

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

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

МУДРИК ІВАН ЯРОСЛАВОВИЧ

УДК 004.45: 004.942: 616-71

ДИСЕРТАЦІЯ

**АВТОМАТИЗОВАНІ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ
ПАЦІЄНТІВ, ХВОРИХ НА ЕСЕНЦІАЛЬНИЙ ТРЕМОР**

121 – Інженерія програмного забезпечення

12 – Інформаційні технології

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ І. Я. Мудрик

Науковий керівник – Петрик Михайло Романович, доктор фізико-математичних наук, професор

Тернопіль – 2021

АНОТАЦІЯ

Мудрик І.Я. Автоматизовані системи діагностування стану пацієнтів, хворих на есенціальний тремор. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 121 – Інженерія програмного забезпечення. Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2021.

Підготовка здійснювалась на кафедрі програмної інженерії Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Дисертаційна робота є комплексним дослідженням теоретичних та практичних проблем, присвячених автоматизації процесів діагностування стану пацієнтів з проявами есенціального тремору кінцівок. Розробка є актуальною для медичних закладів та лабораторій, які займаються проблемами невралгічного характеру: тремтінням кінцівок, есенціальним тремором, хворобою Паркінсона та іншими.

Метою дисертаційної роботи є розробка програмно-апаратного комплексу для технології автоматизованої діагностики захворювання есенціальний тремор, в якій використовуються досліджувані методи математичного та комп'ютеризованого моделювання для обробки вхідної інформації (даних) згідно розроблених математичних моделей та програмованих алгоритмів. Бібліотека алгоритмів та прикладне програмне забезпечення використовуються для побудови комп'ютерних моделей і візуалізації результатів, пришвидшення та забезпечення зручності виконання досліджень, порівняння результатів, оцінки стану пацієнтів.

У вступі обґрунтовано актуальність дослідження, наведено зв'язок роботи з науково-дослідними темами, встановлено мету та визначено завдання, об'єкт та предмет дослідження, наведено перелік методів, які застосовувались для досягнення мети розробки. Сформульовано наукову

новизну, практичне значення отриманих результатів та особистий внесок здобувача в дослідження моделей та технологій, а також в реалізацію прикладного програмного забезпечення. Подано відомості щодо апробації та опублікування результатів дослідження та їх практичне значення.

У першому розділі здійснено огляд існуючих рішень та праць за темою дисертації, проаналізовано сучасні клінічні методи та способи діагностування станів пацієнтів з проявами тремору кінцівок. Розглянуто сучасний підхід науки до способів та технологій визначення параметрів коливних рухів, які супроводжують тремтіння кінцівок в різних клінічних проявах. У випадку комп'ютеризованого тесту ідеальним варіантом є спіраль Архімеда, і саме вона демонструє рівномірний поступальний рух із симетричним збільшенням амплітуди відхилення від центра.

Важливим науковим елементом роботи є дослідження нейро-біо-систем зі feedback-зв'язком, пов'язаних з аналізом стану та поведінки Т-об'єктів (пацієнтів з ознаками тремору) під когнітивним впливом нейронних вузлів кори головного мозку.

Для більш ґрунтовного підходу до дослідження та реалізації необхідних методів було розглянуто основні параметри системи, досліджено експериментальні дані та суміжні розробки, проаналізовано існуючі ефективні методи ідентифікації захворювання тремор, переваги та недоліки кожного з них.

В результаті аналізу предметної області було вирішено, що розробка повинна становити собою бібліотеку програмних засобів для інтеграції реалізованих класів алгоритмів та моделей в комплексну систему діагностування. Також завданням даного дослідження є вдосконалення механізмів тестування та відлагодження способів збору та аналізу даних, отриманих з рисунків спіралей пацієнта. В якості реалізації поставленого завдання слугує комп'ютеризована модель, виконана в пакеті розробки MatLab, яка відтворює поведінку необхідних алгоритмів та математичних

моделей за реальних умов використання. В роботі використано елементи машинного навчання для визначення та уточнення оцінювання стану пацієнта згідно великої кількості записів.

Проведено аналіз предметної області, виявлено складові, характеристики та методи опрацювання даних, які потрібно розглянути.

У другому розділі описано моделі сигналів, отриманих в якості вхідних даних для опрацювання (рисунок пацієнта тесту спіралі Архімеда), проаналізовано точність та ефективність методів комп'ютеризованого аналізу ступеню тремору. Описано основні результати моделювання, отримано частотні характеристики, амплітуди коливання, відхилення від норми та інші показники.

Тремографія (аналіз тремтіння) з допомогою рисунку спіралі забезпечує різні кількісні та якісні параметри системи. Крім спектрального аналізу отриманого сигналу, який надає інформацію про частоту тремору, використовується також радіус кута перетворення і швидкість перетворення.

З допомогою методики ідентифікації тремтіння рисунком спіралі розроблено технологію оцінювання стану пацієнтів клінік та медичних закладів. Гібридна модель аналізу аномальних станів Т-об'єктів побудована на основі теорії поширення хвильового сигналу, яка визначає посегментний опис 3D-елементів траєкторій АНР (аномальних неврологічних рухів) досліджуваного Т-об'єкта (кінцівки пацієнта) з урахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ (кори головного мозку) на сегменти руху. В основу реалізації покладено спосіб безперервного визначення позиції кінцівки руки пацієнта з допомогою електронного пера, який відтворює рисунок у вигляді спіралі Архімеда на екрані інтерактивного планшета. Просторове 3D-відхилення траєкторії руху пера від шаблону має складну форму і є цифровою інформацією для визначення стану захворювання пацієнта. З метою декомпозиції складних аномальних неврологічних рухів на простіші елементи кількість розбиття може вибиратись

довільною в залежності від складності зображення АНР. Модель передбачає отримання кількісних амплітудних і частотних характеристик АНР.

В когнітивних feedback-впливах системи використовуються набори показників сигналів електроенцефалографії (EEG), які синхронно з рухом Т-об'єкта поступають від визначеної множини нейро-вузлів кори головного мозку та здійснюють керування аномальним неврологічним рухом. EEG сигнали визначають динаміку АНР для кожного j -го сегмента траси рисунку пацієнта (спіраль Ахрімеда), $j = \overline{1, n_1 + 1}$, де n_1 - кількість точок розбиття АНР-траси.

На основі проведеного аналізу визначено наукове завдання. Воно полягає у проектуванні та розробці прикладного програмного забезпечення, яке б реалізовувало математичні моделі, застосовані при аналізі сигналів рухів пацієнтів в діагностиці есенціального тремору.

Третій розділ присвячено проектуванню, розробці та тестуванню програмного забезпечення комплексу. Першочергово визначено потреби користувачів, функціональні та нефункціональні вимоги до програмного забезпечення, способи тестування та перевірки валідності застосовуваних алгоритмів на практиці для використання програмно-апаратного комплексу в діагностичних центрах.

Описано вибір апаратної частини та технічних рішень комплексу для взаємодії пацієнта з системою. Продемонстровано користувацькі інтерфейси та можливості системи відповідно до функціональних вимог, поставлених на етапі аналізу та проектування програмного забезпечення.

Система для збору і аналізу спіральних рисунків складається з комп'ютера та інтерактивного перового планшета для цифрового збору сигналу з допомогою спеціального дистанційного пера. Завдання пацієнта – намалювати спіраль Архімеда на планшеті.

Архітектурне рішення щодо розробки ПЗ (програмне забезпечення) ґрунтувалося на об'єктному підході. Також було обрано мову Java для

розробки програми. Виконуючи проектування розроблюваної системи з врахуванням об'єктно-орієнтованого підходу до виконання, вірним рішенням є аналіз основних класів та сутностей системи.

Важливі елементи розробки – це алгоритми отримання значень параметрів модельованої системи, можливість візуального представлення отриманих результатів, необхідність динамічного задання параметрів системи. Все це дозволяє з більшою наочністю представляти результати та сприяє цільовому використанню технології. Для подальшого розвитку тремографії як методу діагностики потрібно розвивати і теоретичну базу знань діагностичних ознак, і практичні розробки реалізації різних типів датчиків та програмно-апаратних комплексів для обробки отриманих даних.

Описано алгоритми та найважливіші шаблони проектування та підходи до розробки програмного коду. Проаналізовано та обґрунтовано відповідність стандартам, які описують якісні характеристики продукту (software quality), процес тестування та оцінювання результатів розробки, вибір моделі життєвого циклу розробки ПЗ. В основі реалізації застосовано підхід з використанням сучасних архітектурних рішень та методик покращення процесів розробки та впровадження програмних комплексів. Описано методи та програмні засоби, які використано при виконанні розробки системи: мова програмування Java та її бібліотеки, середовище розробки NetBeans IDE, середовище розробки та моделювання MatLab, методологія гнучкої (Agile) розробки програмного забезпечення, об'єктно-орієнтований підхід до проектування та реалізації прикладного ПЗ, раціональний уніфікований процес проектування та розробки програмного забезпечення.

У четвертому розділі висвітлено результати розробки, тестування та впровадження системи автоматизації процесу діагностування. Описано спроектовані та реалізовані програмні бібліотеки, які містять набір методів та алгоритмів для дослідження характеристик тремтіння. Наведено опис основних можливостей обчислення параметрів та функцій моделі. З метою перевірки

вірності застосованих математичних моделей, точності отриманих результатів та загальної ефективності розроблюваної методики було розроблено модель для тестування та відлагодження процесу ідентифікації параметрів системи, яка використовує 3D-рисунок спіралі пацієнта в якості вхідних даних. В результаті розробки даного ПЗ реалізовано користувацький інтерфейс, який надає можливості для взаємодії та демонстрації роботи програмного продукту з побудови моделей.

Архітектура моделі проектованої системи відповідає стилю монолітного застосунку (Monolithic application) з використанням розділення алгоритмічної частини побудови моделей та частини представлення інформації візуально у вигляді результатів. Перша частина становить бібліотеку з набором класів та методів обробки даних, друга відповідає за представлення цих даних користувачеві. Це досягається важливими засобами ООП (Об'єктно-орієнтоване програмування): наслідуванням, поліморфізмом та інкапсуляцією.

Розроблювана методика тестування реалізована у вигляді комп'ютеризованої системи аналізу даних спіралей. Використано програмні рішення для побудови, компіляції та тестування програми SpiralAnalyser.

