

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

**Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи**

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему: «Розробка методу визначення тремору для акселерометричної
біотехнічної системи зі зворотним зв'язком»

ХАІ.502.564М.23О.163.1905040 ПЗ

Виконав: студент 2 курсу групи №564М
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напряму підготовки)

Ростенко І.С.

(прізвище й ініціали студента)

Керівник: доц. Довнар О.Й.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: проф. Косуліна Н.Г.

(прізвище й ініціали)

Харків – 2024

Міністерство освіти і науки України
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)
Освітня програма Біомедична інформатика та радіоелектроніка
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри

О.В. Висоцька
(підпис) (ініціали та прізвище)
«10» жовтня 2023 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Ростенко Ілля Сергійович

(прізвище, ім'я та по батькові)

1. Тема кваліфікаційної роботи Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

керівник кваліфікаційної роботи. Довнар О.Й, к.т.н., доц.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом Університету № 1873 -уч від «10» жовтня 2023 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 10.01.2024.

3. Вихідні дані до роботи: дані акселерометричних вимірювань, шкала MDS-UPDRS, пакет Neural Network Toolbox із MATLAB 8.6

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1 Аналітичний огляд методів та засобів визначення тремору людини.

4.2 Розробка структурної схеми акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

4.3 Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

4.4 Реалізація методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

5. Перелік графічного матеріалу

5.1 Причини і види тремору (плакат, арк. А4).

5.2 Схеми методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком (плакат, арк. А4).

5.3 Структурна схема акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком (плакат, арк. А4).

5.4 Блок-схема алгоритму еволюції вагових коефіцієнтів (плакат, арк. А4).

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	Довнар О.Й., доцент	10.10.23	

Нормоконтроль _____ В.М. Олійник «12» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «10» жовтня 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання.	10.10.23	
2	Аналітичний огляд методів та засобів визначення тремору людини	11.10.23-1.11.23	
3	Розробка структурної схеми акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком	2.11.23 – 13.11.23	
4	Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком	14.11.23 – 25.11.23	
5	Реалізація методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком	26.11.23 – 11.01.24	
7	Нормоконтроль, передзахист та усунення недоліків.	12.01.24 – 19.01.24	
8	Захист роботи.	20.01.2024	

Здобувач вищої освіти _____

(підпис)

І. С. Ростенко

(ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи _____

(підпис)

О.Й. Довнар

(ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 107 с., 37 рис., 3 табл., 5 дод., 77 дж.

АЛГОРИТМ ГЕНЕТИЧНИЙ, ДОДАТОК МОБІЛЬНИЙ, ЗВ'ЯЗОК ЗВОРОТНИЙ, МЕРЕЖА НЕЙРОННА, СИСТЕМА АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНА, СИСТЕМА БІОТЕХНІЧНА, ТРЕМОР

Об'єкт дослідження – процес визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

Предмет дослідження – методи та засоби визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

Мета роботи - розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

Методи дослідження – аналітичні, акселерометричні методи, основні положення теорії біотехнічних систем, методи нейронних мереж та генетичні алгоритми.

Був проведений аналітичний огляд методів та засобів визначення тремору людини. Розроблено метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком, розроблено структурну схему цієї системи та мобільний додаток, що реалізує запропанований метод. Проведене порівняння власного рішення з аналогами, були виявлені та враховані недоліки інших методів та засобів.

ABSTRACT

Explanatory note to the master's qualification work: 107 p., 38 fig., 3 tabl., 5 app., 77 ref.

GENETIC ALGORITHM, MOBILE APPLICATION, FEEDBACK, NEURAL NETWORK, ACCELEROMETRIC SYSTEM, BIOTECHNICAL SYSTEM, TREMOR

The object of research is the process of tremor determination for an accelerometric biotechnical system with feedback.

The subject of research is methods and means of tremor determination for an accelerometric biotechnical system with feedback.

The purpose of the work is to develop a tremor detection method for an accelerometric biotechnical system with feedback.

Research methods – analytical, accelerometric methods, basic principles of the theory of biotechnical systems, methods of neural networks and genetic algorithms.

An analytical review of methods and means of determining human tremor was conducted. A tremor detection method for an accelerometric biotechnical system with feedback has been developed, a structural diagram of this system and a mobile application implementing the proposed method have been developed. A comparison of our own solution with analogues was carried out, the shortcomings of other methods and tools were identified and taken into account.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ	
ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ЛЮДИНИ.....	11
1.1 Тремор та механізм його генерації.....	11
1.2 Огляд проблеми використання біологічного зворотного зв'язку	17
1.3 Аналітичний огляд методів визначення тремору людини.....	24
1.4 Аналітичний огляд засобів для визначення тремору людини.....	30
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ	
БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ ЗВ'ЯЗКОМ	
2.1 Формалізація функцій акселерометричної біотехнічної системи зі	
зворотним зв'язком.....	42
2.2 Розробка структурної схеми акселерометричної біотехнічної системи зі	
зворотним зв'язком.....	46
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ	
АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ	
ЗВ'ЯЗКОМ	
	58
РОЗДІЛ 4 РЕАЛІЗАЦІЯ МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ	
АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ	
ЗВ'ЯЗКОМ	
	74
4.1 Вибір операційної системи	74
4.2 Проектування інтерфейсу.....	76
4.3 Інструкції по роботі з мобільним додатком «What kind of tremor?»...81	
ВИСНОВКИ.....	86
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ	88
ДОДАТОК А Причини і види тремору	97
ДОДАТОК Б Схема метода визначення тремору для акселерометричної	
біотехнічної системи зі зворотним зв'язком	99

ДОДАТОК В Структурна схема акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком	101
ДОДАТОК Г Блок-схема алгоритму еволюції вагових коефіцієнтів	103
ДОДАТОК Ж Програмний код обробки сигналу акселерометра та виділення компонентів для формування ознакового простору	105

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

БЗЗ – біологічний зворотний зв'язок.

ВСР – варіабельність серцевого ритму.

ЕМГ – електроміографія.

ЕТ – есенціальний тремор.

ОС – операційна система.

ПФТ – посилений фізіологічний тремор.

ХП – хвороба Паркінсона.

ЦНС – центральна нервова система.

ШПФ – швидке перетворення Фур'є.

ВСТУП

Актуальність роботи. Тремор верхніх кінцівок вважається найбільш розповсюдженим розладом рухової функції у пацієнтів. Він має різну етіологію та патогенез, а його вчасна діагностика є однією з актуальних міждисциплінарних проблем сучасної неврології, нейрофізіології та нейрохірургії. Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я в Україні в середньому 6% осіб у віці 65 років і більше, а також 3,8% осіб до 40 років страждають різноманітними проявами патологічного тремору [1].

Визначення параметрів аномальних рухів пацієнтів із симптомами тремору (Т-об'єктів), викликаних негативними впливами певного набору нервових вузлів кори головного мозку є актуальною медико-технічною задачею. Програмний аналіз цих параметрів важливий для розуміння ролі дисфункції окремих структур мозку в процесах управління рухами, а також для клініки в аспектах раннього виявлення, більш точної діагностики рухових порушень, вибору та корекції оптимального методу лікування, пов'язаного з вибором ефективної терапії [2]. Аналіз форм тремору має велике значення в неврологічній практиці для діагностики синдрому Паркінсона, при якому підвищений видимий неозброєним оком тремор є показником патологічного стану центральної нервової системи. Комп'ютеризований метод аналізу є надзвичайно точним та ефективним для оцінки ступеня тремору пацієнтів.

Складності діагностування цього типу розладу зумовлені існуванням різних видів тремтіння, а також їх однотипними проявами при різних функціональних ураженнях нервової системи [3]. Використання системного підходу на основі класифікації тремору, визначення причин виникнення й опису його нейрофізіологічних характеристик дозволяє підвищити якість діагностичного процесу та призначити ефективне лікування.

Мета і завдання дослідження. Метою даної роботи є розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

Для досягнення поставленої мети в магістерській роботі необхідно вирішити наступні завдання:

- провести аналіз відомих математичних методів і засобів визначення тремору людини;
- розробити метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.
- розробити структурну схему акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком;
- провести реалізацію метода визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком.

Об'єктом дослідження є процес визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

Предметом дослідження є методи та засоби визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком..

Методи дослідження. Методами дослідження є аналітичні, акселерометричні методи, основні положення теорії біотехнічних систем, методи нейронних мереж та генетичні алгоритми.

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком, що базується на генетичному алгоритмі Rprop (Resilient Propagation), враховує дані акселерометричних вимірювань і дозволяє підвищити точність класифікації ступеня тяжкості тремора кінцівок людини.

Практичне значення отриманих результатів. На базі запропанованого метода, розроблено мобільний додаток для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком який дозволяє визначати ступінь тяжкості тремору людини для проведення своєчасної раціональної терапії і реабілітації пацієнтів і зниження ризиків розвитку та прогресування паталогії.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ЛЮДИНИ

1.1 Тремор та механізм його генерації

Вестибулярні розлади є найпоширенішими у медичній практиці. Вони зустрічаються дуже часто, особливо серед пацієнтів середнього і старшого віку і є однією з основних причин падіння літніх пацієнтів, що часто призводять до травм і становлять серйозну загрозу для життя людей цієї вікової категорії [4].

Хвороба Паркінсона (ХП) - хронічне неврологічне захворювання, що повільно прогресує, характерне для осіб похилого віку. Належить до дегенеративних захворювань екстрапірамідної моторної системи. Захворювання пов'язане з прогресуючим руйнуванням та загибеллю нейронів, що виробляють нейромедіатор дофамін (у чорній субстанції та інших відділах центральної нервової системи). Для хвороби Паркінсона характерні такі рухові порушення: тремор, гіпокінезія, м'язова ригідність, постуральна нестійкість, а також вегетативні та психічні розлади.

Тремор (тремтіння) – один із найчастіших симптомів, що виникає ізольовано або у комбінації з іншими симптомами при різних ураженнях нервової системи, а також нерідко супроводжує ендокринні, соматичні захворювання та різні інтоксикації. Міжнародна дослідницька група визначає тремор як ритмічні механічні осциляції, принаймні мері, однієї функціональної області тіла [5]. Виділяють два основні види тремору – фізіологічний та патологічний.

Фізіологічний тремор існує у кожної здорової людини. Його амплітуда така мала, що він не видно неозброєним оком, частота становить від 8 до 12 Гц. Посилений фізіологічний тремор - це фізіологічний тремор з амплітудою більшою, ніж зазвичай, але зберігає колишню частоту (8-12 Гц).

Його часто можна бачити неозброєним оком. Посилений фізіологічний тремор виникає при різних станах, що призводять до збудження периферичних β -адренорецепторів (вплив підвищених доз ендogenous адреналіну при страху, хвилюванні, а також прийому ліків – агоністів цих рецепторів).

Патологічний тремор - тремор, що виникає при різних захворюваннях, видимий неозброєним оком і має ряд клінічних та електрофізіологічних характеристик, відмінних від фізіологічного тремору. Визначальний диференціально-діагностична ознака тремору серед інших гіперкінезів (хорея, атетоз, дистонія, балізм, міоклонус, тики) – його повторюваний осциляторний характер [5]. Патологічний тремор в основному має місце при спадкових або набутих захворюваннях центральної нервової системи: хвороба Паркінсона, мультисистемна атрофія, есенціальний тремор (ЕТ) та отруєння, наприклад, марганцем.

Патологічний тремор класифікують з етіології, локалізації та клінічних проявів. Стосовно руху виділяють тремор спокою та дії. Тремор дії, у свою чергу, поділяють на постуральний (тремор за підтримки певної пози), кінетичний (супроводжує активні рухи) та ізометричний (при ізометричному скороченні м'язів). Різновидом кінетичного тремору є простий кінетичний (при будь-яких довільних рухах) та інтенційний (при цілеспрямованому русі) тремор.

Кінезіоспецифічний тремор відноситься до рідкісних видам тремору дії і виникає лише за певних рухах (наприклад, писчий тремор), водночас відсутня при інших діях, що залучають ті самі м'язи. Крім того, всі види тремору класифікують синдромально: фізіологічний, посилений фізіологічний, есенціальний (ЕТ), паркінсонічний, дистонічний, мозочковий, психогенний та ін [6].

Синдром невизначеного тремору. Пацієнти з синдромом невизначеного тремору потрапляють під критерії класичного ЕТ, але мають додаткові неврологічні ознаки, які недостатні для діагнозу іншого неврологічного розладу. Раніше категоризований як «можливий ЕТ тип Ів» відповідно до

TRIG критеріїв, позначення «синдром невизначеного тремору» було запропоновано авторами згоди MDS, щоб уникнути труднощів, що походять з неправильних чи суперечливих діагнозів [7].

Первинний ортостатичний тремор, постуральний тремор нижчих структур стовбура, і, можливо, верхньої групи м'язів під час певного положення сидючи або відкинувшись у кріслі. У більшості пацієнтів ортостатичний тремор пригнічується при ходьбі. Як відмічено на міограмі, ортостатичний тремор характеризується високою частотою в діапазоні 13-18 Гц синхронної моторної діяльності контралатеральних груп м'язів, що відносяться до одного боку тіла.

Дистонічний тремор. Хоча згоди не було досягнуто щодо визначення синдрому дистонічного тремору, автори критеріїв згоди MDS запропонували багато визначень у межах цієї загальної категорії. Наприклад, «дистонічний тремор» відноситься, перш за все, до постурального та кінетичного тремору, що відбувається в частині тіла, порушеної дистонією.

Тремор певного положення. Цей тремор проявляється під час роботи певних, вузькоспеціалізованих моторних процесів. Він виникає, наприклад, при письмі, але не виникає за інших моторних дій; професійний тремор, що виникає, наприклад, у атлетів чи музикантів; або тремтіння голосу. Голосовий тремор може бути характеризований тремтінням голосу без інших проявів тремору або дистонії голосових зв'язок.

Синдром паркінсонічного тремору – повільно прогресивний, дегенеративний розлад центральної нервової системи, який може бути характеризується тремором (насамперед тремором спокою) та брадикінезією (повільність та бідність руху).

Старецький (сенільний) тремор - змішане тремтіння голови, нижньої щелепи, пальців рук, не надає значного впливу виконання рухів.

Тремор, викликаний лікарськими засобами, - тремор можуть спричинити інгібітори фосфодіестерази (в т.ч. кофеїн), агоністи В-адренорецепторів, глюкокортикоїди.

Ртутний тремор - виникає у спокої і посилюється при довільних рухах, проявляється у м'язах обличчя, потім кінцівок; спостерігають при ртутній інтоксикації.

Алкогільний тремор - тремтіння розведених пальців витягнутих рук, а також м'язів обличчя та язика, спостерігають при гострій алкогільній інтоксикації, алкогільзмі та абстинентному синдромі.

Істеричний тремор – носить постійний або нападаподібний характер, з непостійним ритмом та амплітудою, посилюється під впливом психогенних факторів; спостерігають за істерії.

Ознобододібний тремор - тремор всього тіла, що супроводжується скороченням м'язів, що піднімають волосся, і збліднення шкірних покривів.

Тремор при ураженнях мозочка - інтенційний тремор, проявляється в ритмічних коливаннях кінцівки при її наближенні до наміченої мети, тремор може бути постуральним - зазвичай грубий, виникає за збереження певної пози або утримування тяжкості. Титубація – різновид постурального тремору, з'являється у вертикальному положенні тіла та зникає у горизонтальному.

Тремор Холмса. Традиційно відомий тремор середнього мозку, так званий тремор Холмса визначений як симптоматичний. При даній патології можливе постуральне тремтіння через пошкодження, що зачіпають мозочково-таламічні та допамінергічні системи - що передбачають залучення стовбура мозку, мозочка та таламуса.

Міоритмія. Повільне скорочення м'язів 2-4 Гц у пацієнтів з ушкодженнями стовбура мозку (подібний до тремору Холмса).

Синдром невротичного тремору. Певні периферичні невропатії, особливо дисгаммаглобулінемічні невропатії, зазвичай зв'язуються з кінетичним та постуральним тремором порушених кінцівок.

Психогенний тремор. Ця форма тремору може мати психосоматичну основу

У розвитку тремору передбачаються 2 основні механізми: центральний та периферичний. В основі першого механізму лежить виникнення

центрального генератора тремору з певною частотою, що підтримується циркуляцією імпульсів по патологічних нейронних колах або за допомогою міжнейрональний зв'язок [8]. Виникнення патологічного тремору також пов'язане з порушенням контролюючих зв'язків мозочка, що призводить до несвоєчасної роботи м'язів-антагоністів під час виконання довільних рухів. До центральних структур, що беруть участь у треморогенезі, відносяться базальні ганглії, нижня олива, таламус, ядра мозочка, червоне ядро, кортико-спінальний тракт та ін. Центральний генез тремору можна підтвердити при спектральному аналізі треморографії. Так, за наявності центрального генератора домінуюча частота тремору не змінюється під час навантаження вагою [8].

Периферичний механізм генерації тремору складається з механічного та рефлекторного компонентів. Перший компонент периферичного тремору залежить від механічних коливань тіла та м'язів. Ці коливання мають постійний характер і реєструються незалежно від руху. При цьому вони мають низьку амплітуду та залежать від ступеня жорсткості суглоба, маси кінцівки і т.д. Крім того, на механічні коливання впливають серцеві скорочення, рухи, зумовлені актом дихання, та ін [9]. Рефлекторні осциляції обумовлені сегментарним рефлексом на розтяг, що забезпечує почергове скорочення реципрокно м'язів, що іннервуються. При наростанні аферентації з м'язових волокон (рухове навантаження, що призводить до натягу м'язів), у відповідь генерується руховий імпульс. Периферичні механізми генерації тремору знаходяться під контролем із боку центральних генераторів тремору та постійно взаємодіють. Рефлекторну та механічну складові можна виявити за допомогою спектрального аналізу треморограми, на якій переважає частотний пік зменшується на понад 1 Гц при навантаженні вагою на кінцівку [10].

Як провідний симптом патологічний тремор входить до структури не тільки неврологічних синдромів, але й зустрічається при широкому спектрі соматичних та ендокринних захворювань [11]. Так, загальна поширеність

тремтливих гіперкінезів становить 14,5% [12]. Незважаючи на поширеність тремтливих гіперкінезів у клінічній практиці, розмежування окремих видів патологічного тремору нерідко становить складне завдання.

Посилений фізіологічний тремор (ПФТ) виникає при наростанні амплітуди фізіологічного тремору. Тремтіння при ПФТ частіше має постуральний характер з легким кінетичним компонентом та має частоту 8–12 Гц [13]. В основі виникнення цього виду тремору лежать периферичні (механічні та рефлекторні) та центральні осциляції, які накладаються одна на одну. Причиною ПФТ вважається наростання периферичного рефлексу на розтяг та гіперсинхронність рухових одиниць на рівні периферичної рухової петлі [14]. Спровокувати посилення фізіологічного тремору можуть прийом треморогенних препаратів (симпатоміметики, вальпроати, літій, теофілін, трициклічні антидепресанти, аміодарон, деякі блокатори кальцієвих каналів, циклоспорин), ендокринопатії (гіпо-, гіпертиреом, 2-феохром). ПФТ є оборотним процесом, тобто при усуненні причин, що викликали його, тремтіння може повністю регресувати або значно зменшуватися [6].

Таким чином, тремор є основною та невід'ємною частиною багатьох захворювань. Тому гостро постає питання комплексного підходу діагностики тремтливих гіперкінезів, що дозволяє підтвердити нозологічний діагноз з урахуванням клінічних особливостей та об'єктивної оцінки тремору.

Перед практикуючим неврологом нерідко стоїть завдання диференціальної діагностики ХП та ЕТ. Завдання виявити ХП у випадках, коли тремор має нетиповий нею фенотип, тобто. нагадує есенціальний, ригідність чітко не визначається, а гіпокінезія слабо або помірно виражена, може виявитися непростою, особливо за відсутності у невролога великого досвіду у діагностиці хвороб руху. У зв'язку з цим актуальна розробка об'єктивних методів діагностики, в т.ч. із опорою на треморографічні дані [15-19].

1.2 Огляд проблеми використання біологічного зворотного зв'язку

Біологічний зворотний зв'язок зазнає серйозного методологічного зрушення — від суворо обмежених медичних та дослідницьких установ до особистого використання на рівні споживача завдяки бездротовим гаджетам, носимим та інтелектуальним пристроям, доступним у масовому порядку.

Біологічний зворотний зв'язок, також відомий як інструментальне навчання зі зворотним зв'язком, зазвичай описується як «фізіологічне дзеркало», яке відображає біологічні процеси суб'єкта (наприклад, активність нервової або кругової системи, дихальні цикли, мимовільні рухи тіла) або прогрес у оволодінні навичкою (наприклад, контроль рівноваги, мікро моторне завдання, синтез мови) у вигляді зовнішніх стимулів (аудіо, візуальний або тактильний сигнал), що дозволяє йому сприймати та регулювати свій внутрішній стан або зовнішню працездатність, відновити тілесні чи психічні функції після травм чи покращити загальне самопочуття [20-21].

Системи біологічного зворотного зв'язку характеризуються замкненою петлею, що саморегулюється, схематично зображеною на рис. 1.1, яка включає суб'єкта у свою кругову структуру, вимірюючи його фізіологічний стан, обробляючи виміряні дані і потім повертаючи їх назад у вигляді інформаційного сигналу.

З теоретичної погляду системи біологічної зворотний зв'язок базуються на теорії функціональних систем П.К. Анохіна [22]. Ця теорія постулює системоутворюючу роль рефлекторно-пускових подій (тобто зовнішніх подразників) та описує зворотні зв'язки, що беруть участь у формуванні фізіологічних функцій на поведінковому, метаболічному та гомеостатичному рівнях.

