

Міністерство освіти і науки України  
Вінницький національний технічний університет

**ЧЕРНЕТЧЕНКО ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ**

УДК 616-71:004.032.26

**МЕТОД ТА АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ ЗАСІБ ОБРОБКИ  
ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ  
ШТУЧНИХ МУЛЬТИСТАБІЛЬНИХ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ**

05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

**АВТОРЕФЕРАТ**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Вінниця – 2019

Дисертацією є кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Роботу виконано у Дніпровському національному університеті ім. Олеся Гончара Міністерства освіти і науки України.

**Науковий керівник:** кандидат технічних наук, доцент  
**Сніжко Євген Матвійович,**  
Дніпровський національний університет імені Олеся Гончара, доцент кафедри експериментальної фізики та фізики металів.

**Офіційні опоненти:** доктор технічних наук, професор  
**Сторчун Євгеній Володимирович,**  
Національний університет «Львівська політехніка»,  
професор кафедри електронних засобів інформаційно-комп'ютерних технологій;

доктор технічних наук, доцент  
**Філатова Ганна Євгенівна,**  
Національний технічний університет  
«Харківський політехнічний інститут»,  
професор кафедри обчислювальної техніки та програмування.

Захист відбудеться «5» грудня 2019 року о 12<sup>30</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 05.052.06 у Вінницькому національному технічному університеті за адресою: 21021, м. Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95, ГНК, ауд. 210.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Вінницького національного технічного університету за адресою: 21021, м. Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95, ГНК.

Автореферат розісланий «4» листопада 2019 року.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради

С. В. Тимчик

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Обґрунтування вибору теми дослідження.** Серцево-судинні захворювання (ССЗ) є глобальною проблемою або "глобальною епідемією" (дані ВООЗ, 2018 рік), захворюваннями, які викликають передчасну смертність 17 мільйонів людей щороку. Статистика American Heart Association (AHA) повідомляє, що приблизно 2300 американців помирають від ССЗ щодня і в середньому кожні 38 секунд для однієї людини відбувається катастрофа (Lloyd-Jones et al., 2010). Серцево-судинні захворювання створюють значне навантаження на економіку країни і потребують великих коштів на їх діагностику і лікування таких хворих.

Всесвітньою організацією охорони здоров'я (ВООЗ) визначено, що люди, які страждають ССЗ або чутливі до ризику виникнення таких захворювань (наявність одного або декількох факторів ризику, таких як підвищений кров'яний тиск, діабет, гіперліпідемія, тощо), потребують підвищеної уваги, раннього виявлення передвісників хвороби та надання своєчасної кваліфікованої допомоги. Це, в свою чергу, зумовлює необхідність розроблення інструментальних засобів реєстрації та автоматизованого аналізу електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів в режимі реального часу для передбачення та завчасного попередження ризиків виникнення серцево-судинних захворювань та виникнення кардіокатастроф (інсульт, інфаркт). Водночас, існуючі засоби для точного інструментального аналізу і моніторингу залишаються або досить дорогими рішеннями з недостатньою зручністю їх використання у повсякденному житті, або потребують перенесення основних обчислювальних операцій на окрему серверну частину. Це призводить до залежності таких систем від необхідності зв'язку з "хмарою" за допомогою Інтернету і неспроможності своєчасно забезпечити миттєву реакцію лікаря на сигнал від пацієнта про проблеми із здоров'ям.

В той же час, все частіше для аналізу в реальному часі ЕКГ-сигналів, і перш за все – електрокардіограми, починають застосовувати штучні нейронні мережі, які виконують завдання класифікації і є основою для аналізу електрокардіограм, для виявлення порушень серцевого ритму, ішемій міокарда, стенокардії та інших хронічних змін. Успіх застосування таких штучних нейронних мереж залежить від наявності значних обсягів вхідних даних, які вводять до мережі і які є достатніми для використання в широкому колі пацієнтів. Розробники медичної апаратури зацікавлені у нейронних структурах, які здатні реорганізуватися у реальному часі без попереднього навчання. Ще однією причиною наявного успіху спайкових нейронних мереж можна вважати їх ефективну апаратну реалізацію (системи TrueNorth, CxQuad, NeuCube, SpinNaker, NeuroGrid та інші), завдяки якій досягнуто більш якісну розшифровку електрокардіограм, в т. ч. параметрів їх зубців, інтервалів і сегментів; визначення електричної вісі серця. Застосування наведених штучних нейронних мереж суттєво підвищує якість моніторингового контролю за станом пацієнта, ефективність автоматизованої діагностики, високий рівень Холтерівської діагностики.

Наведена аргументація додатково підтверджує актуальність теми дисертаційного дослідження і необхідності розроблення апаратно-програмного комплексу для реєстрації та автоматизованого аналізу ЕКГ-сигналів на базі засобів машинного навчання.

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

Робота виконувалась відповідно до договору науково-дослідних і дослідно-конструкторських робіт для ТОВ “Науково-виробниче підприємство “СМД” (акт впровадження №11/09 від 11.09.2018), а також згідно з планом науково-дослідної роботи Дніпровського національного університету ім. Олеся Гончара “Дослідження принципів обробки інформації та управління в біомедичних та технічних системах” (№ держреєстрації 0116U003588), в яких здобувач брав участь як виконавець.

**Мета і завдання дослідження.** Мета роботи полягає в підвищенні ефективності оброблення та точності детектування головних ознак P-QRS-T-комплексу ЕКГ-сигналів шляхом розроблення методу та апаратно-програмного засобу на основі штучних мультистабільних нейронних мереж.

Для досягнення поставленої мети було визначено такі завдання:

1. Узагальнити та проаналізувати наявні методи та апаратно-програмні засоби для оброблення ЕКГ-сигналів.
2. Розробити адаптовану модель імпульсного штучного нейрона і визначити обмеження на її застосування у складі нейронної мережі.
3. Розробити референтний метод оброблення та детектування головних ознак ЕКГ-сигналу (P-, Q-, R-, S-, T-зубці та відповідні інтервали).
4. Розробити структурну схему і на її основі – апаратно-програмний засіб для оброблення ЕКГ-сигналів.
5. Запропонувати схемо-технічну реалізацію апаратного забезпечення засобу.
6. Обґрунтувати вибір та адаптувати методіку валідації показників точності розпізнавання структурних комплексів ЕКГ-сигналу до умов дисертаційного дослідження.
7. Провести експериментальне дослідження та апробацію розробленого апаратно-програмного засобу.

*Об'єкт дослідження* – процес оброблення ЕКГ-сигналу із застосуванням штучних мультистабільних нейронних мереж.

*Предмет дослідження* – модель штучного нейрона, референтний метод та апаратно-програмний засіб для оброблення ЕКГ-сигналу.

**Методи дослідження.** Для оброблення даних застосовували методи дискретного оброблення інформації і математичної статистики; розроблення структурної схеми та апаратно-програмного засобу виконано на базових принципах системного підходу; для розроблення моделі нейронів та нейронних мереж використовували методи математичного моделювання, штучного інтелекту і програмні пакети NEURON та Matlab; програмне забезпечення побудовано з використанням середовища проектування IAR Embedded Workbench, мови програмування VHDL та пакету Xilinx ISE WebPack; проектування схемо-технічного рішення та розробку друкованої плати

апаратного засобу реалізовано за допомогою системи автоматизованого проектування Altium Designer; використано бібліосемантичний метод для вивчення вітчизняного та світового контенту.

**Наукова новизна отриманих результатів** полягає в тому що:

1. Вперше розроблено на основі спайкового шифратора вхідного сигналу, рекурентних нейронів внутрішнього шару та вихідних нейронів імпульсну штучну нейронну мережу, яка представляє собою систему класифікації, що сама навчається та автоматично адаптується до змін вхідного сигналу і забезпечує тим самим оброблення в режимі реального часу клінічно-значущих випадків ЕКГ-сигналу всередині мережі.

2. Вперше розроблено метод оброблення ЕКГ-сигналу в SNN-мережі, який забезпечує зниження щільності даних за рахунок безпосереднього кодування спайків в ЕКГ-сигналі, набуття мережею відповідних стабільних станів, які відповідають піковим моментам ЕКГ і зменшення помилки розпізнавання, що досягнуто попереднім обробленням і фільтрацією даних на вході нейронної мережі.

3. Удосконалено адаптовану модель імпульсного штучного нейрона шляхом надання йому електричної мультистабільності та здатності відтворювати патерни електричної активності біологічних об'єктів з одночасним розширенням пам'яті та збільшенням обчислювальної потужності, що зумовило її використання в якості базового компонента нейроморфного модуля.

4. Вперше висунуто гіпотезу, згідно якої нейронні структури із більшою кількістю стабільних станів спроможні генерувати більш складні патерни вихідної активності, що свідчить про можливість виконання в такій нейронній мережі обчислювань підвищеної складності.

5. Удосконалено модель структури спайкового шифратора шляхом точного кодування електрокардіографічних сигналів, що створило необхідні і достатні передумови для побудови імпульсної штучної мережі і на її основі апаратно-програмного засобу для оброблення ЕКГ-сигналів.