Наукова новизна отриманих результатів:

1) Вперше розроблено та програмно реалізовано методику оцінювання стану пацієнтів на предмет наявності есенціального тремору на основі використання гібридних математичних моделей багатокомпонентної нейро-біо-feedback-системи, яка описує стан і поведінку 3D-елементів траєкторій АНР Т-об'єкта з врахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ і включає розв'язання нових неklasичних задач багатопараметричної ідентифікації досліджуваних feedback-систем. Це дозволило покращити якість, зручність збору та оцінки даних, підвищити точність діагностування стану пацієнтів медичних закладів.

2) Вперше розроблено гібридну математичну модель задачі

ідентифікації когнітивних feedback-впливів EEG-сигналів на АНР-траєкторії на основі feedback-зв'язків і впливів нейро-вузлів кори головного мозку, що дало змогу на декілька порядків знизити обсяги обчислень у порівнянні з витратними чисельними методами.

3) Вперше застосовано високопродуктивний регуляризаційний спосіб ідентифікації параметрів систем та feedback-впливів, які ґрунтуються на виразах градієнтів функціоналів-нев'язки і допускають покомпонентне оцінювання взаємовпливів з урахуванням багатоядерної і багатопоточної архітектури обчислювальних систем, що дозволило використання ефективних алгоритмів з елементами декомпозиції та розпаралелювання обчислень.

4) З використанням архітектурно-центрованого раціонального уніфікованого підходу розробки ПЗ, орієнтованого на модель варіантів використання, розроблено багаторівневу архітектуру ПЗ системи, яка забезпечує стійкість для інтеграції нових вимог та потреб програмного забезпечення, що підвищило ефективність застосування методики автоматизованого діагностування патології есенціального тремору з допомогою розроблених програмно-апаратних засобів в умовах клінічних досліджень.

Результатом роботи є програмна реалізація математичних моделей та комп'ютеризованих методів обробки вхідної інформації тесту спіралі з можливістю отримання кількісних та якісних показників треморографії пацієнта. У вигляді модуля для програмного забезпечення реалізовано бібліотеку з набором алгоритмів для автоматизованого визначення ступеню захворювання на есенціальний тремор. Системний комплекс реалізації методики тестування з використанням рисунку спіралі впроваджено та успішно апробовано в експериментальній лабораторії Інституту головного та спинного мозку ICM (Франція) та клініці «МЦ Вітамін» (м.Тернопіль).

Матеріали за результатами виконання досліджень опубліковано в 17 наукових працях, в т.ч. у 3-х статтях у фахових виданнях (одна входить до

міжнародної наукометричної бази Scopus) та у 6-ти матеріалах міжнародних конференцій (Web of Science та Scopus). Зареєстровано 1 патент України на корисну модель та видано 1 монографію спільного виконання, здійснено апробацію на наукових конференціях з опублікуванням 6-ти тез наукових конференцій. Результати експериментальних досліджень затверджено виробничими впровадженнями (підтверджено відповідними актами) та імплементовано в навчальний процес.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, діагностика, тремор, автоматизація, проектування та розробка програмного забезпечення, математична модель, алгоритми, когнітивні зв'язки, багатопараметрична ідентифікація, програмно-апаратний комплекс, спеціалізоване програмне забезпечення.

SUMMARY

Automated systems for diagnosing of patients with essential tremor disease – qualifying scientific work on the rights of the manuscript – by PhD-student *Ivan Mudryk*.

Thesis on competition of a scientific degree of PhD (Philosophy Doctor) on a specialty 121 – “Software engineering”. Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2021.

The thesis is a complex research of theoretical and practical problems on automation processes diagnosis of patients with essential tremor symptoms of limbs. Modern development is important for health care facilities and laboratories dealing with neuralgic character limb tremor, essential tremor, Parkinson's disease and others.

The purpose of the dissertation is to develop a hardware-software complex for the technology of automated diagnosis of essential tremor, which uses studied methods of mathematics and computer modeling for processing input information (data) by developed models and programmed algorithms. Library of algorithms and application software can be used to construct computer models and visualization, comfort and speed up execution of studies comparing the results evaluation.

In the introduction of research shows the relationship of work with research topics defined of goals set and objectives of the study, object and purpose of the study, a summary of research methods that were used to achieve the goal of development. The scientific novelty, practical significance of the obtained results and personal contribution of the applicant in the study of models and technologies, as well as the implementation of application software are formulated. Information on approbation and publication of research results and their practical significance is given.

The first section provides an overview of existing solutions and works on the theme of the thesis analyzed the modern clinical methods and means of diagnostics of patients with symptoms of tremor of the extremities. The modern approach to

science and technology methods of determining the parameters of oscillating motions that accompany trembling limbs in various clinical manifestations. If the computer test is ideal Archimedean spiral, and that it provides a uniform translational motion of symmetric increase the amplitude of the deviation from the center.

An important element of research is to study neuro-bio-feedback systems related analysis and behavior of patients with symptoms of tremor (T-objects) under the cognitive influence of neural nodes of the cerebral cortex.

For a more thorough approach to the study and implementation of the necessary methods, the main parameters of the system were considered, experimental data and related developments are investigated, the existing effective methods of tremor disease identification are analyzed, the advantages and disadvantages of each.

As an analysis of the subject area, it was decided that the solution developed at this stage should be a software library for future integration of implemented classes of algorithms and models into a comprehensive diagnostic system. Also, the task of developing supplied develop a mechanism for testing and debugging techniques developed data analysis spiral. The implementation of the last task can be a computerized model made in the development package MatLab, and simulates the behavior required algorithms and mathematical models for real usage. The elements of machine learning are implemented in the work – to determine and clarify the assessment of the patient's condition according to a large number of records.

The analysis of the subject area detected components, characteristics and methods of data processing that should be considered.

The second section describes the model signals received as input for processing (Fig patient test Archimedean spiral), the accuracy and efficiency of computerized analysis of the degree of tremor were analyzed. The basic simulation results obtained frequency characteristics of the amplitude fluctuations, abnormalities and other indicators.

With the help of the technique of identification of tremor by the spiral pattern the technology of assessment of the condition of patients of clinics and medical centers is developed. The hybrid model of the analysis of abnormal states of T-objects constructed on the basis of the theory of propagation of a wave signal defines the segmental description of 3D-elements of abnormal neurological movements trajectories of the studied T-object (patient limbs) taking into account the matrix of cognitive effects of groups of cortex neuro-nodes on the segments of movement.

The basis of the implementation of our way to put continuous rank limb patient's hand, with an electronic pen reproduces the tread pattern in the form of an Archimedean spiral screen interactive tablet. Spatial 3D-trajectory deviation from the pattern pen has a complex shape is the digital information to determine the state of health of the patient. In order of ANM-decomposition of complex movements into simpler elements, the number of arbitrary partition can be selected depending on the complexity of ANM (abnormal neurological movements) image. The model involves obtaining quantitative amplitude and frequency characteristics ANM.

Sets of indicators of signals of electroencephalograms (EEG) are used as cognitive feedback-influences of system, which synchronously with the movement of the T-object come from a certain set of neuronodes, controlling the ANM movement. EEG signals generally determine the dynamics of ANM for each j -th segment of the patient's drawing path (Archimed spiral), $j = \overline{1, n_1 + 1}$, where n_1 - the number of breakpoints of the ANM route.

Based on the analysis the scientific task which is to develop application software, which would be implemented mathematical models used in the analysis of signals movements of patients at diagnosis with essential tremor.

The third section is devoted to the design, development and testing of software complex. Thus, the priority defined user requirements, functional and non-functional software requirements, methods of testing and validation of applied algorithms in practice for the use of software and hardware in diagnostic centers. Also, the choice of hardware and technical solutions of the complex for patient

interaction with the system is described. User interfaces and capabilities in accordance with the functional requirements set for the system is shown.

The system for collecting and analyzing spiral images consists of a computer, an interactive pen tablet for digital signal collection using a special remote pen. The patient's task is to draw the Archimedes spiral on the tablet. Spirography provides various quantitative parameters. In addition to spectral analysis of the received signal that provides information about the frequency of tremor, usually used as corner radius and speed conversion time conversion. The radius of the transformation angle depicts changes in the radius depending on the change in the angle of the spiral pattern. The linear and angular acceleration of the transformation is calculated by the system.

The architectural solution for software development was based on an object-oriented approach. It was also chosen programming language Java for application development. Performing the design of the developed system taking into account the object-oriented approach to execution, the correct solution is the analysis of the main classes and essences of the system.

Important elements of design – an algorithm to obtain parameter values simulated system, the possibility of visual presentation of the results, the need for dynamic setting of system parameters. This allows more clarity to present the results and facilitates targeted use of technology. For further development in tremorography a diagnostic method should be developed as a theoretical knowledge base and diagnostic features and practical developments in the implementation of various types of sensors and hardware and software for processing the data from sensors.

Algorithms and the most important patterns, approaches to software code development are described. The compliance with ISO standards describing the quality characteristics of the product (software quality) is analyzed and substantiated, the process of testing and evaluating the results of development, the choice of the model of the software development life cycle. Underlying sales - an approach using modern architectural solutions and techniques to improve the

development and implementation of software. The methods and software used in the performance development system, programming language Java and its libraries, development environment NetBeans IDE, modeling and development environment MatLab, flexible methodologies (Agile) software development, object-oriented approach to the design and implementation of application software.

The fourth section describes the results of the development, testing and implementation of process automation diagnosis. Designed and implemented software library that provides a set of methods and algorithms to study the characteristics. The description of the main possibilities of calculation of parameters and functions of the model is given. To verify the fidelity of applied mathematical models, the accuracy of the results and the overall efficiency of the developed technique was developed model for testing and debugging techniques of parameter identification system that uses a spiral pattern of the patient as input. As a result of development of this software the user interface and opportunities for interaction and demonstration of work of a product on construction of models are realized.

Architecture model designed system meets style monolithic application using separation of algorithmic models and construction of presenting information visually and as a result. The first part of the library with a set of classes and methods for processing data, the second is responsible for the presentation of data to the user. This is achieved by means important OOP, inheritance, encapsulation and polymorphism.

The method of testing is implemented as a computerized data analysis system spirals. Used software solutions for building, compiling and testing programs SpiralAnalyser.