У світлі теорії функціональних систем системи біологічної зворотний зв'язок можна як пристрої штучного гомеостазу – функціональні одиниці, інтегровані у діяльність організму, які зберігають і посилюють здатність організму підтримувати динамічний стан рівноваги [23]. (рис. 1.1)

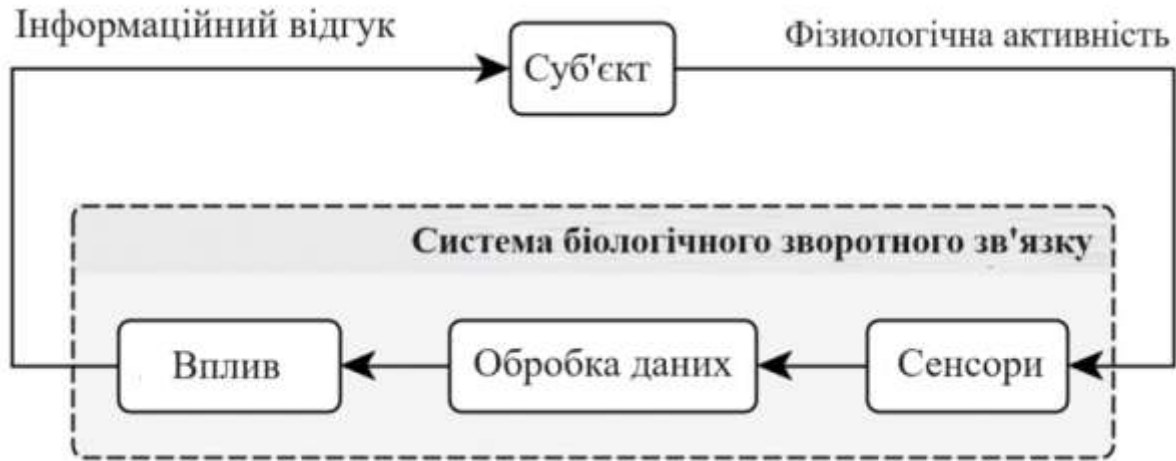


Рисунок 1.1 – Принципова схема петлі біологічного зворотного зв'язку

Датчики біологічного зворотного зв'язку можуть відстежувати такі фізіологічні характеристики, як: активність мускулатури всього тіла, периферичну температуру, дихання, об'єм пульсу крові, електродермальну активність [24-27], серцево-судинну та кіркову активність, ритми та багато інших.

Сенсори дозволяють проводити кількісні вимірювання фізіологічних та фізичних параметрів людини і в цілому характеризуються такими критеріями [29]:

- надійність, тобто гарантії стійкої передачі даних;
- точність, що означає, що точність даних має бути досить високою, щоб уявити реальну подію;
- оперативність: гнучкість до швидких змін та можливість зворотного зв'язку в режимі реального часу;
- перешкодостійкість або мінімальний вплив інструментальних шумів та похибок вимірювання;
- лінійність, тобто. компенсація нелінійних ефектів;
- ненав'язливість, тобто відсутність фізичного на користувача датчика.

Прилади (пристрої зворотного зв'язку) ініціюють штучний механізм зворотного зв'язку і є індикаторами, що спрямовують процес саморегуляції суб'єкта. Типові способи приводу, що використовуються в даний час, описані в таблиці 2.2.

Таблиця 1.1 - Форми зворотного зв'язку

Тип	Опис
Звуковий	Зазвичай використовується для попередження суб'єкта про неналежне виконання або відхилення від бажаного стану
Візуальний	Акцент робиться на різноманітній ілюстрації виконання завдань, специфічних для протоколу, та прогресу у досягненні експериментальних цілей
Тактильний	Критично, коли звукова чи візуальна інформація обмежена чи не піддається обробці, а також коли бажані розподілені стимули з багатими відчуттями

Суб'єкт управління отримує негайний зворотний зв'язок як за допомогою звукових, так і візуальних методів спрацьовування. Основними перевагами візуального зворотного зв'язку є пряме вираження та різноманітність уявлень (наприклад, кількісна статистика [30], візуальна проекція або віртуальної реальності [31]). Звуковий зворотний зв'язок підходить у тих випадках, коли візуальне уявлення зустрічає обмеження [32], або в завданнях, де занурення і залучення випробовуваного робить візуальний аналіз інформації відволікаючим або неможливим [33-34].

Типові режими звукового зворотного зв'язку включають звукові ландшафти [35], звукові ефекти (наприклад, зміна темпу, збільшення гучності) [36] або відмінний синтезований сигнал [37].

Тактильний (тактильний) біологічний зворотний зв'язок можна розділити на 3 різні групи в залежності від її реалізації та типу модальності [32]:

- вібротактильні, на основі вібромоторів; доступні та вбудовані в мобільні пристрої споживчого рівня, але споживають багато енергії.

- електротактильний, при якому використовуються поверхневі електроди та подача струму, що викликають відчуття поколювання; має низьке енергоспоживання, але генерація електричного зворотного зв'язку призводить до виділення тепла і може призвести до опіку або подразнення шкіри.

- термічний, при якому інформація про температуру передається через термометри, щоб допомогти користувачеві розрізняти властивості об'єктів та матеріалів; ця модальність була добре вивчена і, як така, має обмежене застосування.

Слух, зір та дотик мають різне когнітивне навантаження. Візуальна обробка інформації потребує більшої уваги, ніж реакція на звукові стимули, а тактильна модальність може вимагати або не вимагати інтенсивної концентрації залежно від поставленого завдання [38].

Кількість виконавчих механізмів також відіграє важливу роль в досвіді користувача і загальної ефективності протоколу біологічного зворотного зв'язку (тобто швидкості навчання та адаптації користувача).

Наприклад, дотик до текстури поверхні за допомогою біологічного зворотного зв'язку - це багате відчуття, яке вимагає вібротактильного, термічного або, можливо, мультимодального зворотного зв'язку, щоб розрізнити всі деталі. З іншого боку, негативний зворотний зв'язок, заснований на поколювання електротактильним пристроєм, набагато менш вимогливий до розумових здібностей і викликає лише простий поведінковий рефлекс.

Найбільш популярні методи біологічного зворотного зв'язку перераховані в таблиці 1.2 [39].

У сучасній практиці особлива увага приділяється використанню носимих і смарт-пристроїв (смартфонів [40-41], смарт-годинників [42] та фітнес-трекерів [43], планшетів [44] та смарт-окулярів [45-46]), різні гарнітури [47], мікроелектромеханічні системи (MEMS) [38] та бездротові натільні

мережі (WBAN) [32]. Популярні споживчі пристрої, їх розміщення та способи запису показані на рис. 1.2.

Відмінність між медичними пристроями і споживчими пристроями для здоров'я стає розмитим [48]: тепер один пристрій здатний відслідковувати широкий спектр медичних факторів ризику.

Таблиця 1.2 - Методи біологічного зворотного зв'язку

Назва	Характеристики	
	Абревіатура	Опис
Електрокардіографія	ЕКГ	Відчуття електричної активності поверхні тіла, що генерується серцем, зазвичай у вигляді сигналу варіабельності серцевого ритму (BCR)
Електроенцефалографія	ЕЕГ	Вимірювання електричної активності мозку на поверхні голови
Електроміографія	ЕМГ	Відчуття електричної активності, що виробляється м'язовими волокнами
Пневмографія	-	В основному використовується для оцінки частоти дихання
Електродермографія	ЕДГ	Вимірювання електричної активності шкіри за провідністю шкіри, потенціалом шкіри або шкірно-гальванічним опором (КГР)
Акселерометрія	-	Відчуття бічного та обертального руху тіла або певних частин тіла
Фотоплетизмографія	ФПГ	Оптичне визначення відносного кровотоку
Термальний	-	Виявлення зміни температури шкіри
Окулографія	-	Запис орієнтації та руху очей, як правило, за допомогою методів комп'ютерного зору

Також варто відзначити, що більшість перерахованих вище пристроїв можуть забезпечувати зворотний зв'язок у вигляді звукових, візуальних і

вібротактильних сигналів [32], що, поряд з доступною ціною і доступністю, робить їх одним з найбільш перспективних сенсорних модальностей. .

Однак, незважаючи на ці обіцянки, клінічні варіанти використання споживчих пристроїв, що носяться, залишаються вкрай обмеженими [43, 48]. Можливі програми для пристроїв, що носяться, все ще знаходяться в зародковому стані, не мають дозволу на використання в медичних цілях і досі вивчалися в основному в рамках наукових кіл, а не в контексті реального світу (рис 1.3).

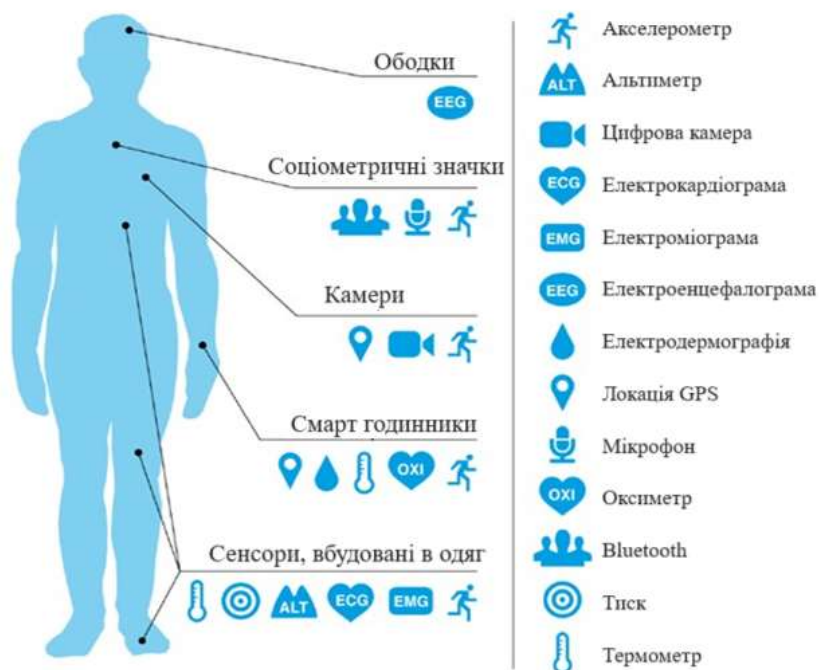


Рисунок 1.2 – Споживчі пристрої та їх датчики.

На сьогоднішній день клінічні дослідження, присвячені споживчим пристроям, що носяться, не показують доказів продовжуваних поведінкових змін за межами тривалості досліджень [48], що суперечить одному з основних принципів теорії функціональних систем [22]. Проте, слід зазначити, що дослідження, в яких робляться висновки про відсутність користі біологічного зворотного зв'язку, обмежені невеликим розміром вибірки та методологічними

обмеженнями та вказують на необхідність подальших контрольованих випробувань [49].

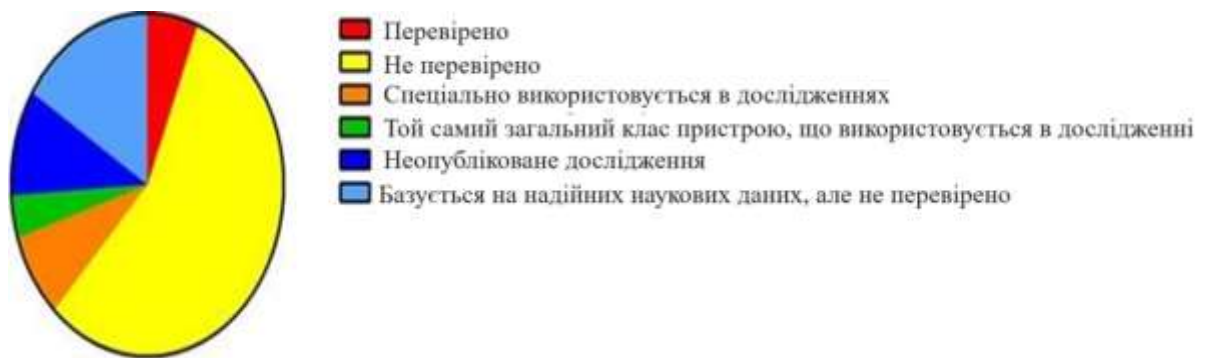


Рисунок 1.3 – Класифікація технологій біологічного зворотного зв'язку на основі критичного огляду та оцінки в [43]

Методологія біологічного зворотного зв'язку може бути ефективно використана як доповнення до традиційних методів лікування, а також як самостійний метод у випадках, коли традиційні методи не можуть стимулювати реакцію пацієнта або мають негативні наслідки.

Асоціація прикладної психофізіології та біологічного зворотного зв'язку (AAPB) та Міжнародне товариство нервового регулювання (ISNR) класифікували захворювання щодо ефективності застосовуваного до них лікування біологічним зворотним зв'язком. Усього існує п'ять класів методів біологічного зворотного зв'язку, від 1 до 5, від тих, для яких немає доступних доказів їх ефективності, до тих, що підтверджені емпірично [39].

Відповідно до зібраної бази даних додатками з рейтингом 3 і вище є: алкоголізм, тривога, артрит, синдром дефіциту уваги та гіперактивності (СДВГ), хронічний біль, епілепсія та судомні розлади, головний біль (включаючи мігрень), гіпертонія, безсоння, порушення скронево-нижньощелепного суглоба, нетримання сечі та калу [39].

Існують додаткові докази ефективності біологічного зворотного зв'язку при відновленні балансу [50] та після інсульту [51], а також при лікуванні

хвороб Паркінсона [46] та Рейно [39]. Однак більшість результатів виявились непереконливими і вказують на нагальну необхідність подальших клінічних випробувань.

В даний час стає доступним нове покоління електронних пристроїв споживчого класу. Зазвичай модальності, що використовуються, відстежують функціонування парасимпатичної та симпатичної нервової системи у вигляді моніторингу ВСР, біологічного зворотного зв'язку на основі дихання або КГР, медитації за допомогою нейробіоуправління.

Існує сильний і постійний інтерес до цієї зростаючої області медичних пристроїв, але він ще не мотивував проведення будь-яких достатніх досліджень ефективності та дієвості таких пристроїв.

Телемедицина на основі мобільних пристроїв, гаджетів і бездротових технологій є ефективним і перспективним інструментом для спостереження за пацієнтами в лікарнях або в домашніх умовах, а також для спостереження за фізіологічним станом людей психічно і психологічно складних професій (наприклад, пожежних), пілотування, управління роботою складних промислових систем, догляд за хворими, проектування та розробка програмного забезпечення [52]).

1.3 Аналітичний огляд методів визначення тремору людини

Треморографія – інструментальний метод реєстрації та кількісної оцінки тремору. За останні роки застосування методів кількісної реєстрації тремору показало свою ефективність у диференціальній діагностиці різних варіантів патологічного тремору.

Розрізняють електроміографічні та кінематичні методи реєстрації тремтливих гіперкінезів. До кінематичних методів запису тремору належать акселерометрія, гіроскопія, система відеореєстрації, фонотрёмометрія та ін. З електроміографічних методик для реєстрації тремору застосовують поверхневу електроміограму, голчасту електроміографію (ЕМГ) та тривалу

ЕМГ-реєстрацію. З перерахованих методик важливі переваги мають поверхнева електроміограма та акселерометрія [53]. Інші методи реєстрації тремору негаразд активно використовуються через їхні недоліки (тривалий час реєстрації, недостатня чутливість, висока вартість та інших.).

Акселерометрія записує коливальний рух кінцівки. Запис проводиться за допомогою датчика, який накладають на частину тіла, що рухається. Одним із недоліків даного методу дослідження вважається неможливість диференціювати істинний гіперкінез від рухів, що передаються з інших частин тіла. Тому виправдане застосування акселерометрії та поверхневої електроміограми одночасно.

Поверхнева електроміограма записує ритмічні електричні потенціали м'язів. Для запису тремору поверхневі електроди накладають на будь-який доступний м'яз. Сигнал, отриманий з м'язів, перетворюється програмою і представляється у вигляді демодульованої ЕМГ. За допомогою поверхневої електроміограми можна оцінити такі параметри, як патерн скорочень реципрокно інерованих м'язів, міжм'язову та кортико-м'язову когерентність, а також розрізнити тремор та пасивні рухи кінцівки [54].

Стандартний протокол запису треморограми включає дослідження в кількох позиціях: 1) у спокої (руки вільно розташовуються на підлокітнику крісла); 2) у положенні витягнутих уперед рук – для оцінки постурального тремору. При оцінці постурального тремору проводять спеціальні проби: навантаження вагою 500 або 1000 г (на витягнуту руку підвішується вантаж), когнітивні проби (рахунок місяців у зворотному порядку, послідовне віднімання) та кінетичні – для реєстрації тремору дії, наприклад проведення пальценосової проби. Тривалість запису кожної проби в середньому становить 20-30 с. Для реєстрації тремору електроди накладаються на будь-який доступний м'яз. Наприклад, для вивчення тремтіння рук це згиначі та розгиначі передпліччя. Запис може проводитися по черзі з двох сторін у разі тремору рук або з різних кінцівок одночасно.

При аналізі треморографічних даних оцінюються частотно-амплітудні показники, їх мінливість при проведенні спеціальних проб, зміна частоти у відповідь на навантаження кінцівки вагою, а також наявність поновлюваного тремору (зникнення тремору спокою при активних рухах з наступним наростанням амплітуди [55-56]. При оцінці отриманих даних велика увага приділяється спектральному аналізу поверхневої електроміограми. Крім того, активно застосовується спектральний аналіз огинаючої ЕМГ, крос-спектральний аналіз для оцінки патерну м'язів-антагоністів та когерентності. Спектральний аналіз огинаючої ЕМГ дозволяє отримувати числові параметри у вигляді гістограм розподілу частот спектральних піків, а також значення коефіцієнтів кореляції серед кількох груп м'язів [55]. Для визначення когерентності м'язів реєстрація тремору проводиться з м'язів 2 різних кінцівок. В результаті, якщо з різних кінцівок на електроміограмі фіксується високий пік когерентності на одній частоті, це свідчить про єдиний центральний осцилятор [57].

Сучасні методи реєстрації параметрів тремору засновані на перетворенні зсуву об'єкта різного роду датчиками у вихідний електричний сигнал, його попередньої обробки, перетворення у форму, зручну для зберігання та подальшого математичного аналізу. Використовуються датчики, засновані на принципі тензометрії, де реєструється зусилля, ємнісні датчики, що реєструють зміну магнітного поля при русі кінцівки, акселерометричні датчики, засновані на реєстрації прискорення руху. Однак методики реєстрації руху з використанням датчиків мають свої переваги, і недоліки. Більшість датчиків мають дротовий електричний зв'язок з устаткуванням реєстрації сигналу, є «контактними», тобто кріпляться певному ділянці тіла, мають певні фізичні параметри (обсяг, вага), що може впливати на отримані результати. Проблемним є питання відтворення даних, реєстрація яких залежить від вихідного становища кінцівки. Висока вартість теж є очевидною недоліком таких методів [58].

У патенті [59] розглянуто спосіб дослідження тремору рук у людей фізичної та розумової праці, де при дослідженні тремору рук використовували тренометр із криву образною доріжкою на панелі приладу. Хворий має провести стержнем по доріжці панелі, не доторкаючись до її країв. Кількість доторків і час проходження по доріжці фіксувались відповідно електричним шляхом, механічним лічильником імпульсів і секундоміром. Аналіз вилучених даних використовувався формулі, яка дозволяє отримати кількісні характеристики, тобто по кількості доторків до країв доріжки і по часу проходження використовували стан координатних процесів у людей фізичної та розумової праці. Цей спосіб визначення тремору рук використовували для визначення переваги людини від фізичної і розумової праці в інші періоди дня та пор року.

Цей метод не може бути використаний у лікувальних та науководосліджених закладах неврологічного профілю при оцінці діагностики і результатів лікування органічної поразки головного мозку, так як він не забезпечений до визначенню широкого спектру характеристик по ознакам тремору рук, різних параметрів амплітуди, частоти та форми, які обраховуються при визначенні ступеню захворювання до періоду лікування центральної нервової системи (ЦНС).

У патенті [59] розглянуто спосіб визначення тремору, в якому передбачають реєстрацію коливальних рухів пальця по відношенню до однойменної кисті у 4-х фазах дихання на треморограмі при нормальній гостроті зору, де період досліджень у пацієнта багаторазово визначають швидкість простої зорово-моторної реакції з обчислюванням середньої арифметичної величини та перетворення її в корисний сигнал, при цьому враховують тільки ті коливальні рухи, які слідуєть з інтервалом, рівним або більш середньої арифметичної величини простої зорово-моторної. Недоліком даного способу визначення тремору являється відсутність інформації про частоту, спектр та форму коливальних рухів пальця по відношенню до кисті, а амплітуда фіксується тільки при перевищенні пікового значення.

У патенті [59] розглянуто технічний метод треморографії, його суть у наступному: здійснюють реєстрацію залежності тремору периферичного сегменту суглоба від величини кута в суглобі під час виконання у ньому активного руху. На суглоб який випробовують співвісно закріплюють гоніометр, а на суміжний периферичний сегмент суглоба установлюють датчик прискорення. Обидва ці пристрою підключені до самописців, та по осі абсцис відкладають величину кутового переміщення у суглобі в градусах, та по осі ординат - величину інтегрального тремору (у М В/с), по наявності якого розпізнають патологію органів руху. В період досліджень хворий має виконувати повільний рух в суглобі зі швидкістю не більш 10° за 1 х. Форма кривої та ступінь збільшення інтенсивності тремору відображують відповідно характер і виразність механічної перешкоди руху (наприклад, рубці або деформації суглобних поверхностей). Даний метод використовується для визначення різномірної ортопедичної і травматологічної патології.

Цей спосіб визначення тремору руці не годен для діагностики і оцінки лікування ступеня органічної поразки головного мозку, так як він не забезпечує 26 всю широту спектру по амплітуді, частоті і формі по ознакам тремору руки в спокійному стані, які потребують тривалої і точної установки, що неможливо в практичному застосуванні.

У патенті [59] розглянуто метод в якому покладено використання пристрою, який відноситься до медицини, в частковості, до способів вимірювання руху тіла або його частин, для лікування органічної поразки головного мозку. Прилад працює за наступним принципом: визначення тремору, шляхом реєстрації коливальних рухів руки, з'єднаної елементом фіксації з датчиком, згідно винаходу, елемент фіксації коливального руху вільно підвішують на пальці у районі кінцевої нігтьової фаланги з можливістю виключення коливального інерційного руху датчика у період дослідження, а руку пацієнту в кистьовому суглобі опирають на нерухому жорстку опору і при коливальних рухах пальця визначають амплітуду, частоту і форму по напруженню, пропорційно тремору пальця. Визначення тремору коливальних

рухів руки, з'єднаних з датчиком, де датчик вільно підвішують на палець в районі кінцевої нігтьової фаланги, а також виключення можливих випадкових рухів руки, шляхом установки її на нерухому жорстку опору і запобігання небажаних коливальних рухів датчика забезпечить достовірність точних досліджених параметрів з можливістю визначення широкого спектру свідчень по амплітуді, частоті та формі.