**Практичне значення отриманих результатів.**

1. Обґрунтовано вибір сучасної елементної бази для схемо-технічної реалізації апаратного забезпечення засобу, що забезпечило розроблення ЕКГ-фронтенду (універсальної схеми реєстрації ЕКГ-сигналу), схеми аналогової фільтрації та адаптивного регулювання підсилювання вхідного сигналу, що надходить з ЕКГ-електродів та інструментального підсилювача, який керується вбудованим в мікроконтролер програмним забезпеченням.

2. Запропоновано оригінальний засіб, інструментальні елементи та дослідження якого лягли в основу двох патентів США і на його основі розроблено і виготовлено дослідний зразок апаратно-програмного засобу з комплектом конструкторської документації для подальшого дрібносерійного виробництва.

3. Розроблено методикау і проведено валідацію показників точності розпізнавання QRS- і P-QRS-T-комплексів на реальних електрокардіограмах. Проведено валідаційні випробування та тестування отриманого приладу, з

оцінки точності класифікації основних амплітудно-часових ознак ЕКГ-сигналу на вибірці записів з відкритої бази даних (MIT-BIH), а також на волонтерах при реальному використанні апаратного засобу. Проведено оцінювання показників точності розпізнавання QRS- і P-QRS-T, в результаті було показано, що похибка детектування не перевищує 1 % для R-зубця; 2.36 % для P-зубця і 1.37 % для T-зубця, що суттєво краще ніж у діючих аналогів.

4. Результати дисертаційної роботи впроваджено у виробничий процес на підприємстві ТОВ “Науково-виробниче підприємство СМД” – акт впровадження №11/09 від 11.09.2018 р.), що дозволило оптимізувати технічні рішення в приладі для реєстрації та аналізу ЕКГ з зап’ястя людини, і навчальний процес кафедри експериментальної фізики та фізики металів Дніпровського національного університету ім. Олеся Гончара (акт впровадження від 10.04.2019 р.), що сприяло поглибленню знань студентів в напрямку створення вбудованих систем та підвищило якість викладання відповідних дисциплін.

**Особистий внесок здобувача.** Всі результати наукових і практичних досліджень, що увійшли до дисертаційної роботи, отримані і розроблені автором особисто. Особистий внесок здобувача в працях, написаних у співавторстві, полягає в наступному: в [1] розглянуто розробку та дослідження електричної поведінки штучної нейронної мережі, що базується на мультистабільних нейронних моделях; в [2] запропоновано новий цифровий метод адаптивної модуляції та фільтрації сигналів в реальному часі за допомогою апаратної структури програмованих логічних інтегральних схем (ПЛІС) на прикладі Spartan 3E від Xilinx; в [3] запропоновано метод та портативну апаратну реалізацію системи розпізнавання та обробки даних від сенсорів (світлові сенсори) у реальному часі на базі методів цифрової фільтрації та машинного навчання із використанням штучних нейронних мереж; в [4] наведено методику підвищення ефективності оцінки фізіологічного стану кардіо-васкулярної системи людини, за допомогою методу двох-променевої фото-плетизмографії (ФПГ), запропоновано новий підхід до детектування максимумів (піків) ФПГ сигналу людини в реальному часі, реалізовано апаратний комплекс на базі біосенсору від Maxim Dallas та мікроконтролерної платформи STM32; в [5] розроблено та протестовано апаратну реалізацію мультистабільної нейронної мережі для вирішення задачі розпізнавання та класифікації QRS-комплексів ЕКГ-сигналу; в [7] розроблено апаратно-програмний комплекс автоматизованої системи реєстрації біоелектричних потенціалів на базі USB-пристрою, з подальшою обробкою цифрових сигналів на ЕОМ; в [8] проведено аналіз та запропоновано методику розробки математичної моделі мультистабільних нейронів як головних структурних одиниць, що мають властивості пам’яті та здатні генерувати складні імпульсні (спайкові) послідовності сигналів; в [9] запропоновано нову методику оцінки біологічного віку людини за станом кардіо-васкулярної системи із застосуванням методів аналізу варіабельності серцевого ритму (BCP) та методів машинного навчання за допомогою штучних нейронних мереж; в [10] проведено детальний аналіз мультистабільних штучних

нейронних мереж на математичній моделі, показано різні імпульсні режими роботи та структурні передумови для виникнення складних паттернів електричної активності у мережах; в [11] приведена апаратна реалізація автономного та безпроводового комплексу для реєстрації фізіологічних параметрів людини (електрокардіографічних та електроміографічних (ЕМГ) потенціалів людини); у [12] розглянуто методику оцінки стану кардіо-васкулярної системи людини та безманжетної оцінки артеріального тиску за допомогою аналізу ЕКГ та ФПГ сигналів людини, розроблено програмно-апаратний комплекс для автоматизованої оцінки артеріального тиску; в [13] приведена реалізація методики та апаратно-програмний комплекс для оцінки функціонального стану оператора, а саме параметрів стресу та відновлення автономної нервової системи, за допомогою методів ВСР за ЕКГ-сигналом; в [14] реалізовано програмно-апаратний комплекс для віддаленої реєстрації та аналізу ЕКГ- сигналів (детектування Р-QRS-T комплексів) за допомогою безпроводової технології Bluetooth 4.0 та мікроконтролерної платформи Arduino; в [15] реалізовано програмно-апаратний комплекс для віддаленої реєстрації та аналізу амплітудно-частотних параметрів ЕМГ сигналів пацієнта за допомогою безпроводової технології Bluetooth 4.0 та мікроконтролерної платформи Arduino; в [16] розроблено програмно-апаратний комплекс для дослідження впливів оточуючого середовища на біопотенціали; в [17] запропоновано підхід для оцінювання процесів взаємодії особистості з інформаційними системами і комплексами в умовах зовнішнього середовища без безпосереднього спостереження за об'єктами управління; в [18] розроблено універсальний аналогово-цифровий портативний мікроконтролерний пристрій для неінвазійної реєстрації біопотенціалів людини; в [19] наведено опис нової методики реєстрації R-піків ЕКГ-сигналу за допомогою портативним носимим мікропроцесорним пристроєм в реальному часі, та оцінки фізіологічного стану за допомогою аналізу ВСР; в [20] наведено опис нової методики оцінки артеріального тиску пацієнта за допомогою портативного носимого мікропроцесорного пристрою в реальному часі.

**Апробація матеріалів дисертації.** Основні положення роботи викладено та обговорено на науково-практичних конференціях різного рівня: III Всеукраїнській НПК “Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних і комп’ютерних систем (MEICS-2018)” (м. Дніпро, 2018 р.); XIII МНПК “Nauka i Inowacja – 2017” (м. Пшемисль, Польща, 2017 р.); XIII МНПК “Zprěvy Vědecké Ideje–2017” (м. Прага, Чехія, 2017 р.); XII Міжнародній науковій і практичній конференції “Cutting-Edge Science – 2016” (м. Шеффілд, Велика Британія, 2016 р.); XII МНПК “Efektivní nástroje moderních věd – 2016” (м. Прага, Чехія, 2016 р.).

**Публікації.** Результати досліджень відображені в 20 публікаціях: з них 5 статей у наукових фахових виданнях України з технічних наук; 3 статті в закордонних виданнях; 2 стаття в інших виданнях; 8 матеріалів і тез доповідей конференцій; 2 патенти.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертаційна робота викладена на 230 сторінках машинописного тексту, складається зі вступу, 4 розділів, загальних висновків, списку використаних джерел та 7 додатків. Обсяг основного тексту дисертації складає 125 сторінок друкованого тексту. Робота ілюстрована 7 таблицями, 66 рисунками. Список використаних джерел містить 101 найменування.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **Вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертаційного дослідження, показано її зв'язок з науковими програмами і темами, визначено мету і задачу для її досягнення, об'єкт, предмет і методи дослідження та особистий внесок здобувача, наведені дані про апробацію результатів дисертації, публікації, обсяг і структуру роботи.

**Перший розділ** присвячено аналізу моделей, методів та апаратно-програмних засобів для обробки електрофізіологічних, і перш за все, ЕКГ-сигналів різними способами і методами, в т. ч. і за допомогою штучних нейронних мереж.

Наведено оцінку інформативності ЕКГ-сигналу, визначено особливості його оброблення та інтерпретації результатів, отриманих за допомогою сучасних апаратних, програмних і комп'ютерних засобів. Проведено аналіз моделей штучних мультистабільних нейронів, їх структури, електричних характеристик, передумов мультистабільності та інших параметрів.

Виявлено об'єктивні та суб'єктивні фактори, що впливають на якість оброблення ЕКГ-сигналів із застосуванням нейронних мереж, комп'ютерної техніки, окремих спеціальних апаратно-програмних засобів, які і стали основою системи схемотехнічної реалізації апаратного забезпечення розробленого методу.

