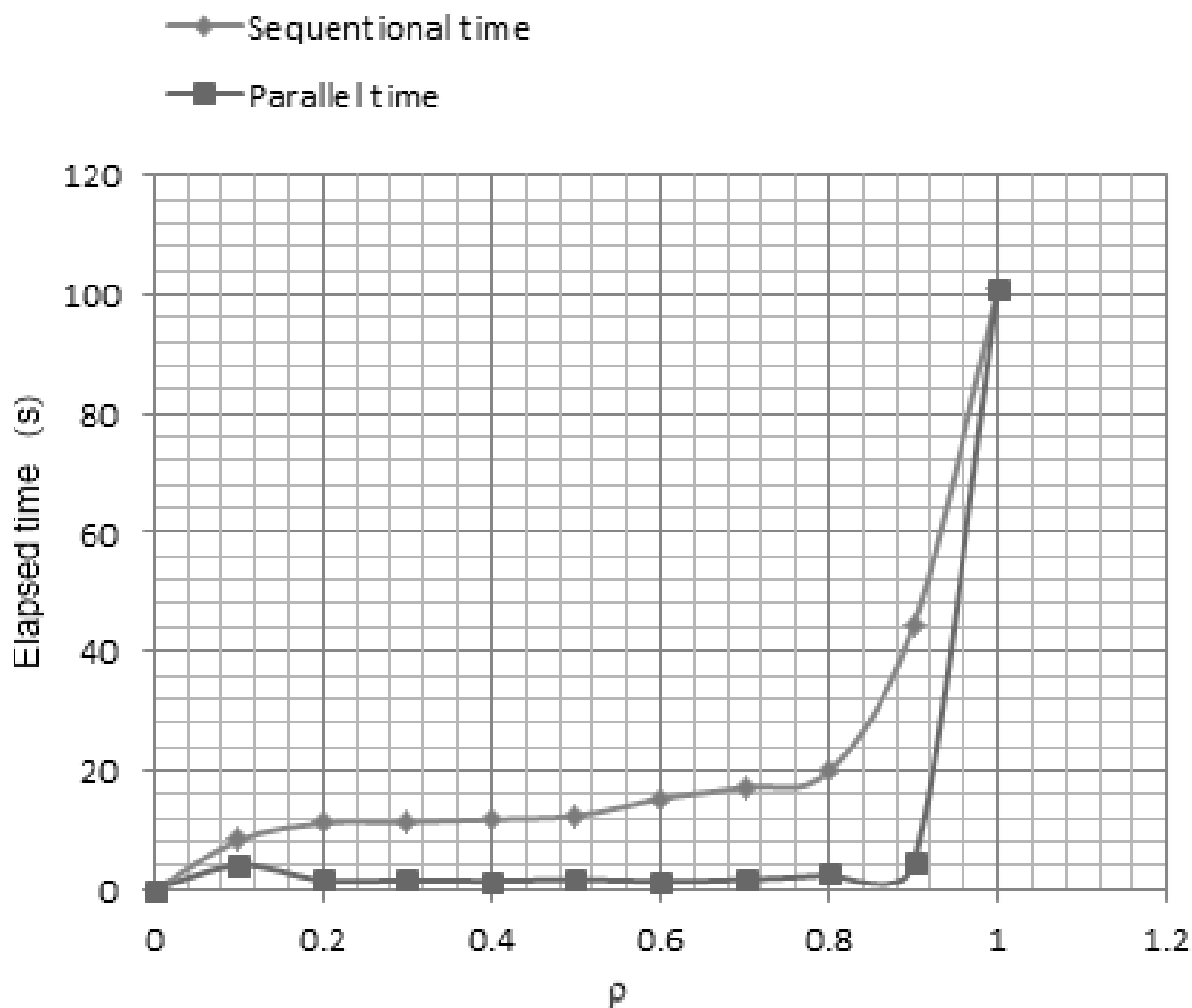


Рисунок 3.10 - Залежність продуктивності між послідовним та паралельним часом операцій вибору категорій

Відповідно до [4] були проведені тестування запропонованого нечіткого ART алгоритму та порівняння результатів із програмною реалізацією із використанням технології паралельних обчислень NVIDIA CUDA.

Таблиця 3.3.

Результати симуляцій Нечіткої ТАР нейронної мережі із послідовним та паралельним вибором категорій з матричним набором даних

№	Data Size	$T_s$ (s),	$T_p$ (s),	$N_{M}^{cat}$	$N_{int}^{max}$	$C_s$	$C_p$
1	10x1000	8.197949	4.098974	2	2	7	5
2	50x1000	46.549433	15.51647	5	3	11	7
3	100x1000	86.850131	43.42506	4	2	16	10
4	500x200	90.773097	45.38654	4	2	23	13
5	1500x67	90.797783	45.39889	3	2	31	16
6	6500x15	105.94084	17.65681	6	6	41	20
7	10000x10	95.775412	23.94385	5	4	52	27

Результати показані в таблиці 3.3, де  $C_s$  – число циклів, необхідних для виконання послідовних операцій читання,  $C_p$  - кількість циклів, необхідних для виконання паралельних операцій читання.

Як видно із рис. 3.11, результати приблизно повторюють результати представлені в [4], виключаючи останні значення.

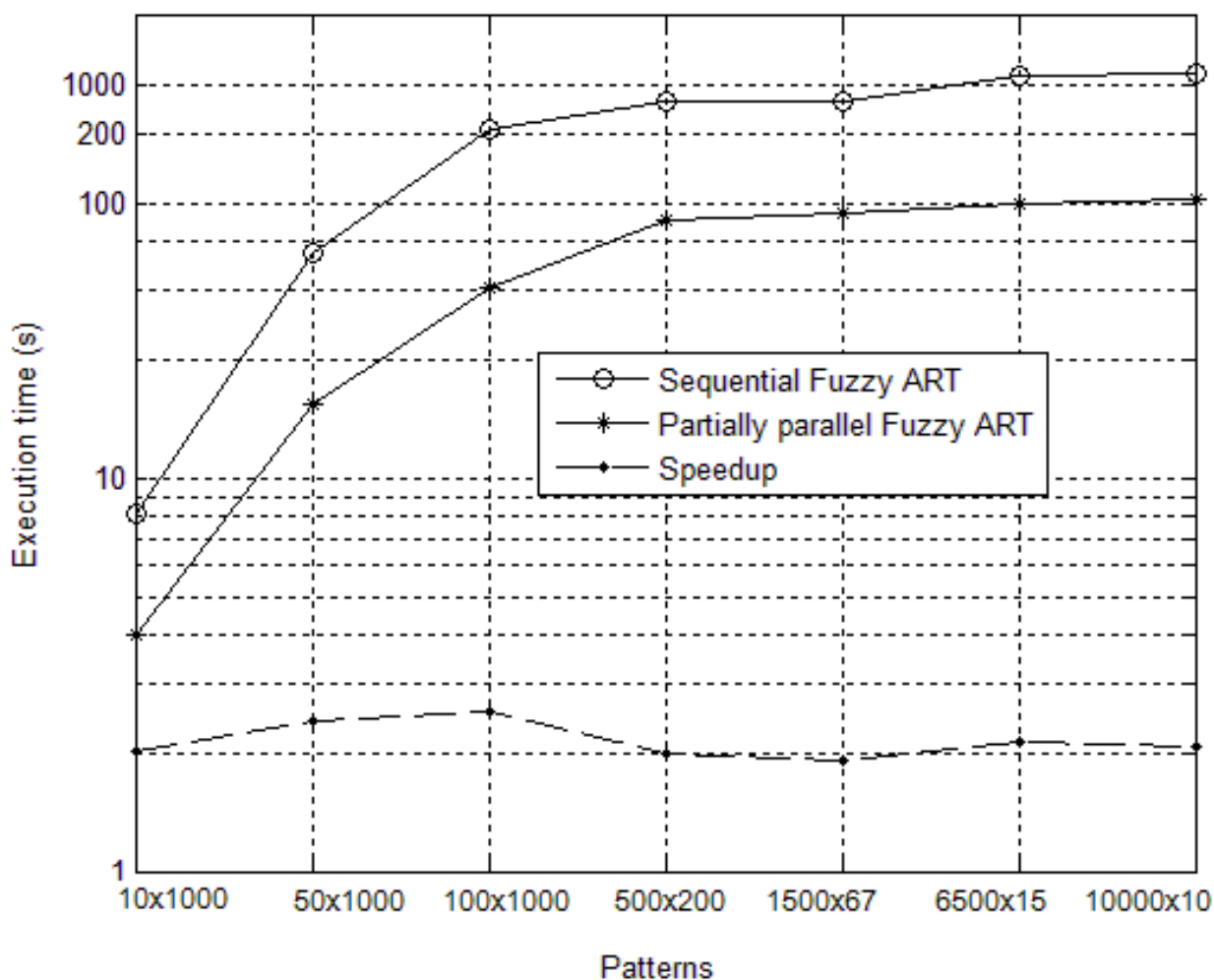


Рисунок 3.11 - Залежність продуктивності між послідовним та паралельним часом операцій вибору категорій з матричним набором даних

За результатами моделювання паралельна пам'ять, що використовується для часткової паралельної нечітка ТАР ШНМ, здатна функціонувати до  $10^3$  разів швидше, ніж її послідовний аналог. Таким чином, паралельна пам'ять може бути рекомендована до використання для апаратної реалізації часткової паралельної ТАР.

### 3.5 Програмна обробка та аналіз електрокардіограми із використанням нечіткої теорії адаптивного резонансу

Електрокардіографічний сигнал відображає електричну активність поверхні тіла міокарда, який є періодичним процесом. Кожна серцева патологія

постійно або тимчасово впливає на основний сигнал сигналу ЕКГ. Для здійснення відповідної екстракції параметрів для інтерпретації ЕКГ використовуються численні алгоритми формування сигналів, виявлення, виділення та вимірювання хвильової амплітуди, тривалості та площі області Q, хвиль R і S (QRS). Патологія серця, наявність якої може бути оцінена за допомогою аналізу ЕКГ, полягає в основному з аритмії, ішемії та деяких хронічних серцевих захворювань [6]. Зокрема, найбільш частими формами аритмії є ектопічні удари шлуночкового або артеріального (суправентрикулярного) походження. Передчасне виникнення являється їхньою спільною властивістю. Вуглецеві ектопічні удари відрізняються від ритму синуса, тоді як форма надвентрикулярного ектопічного удару нагадує нормальну форму. Загальним недоліком класифікаторів аритмій є їх тенденція неправильно класифікувати нові або неоднозначні биття.

В даний час існують подібні методи, але вони мають недоліки наступного характеру: недостатня швидкість обробки сигналів паралельних каналів АЦП, недостатня роздільна здатність при оцифровці аналогових сигналів від контактних датчиків, вузьке місце у вигляді неоптимізованих алгоритмів при роботі з внутрішньою пам'яттю мікропроцесорних і програмних систем.

Підсистема аналізу сигналів ЕКГ розроблена з використанням розпаралеленої ШНМ нечіткої ТАР. Дані електрокардіограми відображають електричну активність поверхні тіла міокарда, що проявляється як періодичний процес. Більшість алгоритмів формування сигналу, Q-хвилі, R-хвилі та S-хвилі (QRS) є основними зразками до виявлення та класифікації патологій. Багато патологій, присутність яких можна оцінити за допомогою ЕКГ-аналізу, складаються в основному з аритмії, ішемії та деяких хронічних серцевих захворювань. Зокрема, найбільш частими формами аритмії є ектопічні удари шлуночкового або артеріального (надшлуночкового) походження. Явище передчасного виникнення є їх основною ознакою для класифікації.

Шлуночкові ектопічні удари відрізняються від форм синусового ритму, тоді як надшлуночкові ектопічні удари нагадують нормальну форму сигналу. Загальним недоліком класифікаторів аритмії є їхня тенденція до неправильної класифікації нових або неоднозначних ударів.

Ішемічні явища з'являються як повільні зміни в сегменті ST. Вони характеризують сегмент ST раптовими змінами форми та основних параметрів та обмежують надійність кожного автоматичного детектора зміни ST, як, наприклад, уповільнена тенденція зміни сегмента ST і нестійкість основних параметрів сегменту ST.

Хвороби міокарда призводять до постійних змін у формі ЕКГ. Найбільш поширені діагностичні класи ЕКГ, такі як гіпертрофія лівого шлуночка, гіпертрофія правого шлуночка, двобічна гіпертрофія шлуночків, нижній інфаркт міокарда, інфаркт переднього міокарда і змішаний інфаркт міокарда.

Успішна класифікація біомедичних сигналів, зазвичай електрокардіограми, включає три основні процедури: попередню обробку сигналів, аналіз сигналів і побудова класифікатора. Аналіз сигналу або, іншими словами, вилучення ознак, є важливою процедурою, яка зазвичай впливає на роботу будь-якої системи класифікації сигналів біологічної природи. Тому вилучення відповідних ознак для досягнення оптимальних результатів класифікації являє собою основним завданням аналізу біомедичних сигналів [2].

### **3.5.1 Попередня обробка сигналу електрокардіограми**

Основна мета попередньої обробки ЕКГ полягає у зменшенні завад, обумовлених шумом, та екстрації мінімального набору параметрів, який адекватно відображає кожен QRS-сегмент без шкоди для класифікаційної ефективності класифікатора. Вихідні дані доцільно використовувати з бази даних аритмії MIT / BIH [5] для звичайних та PVC ударів і використовувати

для виявлення та класифікації цих ударів. Для вихідних даних необхідно проводити попередню фільтрацію для усунення впливу аналогово-цифрового перетворювача, використовуючи аналоговий фільтр із пропускнуою смугою частот 0.1 – 100 Гц.

Крім того, завдяки своїй простоті та достовірності, всі цілі коефіцієнти цифрових фільтрів смуги частот можуть бути використані для видалення шумів, викликаних перешкодами лінії електропередачі, диханням, тремтінням м'язів та різноманітними стрибками [7]. Комплекси QRS можуть бути екстраговані з фільтрованих даних на основі описів бази даних [5].

Приклад комплексів та визначення функціональних величин представлені на рис.3.12 та рис. 3.13

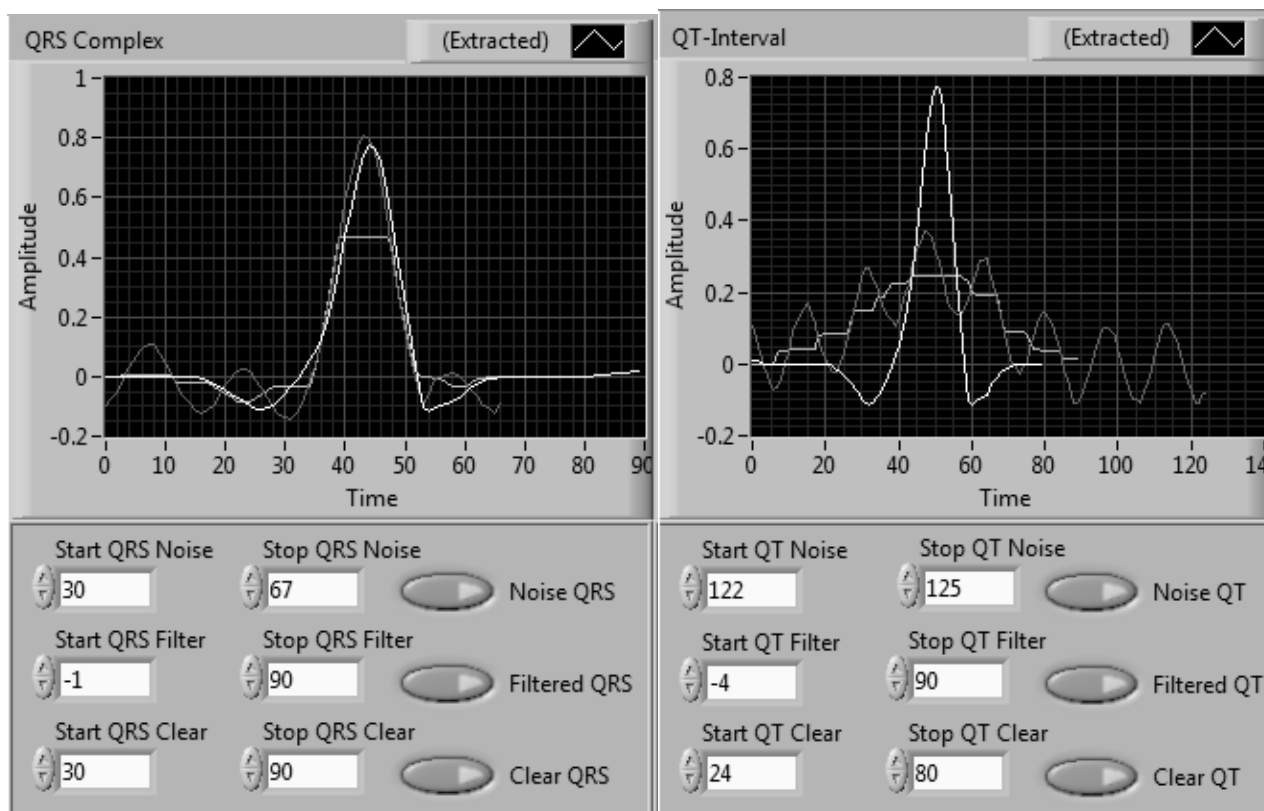


Рисунок 3.12 - Класифікація QRS комплексу та QT-інтервалу

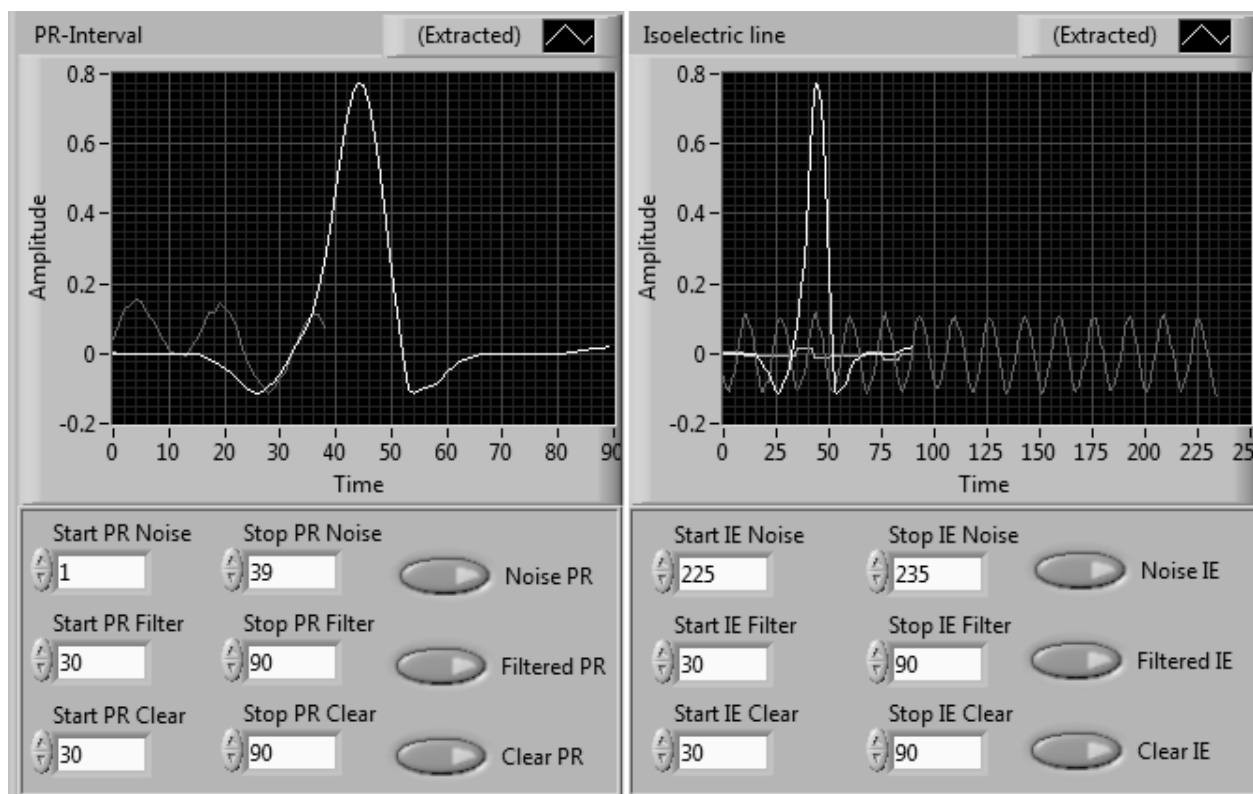


Рисунок 3.13- Класифікація PR-інтервалу та ізоелектричної лінії

Перед обчисленням лінійних коефіцієнтів LPC, кожен сегмент QRS має бути усередненим, тобто повинен бути розрахований для кожного сегмента окремо, а потім проводиться порівняння із сегментами зразків. Наступним кроком є масштабування вибірки сигналів в межах  $[-5.0 \dots -5,0]$  для зменшення амплітудного коливання.

### 3.5.2. Сегментація форми сигналу електрокардіограми

Успішна класифікація електрокардіограми зазвичай передбачає три важливі процедури: попередня обробка сигналу, аналіз сигналу та побудова класифікатора. Аналіз сигналу, або, іншими словами, екстракція ознак - важлива процедура, яка зазвичай впливає на класифікацію будь-якої системи класифікації електрокардіограми. Тому екстракція відповідних функцій для досягнення оптимальних результатів класифікації є основним завданням для класифікації електрокардіограм.

Фізіологічні сигнали часто характеризуються нестационарною поведінкою в часі, сигнал ЕКГ є нестационарним протягом кожного серцевого биття. Для вирішення даної задачі було розділено серцевий цикл на три частини (P, QRS та T-сегменти), коефіцієнти оцінювалися для кожного сегмента окремо, які вибирають деяку інформацію про нестационарний характер сигналу ЕКГ. Крім того, ця процедура імітує поведінку кардіолога, візуально перевіряючи морфологію цих трьох частин.

Дані для аналізу отримані з бази даних MIT - BIH Arrhythmia [5]. Записи електрокардіограми дуже часто накладаються із завадами від лінії електроживлення, дрейфом нульової лінії, артефактами та порушеннями електроміограм через неминучі скорочення м'язів пацієнта. Дрейф базової лінії, що виникає внаслідок електрохімічних процесів на ділянці електрод - поверхня тіла, є типовим низькочастотним шумом, який спотворює сегмент ST. Всі дані електрокардіограми повинні бути відфільтровані, щоб видалити дрейф нульової лінії та інший тип шуму. Комплекси QRS екстрагуються з відфільтрованих сигналів на основі атрибутів бази даних аритмії. Звичайна електрокардіограма відповідає типовому середньостатистичному зразку у дорослих здорових людей, де частота серцевих скорочень становить 60 - 100 ударів на хвилину. Розмір вибірки різних сегментів динамічно оцінюється відповідно до серцевого ритму.