Для способу визначення тремору пальця руки використовують простий пристрій, показаний на рис.1.4, де на жорстку нерухому опору встановлюють руку пацієнта для запобігання передачі мимовільних рухів плеча к пальцю руки. На зворотній стороні пальця у зоні кінцевої нігтьової фаланги, вільно підвішують елемент фіксації з датчиком. Елемент фіксації складається з клейкої стрічки та кільця підвіски, вони з'єднані двома шарнірами ланцюгового типу, що запобігає інерційному розхитуванню датчика. Датчик з'єднаний з самописцем, який графічно визначає амплітуду, частоту і форму тремору. Датчик магнітоелектричної системи, генераторного типу, прямого перетворення з частотою характеристики до 3 кГц.

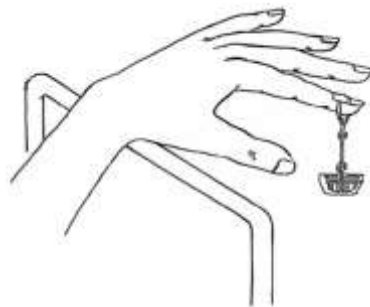


Рисунок 1.4 – Пристрій для визначення тремору пальця руки

Не дивлячись на те що цей метод дозволяє якісно слідкувати за динамікою патологічних змін тремору, він не дозволяє досліджувати коливання руки в автономному режимі.

1.4 Аналітичний огляд засобів для визначення тремору людини

Система захоплення рухів рук Leap Motion (рис. 1.5) для оцінки тремору [60] є простим додатком, де від випробовуваного потрібно провести пальцем лінію, тримаючи руку над контролером, при цьому відстежуючи місцезнаходження пальця на моніторі ПК (метод заснований на тесті, де лікар малює на аркуші паперу, після чого намальований патерн аналізується і порівнюється із зразком для кількісної оцінки тремору). Це система безмаркерного захоплення рухів рук, що складається з пари інфрачервоних камер та світлодіодів, що працюють в інфрачервоному діапазоні та підсвічують робочу зону. Камери відстежують рух рук в робочій ділянці простору (область тривимірної взаємодії має об'єм близько 227 дм^3 , умовно маючи форму віртуального куба зі стороною 61 см). Дані передаються на ПК, до якого підключено контролер з USB. Прийнята інформація обробляється за допомогою спеціалізованого ПЗ, результат виконаної дії відображається на екрані монітора. Leap Motion розпізнає зап'ястя, долоню та пальці двох рук окремо. Після завершення додаток розраховує середні показники положення, відхилення, часу і т.д. Також автором представлений додаток для розрахунку частоти тремору на основі фіксованого часу випробування. Випробовуваний проводить рукою якомога рівно над контролером, відстежуються рухи долоні і кожного пальця. Потім провадиться частотний аналіз.

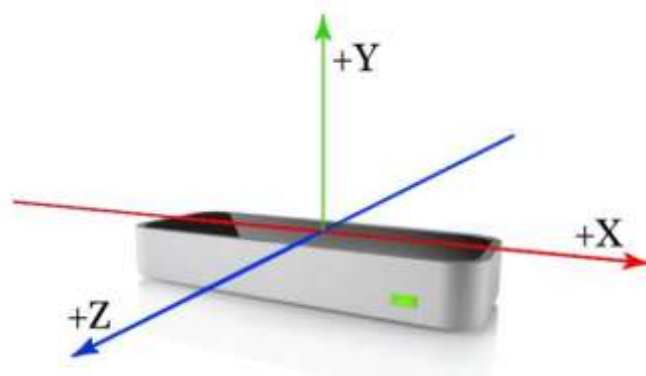


Рисунок 1.5 – Контролер Leap Motion

Tremorometer – прилад компанії Flexible Systems (USA), призначений для вимірювання та запису даних про рух пацієнта в трьох осях, при необхідності можна об'єднати інформацію від трьох осей руху в один вимір загального тремору руху, за допомогою запатентованого алгоритму, що дозволяє уникнути артефактів, що виникають у наслідок обертання, орієнтування та інших. Застосовується для відображення інформації в графічному вигляді, і передачі даних ПК для подальшого аналізу, відображення, друку або зберігання. Пристрій складається з тремор-датчика, мікрокомп'ютера та програм для роботи з мікрокомп'ютером. Датчик тремору - це три-осьовий акселерометр, що стикається з пальцем пацієнта і передає вимірювання тремору Tremorometer. Мікрокомп'ютер живиться від батареї живлення, ручний, автономний, програмований [61].

Відомі об'єктивні інструментальні методи дослідження тремору не набули широкого розповсюдження внаслідок своєї трудомісткості при комплексних дослідженнях, внаслідок своєї низької запобіжної безпеки і низької стандартизації.

Мікропроцесорна система для пригнічення тремору верхньої кінцівки людини [62] може бути використана при лікуванні, діагностиці та експертній ідентифікації тремору-утворюючих захворювань. Система складається із обчислювального ядра (мікроконтролер), блоку з мікро-механічними датчиками та фіксуючого назап'ястника із сервоприводом. Алгоритм роботи цієї системи наведено на рис. 1.5.

Блок з датчиками закріплений безпосередньо на кисті і постійно відслідковує рівень тремору кінцівки, що дозволяє точно встановити початок нападу. При виявленні підвищеного рівня тремору, мікроконтролер надсилає сигнал на сервопривід фіксуючого назап'ястника, який в свою чергу, починає блокувати подальші коливання за допомогою фіксації направляючих секцій. Направляюча секція являє собою конусоподібну фігуру з внутрішньою порожниною. Направляючі конуси з'єднані у єдиний ланцюг.

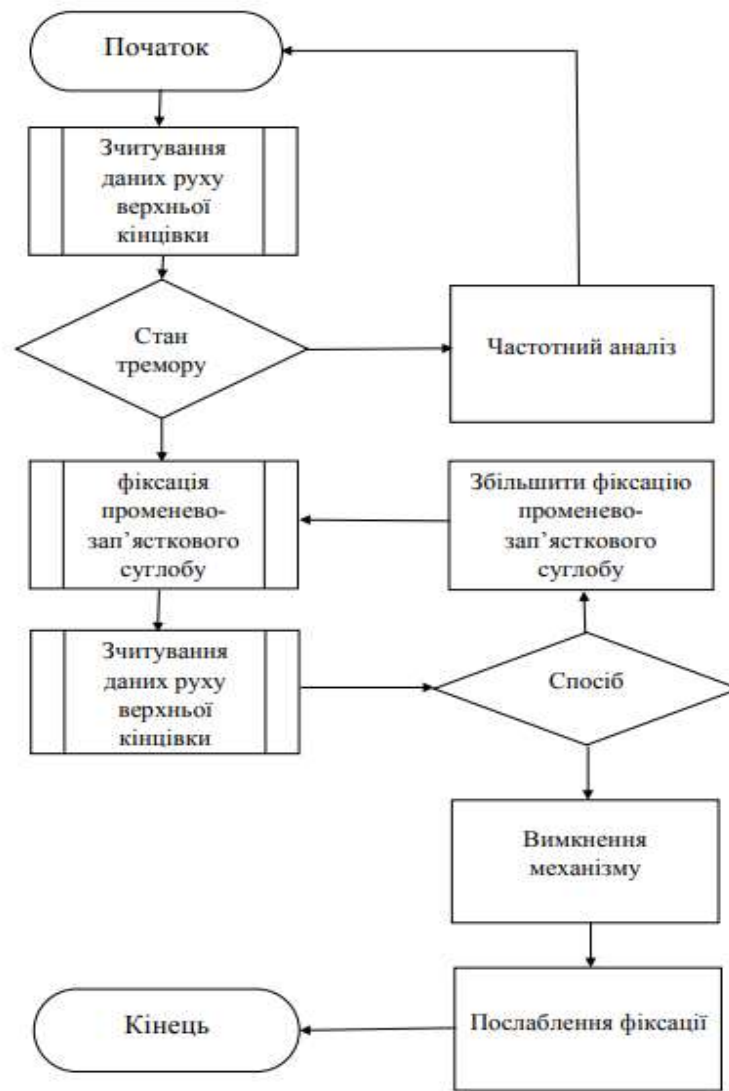


Рисунок 1.5 – Структурна блок схема методу

При нормальному рівні тремору, ланцюг дозволяє вільно рухати зап'ястним суглобом у перпендикулярній площині. При перевищенні порогового значення тремору, сервопривід стягує направляючі тяги і, таким чином, утворює жорстку фіксуєчу конструкцію. Після початку нападу і фіксації зап'ястного суглоба, амплітуда коливань тремору зменшується і напад поступово припиняється.

Для реєстрації мимовільних рухів кінцівок людини доцільно використовувати вимірювальний комплекс на основі датчиків токовихревого

типу. Весь комплекс містить сенсорний блок, блок обробки сигналів, систему інтерпретації даних та прийняття рішень (рис. 1.6).

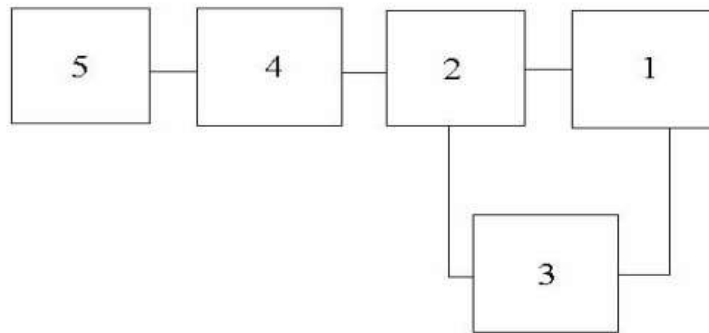


Рисунок 1.6 – Структурна схема пристрою для реєстрації мимовільних рухів кінцівок людини: 1 – сенсорний блок, що містить токовихревий датчик; 2 – блок обробки сигналів (з урахуванням модулятора); 3 – генератор високої частоти; 4 – аналого-цифровий перетворювач (звукова карта персонального комп'ютера); 5 – персональний комп'ютер

Сенсорний блок має токовихревий датчик у вигляді спіралі Архімеда, який вбудований як індуктивність у коливальний контур на кварцовому резонаторі. Даний вимірювальний комплекс забезпечує реєстрацію абсолютних переміщень кінцівок у широкому частотному діапазоні, проте інформаційно-значущий частотний інтервал укладається в інтервал 0-25 Гц. Особливу увагу слід звернути на низькочастотний діапазон, тому що в різних умовах (фізіологічні навантаження, прийом фармакологічних препаратів) саме в діапазоні частот 0–4 Гц та 8–11 Гц відбуваються зміни в амплітудно-частотних характеристиках треморограм людини [63].

Відомі пристрої для дослідження тремору (патент UA 2113169, публ. 20.06.1998; патент RU 2114558, опубл. 10.07.1998), що включають в себе одновісний акселерометричний датчик для почергової реєстрації тремору спокою і спокою визначення інтегральних потужностей тремору в смугах частот 7.5-10.5 та 10.5-13.5 Гц (для формування з них згодом кількісних

діагностичних ознак). Недоліками таких пристроїв є: значна трудомісткість їх використання для комплексного дослідження різних видів тремору, оскільки вони дають можливість лише послідовної реєстрації та обробки сигналів з різних точок знімання; неможливість повторного використання записів унаслідок відсутності їх збереження.

Відомо пристрій для дослідження пальцевого тремору (патент на корисну модель RU 18625, публ. 10.07.2001), що дає можливість багатоканальної реєстрації тремору кількох пальців токовихривими датчиками, запису сигналів в комп'ютер і одночасному визначенні кількісних параметрів тремору різних пальців засобами. Недоліком пристрою є те, що його складно використовувати для комплексного дослідження тремору спокою та постурального тремору кінцівок, голови та центру мас тіла та неможливо використовувати для дослідження кінетичного тремору кінцівок.

Відомий пристрій для комплексного дослідження різних видів тремору людини [64], який складається з акселерометричного датчика, з'єднаного з аналого-цифровим перетворювачем та комп'ютером із програмним забезпеченням для введення та обробки сигналів тремору (рис. 1.7).

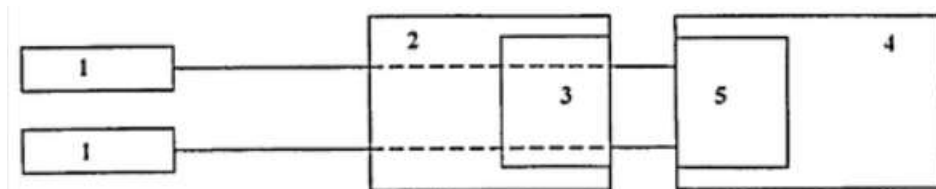


Рисунок 1.7 – Пристрій для комплексного дослідження різних видів тремору людини

Пристрій містить другий незалежний від першого одновісний п'єзоелектричний акселерометричний датчик. Кожен із датчиків через виділений канал узгоджувального блоку з'єднаний з виділеним входом аналого-цифрового перетворювача, а виходи аналого-цифрового перетворювача з'єднані з модулем спеціалізованого програмного забезпечення

комп'ютера, виконаного з можливістю визначення кількісних параметрів тремору та зіставлення їх з відповідними величинами в нормі. Застосування винаходу дозволить підвищити точність вимірювання параметрів тремору та забезпечить порівняння їх із відповідними величинами в нормі.

Пристрій для комплексного дослідження різних видів тремору людини (рис. 1.7) містить два незалежні одновісні п'єзоелектричні акселерометричні датчики 1, кожен з датчиків через виділений канал узгоджувального блоку 2 з'єднаний з виділеним входом аналого-цифрового перетворювача 3. Виходи аналого-цифрового перетворювача 3 з'єднані спеціалізованого програмного забезпечення комп'ютера 5 4. Пристрій укомплектовано також обідком для кріплення датчиків 1 при реєстрації тремору голови і адаптером кубічної форми на ремені для кріплення датчиків 1 в області крижів при реєстрації тремору центру мас тіла.

Комплексне дослідження різних видів тремору людини за допомогою описаного вище пристрою здійснюється в такий спосіб.

Спочатку за допомогою двох незалежних одновісних п'єзоелектричних акселерометричних датчиків 1 одночасно реєструють два сигнали тремору у двох різних, зазвичай симетричних, точках тіла, наприклад у симетричних точках різних кінцівок, потім сигнали тремору, кожен по своєму виділеному каналу узгоджувального блоку 2, подають на аналого перетворювач 3. З виходів аналого-цифрового перетворювача 3 оцифровані сигнали тремору направляють модуль спеціалізованого програмного забезпечення 5 комп'ютера 4, де проводять одночасний спектральний аналіз сигналів тремору, визначають потужність тремору і коефіцієнт асиметрії тремору. Потім повторюють послідовність всіх попередніх дій для різних наборів точок знімання (зазвичай для кистей рук, для стоп ніг, для голови та для області крижів) і для різних тестових умов (зазвичай для забезпечення реєстрації різних видів тремору - тремору спокою, постурального тремору та кінетичного тремору). Після цього проводять формування зведеного протоколу

обстеження, що включає кількісні параметри тремору у проведених тестах та їх співвідношення з нормою.

Відомий засіб реєстрації та аналізу тремору, в основі якого лежить той факт, що тремор можна зафіксувати за допомогою детектора руху, заснованого на порівнюванні кадрів шляхом віднімання з наступного кадру попереднього [65]. Під час роботи використовується: веб-камера та Персональний комп'ютер с операционной системой Windows. Камера працює зі швидкістю 30 кадрів за секунду, тобто одна секунда відео складається з 30 зображень. Тремор, як і будь-який інший рух, визначається як різницю між двома сусідніми кадрами. Таким чином, послідовно порівнюючи 30 зображень в секунду можна фіксувати рухи, в даному випадку тремор, до 30 разів на секунду, тобто. із частотою 30 Гц (рис. 1.8).

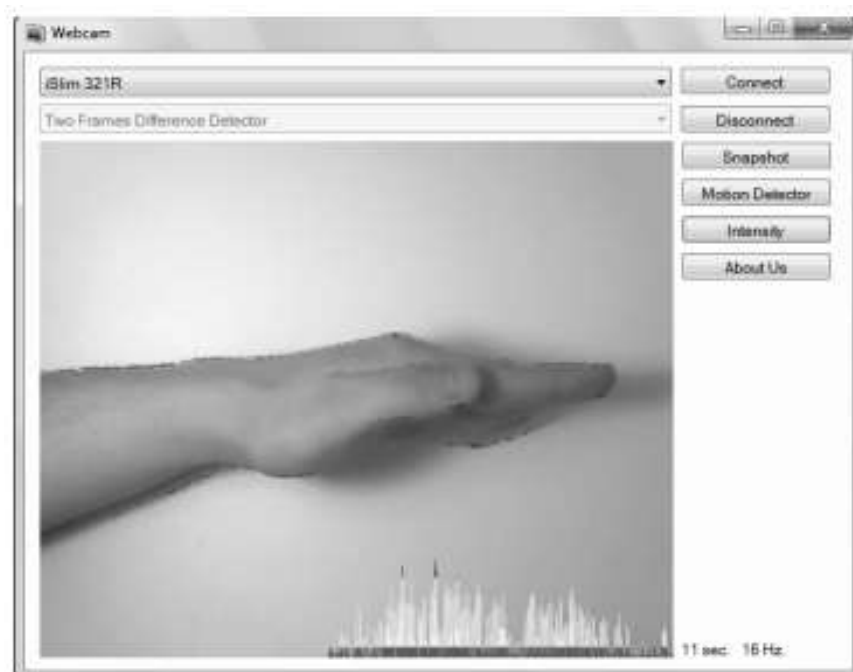


Рисунок 1.8 – Діалогове вікно програмного засобу реєстрації та аналізу тремору на основі порівнюванні кадрів шляхом віднімання з наступного кадру попереднього

Частоти фізіологічного тремору рідко перевищують 12 Гц, а патологічного зазвичай нижче, ніж фізіологічного (є винятки, наприклад ортостатичний тремор - 13-18 Гц). Таким чином, метод дозволяє повною мірою реєструвати тремор та аналізувати його частоту. Для візуалізації тремору пацієнту пропонують пройти експрес-тест. Він витягає руку і тримає її так само, як зможе протягом однієї хвилини. Руку пацієнт витягує і тримає строго на відстані 50 см у центрі огляду вебкамери на тлі, що різко контрастує з рукою. Для візуалізації руху протягом експрес-тесту використовується виділення вибраним кольором; графік інтенсивності; частота тремору, що розраховується в реальному часі. Графік інтенсивності показує інтенсивність тремору як стовпці, що вище стовпець, то більшою була різниця між двома кадрами. Цей графік будується у реальному часі. Низька інтенсивність тремору на ньому вказується зеленим кольором, середня – жовтим та висока – червоним. Розрахунок частоти тремору проводиться щомиті на основі даних з внутрішнього таймера програми та даних щодо кількості коливань із середньою амплітудою.

Проте тремор і будь-які рухи, що реєструються вебкамерою - це не одне і теж і тому необхідний ряд стандартних умов роботи (фіксована відстань, нульовий ухил, адекватне розташування руки, спеціальне тло, поріг тремору та гарна освітленість), які звужують можливості застосування цього методу на практиці [66].

Бездротова портативна система аналізу тремору (треморграф) призначена для автоматичної реєстрації міографічної активності та актив рухів у кінцівках при різних екстрапірамідних та інших рухових порушеннях при есенціальному треморі, дистоніях та інших розладах (тики, міоклонії) наведена на рис. 1.9. Також дана система застосовується для кінезіологічного аналізу патерну руху при ходьбі, ручній моториці.



Рисунок 1.9 – Треморграф "Callibri" - девайс виробництва "Brain Bit"

Система складається з двох або чотирьох бездротових датчиків "Колібрі", кожен з яких має один електроміографічний канал та один канал МЕМС (акселерометр та гіроскоп). Відсутність дротів при реєстрації електроміограми та акселерометрії дозволяє сказати про значні переваги Колібрі над іншими системами аналізу тремору як сигналу, відповідно до точності діагностики. Ця система дозволяє вирішувати важливі завдання діагностики видів тремору, аналізу ритмічних рухів кінцівок (наприклад, при ходьбі), реабілітаційного тренінг-контролю за активністю дистонічних (паралізованих) м'язів.

Ця система може поставлятися разом із системою БЗЗ-тренінгу. Це дозволяє підвищити темпи та якість моторного моделювання рухового патерну при парезах (паралічах) та дистоніях. Бездротова портативна система аналізу тремору може бути додатковим методом аналізу активності м'язів на тлі ботулінотерапії, що проводиться. Систему можна використовувати для моніторингу та контролю ефективності медикаментозного (дія дофа-препаратів і т.п.), реабілітаційного або фізіотерапевтичного лікування при хворобах з порушенням рухів [67].

З метою точного визначення амплітудно-частотних параметрів тремору та розпізнавання його типу було запропоновано програмний модуль

відеореєстрації рухів рук [68] під час виконання динамічних тестів на multi-touch екрані серії MEDION MD 20165 з діагоналлю 21,5 дюйма та роздільною здатністю 1920x1. Програмне забезпечення дозволяє проводити комплексне дослідження тремтіння рук і сприяє покращенню діагностики тремору та визначення його на ранніх стадіях.

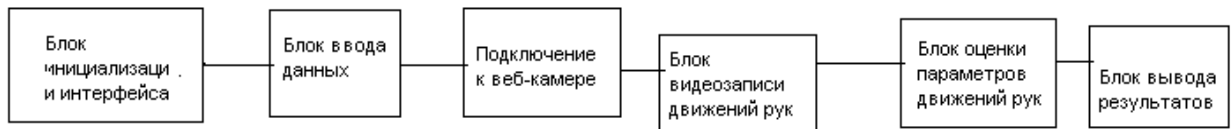


Рисунок 1.10 – Структурна схема програмного модуля відеореєстрації рухів рук визначення типу тремору

Щоб спростити діагностику та коригування терапії хвороби Паркінсона, особливо на ранній стадії, а також контролювати стан пацієнта між візитами до лікаря, тремор — одна з ключових ознак хвороби, яка потребує вимірювання та оцінки. Автори проекту Control Your Parkinson Disease випустили програму CYPD для мобільних пристроїв на iOS [69]. Для повноцінної роботи програми знадобляться Apple Watch та iPhone.



Рисунок 1.11 – Програма CYPD для мобільних пристроїв на iOS

Використовуючи дані гіроскопа Apple Watch, CYPD завдяки спеціальному алгоритму розпізнавання будує графік тремору.