У **другому розділі** проведено моделювання процесу створення нейроморфного модуля для оброблення ЕКГ-сигналу, визначено передумови застосування штучних мультистабільних нейронних мереж, як базового підходу до його реалізації. Запропонований підхід ґрунтується на обчислювальній моделі мультистабільної імпульсної нейронної мережі (Spiking Neural Network, SNN), яка складається із блоку попереднього оброблення, рекурентно пов'язаних нейронів і блоку зчитування для декодування внутрішнього стану системи.

Властивість моделі SNN обчислювати дані в реальному часі, використовуючи швидке і надійне навчання, робить її максимально придатною для оцінювання різних за походженням, електрофізіологічних сигналів, і перед за все, ЕКГ-сигналів.

Першим кроком побудови обчислювальної мережі є вибір ефективного і надійного механізму кодування вхідного ЕКГ-сигналу до послідовності, яка подається на входи нейронної мережі для подальшого оброблення та здійснювання навчання. Як правило, для оброблення ЕКГ-сигналу, враховуючи особливості QRS і P-QRS-T-комплексів, найбільше підходить темпоральне



кодування, при якому спайковий шифратор кодує вхідний ЕКГ-сигнал як інтервал між спайками, використовуючи комбінацію порогових модуляторів, компаратора напруги, генератора спайків і таймера.

Другим кроком є процедура моделювання та навчання нейронів, для реалізації якої побудовано відповідну математичну модель. У табл. 1 наведено параметри, що використовуються для моделювання збуджуючих, як регулярних пікових, а також інгібіторних нейронів. Індекс  $E$  застосовується для позначення збуджуючих нейронів, тобто нейронів, які є глутаматергічними, тоді як індекс  $I$  – для нейронів інгібіторного типу з ГАМКергічними синапсами. Струм в постсинаптичному нейроні  $I_j$  обчислюється за формулою:

$$I_j = \sum_{i=0}^{n_j} i_{ij} \cdot w_{ij} \quad (1)$$

де  $n_j$  – загальна кількість пресинаптичних нейронів;

$i_{ij}$  – струм через синаптичний зв'язок між  $i_{ij}$  попереднім синаптичним нейроном і  $j^{\text{th}}$  постсинаптичним нейроном;

$w_{ij}$  – відповідна вага, яка моделюється шляхом зміни провідності.

Вихідний шар представлений мультістабільним нейронами з активними дендритними структурами, які збирають на свої входи синаптичні зв'язки із нейронами другого внутрішнього шару. Вони здатні генерувати одиночні спайки, знаходитись в стабільному низькому стані, або у перманентному стані насичення, як відповідь на велику кількість одночасних синаптичних входів.

Таблиця 1

### Параметри нейромережі для моделювання нейронів

Клас параметрів	Параметр	Значення
Нейрон	$a_E, a_I$	0.02, 0.1
	$b_E, b_I$	0.2, 0.2
	$c_E, c_I$	-65, -65
	$d_E, d_I$	8, 2
Початкові синаптичні сили	$W_0$	0.1 мкСм/см <sup>2</sup>
Збуджуюча / гальмівна спайкова час-залежна синаптична пластичність (E-STDP / I-STDP)	$A_{+E}, A_{+I}$	0.1, -0.1
	$\tau_{+E}, \tau_{+I}$	20, 20 мс
	$A_{-E}, A_{-I}$	-0.1, 0.1
	$\tau_{-E}, \tau_{-I}$	20, 20 мс
Гомеостаз (збуджуючий)	$\alpha, T, R_{\text{target}}$	0.1, 10, 35
Гомеостаз (гальмівний)	$\alpha, T, R_{\text{target}}$	0.1, 2, 3.5

Водночас відбувається синхронізація спайкової час-залежної синаптичної пластичності STDP (E-STDP/I-STDP) з використанням експоненційної функції:

$$W = \begin{cases} A_+ \exp\left(\frac{-t}{\tau_+}\right) & t > 0 \\ A_- \exp\left(\frac{-t}{\tau_-}\right) & \text{інакше} \end{cases} \quad (2)$$

Для запобігання насичення всіх нейронів використовується гомеостатичне синаптичне масштабування, за якого рівняння комбінованої зміни ваги задається як:

$$\frac{dw_{ij}}{dt} = \left[ \alpha w_{ij} \left( 1 - \frac{R_{avg}}{R_{target}} \right) + \beta(w_{after_{ij}}) \right] K \quad (3)$$

де  $\alpha$  – гомеостатичний коефіцієнт масштабування;

$\beta$  – коефіцієнт масштабування STDP;

$R_{avg}$  – середня швидкість стрільби нейрона спайками протягом великого періоду часу;

$R_{target}$  – попередня визначена швидкість “стрільб” нейрона (вибір конкретного дизайну);  $K$  – коефіцієнт масштабування, який визначається рівнянням:

$$K = \frac{R_{avg}}{T \left( 1 + \left| 1 - \frac{R_{avg}}{R_{target}} \right| \gamma \right)} \quad (4)$$

де  $T$  – інтервал часу, протягом якого усереднюється швидкість генерації спайку;

$\gamma$  – постійний фактор.

Для побудови моделі імпульсного штучного нейрону використовуємо базову мультістабільну модель спайкового нейрону, у вигляді системи рівнянь

$$\begin{cases} v' = 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I_0, \\ u' = a(bv - u), \end{cases} \quad (5)$$

при цьому початковий стан після генерації спайку визначається наступними умовами:

$$\begin{cases} v \leftarrow c, \\ \text{якщо } v \geq 30 \text{ мВ, тоді } u \leftarrow u + d \end{cases} \quad (6)$$

де  $v$  – мембранний потенціал (в мВ);

$u$  – змінна відновлення мембранного потенціалу;

$I_0$  – сумарний струм сполучення нейронної структури;

$a, b, c, d$  – безрозмірні параметри нейронної моделі.

Для подальшої апаратної реалізації моделі було виконано деякі перетворення і коригування рівнянь (5) та (6), в результаті отримана оптимізована модель штучного нейрону:

$$v[n+1] = 2v[n] + \frac{2}{2^8} [n] + 2^2 v[n] + 1400 - u[n] + I[n], \quad (7)$$

$$u[n+1] = u[n] + \frac{1}{2^6} \left( \frac{1}{2^2} v[n] - u[n] \right).$$

$$\text{Якщо } v[n+1] \geq 300, \text{ то } \begin{cases} v[n+1] \leftarrow -650 \\ u[n+1] \leftarrow -u[n+1] + 80 \end{cases} \quad (8)$$

Для практичної реалізації імпульсного штучного нейрону розроблено нейроморфний модуль мовою VHDL (рис. 1). Розроблений модуль має сім входів, один вихід та оперативну пам'ять (RAM), в якій зберігаються ваги синаптичних зв'язків з іншими нейронами (табл. 2). Водночас тактовий сигнал (CLK) відповідає за координацію різних дій нейрона; по-друге, активаційний сигнал (EN), який служить для активації функціонування нейрона; по-третє, сигнали включення запису (WE), адреси (Addr) і синаптичної ваги (Weight), які використовуються для запису у RAM нейрона; вхід шини AER (AER\_Bus) використовується для зчитування сигналу, коли нейрон мережі генерує спайк; двійковий вихідний сигнал (Spike\_out) вказує, чи згенерував нейрон спайк, чи ні. Також існують різні послідовні і комбінаційні цифрові блоки, які оперують діями нейрона: внутрішня RAM, послідовний блок для синаптичного входу ваги, два регістри для мембранного потенціалу і відновлення напруги: два комбінаційних блока, для реалізації диференціальних рівнянь.

Внутрішня оперативна пам'ять нейрона (RAM) представлена матрицею, яка складається з номерів нейронів і колонки відповідних синаптичних ваг із цими нейронами. Як показано в табл. 2, кожна позиція в стовпці відповідає вазі синаптичного зв'язку з нейроном, тому перший стовпець відповідає синаптичній вазі зв'язку з нульовим нейроном нейронної мережі, другий – другому і т. д. Таким чином, отримаємо матрицю зв'язків для кожного нейрона мережі. В табл. 2 наведено приклад формування таблиці синаптичних взаємозв'язків для п'яти нейронів. Якщо зв'язок між нейронами відсутній, то у відповідному стовпці записується нульове значення синаптичної ваги.