The scientific novelty of the results:

- 1) For the first time a method of assessing the condition of patients for the presence of essential tremor based on the use of hybrid mathematical models of a multicomponent neuro-bio-feedback-system was developed and implemented. It describes the state and behavior of 3D-elements of trajectories of T-object abnormal

neuro-movement taking into account the matrix of cognitive influences of brain neuronodes groups and includes the solution of new nonclassical problems of multiparametric identification of the studied feedback-systems. This improve the quality of data collection and evaluation, increase the accuracy of diagnosing the condition of patients in medical institutions.

2) For the first time, a hybrid mathematical model of the problem of identifying cognitive inverse effects was applied EEG signals on abnormal trajectory movements based on feedback and the effects of neuronodes of the cerebral cortex, which allowed to reduce the amount of calculations by compared to the cost of numerical methods.

3) For the first time a high-performance regularization method of identifying system parameters and feedback, which are based on the expressions of the gradients of the residual functional and allow component-by-component estimation of interactions taking into account the multi-core and multi-threaded architecture of computer systems, which allowed the use of efficient algorithms with elements of decomposition and parallel computing.

4) Using an architecturally-centered rational unified software development approach, model-oriented use cases, developed a multilevel architecture of the system software, which provides stability for the integration of new software requirements and needs, which has increased the effectiveness of the method of automated diagnosis of the pathology of essential tremor by means of the developed software and hardware in the conditions of clinical researches.

The result is a set of mathematical models and computerized methods of processing input information from the spiral test with the ability to obtain quantitative and qualitative characteristics of tremor, diagnostic data of patient tremorography. In a module software system implemented library with a set of algorithms for automated determination of the extent of the disease with essential tremor. System package that uses this implementation testing technique using spiral

implemented and successfully tested in experimental laboratory of the brain and spinal cord ICM (France).

Materials on the results of research have been published in 17 scientific papers, incl. in 3 articles in professional publications (one foreign, part of the international scientometric base Scopus) and in 6 materials of international conferences (Web of Science and Scopus). Has been registered 1 patent of Ukraine for a utility model, 1 monograph of joint execution has been published, was carried out at scientific conferences approbation with the publication of 6 theses of scientific conferences. The results of experimental researches are approved by industrial proceedings, which are confirmed by the relevant acts, introduced into the educational process.

Keywords: computer simulation, diagnostics, tremor, automation, software design and development, mathematical model, algorithms, cognitive connections, multiparameter identification, software and hardware complex, specialized software.

ПЕРЕЛІК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку. *Прикладні питання математичного моделювання*. 2020. Т. 3, № 2.2. С. 221–234. <https://doi.org/10.32782/kntu2618-0340/2020.3.2-2.22>. ISSN 2618-0332. (Індексується в Index Copernicus).
(Здобувачем проведено аналіз моделі аномальних неврологічних рухів з врахуванням когнітивних feedback-впливів EEG-сигналів на траєкторії АНР).
2. Petryk M. R., Boyko I. V., Petryk M. M., Fraissard J., Mudryk I. Modeling of adsorption and desorption of hydrocarbons in nanoporous catalytic zeolite media using nonlinear Langmuir isotherm. *SPIE, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, 2020. Washington USA, 113691L. DOI: 10.1117/12.2553926, ISSN 0277-786X (print) 1996-756X (web). (Індексується в Scopus).
(Здобувачем реалізовано алгоритми відбору, обробки даних та візуалізації сигналів на основі бібліотеки класів java-програми з використанням ефективних схем декомпозиції та розпаралелювання обчислень).
3. Mudryk I., Petryk M.. High-performance modeling, identification and analysis of heterogeneous abnormal neurological movement's parameters based on cognitive neuro feedback-influences. *Innovative Solutions in Modern Science*. 2021. New York. TK Meganom LLC. V1(45). P. 235-249. doi: 10.26886/2414-634X.1(45)2021.16, ISSN 2414-634X
(Здобувачем розроблено модель нейро-біо-системи із feedback-зв'язками, пов'язаних з аналізом стану та поведінки пацієнтів з ознаками тремору).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

4. Mudryk I., Petryk M., Petryk M., Kushnir O. Hybrid Artificial Intelligence Systems for Complex Neural Network Analysis of Abnormal Neurological Movements with Multiple Cognitive-nodes Signal. *2020 IEEE 15th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)* : Conference, Zbarazh, 23-26 Sept. 2020. P. 432-435. DOI: 10.1109/CSIT49958.2020.9322018 (Індексується в Scopus та Web of Science).
5. Mudryk I., Mykhalyk D., Petryk M. High-performance Analyzing Methods for Tremorobjects Abnormal States of Neuro-biosystems with Cognitive Feedbacks. *2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*, Deggendorf, Germany, 16-18 Sept. 2020. P. 265–268. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9209013. **ISBN**:978-1-7281-6759-6. (Індексується в Scopus та Web of Science).
6. Mudryk I., Petryk M. Hybrid artificial intelligence systems for complex neural network analysis of abnormal neurological movements with multiple cognitive signal nodes. *2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)* : Conference, Lviv, 21-25 August 2020. P. 108–111. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204341 (Індексується в Scopus).
7. Glova B., Mudryk I. Application of Deep Learning in Neuromarketing Studies of the Effects of Unconscious Reactions on Consumer Behavior. *2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)*: Conference, Lviv, 21-25 August 2020. P. 337–340. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204192 (Індексується в Scopus).
8. Mykhalyk D., Mudryk I., Hoi A., Petryk M. Modern Hardware and Software Solution for Identification of Abnormal Neurological Movements of Patients with Essential Tremor. *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)* : Conference, Ceske Budejovice, Czech Republic, 5-7 Jun 2019. P. 183-186, DOI: 10.1109/ACITT.2019.8780078 (Індексується в Scopus та Web of Science).

9. Boyko I., Petryk M., Petryk M., Mudryk I. High-performance Modeling Methods of Feedback-nanoporous Cyber Systems using Nonlinear Adsorption Equilibrium of Gas Cleaning. *2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*, Deggendorf, Germany, 16-18 Sept. 2020. P. 61-64. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9208989. **ISBN**:978-1-7281-6759-6. (Індексується в Scopus).
10. Методи математичного моделювання та ідентифікації складних процесів і систем на основі високопродуктивних обчислень (нейро- та нанопористі кібер-фізичні системи із зворотніми зв'язками, моделі з даними розрідженої структури, паралельні обчислення): монографія / О.М. Хіміч, та ін. ; за ред. наукової ради Національної академії наук України. Київ : Інститут кібернетики імені В. М. Глушкова, 2019. 176 с. **ISBN**: 978-966-02-9188-1. (Здобувачем здійснювались дослідження та підготовка підрозділів 1.2 «Комплексна методика та засоби аналізу для діагностики неврологічних станів Т-об'єктів на основі гібридної моделі АНР » та 1.3 «Гібридна математична модель аналізу АНР Т-об'єкта на основі feedback-зв'язків і впливів нейронних вузлів КГМ»).
11. Петрик М., Михалик Д., Петрик О., Мудрик І. Апаратні та програмні засоби ідентифікації аномальних неврологічних рухів у пацієнтів з проявами есенціального тремору. *Інформаційні системи та технології ICT-2018* : матеріали 7-ї Міжнар. наук.-техн. конф., присвяч. 55-річчю каф. Приклад. математики ХНУРЕ, 55-річчю каф. Програм. інженерії ХНУРЕ та 40-річчю каф. Приклад. математики та інформ. технологій ХНУМГ ім. О. М. Бекет, м. Коблеве-Харків, 10–15 верес. 2018 р. Харків, С. 256–260.
12. Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку. *XXI Міжнародна конференція з математичного моделювання (МКММ-2020)* : Зб. матеріалів конф., м. Херсон, 14–18 верес. 2020 р. Херсон : ХНТУ, С. 46.

URL:https://sci.ldubgd.edu.ua/bitstream/123456789/7161/1/Тези_МКММ2020_оригінал.pdf.

- 13.Мудрик І. Я. Способи комп'ютеризованого збору та аналізу параметрів аномальних неврологічних рухів. *Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. до 100 річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100 річчя з дня смерті), м. Тернопіль, 22–24 трав. 2018 р. Тернопіль : ТНТУ, С. 221–222.
- 14.Мудрик, І. Соціальні наслідки інтенсифікації застосування комп'ютерної техніки. *Збірник тез міжнародної наукової конференції молодих учених та студентів „Філософські виміри техніки“*, 30 листопада – 1 грудня 2016 р. Тернопіль, ТНТУ, С. 50-51.
- 15.Мудрик І. Я., Безух Д. М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор на мобільних пристроях з використанням архітектури «клієнт-сервер». *Актуальні задачі сучасних технологій* : зб. тез доп. VI Міжнар. наук.-техн. конф. молод. уч. та студ., м. Тернопіль, 16–17 листоп. 2017 р. Тернопіль : ТНТУ, Т.2. С. 126–127. **ISBN** 978-966-305-086-7.
- 16.Мудрик І.Я., Безух Д.М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор з використанням тесту спіралі Архімеда на мобільних пристроях. *Сучасні наукові інновації (частина II)*: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції м. Київ, 15-16 лютого 2017 р.: МЦНД, С. 26-28.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

17. Патент на корисну модель: «Спосіб цифрового вимірювання параметрів аномальних неврологічних рухів верхніх кінцівок у пацієнтів з проявами тремору» : пат. 130247 Україна : А61В 5/11 (2006.01). М.П. Петрик, Д.М. Михалик, І.Я. Мудрик. № u 201807031; заявл. 22.06.2018; опубл. 26.11.2018, Бюл. № 22.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ПЗ – програмне забезпечення.

ПС – програмна система, комплекс програмного забезпечення.

ІТ – інформаційні технології.

ОС – операційна система.

Java – об'єктно-орієнтована мова програмування від компанії Oracle.

JRE – (Java Runtime Environment) віртуальна машина для виконання java-додатків, складається з JVM та бібліотек Java-класів.

JDK – (Java Development Kit) комплект для розробки java-додатків.

JVM – віртуальна машина виконання програм, основна частина виконуваної системи Java. Виконує байт-код компільованої програми.

ООП – (Об'єктно-орієнтоване програмування) парадигма програмування, в якій основою є класи та об'єкти, які між собою взаємодіють.

UML – (Unified Modeling Language) уніфікована мова графічного представлення та об'єктного моделювання в області розробки програмного забезпечення парадигми об'єктно-орієнтованого програмування.