Також програма (рис. 1.12) допомагає вести розклад прийому прописаних ліків. Поєднання двох графіків робить лікування ефективнішим, оскільки лікар отримує точну інформацію про тремор і вплив препаратів, що приймаються.

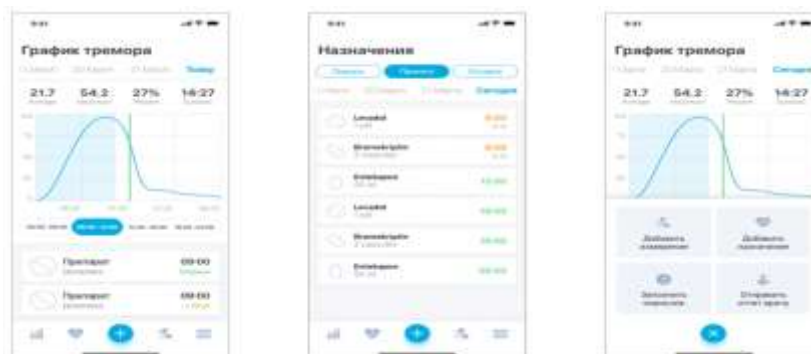


Рисунок 1.12 – Діалогові вікна програми CYPD

CYPD зберігає важливу для діагностики хвороби Паркінсона інформацію – результати проходження пацієнтом спеціалізованих опитувальників. Програма побудована таким чином, що всі дані тримаються в пам'яті смартфона і можуть бути передані, наприклад, лікарю у вигляді звітів у форматі PDF. Захист забезпечують пароль, Face ID та Touch ID.

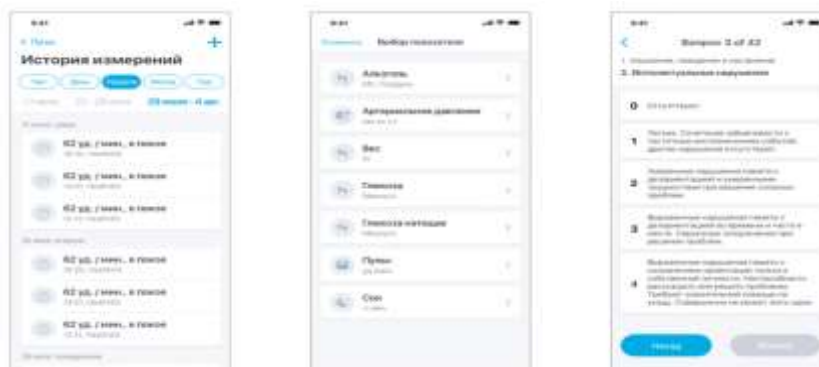


Рисунок 1.13 – Інтерфейс програми CYPD

Інтерфейс програми зручний та актуально оформлений. Крім того, є світла та темна теми, що підвищують зручність користування. Для англо- та німецькомовних користувачів інтерфейс містить повноцінні переклади.

CYPD виконує свою основну функцію - допомога користувачеві та лікарю в оцінці впливу ліків [69]. Але автори продовжують його вдосконалювати. Наразі ведеться робота над додаванням нових вимірюваних параметрів, які, разом з графіком тремору та розкладом прийому ліків, спростять діагностику та лікування.

Таким чином у розглянутих методах та засобах визначення тремору існує ряд недоліків:

- для роботи програми, пристрій зчитування рухів має бути підключений до ноутбука чи комп'ютера за допомогою USB-кабеля, що створює певні незручності і зменшує портативність системи діагностики;

- дані зберігаються локально, що затрудняє доступ лікарів і пацієнтів до діагностичних даних та результатів спостережень;

- перед тестуванням потрібно проводити попередню підготовку робочого місця, що вповільнює процес діагностування;

- відсутня інтеграція модуля збору даних з модулем аналізу;

- створення зовнішнього API для надання інформації стороннім сервісам;

- вузька кількість підтримуваних платформ.

Доцільно розробити новий метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком, який би вирішував ці проблеми.

2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ ЗВ'ЯЗКОМ

2.1 Формалізація функцій акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

Задача, яка постала перед нами, повинна бути подана у вигляді біотехнічної системи. Тому з необхідних урахувань розв'язку цієї проблеми, було представлено її імплементацію у вигляді функціональної процедури, яка буде обчислювати коефіцієнти ідентифікації амплітудних елементів фазової швидкості під час поширення хвилі аномальних неврологічних рухів b , де $\epsilon k = \overline{1, n_1 + 1}$ функцією часу і умов. На основі обрахованих результатів обчислень для кожного малого у розмірі k -го сегменту, де $k = \overline{1, n_1 + 1}$, перематовується у пряму крайову задачу, як систему – однорідних початково-крайових задач для послідовних малих у розмірі сегментів аномальних неврологічних рухів з умовами.

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} u_k(t, z) = b_k^2 \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k + S_k^*(t, z), \quad (2.1)$$

де початкові умови:

$$u_k(t, z)|_{t=0} = 0, \quad \frac{\partial u_k}{\partial t}|_{t=0} = 0, \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (2.2)$$

Крайові умови на кожному з малих у розмірі сегментів аномальних неврологічних рухів за віссю z .

$$u_{k-1}(t, z)|_{z=l_{k-1}} = U_{L_{l_{k-1}}}, \quad u_k(t, z)|_{z=l_k} = U_{l_k}, \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (2.3)$$

Після задання початкових рівнянь, потрібно вибрати функціоналу-нев'язки. Для початку потрібно припустити, що фазові швидкості хвилі аномальних неврологічних рухів $b_k, k = \overline{1, n_1 + 1}$, крайової задачі, де (1)-(3) функції є невідомими від часу. У відомих координатних величинах місцезнаходження пара $u_k(t, z)$, в координатах обстеження сегментів аномально неврологічних рухів $\gamma_k \subset \Omega_k, k = \overline{1, n_1 + 1}$.

$$u_k(t, z)|_{\gamma_k} = U_{l_k}(t, z)|_{\gamma_k} \quad (2.4)$$

Після проробленої роботи потрібно виконати математичне підтвердження способу розв'язання задачі. Щоб це здійснити, потрібно виконати скінченні інтегральні перетворення Фур'є. Тому після перетворень отримуємо єдине рівняння вихідної крайової задачі (1)-(3) у класичній формі.

$$u_k(t, z) = \int_0^t \int_{l_{k-1}}^l H_k^1(t-\tau, z, \xi) S_k^*(\tau, \xi) d\xi d\tau + \\ + \int_0^t (H_k^{21}(t-\tau, z, l_{k-1}) U_{l_{k-1}} - H_k^{22}(t-\tau, z, l_k) U_{l_k}) d\tau \quad (2.5)$$

В цьому рівняння матриці впливу матимуть наступний вигляд:

$$H_k^1(t-\tau, z, \xi) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{\sin b_k B_m(t-\tau)}{b_k B_m} \sin B_m(\xi - l_{k-1}) \sin B_m(z - l_{k-1}), \\ H_k^{21}(t, z, l_{k-1}) = \frac{2b_k}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} b_k B_m t \sin B_m(z - l_{k-1}), \\ H_k^{22}(t, z, l_k) = \frac{2b_k}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \sin(b_k B_m t) (-1)^2 \sin B_m(z - l_{k-1}) \quad (2.6)$$

Розв'язок задачі після багатьох етапів перетворень і перенизки трансформувань можна перетворити отримане рівняння у зручний та зрозумілий формат ітераційних обчислень, щоб можна було використовувати його в процедурних функціях визначення коефіцієнтів ідентифікації. Також можна виконати попередню підстановку виразів і їх інтеграцію у формулі, після чого спростити отримане рівняння. В результаті рівняння зводиться до класичних алгебраїчних виразів, які можна легко використати при реалізації процедури обчислення коефіцієнтів ідентифікації.

$$u_k(t, z) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \cos(b_k B_m t)}{B_m} \sin B_m (z - l_{k-1}) \left(S_k^* \frac{1}{(b_k B_m)^2} * \right. \\ \left. * ((-1)^m - 1) + U_{l_{k-1}} \left(1 - (-1)^m \frac{U_{l_k}}{U_{l_{k-1}}} \right) \right) \quad (2.7)$$

Пройшовши чи малу кількість етапів, перейдемо до формування рівняння аналітичних виразів градієнтів функціоналу-нев'язки. Виконавши перетворення над приростами функціоналу-нев'язки, одержуємо формулу, що встановлює зв'язок між прямою крайовою задачею (1)-(3) і спряженою крайовою задачею ідентифікації, появляється можливість отримати явні вирази компонентів градієнта функціоналу-нев'язки. Для задачі функціонального обчислення коефіцієнтів ідентифікації, маємо наступні формули для компонентів градієнтів функціоналу невязки, як функції від часу:

$$\nabla J_{b_k}(t) = \int_{l_{k-1}}^{l_k} \Phi_k(t, z) \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z) dz \quad (2.8)$$

Ітераційний вирази для $n + 1$ -го кроку для визначення коефіцієнтів ідентифікації та функціональної залежності між ними. Слідуючи використанню методів мінімальних відхилень для визначення функціональної залежності між коефіцієнтами ідентифікації коливального руху сигналу від часу t для кожного k -го сегмента аномальних неврологічних рухів [70], отримується наступне рівняння:

$$b_k^{n+1}(t) = b_k^n(t) - \nabla_{b_k} J_{b_k}(t) \frac{\|u_k(t, \gamma_k, b_k) - U_k^*\|^2}{\|\nabla_{b_k} J_{b_k}^n(t)\|_{\gamma_k}^2}, t \in (0, T), k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (2.9)$$

В результаті досліджень [72] виникає структура ланцюга розпізнавання активності, схематично зображена на рис. 2.1.

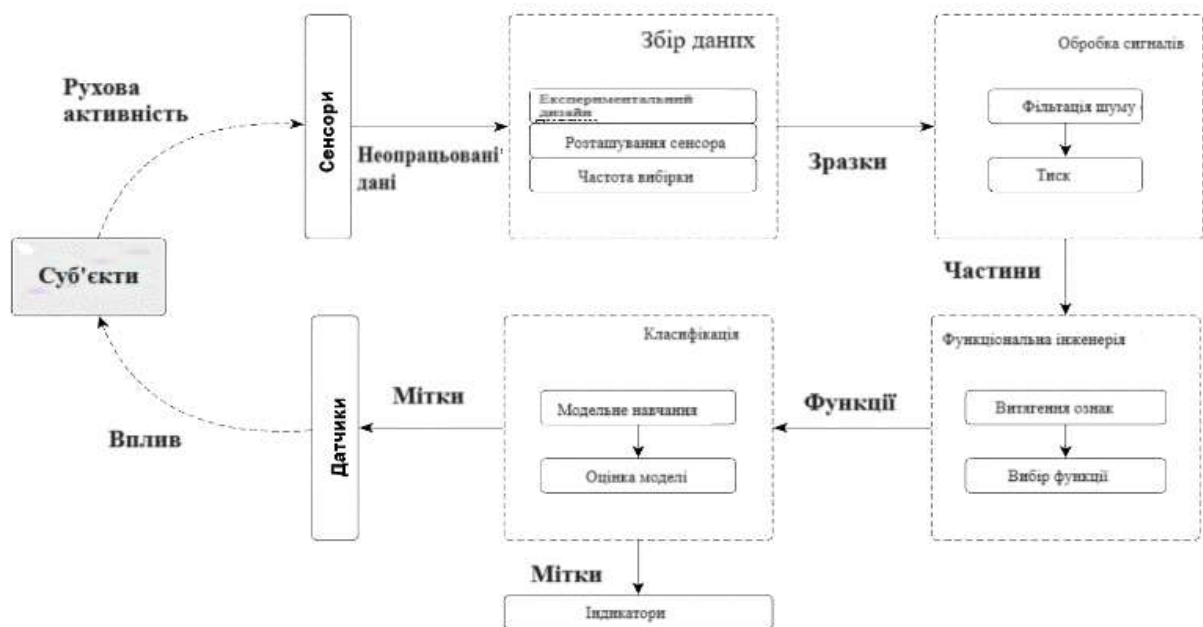


Рисунок 2.1 – Схема робочого процесу розпізнавання активності людини.

Ланцюг розпізнавання активності – це методологічна основа, що описує загальні етапи кількісної оцінки рухової активності: початковий збір даних та обробка сигналів з подальшим проектуванням ознак та класифікацією за допомогою згенерованої моделі машинного навчання.

Коли вихідні дані повертаються суб'єкту у вигляді інформативного сигналу (наприклад, інтенсивності колірної індикації або модульованого звуку), система ефективно формує замкнуту петлю, що саморегулюється, біологічного зворотного зв'язку [72].

2.2 Розробка структурної схеми акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

Для інструментальної діагностики тремору використовуються такі методи:

- електроміографія (реєструються електричні потенціали, що генеруються м'язовими волокнами в процесі скорочення);
- акселерометрія (вимірюється прискорення руху кінцівок);
- гіроскопія (вимірюються кутові швидкості руху кінцівок); - відеореєстрація;
- тензометрія (реєструється безпосередній тактильний контакт із тензометричним датчиком) та інші [12].

Електронеурографічні та електроміографічні методи не забезпечують отримання повної інформації про характер тремору та вимагають доповнення клінічними тестами. У свою чергу акселерометричний метод дозволяє дослідження провідних характеристик тремору – амплітуди, спектру частот та потужності тремору у певній точці.

Акселерометричний метод відноситься до кінематичних методів, основною рисою яких є безпосередня реєстрація коливальних рухів за допомогою мініатюрних сенсорів (датчиків), виготовлених за МЕМС-технологією. Акселерометричний метод використовується для

диференціальної діагностики різних видів тремору, виявлення характерних патернів тремтливих гіперкінезів і може застосовуватися у поєднанні з електроміографією, електроенцефалографією та іншими інструментальними методами. Існують три основні конструктивні типи акселерометрів: п'єзоелектричний, п'єзорезистивний (силіконовий, плівковий) і ємнісний. Суть методу полягає у вимірі прискорення (проекції прискорення) вздовж осей чутливості X, Y та Z датчика.

Для контролю рухових симптомів та клінічної оцінки ефективності ліків необхідні високочутливі шкали. Серед таких шкал лікарі і пацієнти все частіше використовують дані, отримані з портативних пристроїв, що постійно носяться (міографів і акселерометрів), які для зручності пацієнта можуть бути виконані у вигляді кілець, браслетів, розумних годинників і рукавичок. Такі пристрої найчастіше мають модулі передачі даних на смартфони, планшети зі спеціальним програмним забезпеченням та доступом до Internet, що дозволяє лікарю контролювати стан пацієнта та отримувати дані в режимі реального часу.

Гіроскоп використовується для вимірювання лінійних прискорень, а акселерометр – кутових швидкостей. Спільне використання акселерометра та гіроскопа дозволяє визначити рух тіла у тривимірному просторі.

Кожна система біологічного зворотного зв'язку має успадковані можливості обробки та зв'язку, які залежать від взаємодії безлічі факторів: технічних характеристик датчиків, таких як їх кількість, швидкість передачі даних та частота дискретизації; рівень енергоспоживання та доступне джерело живлення; близькість елементів системи, наявність комунікаційних технологій, стеків протоколів та ін [32, 38].

З точки зору потужності обробки та затримки обробки системи біологічного зворотного зв'язку можна розділити на дві групи:

- наявність можливостей обробки в реальному часі. Як було зазначено раніше, це особливо важливо, коли блок обробки отримує поточкові дані датчика зі швидкістю періоду вибірки датчика [38]. Технології зв'язку повинні

мати достатню швидкість передачі для підтримки передачі даних з мінімальними затримками поширення;

- ті, які обмежені лише постобробкою. У цьому випадку швидкість передачі даних в каналі зв'язку не має великого значення, за умови, що вона досить висока для передачі даних датчика. Обробка даних зазвичай складає виділеному комп'ютері чи хмарі [73], де можливості постобробки мало обмежені.

Щоб досягти поставленої мети та завдання було розроблено акселерометричну біотехнічну систему, яка реалізує біологічний зворотний зв'язок, структурна схема якої наведена на рис. 2.2. Реалізація даної системи представлена у вигляді тренажера розвитку уваги та концентрації.



Рисунок 2.2 – Структурна схема розробленої системи

Така модульна структура надає можливість у майбутньому додавати нові технології. У розробленій системі передбачається:

- додавання нових ігор зі зручним підключенням модуля обробки інформації, модуля хмарного сховища та модуля біологічного зворотного зв'язку;

- додавання методів реалізації біологічного зворотного зв'язку, а також редагування існуючих;
- зміна датчиків, з яких модулі отримують дані;
- зміна методів збереження інформації. Весь модуль роботи із сховищем інкапсульований від будь-якого іншого модуля;
- додавання методів обробки інформації та редагування розроблених методів.

Як реалізацію було запропоновано кілька варіантів різного стеку технологій. В результаті оцінки позитивних і негативних сторін кожного стека було обрано використовувати Android-додаток в сукупності зі смартфоном. Дане поєднання має позитивні сторони, а саме:

- простота використання та реалізації;
- наявність необхідних датчиків у смартфоні, а саме гіроскопа та акселерометра.

Вся система ділиться на різні компоненти, які окремо виконують конкретні завдання. Кожен компонент може ділитися на складові. Таким чином, виходить деревоподібна структура всього додатка, де кожен елемент відповідальний лише за одне завдання. Така структура дозволяє не тільки зручно розробляти проект, а й забезпечує основу для його розширення та покращення.

Мобільний пристрій має модуль бази даних (SD) для збереження даних на карту пам'яті у вигляді файлу, у разі автономної роботи або неможливості передавати дані для обробки в реальному часі.

Наявність автономного режиму роботи у портативного пристрою дозволяє проводити моніторинг руху кінцівок при веденні пацієнтом звичайного способу життя, що є важливим для діагностики захворювань центральної нервової системи на ранніх стадіях.

Робота модуля реєстрації інформації полягає в отриманні текстової та числової інформації від пацієнта у відповідь на запити та інструкції модуля

взаємодії з гравцем, а також акселерометричних і гіроскопічних даних від відповідних блоків мобільного пристрою.

Акселерометричні дані є величиною прискорення по трьох осях в коронарній, сагітальній і аксіальній площинах, виміряну тривимірним акселерометром. Конструкція ємнісного MEMS акселерометра заснована на вимірювальному осередку, всередині якого розміщена консоль з підвішеною інертною масою. На внутрішні поверхні корпусу та поверхні маси нанесені електроди, що перетворює конструкцію на систему з двох конденсаторів (рис. 2.3).

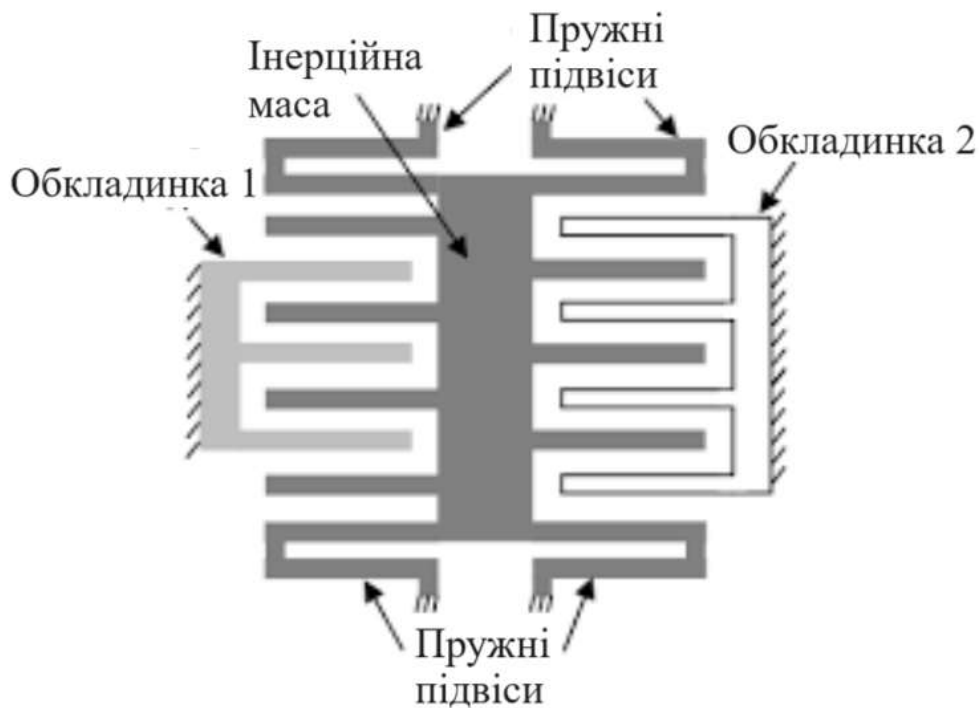


Рисунок 2.3 – Конструкція ємнісного акселерометричного датчика

Під дією прискорення інертна маса коливається на пружних підвісах, що призводить до зміни відстані між обкладинками обох конденсаторів та зміни їх ємності. Зміна ємності конденсаторів викликає зміну потенціалів на їх обкладках, що утворює сигнал, пропорційний доданому прискоренню. Таким чином, акселерометричний метод дозволяє досліджувати провідні

характеристики тремору – амплітуду, спектр частот та потужність тремору у певній точці.

У MEMS-гіроскопах напрямки коливань - як первинних, так і спричинених прискоренням Коріоліса, - лежать в площині підкладки. Значних успіхів цій області досягла компанія Analog Devices, якій вдалося створити технологію інтегрованих MEMS та на її основі виробляти гіроскопи серій ADXRS і ADIS. 20 Основний елемент гіроскопа - це закріплена на гнучких підвісках рамка, всередині якої здійснює поступально - коливальний рух певна маса (рис. 2.4). Для визначеності припустимо, що коливання відбуваються вздовж вісі X. Підвіс рамки допускає її коливання тільки вздовж вісі Y. Коливання маси збуджуються електростатично, за допомогою зубців.