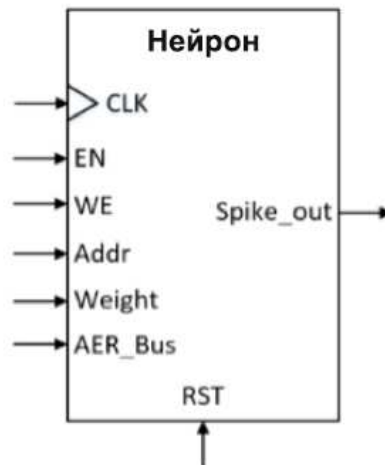


Рисунок 1 – Цифровий блок нейрона із зазначеними сигналами

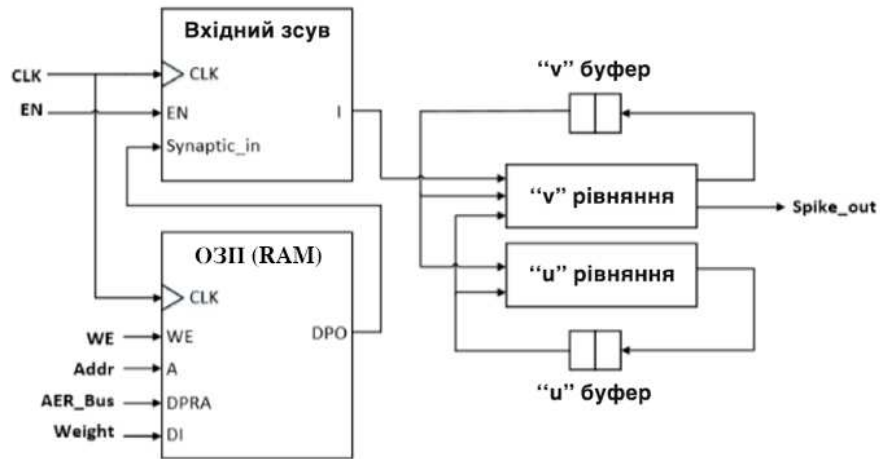


Рисунок 2 – Загальна структурна схема синтезованого нейрона

Таблиця 2

Таблиця значень блока синаптичних ваг нейрона (RAM)

Номер нейрона	Синаптична вага				
	Номер нейрона				
	0	1	2	3	4
0	0	70	0	0	0
1	0	0	-40	0	0
2	0	0	0	120	0
3	0	0	0	0	-15
4	0	0	0	0	0

Процес функціонування нейрона виглядає таким чином: спочатку він зчитує шину зв'язку AER для нейрона, який “вистрілює” спайком; потім оперативна пам'ять, що відповідає за зчитування синаптичної ваги, пов'язаної із записаним на шині AER номером, передає її послідовному блоку (“Вхідний зсув”). Послідовний блок відправляє синаптичну вагу до комбінаційного блоку диференціального рівняння мембрани, водночас, відповідаючи за додавання синаптичних ваг у випадку, коли кілька нейронів “обмінюються” спайками одночасно. Для цього шина AER зупиняє активність нейрона, дезактивуючи сигнал EN, що приводить до неможливості передачі більше одного спайка одночасно і запису однієї з адрес нейронів, які передаються в кожному тактовому циклі. В той самий час блок “Вхідний зсув” обмежує від'ємне значення синаптичної ваги до значення, що відповідає мембранному потенціалу  $v = -140$  мВ, оскільки при такому значенні мембранного потенціалу нейрон, з біологічної точки зору, не зможе генерувати будь-які спайки через явище глибокої гіперполяризації.

Як відзначалося раніше, кожен нейрон формується за допомогою цифрового модуля та навчального модуля STDP, взаємозв'язок між якими встановлюється за допомогою сигналів вмикання запису (WE), адреси (Addr) і сигналів синаптичної ваги, які дозволяють записувати дані в оперативну

пам'ять нейрона. Загальна структурна схема нейро-модуля із властивістю синаптичної пластичності STDP показана на рис. 3.

Отже, надання властивості адаптивності моделі імпульсного штучного нейрона досягнуто забезпеченням його електричної мультистабільності та здатності відтворювати паттерни електричної активності біологічних об'єктів з одночасним збільшення обчислювальної потужності і використання моделі в якості базового компонента нейроморфного модуля.

Водночас комплекс застосування спайкового шифратора вхідного сигналу, рекурентних нейронів внутрішнього шару та вихідних нейронів мережі зумовило побудову імпульсної штучної нейронної мережі у вигляді системи класифікації, яка самонавчається і здатна автоматично адаптуватися в режимі реального часу до змін вхідного сигналу, що може бути застосовано для оброблення складних клінічно-значущих випадків ЕКГ-сигналу.

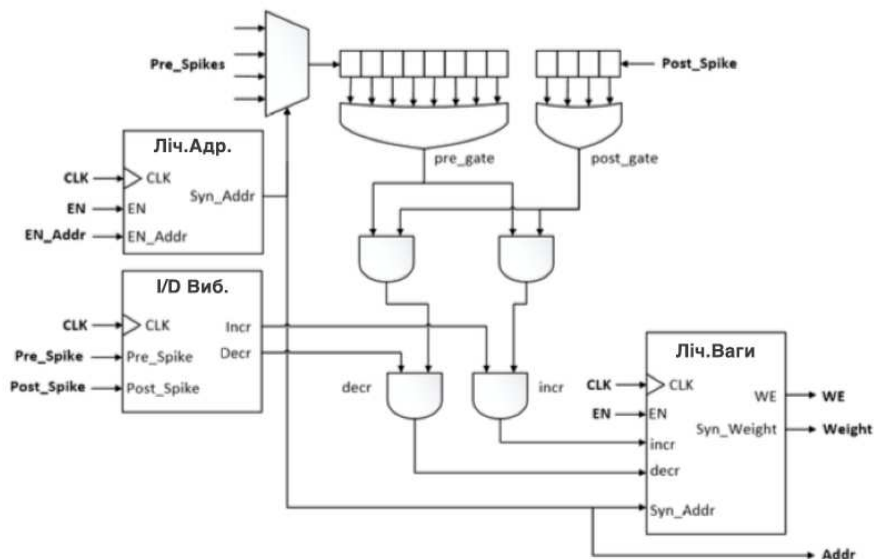


Рисунок 3 – Структурна схема нейро-модуля із властивістю синаптичної пластичності STDP

**Третій розділ присвячено** розробленню апаратно-програмного засобу (АПЗ) для оброблення електрокардіографічних сигналів, який базується на мінімізованому за співвідношенням функціонал/ціна апаратно-програмному рішенні від компанії Digilent, яка поставляє повний комплект розробника FPGA серії Basys на основі Xilinx® Spartan®-3E (рис. 4).

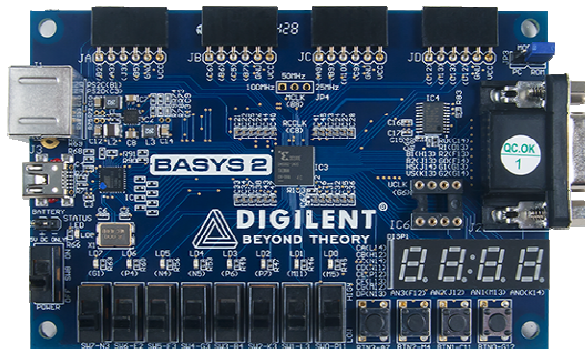


Рисунок 4 – Загальний вигляд модуля розроблення Digilent Basys II

Модуль розробника Basys II є платформою для професійного проектування різноманітних схемотехнічних рішень на базі архітектури FPGA. Побудований на мікропроцесорі Xilinx® Spartan®-3E FPGA і USB-контролері Atmel® AT90USB2 модуль Basys II надає розробнику повне, готове до використання обладнання, яке придатне для створення програмно-апаратних рішень від базових логічних пристроїв до складних контролерів.

Структурна схема апаратно-програмного засобу для оброблення ЕКГ-сигналу включає такі головні компоненти (рис. 5): стандартні ЕКГ-електроди; блок фільтрації та формування сигналу (аналоговий ЕКГ-фронтенд); нейро-модуль на базі FPGA Xilinx Spartan 3E для реалізації SNN; мікроконтролерний пристрій для формування та передачі пакетів даних і керування системою; блок керування зарядом акумуляторної батареї (АКБ); ПК із спеціальним програмним забезпеченням для реєстрації та аналізу отриманих даних на базі пакету Matlab і мови програмування Python.

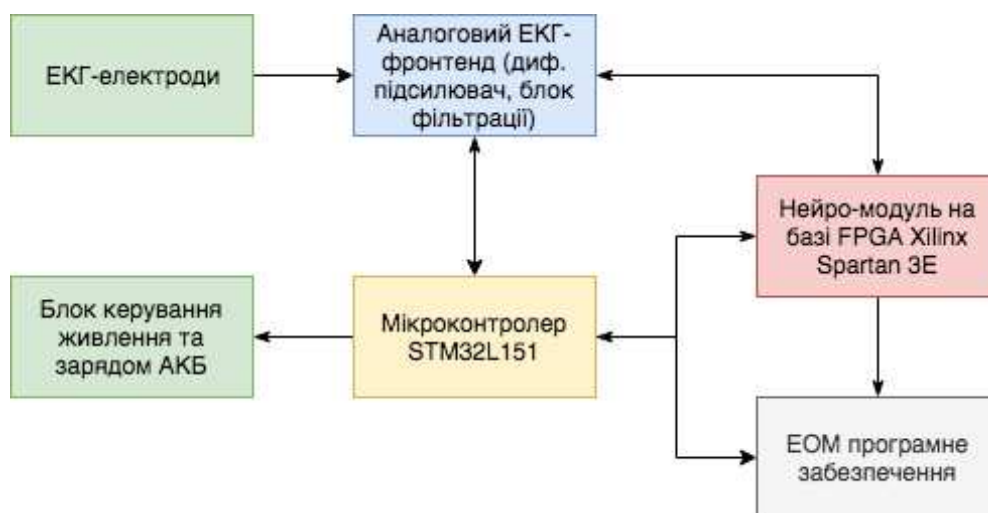


Рисунок 5 – Узагальнена структурна схема засобу для оброблення ЕКГ-сигналів

При роботі апаратно-програмного засобу в процесі оброблення та аналізу даних виникають шуми різного походження, які практично завжди змішуються з ЕКГ-сигналом і зумовлюють дрейф ізолінії, артефакти і дрібні коливання. Експерименти показують, що стадія попереднього оброблення необхідна для нормального і стабільного вивчення SNN для реальних даних. Водночас, при обробленні вихідного ЕКГ-сигналу виникає необхідність введення етапу скидання фільтраційного попереднього оброблення, який складається з: фільтрації низьких частот з частотою зрізу 15 Гц; фільтрації високих частот з частотою зрізу 5 Гц; диференціальної фільтрації; фільтрації ковзного середнього (з вікном усереднення 0.125 с). Для забезпечення ефективної роботи нейронної мережі архітектура засобу має передбачати та перевірку та підтримку високого ступеню точності розпізнавання ЕКГ (рис. 6).