ВВ – варіанти використання.

Алгоритм – набір інструкцій, які описують порядок виконання дій.

Програмна бібліотека – пакет підпрограм або об'єктів, класів, що використовуються в розробці програмного забезпечення.

ЕТ – есенціальний тремор.

FFT – (Fast Fourier Transform) швидке перетворення Фур'є.

Т-об'єкт – тремор-об'єкт, пацієнт.

АНР – анормальні неврологічні рухи.

МАМР – модель анормальних механічних рухів.

ЕЕГ – Електроенцефалографія (ЕЕГ).

КГМ – кора головного мозку.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ВСТУП	24
РОЗДІЛ 1. СПОСОБИ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ	3
ПРОЯВАМИ ТРЕМОРУ ТА МЕТОДИКИ ДОСЛІДЖЕННЯ	37
1.1 Проблематика виявлення та діагностування тремору у пацієнтів медичних закладів в сучасних умовах	37
1.2 Хвороба «тремор» та її медичне тлумачення.....	40
1.3 Способи збору даних та діагностування стану пацієнтів з проявами тремору	43
1.4 Складності ідентифікації ступеню тремору	55
1.5 Постановка задачі дисертаційного дослідження	57
Висновки до першого розділу.....	58
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ВИМІРЮВАННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТА ТА ЗБІР ДАНИХ ПРО АНОРМАЛЬНІ НЕВРОЛОГІЧНІ РУХИ	60
2.1 Вимірювання показів з допомогою спіралі Архімеда на перовому графічному планшеті	60
2.2 Розробка методу аналізу даних	70
2.3 Статистичний аналіз результатів оцінювання спіралей	79
2.4 Альтернативні методи аналізу даних спіралей Архімеда.....	81
2.5 Ідентифікація параметрів аномальних неврологічних рухів у багатокомпонентних нейро-біо-системах.....	83
2.6 Гібридна математична модель аналізу аномальних неврологічних рухів Т-об'єкта на основі feedback-зв'язків і впливів нейро-вузлів кори головного мозку.....	85
Висновки до другого розділу	93

РОЗДІЛ 3. ІНЖЕНЕРІЯ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ З ПРОЯВАМИ ТРЕМОРУ	95
3.1 Проектування архітектури системи	95
3.2 Пошук акторів та варіантів використання проектованої системи ..	98
3.3 Вибір моделі розробки системи та архітектури програмного забезпечення	102
3.4 Абстрактна модель системи.....	108
3.5 Конструювання та розробка програмної системи. Використання технологій для розробки.....	112
3.6 Реалізація Java-бібліотеки.....	115
3.7 Реалізація комп'ютерної моделі оцінювання стану тремору	118
Висновки до третього розділу	122
РОЗДІЛ 4. ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ З ПРОЯВАМИ ЕСЕНЦІАЛЬНОГО ТРЕМОРУ	123
4.1 Процес тестування та впровадження розроблюваної програми ...	123
4.2 Особливості використання комп'ютеризованої системи	125
4.3 Результати моделювання та ідентифікації параметрів складних багатокомпонентних нейро-біо-feedback-систем на багатоядерних комп'ютерах.....	133
4.4 Впровадження реалізованої програмної системи.....	139
4.5 Оцінка ефективності використання автоматизованого способу діагностування тремору.....	140
Висновки до четвертого розділу.....	142
ВИСНОВКИ.....	143
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	147
ДОДАТКИ.....	165

ВСТУП

Актуальність теми. 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 [7], [8], [26], [48].

У медичному застосуванні особлива увага приділяється новим цифровим системам діагностики та лікування та наномедицині. Спроектowana наномедична нейро-біо-система орієнтована на визначення параметрів аномальних рухів пацієнтів із симптомами тремору (Т-об'єктів), викликаних негативними впливами певного набору нервових вузлів кори головного мозку. Визначення параметрів цих впливів окреслить шляхи вирішення проблеми. 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 [8]. 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, а математичне моделювання дозволяє отримати частотні характеристики модельованих систем.

Широке впровадження сучасних інформаційних технологій у медицину дозволяє суттєво підвищити якість діагностування різних захворювань за

рахунок надання додаткової інформації щодо виникнення патологічного процесу[25].

Діагностичні методи, засоби та методики, які існують для визначення феноменів тремтіння, базуються на обробці даних, отриманих у результаті обстеження пацієнта і реєстрації реакцій організму на тестовий вплив. Відомі нині методи та засоби недосконалі, містять певні недоліки та обмежену галузь застосування. Вдосконалення існуючих та розробка нових підходів, використання новітніх методик отримання даних, які засновані на дослідженні специфіки феноменів тремтіння, є актуальною науково-технічною задачею.

Складності діагностування цього типу розладу зумовлені існуванням різних видів тремтіння, а також їх однотипними проявами при різних функціональних ураженнях нервової системи [7], [26], [28]. Використання системного підходу на основі класифікації тремору, визначення причин виникнення й опису його нейрофізіологічних характеристик дозволяє підвищити якість діагностичного процесу та призначити ефективне лікування. В теперішніх умовах не набуло практичного застосування конкретне рішення автоматизації процесу збору, аналізу даних треморографії пацієнтів з проявами тремтіння кінцівок. Відсутній системний підхід з використанням імітаційного моделювання для дослідження феномену різних проявів тремору.

Використання новітніх наукомістких технологій штучного інтелекту, радикально нових обчислювальних рішень з урахуванням сучасних комп'ютерних систем та архітектури програмного забезпечення (паралельні багатоядерні обчислення, нові багатопараметричні алгоритми ідентифікації) [39], [97] дозволяє забезпечити системний рівень високотехнологічної цифрової діагностики та моніторингу стану здоров'я. Це вимагає поступових змін у наукових та інженерних підходах до розробки, їх проектуванні та впровадженні.

Із наведених вище міркувань виникає актуальність даного дисертаційного дослідження. Сучасний етап інтеграції новітніх програмних

продуктів та комплексів для діагностування ступеню тремору кінцівок в клініко-діагностичні потреби дозволяє суттєво підвищити якість раннього виявлення та лікування захворювання. А оперативний і якісний етапи збору та аналізу даних є невід'ємною частиною сучасних високотехнологічних інформаційних рішень для медицини [4], [67].

Розроблені математичні моделі, методи та засоби ідентифікації значно полегшують роботу з пацієнтами; дають можливість оцінити ступінь захворювання з єдиної та об'єктивної сторони. Програмне та апаратне забезпечення для визначення та діагностики тремору є важливим застосуванням програмної інженерії для медичних та суспільно корисних цілей. Створення нових програмно-апаратних рішень для медицини, реалізація автоматизованих систем діагностування є актуальними завданнями для виявлення все нових проявів людського організму та його здоров'я.

Зв'язок теми дисертації з державними програмами, науковими напрямами університету та кафедри. Тема дисертаційного дослідження відповідає науковому напрямку кафедри програмної інженерії та галузі знань «Інформаційні технології», а саме: проектування, розробка та впровадження програмного забезпечення, автоматизація процесів з використанням програмних систем, математичне моделювання та алгоритмізація, удосконалення та обґрунтування параметрів.

Дисертація представлена у Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя у рамках підготовки та виконання фундаментального дослідження згідно з тематичними планами наукових досліджень. Назва та категорія науково-дослідної роботи: «Високопродуктивні суперкомп'ютерні технології ідентифікації нейро-біо- та нанопористих систем з когнітивними і зворотніми зв'язками», фундаментальне дослідження. Керівник науково-дослідної роботи: Петрик Михайло Романович. Номер державної реєстрації: 0119U001324. Здобувач був

виконавцем етапу «Моделі багатопараметричної ідентифікації feedback-систем» [39], [84].

За тематикою дослідження взято участь в науково-освітній кооперації з французькими університетами та лабораторіями: Університетом П'єра і Марії Кюрі (Париж 6), Вищою школою індустріальних фізики та хімії Парижу ESPSI Paris, Інститутом головного та спинного мозків Парижу (ICM Hôpital Pitié) з виконанням проекту наукових стажувань та програм академічної мобільності між Україною і Францією. У рамках даної науково-освітньої програми спроектовано та реалізовано програмну систему (технології Java, JavaScript, OS Android) для автоматизованої ідентифікації і визначення ступеню тремору та розладів координації рухів в лабораторії нейрохірургії ICE Національного центру наукових досліджень Франції CNRS. Дане дослідження є результатом спільної наукової програми кафедри програмної інженерії ТНТУ (керівник д.ф.-м.н, проф. Петрик М. Р.) з французькими лабораторіями ESPCI (Prof. A.-P. Legrand) та ICM (MD, Prof. of Neurology Marie Vidailhet) [69].

Розроблений програмний продукт та дослідження успішно апробовані в одній із провідних паризьких медичних лабораторій ICM (Paris Brain Institute) та отримали високі оцінки французьких медиків та науковців, що відкриває нові можливості щодо розширення наукової кооперації та практичного впровадження у Франції та в Україні. Науковий проект успішно презентований англійською мовою і захищений перед спільною французько-українською комісією в Парижі. Скан-копії сертифікатів про проходження наукового стажування та результати розробки в рамках наукової діяльності в Франції розміщено в додатку А.

Мета і завдання дослідження. Метою роботи є побудова комп'ютеризованої системи автоматизованої діагностики неврологічних захворювань людини (есенціального та анормального треморів) з використанням цифрових приладів-реєстраторів, методів математичного моделювання та обробки інформації, яка характеризує зумовлені feedback-

впливами когнітивних сигналів кори головного мозку аномальні неврологічні рухи пацієнтів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

1. Провести аналіз наявних моделей, методів та засобів автоматизованої діагностики форм захворювання тремору кінцівок людини з метою виявлення їх недоліків та специфіки застосування;

2. Розробити методику автоматизованого оцінювання ступеню захворювання людей з ознаками есенціального та аномального треморів на основі використання гібридних математичних моделей багатокomпонентної нейро-біо-feedback-системи, яка описує поведінку траєкторій аномальних неврологічних рухів кінцівки руки пацієнта.

3. Застосувати гібридну математичну модель задачі ідентифікації когнітивних feedback-вплив EEG-сигналів на АНР-траєкторії на основі feedback-зв'язків і впливів нейро-вузлів кори головного мозку.