У разі випадковості виникнення аритмічних ударів, доцільно використовувати статичний аналіз, який базується лише на особливостях поточного удару. Перші 15% кожного запису ЕКГ використовуються для побудови набору тренувань, а решта частина використовується для тестування. Результати представлені на рис. 3.14



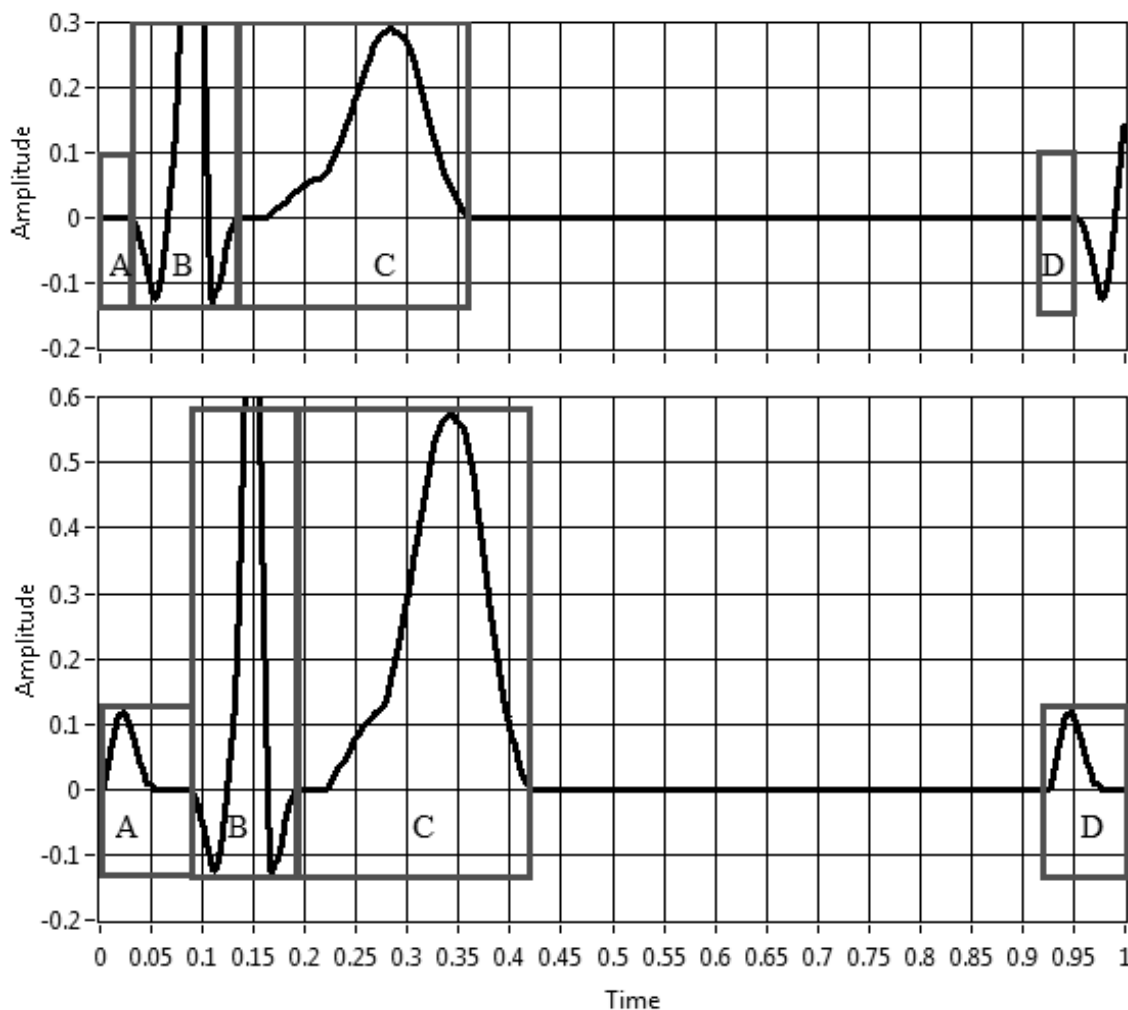


Рисунок 3.14 - Сегментація форми електрокардіограми

### 3.5.3. Класифікація форми сигналів електрокардіограми

Оскільки основа нечіткої ТАР має паралельну структуру, доцільним є її паралельна реалізація в сучасному програмному та апаратному виконанні. Програмна реалізація мережі може бути використана для швидкої, точної, простої та гнучкої паралельної реалізації. WTA блоки нечіткої НН ТАР можуть бути виконані як за допомогою аналогових так і цифрових компонентів. Аналогові компоненти використовуються для обробки аналогових входів [2]. Цифрова частина використовується для обробки дискретних входів [8]. В деякому випадку, для обробки аналогових входів мережа повинна бути реалізована в аналоговому апаратному виконанні.

Аналогова апаратна реалізація мережі може бути використана для значного збільшення швидкості обробки даних, вона є компактною та енергоефективною. У відповідності із алгоритмом нечіткої ТАР, функціонально реалізація виконується із використанням апаратно-орієнтовних функцій та процедур. Оскільки, алгоритм який представлений в [3] включає в себе 5 функціональних блоків та 1 умову порівняння, в схемотехнічному проекті також реалізовано 5 структурних та функціональних компонентів, включаючи: 1 - ініціалізація вагових коефіцієнтів; 2 – зчитування вхідного шаблону; 3 – розрахунок  $T_j$ ; 4 – WTA операція; 5 – визначення умови; 6 – оновлення та обрахунок вагових коефіцієнтів; Структурно, реалізовані функції відповідають послідовності алгоритму, при чому із можливістю функціонувати в паралельному режимі, зображені на рис. 3.15.

Дані для аналізу та апробації результатів отримуються з бази даних MIT - BIN Arrhythmia [3]. Комплекси QRS вилучаються з попередньо оброблених даних бази даних явищ та класифікаційних ознак сигналів.

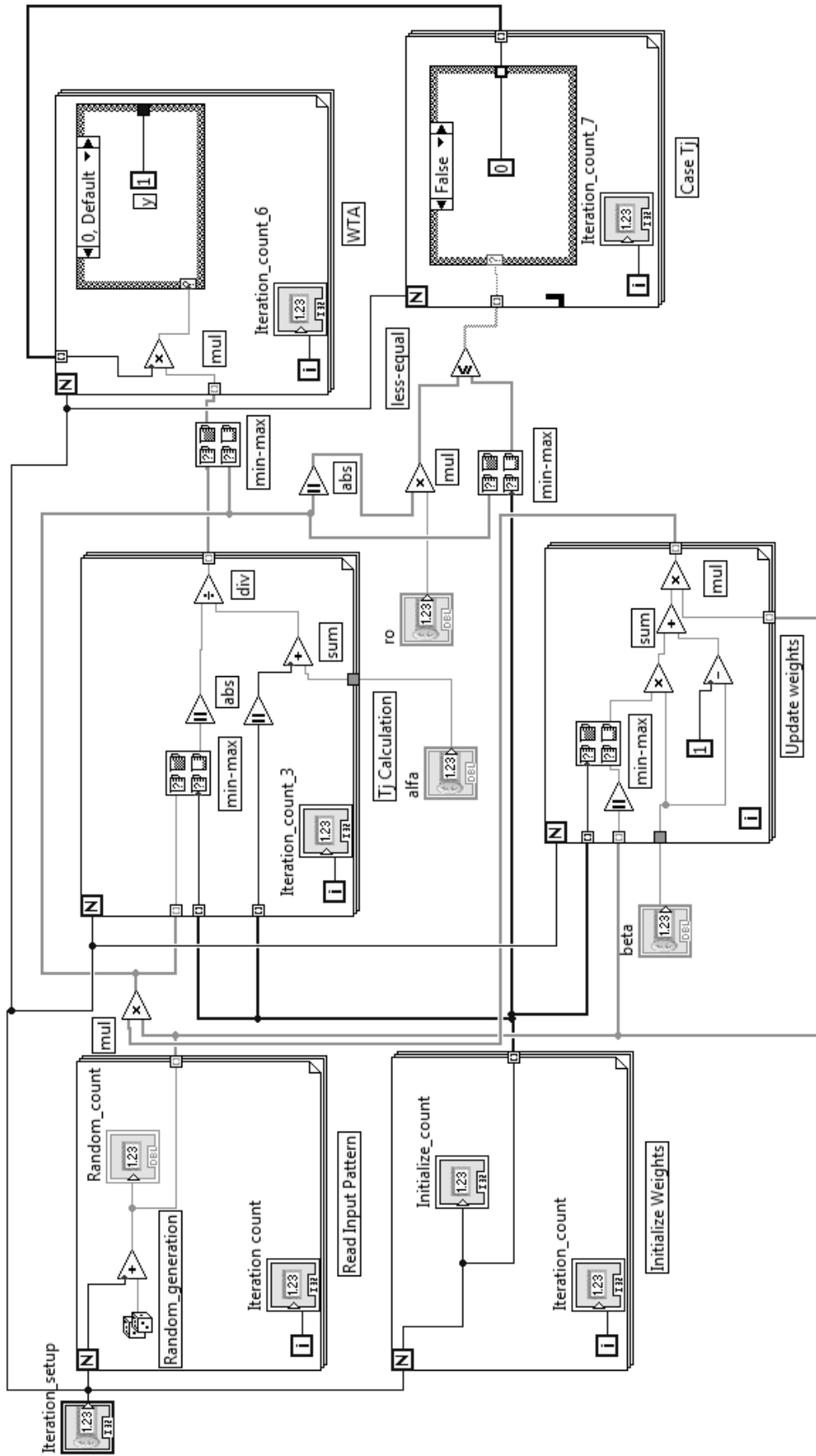


Рисунок 3.15. Проект реалізації нечіткої ТАР

Нормальна електрокардіограма відноситься до звичайного випадку, у якого частота серцевих скорочень становить 60 - 100 ударів на хвилину. Використання змінних розмірів вибірки значно підвищує точність класифікації, комплекси QRS можуть бути вилучені з відфільтрованих даних на основі анотацій бази даних. Перед тим, як будуть обчислені лінійні коефіцієнти прогнозування (ЛКП), кожний сегмент QRS повинен мати на увазі центр, тобто середнє значення повинно бути обчислене для кожного сегмента, а потім віднято від отриманих зразків сегментів. Далі, зразки в кожному сегменті повинні бути масштабовані, щоб їхні значення були в діапазоні між +5.0 і -5.0, щоб зменшити негативний вплив зміни рівня сигналу.

Для того, щоб масштабувати вхідні значення до  $[0,1]$ , може бути застосоване нелінійне перетворення до ЛКП і до середнього значення кожного сегмента QRS для прив'язки значень до вищевказаного інтервалу [4].

Представлено моделювання вхідних сигналів електрокардіограми, де були визначені основні інтервали та комплекси даних електрокардіограми, зокрема для попереднього визначення таких аномалій серця як гіперкаліємія та аритмічна тахікардія [5]. Саме для цих аномалій комплекси PR, QRS і ST будуть найбільш інформативними на ЕКГ, включаючи параметри часу і рівні сигналу. Як видно з таблиці 1, де представлені часові інтервали тривалості для кожного класифікованого сегмента, для визначення тахікардії достатньо визначити наявність і часовий інтервал сегменту PR.

Таблиця 3.4.

Часові параметри класифікаційних ознак

Тип сигналу	PR, s	QRS, s	QT, s
Нормальний	0.08	0.12	0.22
Тахікардія	0.03	0.1	0.23
Гіперкаліємія	0.09	0.1	0.24

Таблиця 3.5 показує рівень зміни сигналу ЕКГ. Виходячи зі зміни рівня серцевого ритму ЕКГ, можна визначити аномалії гіперкаліємії і підтвердити хворобу тахікардії. Як видно, для тахікардії значення рівня дорівнює 0, а для гіперкаліємії комплексний QT значно зростає. В таблиці II наведено результати визначення максимальних значень рівня, оскільки класифікація вхідного сигналу для певного виду захворювання виникає за рахунок визначення значень рівня кожного сегмента електрокардіограми. Максимальне значення рівнів сигналу залежить від параметрів попередньої обробки сигналу, зокрема, рівня напруги апаратної складової системи класифікатора та коефіцієнтів підсилення, тому доцільно представляти значення які отримані у відносних значеннях

Таблиця 3.5

## Класифікаційні ознаки комплексів ЕКГ

Тип сигналу	PR, pt	QRS, pt	QT, pt
Нормальний	0.12	0.83	0.3
Тахікардія	0	0.83	0.3
Гіперкалемія	0.12	0.83	0.59

Результати класифікації та відокремлення основних сегментів сигналів електрокардіограми наведені на рис.3.16 – 3.18

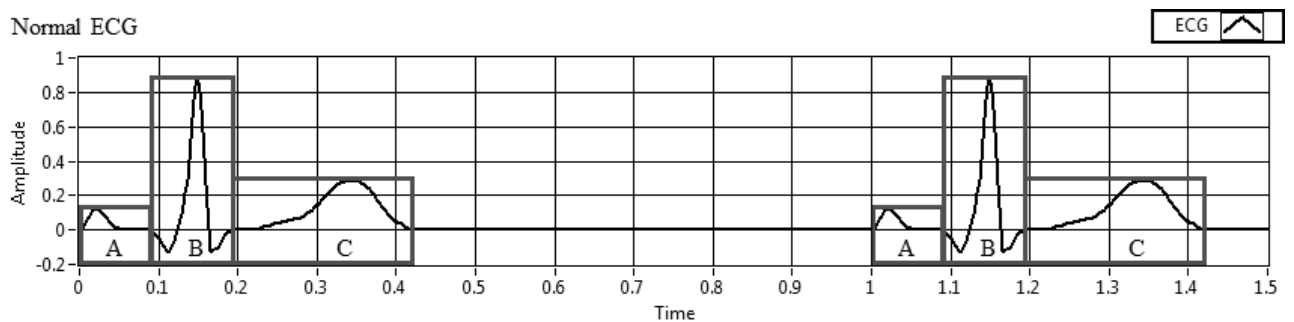


Рисунок 3.16 Результати класифікації кардіологічних комплексів без артефактів

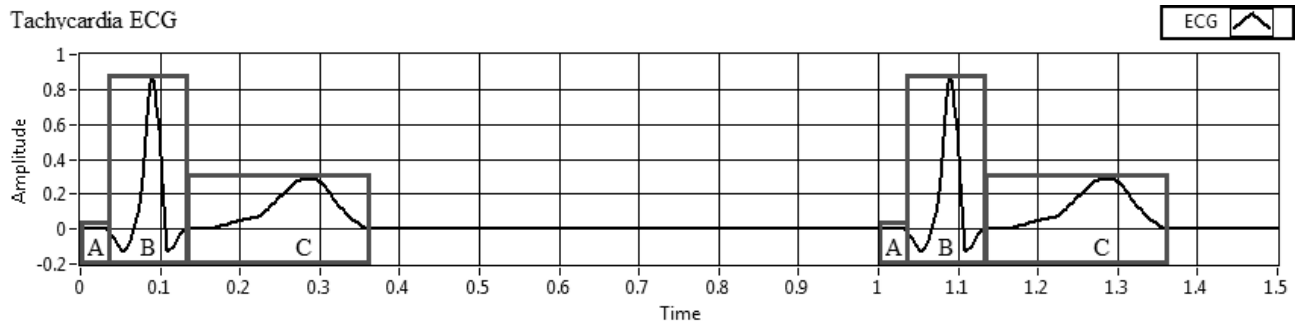


Рисунок 3.17 Результати класифікації кардіологічних комплексів з тахікардією

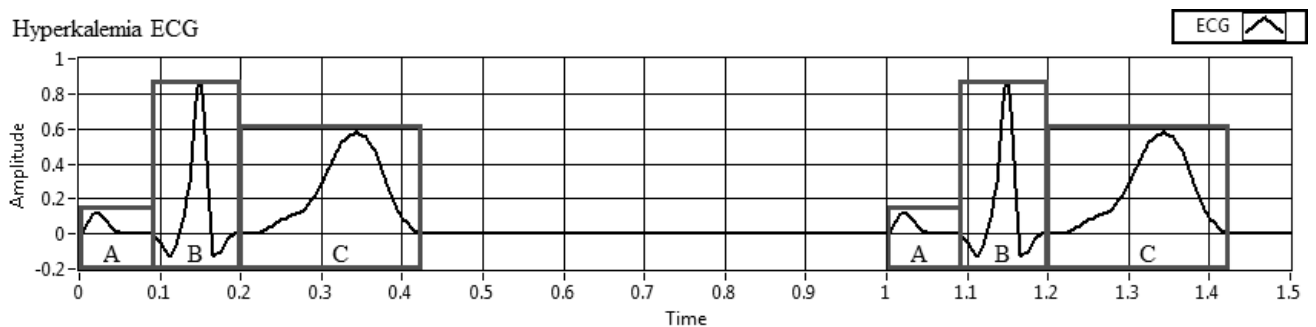


Рисунок 3.18 Результати класифікації кардіологічних комплексів з гіпокалемією

### 3.6. Висновки до розділу

1. Розроблені діючі, самонавчаючі, не вимогливі до ресурсів процесора методи попередньої обробки електрокардіограми на двох незалежних платформах програмування, а саме на мові програмування C і у вигляді віртуального інструменту в середовищі LabView.

2. Обидві реалізації підтвердили працездатність закладених в методи ідей самонавчання та адаптації на реальних експериментальних записах кардіограм. В ході розробки алгоритму було виявлено, що в зв'язку з відсутністю зручних засобів реалізації механізму успадкування пам'яті. Перевагою можна визначити що при вдалому виборі тимчасової шкали обробки, цей метод може бути реалізований з мінімальним використанням ресурсномістких операцій множення і ділення.

3. Розроблений метод забезпечує також ефективну реалізацію на основі застосування сучасних апаратних засобів.

4. Основним методом визначено метод класифікації на основі нечіткої теорії адаптивного резонансу, який реалізований у частково-паралельному алгоритмі функціонування, зокрема вибір категорії та метод роботи із пам'яттю.

## **РОЗДІЛ 4. ПРОГРАМНО-АПАРATНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ІНФОРМАЦІЙНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ.**

В четвертому розділі розроблено структуру програмно-апаратного забезпечення інформаційної технології обробки кардіосигналів, представлені програмні та апаратні реалізації засобів оброблення, показані результати обробки та аналізу сигналів електрокардіограми

### **4.1. Апаратне забезпечення інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів**

На сьогодні моделювання електронних схем є найефективнішим способом вивчення спроектованого пристрою на етапі формування його основного електричного кола. Це дозволяє виявити та усунути потенційні проблеми та недоліки в схемі пристрою на етапах проектування прототипу. Зазвичай це дозволяє обмежитись виготовленням одного-двох дослідних зразків розроблюваного пристрою, що зменшує його кінцеву вартість і час на підготовку до виробництва [1].

В основі розроблюваної системи знаходяться сукупність мікропроцесорних програмованих пристроїв і технічні засоби телемеханіки. Залежно від вимог можлива локальна передача даних через дротові канали зв'язку або їх віддалена передача за допомогою бездротових технічних рішень та інтерфейсів. Так як в системі використано протокол RS-232, існує можливість модифікувати процес передачі даних за допомогою радіомодулів. Система відповідає вимогам щодо надійності, а також забезпечує передачу даних у певному форматі кадру з такою послідовністю: символ для початку передачі даних, інформація з аналогових входів у форматі - 8 біт даних, 1 стоп-біт, символ розриву рядка, кінець передачі даних символу.

В основі розробки пристрою лежить такий фактор, як універсальність його використання, тобто можливість використання у схожих системах із



внесенням мінімальних змін у вже існуючі конструкції. У системі виділено такі рівні:

- попередньої обробки сигналів;
- обробки та аналізу сигналів, зокрема фільтрація, нейромережева класифікація.
- інтерпретації результатів;
- програмної обробки, здійснює обробку даних на основі інтелектуальних алгоритмів;

Структура програмно-апаратного забезпечення інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів представлена на рисунку 4.1.

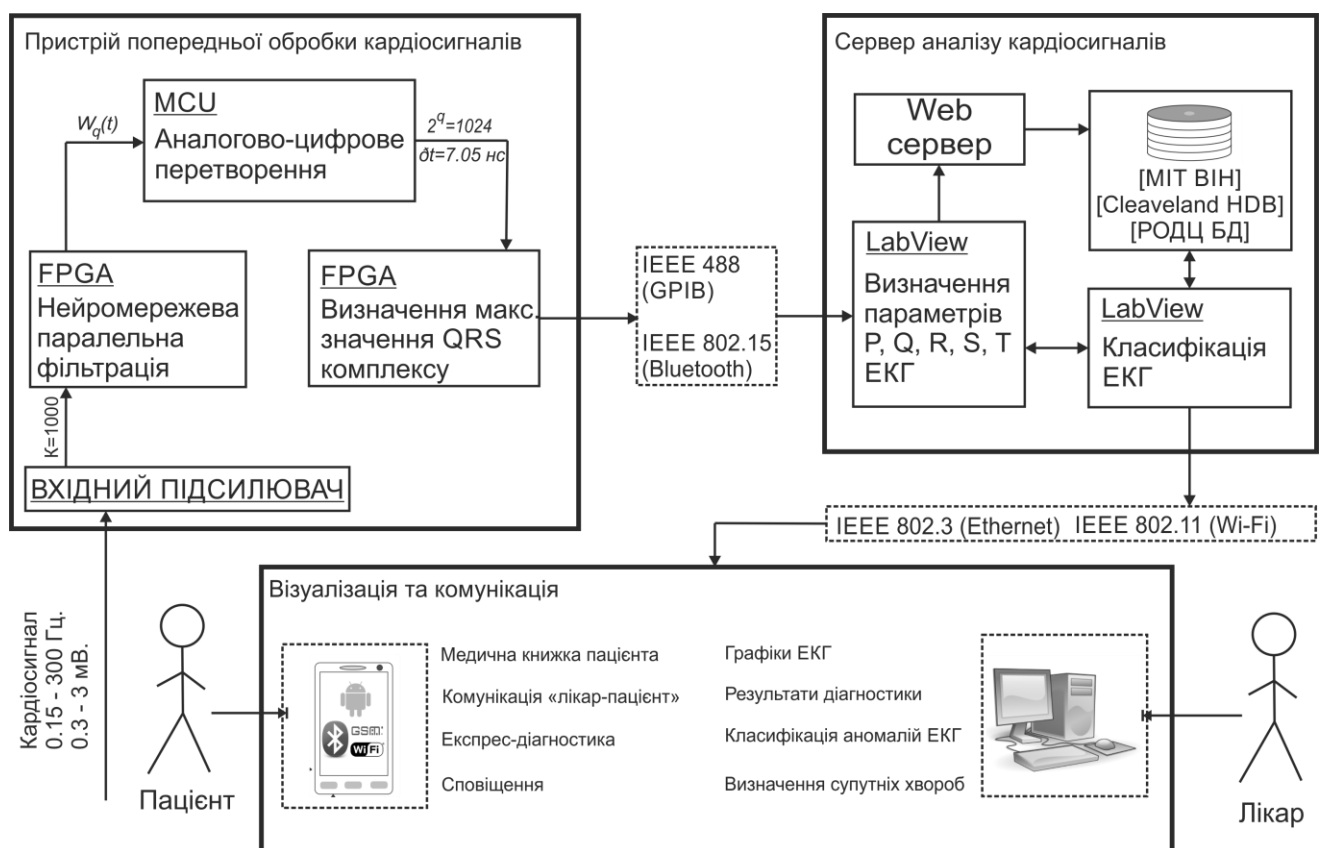


Рисунок 4.1 – Структура програмно-апаратного забезпечення інформаційної технології обробки кардіосигналів

Грунтуючись на попередніх дослідженнях, виявлені обмеження системи, а саме, недостатня пропускна спроможність існуючих відкритих протоколів передачі даних. Тому, для визначення впливу цього фактору проведено моделювання процесів передачі даних попередньої обробки сигналів із

визначенням показників завантаження окремого елемента системи. Реалізовано програмне забезпечення для аналізу кардіосигналу, приклад робочої області аналізу сигналів представлено на рисунку 4.2. Для зручної взаємодії у вигляді «лікар-пацієнт», реалізований web-сайт для візуалізації та інтерпретації досліджуваних кардіосигналів, дистанційного моніторингу стану пацієнтів та надання медичних консультацій без необхідності фізичної присутності, приклад web-сторінки із візуалізацією кардіосигналу представлений на рисунку 4.18.