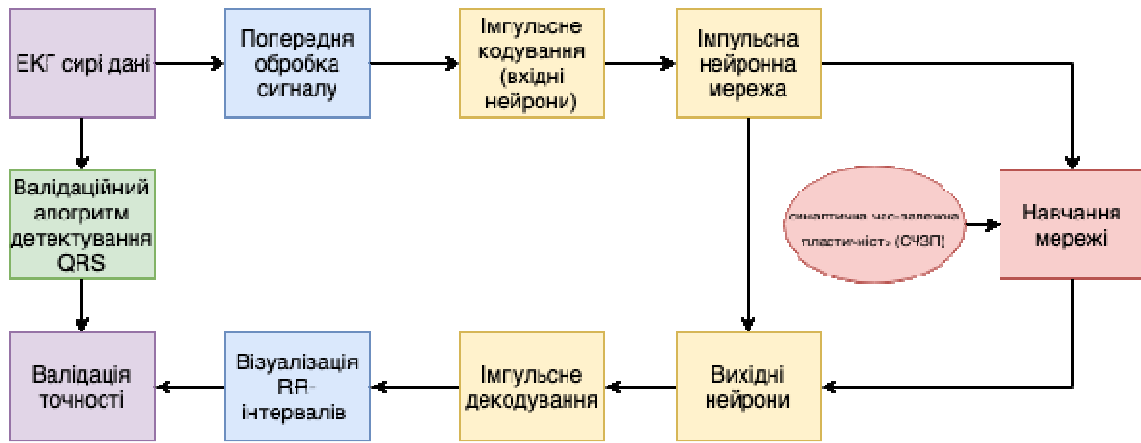


Рисунок 6 – Загальна структура засобу

На рис. 7 наведено схему електричну принципову аналогового ЕКГ-фронтенд модуля, який є базовим на стадії попереднього оброблення і фільтрації аналогового сигналу.

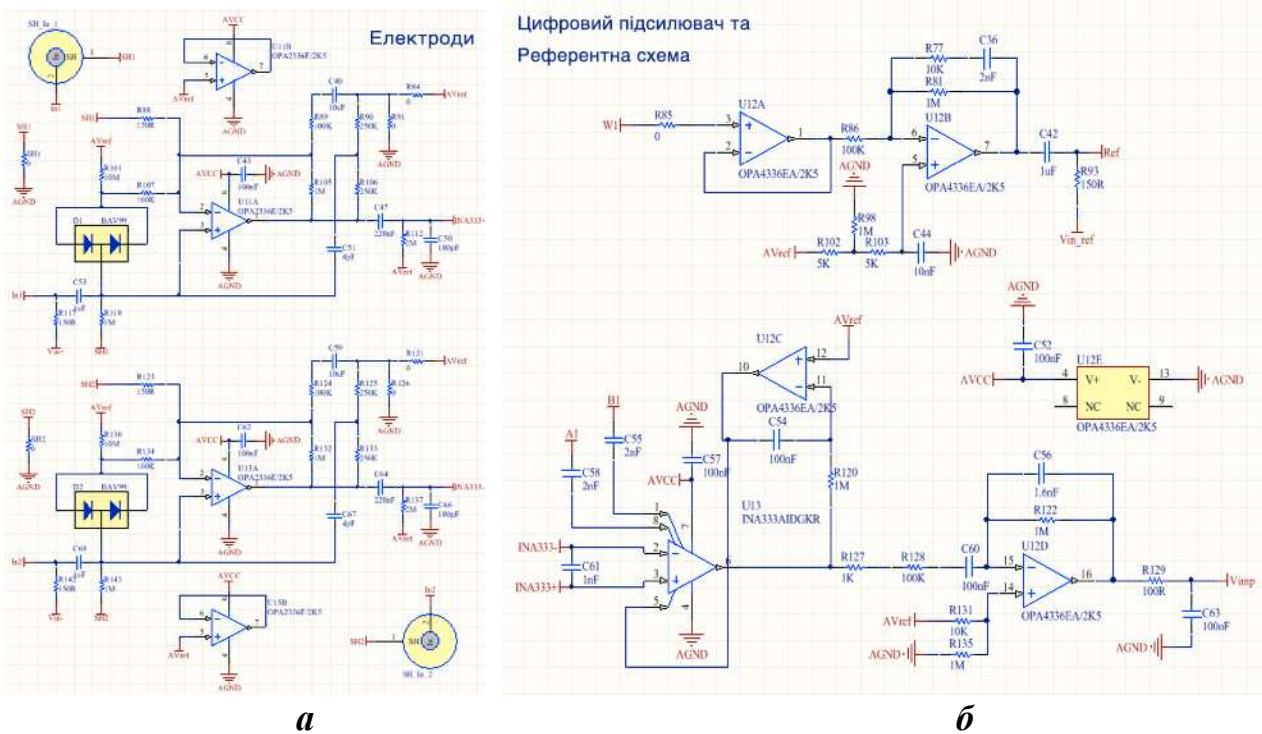


Рисунок 7 – Схема електрична принципова аналогового ЕКГ-фронтенду:  
 а – схема каскадів підсилення та фільтрації вхідних сигналів з електродів;  
 б – каскад диференційного підсилювача сигналу

Етап фільтрації додатково промодельовано у середовищі MATLAB, що дозволило отримати цифровий фільтр нижніх частот із передаточною функцією  $H(z)$ :

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (9)$$

Частота зрізу фільтра становить близько 15 Гц, затримка сигналу – п'ять семплів, а коефіцієнт підсилення – 36. Такий фільтр здатен ефективно придушувати завади від зовнішніх ліній електропередачі (50/60 Гц) при обробленні ЕКГ-сигналів з частотою дискретизації 250 Гц. Також, було використано фільтр високих частот, з частотою зрізу 5 Гц і передаточною функцією  $H(z)$  для боротьби із низькочастотним шумом та дрейфом ізолінії.

$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})}{(1 + z^{-1})} \quad (10)$$

Після фільтра високих частот необроблені дані надходять на диференційний фільтр з передаточною функцією  $H(z)$ :

$$H(z) = \frac{1}{8T}(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2) \quad (11)$$

На останньому етапі відфільтровані дані пропускають через віконний фільтр середнього (MWI). Сигнал усереднюється для фільтрації від високо-частотних завад за допомогою вікна довжиною 0.150 с:

$$Y(nT) = \frac{1}{N}[x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + \dots + x(nT)] \quad (12)$$

де  $Y$  – вихідний сигнал фільтра;

$nT$  – номер відліку ЕКГ-сигналу;

$N$  – загальна кількість семплів у вікні усереднення;

$x$  – значення амплітуди ЕКГ-сигналу в кожний момент часу.

В результаті на виході згладжуючого фільтра отримуємо сигнал (рис. 8).