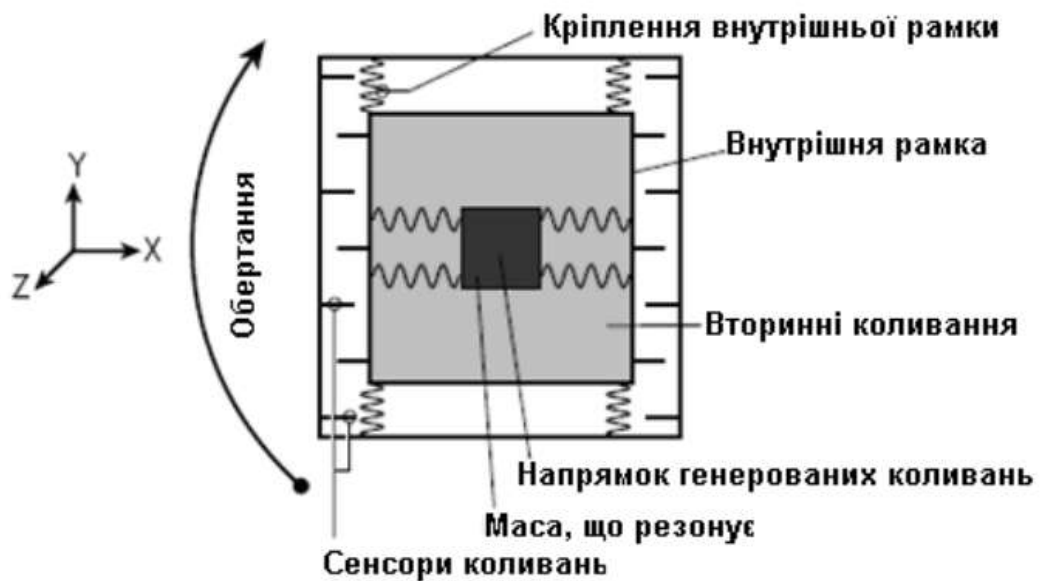


Рисунок 2.4 - Принцип роботи вібраційного гіроскопа за технологією MEMS

На зовнішній поверхні рамки та на її основі розташовані зубчасті контакти, що утворюють систему плоских конденсаторів. При коливаннях рамки щодо підкладки (основи) відстані між цими зубцями змінюються, відповідно змінюється і ємність. Коли підкладка нерухома (або рухається прямолінійно і рівномірно) - рамка не коливається. Якщо ж почати обертати

таку структуру навколо вісі Z, то під дією сили Коріоліса виникнуть вимушені коливання рамки вздовж вісі Y [74].

Так як концепція системи полягає у використанні смартфона, то необхідно розглянути положення потрібних датчиків всередині пристрою. У системі, що розробляється, використовуються датчик акселерометр і датчик гіроскоп, що знаходяться всередині смартфона. Як показано на рис. 2.5, мікросхема знаходиться в самій середині. Це зроблено для того, щоб датчики показували правильні дані при нахилах у будь-який бік, а також пересування в тривимірному просторі.



Рисунок 2.5 – Датчик у смартфоні

Під час дослідження телефон завжди повернений у горизонтальному положенні. Це зроблено з таких причин:

- кут огляду гравця з боків більший, ніж зверху та знизу.
- це дозволяє задіяти велику площу екрана під ігрову зону.

Модуль обробки інформації відповідає за обробку даних, отриманих з датчиків акселерометра та гіроскопа смартфона під час ігрового процесу, а також під час виконання певних інструкцій гравцем.

Модуль взаємодії із гравцем відповідає за ігровий процес, в якому бере участь гравець. Також у цьому модулі передбачені моменти, коли гравець виконує написані інструкції. Зроблено це для того, щоб порівнювати сигнали

під час спокою гравця, під час ігрового процесу та після перемоги чи поразки у грі.

Головною метою даного модуля є візуальне оформлення проекту. Щоб у гравця було бажання грати і щоб у нього не виникало поганих емоцій, необхідно підібрати потрібні кольорові та дизайнерські рішення.

В цьому модулі пацієнту пропонується пройти тести на визначення тремору та його інтенсивності.

Важливим є й підтримка інтересу гравця. Для цього в іграх передбачено системи заохочення. Вони записуватимуть у хмарне сховище рекорди та його статистику проходження. Ці дані будуть анонімними для отримання конфіденційності.

Модуль роботи з хмарним сховищем відповіді дає за відправку отриманих сигналів у хмарне сховище для подальшої обробки у додатку обробки інформації.

Призначення модуля роботи з хмарним сховищем полягає в наступному. Наприкінці кожного запису сигналів дані, отримані з акселерометра та гіроскопа, відправляються до хмарного сховища. Дані у хмарному сховищі зберігаються у вигляді файлів JSON. Кожен файл являє собою дані наступної структури:

1. Номер збереженої точки
2. Дані з датчика гіроскопа з осей X, Y і Z
3. Дані з датчика акселерометра з осей X, Y і Z.

Приклад файлу, що зберігається, представлений на рис. 2.6.

```
{
  "Count": 1331,
  "AccelXYZ": "0 0 0",
  "GyroXYZ": "0 0 0"
},
{
  "Count": 1332,
  "AccelXYZ": "0 0 0",
  "GyroXYZ": "0 0 0"
},
```

Рисунок 2.6 – Зміст JSON-файлу

Також у цьому модулі передбачено збереження файлу на сервер. Для цього вся робота з даним модулем винесена в окремий клас, що дозволяє не змінювати вихідний код проекту, а працювати лише з класом модуля передачі.

Для роботи з сервером розроблені PHP файли для налаштування бази даних, підключення та надсилання до таблиці бази даних. PHP файли розроблені на основі бібліотеки RedBean, яка дозволяє не працювати безпосередньо із SQL-запитами, а використовувати PHP-функції.

Модуль біологічного зворотного зв'язку контролює та змінює параметри ігрового процесу відповідно та залежно від отриманих результатів щодо ступеня тремору.

Залежно від запущеної гри, він перевіряє параметри, взяті з модуля обробки інформації.

Для кожної гри є свій відстежуваний параметр:

1. У грі "Лабіринт" відстежується зіткнення зі стінками лабіринту;
2. У грі «Мішені» відстежується час, за який гравець стріляє по цілях;
3. У грі «Пінг-понг» відстежується місце влучення м'яча на майданчик гравця.

Ці дані відстежуються на основі результатів, отриманих з модуля обробки інформації. На основі цих даних модуль біологічного зворотного зв'язку коригує поточний ігровий процес у бік ускладнення або спрощення.

Додаток для аналізу даних детально аналізує сигнали, отримані в ігровому процесі, в ньому реалізується розроблений в розділі 3 метод визначення тремору. Його узагальнений алгоритм роботи наведено на рис. 2.7 Також він будує графіки, отримані шляхом різних математичних перетворень. Після ігрового процесу гравець може подивитися та самостійно проаналізувати отримані дані.



Рисунок 2.7 – Узагальнений алгоритм роботи додатку для аналізу даних

Щоб порівнювати дані, отримані за допомогою розробленої системи, було розроблено циклограму досліджень. Вона включає етапи, які дозволяють зібрати дані гравця в різних станах. Циклограма дозволяє порівняти отримані дані до гри, коли гравець був у стані спокою, і після гри, коли гравець перебуває в іншому стані. Циклограма представлена в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 - Циклограма дослідження

Дія	Час
Підготовка. Запустити гру та обрати повноекранний режим.	10 секунд
Калібрівка. Слідувати інструкціям на екрані	1 хвилина 30секунд
Визначення ступеня тремору перед грою (йде запис сигналів)	1 хвилина
Гра (йде запис сигналів)	5 хвилин
Визначення ступеня тремору після гри. (йде запис сигналів)	1 хвилина
Кінець дослідження	

На рис. 2.8 представлений графік проходження циклограми. Вся гра триває 8 хвилин 30 секунд. На кожному етапі сигнали записуються у хмарне сховище

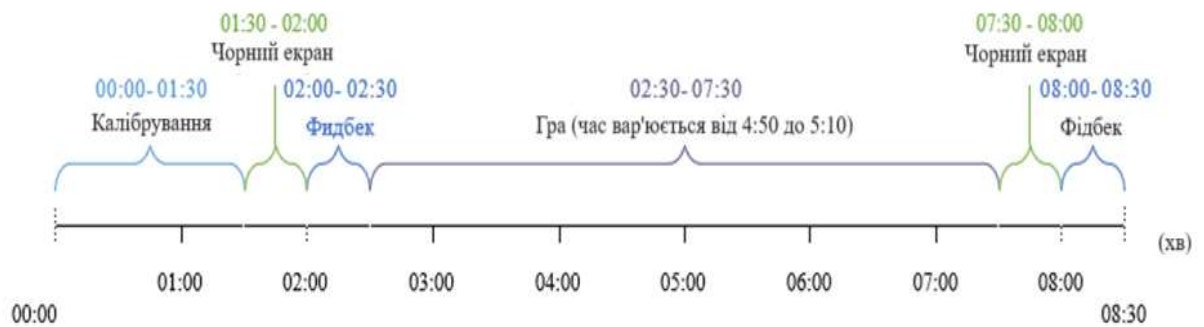


Рисунок 2.8 – Графік циклограми

Ще одна важлива проблема – безпека даних. У зв'язку з цим до важливих властивостей технологій зберігання та передачі інформації можна віднести:

- конфіденційність, що означає, що залучені сторони (кінцевий користувач, постачальники, організації тощо) повинні мати доступ тільки до певних даних, залежно від їх відповідних рівнів авторизації;

- цілісність, при якій дані користувача підтримуються в несуперечливому і неспотвореному стані;
- доступність, що означає, що всі авторизовані сторони повинні мати доступ до даних на запит;
- аутентифікація: кінцеві точки зв'язку повинні зберігати облікові дані для безпечної передачі даних;
- оновлення, тобто підтримка активних даних у актуальному стані відповідно до вимог.

Усі перераховані вище аспекти слід враховувати, щоб захистити конфіденційність користувача та забезпечити інформаційну безпеку та відповідність існуючим правилам.

Таким чином, для проєктування акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком було розроблено її структурну схему.

3 РОЗРОБКА МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ ЗВ'ЯЗКОМ

Ключовим аспектом для визначення тремору є вибір класифікаційної шкали та розробка методу, за яким можна віднести стан пацієнта до одного з класифікаційних станів.

Для визначення ступеня тяжкості тремору доцільно скористатися шкалою MDS-UPDRS [75]. Ця шкала має наступні ступені тяжкості тремору і відповідну їм амплітуду:

- 0: відсутність тремору;
- 1: дуже легкий: тремор присутній, але його амплітуда менше 1 см.
- 2: легкий: тремор присутній, його амплітуда як мінімум 1 см, але менше 3 см;
- 3: помірний: тремор присутній, його амплітуда як мінімум 3 см, але менше 10 см;
- 4: важкий: тремор з амплітудою 10 см і більше.

Для визначення тремору, тобто для віднесення стану пацієнта до одного з п'яти класифікаційних станів необхідно виконати ХХ послідовних етапів.

Етап один полягає в проведенні дослідження та зборі акселерометричних даних з використанням вбудованого акселерометра смартфона. Для цього пацієнту пропонується скористатися мобільним додатком «What kind of tremor?» та виконати запропоновані вправи, а саме:

- при виконанні тесту на визначення тремору телефон має бути розміщений на витягнутій руці на протязі 10 секунд. В результаті тесту на тремор, отримуються дані, що містять часову мітку і дані акселерометра по трьох осях.

- тест для визначення ступеня інтенсивності тремору полягає в тому, що користувачу необхідно намагатися утримувати смартфон, так щоб кулька на

екрані знаходилася якомога стабільніше в центрі кіл протягом усього часу діагностики;

- тест «Лабіринт», в якому відстежується зіткнення зі стінками лабіринту;

- тест «Пінг-понг», в якому відстежується місце влучення м'яча на майданчик гравця.

Під час виконання тестів автоматично фіксуються та зберігаються дані з акселерометра та гіроскопа.

Осі акселерометра при горизонтальному положенні телефону (рис. 3.1):

1. Вісь x: напрямок пристрою під час руху навколо осі X; $0^\circ / 360^\circ$ – північ, 90° – схід, 180° – південь, 270° – захід.

2. Вісь y: кут нахилу пристрою при обертанні щодо осі Y. Він дорівнює 0° , якщо пристрій лежить на задній кришці, -90° – якщо розташовано вертикально (верхня частина пристрою вказує нагору), 90° – якщо перевернуто, $180^\circ / -180^\circ$ – якщо екраном вниз.

3. Вісь z: поворот описує бічний нахил пристрою по осі Z між -90° і 90° . При 0° пристрій лежить на задній кришці, при -90° екран повернутий ліворуч, при 90° праворуч.

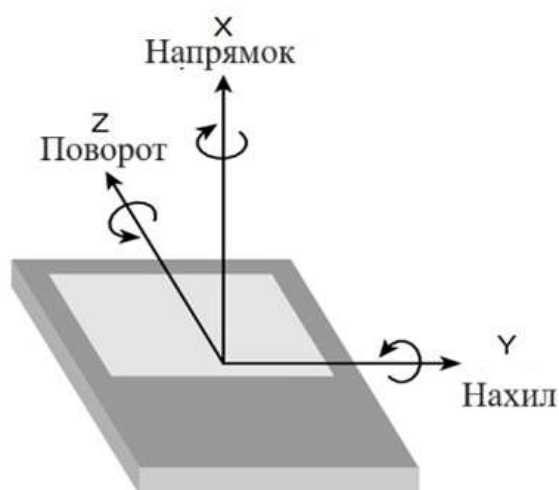


Рисунок 3.1 – Розміщення осей акселерометра

Осі гіроскопа обчислюються щодо площин, у яких рухається смартфон при горизонтальному положенні телефону (див. малюнок 3.2):

1. Дані гіроскопа осі X змінюються під час руху смартфона в площині XY;
2. Дані гіроскопа осі Y змінюються під час руху смартфона в площині YZ;
3. Дані гіроскопа осі Z змінюються під час руху смартфона в площині XZ;

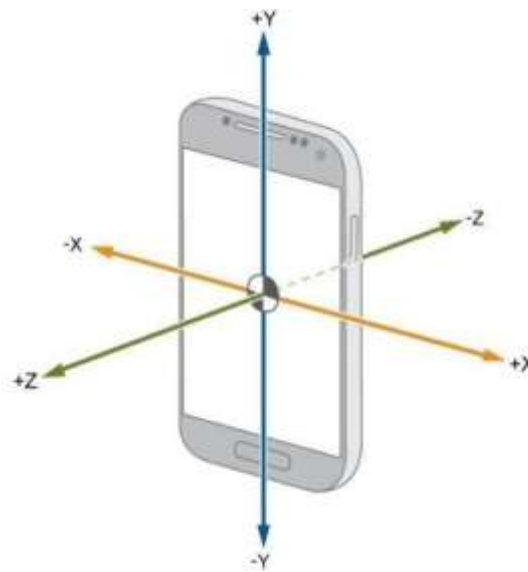


Рисунок 3.2 – Розміщення осей гіроскопа

Сигнал, що фіксується акселерометром, є лінійною сумою трьох компонентів.

1. Прискорення тіла (0 – 20 Герц), що характеризує рух руки випробуваного.
2. Гравітаційна компонента (0 – 0.3 Герц), що характеризує орієнтацію пристрою у просторі.
3. Інструментальний шум (понад 20 Гц) – шум, пов'язаний з роботою вимірювальної апаратури.

Джерелами шуму акселерометричного сигналу можуть бути умови навколишнього середовища (наприклад, перешкоди в лініях електропередач,

спотворення даних, коливання температури і різні мікровібрації), так і мимовільна рухова активність суб'єкта (наприклад, тремор).

На другому етапі зібрані дані обробляються у два етапи: видалення артефактів та електронне шумозаглушення з подальшою сегментацією очищеного сигналу на фіксований або змінний розмір.

Для виділення корисної складової сигналу використовувався смуговий фільтр Баттерворта з частотами зрізу 0.3 і 20 Герц.

Приклад частотних спектрів акселерометра сигналу наведено на рис. 3.3.

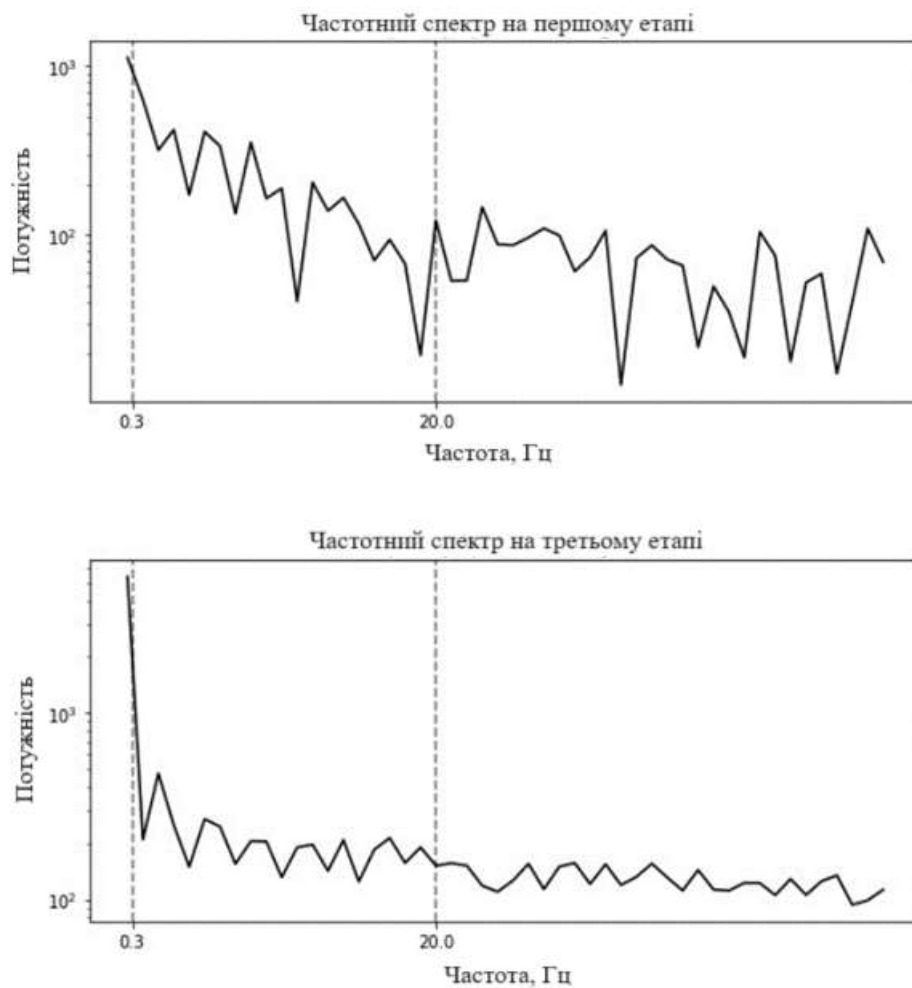


Рисунок 3.3 – Частотний спектр сигналу прискорення по осі X на етапах фон (вгорі) та тест (внизу)

На третьому етапі з метою виявлення інформативних частин потоку даних, які, швидше за все, містять узгоджені моделі активності застосовується сегментація. У дослідницькій практиці така ідентифікація зазвичай ґрунтується на використанні ковзного вікна та оцінці енергії. Використання ковзного вікна залежить від двох вимог:

- статистичне включення хоча б одного циклу активності у вікна. У такому разі розмір вікна повинен бути досить великим, щоб вмістити один період патерну руху, що повторюється.

- технічна вимога, щоб розмір вікна (у секундах) був ступенем двійки для простоти застосування швидкого перетворення Фур'є (ШПФ).

Ключовим фактором в експериментальному плануванні предметної області на етапі збору даних є вибір частоти дискретизації. Мінімальна практична частота дискретизації акселерометричного сигналу становить 32 Гц.

Розмір вікна безпосередньо пов'язаний із частотою дискретизації. Ідеальна ширина вікна фіксованого розміру становить 2-5 секунд для діапазону частот 20-50 Гц з перекриттям вікна 50%, щоб уникнути втрати інформації по краях. Вікна змінного розміру рідко використовуються в акселерометрії через пов'язані з цим труднощі обробки.

Методи сегментації на основі енергії ґрунтуються на наявності сигналів різної інтенсивності в сигналі руху, кожен з яких представляє певний тип рухової активності з певним рівнем енергії. Щоб точно розрізнити інформативні частини даних, цей підхід до обробки сигналів вимагає поетапного або планового експериментального дизайну з певними положеннями спокою між кожним типом активності (так звані фонові стадії).

На четвертому етапі відбувається розрахунок основних діагностичних параметрів. На першому кроці цього етапу визначається середнє значення за кожною координатою.

На другому кроці розраховуються стандартні відхилення за кожною координатою x , y , z :

На третьому кроці визначаються максимальні значення за кожною координатою x, y, z .

На четвертому кроці визначаються мінімальні значення за кожною координатою x, y, z .

На п'ятому кроці визначаються медіани значень за кожною координатою x, y, z .

На шостому кроці розраховуються значення ентропії за кожною координатою x, y, z .

На сьомому кроці розраховуються значення автокореляції за кожною координатою x, y, z .

На восьмому кроці розраховуються значення енергії послідовності за кожною координатою x, y, z .

На дев'ятому кроці розраховується частота переходу через нуль, тобто як часто вектор прискорення вздовж осі змінює свій напрямок на протилежний. Через дискретну природу акселерометричного сигналу, частота переходу через нуль розраховувалася як кількість звітів, що відрізняються по знаку від попереднього.

На десятому кроці визначається активність, що характеризує зміни сигналу в часі, була розрахована за формулою:

$$Activity = \sum_{i=1}^n \sqrt{\Delta_x^2 + \Delta_y^2 + \Delta_z^2}$$

де $\Delta_x = (x_i - x_{i-1})$.

На одинадцятому кроці відбувається визначення кореляції Пірсона для x і z .

На дванадцятому кроці відбувається визначення кореляції Пірсона для y і z .

На тринадцятому кроці відбувається визначення кореляції Пірсона для x і y .

Таким чином визначаються 30 ключових акселерометричних характеристик тремору.

На п'ятому етапі відбувається безпосередньо класифікація з використанням штучної нейронної мережі. В якості математичної моделі класифікації була обрана багатошарова повнозв'язана нейронна мережа з прямим поширенням сигналу та нелінійними функціями активації, оскільки багатошарова мережа виграє за обчислювальною потужністю перед одношаровою тільки в тому разі, коли функція активації у прихованих шарах саме нелінійна. Оскільки цей підхід не використовує показник впевненості, то для збільшення відстані між класами зручно використовувати код Хеммінга, який дозволить точність класифікації [76]. Структура такої мережі представлена на рис. 3.4.