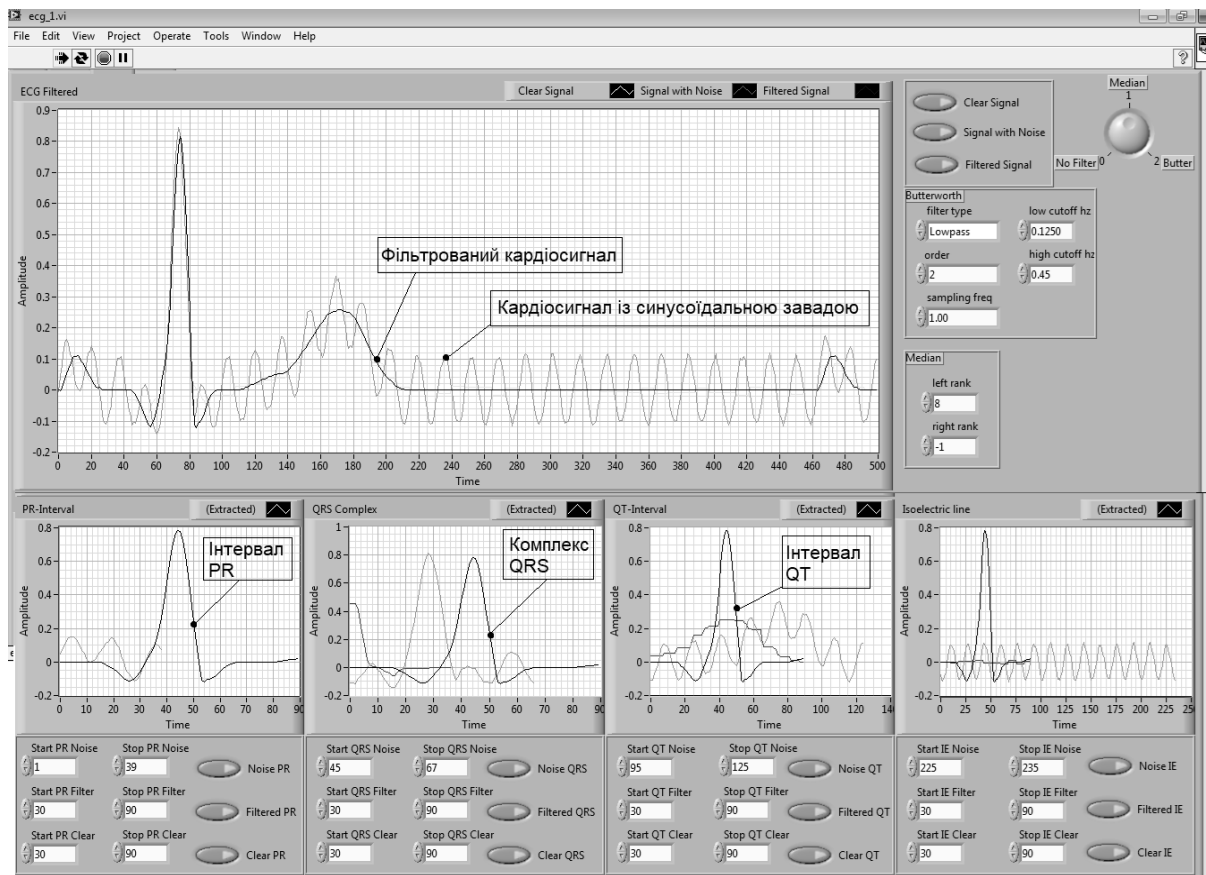


Рисунок 4.2 – Приклад основного вікна програми аналізу кардіосигналів

Як видно із представленого рисунка, додаток верхнього рівня розділяє комплексний сигнал на складові: PR-інтервал; QRS комплекс; QT-інтервал; додатково визначає і формує ізоелектричну лінію.

Структурно-функціональна схема апаратного забезпечення інформаційної технології обробки кардіосигналів представлена на рис. 4.3.

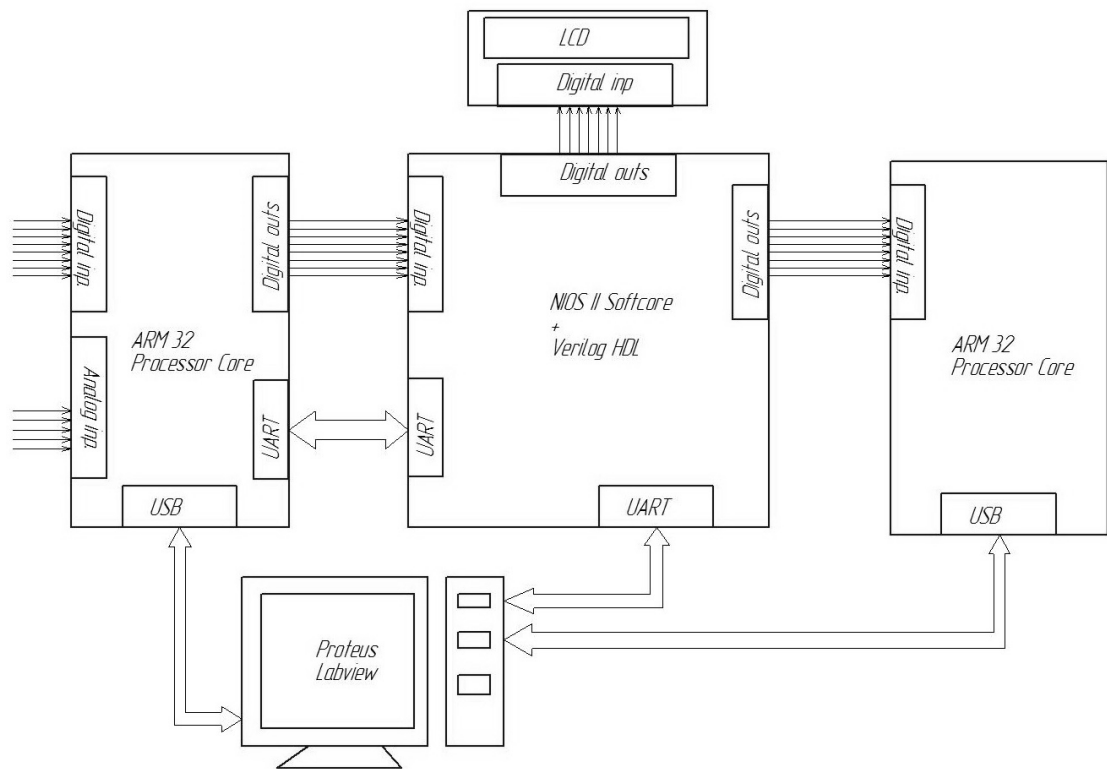


Рисунок 4.3 – Структурно-функціональна схема апаратного забезпечення інформаційної технології обробки кардіосигналів

#### 4.1.1. Засоби попередньої обробки кардіосигналів

Для реалізації початкового етапу обробки кардіосигналу необхідно розробити та реалізувати мікропроцесорні пристрої, задачею яких буде первинний збір сигналів, аналогово-цифрове перетворення та подальшу передачу до системи обробки та аналізу. Для цього необхідні два типи пристроїв. Пристрій керування – виконує задачі загального контролю роботи системи, аналіз станів елементів системи та резервування. Максимальна можлива кількість таких пристроїв в системі складає 128.

- Концентратор даних – виконує задачі збору та опрацювання даних з програмно обмеженої кількості пристроїв і передачі команд керування на всі підключені пристрої по радіоканалу, виведення даних на рідкокристалічний індикатор, а також обмін даними з автоматизованим робочим місцем по інтерфейсу RS-232.

Завдання пристрою зводиться до визначення станів аналогових входів та зміни сигналу на цифрових виходах в залежності від значення вхідних сигналів від контактних давачів збору біомедичних сигналів.

Розроблюваний пристрій має наступні технічні характеристики:

- Напруга живлення - 5В ;
- Частота внутрішнього тактового генератора - 400 кГц;
- Сигнал на виході керування – 220 В;
- Наявність комунікаційного інтерфейсу - RS-232;
- Швидкість передачі – 9600 біт/с;

Для реалізації поставленої задачі необхідно: 3-цифрових виходи (1-керування і 2 - індикація), 1 – аналоговий вхід для підключення давача рівня, 2 лінії необхідно для підключення до модуля USART радіо модуля. Для живлення використовується 2 контакти. Отже мінімальна кількість виводів мікроконтролера – 8. Для живлення пристрою використовується блок живлення постійної напруги 5В. На основі проаналізованих даних про кількість входів і виходів пристрою та їх призначення побудована структурна схема, представлена на рис. 4.4

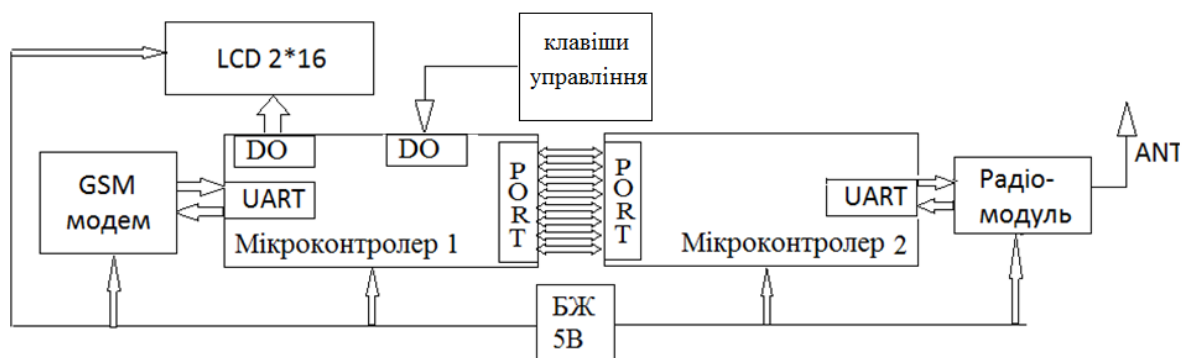


Рисунок 4.4 - Структурна схема концентратора даних

Пристрій обробки та концентрації даних проєктовано на основі мікроконтролерів PIC18F4620 виробництва та сімейства Microchip. Один з яких збирає інформацію з давачів і передає керуючі команди по радіоканалу, а інший, при необхідності, передає зібрані дані на по послідовному інтерфейсу,

причому з кожного можна зчитати дані завдяки послідовному комунікаційному порту (модуль USART) в обох мікроконтролерах. Обмін даними між контролерами відбувається по паралельному інтерфейсу використовуючи восьмибітний інформаційний порт, а також додаткові біти для розділення даних. На додаток до збору даних, концентратор надсилає команди та реалізує управління за допомогою кнопок управління та відображає поточний стан системи на рідкокристалічному дисплеї. У реалізованому пристрої мікроконтролер 1 має 7 ліній вводу / виводу для роботи з РК-дисплеєм, 2 лінії для підключення до модуля USART, 10 ліній вводу / виводу для зв'язку з мікроконтролером 2, 5 контактів для підключення кнопок управління, 2 контакти використовуються для живлення. Таким чином, загальна кількість контактів мікроконтролера 1 становить 36. А мікроконтролер 2 (для роботи з радіомодулем) має 2 лінії для підключення радіомодуля та 10 вводів/виводів для обміну даними з мікроконтролером 1, а також 2 контакти для подачі живлення. Сумарна кількість контактів для мікроконтролера 2 рівна 14. Для первинного налаштування та відлагодження програмної складової пристрою використовується спеціалізована відлагоджувальна плата. Вигляд відлагоджувальної плати із мікроконтролером представлено на рис. 4.5.

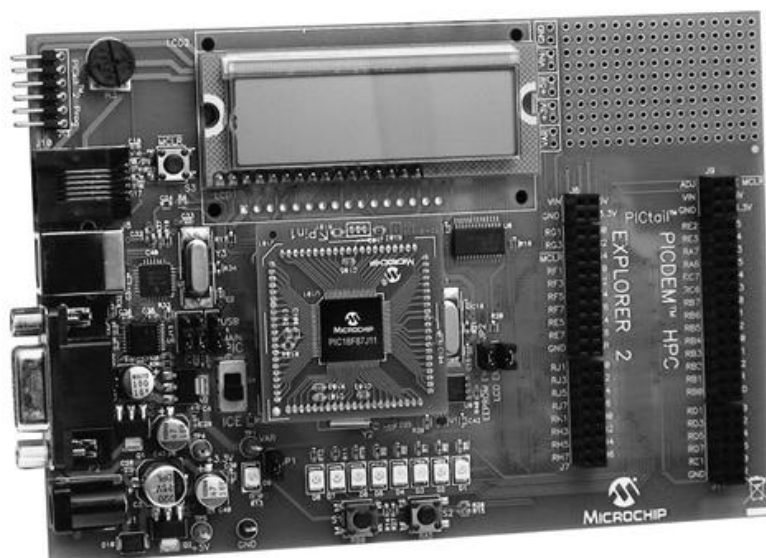


Рисунок 4.5 - Загальний вигляд мікропроцесорної відлагоджувальної системи

Основні характеристики представлені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1.

Основні технічні характеристики відлагоджувальної плати PICDEM

Процесор	Microchip PIC18F4620
Оперативна пам'ять	4096 МВ
Com порти	RS-232
Частота роботи	40 МГц
GPIO	40

Для проведення комплексного комп'ютерного моделювання роботи системи, необхідно провести інтеграцію схем, розроблених в П.3.1, П.3.2, П.3.3 та П.3.4 із існуючим апаратним забезпеченням. Для розроблена схемотехнічна модель мікропроцесорного пристрою попередньої обробки кардіосигналів. Для створення схемотехнічної моделі були використані основні елементи які дозволяють перевірити достовірність отриманих даних під час моделювання на основі інформаційної моделі. Схемотехнічна модель представлена на рис. 4.6.

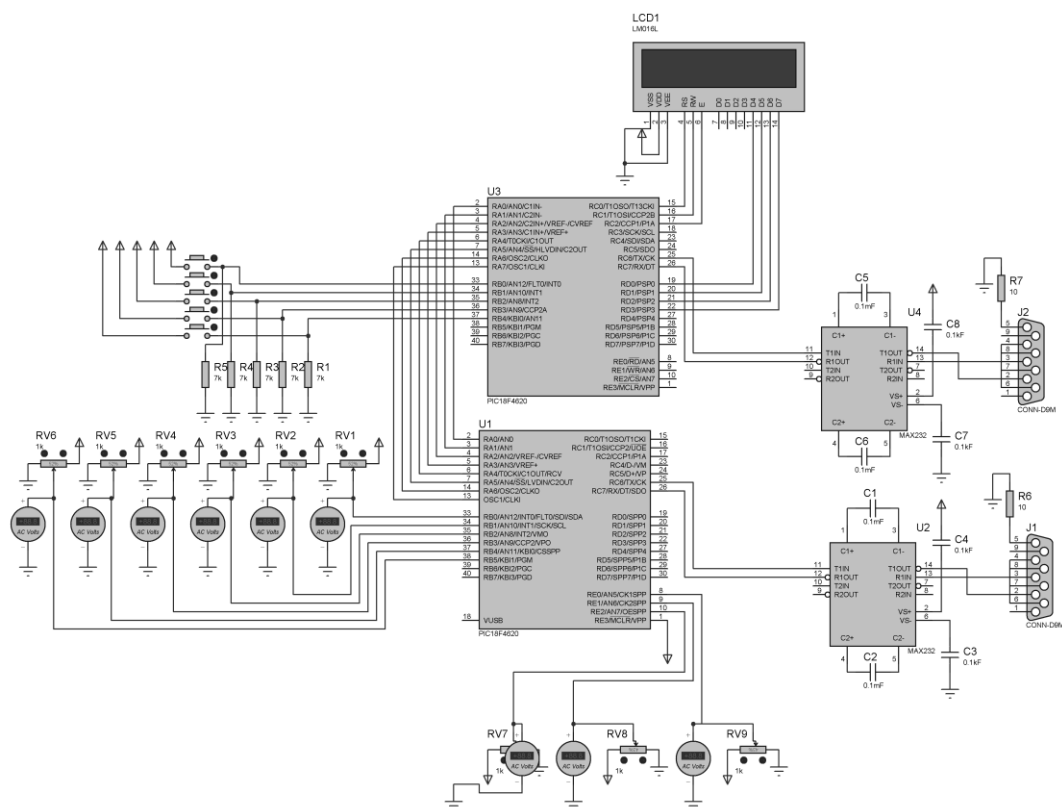


Рисунок 4.6 - Схемотехнічна модель мікропроцесорної системи збору та обробки кардіосигналів

Аналоговий сигнал, який імітує значення кардіосигналу з контактних давачів, поступає на відповідні входи МК 1, обробка здійснюється за допомогою мікропрограми у внутрішній пам'яті МК. Модель складається з 2 мікроконтролерів PIC18F4620, 8 аналогових входів, 2 схем MAX232, 5 кнопок, дисплея, а також 2 послідовних інтерфейсів. Після проведення первинного збору та аналогово-цифрового перетворення, цифрові значення кардіосигналу передаються через послідовний інтерфейс у вигляді кадрів, що в свою чергу являють собою послідовний набір інформаційних бітів.

Після проведення моделювання нами були отримані дані, що підтверджують результати моделювання по інформаційній моделі, які представлено на рисунках 4.7 та 4.8.

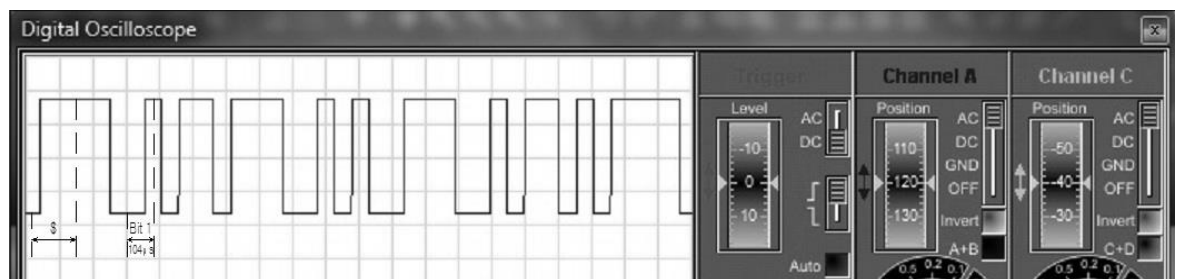


Рисунок 4.7 - Діаграма передачі кадру інформації

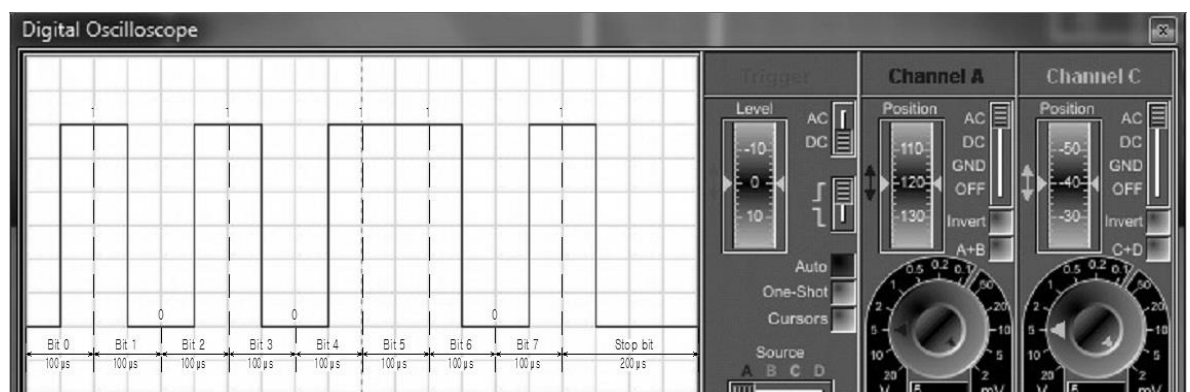


Рисунок 4.8 - Діаграма передачі байту інформації

На рис. 4.7, 4.8 зображено режим передачі даних по послідовному інтерфейсу при підключенні пристрою управління до концентратора даних, що відображається світлодіодним індикатором. Як видно з рис. 4.7 при даному

режимі формується послідовність імпульсів на вході в послідовний інтерфейс, що підтверджує відповідність розробленої принципової схеми згідно із поставленою задачею, а також універсальність даної системи, оскільки її можна застосовувати до різних процесів, де необхідно проводити первинний збір та передачу даних від давачів. На основі отриманих даних, можна прогнозувати швидкість обміну між елементами системи, оскільки для процесу класифікації електрокардіограми використовується паралелізована нечітка ТАР, тому швидкість обміну даними є особливо критичною для забезпечення режиму реального часу обробки кардіосигналу

#### **4.1.2. Засоби аналізу кардіосигналів**

##### *Функціональні схеми аналогових та цифрових пристроїв*

Функціональні схеми цифрових пристроїв реалізуються за допомогою АЦП та логічних інтегральних схем окремих функціональних блоків. Сучасні технології дозволяють отримувати тривалості середніх затримок таких інтегральних схем, які не перевищують 5 нс [128]. Існуючі засоби дозволяють моделювати, створювати нейронні функціональні схеми та програмувати цифрові нейрочіпи на основі таких нейропроцесорів. Більшість засобів будуються на основі багат шарової типу feedforward архітектури та мереж Хопфілда. Тактова частота нейропроцесорів досягає одиниць МГц і постійно зростає. Такого типу нейропроцесори дозволяють будувати різноманітні паралельні структури такі, як дерева, кільця, сітки та ін.

Зокрема, нейропроцесор NM6403 дає можливість моделювати нейронну мережу практично необмеженої розмірності у вигляді багат шарової структури. Кожний з шарів містить перемножувачі, суматори та кусково-лінійні активаційні функції. Нейропроцесор може використовуватись в якості базового блоку для виконання паралельних обчислень [129]. Загальний розмір даних, які містяться в одному векторі вхідних даних, дорівнює 64 бітам. Параметри елементів шару програмуються на мові Assembler. Нейропроцесор забезпечує одночасне виконання двох процесів: виконання багатократної обробки вектора



поточних даних та завантаження матриці вагових коефіцієнтів для обробки вектора наступних даних. При цьому дані можуть оброблятися і в скалярному вигляді. Структура нейропроцесора NM6403 дозволяє обробляти наступний вектор вхідних даних паралельно з обробкою вектора попередніх даних. Нейропроцесор дозволяє обробляти до п'яти векторів та один скаляр одночасно.