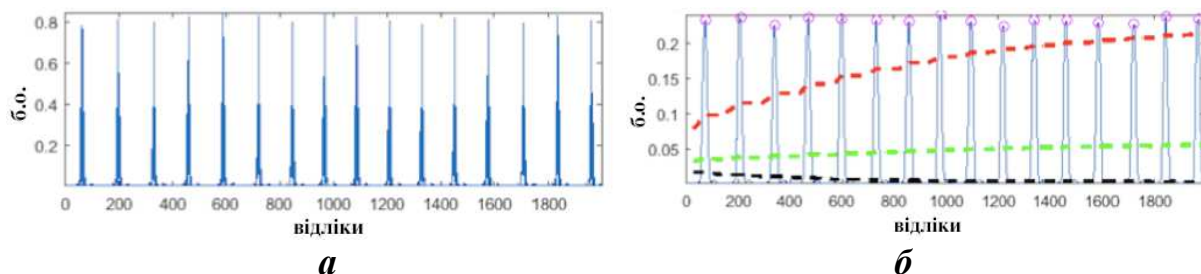


Рисунок 8 – Результат фільтрації вхідного ЕКГ-сигналу за допомогою тракту цифрової фільтрації: *a* – квадратичний нормалізований ЕКГ сигнал після стадії фільтрації; *б* – згладжений сигнал за допомогою фільтру MWI та відповідні детектовані R-піки ЕКГ-сигналу (кружечки) і рівні сигналу: рівень сигналу – красна пунктирна лінія; рівень шуму – чорна пунктирна лінія; адаптивний поріг – зелена пунктирна лінія. Вісь ординат – амплітуда нормалізованого сигналу у безрозмірних одиницях (б. о.). Вісь абсцис – номер семплу ЕКГ-сигналу

Програмне середовище розробленого засобу побудовано на основі програмного пакету STM32CubeMX, який фактично представляє собою автоматизоване робоче місце для розроблення систем на базі 32-бітових мікроконтролерів STM32, виконаних на основі ядер ARM Cortex. Пакет зарекомендував себе як зручне середовище для повноцінного налагодження



конфігурації МК з видачою пакета файлів ініціалізації, придатних для подальшого використання в ряді систем розроблення і налагодження керуючого коду МК. STM32CubeMX значно спрощує створення вбудованого ПЗ, та прискорює цей процес.

Після вибору периферії SPI2 і UART, налаштування головних вузлів МК (DAC, DMA), а також GPIO загального призначення, виконується функція Generate Source Code, за допомогою якої Cube виконує генерацію вихідного програмного проекту. Після закінчення процесу генерації отримуємо на виході готовий програмний проект в середовищі IAR Embedded Workbench, який далі можна відкрити, редагувати, компілювати і програмувати МК. В роботі було використано IAR Embedded Workbench версії 7.50.

Для комунікації та керування апаратним засобом за допомогою ПК розроблено програмне забезпечення мовою програмування Python. У середовищі розробки PyCharm було розроблено проект за допомогою інструментів мови програмування Python для взаємодії із мікроконтролером.

**В четвертому розділі,** який присвячено експериментальному дослідженню та апробації референтного методу і АПЗ – розглянутого питання оцінювання ефективності запропонованого SNN апарату для виявлення P-QRS-T-комплексів ЕКГ-сигналів та детектування P-, R-, T-, Q-, S-піків в реальному часі, а також порівняння результатів точності з референтним опорним алгоритмом, що працює за детермінованим принципом кінцевого автомата. При оцінюванні точності розробленої системи для кожної пари детектованих піків запропонованим референтним методом обчислюється похибка визначення точної часової мітки зареєстрованого піка, визначається параметр середнього проценту похибки відхилення (MAPE) детектованих піків. Параметр MAPE є різницею між фактичною міткою часу  $a_i$  певної ознаки сигналу (P, Q, R, S, T) і розрахунковою міткою часу  $p_i$ , що була отримана за допомогою референтного методу,

$$MAPE = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \left( \frac{|a_i - p_i|}{a_i} \right) \cdot 100 \quad (13)$$

де  $N$  – загальне число P-QRS-T комплексів у даному записі ЕКГ.

На рис. 9 показана вихідна спайкова послідовність у співставленні із синхронізованим фрагментом вхідного ЕКГ-сигналу, який подається на вхід SNN і кодується до спайкового формату. З графіку залежності видно, що вихідні спайки досить чітко корелюють з часовими мітками QRS-комплексів вхідного ЕКГ-сигналу.

Результати валідації точності детектування R-піків ЕКГ-сигналу для референтного методу наведені в таблиці 3. Для обраних записів найкращий випадок MAPE становить 0.32 %, а найгірший – 5.0 % відповідно.

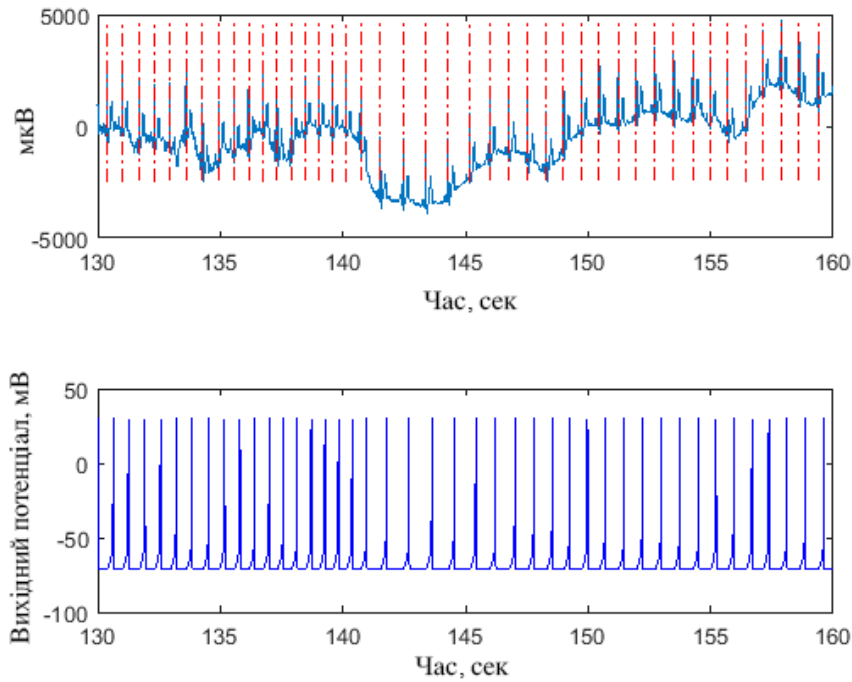


Рисунок 9 – Залежність імпульсів просторово-часового кодування нейрону вихідного шару (нижній графік) від вхідного ЕКГ-сигналу (верхній графік). Вісь ординат – амплітуда сигналу, мкВ (верхній графік), мВ (нижній графік). Вісь абсцис – час, с

Таблиця 3

#### Точність референтного методу

Номер запису	Всього R-піків	Позитивні похибки, кількість R-піків	Негативні похибки, кількість R-піків	MAPE, %
1	321	0	0	0.0
2	425	0	6	1.4
3	375	0	0	0.0
4	272	0	5	1.8
5	290	1	3	1.3
6	285	2	2	1.4
7	304	1	0	0.32
8	398	4	2	1.5
9	361	0	4	1.1
10	326	13	1	5.0

Показано успішне випробування алгоритму для довільно обраних п'яти записів ЕКГ з бази MIT-BIH і п'яти – з внутрішньої бази даних (intdb), тривалість яких обмежена  $t = 300$  секундами. Звіт про точність і результати перевірки SNN для кожного запису наведено в табл. 4. Найкраще значення MAPE становить 0.10 %, а найгірше – 3.0 %.

Таблиця 4

## Показники точності роботи SNN

Номер запису	Всього R-піків	Позитивні похибки, кількість R-піків	Негативні похибки, кількість R-піків	MAPE, %
1	311	0	1	0.32
2	270	1	0	0.10
3	354	2	8	3.00
4	298	1	6	2.61
5	367	1	3	1.15
6	405	1	4	2.02
7	434	2	2	1.11
8	305	2	1	0.98
9	321	1	2	0.87
10	287	1	2	1.30

Послідовність RR-інтервалів, отримана за допомогою SNN, порівнювалась з масивом інтервалів, який визначався за допомогою детермінованого чіткого алгоритмічного підходу. Середня різниця між інтервалами масиву RR на виході SNN і відповідними RR-інтервалами референтного методу не перевищувала 0.5%.

Алгоритм успішно випробуваний на записах ЕКГ-сигналу, тривалістю не менше за 300 с. На рисунку 10 показано результати кваліфікаційної оцінки показників детектування основних піків ЕКГ-сигналу (Р, R, Т-піків) з використанням апаратної реалізації підходу SNN для довільно обраних п'яти записів з бази МІТ-ВІН і п'яти записів з внутрішньої бази даних (intdb) у порівнянні з детермінованим референтним методом.

Отримані результати свідчать:

- для R-піків найкращий випадок MAPE – 0.10 % і найгірший – 3.10 %, середнє значення MAPE – 1.0 %;

- для Р-піків найкращий випадок MAPE – 0.80 %, найгірший – 5.5 %, середнє значення MAPE – 2.36 %;

- для Т-піків найкращий випадок MAPE – 0.32 %, найгірший – 2.78 % і середній MAPE – 1.37 %.