4. Провести експериментальну перевірку та оцінку адекватності розроблених методів; розробити медико-технічні вимоги до комп'ютерної діагностичної системи рухових порушень та практичні рекомендації щодо її експлуатації;

5. З використанням раціонального уніфікованого процесу проектування вдосконалити підхід до розробки багаторівневої архітектури програмного забезпечення для системи діагностики, який забезпечить стійкість на відмову та гнучкість для інтеграції нових вимог згідно потреб користувачів.

6. Розробити метод та програмно-апаратний засіб автоматизованого діагностування тремору на основі виявлення індивідуальних особливостей дрібної моторики рук із застосуванням дигітайзера (графічного перового планшета).

7. Виконати експериментальну перевірку та оцінку адекватності розроблених математичних засобів та ПЗ для формування вимог щодо подальшого практичного використання комп'ютерної діагностичної системи неврологічних захворювань.

Об'єктом дослідження є процес розробки автоматизованої системи діагностування есенціального тремору способом ідентифікації параметрів рухів кінцівок людини та аналізу вихідних даних для визначення ступеня захворювання, пов'язаного із тремтінням кінцівок людини.

Предмет дослідження – програмні засоби автоматизації діагностичного спрямування, способи збору та аналізу даних рухів кінцівок людини, математичні моделі (з використанням тесту спіралі Архімеда і перетворення Фур'є) для відтворення та аналізу цифрових записів отриманих даних рухів, методи комп'ютеризованої обробки даних та сигналів.

Методи дослідження. Для досягнення поставленої в дисертаційній роботі мети використано: методи математичного та комп'ютерного моделювання фізіологічних процесів у біологічних об'єктах для опису механізму дії рухових одиниць під час процесу скорочення скелетних м'язових волокон у нормі і при патології; методи обробки інформації та визначення якісних характеристик; методи алгоритмізації та програмування, які дозволяють виконати багаторівневу декомпозицію та автоматизовану обробку сигналів для виявлення аномальних ділянок і детального аналізу просторово-часових параметрів; методи статистичної обробки даних та аналізу для перевірки адекватності та підтвердження достовірності розроблених методів визначення феноменів тремтіння з урахуванням діагностичних показників.

Засобами для здійснення досліджень є вхідні статистичні дані, цифрові записи даних тестування пацієнтів, комп'ютеризовані системи та обладнання для виконання тесту і діагностування захворювання, програмне забезпечення для здійснення проектування та розробки, імітаційного моделювання.

Наукова новизна одержаних результатів роботи:

1) Вперше розроблено та програмно реалізовано методику оцінювання стану пацієнтів на предмет наявності есенціального тремору на основі використання гібридних математичних моделей багатокомпонентної нейро-біо-feedback-системи, яка описує стан і поведінку 3D-елементів траєкторій АНР Т-об'єкта з врахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ і включає розв'язання нових неklasичних задач багатопараметричної ідентифікації досліджуваних feedback-систем. Це дозволило покращити якість, зручність збору та оцінки даних, підвищити точність діагностування стану пацієнтів медичних закладів.

2) Вперше розроблено гібридну математичну модель задачі ідентифікації когнітивних впливів EEG-сигналів на траєкторії аномальних неврологічних рухів на основі feedback-зв'язків нейро-вузлів кори головного мозку, що дало змогу на декілька порядків знизити обсяги обчислень у порівнянні з витратними чисельними методами.

3) Вперше застосовано високопродуктивний регуляризаційний спосіб ідентифікації параметрів систем та feedback-впливів, які ґрунтуються на виразах градієнтів функціоналів-нев'язки і допускають покомпонентне оцінювання взаємовпливів з урахуванням багатоядерної і багатопоточної архітектури обчислювальних систем, що дозволило використання ефективних алгоритмів з елементами декомпозиції та розпаралелювання обчислень.

4) З використанням архітектурно-центрованого раціонального уніфікованого підходу розробки ПЗ, орієнтованого на модель варіантів використання, розроблено багаторівневу архітектуру ПЗ системи, яка забезпечує стійкість для інтеграції нових вимог та потреб програмного забезпечення, що підвищило ефективність застосування методики автоматизованого діагностування патології есенціального тремору з допомогою розроблених програмно-апаратних засобів в умовах клінічних досліджень.

Практичне значення результатів. Із зростанням потужності комп'ютерних обчислень стає можливим та необхідним підкріплювати математичні моделі програмним забезпеченням, щоб ще більш наочно, швидко та точно отримувати результати досліджень та візуалізувати їх. Завдяки розробці успішних алгоритмів та правильно підібраний архітектурі такі комп'ютерні системи стають необхідним атрибутом будь-якого наукового та технологічного процесу. Автоматизація діагностування захворювання в ході виконання тесту спіралі передбачає аналіз вхідних оцифрованих даних. Використовуючи попередньо розроблену та реалізовану у вигляді програмної системи комп'ютерну модель, можна отримати якісне аналітичне та чисельне представлення поведінки рухів рук пацієнтів.

У силу того, що наразі слабо розвинені методи прогресивного тестування та аналізу даних для діагностування захворювань тремору, зацікавленість до систем даного типу є висока. Розроблювані методи та засоби ідентифікації значно полегшують роботу медичних працівників з пацієнтами, дають можливість оцінювати ступінь захворювання з однозначної та об'єктивної сторони.

Дане дослідження та розробка є актуальними для медичних закладів та лабораторій, які займаються проблемами невралгічного характеру (Інституту головного та спинного мозків ICM (Париж), Hopitale SeantPetrier Paris, та інших) [69]: тремтінням кінцівок, есенціальним тремором, хворобою Паркінсона та іншими [9], [38]. Спеціалізована програмна система надає розширені можливості для аналізу отриманих даних не тільки в межах даного захворювання, а й стану здоров'я пацієнта загалом. Представлена нижче робота описує процес та основні етапи дослідницької роботи з метою створення програмного забезпечення автоматизації діагностування захворювання тремор.

Результати експериментальних досліджень затверджено довідками про виробничі впровадження у процес практичної та дослідницької діяльності

організацій: ТзОВ «Медичний центр ВІТАМІН» (Тернопіль), ТзОВ «Міжнародні інженерні системи», Пмп «ІІТ» (Тернопіль), ПаТ «КВАНТОР» (Тернопіль).

Окремі результати роботи імплементовано в навчальний процес підготовки фахівців освітньо-кваліфікаційного рівня бакалавр за спеціальністю 121 «Інженерія програмного забезпечення» для викладання дисциплін «Рациональний уніфікований процес проектування програмного забезпечення», «Архітектура та проектування програмного забезпечення» та «Проектний практикум» в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя.

Особистий внесок. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно.

У працях (Додаток А), опублікованих у співавторстві, дисертанту належать:

- в [10], [21], [22] – розроблено гібридну модель нейро-feedback-системи, орієнтовану на визначенні параметрів поширення хвильового сигналу аномальних рухів пацієнтів з тремор-ознаками, які спричинені негативними впливами певної множини нейронних вузлів кори головного мозку;
- в [13], [14], [15] – описано застосування методу комп'ютерного аналізу оцифрованої інформації для автоматизованої системи діагностування тремору в пацієнтів з допомогою рисунку спіралі Архімеда;
- в [16] – проаналізовано та наведено тенденції розвитку інформаційних технологій та інформатизації суспільства, які дозволяють змінити процес навчання з використанням автоматизованих та експертних системи, дистанційного консультування і навчання в реальному часі.
- в [18], [23], [90] – запропоновано спосіб цифрового вимірювання параметрів аномальних неврологічних рухів верхніх кінцівок у пацієнтів із проявами тремору, що передбачає використання комп'ютерного графічного

планшету з цифровим пером для неперервного зчитування траєкторії руху руки пацієнта при відтворенні ним певного графічного шаблону;

- в [39], [97] – наведено результати застосування високопродуктивного регуляризаційного алгоритму ідентифікації параметрів систем та feedback-впливів. Реалізовано алгоритми відбору, обробки даних та візуалізації сигналів на основі бібліотеки класів java-програми з використанням ефективних схем декомпозиції та розпаралелювання обчислень;

- в [59] – проведено нейромаркетингове дослідження для класифікації реакції мозку на отриману інформацію з різних органів чуття та наукове обґрунтування реакції людей на різні зовнішні стимули;

- в [84], [85], [86], [87] – програмно реалізовано комп'ютерну імітаційну модель високопродуктивних методів аналізу анормальних станів тремор-об'єктів нейро-біосистем з когнітивними feedback-зв'язками на основі розробленої гібридної моделі АНР [21], [22].

В рамках наукового дослідження здійснено:

- проаналізовано існуючі статті, роботи та дослідження, які стосуються тематики роботи; визначено потреби та актуальність дослідження; визначено основні напрямки виконання експериментальних дослідів;

- досліджено та проаналізовано проблеми складності ідентифікації АНР, які полягають в недосконалоості методів діагностування, їх низькій точності, відсутності засобів ідентифікації системи зворотніх зв'язків і feedback-впливів нейронних вузлів КГМ на їх динаміку;

- визначено основні методики діагностування есенціального тремору в світових медичних практиках і в українській медицині; виконано пошук та аналіз існуючих засобів діагностування захворювання тремор, їх ефективність та можливість застосувати в умовах медзакладів;

- розроблено методику автоматизованого оцінювання стану пацієнтів з проявами есенціального тремору в умовах клінік та медичних

центрів. Розроблено гібридну модель аналізу аномальних станів Т-об'єктів, яка побудована на основі теорії поширення хвильового сигналу і визначає посегментний опис 3D-елементів траєкторій АНР досліджуваного тремор-об'єкта (кінцівки пацієнта) з урахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ.