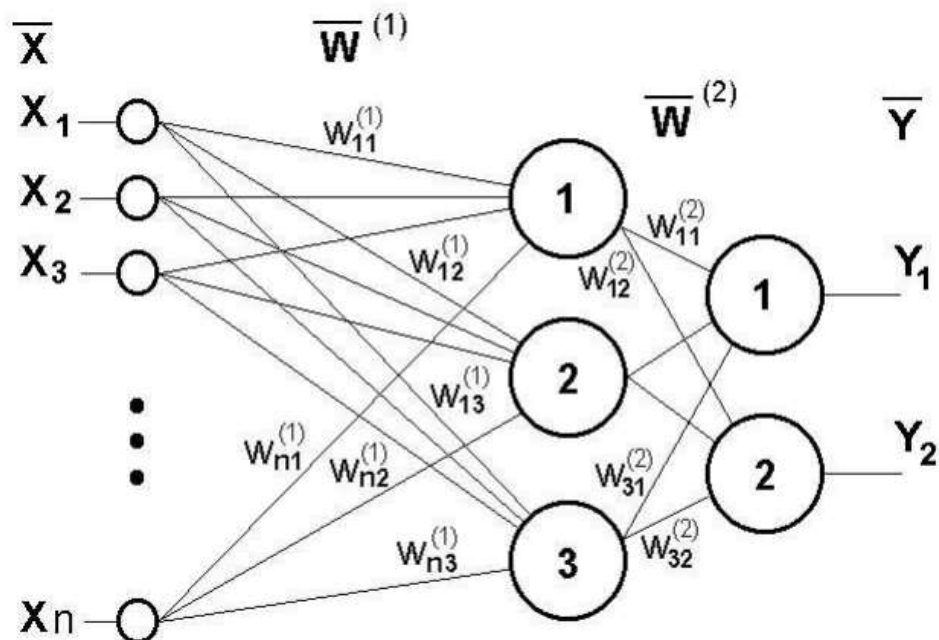


Рисунок 3.4 – Загальна структура багатошарового перцептрона

Входами мережі є дані визначені на четвертому етапі. Тобто наш багат шаровий перцептрон має 30 входів.

Виходами мережі є п'ять диференційованих ступенів тремору: «відсутність тремору», «дуже легкий тремор», «легкий тремор», «помірний тремор», «важкий тремор». Тобто вихідний шар нашого перцептрона складається з п'яти нейронів.

Функціями активації нейронів є: логістична

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-ax}}, \quad (3.1)$$

та гіперболічний тангенс

$$f(x) = th(x). \quad (3.2)$$

Як оцінку похибки використовується функціонал наступного виду:

$$E(w) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^p (y_j - d_j)^2, \quad (3.3)$$

де y_j – значення j -го виходу нейромережі,

d_j – цільове значення j -го виходу,

p – число нейронів у вихідному шарі.

Як методики навчання нейронної мережі вибрано два напрямки: генетичний алгоритм Rprop (Resilient Propagation) та градієнтні методи навчання.

На відміну від стандартного алгоритму зворотного розповсюдження, RProp використовує лише знаки приватних похідних для підстроювання вагових коефіцієнтів. Алгоритм використовує так зване «навчання за

епохами», коли корекція ваги відбувається після пред'явлення мережі всіх прикладів з навчальної вибірки. Для визначення величини корекції використовується наступне правило:

$$\Delta_j^{(t)} = \begin{cases} \eta^+ \Delta_j^{(t)}, & \frac{\partial E^{(t)}}{\partial w_{ij}} \frac{\partial E^{(t-1)}}{\partial w_{ij}} > 0 \\ \eta^- \Delta_j^{(t)}, & \frac{\partial E^{(t)}}{\partial w_{ij}} \frac{\partial E^{(t-1)}}{\partial w_{ij}} < 0 \end{cases} \cdot$$

$$0 < \eta^- < 1 < \eta^+ \quad (3.4)$$

Якщо на поточному кроці приватна похідна за відповідною вагою W_{ij} змінила свій знак, то це говорить про те, що остання зміна була великим, і алгоритм проскочив локальний мінімум (відповідну теорему можна знайти в будь-якому підручнику з математичного аналізу), і, отже, величину зміни необхідно зменшити на η^- та повернути попереднє значення вагового коефіцієнта: тобто необхідно зробити 'відкат'. Рекомендовані значення для $\eta^- = 0.5$, $\eta^+ = 1.2$, але ніяких обмежень щодо використання інших значень для цих параметрів. Для того, щоб не допустити надто великих або малих значень ваг, величину корекції обмежують зверху максимальним Δ_{\max} і знизу мінімальним Δ_{\min} значеннями величини корекції, які за умовчанням, відповідно, встановлюються рівними 50 та $1.0E^{-6}$. Початкові значення для усіх Δ_{ij} встановлюються рівними 0.1 . Знову ж таки, це слід розглядати лише як рекомендацію, і в практичній реалізації можна поставити інше значення для ініціалізації. Для обчислення значення корекції ваг використовується таке правило:

$$\Delta w_{ij}(t) = \begin{cases} -\Delta_{ij}^{(t)}, \frac{\partial E^{(t)}}{\partial w_{ij}} > 0 \\ +\Delta_{ij}^{(t)}, \frac{\partial E^{(t)}}{\partial w_{ij}} < 0 \\ 0, \frac{\partial E^{(t)}}{\partial w_{ij}} > 0 \end{cases}. \quad (3.5)$$

Якщо похідна позитивна, тобто. помилка зростає, то ваговий коефіцієнт зменшується на величину корекції, інакше - збільшується.

Потім підлаштовуються ваги:

$$w_{ij}(t+1) = w_{ij}(t) + \Delta w_{ij}(t). \quad (3.6)$$

Насамперед, генетичні алгоритми забезпечують глобальний перегляд простору терезів і дозволяють уникати локальні мінімуми. Генетичний алгоритм використовується в такий спосіб. Кожна хромосома є списком (або "вектором") з ваг синаптичних зв'язків. Ваги зчитуються з мережі у певному порядку (зліва направо та зверху вниз) та поміщаються до списку. Кожен "ген" у хромосомі - дійсне число. Щоб обчислити фітнес функцію даної хромосоми, ваги з хромосоми призначаються нейронній мережі, мережа вчиться на навчальній вибірці, і повертається сума квадратів помилок (сумарна за всіма циклами навчання). Низька помилка означає високу придатність. Початкова популяція вагових векторів вибирається випадково (кожній вазі призначається випадкове число між 0 +1.0) [77].

Оператор мутації вибирає n невхідних нейронів і до ваги кожного вхідного зв'язку до цих нейронів додає випадкове значення між 0 та +1.0. Оператор схрещування бере два батьківські вагові вектори і, для кожного невхідного модуля у векторі потомства, вибирає одного з батьків навмання і копіює ваги від батька до нащадка (рис. 3.5) [77].

Є два найважливіші аргументи на користь застосування генетичних алгоритмів для оптимізації ваг нейронної мережі. Насамперед, генетичні

алгоритми забезпечують глобальний перегляд простору вагів і дозволяють уникати локальні мінімуми [77]. Крім того, вони можуть використовуватись у завданнях, для яких інформацію про градієнти отримати дуже складно або вона виявляється надто дорогою. Еволюційний підхід до навчання нейронних мереж і двох основних етапів.

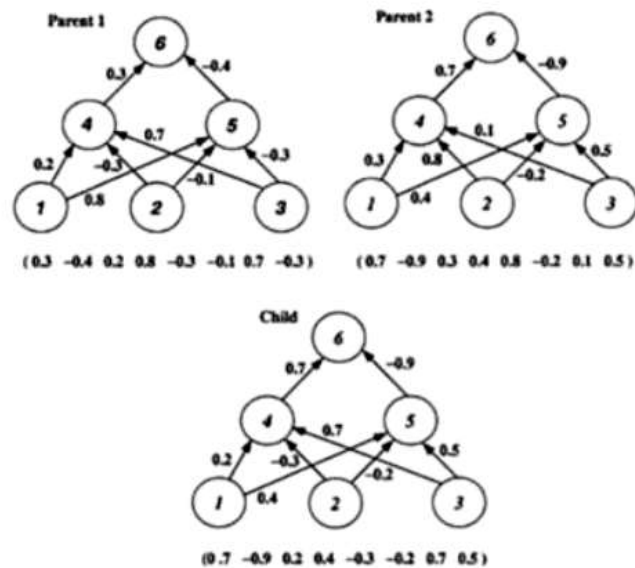


Рисунок 3.5 – Приклад схрещування хромосом

Перший - це вибір відповідної схеми представлення вагових коефіцієнтів зв'язків. Він полягає у прийнятті рішення – чи можна кодувати ці ваги двійковими послідовностями чи потрібна якась інша форма.

На другому етапі здійснюється сам процес еволюції, заснований на генетичному алгоритмі. Після вибору схеми хромосомного подання генетичний алгоритм застосовується до популяції особин (хромосом, що містять закодовану безліч ваг нейронної мережі) з реалізацією типового циклу еволюції (рис. 3.6), що складається з чотирьох кроків.

1. Декодування кожної особини (хромосоми) поточного покоління для відновлення безлічі ваг та конструювання відповідної цій множині нейронної мережі з апіорно заданою архітектурою та правилом навчання.

2. Розрахунок загальної середньоквадратичної похибки між фактичними та заданими значеннями на всіх виходах мережі при подачі на її входи навчальних образів. Ця похибка визначає пристосованість особини (сконструйованої мережі); залежно від виду мережі функція пристосованості може бути встановлена й іншим чином.

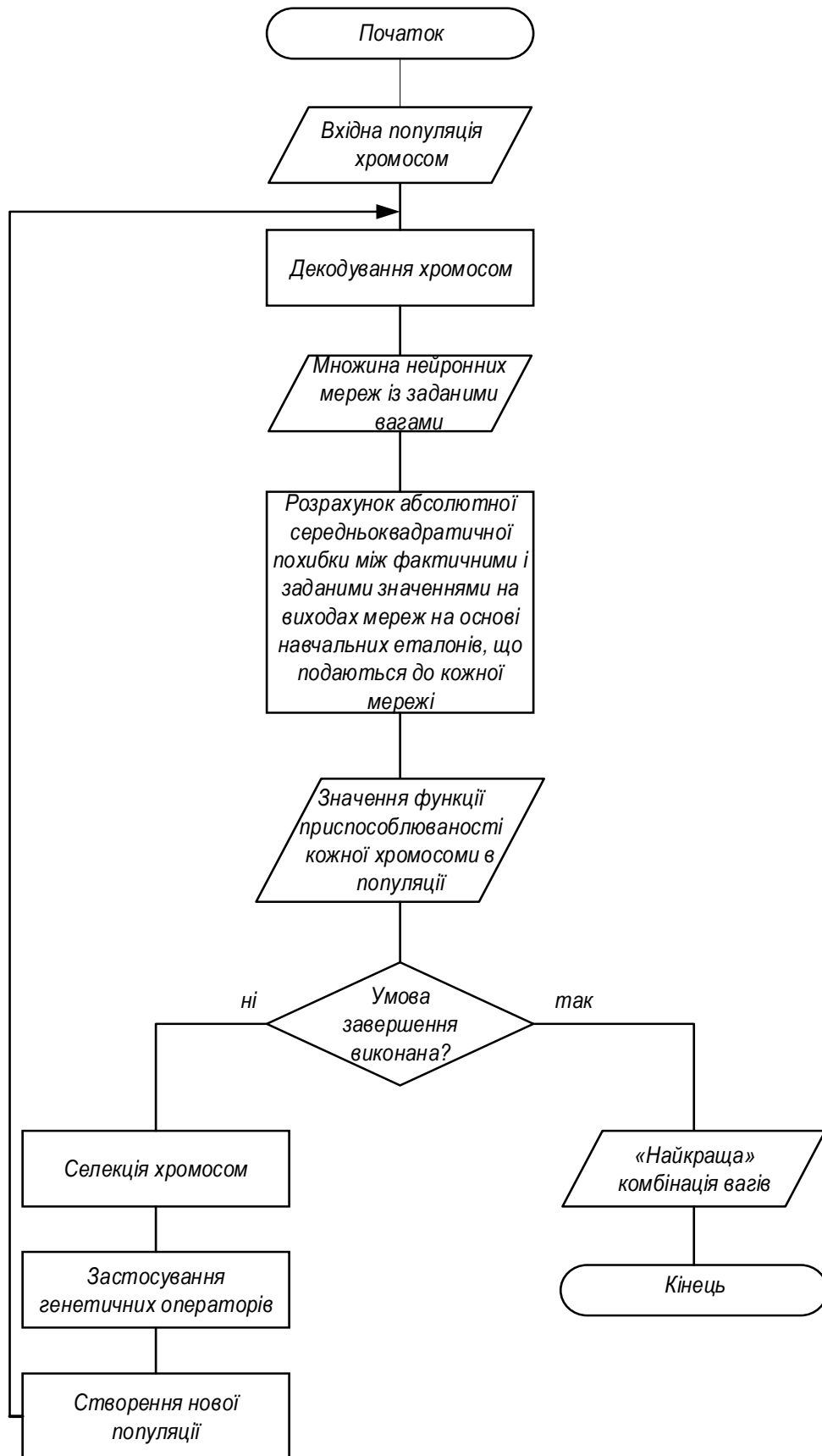


Рисунок 3.6 – Блок-схема алгоритму, що ілюструє еволюцію вагових коефіцієнтів

3. Репродукція особин з ймовірністю, що відповідає їх пристосованості, або згідно з їх рангом (залежно від способу селекції - наприклад, за методом рулетки або рангового методу).

4. Застосування генетичних операторів - таких як схрещування, мутація та/або інверсія для отримання нового покоління.

Алгоритм зворотного поширення помилки (рис. 3.7) передбачає обчислення помилки, як вихідного шару, так і кожного нейрона мережі, що навчається, а також корекцію ваг нейронів відповідно до їх поточних значень.

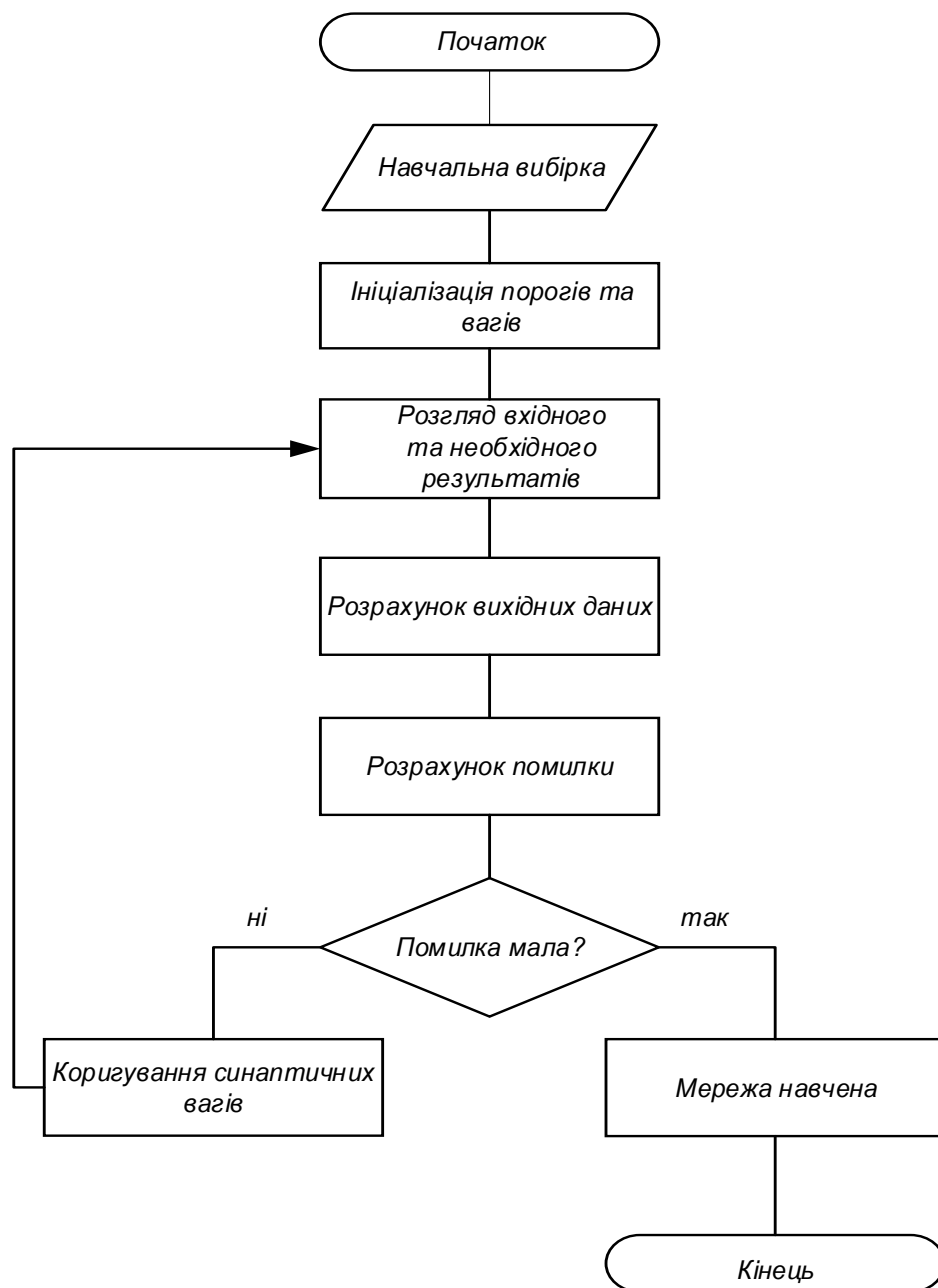


Рисунок 3.7 – Блок-схема алгоритму зворотного поширення помилки

На першому етапі даного алгоритму ваги всіх міжнейронних зв'язків ініціалізуються невеликими випадковими значеннями (від 0 до 1). Після ініціалізації ваг у процесі навчання нейронної мережі виконуються такі кроки:

- пряме поширення сигналу;
- обчислення помилки нейронів останнього шару;
- зворотне поширення помилки.

Пряме поширення сигналу проводиться шарово, починаючи з вхідного шару, при цьому розраховується сума вхідних сигналів для кожного нейрона і за допомогою функції активації генерується відгук нейрона, який поширюється наступний шар з урахуванням ваги міжнейронного зв'язку згідно. В результаті виконання цього етапу ми отримуємо вектор вихідних значень нейронної мережі. Наступний етап навчання – обчислення помилки нейронної мережі як різниці між очікуваним та дійсним вихідними значеннями.

Отримані значення помилок поширюються від останнього, вихідного шару нейронної мережі до першого. При цьому обчислюються величини корекції ваги нейронів залежно від поточного значення ваги зв'язку, швидкості навчання та помилки, внесеної даним нейроном. Після завершення даного етапу кроки описаного алгоритму повторюються до тих пір, поки помилка вихідного шару досягне необхідного значення.

Для проектування нейронної мережі було використано пакет Neural Network Toolbox із MATLAB 8.6 (R2015b). Пакет представляє набір функцій і структур даних, що описують функції активації, алгоритми навчання, встановлення синаптичних ваг та ін.

База навчальних та тестових даних містила 480 записів про пацієнтів з різним ступенем тремору. Нейронна мережа була навчена на 360 вибірках та протестована на 120 вибірках. Чутливість розробленої нейромережевої моделі становила 91.3%, специфічність 92.7%.

Результати ROC-аналізу отриманих результатів визначення тремору для тестової вибірки наведено на рис. 3.8, показник AUC склав 0,91. Для

порівняння також було проведено навчання нейронної мережі за допомогою стандартного градієнтного методу, результати ROC-аналізу якого наведено на рис. 3.9. Показник AUC в цьому випадку був меншим і склав 0,87.

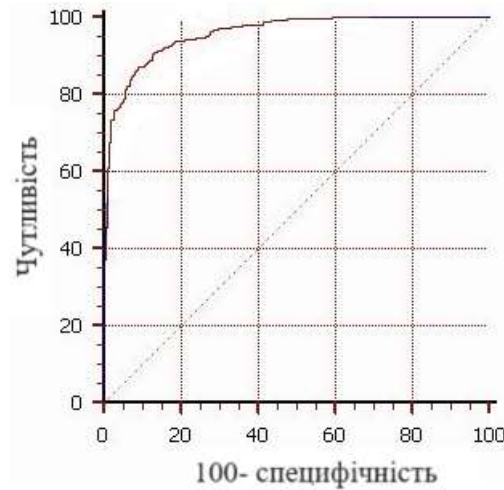


Рисунок 3.8 – ROC-криві для нейронної мережі, навченої за методом RProp

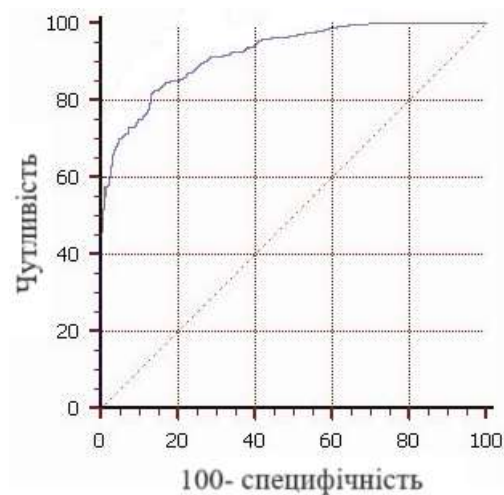


Рисунок 3.9 – ROC-криві для нейронної мережі, навченої за градієнтним методом

Таким чином, певна складність теоретичного забезпечення використання, трудомісткість та часові витрати на моделювання та навчання нейронних мереж компенсується простотою їх застосування кінцевим

користувачем. Якщо завдання створення конкретної нейронної мережі адекватної поставленої задачі та її оптимальне навчання доступна лише фахівцю, її практичне застосування кінцевим користувачем вимагає лише навичок володіння комп'ютером. Складність інтерпретації системи знань навченої нейромережевої моделі є непотрібною користувачеві нейронної мережі, так як для більшості кінцевих користувачів важливо не розуміння сутності роботи нейронної мережі, а її результативність, інформативність, безпомилковість і швидкодія.

Таким чином, розроблено метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком, що базується на генетичному алгоритмі rprop (resilient propagation), враховує дані акселерометричних вимірювань і дозволяє підвищити точність класифікації ступеня тяжкості тремора кінцівок людини. В результаті порівняння ефективності застосованих алгоритмів визначено, що для генетичного алгоритму зворотного розповсюдження (RProp-Resilient Propagation) показник AUC складає 0,91, а для градієнтного методу навчання – 0,87.