Система К нейропроцесорів NM6403 моделює нейронну мережу у К разів швидше, ніж один нейропроцесор. Головна операція, яка виконується при цьому - перемноження-накопичення. Тактова частота нейропроцесора дорівнює 50 МГц. Процесор здатний обробляти дані змінної довжини та збільшувати швидкість обробки при зменшенні довжини даних. Це дає можливість знаходити оптимум між точністю даних та швидкістю обчислень. Висока швидкість та потужний інтерфейс дозволяють використовувати NM6403 в нейронно-мережевих прискорювачах для РС та застосовувати, як базовий елемент у високопаралельних нейрокомп'ютерних системах.

#### *Архітектура апаратної реалізації мережі на основі FPGA*

Реалізація багатьох рекурентних нейронних мереж, як правило, моделюються за допомогою програмного забезпечення, але швидкість обробки в цьому випадку може бути не досить швидкою, щоб задовольнити вимоги реального часу. Таким чином, мікропроцесори і процесори цифрової обробки сигналів, не підходять для паралельних обрахунків. Цифрова реалізація порівняно з аналогами безперервного часу демонструють більш високу точність обробки сигналів, кращу відтворюваність, більш низьку чутливість шуму, високу гнучкість і надійність, а також сумісність з іншими типами препроцесорів [25].

Сучасна реалізація цифрових нейронних схем може бути реалізована на основі FPGA, на базі DSP або ASIC. Так як, реалізації на основі DSP є послідовними за структурою, вони не підтримують паралельну архітектуру схеми, представленої на рис. 1. Реалізації на основі ASIC можуть

використовуватися для апаратної реалізації схеми, хоча дані технології не мають можливості повторного реконфігурування, наприклад, для підвищення продуктивності схеми. Через відносно високу потужністю, високу щільність, короткий цикл проектування і короткий час виходу продукту на ринок, FPGA стає найбільш використовуваною мікроелектронною технологією в багатьох додатках представлених в [26]. Розмір та швидкість FPGA перебиває низьку вартість логічних пристроїв та пам'яті [27] - [30]. Крім того, технічна реалізація на основі FPGA досягає такої точності, як і з традиційними рішеннями, заснованими на комп'ютерах загального призначення. Для технічної реалізації схеми, цілком задовільняють апаратні засоби основані на реконфігурованих FPGA, оскільки паралельна структура FPGA відповідає топології схеми і забезпечує гнучкість у реконфігурації. FPGA, як апаратне забезпечення для реалізації може бути вибрана тому, що поєднується в собі переваги перепрограмування процесорів загального призначення з паралельними обрахунками і швидкість роботи. Такі обчислювальні характеристики схеми, як модульність і динамічна адаптація можуть бути реалізовані в апаратних засобах FPGA. Архітектура схеми і алгоритм навчання може бути реалізований на чіпі FPGA, таким чином, за допомогою FPGA, схема може бути реалізована завдяки паралельним обчисленням в реальному часі [31], [32].

Використаємо FPGA Altera Cyclone чіп III EP3C16, яка представлена на рис.4.9, разом із багатоядерною та софтпроцесорною технологією. Використовуючи HDL мову, опишемо входи\виходи системи, логічні блоки, арифметичні і т.д. У спрощеній формі, опис компонентів в VHDL складається з специфікації інтерфейсу і специфікації архітектури [23], [33], [34].

Фінальна модель VHDL для схеми була розроблена з трьома модулями в одному пакеті. Після опису цифрової системи в VHDL необхідно провести симуляцію коду VHDL з двох причин. По-перше, ми повинні перевірити, чи правильно реалізується код VHDL в розробленому проекті. По-друге, ми повинні перевірити, що конструкція відповідає своїм специфікаціям.

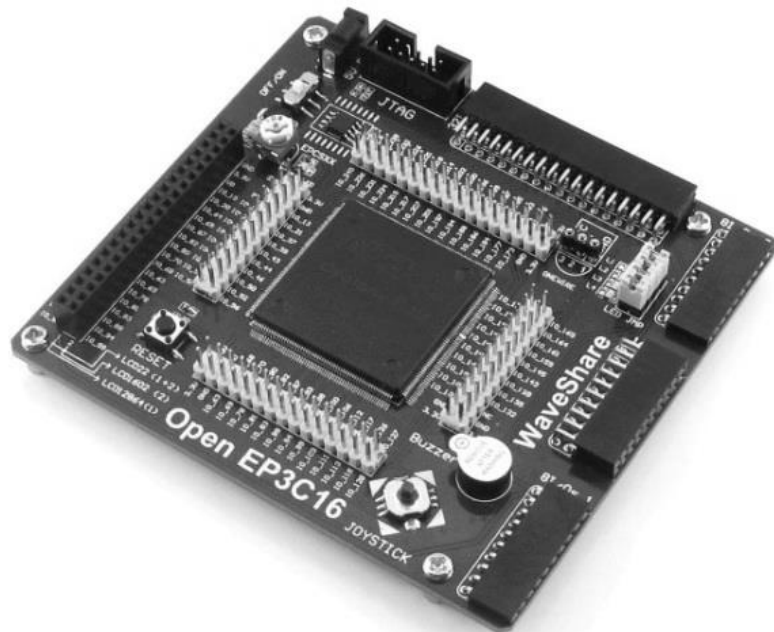


Рисунок 4.9 – Зовнішній відлагоджувальній платі на основі FPGA

Комп'ютерне моделювання використовується для перевірки коду VHDL, на основі розроблених тестових моделей [34].

Технічно верхній рівень містить опис існуючих входів і виходів системи, які гальванічно з'єднані до відповідного порту мікросхем FPGA. У відповідності з описом, представленим на рис. 4.9, визначається максимальний і мінімальний рівень сигналів, які обробляються в робочому режимі. У разі обробки значень масив даних, повинні бути описані процедури для виділення відповідних комірок пам'яті, які, в свою чергу, повинні бути синхронізовані із використанням загального джерела тактових імпульсів.

Запропонована схема складається з нейронної архітектури, опису активаційної функції та розробки мережевої архітектури. Оскільки потоки даних в системі вимагають паралельні обчислювальні можливості, було вибрано для реалізації архітектуру множник / аккумулятор, яку показано на рис. 4.10.

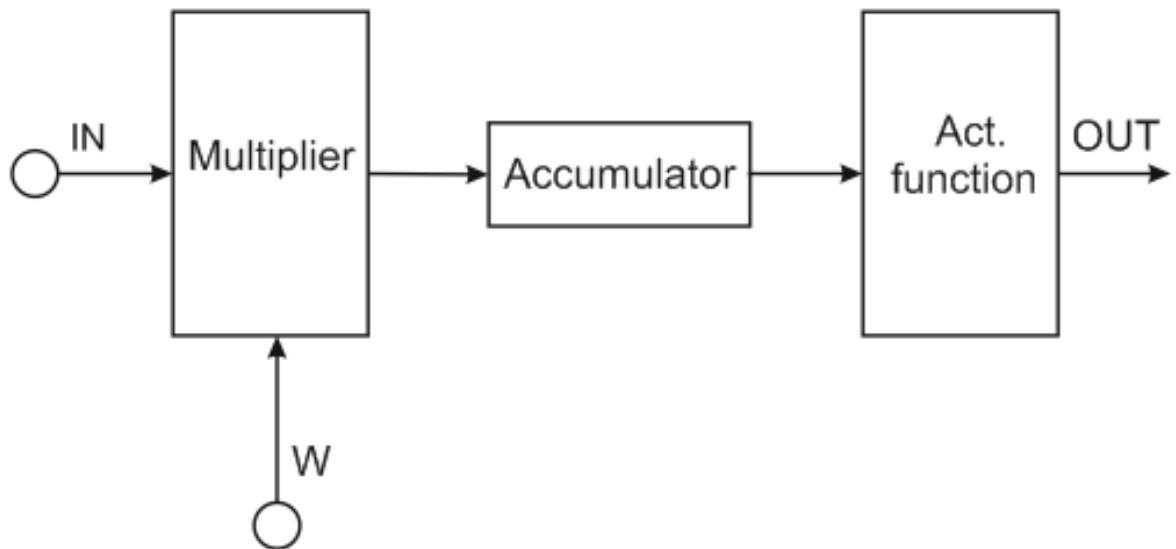


Рисунок 4.10 - Архітектура множника/акумулятора

Структура сприймає входи послідовно, примножує їх з відповідним значенням вагів і накопичує їх суму в регістрі зсуву. Процеси синхронізуються тактовим імпульсом, який є основним засобом тактування всієї схеми.

Здійснення повністю паралельної мережі можливе лише із використанням FPGA. Повністю паралельна мережа є досить швидкою, але негнучкою, це відбувається тому, що число базових арифметичних блоків має дорівнювати числу з'єднань в мережі.

Всі модулі для розробленої моделі складені з метою тестування, аналізу та синтезу, розміщення й трасування, перевірки коду та комп'ютерного моделювання за допомогою програмного забезпечення Quartus II. Моделювання є найбільш важливою частиною для VHDL апаратного моделювання. Цей процес також є одним з найскладніших процесів. На рис. 4.11 представлена схема мережі KWTA

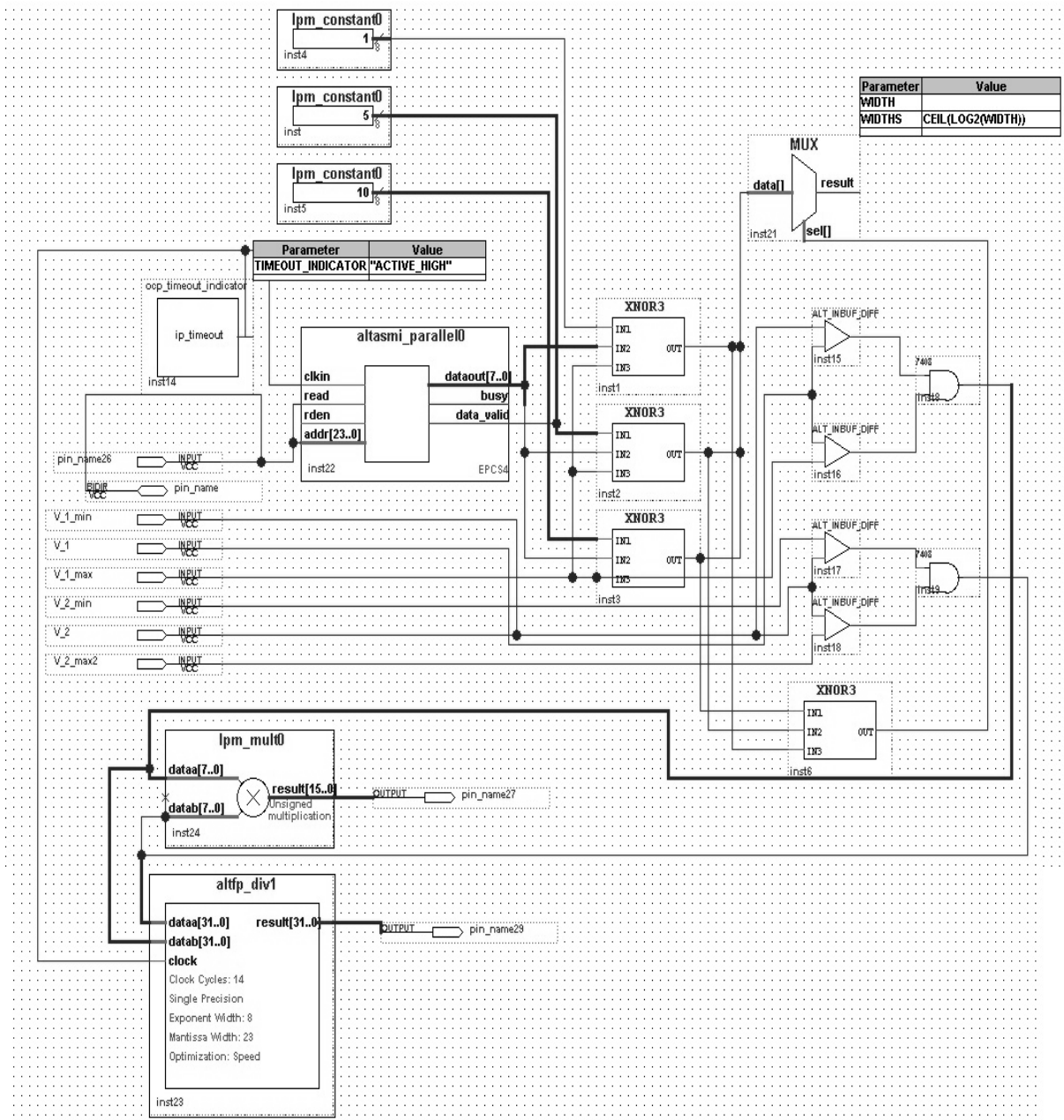


Рис.4.11 - Схемотехнічна реалізація структурно-функціональної схеми цифрової нейронної схеми представленої в [21], [22].

Представлена схема включає схематичний опис основних елементів, використуваних у проекті. Для обробки дискретизованих сигналів використано восьмибітний однонаправлений інтерфейс, підключений до зовнішнього аналого-цифрового перетворювача. Так як величина рівня сигналу не повинна перевищувати рівень прикладеної напруги, реалізований обмежувач напруги. Грунтуючись на рис. 4.10 проект містить суматори, мультиплікатори, інтегратори, перемикачі та, як показано на рис. 4.9, зовнішні

джерела живлення, які описані у верхній частині проекту. Обмін даними здійснюється з використанням послідовного інтерфейсу та протоколу RS-232. Основні обмеження стосуються пропускну здатності каналу та виправлення помилок передачі.

Для пришвидшення основних математичних операцій, розроблені оптимізовані схеми заміщення на основі операційних підсилювачів, транзисторів, схемотехнічних ключів та допоміжних аналогових компонентів. Відповідна схема заміщення знаходження абсолютного значення представлена на рис. 4.12

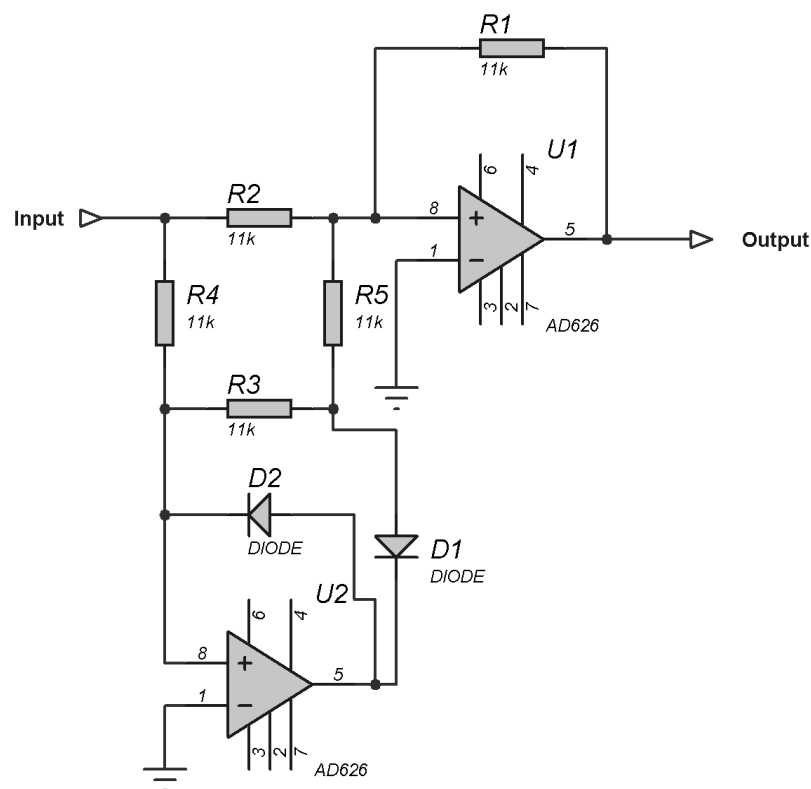


Рисунок 4.12 - Схемна модель операції абсолютного значення

Із схеми можна зробити висновок, що оптимізація та пришвидшення роботи відбувається за рахунок використання прецизійних компонентів, зокрема операційних підсилювачів AD 626 та швидкодіючих напівпровідникових діодів.

Схема заміщення для операції ділення представлена на рис. 4.13

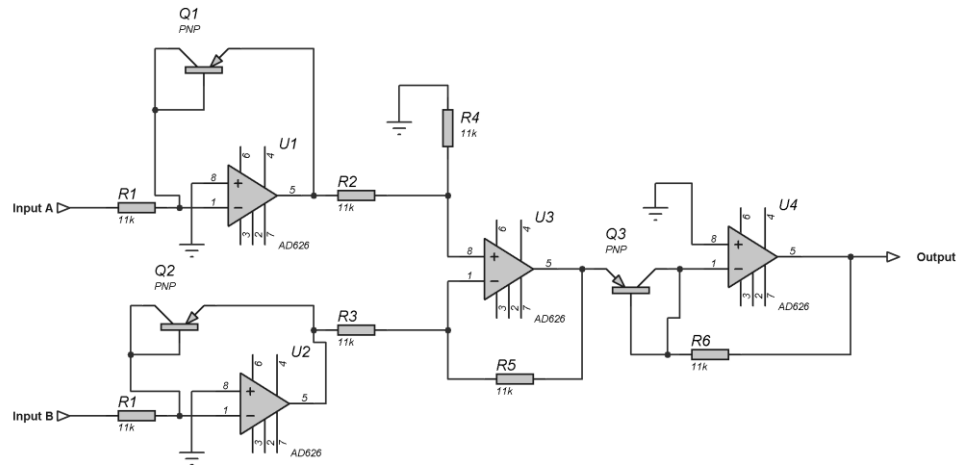


Рисунок 4.13 - Схемна модель операції ділення

Як видно із представленої схеми, два сигнали подаються одночасно на інвертуючі входи прецизійного операційного підсилювача AD 626, що в подальшому проходять декілька каскадів обробки, керування каскадами відбувається за допомогою р-п-р транзисторів.

Оптимізована схема заміщення операції сумування представлена на рис. 4.14

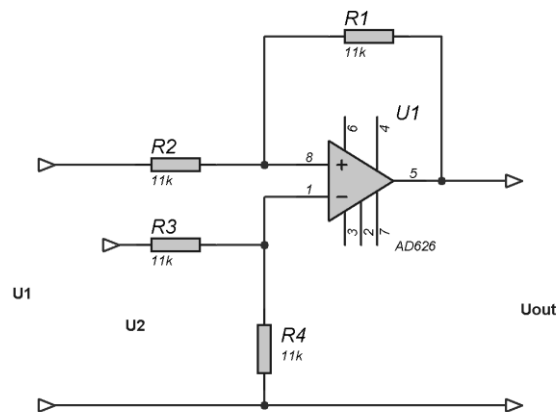


Рисунок 4.14 - Схемна модель операції сумування

Оскільки операція сумування не є складною для реалізації, оптимізація спостерігається за рахунок використання швидкодіючих та прецизійних схемотехнічних компонентів.

## 4.2. Розроблення технічних та програмних засобів для реалізації серверної частини системи

Повну графічну блок-діаграму обробки та аналізу кардіосигналів наведено на рис. 4.20. Варто зауважити, що блок-діаграма розроблена із використанням спеціалізованої системи візуального програмування та проектування NI Labview [9]. Особливістю є використання модулів обробки та фільтрації сигналів, модуля роботи в режимі реального часу, та інтегровані можливості паралельної обробки даних.

Як видно із представленого рисунка, додаток верхнього рівня класифікує комплексний сигнал на складові: PR-інтервал; QRS комплекс; QT-інтервал; додатково визначає і формує ізоелектричну лінію. З цієї панелі здійснюється вибір файлу вихідних даних архіву кардіограм, управління програмою і зміна її параметрів. У верхній частині панелі відображаються вихідні тимчасові ряди кардіограми, а в нижній результати обробки. Крім того, у верхній частині панелі в цифровому вікні відображаються значення середнього періоду  $T_{mid}$  і значення середньоквадратичного відхилення від середнього  $s_T$  для всіх записів. Результати обробки представлені вертикальними відрізками. Положення відрізка на осі часу відповідає виявленому екстремуму, а висота - амплітуді щодо середнього рівня запису. Пунктирні, переважно горизонтальні, лінії відповідають мінімальним, середнім і максимальним значенням використовуваним для виділення екстремалів.

Для проведення інтеграції розроблених апаратних та програмних засобів, була розроблена структура інформаційної системи обробки кардіосигналів, схематичне зображення якої наведено у додатку А. Як видно із представленої схеми, інформаційна система це сукупність апаратних та програмних засобів для організації взаємодії між медичною установою та пацієнтом. Дані, які знімаються контактними давачами, обробляються і передаються на серверну частину за допомогою провідного, або безпроводного зв'язку для подальшої обробки та аналізу нейромережевими засобами.



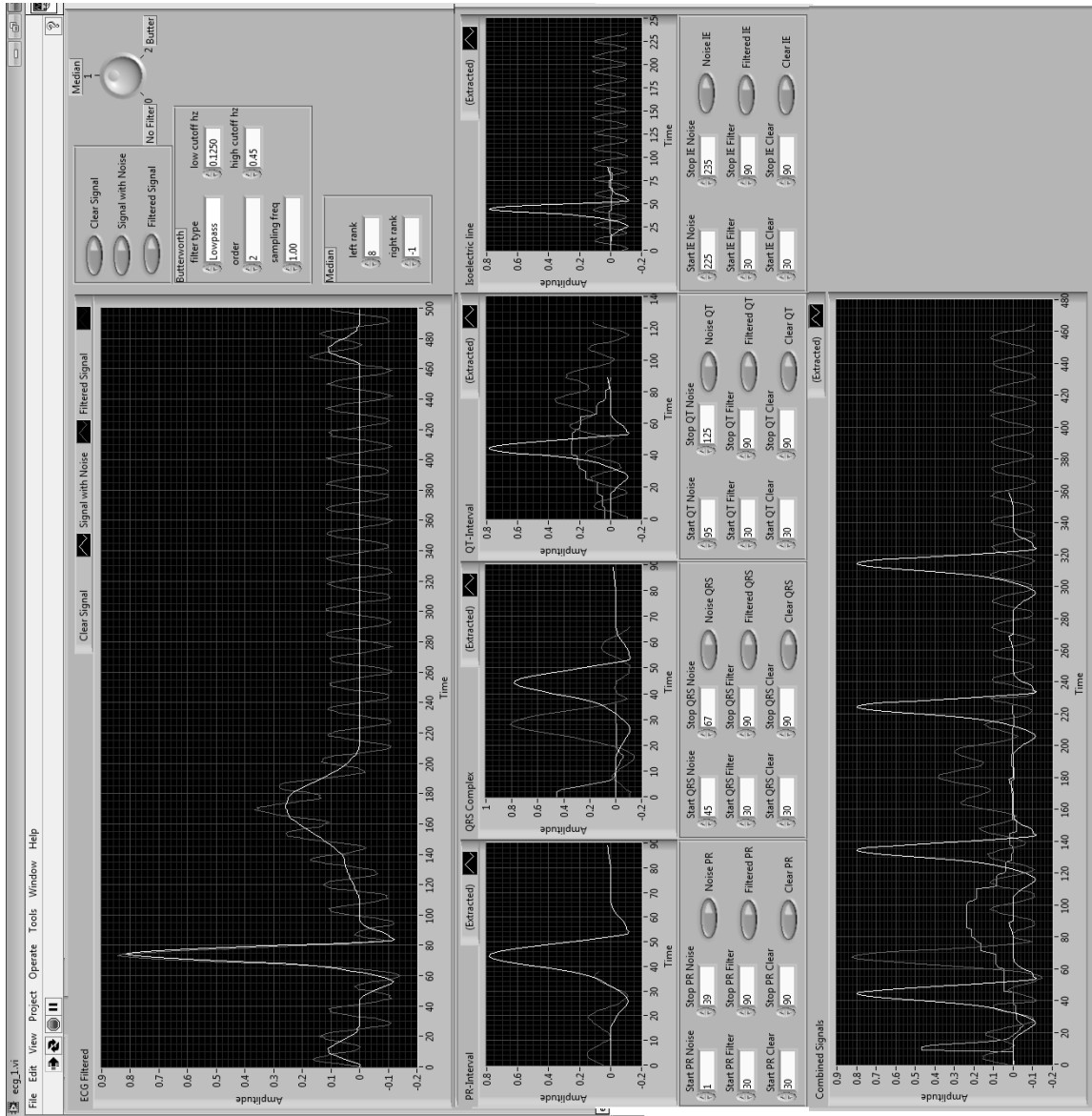


Рисунок 4.15. - Приклад основного вікна програми аналізу та

Далі інформації зберігається на сервері у базі даних медичної установи. Для інформування пацієнта із результату, пропонується розробка веб-орієнтованої системи взаємодії.