- розроблено математичну модель обробки сигналів, отриманих в якості вхідних даних для опрацювання (рисунок пацієнта тесту спіралі Архімеда), проаналізовано методи комп'ютеризованого аналізу даних для оцінювання ступеню тремору. Описано основні результати моделювання, отримано частотні характеристики, амплітуди коливання, відхилення від норми та інші показники;

- запропоновано високопродуктивні алгоритми ідентифікації параметрів досліджуваних feedback-систем для покомпонентного оцінювання взаємовпливів, які дозволяють застосувати паралельність обчислень на багатоядерних комп'ютерах;

- розроблено систему аналізу неврологічних рухів згідно встановлених шаблонів. Зібрано базу записів пацієнтів та діагностичних даних для досліджень. Зібрано та валідовано набори накопичених даних для аналізу застосовуваності моделей. Побудовано модель аналізу даних;

- здійснено аналіз предметної області, проектування, конструювання, реалізацію, тестування та впровадження розробки програмного забезпечення комплексу діагностування стану пацієнтів з проявами тремору, що відповідає повному та закритому процесу розробки програмного забезпечення. Описано алгоритми та найважливіші патерни, підходи до розробки програмного коду. Проаналізовано та охарактеризовано якісні характеристики продукту, процес тестування та оцінювання результатів розробки, вибір моделі життєвого циклу розробки ПЗ;

- обрано основні технології для реалізації прикладного програмного забезпечення системи діагностування, спроектовано архітектурні рішення

розробки ПЗ, обґрунтовано найбільш доцільний для використання в реальних умовах спосіб отримання діагностичних даних;

- розроблено програмну бібліотеку, використання якої в прикладному програмному забезпеченні дозволяє проводити експериментальні дослідження необхідних моделей з можливістю подальшого розвитку та розширення;

- реалізовано демонстраційний модуль в середовищі прикладного ПЗ MatLab, який дозволяє графічно представити та візуалізувати результати досліджень, параметри моделі та графіки;

- проведено експериментальні дослідження для підтвердження отриманих теоретичних результатів, ефективності застосування методики діагностування патології тремору з допомогою розроблених програмно-апаратних засобів.

З матеріалів наукових робіт, опублікованих у співавторстві, у дисертаційній роботі використані результати особистих досліджень здобувача.

Апробація результатів дисертації. Наукові та практичні результати дисертаційного дослідження доповідалися та обговорювалися на міжнародних та всеукраїнських конференціях: 9-тій Міжнародній конференції ACIT2019 (Advanced Computer Information Technologies. Ceske Budejovice, Czech REPUBLIC, 5-7 June 2019) [90]; 14-тій Міжнародній конференції SPIE 2019 (Fourteenth International Conference on Correlation Optics. Chernivtsi, Ukraine. Volume 11369. 16–19 September 2019) [97]; 10-тій Міжнародній конференції ACIT2020 (10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies. Deggendorf, GERMANY, 13-15 May 2020) [84], [39], 3-тій Міжнародній конференції DSMP2020 (IEEE Third International Conference Data Stream Mining & Processing. Lviv, Ukraine. August 21st to 25th 2020) [59], [85]; 15-тій Міжнародній конференції CSIT2020 (IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies. Zbarazh, Ukraine. Sep 23-

Сер. 26, 2020) [86]; Міжнародній науково-технічній конференції „Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій“ до 100 річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам’яті І. Пулюя (ТНТУ, Тернопіль, 2018 р.) [13]; 6-тій Міжнародній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (ТНТУ, Тернопіль, 2017 р.) [14]; 7-ій Міжнародній науково-технічній конференції „Інформаційні системи та технології «ІСТ-2018»“ (м. Коблеве-Харків, 10–15 вересня 2018 р.) [23]; XXI Міжнародній конференції з математичного моделювання МКММ-2020 (Херсон : ХНТУ, 2020 р.) [22]; Міжнародній конференції молодих вчених та студентів «Філософські виміри техніки» (ТНТУ, Тернопіль, 2016 р.) [16]; Міжнародній науково-практичній конференції МЦНД (м. Київ, 2017 р.) [15].

Також результати дисертаційних досліджень доповідалося на наукових семінарах кафедри програмної інженерії ТНТУ ім. І. Пулюя (2017–2021 рр.)

Наукові праці за тематикою дослідження. Основні наукові результати дисертації опубліковано в 17 працях, зокрема: трьох статтях у наукових фахових періодичних виданнях (одна стаття у закордонному фаховому періодичному виданні входить до міжнародних наукометричних баз Web of Science та Scopus); у 6-ти матеріалах міжнародних конференцій (Web of Science та Scopus). Зареєстровано 1 патент України на корисну модель [18] та видано 1 монографію спільного виконання [10], здійснено апробацію на наукових конференціях з опублікуванням 6-ми тез наукових конференцій.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 125 найменувань та 5-ти додатків. Загальний обсяг дисертації становить 199 сторінок, містить 48 рисунків та 2 таблиці.

РОЗДІЛ 1. СПОСОБИ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ З ПРОЯВАМИ ТРЕМОРУ ТА МЕТОДИКИ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1 Проблематика виявлення та діагностування тремору у пацієнтів медичних закладів в сучасних умовах

Здоров'я людини – найцінніший скарб, берегти який зобов'язаний кожен. Сучасне суспільство все більше звертається до комп'ютеризованих методик діагностування та лікування різноманітних хвороб. А новітні наукові розробки та методи автоматизації дозволяють робити ці процеси надзвичайно ефективними, швидкими та максимально корисними [11], [23]. Також виникає необхідність в їх подальшому дослідженні та побудові математичних моделей. Комп'ютерне моделювання у цьому відіграє велике значення і становить неоціненний вклад в дослідженнях різних галузей науки і техніки [28], [30].

Зростання ролі здоров'я населення, розвиток медичної галузі, впровадження новітніх технологій все частіше стають пріоритетами наукових досліджень. Поширеною хворобою, для діагностування якої корисним є впровадження автоматизованих методів збору та обробки даних, є тремор. Тремор (тремтіння) – це мимовільне, інколи ритмічне скорочення м'язів, яке спричиняє до поступальних рухів, коливань та посіпування частин тіла [9], [29], [32].

Комп'ютеризований аналіз часто та ефективно використовується для оцінки багатьох видів неврологічних розладів: обширного скерозу, дискинезії судин головного мозку, хвороби Паркінсона, хвороби Німан-Піка, та інших [26], [53], [54].

Для подальшого розвитку методу тремографії потрібно розвивати як теоретичну базу знань і діагностичних ознак, так і практичні розробки в реалізації різних типів датчиків і програмно-апаратних комплексів для обробки отриманих даних.

Сучасний розвиток науки і техніки надає можливість автоматизувати та прискорити процес діагностування захворювань. Використання нових методів моделювання забезпечує комплексний підхід до проектування систем цифрової діагностики стану здоров'я, особливо людей уражених критичними неврологічними захворюваннями, до яких Європейським Союзом віднесені анормальні неврологічні рухи (АНР) або тремори. Їх швидке прогресування призводить до хвороб Альцгеймера, Паркінсона та паралічу нервової системи в цілому [56].

У медичній та біотехнічній галузях вже тривалий час займаються методикою визначення, оцінки та аналізу захворювання на есенціальний тремор. Саме методом оцінки ступеню захворювання за допомоги шаблону Архімедової спіралі [66], [69], [73] та математичними моделями її аналізу зараз займаються спільна лабораторія Тернопільського Національного Технічного Університету ім. І. Пулюя (м. Тернопіль) та Вищої Школи Індустріальних Фізики та Хімії Парижу (ESPCI Paris, Франція) під керівництвом д.ф.-м.н., проф. Петрика М.Р., проф. А.П. Легранда, проф. І. Рівальс, професора, доктора М. Відає (ICM), професора Е. Апартіс (ICM) [69], за участі дослідників та розробників: к.т.н., доцента Михалика Д.М., доктора Е. Ханк, Мудрика І.Я. та Безуха Д.М. [13], [14]. Впровадження математичних методів досліджень, новітніх розробок для практичного використання аналізу стану пацієнтів відбувалися в діагностичній лабораторії Інституту головного та спинного мозку ICM в м. Париж (Франція) та медичному центрі «МЦ Вітамін».

Засновниками вивчення фізіології рухової функції людини вважаються Н. Piper, J.-S. Wang, P. Hoffmann, R. Wagner, I.M. Сеченов, Н.А. Бернштейн, В.М. Бехтерев, S.L. Pullman та ін. [7], [48], [98], [123], [124]. Особливий внесок у дослідження нервово-м'язової системи за допомогою методів електроміографії зробили R.G. Willison, W.F. Brown, Б.М. Гехт, Р.С. Персон, Ю.С. Юсевич, М.С. Лібкінд та інші [72], [74], [114].

Дослідження нейро-біо-систем зі зворотнім зв'язком, пов'язаних з аналізом стану та поведінки пацієнтів з ознаками тремору (Т-об'єкти) під когнітивним впливом нейронних вузлів кори головного мозку, проводились низкою дослідників, таких як Д. Хубенберг, А. Легранд, М. Відає, Ж. Ванг, Е. Луїс, Селіванова К. та ін. [28], [32], [56], [69], [87], [121]. Основна увага в них зосереджена вивченню параметрів відносно нормальних станів та поведінки, для аналізу яких застосовувались класичні методи цифрової обробки на основі перетворення Фур'є [6], [19], [20], [69]. Однак такий підхід не дає можливості аналізу аномальних станів та поведінки, притаманним реальним Т-об'єктам з високими ступенем тремору. За рахунок цього через попадання в шуми має місце втрата від 60-80% важливої інформації, що визначає низький рівень показників і якість такого аналізу [36].

Для виконання автоматизованого діагностування та оцінки тремору пацієнтів можна скористатися сучасним комп'ютерами, мобільними пристроями, планшетами. До виду діагностики даного захворювання відноситься тест з використанням рисунку спіралі. Аналіз кривої, виконаної пацієнтом під час тесту спіральної моделі, дозволяє отримати кількісні характеристики тремору. Цей тест діагностує мимовільну активність м'язів та їх реакцію на поступальні рухи в різних напрямках. У його основі лежить метод спостереження відхилення рисунка пацієнта відносно шаблонного "ідеального" рисунку спіралі [27], [44], [87].

Спіралі, отримані в результаті виконання тесту пацієнтами, можуть бути проаналізовані з допомогою візуального спостереження, або за допомогою комп'ютерного аналізу з використанням реалізованих математичних моделей [10], [22]. Метод комп'ютеризованого аналізу є набагато більш точним та ефективним в оцінці ступеню тремору, а математичне моделювання дозволяє отримати частотні характеристики, амплітуду коливання, відхилення від норми та інші показники, характерні при діагностуванні даною методикою дослідження.