4 РЕАЛІЗАЦІЯ МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ АКСЕЛЕРОМЕТРИЧНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ ЗІ ЗВОРОТНИМ ЗВ'ЯЗКОМ

4.1 Вибір операційної системи.

Операційна система – основне програмне забезпечення, яке керує всім апаратним та іншим програмним забезпеченням на комп'ютері.

Зараз на ринку існує безліч ОС, проте серед них виділяють три головні: Android, IOS, Windows Phone.

Android. Однією з особливостей цієї платформи є те, що її вихідний код знаходиться у відкритому доступі, завдяки чому будь-яка людина має можливість безкоштовно завантажити її та використовувати (а також змінити та опублікувати свою версію). Це робить Android привабливою для розробників. У Android є своя екосистема, яка, на відміну від екосистеми IOS кросплатформова (що означає, що користувач з будь-якої ОС зможе користуватися цими сервісами та пристроями без обмежень).

IOS. Відрізняється великою візуальною однаковістю в порівнянні з тим самим Android, а також вищим рівнем захисту від вірусів, шпигунських програм тощо. Крім того, кожен додаток, завантажений в магазин цієї платформи (також, можна відзначити, що в App Store менше безкоштовних програм, ніж Google Play), проходить ретельну перевірку і суворо контролюється надалі.

Windows Phone. Має значно меншу поширеність у порівнянні з попередніми гігантами ринку, незважаючи на дешевизну смартфонів, які використовують цю платформу. Відрізняється, як і IOS, своєю закритістю, що робить цю ОС безпечнішою, проте разом із невеликою популярністю це провокує брак додатків у магазині даної платформи (оновлення додатків також виходять на цій ОС пізніше, ніж у конкурентів).

У рамках розробки дизайну мобільного додатку «What kind of tremor?» вибір зроблено на користь ОС Android, спираючись на такі фактори:

- за наявними даними, Android має ширше поширення, ніж його головний конкурент IOS (Україна – 76%);

- смартфони на IOS відрізняються високою вартістю. Android же має досить широку лінійку бюджетних смартфонів, доступних практично будь-якій людині;

- IOS призначена тільки для пристроїв Apple, в той час як Android використовують багато виробників телефонів;

- платформа Android є найбільш затребуваною у розробників (42% розробників зганяють свої додатки в Google Play (магазин додатків для пристроїв, що працюють на Android), а в магазині для користувачів IOS – 28%);

- Android надає розробникам більше можливостей для розповсюдження додатків ніж інші мобільні платформи. Так, окрім Google Play додатки для Android можуть поширюватись на майданчиках GetJar, LG Smart World та ін.

Таким чином, вибір ОС був зроблений на користь Android, оскільки саме ця платформа є оптимальним варіантом з урахуванням доступності для цільової аудиторії, зручності розробки коду та розповсюдженості.

Для розробки Android-додатку використовувався наступний стек технологій:

- Unity – міжплатформне середовище розробки. Це середовище було взято з міркувань зручності та ефективності розробки. Також вона має всі необхідні інструменти для досягнення поставлених завдань, а саме доступ до гіроскопа та акселерометра телефону або смартфона;

- Git – система контролю версій, призначена для зручності розробки.

4.2 Проектування інтерфейсу

Найважливішою частиною дизайну інтерфейсу є модульна сітка. Це база макета, саме на її основі будується вся графічна складова. Так, за рекомендаціями, наведеними в Material Design, модульна сітка для мобільного додатка може виглядати наступним чином: ширина екрану становить 360 dp, включає 4 стовпці, з відстанню між ними у 16 dp. Стовпці – це зона розміщення вмісту у макеті. Поля було вирішено зробити трохи більшим (ця практика зустрічається і в прикладах Material Design), ніж пропонується в класичному прикладі (там поля дорівнюють 16 dp), і зробити їх рівними 25 dp.

Ще однією важливою складовою будь-якого проекту є колір, який, однак, на певному етапі свого розвитку не визнавався чимось цінним, а скоріше порочним або щонайменше марним і непотрібним. Вважалося, що колір відволікає від справжніх цінностей мистецтва: лінії та форми. Однак ті часи давно пішли, і зараз безумовна важливість кольору не заперечується.

У веб-дизайні саме за допомогою кольору користувача можна ввести той чи інший психологічний стан, грамотно розставити акценти в інтерфейсі, тому необхідно приділити цьому питанню належну увагу.

Користувач повинен відчувати від використання додатку такі емоції як: радість, надію на краще, відчуття того, що всі труднощі можна подолати. За допомогою кольору це завдання буде виконано.

Основними кольорами для створення графічного образу програми були вибрані білий (основний для фону, оскільки цей колір не заважає і вкотре не навантажує сприйняття), синій та жовтий.

Жовтий колір асоціюється у людей з емоційними явищами (на третьому місці після популярності після червоного та чорного)); позитивними природними образами (сонцем, світлом, днем, вогнем, яйцем тощо), що мають те чи інше відношення до життя, умов його зародження та підтримки.

Синій колір асоціюється з водною стихією (океаном, морем, дощем), а також спокоєм, позитивними властивостями характеру, свободою, мрією, чоловічим початком.

Повертаючись до жовтого кольору, варто зазначити, що в області продажів він не тільки викликає відчуття тепла та затишку, але також бадьорить, веселить і збуджує (надаючи більш м'який вплив на глядача, ніж червоний та помаранчевий колір, що знижує ризик перезбудження або виникнення подразнення). Однак використовуючи його в інтерфейсі, варто враховувати, що він межуватиме з білим кольором, тому важливо підібрати такий відтінок, який не загубиться і не зіллється зі світлим тлом. Щоб досягти потрібного відтінку, було ухвалено рішення трохи наблизити жовтий до помаранчевого, створивши проміжний відтінок.

Помаранчевий колір асоціюється із припливом життєвих сил і дає оптимістичний настрій. Крім того, давні вважали його за колір здоров'я та творчості. Зараз цей колір успішно використовується у рекламі медикаментів, дитячих товарів, а також послуг у галузі охорони здоров'я та освіти. Також, помаранчевий колір додає активності, але при цьому дає відчуття внутрішньої рівноваги та душевної гармонії.

Таким чином жовтий та синій підходять для використання в даному проекті, спираючись на їх вплив на глядача. Крім того, ці кольори при взаємодії посилюють і один одного, створюючи яскравий образ, що не кричить, радує око. Кольори, які будуть використані у проекті: білий, жовтий, блакитний, синій, темно-синій, а також у ролі додаткового кольору (для виділення інформації) застосовуватимуться червоний та рожевий.

Шрифтове рішення також є важливим для створення якісного проекту. Вибір шрифту безпосередньо залежить від завдання, яке потребує вирішення, і, відповідно до якого, буде визначено, наскільки буде читаний шрифт, наскільки активний і незвичайний.

Для цього проекту було обрано шрифтову гарнітуру Montserrat. Це гротеск, що має велику кількість написів, здатний переконливо виступати як у

ролі заголовного шрифту, так і шрифту для основного тексту. У літерах, у яких присутні округлі елементи (наприклад: «р», «ю», «о», «с»), використовується практично ідеальне коло, що робить шрифт трохи м'якшим та привітнішим. Однак це не робить його декоративним чи надто активним. Він залишається лаконічним, чітко структурованим та легко читаним (що важливо для обраної цільової аудиторії).

Таким чином, в якості констант інтерфейсу мобільного додатка були обрані такі складові, як модульна сітка (ширина екрану становить 360 dp, включає 4 стовпці, з відстанню між ними в 16 dp.), основні кольори (білий, жовтий, блакитний, синій, темно-синій, червоний та рожевий) та шрифтова гарнітура (Montserrat).

Іконки – одна з найважливіших складових інтерфейсу. Вони відіграють провідну роль у навігації користувача, допомагають спростити подачу інформації, замінюючи собою блоки тексту, а також стають «обличчям» продукту в магазині додатків. Крім того, іконки передають основну ідею та мету продукту простою та зрозумілою мовою. Вони повинні передавати ідентичність вашого бренду та бути стилістично єдиними.

Для дизайну інтерфейсу мобільного додатку «What kind of tremor?» було розроблено кілька видів іконок, що відрізняються за завданнями, у вирішенні яких вони використовуються, і, відповідно, до зовнішнього вигляду.

Значок мобільного додатка. Перше враження про продукт користувача складається, коли він бачить іконку продукту в магазині додатків. Тому так важливо створити такий дизайн, який, по-перше, зупинить на собі увагу користувача, по-друге, створить приємне враження і спонукає перейти і завантажити цей цифровий продукт. Оскільки для роботи була обрана ОС Android, при створенні іконки програми необхідно дотриматися вимог, що висуваються магазином додатків Google Play, де розміщуватиметься і програма «What kind of tremor?». Технічні вимоги такі:

- розмір 512x512 пікселів;
- формат 32-бітовий PNG;

- колірний простір sRGB;
- максимальний розмір файлу: 1024 КБ;
- форма: повний квадрат, який буде обрізаний за рахунок маски, що округляє кути (не більше 20% загальної площі зображення).

Також важливо виявити основоположні принципи концепції та філософії програми «What kind of tremor?» та відобразити їх у дизайні іконки програми. Було виділено такі принципи:

- простота;
- допомога;
- підтримка;
- медицина.

Крім того, оскільки іконка програми виконує в даних умовах роль логотипу, справедливо висунути такі вимоги:

- масштабованість;
- відсутність дрібних деталей та тонких ліній;
- дотримання модульної сітки;
- читання шрифтів (якщо використовуються);
- чіткість контурів.

Вивчивши іконки додатків, пов'язаних з тремором, а також суміжними областями, можна дійти невтішного висновку у тому, що здебільшого йде наголос на ілюстративність, шрифти використовуються нечасто. Однак використання детально опрацьованих ілюстрацій обмежує потенціал модульної сітки для системи Android, оскільки таку ілюстрацію неможливо побудувати на основі даної сітки. У зв'язку з цим було ухвалено рішення створити іконку, всі елементи якої узгоджуватимуться із сіткою ОС (рис. 4.1).

Концепцією графічного образу є створення унікального дизайну макета мобільного додатку «What kind of tremor?», який відповідає цілям та завданням проекту, вирішує проблеми, поставлені у цій роботі, а також є актуальним у цій сфері.



Рисунок 4.1 – Розроблена іконка мобільного додатку «What kind of tremor?»

Оскільки тремор може утруднити попадання по звичайним кнопкам, є сенс зробити їх більшими, як і відстань між ними.

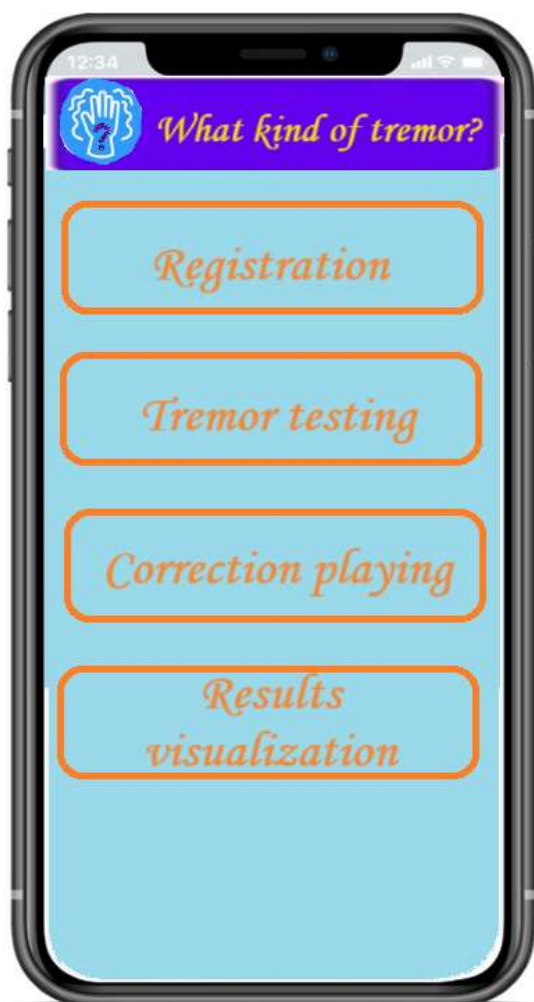


Рисунок 4.2 – Інтерфейс мобільного додатку «What kind of tremor?»

Таким чином, на основі концепції та філософії, сформульованих у ході роботи, було розроблено графічний комплекс, заснований на графічних константах: мінімалістичність, простота, колірне рішення з використання яскравих кольорів.

4.3 Інструкції по роботі з мобільним додатком «What kind of tremor?»

В основі роботи програми лежить акселерометричний метод реєстрації тремору. З акселерометра смартфона знімаються сирі дані, проєкції прискорення за трьома осями: x , y , z . Потім обчислюється загальний вектор прискорення.

Послідовність роботи з додатком полягає в наступному:

- реєстрація користувача (ПІБ, вік, стать, діагноз (якщо поставлено), тривалість захворювання, контактні дані);
- вибір типу тесту;
- виконання тесту та зняття даних. Користувач визначає час діагностики та встановлює частоту реєстрації даних. Потім виконує запропонований тест протягом заданого часу;
- виведення результатів діагностики у графічному вигляді та збереження даних (локально або на сервері) для подальшого аналізу;
- обробка отриманих даних, визначення параметрів тремору, висновок та передбачуваний діагноз.

Інтерфейс програми під час виконання тесту для визначення ступеня інтенсивності тремору наведено на рис. 4.3 – 4.4. На головному екрані програми при виконанні тесту розташовані кола різного діаметра в центрі яких розташована кулька червоного кольору. Ця кулька переміщається по полю відповідно до руху смартфона.

Дані, отримані в ході виконання тесту для визначення параметрів тремору, зберігаються на телефоні, а потім відправляються на захищений сервер, на якому проводиться подальший аналіз.



Рисунок 4.3 – Інтерфейс програми «What kind of tremor?» під час виконання тесту для визначення ступеня інтенсивності тремору



Рисунок 4.4 – Відображення результату визначення тремору

Візуалізація отриманих результатів полягає в побудові графіків зміни проекції прискорення за трьома осями координат: X, Y, X. Побудовані графіки можна збільшувати в області, що цікавить. Також є можливість переглянути графік зміни загального прискорення, середню амплітуду і частоту сигналу. Результати роботи програми представлені рис. 4.5 – 4.6.



Рисунок 4.5 – Відображення динаміки зміни загального прискорення



Рисунок 4.6 – Відображення динаміки зміни проекції прискорення за трьома осями координат: X, Y, X



Рисунок 4.7 – Відображення динаміки зміни

Програма передбачає можливість поділитися результатами діагностики. При натисканні кнопки «Поділитися» після завершення запису тремору створюється три звіти: записані необроблені дані по трьох осях, знімок екрану та перша сторінка з інформацією користувача. Отримані звіти можна експортувати до стандартних програм, таких як пошта, різні месенджери або Bluetooth, для можливості оцінки результатів діагностики фахівцем.

Подальша обробка даних передбачає фільтрацію, частотний аналіз, розрахунок кількісних параметрів тремору, диференціальний аналіз видів тремору, а також пошук патернів патології рухових функцій верхніх кінцівок, характерних для того чи іншого захворювання центральної нервової системи.

Реалізація біофідбеку: ширина коридору в грі «Лабіринт» та діаметр кіл під час визначення інтенсивності тремору змінюються відповідно до

визначеного ступеня тяжкості тремору. Чим менше ступінь тяжкості тремору, тим ширший коридор лабіринту та тим більший діаметр кола відповідно.

Таким чином, було визначено ключові особливості розробки мобільного додатку «What kind of tremor?» та здійснено проектування його інтерфейсу. Розроблений мобільний додаток дозволяє автоматично визначати ступінь тяжкості постурального тремору на основі розробленого метода.

ВИСНОВКИ

1. Медико-соціальна актуальність задачі визначення тремора обумовлена порушенням якості життя людини вже на його ранніх стадіях. Своєчасна та якісна діагностика тремору вимагає комплексного підходу розробки та удосконалення відповідних методів та засобів.
2. Проаналізовано існуючі публікації, методи, системи та засоби, які пов'язані із визначенням тремора людини, виявлені їх переваги, недоліки та загальне призначення. Обґрунтовано наукову новизну і практичну значущість власної розробки.
3. Розроблено метод визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком, що базується на генетичному алгоритмі rprop (resilient propagation), враховує дані акселерометричних вимірювань і дозволяє підвищити точність класифікації ступеня тяжкості тремора кінцівок людини.
4. Для проєктування акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком розроблено її структурну схему.
5. Виявлено особливості розробки мобільного додатку для ОС Android та здійснено проєктування інтерфейсу. Розроблений мобільний додаток дозволяє автоматично визначати ступінь тяжкості постурального тремору на основі розробленого метода.
6. Здійснено порівняння ефективності застосованих алгоритмів. Вибрано доцільний. Для визначення ступеня тремору застосовано генетичний алгоритм зворотного розповсюдження (RProp-Resilient Propagation) та градієнтний метод навчання, що показали AUC 0,91 та 0,87 відповідно.
7. Запропановані рішення дозволять проводити своєчасну раціональну терапію і реабілітацію пацієнтів і знизити ризики розвитку та прогресування паталогії.

8. Поставлені завдання виконано повністю, однак є ряд задач, які потребують подальшої розробки: диференціальний аналіз видів тремору, а також пошук патернів патології рухових функцій верхніх кінцівок, характерних для того чи іншого захворювання центральної нервової системи.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Методи та засоби визначення феноменів тремтіння при діагностиці функціональних уражень нервової системи : автореф. дис. ... канд. техн. наук : 05.11.17 / Селіванова К. Г. // Харків. нац. ун-т радіоелектроніки. - Харків, 2016. - 21 с.
2. Apartis E. Clinical neurophysiology of psychogenic movement disorders: how to diagnose psychogenic tremor and myoclonus. *Neurophysiol Clin.* 2014 Oct;44(4):417-24.
3. Bötzel K, Tronnier V, Gasser T. The differential diagnosis and treatment of tremor. *Dtsch Arztebl Int.* 2014 Mar 28;111(13):225-35.
4. Elias WJ, Shah BB. Tremor. *JAMA.* 2014 Mar 5;311(9):948-54.
5. Тремор [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://society.parkinsonizm.ru/?page=84>
6. Bhatia K.P., Bain P., Bajaj N. et al. Tremor Task Force of the International Parkinson and Movement Disorder Society. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Mov Disord* 2018;33(1):75–87. PMID: 29193359. DOI: 10.1002/mds.27121.
7. Kelly E. Lyons, PhD; Kapil D. Sethi, MD; Joy B. Leffler, BS, MLA; Richard Robinson, BA Essential Tremor: A Clinical Review, 2008.
8. Deuschl G., Raethjen J., Lindemann M. et al. The pathophysiology of tremor. *Muscle Nerve* 2001;24(6):716–35. PMID: 11360255. DOI: 10.1002/mus.1063.
9. Chunling W, Zheng X. Review on clinical update of essential tremor. *Neurol Sci.* 2016 Apr;37(4):495-502.
10. Defazio G, Conte A, Gigante AF, Fabbrini G, Berardelli A. Is tremor in dystonia a phenotypic feature of dystonia? *Neurology.* 2015 Mar 10;84(10):1053-9.
11. Fasano A, Deuschl G. Therapeutic advances in tremor. *Mov Disord.* 2015 Sep 15;30(11):1557-65.

12. Gövert F, Deuschl G. Tremor entities and their classification: an update. *Curr Opin Neurol*. 2015 Aug;28(4):393-9.
13. Hassan A, Ahlskog JE, Matsumoto JY, Milber JM, Bower JH, Wilkinson JR. Orthostatic tremor: Clinical, electrophysiologic, and treatment findings in 184 patients. *Neurology*. 2016 Feb 2;86(5):458-64.
14. Javalkar V, Khan M, Davis DE. Clinical manifestations of cerebellar disease. *Neurol Clin*. 2014 Nov;32(4):871-9.
15. Pietracupa S, Bruno E, Cavanna AE, Falla M, Zappia M, Colosimo C. Scales for hyperkinetic disorders: A systematic review. *J Neurol Sci*. 2015 Nov 15;358(1-2):9-21.
16. Revell MA. Deep Brain Stimulation for Movement Disorders. *Nurs Clin North Am*. 2015 Dec;50(4):691-701.
17. Schneider SA, Deuschl G. Medical and surgical treatment of tremors. *Neurol Clin*. 2015 Feb;33(1):57-75.
18. Thenganatt MA, Jankovic J. Psychogenic movement disorders. *Neurol Clin*. 2015 Feb;33(1):205-24.
19. Yaltho TC, Ondo WG. Orthostatic tremor: a review of 45 cases. *Parkinsonism Relat Disord*. 2014 Jul;20(7):723-5.
20. Кургаєв, О., & Палагін, О. Біологічний зворотній зв'язок для реабілітації людей з обмеженими можливостями. *Український журнал фізичної і реабілітаційної медицини*, 2021. – № 9(3-4). – С.73-78. <https://doi.org/10.54601/2523-479X.2021.9.3-4.9>.
21. Тончева К. Д. Перспективи використання біологічного зворотного зв'язку в щелепно-лицьовій ділянці в процесі реабілітації хворих з ускладненим перебігом гострого порушення мозкового кровообігу / К. Д. Тончева, Д. М. Король, М. Д. Тончев // *Ендоваскулярна нейрорентгенохірургія*. - 2018. - № 3. - С. 76-81. - Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/evnh_2018_3_10.

22. G. G. Egiazaryan and K. V. Sudakov, "Theory of functional systems in the scientific school of P.K. Anokhin," *J Hist Neurosci*, vol. 16, no. 1–2, pp. 194–205, Jun. 2007.
23. Lehrer and D. Eddie, "Dynamic Processes in Regulation and Some Implications for Biofeedback and Biobehavioral Interventions," *Appl Psychophysiol Biofeedback*, vol. 38, no. 2, pp. 143–155, Jun. 2013.
24. M. D. Girolamo, N. Celadon, S. Appendino, A. Turolla, and P. Ariano, "EMG-based biofeedback system for motor rehabilitation: A pilot study," in *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2017, pp. 1–4.
25. N. Pandria, D. Spachos, A. Athanasiou, and P. D. Bamidis, "Assessing Emotional Impact of Biofeedback and Neurofeedback Training in Smokers During a Smoking Cessation Project," in *2017 IEEE 30th International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, 2017, pp. 486–491.
26. F. Gu, J. Niu, S. K. Das, and Z. He, "RunnerPal: A Runner Monitoring and Advisory System Based on Smart Devices," *IEEE Transactions on Services Computing*, vol. 11, no. 2, pp. 262–276, Mar. 2018.
27. Gautham and Akshaya, "Technique and Applications of Biofeedback in Photoplethysmography (For the treatment of migraine)," 2012.
28. L. K. Lam and A. J. Szygula, "Wearable emotion sensor on flexible substrate for mobile health applications," in *2018 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, 2018, pp. 1–5.
29. P. E. Wellstead, "Control Systems Design G.C. Goodwin, S.F. Graebe and Mario E. Salgado, Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey 07458, 2001 ISBN 0-13-958653-9, pp. 908, Price: £32.99," *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, vol. 16, no. 2, pp. 173–174, 2002.
30. J. M. Cortell-Tormo, M. García-Jaén, D. Ruiz-Fernández, and V. Fuster-Lloret, "Lumbatex: A Wearable Monitoring System Based on Inertial Sensors to Measure and Control the Lumbar Spine Motion," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 8, pp. 1644–1653, Aug. 2019.