Аналіз технічного завдання, а також вимог програмного забезпечення серверної частини системи нейромережевої обробки біомедичних сигналів дав змогу робити висновки про вимоги до апаратного забезпечення серверної частини системи.

Оскільки система орієнтована на пришвидшення комунікації між користувачами, деякі з яких будуть користуватись системою не постійно (пацієнти) постає потреба в спрощенні доступу до системи. Також, важливим параметром для цієї системи є кросплатформеність, тобто підтримка багатьох операційних систем. Максимально просто і ефективно цього можна добитись завдяки використанню веб-системи.

З іншого боку CSV формат кардіограми містить велику кількість показників та перенесення побудови графіка на сторону сервера по цим даним пришвидшить роботу на стороні клієнта, проте при великій кількості клієнтів призведе до потреб в дороговартісному серверному обладнанні для обробки всіх результатів. На рис. 4.16 зображено блок-схему алгоритму конвертації CSV файлу та побудову графіку електрокардіограми.

Саме тому було обрано в архітектурі клієнт-сервер підхід, що має назву товстий клієнт. Та вирішено максимально пришвидшити роботу завдяки проектуванню системи, що дозволило мати системі розширену функціональність незалежно від центрального сервера, а робота з обробки і подання цих даних переноситься на машину клієнта.

При виборі мови програмування та середовища розробки також важливим було доступність системи для розробки та простота в підтримці та оновленні. Вибір веб-орієнтованої системи спрощує оновлення оскільки оновлюється лише сервер і це не потребує жодних дій на стороні клієнта.

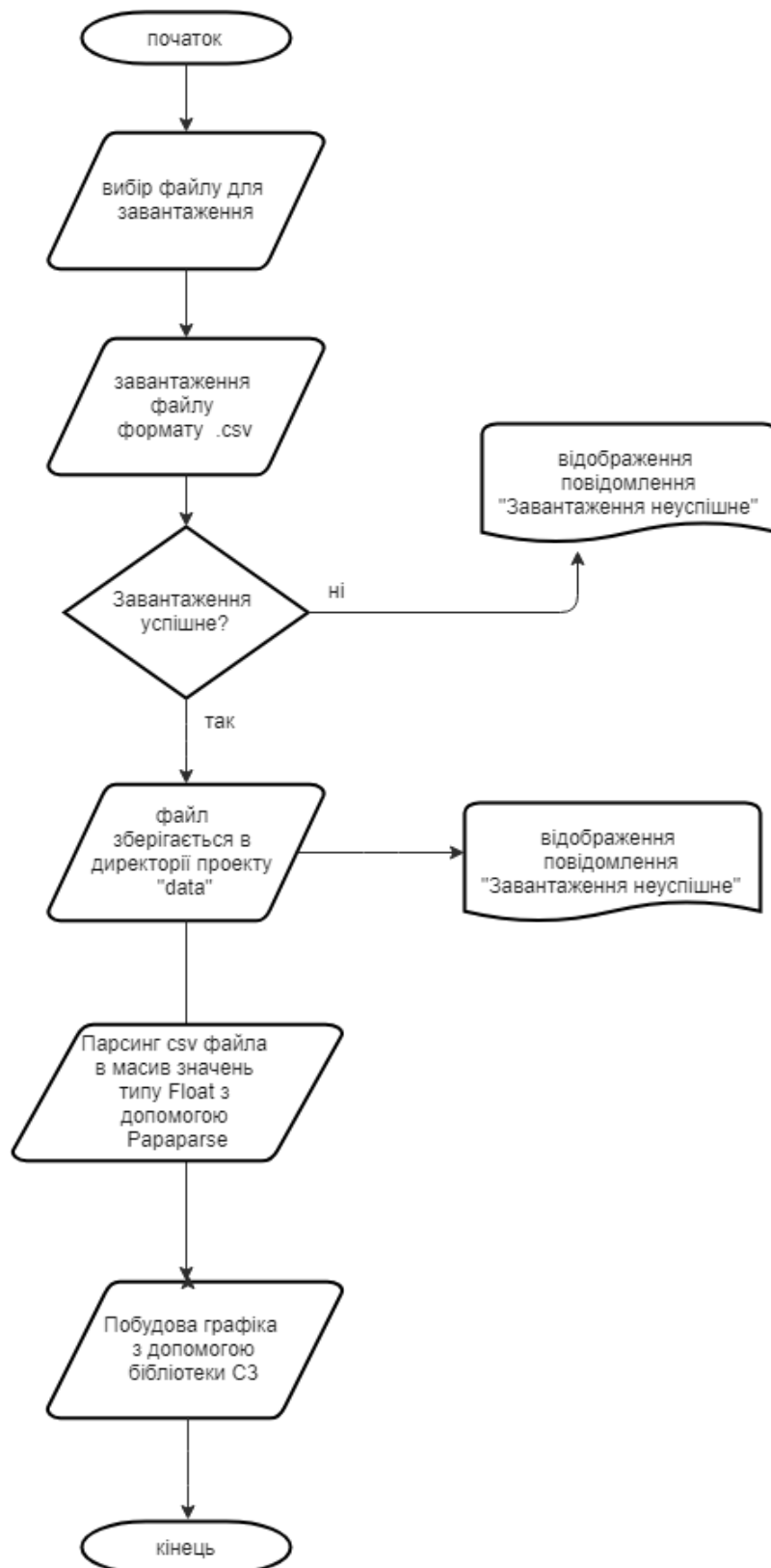


Рисунок 4.16 - Алгоритм конвертації та побудови графіку електрокардіограми за даними .csv файлу

#### 4.2.1. Розробка логічної моделі роботи веб-орієнтованої системи

Для організації зручного користувацького інтерфейсу «лікар-пацієнт», була зпроектувана логічна модель web-системи, виділені наступні сутності: Кардіограма; Лікар; Пацієнт; Візит; Окрема сутність містить свій власний набір атрибутів, що використані в проєкті. Функції системи, що розробляється, та її користувачів відображаємо діаграмою використання та застосування системи. В результаті розподілу користувачів по ролям, отримуємо наступні ролі: пацієнт-лікар; лікар-лікар; лікар-пацієнт.

Користувач- пацієнт має права на перегляд призначень лікарем, перегляд процедур закріпленим за ним лікарем, перегляд описаних кардіограм. Користувач-лікар має права на завантаження кардіограми, редагування існуючих кардіограм, відправку кардіограм пацієнту, додавання опису до кардіограм, створення призначень для пацієнта.

##### *Блок-схеми роботи системи та загальні положення*

На рисунку 4.17 показана схема роботи системи коли в ролі користувача виступає пацієнт, показана схема роботи системи коли в ролі користувача виступає лікар. Як видно із представлений блок-схем, для кожної ролі, «лікар» або «пацієнт» існують різні сценарії роботи. Зокрема роль «пацієнт» дозволяє отримувати інформативні дані по обстеженню за результатами обробки кардіосигналів, враховувати їх для планування діагностичних візитів і т.д. Роль «лікар» отримує доступ до отриманих кардіосигналів, їхній попередній аналіз, та при потребі доповнити, скорегувати або замінити автоматично визначені параметри.

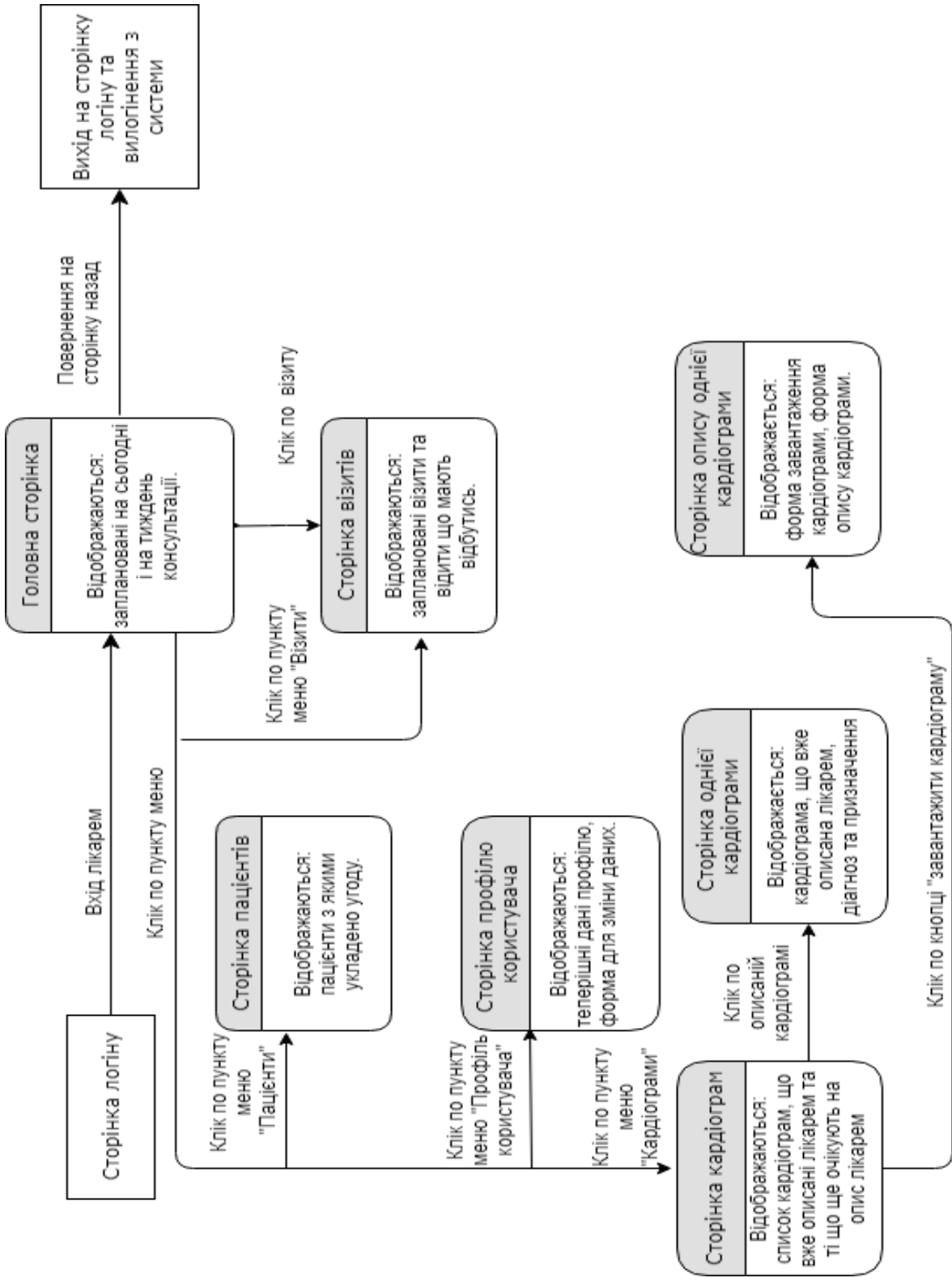


Рисунок 4.17 – Блок-схема роботи системи під роллю лікаря.

### *Модуль графічного представлення сигналу*

На сторінці відображаються таблиці: таблиця «Кардіограми, що очікують на опис» (відображаються всі кардіограми, що ще не описані для конкретного користувача його лікарем) та «Описані кардіограми» (відображаються всі кардіограми, що вже описані для конкретного користувача його лікарем).

Для кожної кардіограми відображається: дата та час; прізвище та ініціали лікаря; назва послуги – «Кардіологічне ЕКГ дослідження»; примітки за наявності; «Описані кардіограми» (відображаються всі кардіограми, що вже описані, відповідно до рис. 4.18. Для описаних кардіограм окремо відображається кнопка «Переглянути», що веде на сторінку описаної кардіограми. При натисненні на кнопку «Переглянути» відбувається перехід на сторінку цієї кардіограми. На сторінці однієї кардіограми відображається: графік самої кардіограми, картка лікаря з кнопкою переходу в профіль лікаря без фото та опису кардіограми лікарем.

Графік самої кардіограми будується зразу з CSV файлу результатів кардіографічного дослідження сформованого кардіографом. Сам файл знаходиться на сервері. На рис. 4.16 наведена блок-схема алгоритму конвертації та побудови графіку за даними .csv файлу Код програми для реалізації функції графічного відображення графіка реалізований із використанням сучасних засобів алгоритмічного програмування.

Особливістю розроблених алгоритмічних функцій та процедур є те, що даний код є кросплатформенним та веб-орієнтованим, тобто відпадає необхідність у кінцевого користувача встановлювати відповідне ПЗ та інші допоміжні бібліотеки. Приклад побудованої електрокардіограми зображений на рис. 4.19.

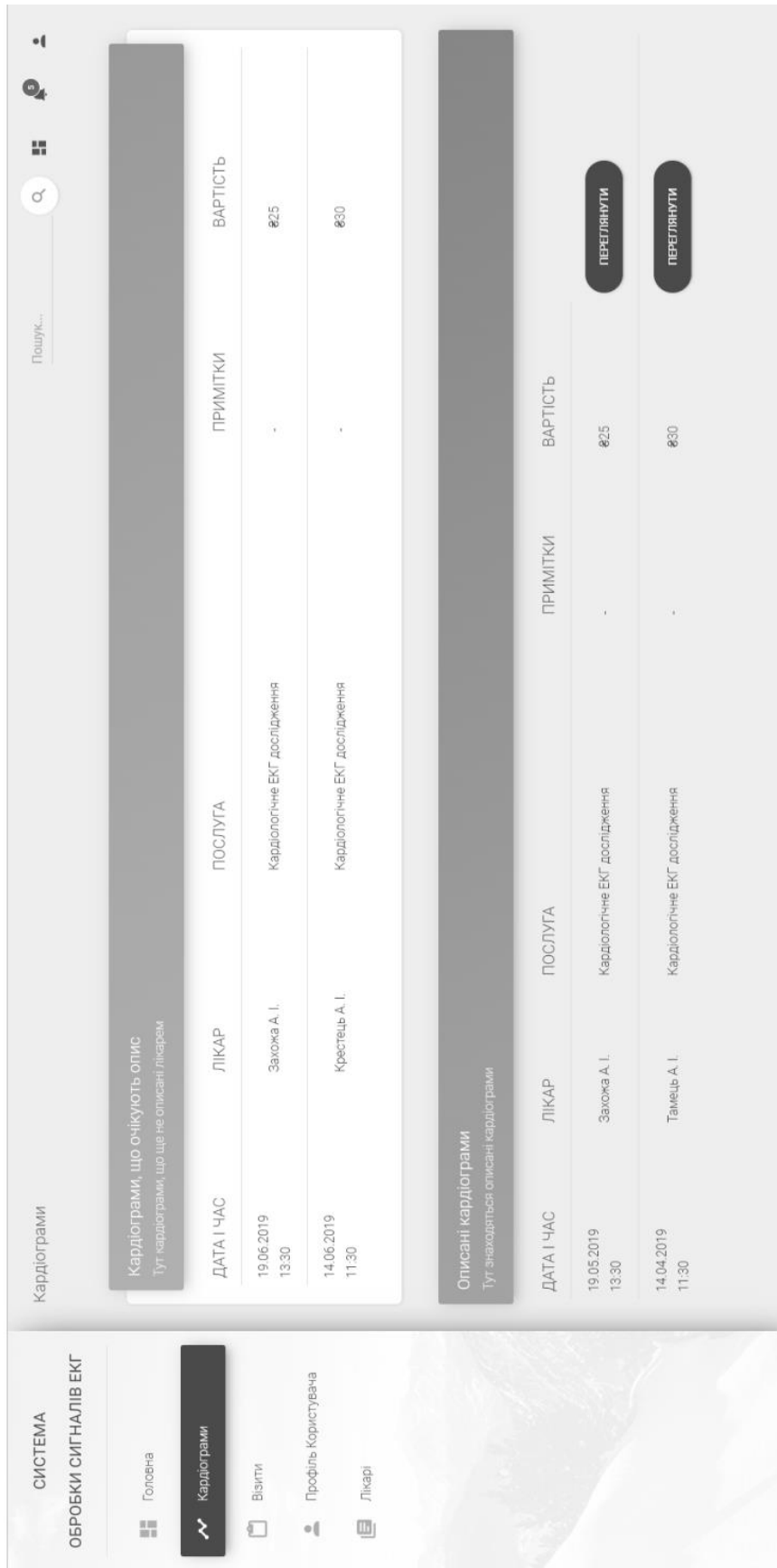


Рисунок 4.18 - Зображення сторінки із кардіограмами

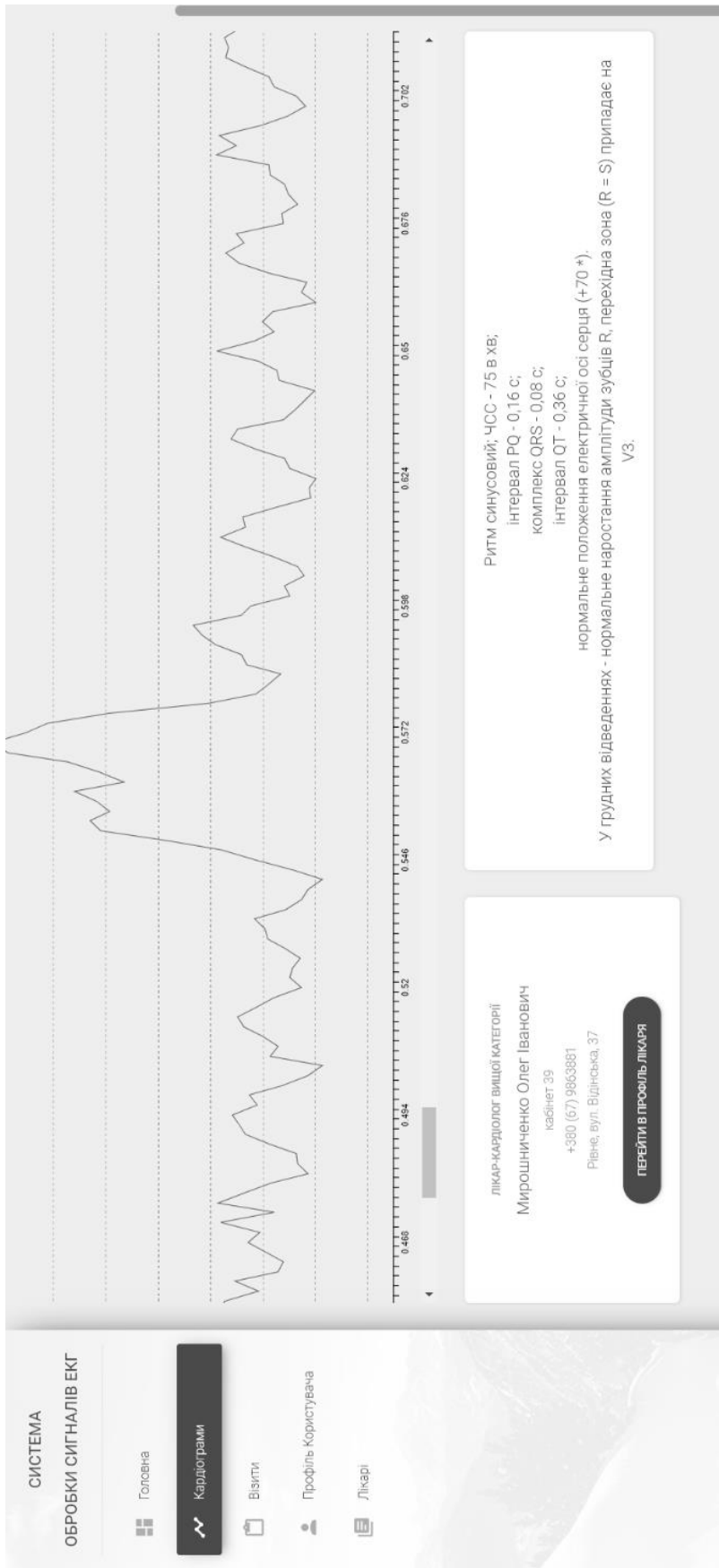


Рисунок 4.19 - Приклад сторінки з побудованою електрокардіограмою



На сторінці накардіограм відображаються кнопка «Завантажити нову кардіограму» та 2 таблиці: таблиця «Кардіограми, що очікують на опис» (відображаються всі кардіограми, що ще не описані для конкретного користувача його лікарем) та «Описані кардіограми» (відображаються всі кардіограми, що вже описані для конкретного користувача його лікарем).

Для кожної кардіограми відображається:

дата та час, прізвище та ініціали лікаря, назва послуги – «Кардіологічне ЕКГ дослідження», примітки за наявності, «Описані кардіограми» (відображаються всі кардіограми, що вже описані)

При кліку на кнопку «Завантажити нову кардіограму» відбувається перехід на сторінку завантаження кардіограми. При кліку на кнопку переглянути відбувається перехід на сторінку одної кардіограми.

#### *Сторінка «Візиту»*

На сторінці візити відображаються дві таблиці: заплановані візити (відображаються всі візити, що ще не відбулись) та минулі візити (відображаються всі візити, що минули).

Для кожного запланованого візиту відображається: дата та час; прізвище та ініціали лікаря; назва послуги – «Консультація кардіолога»; примітки за наявності; вартість візиту. Для кожного минулого візиту відображається: дата та час; прізвище та ініціали лікаря; назва послуги – «Консультація кардіолога»; примітки за наявності; вартість візиту.

#### *Сторінка користувач-лікар*

Після переходу на сторінку «Головна» користувачу відображається в 2 окремих таблицях відображаються заплановані на сьогодні візити (відображаються 5 найближчих запланованих візитів з усіхсьогоднішніх) та заплановані на тиждень візити (відображаються 5 найближчих запланованих візитів з усіх тижневих без урахування сьогоднішніх візитів що відображаються в першій таблиці). Для кожного візиту відображається: дата та час; прізвище та ініціали пацієнта; послуга; вартість візиту.