АНР, як серія небажаних коливних рухів (тремтінь), стосуються органу чи частини тіла (пальці рук, повіки, очні яблука, органи мовлення), що виникають в результаті мимовільного скорочення скелетних м'язів, відповідальних за переміщення цих органів [38]. Підвищення амплітуди і зміна частоти і форми коливань відносно норми служать ознаками порушення механізмів регуляції рухів людини. Аналіз цих параметрів АНР важливий як для розуміння ролі дисфункції окремих зон нейронних вузлів кори головного мозку (КГМ) в складних процесах когнітивного керування рухами, так і для досліджень раннього виявлення та діагностики рухових порушень. Проблема складності ідентифікації АНР полягає в недосконалості методів діагностування, їх низькій точності, відсутності засобів ідентифікації системи зворотніх зв'язків і feedback-впливів нейронних вузлів КГМ на їх динаміку та ін. [21], [22].

В рамках даної роботи виконується розробка програмної системи для визначення наявності захворювання на тремтіння кінцівок у пацієнтів медичних закладів.

1.2 Хвороба «тремор» та її медичне тлумачення

Тремор (тремтіння) – це мимовільне, інколи ритмічне скорочення м'язів, яке спричиняє до поступальних рухів, коливань, сіпання частин тіла та тканин. Це найбільш поширений вид мимовільних рухів, який може вплинути на координацію рухів кінцівок, обличчя, голови та голосових зв'язок. Дуже поширеним є такий вид тремору як клацання зубів, спричинене низькими температурами або страхом. У деяких людей тремор є виявом певного невралгічного розладу або подразника [109].

Першим кроком в оцінці хворого із тремором є якісна характеристика останнього. Беруть до уваги клінічні моменти, зокрема, співвідношення з періодами моторної активності, частоту і топографічний розподіл. Запропоновано різні класифікації цього стану, проте найпоширенішим

залишається поділ на тремор спокою та акційний тремор (виділяють постуральний і кінетичний). Акційний тремор (найпоширеніший різновид) виникає при тривалому розгинанні руки і при довільних рухах, наприклад, писанні або друкуванні. Наявність тремору спокою підозрюють, якщо він виникає у сидячого пацієнта з фіксованими верхніми кінцівками, посилюється при психічному стресі і пригнічується довільними рухами. Його найчастішою причиною є ідіопатична хвороба Паркінсона (ХП). Найпоширенішою ж причиною постурального і кінетичного тремору є есенціальний тремор (ЕТ). Фізіологічний тремор – це акційна версія ЕТ, який виникає в осіб похилого віку. Тремор може бути моносиндромом або елементом ширшого неврологічного стану, наприклад розсіяного склерозу, дистонії або невропатії [38].

Причина ЕТ залишається незрозумілою, а сам тремор може бути симптомом, пов'язаним з порушеннями в тих частинах мозку, які контролюють м'язи по всьому тілу. Невралгічні розлади або стани, які можуть викликати неконтрольоване тремтіння, включають розсіяний склероз, інсульт, черепно-мозкову травму, хронічне захворювання нирок, а також ряд нейродегенеративних хвороб, які порушують або руйнують частини стовбура головного мозку або мозочка (хвороба Паркінсона) [38], [65]. Також до причин виникнення тремору відносять: дефіцит магнію, зловживання алкоголем, отруєння парами ртуті, укуси отруйних павуків, вживання наркотиків та препаратів, таких як амфетаміни, кортикостероїди [63]. Деякі форми тремору успадковуються, інші ж виникають без об'єктивних на те причин. Дана хвороба може виникнути в будь-якому віці, але найчастіше зустрічається в людей середнього віку та літніх людей, може тривати короткий або досить тривалий період, бути випадковим явищем.

Психогенні або функціональні розлади руху можна визначити як такі, що виникають з психологічних чинників і не мають органічної етіології [59]. Тремор має визначення як ритмічні коливання частини тіла, як правило,

навколо одного або декількох суглобів. Є багато типів даних розладів, які характеризуються (але не завжди помітні) частотою, періодичністю і спрямованості рухів або станів [29].

Неврологи розрізняють різні види тремору, такі як:

- есенціальний;
- ортостатичний;
- фізіологічний;
- церебеллярний (мозочковий);
- паркінсонічний ;
- дистонічний;
- нейропатичний;
- ятрогенний;
- психогенний.

Есенціальний тремор є найбільш поширеним, повільно прогресуючим симптоматичним розладом, що характеризується помірно високою частотою 8-10 Гц кінетичних та поступальних рухів. Найбільш частим та помітним проявом даного захворювання є рухи верхніх кінцівок (95% хворих), голови (34%) та нижніх кінцівок (20%). З віком частота поступальних рухів дещо зменшується, а амплітуда - зростає[36], [48], [69].

Стан тремтіння може поступово з віком погіршуватись. Тремор найбільш помітний, коли хворий тримає руки перед собою або робить ними прості рухи, як то: тримання чашки, зачерпування їжі ложкою, написання тексту. Тремор зазвичай зупиняється, якщо долоні/руки повністю розслаблені, наприклад, коли вони лежать у пацієнта на колінах. Стрес часто погіршує ступінь тремору [50].

Поширеність цієї патології коливається в діапазоні 0,4–6,7% в осіб віком понад 40 років, отже, вона є найпоширенішим типом тремору. Багато досліджень засвідчило, що ЕТ набагато поширеніший, ніж паркінсонічний (згідно з деякими авторами, аж у 20 разів) [60], [93].

Причини ЕТ і досі є невідомими, але в більше ніж у половини хворих є щонайменше один член сім'ї, який також страждає на тремор. Дослідники наразі не знайшли генетичної мутації, яка викликає цей розлад. У пацієнтів, в родинях яких були випадки ЕТ, симптоми, як правило, починаються в ранньому віці [94]. Дослідники вважають, що хвороба розвивається в мозку, але сканування останнього у хворих показує абсолютно нормальний стан. Не існує точних діагностичних тестів для ЕТ. Тому варто перевірити кров на випадок інших захворювань, таких як захворювання щитоподібної залози, які можуть значно погіршити тремор. Деякі ліки також можуть посилити тремор [107].

Результати клінічних досліджень показують, що діагноз ЕТ (есенціальний тремор) правильно поставлений в 50-63% від всіх випадків захворювання [28]. Причина цьому – неналежне забезпечення необхідним обладнанням та застарілі методи діагностики даного захворювання.

1.3 Способи збору даних та діагностування стану пацієнтів з проявами тремору

Поширеною хворобою, для діагностування якої корисним є впровадження автоматизованих методів збору та обробки даних, є тремор – найбільш поширений вид мимовільних рухів, який може вплинути на координацію рухів кінцівок, обличчя, голови та голосових зв'язок. Тремор - це серія небажаних малих коливних рухів, які стосуються органу або частини тіла (пальці рук, повіки, очні яблука, органи мовлення та ін.), спричинених скелетними м'язами. Рухи при проявах можуть бути уніфікованими, односторонніми або двосторонніми.

Тремор присутній і у стані спокою, який зменшується або зникає під час руху, є частиною екстрапірамідного синдрому тріади з акінезією та гіпертонією [26]. Він впливає найчастіше на кінцівки (руки або нижні кінцівки людини), рідше – на підборіддя. Якщо тремор присутній при фізичній

діяльності (високочастотний тремор), то він швидший за тремор у стані спокою та пов'язаний із скороченням м'язів. Частота його коливання змінюється від 3 до 12 Гц. Такий тремор зникає в положенні спокою (крім випадків високої інтенсивності) та буває різного ступеня важкості. Наприклад: есенціальний тремор, наркотичний тремор, психогенний тремор, емоційний тремор [28], [32].

Тремор дії (навмисний тремор) виникає під час конкретних довільних рухів. Прикладом слугує процес наповнення склянки водою або торкання пальцем кінчика носа. Це відрізняє його від псевдотремору мозочкового походження (атаксічні рухи, розлад в контексті кінетичного мозочкового синдрому). Приклад: есенціальний тремор, тремор розсіяного склерозу [36].

Тремор виникає в результаті мимовільного скорочення м'язів. Підвищення амплітуди і зміна частоти і форми коливань щодо норми (частота і амплітуда фізіологічного тремору) служать ознаками порушення центральних і периферичних нейронних механізмів регуляції рухів.

Під час дослідження проблематики було виявлено ряд основних проблем виконання автоматизованого діагностування пацієнтів:

- застарілі методи тестування пацієнтів в медичних закладах;
- низька точність оцінювання ступеню захворювання;
- відсутність однозначності в результатах оцінювання (суб'єктивна оцінка);
- неможливість аналізу отриманої інформації в розрізі багатьох характеристик, «вузький» погляд на отриману інформацію;
- складність та дороговартісність впровадження новітніх високотехнологічних способів діагностування в профільних клініках.

Ціла низка причин говорить про необхідність реформування способів та підходів до питання діагностування тремору в реальних умовах. Проблема складності ідентифікації та оцінювання захворювання на тремтіння кінцівок виникає внаслідок недосконалості методів діагностування.

Надійне вимірювання характеристик фізіологічних рухів, пов'язаних з тремтінням, тобто дуже малими швидкими коливаннями, які сильно відрізняються амплітудою і частотою, та інтерпретація результатів таких вимірювань представляють важливе значення для діагностування захворювань. У практичному використанні спосіб визначення ступеню тремору має не лише точно виміряти відхилення анормальних рухів, але також повинен відображати результати вимірювань таким чином, щоб це було можливо досить легко інтерпретувати медичним персоналом [105].

Підвищення амплітуди, зміна частоти і форми коливань щодо норми (частота і амплітуда фізіологічного тремору) служать ознаками порушення центральних і периферійних нейронних механізмів регуляції рухів. Програмний аналіз цих параметрів важливий як для розуміння ролі дисфункції окремих структур мозку в процесах управління рухами, так і для клініки в аспектах раннього виявлення, більш точної діагностики рухових порушень, вибору і корекції оптимальних методів лікування, пов'язаних з підбором дієвої лікувальної терапії. Аналіз форм тремору має велике значення в неврологічній практиці, при діагнозі синдрому паркінсонізму, коли підвищений видимий неозброєним оком тремор є індикатором патологічного стану центральної нервової системи [1].

Розроблюване програмно-апаратне забезпечення для визначення та діагностування тремору в пацієнтів є важливою прикладною задачею інженерії ПЗ в медичних та суспільно-корисних цілях. А використання новітніх методологій проектування, розробки архітектури та моделей програмного забезпечення, штучного інтелекту сприяє зростанню ролі автоматизації діагностування в сучасних дослідженнях та терапевтичних заходах.