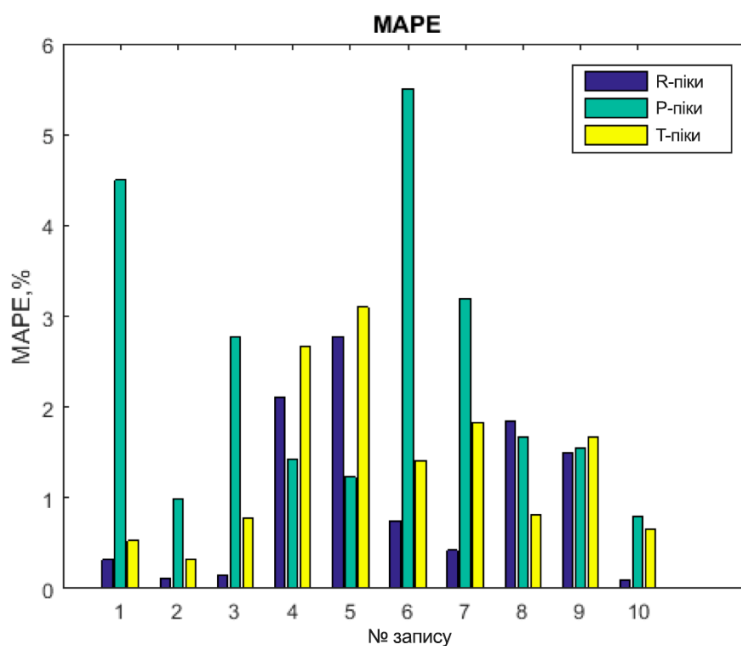


Рисунок 10 – Значення MAPE, розраховані для десяти різних записів (п'ять записів, вибраних випадково з бази даних ЕКГ MIT-BIH та п'ять з внутрішньої бази даних ЕКГ): при виявленні R-піків (фіолетові смуги); при виявленні P-піків (зелені смуги); при виявленні T-піків (жовті смуги). Вісь ординат – значення MAPE, %. Вісь абсцис – номер запису ЕКГ-сигналу

## ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

1. За результатами аналізу літературного контенту виявлено об'єктивні і суб'єктивні фактори, що впливають на якість оброблення ЕКГ-сигналів із застосуванням нейронних мереж та проведено оцінювання наявних апаратно-програмних засобів для аналізу ЕКГ-сигналів, результати якого стали основою системи і схемотехнічної реалізації апаратного забезпечення розробленого засобу.

2. Комплексне застосування спайкового шифратора вхідного сигналу, рекурентних нейронів внутрішнього шару та вихідних нейронів мережі зумовило побудову імпульсної штучної нейронної мережі у вигляді системи класифікації, яка самонавчається і здатна автоматично адаптуватися в режимі реального часу до змін вхідного сигналу, що забезпечило оброблення складних клінічно-значущих випадків ЕКГ-сигналу в режимі реального часу.

3. Необхідність розроблення оригінального адаптованого методу оброблення та фільтрації ЕКГ-сигналів для SNN-мережі обґрунтована необхідністю попереднього перетворення аналогового сигналу та фільтрації, новизна якого зумовлена суттєвим зниженням щільності даних, набуттям мережею стабільних станів і зменшенням помилки розпізнавання в 4 і більше разів.

4. Надання властивостей адаптивності моделі імпульсного штучного нейрона досягнуто забезпеченням його електричної мультистабільності та здатності відтворювати патерни електричної активності біологічних об'єктів з

одночасним збільшенням обчислювальної потужності, що обґрунтувало використання моделі в якості базового компонента нейроморфного модуля.

5. Результати моделювання структури спайкового шифратора для оптимального і точного кодування ЕКГ-сигналів підтвердили адекватність запропонованого підходу до формування необхідних і достатніх передумов побудові імпульсної штучної мережі.

6. Експериментальним шляхом встановлено, що нейронні структури з підвищеною кількістю стабільних станів спроможні генерувати більш складні патерни входної активності, що обґрунтувало можливість надання нейронній мережі додаткового обчислювального ресурсу підвищеної складності.

7. Схемотехнічна реалізація апаратного забезпечення засобу сприяла новому розумінню універсальної схеми реєстрації ЕКГ-сигналу, як ЕКГ-фронтенду, що підтримується вбудованим програмним забезпеченням мікроконтролера.

8. Пріоритетність та оригінальність технічних рішень нейроморфного модуля і розробленого на його основі апаратно-програмного засобу підтверджено, оскільки вони лягли в основу двох патентів США та експертною оцінкою комплексу конструкторської документації на виготовлення дослідного зразка засобу.

9. Апробація апаратно-програмного засобу і методики оцінювання валідації показників точності розпізнавання QRS- і P-QRS-T-патернів показали такі результати: для R-зубця – 1.00 %; для P-зубця – 2.36 % і для T-зубця – 1.37 %, що є суттєво кращими ніж у діючих аналогів.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

[1] Є.М. Сніжко, Д. В. Чернетченко, “Динаміка електричних потенціалів моделі мережі нейронів із нелінійними функціями активації”, *Вісник Дніпропетровського університету. Фізика. Радіоелектроніка*, т. 20, № 2(19), с. 50-57, 2012.

[2] М. М. Милых, Е. М. Снежко, И. В. Тимченко, и Д. В. Чернетченко, “Реализация алгоритмов преобразования АДМ-ИКМ в системах автоматики и передачи данных”, *Гірнична електромеханіка та автоматика*, № 2 (93), с. 72-76, 2014.

[3] Є. М. Сніжко, М. М. Мілих, М. П. Моцний, та Д. В. Чернетченко, “Мобільна система для вимірювання кольорових характеристик об’єктів”, *Електромагнітна сумісність та безпека на залізничному транспорті*, № 14, с. 102-106, 2017.

[4] Y. M. Snizhko, O. O. Boiko, N. P. Botsva, D. V. Chernetchenko, and M. M. Milykh, “Methods for increasing the accuracy of recording the parameters of the cardiovascular system in double-beam photoplethysmography”, *Regulatory Mechanisms in Biosystems*, vol. 9(3), pp. 335-339, 2018.

[5] Д. В. Чернетченко, М. М. Мілих, та К. В. Луданов, “Апаратна реалізація імпульсної штучної нейронної мережі для детектування параметрів

електрокардіографічного сигналу (ЕКГ)”, *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*, № 4(275), с. 126-133, 2019.

[6] D. V. Chernetchenko, “A Novel Method of Preprocessing and Spike Encoding of Electrocardiographic Signal for Multi-stable Spiking Neuronal Networks Application”, *Вчені записки Таврійського національного університету ім. В.І. Вернадського, Серія технічні науки*, т. 30(69), № 3, ч. 1, с. 191-199, 2019.

[7] Д. В. Чернетченко, М. П. Моцний, Н. П. Боцьва, О. В. Єліна та М. М. Мілих, “Автоматизована система реєстрації біоелектричних потенціалів”, *Вісник Дніпропетровського університету. Біологія, екологія*, т. 21(2), с. 70-75, 2013.

[8] S. M. Korogod, and D. V. Chernetchenko, “Nature of electrical tristability in a neuron model with bistable asymmetrical dendrites”, *Neurophysiology*, vol. 40, no. 5/6, pp. 412-416, 2008.

[9] N. Botsva, I. Naishtetik, L. Khimion, and D. Chernetchenko, “Predictors of aging based on the analysis of heart rate variability”, *Pacing Clinical Electrophysiology*, vol. 40(11), pp. 1269-1278, 2017.

[10] D. V. Chernetchenko, R. S. Romaniuk, D. Sawicki, and G. Yusupova, “Analysis of electrical patterns activity in artificial multi-stable neural networks”, *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering*, 7 p., 2019.

[11] Т. Ткаченко, Н. Ботсва, Т. Комендар, and D. Chernetchenko, “Autonomous hardware-software complex for biosignals registration and processing”, на *III Всеукр. наук.-практ. конф. Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних і комп’ютерних систем (MEICS – 2018)*, Дніпро, 2018, с. 95-96.

[12] A. Lavrenjuk, D. Chernetchenko, N. Botsva, and K. Pustova, “Blood pressure monitoring”, in *Proc. XIII Międzyn. nauk.-prakt. konf. Nauka i Inowacja – 2017, Przemysł*, 2017, pp. 53-55.

[13] K. Pustova, D. Chernetchenko, N. Botsva, and A. Lavrenjuk, “Non-invasive monitoring tools for automatic stress detection”, in *Proc. XIII Mezin. věd.-prakt. konf. Zprěvy Vědecké Ideje–2017, Praha*, 2017, pp. 21-23.

[14] Д. В. Чернетченко, Д. І. Золотова, Н. П. Боцьва, Е. М. Гасанов, та В. С. Олійник, “Автономний апаратно-програмний комплекс реєстрації та обробки кардіографічних сигналів”, in *Proc. XIII Int. scientific and pract. conf. Cutting-Edge Science – 2016, Sheffield*, 2016, pp.113-116.

[15] Д. В. Чернетченко, Е. М. Гасанов, Д. І. Золотова, та В. С. Олійник, “Апаратно-програмний комплекс реєстрації міографічних сигналів на базі мікроконтролера”, in *Proc. XII Mezin. věd.-prakt. konf. Efektivní nástroje moderních věd – 2016, Praha*, 2016, pp. 23-26.

[16] М. П. Моцний, Д. В. Чернетченко, Н. П. Боцьва, та О. В. Єліна, “Реєстрація біоелектричних потенціалів засобами комплексної автоматизованої системи”, in *Proc. X Mezin. věd.-prakt. konf. Veda a technologie: krok do budoucnosti– 2014, Praha*, 2014, pp. 102-105.