### 4.3. Порівняльні оцінки ефективності

Розроблена система обробки біомедичних сигналів дозволяє проводити повний спектр підзадач, необхідних для швидкої та ефективної обробки. Далі представлені чисельні результати обробки біомедичних сигналів, зокрема визначаються часові параметри, необхідні для проведення як окремої операції так і комплексу операцій вцілому. В таблиці 4.2 представлені результати обробки, зокрема визначаються часові параметри, необхідні для проведення як окремої операції, так і комплексу операцій.

Таблиця 4.2

#### Результати обробки та аналізу кардіосигналів

К-сть записів	Час виконання				
	Фільтрація, мс	Ідентифікація, мс	Визначення параметрів, мс	Класифікація, мс	Загальний час, с
1	225	0.921	420	24	0.669
10	2230	9.216	4140	239	6.618
30	6570	27.648	12240	7092	25.933
50	10850	46.083	20100	11570	42.566
100	20900	92.165	39600	22640	83.232
300	63900	276.483	117000	58920	240.096
500	103000	460.815	192000	73200	368.661
1000	198000	921.735	378000	96400	673.321
3000	576000	2764.817	1116000	144600	18393.648
5000	955000	4608	1830000	361500	3151.108
10000	1860000	9216	3580000	732700	6181.916

Як видно, набори даних для аналізу визначені в залежності від кількості записів, тобто один запис сигналу містить повну сукупність отриманих ознак. Отримані результати демонструють, що більшу частину операційного часу

займає попередня обробка сигналу, яка полягає у фізичному зніманні сигналу контактними давачами, аналогово-цифровому перетворенні, фільтрації та передачі до пристрою обробки та аналізу. Із результатів швидкодії окремих етапів обробки кардіосигналів видно, що при збільшенні кількості записів сигналу швидкість обробки теж підвищується, за рахунок формування бази попередніх значень сигналу. Порівняльні результати швидкодії окремих етапів обробки та аналізу кардіосигналів представлені на рисунку 4.20.

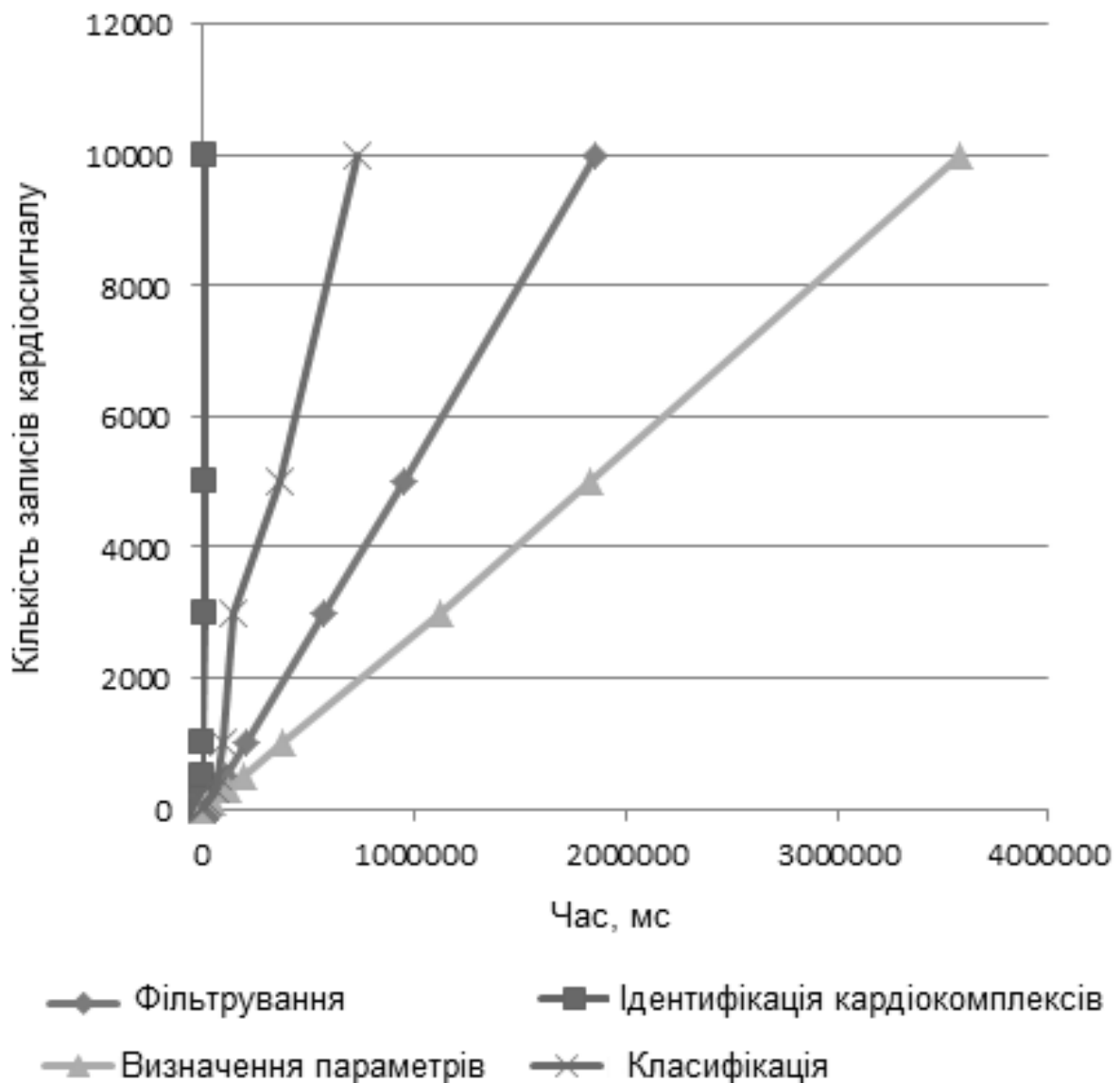


Рисунок 4.20 - Порівняльні графіки швидкодії обробки та аналізу кардіосигналів

Із рисунка видно, що при збільшенні кількості записів сигналу, швидкість обробки теж підвищується, за рахунок формування бази попередніх значень сигналу. Вцілому можна зробити висновок що час необхідний для комплексної обробки сигналу потрапляє в межі вимог режиму реального часу, тому в порівнянні із існуючими ретроспективними методами аналізу є більш доцільним.

Також було проведено аналіз точності обробки та класифікації біомедичних сигналів. Відповідно до [150-165] , було проведено порівняння існуючих моделей із розробленою. Чисельні результати порівняння представлені в таблиці 4.3. та рис. 4.21

Таблиця 4.4

#### Результати ефективності обробки та аналізу кардіосигналів

Модель	Ефективність %
KNN	67.5
IB2	71.4
ARTMAP	74.3
C4	75.5
IB1	75.7
ART-EMAP	76.7
IB3	78.0
ARTMAP-IC	78.1
CLASSIT	78.9
ІТОКС (Розроблена система)	79.8

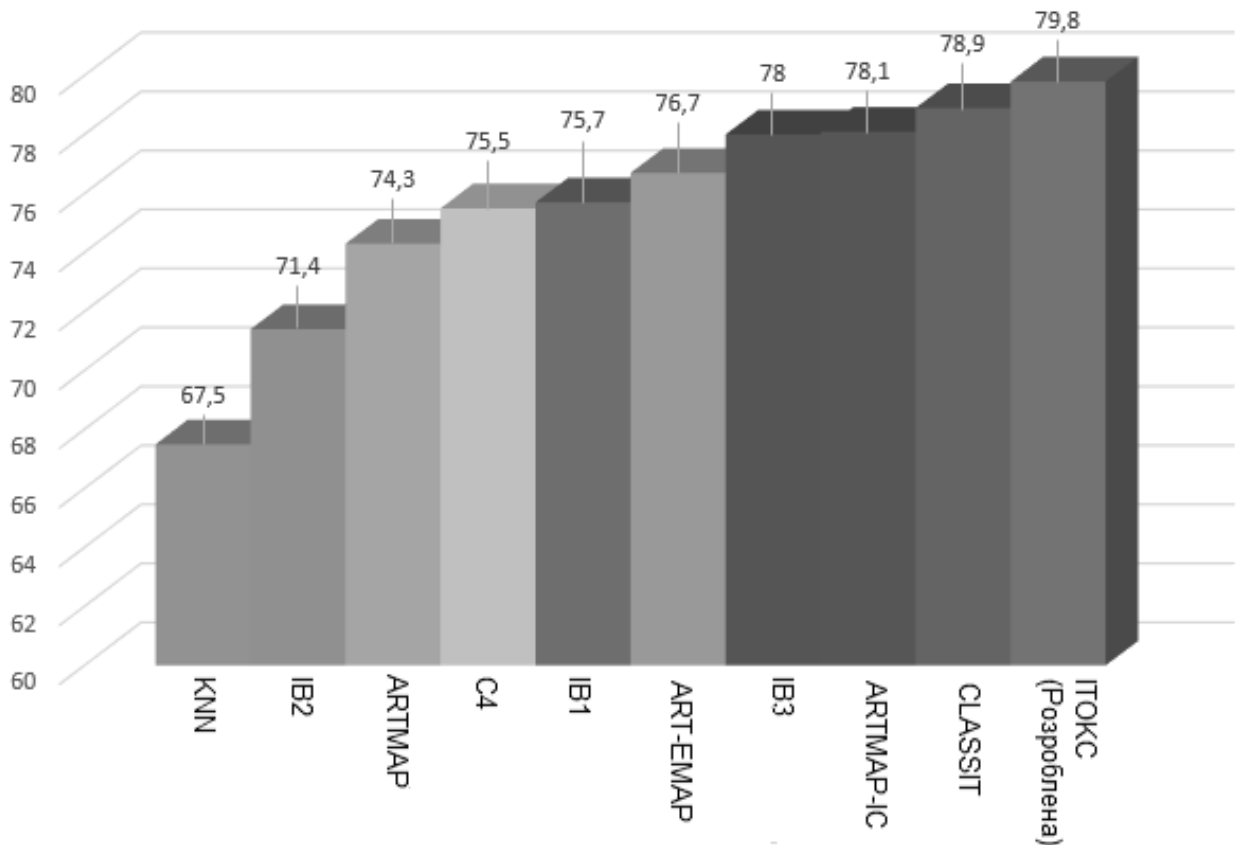


Рисунок 4.21- Порівняльні результати ефективності обробки та аналізу кардіосигналів

Варто зауважити, що представлені результати є справедливими для наборів даних біомедичних сигналів MIT-BIH та The Cleveland heart disease database [47].

Використання розроблених методів та засобів забезпечує:

- Обробку та аналіз біомедичних сигналів необмеженою за кількістю записів сигналів в режимі реального часу;
- Використання технологій надвисокої інтеграції дозволяє значно зменшити пристрій попередньої обробки та аналізу кардіосигналу, що дозволить спростити, убезпечити та зменшити вплив несприятливих факторів на якість аналізу;
- Зменшення габаритних розмірів призводить до зменшення енергоспоживання, що дозволяє підвищити мобільність та розширити межі застосування подібного пристрою;

- Інтеграцію подібних засобів в єдину інформаційну систему, зручну як для пацієнта так і для лікаря із збереженням історії та результатів аналізу;

Інформаційна технологія обробки та аналізу кардіосигналів із застосуванням нейронної мережі є логічним кроком та важливим компонентом при розробленні ефективних та швидкодіючих систем медичної діагностики. Щодо подальшого розвитку технології, існують шляхи оптимізації її функціонування у програмному та апаратному напрямках.

Щодо модернізації апаратного забезпечення інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів, вона полягає у розробці спеціалізованих процесорів вузькоспрямованої архітектури, заміні мікроконтролерів на цифрові процесори, підвищенні роздільної здатності аналогово-цифрових перетворювачів, а також розробці та впровадженні нових давачів, які здатні усувати початкові завади на етапі зняття сигналу.

#### **4.5. Висновки до розділу**

1. Розроблені апаратні та програмні засоби для комплексної обробки та аналізу кардіосигналів.

2. Розроблені алгоритми та підходи щодо інтеграції розробленої системи у існуючі медичні установи для проведення комплексних та завершених досліджень.

3. Проведені експерименти по обробці та класифікації комплексів електрокардіограми підтвердили коректність і ефективність розробленого методу.

4. Використання оптимізованих схем заміщення обчислювальних блоків та оптимізація процесу передачі даних суттєво покращило загальні показники методів.

5. Здійснено аналіз отриманої інформації з використанням інформаційної системи обробки кардіосигналів та перспектив її використання.

6. Наведені чисельні результати роботи системи як в цілому так і по кожному окремому етапу роботи.

7. Проведено порівняння ефективності класифікації форми кардіосигналів в порівнянні із існуючими моделями.
8. Визначені основні недоліки, обмеження та шляхи щодо їх вирішення при вдосконаленні данної системи.

## ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі, на основі виконаних теоретичних та експериментальних досліджень, розв'язано актуальне наукове завдання розроблення інформаційної технології обробки та аналізу кардіосигналів із застосуванням нейронної мережі для підвищення точності класифікації сигналів.

В результаті аналізу методів, сучасного стану та тенденцій розвитку інформаційних технологій обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронних мереж, визначено основні напрямки розроблення програмно-апаратних засобів обробки та аналізу кардіосигналів, описано їхні особливості та недоліки, сформовано задачі дисертаційного дослідження.

1. Вперше розроблено метод аналізу форми ЕКГ шляхом обрахунку амплітуди і тривалості виокремлених елементів P, Q, R, S, T із кардіокомплексів PQ, QRS, ST та визначення регулярності ЕКГ відносно ізоелектричної лінії, що дає можливість підвищити точність аналізу кардіосигналів та визначити супутні захворювання

2. Покращено метод аналізу параметрів ЕКГ за допомогою здійснення розпаралелених обчислень значень кардіоімпульсів, що дало змогу підвищити швидкість отримання результатів такого аналізу.

3. Удосконалено метод визначення максимальних значень кардіоімпульсів та фільтрування завад за рахунок використання частково-розпаралеленої нейронної мережі, що дало можливість зменшити загальний час обробки кардіосигналів більше, ніж на 30 %.

4. Отримав подальший розвиток метод класифікації форми кардіосигналів за допомогою використання частково-розпаралеленої нейронної мережі, що дало можливість підвищити точність визначення відхилень форми електрокардіограми на 21,2 %.

5. Розроблені спеціалізовані програмно-апаратні засоби інформаційної технології обробки кардіосигналів із застосуванням нейронної мережі, на базі



високопродуктивних обчислювальних платформ, що дає можливість підвищити рівень автоматизації опрацювання ЕКГ та зменшити енергоспоживання порівняно з іншими аналогічними системами на 37%.

6. Результати дисертаційної роботи використані в роботі науково-дослідного відділу Національного університету водного господарства та природокористування м. Рівне, в Рівненській міській дитячій лікарні, Рівненському обласному діагностичному центрі та впроваджені у навчальний процес кафедри обчислювальної техніки Національного університету водного господарства та природокористування м. Рівне.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. P. Tymoshchuk and E. Kaszkurewicz, A winner-take-all circuit using neural networks as building blocks, *Neurocomputing* 64 (2005) 375-396.
2. K. Urahama and T. Nagao, K-Winner-take-all circuit with  $O(n)$  complexity, *IEEE Trans. on Neural Networks* 6 (1995) 776-778
3. J. C. Yen, J. I. Guo, and H.-C. Chen, A new  $k$ -Winners-take all neural network and its array architecture, *IEEE Trans. on Neural Networks* 9 (1998) 901-912.
4. T. M. Kwon and M. Zervakis, A parallel sorting network without comparators: A neural-network approach, in: *Proc. Int. Joint Conf. on Neural Networks*, Vol. 1 (1992) 701-706.
5. Замрій Б.А., Шатний С.В. Розрахунок та дослідження впливу коефіцієнту послаблення синфазних сигналів на електронні кола з операційними підсилювачами. “Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси”: *Матеріали десятої міжнародної науково-практичної конференції*, 16-17 травня, 2017 р., Київ, С.101 – 103.
6. L. N. Bihn and H. C. Chong, A neural-network contention controller for packet switching networks, *IEEE Trans. on Neural Networks* 6 (1995) 1402-1410.
7. S.Liu and J.Wang, A simplified dual neural network for quadratic programming with its KWTA application, *IEEE Trans. on Neural Networks*, 17 (2006) 1500-1510.
8. G. N. DeSouza and A. C. Zak, “Vision for mobile robot navigation: a survey,” *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 24, no. 2, pp. 237-267, Feb. 2002.
9. Tymoschyk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Partially Parallel Clustering System Based on Fuzzy ART Using LabVIEW. *Proceedings of the XXIII-rd Ukrainian-Polish Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”*, CADMD’2016, 21-22 October, 2016 Lviv, Ukraine, P. 29-30.
10. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Simulation of sequential and partially parallel Fuzzy ART neural network. *Proceedings of the XIV International Conference on The*

*Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2017, 21-25 February 2017 Lviv, Ukraine, P.372 – 374.*

11. R. C. O'Reilly and Y. Munakata, Computational explorations in cognitive neuroscience: understanding the mind by simulating the brain. Cambridge, MA: MIT Press, 2000.

12. A. Lazar, G. Pipa, and J. Triesch, Fading memory and time series prediction in recurrent networks with different forms of plasticity. *Neural Networks*, vol. 20, no. 3, pp. 312-322, Apr. 2007.

13. R. Perfetti, On the robust design of k-winners-take-all networks, *IEEE Trans. on Cir. and Syst.-II: Analog and Digit. Sign. Process.*, CAS-42 (1995) 55-58.

14. J. C. Yen and S. Chang, A new first-k -winners neural network, in: *Proc. of the ISANN (1997) D-01-D-06.*

15. J. F. Yang and C. M. Chen, A Dynamic K-Winners-Take-All Neural Network, *IEEE Trans. on Syst., Man and Cyb.* 27 (1997) 523~526.

16. B.D. Calvert and C.A. Marinov, Another K -winners-take-all analog neural network, *IEEE Trans. on Neural Networks* 4 (2000) 829-838.

17. Шатний С.В., Вознович А.А. Розробка програмної системи для керування програмно-апаратним комплексом обробки біомедичних сигналів. *“Інформаційно-обчислювальні технології, автоматика та електротехніка”*: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції молодих науковців, аспірантів та студентів, 10-11 листопада 2016 р. Рівне, Україна, С.179-180.

18. Шатний С.В., Дубич Л.Ю. Розробка мікропроцесорної системи для забезпечення збору та обробки електрокардіографічних даних сигналів. *“Інформаційно-обчислювальні технології, автоматика та електротехніка”*: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції молодих науковців, аспірантів та студентів, 10-11 листопада 2016 р. Рівне, Україна, С.181-182.

19. Шатний С.В., Криворучко В.А. Програмна реалізація алгоритму теорії адаптивного резонансу сигналів. *“Інформаційно-обчислювальні технології, автоматика та електротехніка”*: Матеріали міжнародної науково-

практичної конференції молодих науковців, аспірантів та студентів, 10-11 листопада 2016 р. Рівне, Україна, С.183-184.

20. Шатний С.В., Федорчук М.І. Технічна реалізація алгоритму штучної нейронної мережі із використанням ПЛІС FPGA сигналів. “Інформаційно-обчислювальні технології, автоматика та електротехніка”: Матеріали міжнародної науково-практичної конференції молодих науковців, аспірантів та студентів, 10-11 листопада 2016 р. Рівне, Україна, С.185-187.

21. С.А. Marinov and B.D. Calvert, Performance analysis for a K -winners-take-all analog neural network: basic theory, IEEE Trans. on Neural Networks 14 (2003) 766-780.

22. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation of Discrete-Time Neural Circuit of Largest Smallest Signal Identification. *Proceedings of the XII International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2015*, 24-27 February 2015 Lviv-Polyana, Ukraine, P.226-230.

23. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits. *Proceedings of the X-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT'2015*, 14-17 September 2015, Lviv, Ukraine, P.43-46.

24. С.А. Marinov and J.J.Hopfield, Stable computational dynamics for a class of circuits with  $O(N)$  interconnections capable of KWTA and rank extractions, IEEE Trans. on Cir. and Syst. I: Fundamental Theory and Applications 52 (2005) 949-959.

25. X.Hu and J.Wang, An improved dual neural network for solving a class of quadratic programming problems and its k-winners-take-all application, IEEE Trans. on Neural Networks, 19 (2008) 2022-2031.

26. J. Wang, “Analysis and design of a k-winners-take-all model with a single state variable and the Heaviside step activation function,” IEEE Trans. Neural Networks, vol. 21, no. 9, pp. 1496-1506, Sept. 2010.

27. П. Тимощук, Математична модель нейронної схеми типу “K-Winners-Take-All” обробки дискретизованих сигналів, Компютерні системи проектування. Теорія і практика. -2010. № 685. – С. 45-50.

28. П. Тимощук, Оптимізація нейронної схеми ідентифікації максимальних дискретизованих сигналів, Оптимізація виробничих процесів і технічний контроль у машинобудуванні та приладобудуванні. -2010. № 679. – С. 107-112.

29. Hui-Ya Li, Chien-Min Ou, Hardware Implementation of k-Winner-Take-All Neural Network with On-Chip Learning. 13th IEEE International Conference on Computational Science and Engineering, 2010.

30. A. Cichocki and R. Unbehauen, Neural Networks for Optimization and Signal Processing (New York: John Wiley and Sons, 1993).

31. Sahoolizadeh, H., & Keshavarz, A. (2010). A FPGA implementation of neural/wavelet face detection system, Australian Journal of Basic and Applied Sciences, 4(3), 379-388.

32. Reyneri, L. M. (2003). Implementation issues of neuro-fuzzy hardware: going towards HW/SW codesign, IEEE Transactions on Neural Networks, 14(1), 176-194.

33. Muthuramalingam, A., Himavathi, S., & Srinivasan, E. (2008). Neural network implementation using FPGA: issues and application, International Journal of Information Technology, 4:2, 95-101.

34. Krips, M., Lammert, T., & Kummert, A. (2002). FPGA implementation of a neural network for a real-time hand tracking system, Proceedings of the 1st IEEE International Workshop on Electronic Design, Test and Applications, 29-31, 313-317.

35. Lin, C.-J., & Lee, C.-Y. (2010). FPGA implementation of a recurrent neural fuzzy network with on-chip learning for prediction and identification applications. Journal of Information Science and Engineering, 25, 575-589.

36. Zheng, M., Tarbouchi, M., Bouchard, D., & Dunfield, J. (2006). FPGA implementation of a neural network control system for a helicopter, Proceedings of the 7<sup>th</sup> WSEAS International Conference on Neural Networks, 7-10.