31. S. Gradl, M. Wirth, T. Zillig, and B. M. Eskofier, "Visualization of heart activity in virtual reality: A biofeedback application using wearable sensors," in 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2018, pp. 152–155.
32. R. Li, D. T. H. Lai, and W. Lee, "A Survey on Biofeedback and Actuation in Wireless Body Area Networks (WBANs)," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 10, pp. 162–173, 2017.
33. B. Yu, J. Hu, M. Funk, R. Liang, M. Xue, and L. Feijs, "RESonance: Lightweight, Room-Scale Audio-Visual Biofeedback for Immersive Relaxation Training," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 38336–38347, 2018.
34. N. Kosmyna, C. Morris, U. Sarawgi, and P. Maes, "AttentivU: A Biofeedback System for Real-time Monitoring and Improvement of Engagement," in *CHI Extended Abstracts*, 2019
35. B. Yu, M. Funk, J. Hu, and L. Feijs, "Unwind: a musical biofeedback for relaxation assistance," *Behaviour & Information Technology*, vol. 37, no. 8, pp. 800–814, Aug. 2018.
36. R. Ramirez, M. Palencia-Lefler, S. Giraldo, and Z. Vamvakousis, "Musical neurofeedback for treating depression in elderly people," *Front. Neurosci.*, vol. 9, 2015.
37. J. S. Brumberg, K. M. Pitt, and J. D. Burnison, "A Noninvasive BrainComputer Interface for Real-Time Speech Synthesis: The Importance of 77 Multimodal Feedback," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 4, pp. 874–881, Apr. 2018.
38. A. Kos and A. Umek, *Biomechanical Biofeedback Systems and Applications*. Springer International Publishing, 2018.
39. B. Jillich, "Acquisition, analysis and visualization of data from physiological sensors for biofeedback applications," 2014.
40. A. Kos, S. Tomažič, and A. Umek, "Suitability of Smartphone Inertial Sensors for Real-Time Biofeedback Applications," *Sensors (Basel)*, vol. 16, no. 3, Feb. 2016.

41. R. S. McGinnis, E. W. McGinnis, C. J. Petrillo, and M. Price, "Mobile Biofeedback Therapy for the Treatment of Panic Attacks: A Pilot Feasibility Study," in 2019 IEEE 16th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2019, pp. 1–4.
42. N. Pilgram, A. Mohamed, M. Kranz, and G. Hoelzl, "Biofeedback in the Wild - A SmartWatch Approach," in 2018 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops), 2018, pp. 312–317.
43. J. M. Peake, G. Kerr, and J. P. Sullivan, "A Critical Review of Consumer Wearables, Mobile Applications, and Equipment for Providing Biofeedback, Monitoring Stress, and Sleep in Physically Active Populations," *Front Physiol*, vol. 9, Jun. 2018.
44. J. L. Alberts et al., "Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability," *Journal of Athletic Training*, vol. 50, no. 6, pp. 578–588, Jun. 2015.
45. J. P. Salisbury, N. U. Keshav, A. D. Sossong, and N. T. Sahin, "Standing balance assessment using a head-mounted wearable device," *Bioengineering*, preprint, Jun. 2017.
46. D. Ahn et al., "Smart Gait-Aid Glasses for Parkinson's Disease Patients," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 10, pp. 2394–2402, Oct. 2017.
47. V. Borisov, A. Syskov, V. Tetervak, and V. Kublanov, "Mobile braincomputer interface application for mental status evaluation," in 2017 International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON), 2017, pp. 550–555.
48. L. Piwek, D. A. Ellis, S. Andrews, and A. Joinson, "The Rise of Consumer Health Wearables: Promises and Barriers," *PLOS Medicine*, vol. 13, no. 2, p. e1001953, Feb. 2016.

49. K. Kondo, K. M. Noonan, M. Freeman, C. Ayers, B. J. Morasco, and D. Kansagara, "Efficacy of Biofeedback for Medical Conditions: an Evidence Map," *J Gen Intern Med*, Aug. 2019.
50. Y. Pan, H. U. Yoon, and P. Hur, "A Portable Sensory Augmentation Device for Balance Rehabilitation Using Fingertip Skin Stretch Feedback," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 1, pp. 31–39, Jan. 2017.
51. W. Rueangsirarak, C. Mekurai, S. Utama, R. Chaisricharoen, H. P. H. Shum, and K. Kaewkaen, "Biofeedback assessment for older people with balance impairment using a low-cost balance board," in *2017 Global Wireless Summit (GWS)*, 2017, pp. 64–69.
52. R. Couceiro et al., "Biofeedback Augmented Software Engineering: Monitoring of Programmers' Mental Effort," in *2019 IEEE/ACM 41st International Conference on Software Engineering: New Ideas and Emerging Results (ICSE-NIER)*, 2019, pp. 37–40.
53. Ivanova E.O., Fedin P.A., Brutyan A.G. et al. Clinical and electrophysiological analysis of tremulous hyperkinesia in essential tremor and Parkinson's disease. *Nevrologicheskiy zhurnal = Neurological journal* 2013;5:21–6.
54. Ivanova-Smolenskaya I.A., Karabanov A.V., Chervyakov A.V. et al. Modern instrumental methods of recording tremors. *Novye tekhnologii = New technologies* 2011;2:17–23.
55. Farkas Z., Csillik A., Szirmai I. et al. Asymmetry of tremor intensity and frequency in Parkinson's disease and essential tremor. *Parkinsonism Relat Disord* 2006;12(1):49–55. PMID: 16271493. DOI: 10.1016/j.parkreldis.2005.07.008.
56. Mansur P.H., Cury L.K., Andrade A.O. et al. A review on techniques for tremor recording and quantification. *Crit Rev Biomed Eng* 2007;35(5):343–62. PMID: 19392642. DOI: 10.1615/critrevbiomedeng.v35.i5.10.

57. Raethjen J., Lindemann M., Schmaljohann H. et al. Multiple oscillators are causing parkinsonian and essential tremor. *Mov Disord* 2000;15(1):84–94. PMID: 10634246. DOI: 10.1002/1531-8257(200001)- 15:13.0.co;2-k.
58. Ліхачов С.А., Ващилін В.В., Дик С.К. Тремор: феноменологія і способи реєстрації // *Медичний журнал*. – 2010. – № 2. – С. 133-137.
59. Патент UA 29277. Спосіб визначення тремору. [Електронний ресурс] Режим доступу: <http://uapatents.com/5-29277-sposib-viznachennyatremoru.html>.
60. Офіційний сайт Leap Motion [Електронний ресурс] – Режим доступу: [www/ URL : https://www.leapmotion.com/](http://www.leapmotion.com/)
61. Tremorometer [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf/K010270.pdf.
62. Чейпеш В.В. Система пригнічення тремору верхніх кінцівок. – магістерська дисертація. - Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/26912/1/Cheipesh_magistr.pdf.
63. Іванов Г.С. Аналіз динамічних характеристик тремору користувача / Г.С. Іванов // *Перспективні оптичні технології*. Електронний ресурс. – Режим доступу: <https://cyberleninka.ru/article/n/analiz-dinamicheskikh-harakteristik-tremora-polzovatelya>.
64. Пристрій для комплексного дослідження різних видів тремору людини [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://patents.google.com/patent/RU2483676C1/ru>.
65. AForge.NET Framework [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://code.google.com/p/aforge/>. Дата звернення: 11.01.2012.
66. Потлов А.Ю. Реєстрація та аналіз тремору за допомогою веб-камери і комп'ютерної програми детектора рухів [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://cyberleninka.ru/article/n/registratsiya-i-analiz-tremora-s-pomoschyu-veb-kamery-i-kompyuternoy-programmy-detektora-dvizheniy/viewer>.

67. Бездротова система аналізу тремору, треморограф «Callibri» [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://darymakoshi.com.ua/ru/systema-analizu-tremoru-bezprovidna-tremorohraf-callibri/>.

68. Селиванова К.Г., Казимиров Н.А. Разработка программного модуля видеорегистрации движений рук для определения типа тремора / Селиванова К.Г., Казимиров Н.А. // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я. 2019. Ч. III. – С. 49.

69. CYPD (Control Your Parkinson Disease) - додаток для контролю тремору при хворобі Паркінсона [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://4pda.to/2019/10/11/362721/>.

70. Стефанишин І. М. Проектування інформаційної системи ідентифікації параметрів аномальний неврологічних рухів людини під дією техногенних навантажень на Javascript технології / І. М. Стефанишин // кваліфікаційна робота на здобуття освітнього ступеня магістр. – ТНТУ. – Тернопіль, 2022. – 101 с.

71. A. Bulling, U. Blanke, and B. Schiele, “A tutorial on human activity recognition using body-worn inertial sensors,” *ACM Comput. Surv.*, vol. 46, no. 3, pp. 1–33, Jan. 2014, doi: 10.1145/2499621.

72. V. Vasilyev, V. Borisov, and A. Syskov, “Biofeedback Methodology: a Narrative Review,” in 2019 International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON), Oct. 2019, pp. 0011–0016, doi: 10.1109/SIBIRCON48586.2019.8958019.

73. M. F. Alhamid, M. Eid, A. Alshareef, and A. E. Saddik, “MMBIP: Biofeedback system design on Cloud-Oriented Architecture,” in 2012 IEEE International Symposium on Robotic and Sensors Environments, ROSE 2012 - Proceedings, 2012, pp. 79–84.

74. An Overview of MEMS Inertial Sensing Technology. Bernstein J., Corning-IntelliSense Corp. *Sensors Magazine*, Feb 2003. – Режим доступу: <http://www.sensormag.com/articles/0203/14/main.shtml>.

75. C.G. Goetz et al. Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale Presentation and Clinimetric Testing Results. *Movement Disorders*, 23(15), 2008: 2129–2170.

76. Singh M., Singh M., Singh P. Artificial Neural Network based classification of Neuro-Degenerative diseases using Gait features. *International Journal of Information Technology and Knowledge Management*, 2013, Vol. 7, №1, pp. 27-30.

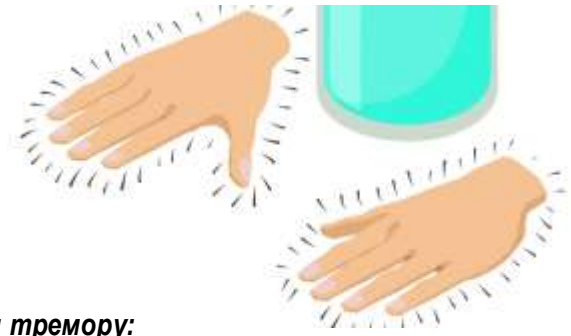
77. Mitchell M. *An introduction to genetic algorithms*. London, Cambridge 1999.

ДОДАТОК А

Причини і види тремору

(плакат, арк. А4)

Причини і види тремору



Етіопатогенетична класифікація тремору:

- фізіологічний та посилений (акцентуований) фізіологічний тремор.
- есенціальний (сімейний та спорадичний).
- паркінсонічний тремор при хворобі Паркінсона та синдромі паркінсонізму.
- церебеллярний (мозочковий).
- "рубральний" (середньомозковий).
- дистонічний;
- нейропатичний;
- психогенний;
- ятрогенний (лікарський).



Ступені тяжкості тремору за шкалою MDS-UPDRS :

0: відсутність тремору;

1: дуже легкий: тремор присутній, але його амплітуда менше 1 см.

2: легкий: тремор присутній, його амплітуда як мінімум 1 см, але менше 3 см;

3: помірний: тремор присутній, його амплітуда як мінімум 3 см, але менше 10 см;

4: важкий: тремор з амплітудою 10 см і більше.

Розроб	Ростенко І.С.			Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком
Перев.	Довнар О.Й.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			
				НАУ ХАІ Кафедра 502

ДОДАТОК Б

Схема метода визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

(плакат, арк. А4)

Схема метода визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком



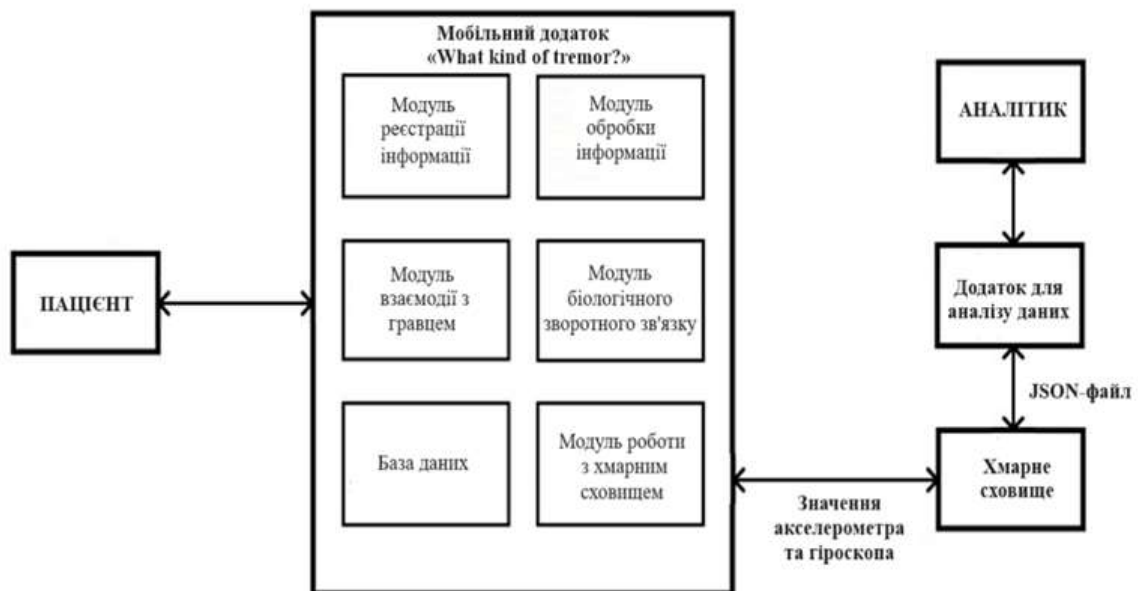
Розроб	Ростенко І.С.			<i>Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком</i>
Перев.	Довнар О.Й.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
				НАУ ХАІ Кафедра 502
Затверд.	Висоцька О.В.			

ДОДАТОК В

Структурна схема акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком

(плакат, арк. А4)

Структурна схема акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком



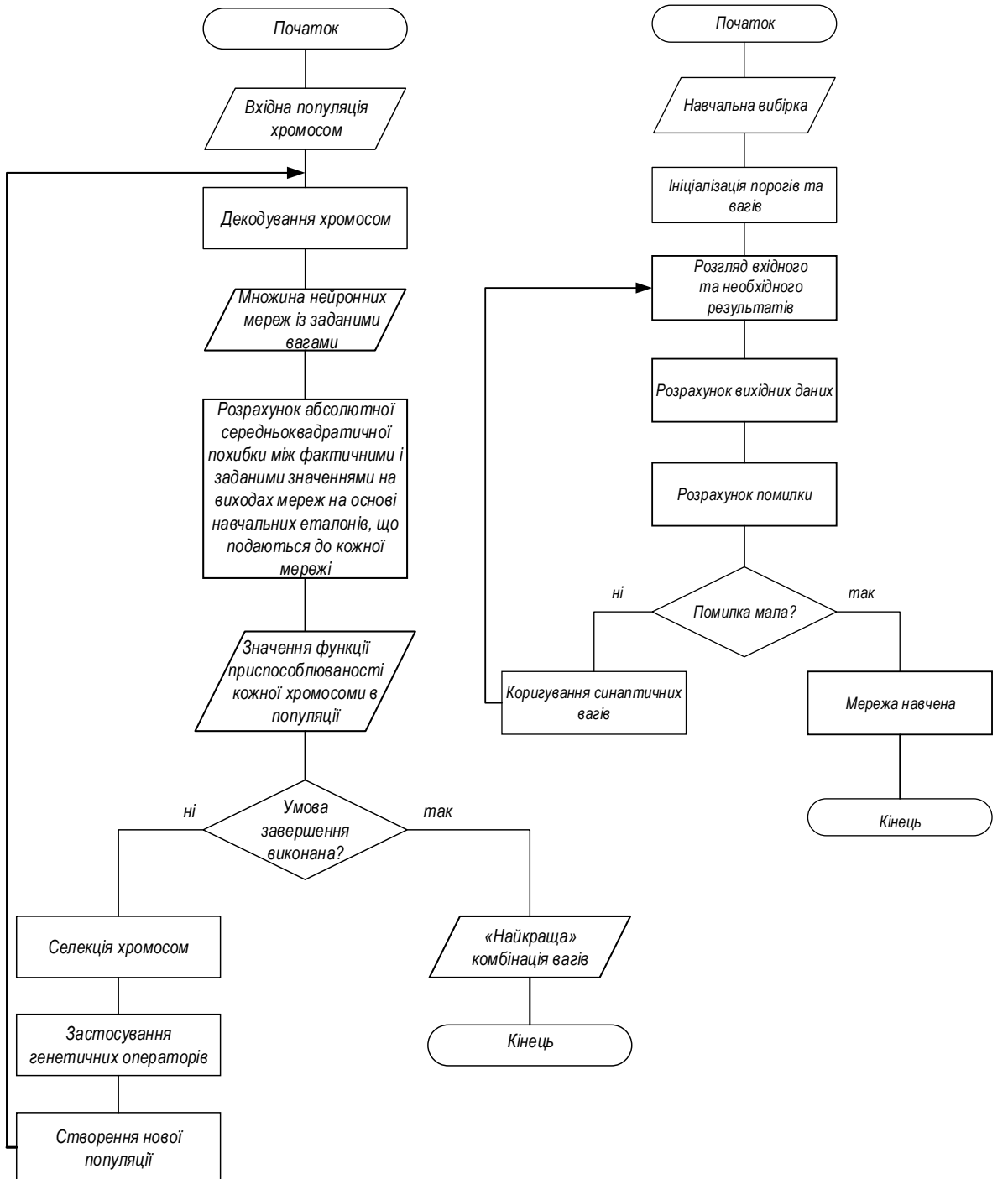
Розроб	Ростенко І.С.			Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком
Перев.	Довнар О.Й.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
				НАУ ХАІ Кафедра 502
Затверд.	Висоцька О.В.			

ДОДАТОК Г

Блок-схема алгоритму еволюції вагових коефіцієнтів

(плакат, арк. А4)

Блок-схема алгоритму еволюції вагових коефіцієнтів



Розроб	Ростенко І.С.			Розробка методу визначення тремору для акселерометричної біотехнічної системи зі зворотним зв'язком
Перев.	Довнар О.Й.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			

НАУ ХАІ Кафедра 502

ДОДАТОК Д

Програмний код обробки сигналу акселерометра та виділення компонентів для формування ознакового простору.

```
import numpy as np
from scipy import signal
import statistics
from numpy import fft
from math import sqrt
def butter_bandpass_filter(data, lowcut, highcut, fs, order=2):
    nyq = 0.5 * fs
    low = lowcut / nyq
    high = highcut / nyq
    b, a = signal.butter(order, [low, high], btype='band')
    y = signal.lfilter(b, a, data)

    return y
def get_avg_ZCR(features):
    return (features[4]+features[10]+features[16])/3
def get_avg_energy(features):
    return (features[5]+features[11]+features[17])/3
def get_activity(axes, rate=1.1):
    x = axes[0]; y = axes[1]; z = axes[2]
    arr=[]
    for i in range(1,len(x),1):
        arr.append(sqrt((x[i]-x[i-1])**2+(y[i]-y[i-1])**2+(z[i]-z[i-1])**2))
    level=statistics.median(arr)*rate
    peakTime=0
    peakCount=0
    for i in range(len(arr)):
        if(arr[i]>0):
            if(arr[i]>level):
                peakTime+=1
            if(arr[i-1]<=level):
```

```

peakCount+=1
else:
if(arr[i]<level):
peakTime+=1
if(arr[i-1]>=level):
peakCount+=1
return [sum(arr), peakTime/peakCount]
def get_features(axis):
features=[max(axis),min(axis),statistics.mean(axis),statistics.stdev(axis)]
zcr=0
for i in range(len(axis)):
if((axis[i]>0) and (axis[i-1]<0))or((axis[i]<0) and (axis[i-1]>0)):
zcr+=1
features.append(zcr)
AXIS=fft.fft(axis)
energy=0
for i in range(len(AXIS)):
energy +=abs(AXIS[i])**2
energy/=len(AXIS)
features.append(energy)
return features
# розрахунок 22 компонент MD на заданому інтервалі
def process(window_frame):
axes_features = []
for i in range(window_frame.shape[1]):
axes_features += get_features(window_frame[:,i])

non_axes_features = [
get_avg_ZCR(axes_features),
get_avg_energy(axes_features)
] + get_activity(window_frame.T)

result = non_axes_features + axes_features

return result

```

```
def normalize(axes, fs):
    Y = 20 if fs != 20 else 9.9
    X = axes[:,0]
    Xb = butter_bandpass_filter(X, 0.3, Y, fs) #!!! 20 -> 9.9
    g = round(statistics.mean(X) - statistics.mean(Xb), 3)

    filtered = []
    for i in range(axes.shape[1]):
        e = butter_bandpass_filter(axes[:,i], 0.3, Y, fs) #!!! 20 -> 9.9
        for j in range(len(e)):
            e[j] /= g
        filtered.append(e)
    filtered = np.array(filtered)
    return filtered.T
def main(data, fs):
    return process(normalize(data, fs))
```