[17] С. В. Тимчик, С. М. Злепко, І. О. Криворучко, та Д. В. Чернетченко, “Професійне здоров’я людини і психічна, фізіологічна і клінічна складові”, на

*Міжнар. наук.-практ. конф. Сучасні наукові дослідження у психології та педагогіці – прогресс майбутнього*, Одеса, 2019, с. 45-48.

[18] Д. В. Чернетченко, Д. І. Золотова, Е. М. Гасанов, та В. С. Олійник, “Комплекс реєстрації та обробки біопотенціалів на базі мікроконтролера”, in *XII Międzynarodowej naukowo-praktycznej konferencji Perspektywiczne Opracowania Sa Nauka i technikami – 2016*, Przemysl, 2016, pp. 77-80.

[19] D. V. Chernetchenko, T. A. Botsva, “Method of registering the intervals between adjacent R-peaks of the ECG signal with the one hand in order to diagnose and assess the state of the human body and Heart Rate Variability wearable monitoring device”, *U.S. Patent and Trademark Office, US20180242858A1*, 2018.

[20] D. V. Chernetchenko D.V., T. A. Botsva, “Method and apparatus for cuff less blood pressure monitoring based on simultaneously measured ECG and PPG signals designed in wristband form for continuous wearing”, *U.S. Patent and Trademark Office, US20190059752A1*, 2019.

## АНОТАЦІЯ

**Чернетченко Д.В. Метод та апаратно-програмний засіб обробки електрокардіографічних сигналів за допомогою штучних мультистабільних нейронних мереж. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.**

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 “Біологічні та медичні прилади і системи”. – Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2019.

Дисертаційна робота присвячена розробленню програмно-апаратного комплексу для автоматизованого моніторингу ризиків виникнення серцево-судинних захворювань методом реєстрації та аналізу електрокардіографічних сигналів людини.

Запропоновано модель штучної нейронної мережі, яка використовується для вирішення задачі розпізнавання типових ознак ЕКГ-сигналів в режимі реального часу.

Розроблено нову модель штучного нейрону із біологічним ступенем подібності процесів та властивістю електричної мультистабільності, яку описано за допомогою формального математичного апарату аналітичним розв’язком для випадку лінеаризованих функцій активації.

Головними перевагами розробленої моделі штучної нейронної мережі є достатня для здійснення обчислювань в реальному часі потужність на ряду із можливістю оптимальної апаратної реалізації за допомогою ПЛІС-архітектури.

Розроблено: універсальну схему реєстрації ЕКГ-сигналу або ЕКГ-фронтенд; вбудоване програмне забезпечення мікроконтролера та процесору із ПЛІС-архітектурою, або нейроморфний модуль.

*Ключові слова:* серцево-судинні захворювання, електрокардіограма, варіабельність серцевого ритму, штучні нейронні мережі, нейроморфні

комп'ютери, мікроконтролери, імпульсні нейронні мережі, моделі нейронів, мультистабільні нейрони.

## АННОТАЦИЯ

**Чернетченко Д.В. Метод и аппаратно-программное средство обработки электрокардиографических сигналов с помощью искусственных мультистабильных нейронных сетей. – Квалификационный научный труд на правах рукописи.**

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 “Биологические и медицинские приборы и системы”. – Винницкий национальный технический университет, Винница, 2019.

Диссертационная работа посвящена разработке программно-аппаратного комплекса для автоматизированного мониторинга рисков возникновения сердечно-сосудистых заболеваний методом регистрации и анализа электрокардиографических сигналов человека.

Предложена модель искусственной нейронной сети, которая используется для решения задачи распознавания типичных признаков ЭКГ-сигналов в режиме реального времени.

Разработана новая модель искусственного нейрона с биологической степенью сходства процессов и свойством электрической мультистабильности, которую описано при помощи формального математического аппарата аналитическим решением для случая линеаризованных функций активации.

Главными преимуществами разработанной модели искусственной нейронной сети есть достаточная для осуществления вычислений в реальном времени мощность на ряду с возможностью оптимальной аппаратной реализации с помощью ПЛИС-архитектуры.

Разработано: универсальную схему регистрации ЭКГ-сигнала или ЭКГ-фронтенд; встроенное программное обеспечение микроконтроллера и процессора с ПЛИС-архитектурой или нейроморфный модуль.

*Ключевые слова:* сердечно-сосудистые заболевания, электрокардиограмма, вариабельность сердечного ритма, искусственные нейронные сети, нейроморфные компьютеры, микроконтроллеры, импульсные нейронные сети, модели нейронов, мультистабильные нейроны.

## ANNOTATION

**Chernetchenko D.V. The method and hardware-software implementation of electrocardiac signals processing using artificial multistable neural networks. – Manuscript copyright.**

Dissertation for obtaining the scientific degree of technical sciences candidate (PhD) in specialty 05.11.17 – “Biology and medical equipment and system”. – Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, 2019.



The dissertation project is related to the development of the original software and hardware complex for automated monitoring of the risks of cardiovascular diseases (CVD) by the method of registration and analysis of electrocardiographic (ECG) signals of a person.

The analysis of modern software and hardware solutions of automated control of physiological parameters of human health by means of electrocardiographic signals were discovered.

With the help of modern theoretical knowledge based on machine learning methodology, a new model of artificial neural models was proposed, which used for effectively solution of the problem of recognizing the typical features of ECG-signals in real time.

The original model of artificial neuron with biological complexity of processes and the property of electric multistability was developed. The model described using a formal mathematical apparatus, and has analytical solutions for the case of piecewise linearized function of activation.

Software for the synthesis and modeling of artificial neurons with a predetermined number of stability states was developed. Examples of successful synthesis of neurons with two, three, and four stationary stability states were considered. It is shown that the neuronal structures with more stable states are capable to generate more complex patterns of output electrical activity, and therefore can perform more complex calculations within the system of computing units.

The main limits and conditions of application of the developed artificial model were established.

The main advantages of the developed model of the artificial neural network: high computing power, which is necessary for real-time signals processing, also with the implemented memory function, as well as the possibility of easy hardware implementation with a microprocessor based on FPGA architecture.

The original model of an artificial neuron is used in the context of the computational spiking neural network (SNN).

An artificial SNN has been developed, consisting of the main units: the spiking coder of the input signal, the recurrent neurons of the internal layer and the output readout neurons of the network.

The universal schematic of the spiking encoder for optimal and accurate coding of ECG-signals processing by a neural network is designed, simulated and implemented.

The presented neural network represents a classification system that works without a teacher and is able to adapt to the changes in the input signal in real-time without any additional reorganization and supervising.

Modern electronic components base for the implementation of the hardware-circuit solution were implemented.

The universal scheme of registration of an ECG-signal is developed. Schematic consist of an input analog circuit for the electrodes signal filtering and patient protection (ECG-frontend), a differential (instrumental) amplifier, input signal adaptive gain controlling and filtering tract and main microcontroller unit.

The original embedded software for controlling the microcontroller and processor with FPGA architecture for the hardware implementation of the artificial neural network (neuro-module) has been developed. Artificial neural model was successfully optimized for effective apparatus realization on FPGA architecture.

A complete package of technical documentation for the production of a device prototype for the automated registration and analysis of ECG-signals was developed.

Desktop software for PC platform with aim of the Python programming language was developed for control, reading and visualization data from the device.

A sample of an electronic device prototype was designed and manufactured.

Validation tests and testing of the complex are carried out, for testing the accuracy of the classification of the basic amplitude-time characteristics of the ECG-signal in real time. Method and electronic device validated on 750 samples from an open Physionet database (MIT-BIH), as well as in laboratory conditions for volunteers. The accuracy of the system is investigated, the average error of classification of R peaks is 1.0 %; P-peaks – 2.36 %; T-peaks – 1.37 %, which are a significantly better than for current electronic analogues in production. Energy consumption of the electronic device was discovered. Tests shown that implemented solution has 1.25 less energy consumption than current modern ASICs solutions in production.

Commercial product was successfully implemented (also known as SenceBand) is cardiac heart-rate variability (HRV) monitor based of instrumental development and research. Also, co-authored of two patents at United States Patent and Trademark Office (USPTO). The research results are implemented in the research work of related higher educational institutions of Ukraine.

*Keywords:* cardiovascular diseases, electrocardiogram, heart rate variability, artificial neural networks, neuromorphic computers, microcontrollers, spiking neural networks, neuron models, multistable neurons.

Підписано до друку 31.10.2019 р. Формат 60x84 <sup>1</sup>/<sub>16</sub> Папір друкарський.  
Друк цифровий. Гарнітура Times Roman. Умовн. друк. арк. 1,1. Обл.-видавн.арк. 1,1.

Замовлення № 1455. Наклад 100 примірників.

49050, м. Дніпро, пл. Академіка Стародубова, 1. Друкарня “Візіон”  
Свідоцтво про держреєстрацію № 04052442 Ю 0021076  
Свідоцтво суб’єкта видавничої справи серія ДП № 60-р від 20.03.2001 р.