37. Haitham, K. A., & Esraa, Z. M. (2010). Design artificial neural network using FPGA. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, 10(8), 88-92.
38. A. Muthuramalingam, S. Himavathi, E. Srinivasan, Neural Network Implementation Using FPGA: issues and Application. *International Journal of Information Technology*, 2008.
39. H. Ali, E. Mohammed, Design Artificial Network Using FPGA. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, VOL. 10 No.8, 2010.
40. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Hardware Implemented Memory Model of Partially Parallel Fuzzy ART Clustering System. *Proceedings of the XXVI-th Ukrainian-Polish Scientific and Technical Conference on "CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues"*, CADMD'2018, 19-20 October 2018 Lviv, Ukraine, P. 42-47.
41. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Electrocardiogram Processing System Design with Parallel Computing and Memory Transferring Using Fuzzy ART Neural Network. *Proceedings of the XV International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2019*, 26 February – 02 March 2019 Polyana, Ukraine. P.7/9 – 7/13.
42. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Parallelized Fuzzy Adaptive Resonance Theory Neural Network. *2019 IEEE XV-th International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH'2019*, 22-26 May 2019 Polyana, Ukraine P. 61-66.
43. F. M. Ham and S. Han, "Classification of cardiac arrhythmias using fuzzy ARTMAP", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no 4, pp. 425–430, Apr. 1996.
44. P. Tymoshchuk and M. Lobur, "Analogue globally stable WTA neural circuit", in *Proc. II-nd Int. Conf. "Perspective technologies and methods in MEMS design"*, 2006, pp. 19-23.

45. S. Grossberg, "Adaptive Resonance Theory: How a brain learns to consciously attend, learn, and recognize a changing world," *Neural Networks*, vol. 37, pp. 1-47, Jan. 2013.
46. T. Serrano-Gotarredona and B. Linares-Barranco, "A modified ART 1 algorithm more suitable for VLSI implementations," *Neural Networks*, vol. 9, no. 6, pp.1025-1043, Aug. 1996.
47. G. Moody, R. Mark, "The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database", *IEEE Eng in Med and Biol* 20(3), pp. 45-50, May-June 2001.
48. R. Silipo and C. Marchesi "Artificial neural networks for automatic ECG analysis," *IEEE Trans. Signal Processing*, vol. 46, no. 5, pp. 1417-1426, May 1998.
49. P. V. Tymoshchuk, "A discrete-time dynamic K-winners-take-all neural circuit", *Neurocomputing*, vol. 72, pp. 3191-3202, Aug. 2009.
50. G. A. Carpenter, S. Grossberg, and D. B. Rosen, "Fuzzy ART: fast stable learning and categorization of analog patterns by an adaptive resonance system," *Neural Networks*, vol. 4, no. 6, pp. 759-771, Jun. 1991.
51. M. Martnez-Zarzuela, F. Pernas, A. de Pablos, M. Rodriguez, J. Higuera, D. Giralda, and D. Ortega, "Adaptive Resonance Theory fuzzy networks parallel computation using CUDA," in *Proc. 10th Int. Work-Conf. Art. Neural Networks*, LNCS 5517, 2009, pp. 149-156.
52. T. M. Kwon and M. Zervakls, "KwTA networks and their applications," *Multidimensional Syst. Signal Process.*, vol. 6, no. 4, pp. 333–346, 1995.
53. S. Rovetta and R. Zunino, "Minimal-connectivity programmable circuit for analog sorting," *IEE Proc. Circuits, Devices Syst.*, vol. 146, no. 3, pp. 108–110, Aug. 1999.
54. J. Wang, "Analysis and design of an analog sorting network," *IEEE Trans. Neural Netw.*, vol. 6, no. 4, pp. 962–971, Jul. 1995.
55. Cichocki, A., & Unbehauen, R. (1993). *Neural Networks for Optimization and Signal Processing*. Chichester: John Wiley & Sons.

56. Тимощук П. В. Паралельне сортування на основі аналогової нейронної схеми знаходження найбільших за значеннями з множини сигналів / П. В. Тимощук // Вісник Національного університету «Львівська політехніка». – 2013. – No 773 : Комп'ютерні системи та мережі. – Львів : Видавництво Львівської політехніки, 2013. – С. 126–130.

57. Wang, J.: Analysis and design of a k-winners-take-all model with a single state variable and the Heaviside step activation function. *IEEE Trans. on Neural Networks* 9, 1496-1506 (2010).

58. P. V. Tymoshchuk, “A simplified continuous-time model of analogue K-winners-take-all neural circuit”, in Proc. XI Int. Conf. “The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics”, Polyana-Svalyava, Ukraine, February 23-25, 2011, pp. 121-125.

59. Prasanna, C. R., & Pinjare, S. L. (2009). Design and analog VLSI implementation of neural network architecture for signal processing, *European Journal of Scientific Research*, 27(2), 199-216.

60. Kinget, P., & Steyaert, M. S. J. (1995). A programmable analog cellular neural network CNIS chip for high speed image processing, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 30(3), 235-243.

61. G. A. Carpenter, S. Grossberg, and D. B. Rosen, “Fuzzy ART: Fast Stable Learning and Categorization of Analog Patterns by an Adaptive Resonance System,” *Neural Networks*, vol. 4, no. 6, pp. 759-771, Jun. 1991.

62. M. Martínez-Zarzuela, F. Pernas, J. Díez Higuera, and M. Antón-Rodríguez, “Fuzzy ART neural network parallel computing on the GPU,” in Proc. 9th Int. Work-Confer. Art. Neural Networks, LNCS 4507, 2007, pp. 463-470.

63. Tymoshchuk P., Shatnyi S. A hardware implementation of neural circuit of maximal/minimal value discrete-time signal identification. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика*. 2015. № 828. С. 27-34.



64. M. Martnez-Zarzuela, F. Pernas, A. de Pablos, M. Rodriguez, J. Higuera, D. Giralda, and D. Ortega, "Adaptive Resonance Theory fuzzy networks parallel computation using CUDA," in Proc. 10th Int. Work-Conf. Art. Neural Networks, LNCS 5517, 2009, pp. 149-156.

65. Shatnyi S. Circuitry Implementation Using Altera FPGA. *Proceedings of the XXII-nd Ukrainian-Polish Conference on "CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues"*, CADMD'2014, 10-11 October 2014, Lviv, Ukraine, P. 84-90.

66. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits. *Proceedings of the IX-th International Scientific and Technical Conference "Computer Science and Information Technologies"*, CSIT'2014, 18-22 November 2014 Lviv, Ukraine P.43-46.

67. Tymoshchuk P., Shatnyi S. KWTA Neural Network Hardware Implementation Using FPGA for Signals Classification. *Proceeding of the X-th International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design"*, MEMSTECH'2014, 22-24 June 2014 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 82-85.

68. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Neural Rank-Order filter. *Proceeding of the XII-th International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design"*, MEMSTECH'2015, 2-6 September 2015 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 88-91.

69. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Sorting Neural Network. *Proceedings of the XXth International Seminar / Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory*, DIPED'2015, 21-24 September 2015 Lviv, Ukraine, P. 168 – 171.

70.T. Serrano-Gotarredona, B. Linares-Barranco, and A. G. Andreou, Adaptive Resonance Theory Microchips: Circuit Design Techniques. Norwell, MA: Kluwer, 1998.

71. Тимошук П. Фільтрування рангу на базі аналогової нейронної схеми визначення максимальних за величинами з множини сигналів//Комп'ютерні науки та інформаційні технології. - 2013. - № 771. - С. 64 -68. (Вісн. Нац. ун-ту "Львівська політехніка").

72. Калядин Н.И., Кузнецов П.Г., Леменков В.А., Ходырева М.Д. Компьютерные медицинские мониторы: состояние и перспективы // Медицинская техника. – 2002. – № 3. – С. 22-24.

73. Витрук С.К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы. – К.: Здоровье, 1990. –220 с.

74. Atmega 169. Doc. Rev.2514A-AVR-08/02. ATMEL: 2002, 317 p. //http://www.atmel.com.

75. Ларионов Д.Ю., Шелупанов А.А. Структура и алгоритмы анализа персональных регистраторов ЭКГ // Медицинская техника. – 2007. – № 4. – С. 7-10.

76. Истомина Т.В., Кривоногов Л.Ю. Возможности применения последовательной ранговой обработки для создания портативной кардиоаппаратуры // Медицинская техника. – 2002. – № 1. – С. 12-14.

77. Нунс Дж.-К., Найт-Али А. Моделирование ЭКГ на основе преобразования Гильберта // Медицинская техника. – 2005. –№ 3. – С. 36-39.

78. Тревис Дж. LabView для всех. – М.: ДМК Пресс; Прибор комплект, 2004. – 544 с.

79. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware implementation design of Fuzzy ART based partially parallel clustering system. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика.* 2016. № 859. С. 68-71/

80. Shatnyi Serhii, Tymoshchuk Pavlo. Simulation of electrocardiogram processing and analysis using fuzzy art. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування теорія і практика.* 2017. № 882. С. 70–75.

81. Shatnyi S. Fuzzy ART System Design for Electrocardiogram Signals Processing. *International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology*. 2019. Volume 8, Issue 6. P. 248 – 252. ISSN: 2278 – 1323.
82. Загидуллин Р.Ш. LabView в исследованиях и разработках. – М.: Горячая линия-Телеком, 2005. – 352 с.
83. D. E. Knuth, *The Art of Computer Programming, Sorting and Searching*. Reading, MA: Addison-Wesley, 1973.
84. S. Rovetta and R. Zunino, “Minimal-connectivity programmable circuit for analog sorting,” *IEE Proc. Circuits, Devices Syst.*, vol. 146, no. 3, pp. 108–110, Aug. 1999.
85. J. Wang, “Analysis and design of an analog sorting network,” *IEEE Trans. Neural Netw.*, vol. 6, no. 4, pp. 962–971, Jul. 1995.
86. Wang, J.: Analysis and design of a k-winners-take-all model with a single state variable and the Heaviside step activation function. *IEEE Trans. on Neural Networks* 9, 1496-1506 (2010).
87. T. M. Kwon and M. Zervakls, “KwTA networks and their applications,” *Multidimensional Syst. Signal Process.*, vol. 6, no. 4, pp. 333–346, 1995.
88. Тимощук П., Тимощук М. Аналогова нейронна схема визначення найбільших сигналів// Комп'ютерні науки та інформаційні технології. - 2011. - № 719. - С. 3 -11. (Вісн. Нац. ун-ту "Львівська політехніка").
89. P. V. Tymoshchuk and M. P. Tymoshchuk, “Stability and convergence analysis of model state variable trajectories of analogue KwTA neural circuit”, in Proc. XVI<sup>th</sup> Int. Seminar/Workshop “Direct and inverse problems of electromagnetic and acoustic wave theory”, L’viv, Ukraine, Sept. 26-29, 2011, pp. 26-35.
90. Тимощук П. В. Паралельне сортування на основі аналогової нейронної схеми знаходження найбільших за значеннями з множини сигналів / П. В. Тимощук // Вісник Національного університету «Львівська політехніка». – 2013. – № 773 : Комп'ютерні системи та мережі. – Львів : Видавництво Львівської політехніки, 2013. – С. 126–130.

91. Cichocki, A., & Unbehauen, R. (1993). *Neural Networks for Optimization and Signal Processing*. Chichester: John Wiley & Sons.
92. Vittos, E. R. (1990). Analog VLSI implementation of neural networks. *Proceedings of the Symposium on Circuits and Systems*, 2524-2527.
93. Prasanna, C. R., & Pinjare, S. L. (2009). Design and analog VLSI implementation of neural network architecture for signal processing, *European Journal of Scientific Research*, 27(2), 199-216.
94. Kinget, P., & Steyaert, M. S. J. (1995). A programmable analog cellular neural network CNIS chip for high speed image processing, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 30(3), 235-243.
95. S. Grossberg, "Adaptive Resonance Theory: How a brain learns to consciously attend, learn, and recognize a changing world," *Neural Networks*, vol. 37, pp. 1-47, Jan. 2013.
96. M. Martinez-Zarzuela, F. Pernas, J. Higuera, M. Rodriguez, "Fuzzy ART neural network parallel computing on the GPU," in *Proc. Int. Work-Conf. on Artificial Neural Networks*, Jun. 20, 2007, pp. 463-470.
97. Shatnyi S., Tymoschyk P. Neural Network On-Chip Implementation Using NIOS and Softprocessor Technology. *Proceedings of the XII-th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD-Systems in Microelectronics, CADSM'2013*, 19-23 February 2013 Lviv-Polyana, Ukraine, P. 320-321.
98. T. Serrano-Gotarredona and B. Linares-Barranco, "A modified ART 1 algorithm more suitable for VLSI implementations," *Neural Networks*, vol. 9, no. 6, , Aug. 1996. pp.1025-1043.
99. C. Chakrabarti, "Sorting network based architectures for median filters," *IEEE Trans. Circuits Syst. II*, vol. 40, no. 11, pp. 723-727, Nov. 1993.
100. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Neural Network Digital Hardware Implementation of Standalone Control System. *Proceedings of the XX-th Ukrainian-Polish*

*Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD’2012, 11-13 October 2012 Lviv, Ukraine, P. 105-107.*

101. Shatnyi S., Tymoschyk P. Hardware Model Design of Artificial Neural Network Using FPGA and MCU. *Proceedings of the VII-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT’2012, 20-24 November 2012 Lviv, Ukraine, P. 160-161.*

102. C. Chakrabarti and L.-Y. Wang, “Novel sorting network-based architecture for rank order filters,” *IEEE Trans. VLSI Syst.*, vol. 2, no. 4, pp.502–507, Dec. 1994.

103. U. Cilingiroglu and T. L. E. Dake, “Rank-order filter design with a sampled-analog multiple-winners-take-all core,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 37, no. 8, pp. 978–984, Aug. 2002.

104. Тимощук П.В., Шатний С.В. Система моніторингу та керування віддаленими об’єктами регулювання. *Науковий вісник НЛТУ України*. 2012. Вип. 22. С. 313-318.

105. Пастушенко В.Й., Матус С.К., Шатний С.В. Технічні засоби дистанційного моніторингу вологості ґрунту на керованих модулях осушувально-зволожувальних систем. *Вісник інженерної академії України*. 2012. №1. С. 87-91.

106. L. E. Lucke and K. K. Parhi, “Parallel processing architectures for rank-order and stack filters,” *IEEE Trans. Signal Process.*, vol. 42, no. 5, pp.1178–1189, May 1994.

107. Шатний С.В., Кральковська Н.І. Реалізація штучної нейронної мережі для ідентифікації дискретизованих сигналів. *Сучасні проблеми математичного моделювання та обчислювальних методів: Тези доповідей міжнародної наукової конференції, 19-22 лютого 2015 р., Рівне, С. 176.*

108. Шатний С. Система ідентифікації складних змінних сигналів із використанням методу на основі штучної нейронної мережі. *Інформаційні технології в освіті, техніці та промисловості: матеріали 2-ї Всеукраїнської*

конференції, 6-9 жовтня 2015 р., Івано-Франківськ: Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу, 2015, С. 208-209.

109 J. Wang, "Analysis and design of a k-winners-take-all model with a single state variable and the Heaviside step activation function," *IEEE Trans. on Neural Networks*, no. 9, pp. 1496-1506, 2010.

110. Пастушенко В.Й., Шатний С.В. Розробка підсистем технічного та інформаційного забезпечення автоматизованої системи керування вологозабезпеченням. *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія: Тези доповідей Міжнародної науково-практичної конференції. 19-21 травня 2010 р. Вінниця, С. 54-55.*

111. Bovgira O., Shatnyi S., Matus S. Control Problems of Autonomous Mobile Robots and It's solutions. *Інтегровані інтелектуальні робото технічні комплекси: Збірник тез доповідей V міжнародної науково-практичної конференції, 15-16 травня 2012 р. Київ, С. 18-20.*

112. Пастушенко В.Й., Матус С.К., Шатний С.В. Використання безпроводних технологій в системах волого забезпечення сільськогосподарських культур. *Інтегровані інтелектуальні робото технічні комплекси: Збірник тез доповідей V міжнародної науково-практичної конференції, 15-16 травня 2012 р. Київ, С. 281-282.*

113. Cichocki, A., & Unbehauen, R. (1993). *Neural Networks for Optimization and Signal Processing*. Chichester: John Wiley & Sons.

114. P. V. Tymoshchuk, "A simplified continuous-time model of analogue K-winners-take-all neural circuit", in Proc. XI Int. Conf. "The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics", Polyana-Svalyava, Ukraine, February 23-25, 2011, pp. 121-125.

115. T. M. Kwon and M. Zervakls, "KwTA networks and their applications," *Multidimensional Syst. Signal Process.*, vol. 6, no. 4, pp. 333–346, 1995.

116. Шатний С.В., Підлубна А.В. Система ідентифікації складних змінних сигналів із використанням методу розпізнавання зображень на основі штучної

нейронної мережі. *Інтегровані інтелектуальні робототехнічні комплекси: Збірник тез доповідей VI міжнародної науково-практичної конференції, 27-29 травня 2017 р. Київ. С.224 – 225.*

117. Shatnyi S Neural Network-based Information Technology for Biomedical Signal Processing. *Microwaves, Radar and Wireless Communications: Proceedings of 20th International Conference, 16-18 June 2014, Gdansk, Poland, Volume 1., P.140-142;*

118. Тимощук П. Фільтрування рангу на базі аналогової нейронної схеми визначення максимальних за величинами з множини сигналів//Комп'ютерні науки та інформаційні технології. - 2013. - № 771. - С. 64 -68. (Вісн. Нац. ун-ту "Львівська політехніка").

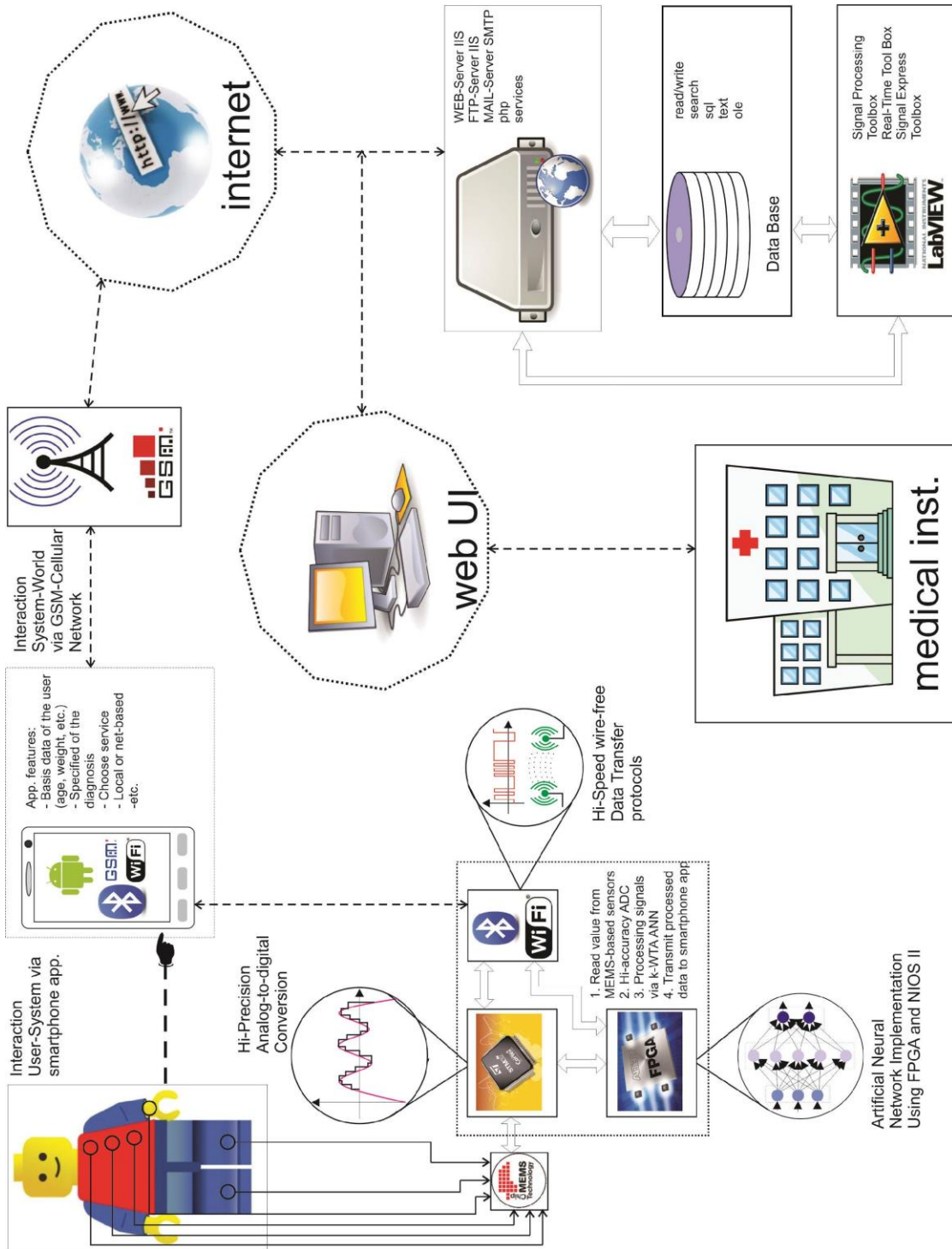
119. В. Johnson, Design and Analysis of Fault Tolerant Digital Systems, Reading, MA: Addison-Wesley, 1989.

120. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов/ Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М.: Радио и связь, 1993. 248 с.

121. Алгоритм обработки электрокардиограмм для микроконтроллерных устройств с ограниченной емкостью памяти. Калюжный Н.А., Сливинский А.П., Кубов В.И. Наукові праці. Випуск 72. Том 85. Техногенна безпека С. 84-92.

ДОДАТКИ

Додаток А Структура інформаційної системи обробки кардіосигналів





## Додаток Б Код моделі блоку передачі даних у інформаційній системі

```

PZP1 equ 1           // Присвоєння імені пам'яті пристрою управління
MKK1 equ 1           // Присвоєння імені процесору пристрою управління
RADIO equ 2          // Присвоєння імені радіоканалу передачі
PZP2 equ 3           // Присвоєння імені пам'яті концентратора даних
MKK2 equ 3           // Присвоєння імені процесору концентратора даних
RS232 equ 4          // Присвоєння імені послідовному інтерфейсу RS-232
PZP1 STORAGE 30      // Значення пам'яті пристрою управління
PZP2 STORAGE 30      // Значення пам'яті концентратора даних
GENERATE 25,1        // Опитування датчиків з частотою 5 разів на секунду
ADOPT 1              // Об'єднання опитаних даних у 1-й ансамбль
ENTER PZP1           // Вхід у пам'ять пристрою управління
GATE NU MKK1         // Перевірка зайнятості процесора пристрою управління
LEAVE PZP1           // Вихід з пам'яті пристрою управління
SEIZE MKK1           // Зайняття процесора пристрою управління
ADVANCE 20,1         // Затримка 20 мс
RELEASE MKK1         // Звільнення процесора пристрою управління
ASSEMBLE 11          // Формування кадру по 11 байт
SEIZE RADIO          // Зайняття радіоканалу
ADVANCE 21,1         // Затримка 21 мс
RELEASE RADIO        // Звільнення радіоканалу
SPLIT 8              // Учищення 8 байт даних
ADOPT 2              // Об'єднання отриманої інформації у 2-й ансамбль
ENTER PZP2           // Вхід у пам'ять концентратора даних
GATE NU MKK2         // Перевірка зайнятості процесора концентратора даних
LEAVE PZP2           // Вихід з пам'яті концентратора даних
SEIZE MKK2           // Зайняття процесора концентратора даних
ADVANCE 20,1         // Затримка 20 мс

```

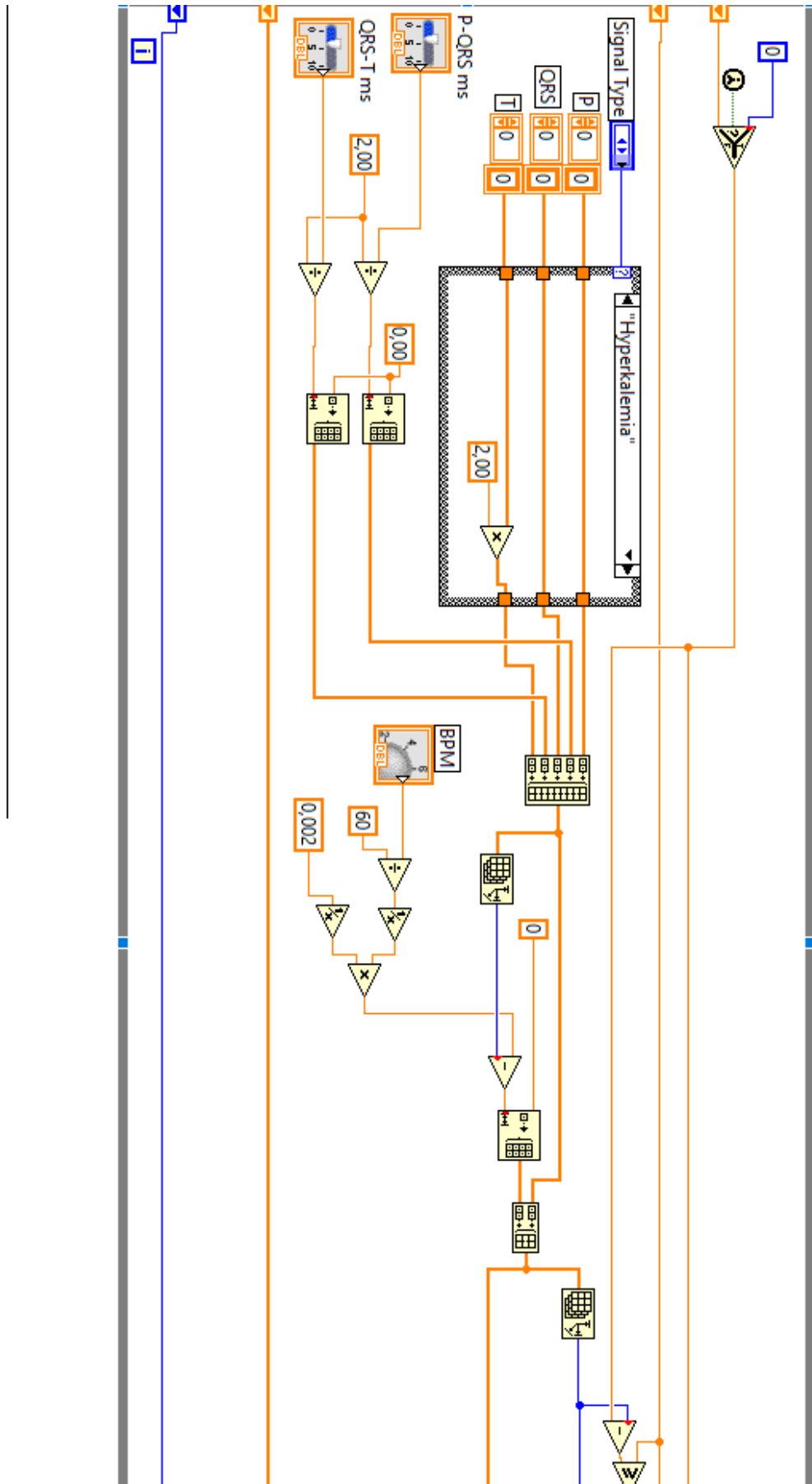
Додаток Б1 Результати імітаційного моделювання функціонування системи передачі інформації

GPSS World Simulation Report - Untitled Model 1.24.1

Saturday, June 15, 2019 14:45:10

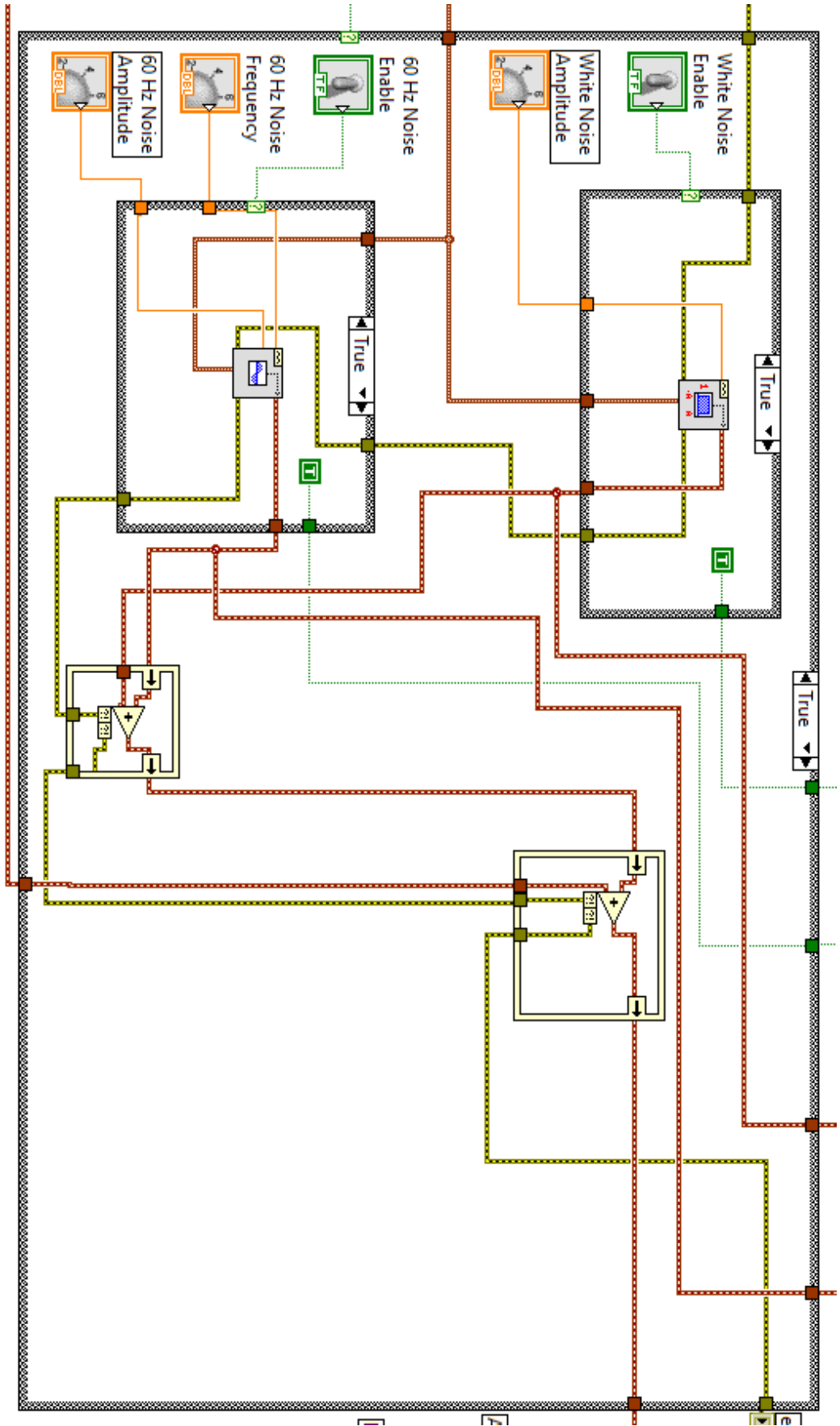
START TIME	END TIME	BLOCKS	FACILITIES	STORAGES					
0.000	631.000	27	4	2					
NAME	VALUE								
MKK1	1.000								
MKK2	3.000								
PZP1	1.000								
PZP2	3.000								
RADIO	2.000								
RS232	4.000								
FACILITY	ENTRIES	UTIL.	AVE. TIME	AVAIL.	OWNER	PEND	INTER	RETRY	
DELAY									
MKK1	25	0.769	19.415	1	42	0	0	0	
0									
RADIO	2	0.066	20.950	1	0	0	0	0	
0									
MKK2	12	0.345	18.133	1	35	0	0	6	
0									
RS232	1	0.001	0.858	1	1	0	0	0	
0									
STORAGE	CAP.	REM.	MIN.	MAX.	ENTRIES	AVL.	AVE.C.	UTIL.	RETRY
DELAY									
PZP1	30	30	0	1	25	1	0.000	0.000	0
0									
PZP2	30	24	0	8	18	1	1.612	0.054	0
0									
FEC XN	PRI	BDT	ASSEM	CURRENT	NEXT	PARAMETER	VALUE		
1	0	639.616	2	23	24				
42	0	646.294	1	7	8				
35	0	650.650	2	19	20				
43	0	650.771	43	0	1				
44	0	1262.000	44	0	26				

Додаток В Блок-діаграма підпрограми класифікації форми ЕКГ



Додаток В1 Блок-діаграма підпрограми попередньої обробки сигналу

ЕКГ



Додаток Г Список публікацій здобувача за темою дисертації

1. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Simulation of electrocardiogram processing and analysis using Fuzzy ART // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2017. № 882. С. 70–75.

2. Shatnyi S. Fuzzy ART System Design for Electrocardiogram Signals Processing // International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology. 2019. Volume 8, Issue 6. P. 248 – 252. ISSN: 2278 – 1323.

3. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware implementation design of Fuzzy ART based partially parallel clustering system // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2016. № 859. С. 68-71.

4. Tymoshchuk P., Shatnyi S. A hardware implementation of neural circuit of maximal/minimal value discrete-time signal identification // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні системи проектування. Теорія і практика. 2015. № 828. С. 27-34.

5. Shatnyi Serhii, Shatna Anastasiia, Shablovska Alla Neural Network Hardware Implementation Using Micro- and Softprocessor Technologies for Biomedical Signal Processing // International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology (IJARCET). Volume 8, Issue 8, August 2019, ISSN: 2278 – 1323. - pp. 400 – 403.

6. Shatnyi S Neural Network-based Information Technology for Biomedical Signal Processing // Microwaves, Radar and Wireless Communications: Proceedings of 20th International Conference, 16-18 June 2014, Gdansk, Poland, Volume 1., P. 140-142.

7. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Electrocardiogram Processing System Design with Parallel Computing and Memory Transferring Using Fuzzy ART Neural Network // Proceedings of the XV International Conference on The Experience of

Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2019, 26 February – 02 March 2019 Polyana, Ukraine. P.7/9-7/13.

8. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Parallelized Fuzzy Adaptive Resonance Theory Neural Network // 2019 IEEE XV-th International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH'2019, 22-26 May 2019 Polyana, Ukraine P. 61-66.

9. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Simulation of sequential and partially parallel Fuzzy ART neural network // Proceedings of the XIV International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2017, 21-25 February 2017 Lviv, Ukraine, P. 372-374.

10. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Hardware Implemented Memory Model of Partially Parallel Fuzzy ART Clustering System // Proceedings of the XXVI-th Ukrainian-Polish Scientific and Technical Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD'2018, 19-20 October 2018 Lviv, Ukraine, P. 42-47.

11. Тимощук П.В., Шатний С.В. Система моніторингу та керування віддаленими об'єктами регулювання // Науковий вісник НЛТУ України. 2012. Вип 22. С. 313-318.

12. Shatnyi S. Circuitry Implementation Using Altera FPGA // Proceedings of the XXII-nd Ukrainian-Polish Conference on “CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues”, CADMD'2014, 10-11 October 2014, Lviv, Ukraine, P. 84-90.

13. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits // Proceedings of the IX-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT'2014, 18-22 November 2014 Lviv, Ukraine P. 43-46.

14. Tymoshchuk P., Shatnyi S. KWTAN Neural Network Hardware Implementation Using FPGA for Signals Classification // Proceeding of the X-th

International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design", MEMSTECH'2014, 22-24 June 2014 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 82-85.

15. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Neural Rank-Order filter // Proceeding of the XII-th International Conference "Perspective Technologies and Methods in MEMS Design", MEMSTECH'2015, 2-6 September 2015 Polyana, Lviv, Ukraine, P. 88-91.

16. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Analog Sorting Neural Network // Proceedings of the XXth International Seminar / Workshop on Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory, DIPED'2015, 21-24 September 2015 Lviv, Ukraine, P. 168-171.

17. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation of Discrete-Time Neural Circuit of Largest Smallest Signal Identification // Proceedings of the XII International Conference on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM'2015, 24-27 February 2015 Lviv-Polyana, Ukraine, P. 226-230.

18. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Neural Network for Dynamic Data Classification Based on Discrete-Time Winner-Takes-All Neural Circuits // Proceedings of the X-th International Scientific and Technical Conference "Computer Science and Information Technologies", CSIT'2015, 14-17 September 2015, Lviv, Ukraine, P. 43-46.

19. Tymoshchuk P., Shatnyi S. Hardware Implementation Design of Partially Parallel Clustering System Based on Fuzzy ART Using LabVIEW // Proceedings of the XXIII-rd Ukrainian-Polish Conference on "CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues", CADMD'2016, 21-22 October, 2016 Lviv, Ukraine, P. 29-30.

20. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Neural Network Digital Hardware Implementation of Standalone Control System // Proceedings of the XX-th Ukrainian-Polish Conference on "CAD in Machinery Design. Implementations and Educational Issues", CADMD'2012, 11-13 October 2012 Lviv, Ukraine, P. 105-107.

21. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Hardware Model Design of Artificial Neural Network Using FPGA and MCU //Proceedings of the VII-th International Scientific and Technical Conference “Computer Science and Information Technologies”, CSIT’2012, 20-24 November 2012 Lviv, Ukraine, P. 160-161.

22. Shatnyi S., Tymoshchuk P. Neural Network On-Chip Implementation Using NIOS and Softprocessor Technology // Proceedings of the XII-th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD-Systems in Microelectronics, CADSM’2013, 19-23 February 2013 Lviv-Polyana, Ukraine, P. 320-321.



## Додаток Д. Акти впровадження результатів дисертаційної роботи

## АКТ

про впровадження результатів дисертаційного дослідження

Шатного Сергія В'ячеславовича

на тему «Нейромережева інформаційна технологія обробки біомедичних сигналів»

У дисертаційній роботі Шатного С.В. запропоновані методи, моделі і засоби розробки інформаційної системи, що дає змогу підвищити ефективність та швидкість обробки та аналізу біомедичних сигналів, шляхом застосування нейромережевих інтелектуальних засобів.

Матеріали дисертаційного дослідження «Нейромережева інформаційна технологія обробки біомедичних сигналів», у частині розробки методів та засобів класифікації окремих комплексів сигналів, що розділяють та визначають приналежність сигналу до певного класу, забезпечують високу точність ідентифікації та функціонують у режимі реального часу, використовуються у Мській дитячій лікарні Рівненської міської ради для формування висновків діагностичних досліджень. Запропоновані апаратні засоби спроектовані із використанням технологій надвисокої інтеграції, що значно зменшує їхню вартість, зменшує розміри та підвищує показники енергоефективності.

В.О. Головного  
лікаря



/Немає В.П./

23.08.2019р.



ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи та  
Міжнародних зв'язків  
Національного університету  
водного господарства та  
природокористування

д.е.н., проф. Савіна Н.Б.

"04" грудня 2020 р.

## АКТ

про використання результатів дисертаційного дослідження  
"Інформаційна технологія обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронної  
мережі" старшого викладача кафедри обчислювальної техніки

**Шатного Сергія В'ячеславовича,**

представленої на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук  
(за спеціальністю 05.13.06 – інформаційні технології) при виконанні науково-дослідних робіт  
Національного університету водного господарства та природокористування.

Ми, що нижче підписалися, начальник НДЧ Герасімов С.Г. та члени комісії: заступник  
начальника НДЧ Пінчук О.Л., старший науковий співробітник НДЧ Куницький С.О. та керівник  
науково-дослідної роботи «Інформаційно-аналітична система органічного землеробства та  
забезпечення екологічної стійкості ґрунтів» (номер державної реєстрації 0120U000235)  
Жуковський В.В. цим актом підтверджуємо, що результати дисертаційної роботи старшого  
наукового співробітника (за сумісництвом), старшого викладача кафедри обчислювальної  
техніки Шатного Сергія В'ячеславовича використано під час виконання даної НДР.

В рамках науково-дослідної роботи Шатний С.В. розробив метод попередньої обробки  
наборів даних для використання у тестових наборах при навчанні нейронної мережі для  
інформаційної технології класифікації форми графічних ділянок. Застосування для попередньої  
обробки нейромережових методів дає можливість зменшити загальний час обробки даних  
більше, ніж на 30 %.

Голова комісії:  
Начальник НДЧ  
к.т.н., доцент

Герасімов С.Г.

Члени комісії:  
Заступник начальника НДЧ,  
к.т.н., доцент

Пінчук О.Л.

Старший наук. співроб., НДЧ  
к.т.н.

Куницький С.О.

Керівник НДР,  
к.т.н., доцент

Жуковський В.В.



**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ВОДНОГО ГОСПОДАРСТВА**  
**ТА ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ**

вул. Соборна, 11, м. Рівне, 33028, тел. (0362)63-30-98, факс (0362) 63-32-09, mail@nuwm.edu.ua

Від 04.12.2020 № 001-1495

На № \_\_\_\_\_ від \_\_\_\_\_

**ДОВІДКА**  
**про участь Шатного Сергія В'ячеславовича**  
**здобувача наукового ступеня кандидата технічних наук**  
**за спеціальністю 05.13.06 – інформаційні технології**  
**в науково-дослідних роботах НУВГП**

Видана Шатному С.В. в тім, що дисертаційна робота виконана відповідно до тематики досліджень кафедри обчислювальної техніки НУВГП «Підвищення ефективності обробки даних та захисту інформації в комп'ютерних системах» №0117U001086, в якій здобувач є відповідальним виконавцем. Здобувачеві належить дослідження проблеми ефективності обробки великих масивів даних та подальшого захисту в комп'ютерних системах, застосуванні у інформаційно-аналітичних системах, системах обробки та аналізу медичних даних.

Шатний С.В. брав участь як виконавець в 2016-2017 роках в науково-дослідній держбюджетній темі «Дослідження та удосконалення раціональної ресурсозберігаючої технології очищення підземних вод від сполук заліза для питного водопостачання», номер державної реєстрації 0116U003758, де здобувачем розроблена інформаційна технологія та спеціалізована комп'ютерна система обробки даних із використанням нейромережових засобів.

Здобувач на даний час є відповідальним виконавцем наукової роботи за кошти державного бюджету України «Інформаційно-аналітична система органічного землеробства та забезпечення екологічної стійкості ґрунтів», номер державної реєстрації 0120U000235, де здобувачем розроблено метод попередньої обробки даних при підготовці тестових даних для навчання нейронної мережі.

Довідка видана за місцем вимоги.

Проректор з наукової роботи  
та міжнародних зв'язків,  
д.е.н., професор



Н.Б. Савіна

Начальник науково-дослідної частини  
к.т.н., доцент

Є.Г. Герасімов



**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ВОДНОГО ГОСПОДАРСТВА**  
**ТА ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ**

вул. Соборна, 11, м. Рівне, 33028, тел. (0362)63-30-98, факс (0362) 63-32-09, mail@nuwm.edu.ua

Від 04.12.2020 № 001-1494

На № \_\_\_\_\_ від \_\_\_\_\_

**ДОВІДКА**

про використання у навчальному процесі

Національного університету водного господарства та природокористування  
 результатів досліджень і розробок, одержаних при виконанні дисертаційної  
 роботи Шатного Сергія В'ячеславовича на здобуття наукового ступеня  
 кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.06 – інформаційні  
 технології

Використані у навчальному процесі науково-методичні розробки та результати досліджень старшого викладача кафедри обчислювальної техніки Шатного Сергія В'ячеславовича, що викладені в його дисертаційній роботі, забезпечують набуття студентами теоретичних знань та сприяють отриманню практичних навиків застосування нейронних мереж у інформаційно-аналітичних та медичних системах, зокрема виконання обробки та аналізу кардіосигналів.

Науково-методичні розробки та результати досліджень здобувача використовуються при викладанні дисципліни «Комп'ютерні системи штучного інтелекту» за спеціальністю 123 Комп'ютерна інженерія у лабораторній роботі №3 «Нейро-нечіткі системи».

Довідка видана за місцем вимоги.

Проректор з наукової роботи  
 та міжнародних зв'язків,  
 д.е.н., професор




Н.Б. Савіна

0967375013 Куницький

«Затверджую»

Головний лікар  
КП «Рівненський обласний клінічний  
лікувально-діагностичний центр імені  
Віктора Поліщука» Рівненської обласної  
ради

  
К.м.н. Шустик Р.П.  
24 «» листопада 2020 року

### АКТ

про використання результатів  
дисертаційної роботи Шатного Сергія В'ячеславовича  
на тему «Інформаційна технологія обробки та аналізу кардіосигналів з  
використанням нейронної мережі»  
поданої до захисту на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Комісія у складі: заступника головного лікаря з медичної частини к.м.н. Пасічника М.С., заступника головного лікаря з техніки Павлюка А. П., завідуючої відділенням функціональної діагностики Цимбалюк О.В. склали даний акт про те, що у КП «Рівненський обласний клінічний лікувально-діагностичний центр ім. В. Поліщука» Рівненської обласної ради використовуються результати дисертаційних досліджень роботи Шатного Сергія В'ячеславовича «Інформаційна технологія обробки та аналізу кардіосигналів з використанням нейронної мережі» призначеної для підвищення точності та швидкості аналізу форми електрокардіограми.

Взаємодія між лікарем та пацієнтом, збереження та доступ до даних медичної діагностики, а також охоплення повного процесу досліджень, починаючи від збору та попередньої обробки кардіосигналів і закінчуючи візуалізацією отриманих даних та графічним представленням результатів їх аналізу в режимі реального часу, в основу яких покладено такі результати дисертаційної роботи:

- 1) Інформаційна технологія, яка полягає у здійсненні діагностики форми ЕКГ за допомогою розпаралеленого апаратного забезпечення, що дало змогу підвищити швидкість такої діагностики.
- 2) Метод визначення максимальних значень кардіоімпульсів та фільтрування завад за рахунок використання частково-розпаралеленої нейронної мережі, що дало можливість скоротити затрати часу на виконання таких операцій

3) Отримано інструкції для використання розробленої технології та аналізу кардіосигналів.

Використання зазначених результатів дисертаційної роботи Шатного С.В. дає можливість підвищити точність виявлення аномалій електрокардіограми, підвищити швидкість попередньої обробки кардіосигналу, зокрема фільтрування ЕКГ від зовнішніх впливів, а також дозволяє зменшити рівень енергоспоживання та вартість апаратного забезпечення за рахунок застосування мікропроцесорних та програмованих засобів високого ступеня інтеграції.

Комісія відзначає, що теоретичні розробки Шатного Сергія В'ячеславовича мають значний науковий внесок в розробку систем медичної діагностики та представляють широкий практичний інтерес для фахівців в даній галузі.

Голова комісії:  
заступник головного лікаря  
з медичної частини

к.м.н. М.С. Пасічник

Члени комісії:  
заступник головного лікаря  
з техніки

А. П. Павлюк

завідуюча відділенням  
функціональної діагностики

О. В. Цимбалюк