Спосіб комп'ютерного аналізу оцифрованої інформації є набагато точнішим та ефективнішим в оцінці ступеню тремору [33], [68], якщо порівняти з примітивнішим способами візуального оцінювання стану пацієнта

медиком. З метою усунення суб'єктивності та обмежень методів аналізу були розроблені деякі методи вимірювання та аналізу тремору в електронному вигляді [30]. Для цього найчастіше використовуються акселерометри, гіроскопи, лазери, камери та цифрові графічні планшети для оцінки тремору в амбулаторних умовах. Статистична обробка отриманих даних дозволяє отримати частотні характеристики, амплітуду коливання, дисперсію, відхилення рухів руки.

Такий процес ідентифікації параметрів системи забезпечує підвищення точності і зрозумілості поведінки системи при виконанні нетипових рухів внаслідок наявності неврологічних захворювань. Сучасна розробка з метою автоматизації процесу є актуальною для медичних закладів та лабораторій, які займаються проблемами захворювань неврологічного характеру: тремтінням кінцівок, есенціальним тремором, хворобою Паркінсона та іншими [70], [82], [83]. Але більшість спеціалізованих програмних комплексів для збору та аналізу даних про рухи частин тіла у пацієнтів з неврологічними відхиленнями є досить вузькоспеціалізованими, розробляються конкретно під потреби лабораторії чи відповідного способу діагностування.

Засоби та прилади, необхідні для виконання досліджень та експериментальних дослідів [49], [57], [60], [77]:

- персональний комп'ютер (або ноутбук);
- хмарний сервер для зберігання даних [89];
- планшетний комп'ютер (інтерактивний планшет, графічний перовий планшет) [79];
- пристрій з G-сенсором, трьохосьовим мікроакселерометром;
- камера для зйомки відео у сповільненому режимі.

Портативні датчики руху, придатні для вимірювання тремтіння, тепер доступні за прийнятною ціною. Використання цих перетворювачів вимагає знань про їх можливості, властивості, характеристики точності, параметри функціонування.

Найпростішим методом є візуальний огляд пацієнта лікарем. Під час виконання медичного обстеження лікар може визначити наявність мимовільного тремтіння в стані спокою або виконання певних дій пацієнтом. Лікар перевіряє наявність тремору симетрії, будь-яку втрату чутливості, слабкість або атрофію м'язів, зниження рефлексів. Детальна історія хвороби або спадкові схильності можуть теж вказати на можливі відхилення в сторону тремору. Аналіз крові та сечі може вказати на метаболічні процеси в організмі, несправність щитовидної залози чи інші аномальні зміни організму [26], [115].

Лікар може попросити пацієнта доторкнутися пальцем до кінчика носа або ж виконати тест на письмо [25]. Досить показовим та ефективним видом тестування на наявність та ступінь захворювання на тремор є письмовий тест. В його основі покладено можливість візуального (в нашому випадку комп'ютеризованого) спостереження виникнення спазму та наявність компенсувальних рухів в пацієнта [116], [117], [119]. До виду діагностики відноситься і тест з використанням рисунку спіралі. Клінічні результати діагностики добре корелюють з даними тестування рисунком спіралі, а також відмінно демонструють відповідність об'єктивним та суб'єктивним спостереженням наявності хвороби та ступеню тремору у пацієнтів. Цей тест дозволяє діагностувати мимовільну активність м'язів та їх реакцію на поступальні рухи в різних площинах координат [28], [43], [48].

Для реєстрації тремору широко використовують системи і методи, призначені для визначення високоамплітудного тремору, характерного для хвороби Паркінсона і есенціального тремору. Найвідоміший спосіб ідентифікації тремору на площині з допомогою розпізнавання рисунку спіралі Архімеда можна виконувати на перовому графічному планшеті [112].

Загалом діагностування захворювання есенціальний тремор з допомогою спіралі застосовується для швидкого і систематичного спостереження стану пацієнта та змін у перебігу історії хвороби. Лікарі мають змогу за необхідності попросити хворого намалювати спіраль домінуючою або

недомінуючою рукою по шаблону. Трафарет спіралі готується медиком завчасно у довільній формі на папері [113]. Пацієнт старається повторити спіраль рухом руки по шаблону, а медичний працівник при цьому спостерігає процес. Важливими в даному тесті є точність відтворення рисунку та випадкові мимовільні рухи руки при виконанні письмового тесту. Експерт оцінює спіраль пацієнта, визначає ступінь захворювання та діагноз, а згодом призначає відповідне лікування. Таке сприйняття інформації медичним працівником є надто суб'єктивним, одна і та ж спіраль для різних спеціалістів може характеризуватися з не однаковою оцінкою. Тому в сучасному інформаційному комп'ютеризованому суспільстві прийнято користуватися новітніми засобами та технологіями діагностування, серед яких і розроблювана в даній роботі система автоматизованого визначення ступеню тремору з використанням дигітайзера чи планшетного ПК.

Найбільш поширеними способами для електронної оцінки тремору є:

1) Акселерометрія використовує датчики для вимірювання прискорення частини тіла. Акселерометри виявляють рух сегментів тіла відносно магнітного поля Землі (гравітації) При цьому методі вимірюються лінійні сили прискорення в трьох ортогональних напрямках, фіксуються рухи частин тіла, утворених дією гравітації і дією м'язів, включаючи тремтіння. На пацієнта встановлюють датчики з аналоговими акселерометрами та з допомогою перетворювача отримують досить точний спектр сигналу коливального руху [57] ,[69], [90]. Такі розробки досить недорогі і дозволяють виконати компактні системи аналізу тремору, доступні для більшості лабораторій.

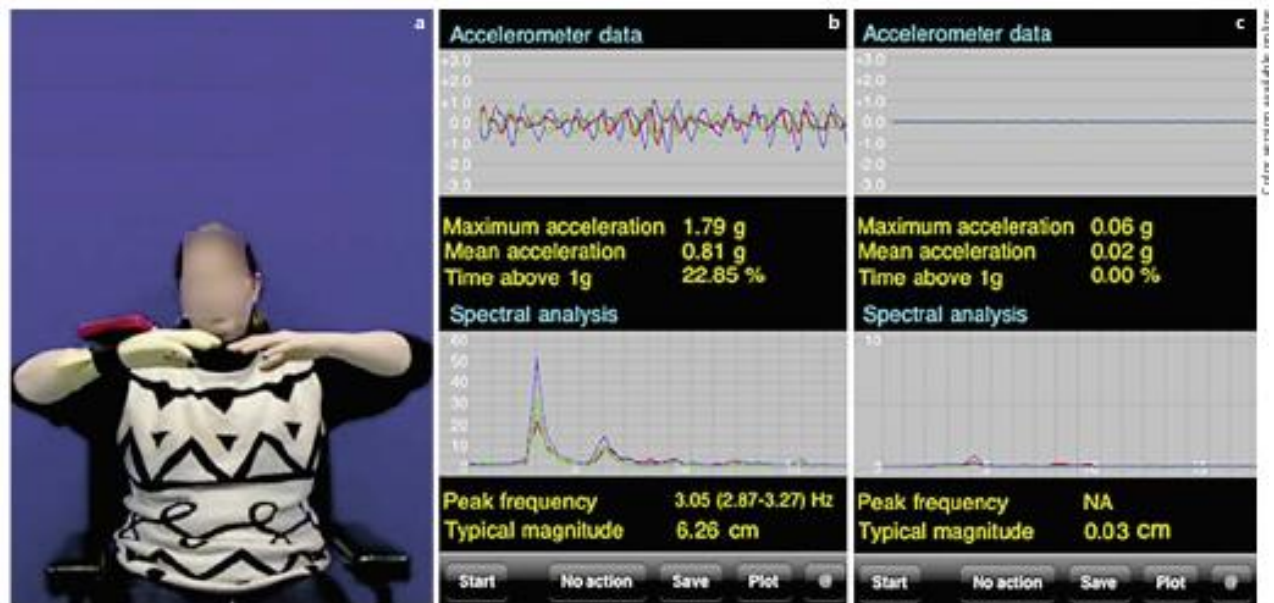


Рисунок 1.1 Методика тестування з використанням акселерометра

Частота та амплітуда механічних коливань розраховуються методами частотного аналізу показів на осі найбільшої дисперсії та оцінки амплітуди відхилення кожного з сигналів. Деякі дослідження показали, що сенсорні дані від акселерометрів і гіроскопів сильно корелюють з UPDRS тремору оцінками [88], [91].

Недоліком методу є надлишкові технічні труднощі та надмірні фінансові витрати для забезпечення існування комплексу діагностування з використанням акселерометричної техніки.

2) Одним з методів діагностики тремору є метод аналізу Архімедових спіралей, який полягає в порівнянні шаблону еталонної спіралі з спіраллю, яку намалював пацієнт [43], [43], [69], [98], [108]. Цей метод є більш якісною оцінкою різних типів захворювань на тремор, діагностує мимовільну активність м'язів та їх реакцію на поступальні рухи в різних площинах координат. Метод запису характеристик рухів рук пацієнтів при виконанні тестування з допомогою спіралі Архімеда виконується з використанням цифрового пера на графічному планшеті [21], [66].

Можливість отримувати корисні дані з цифрованого рисунку спіралі має ряд переваг, якщо порівнювати з методом зчитування даних з акселерометрів.

Використовуючи метод акселерометрії, важко привести сукупні та фрагментовані дані до одного виміру оцінювання. Такі дані непридатні для амплітудного та частотного аналізів.

Професор Wang (2005) [44], [123], [124] вивчав вплив спірального рисунка на дослідження невралгічних захворювань: "Спіральний рисунок виконаний в 2D може бути використаний клінічно для кількісної оцінки амплітуди і частоти тремору рук, а також диференціювати залучення дистального і проксимального суглобів" – зазначив автор.

Спіральні рисунки використовувалися впродовж багатьох років в якості клінічного інструменту для спостереження коливальних та інших нетипових рухів. Спіралі можуть бути проаналізовані за допомогою візуального огляду або за допомогою комп'ютерного аналізу. Цей метод передбачає використання спеціалізованого графічного планшета.

Набір тестів (рисунок 1.2), призначених для діагностики різних ненормальних рухів у людей, та в яких застосовуються шаблони на папері або планшеті, був кодифікований під шкалою імен Фан-Толосса-Марін (оцінка від 0 до 10 балів) [49], [54], [55]:

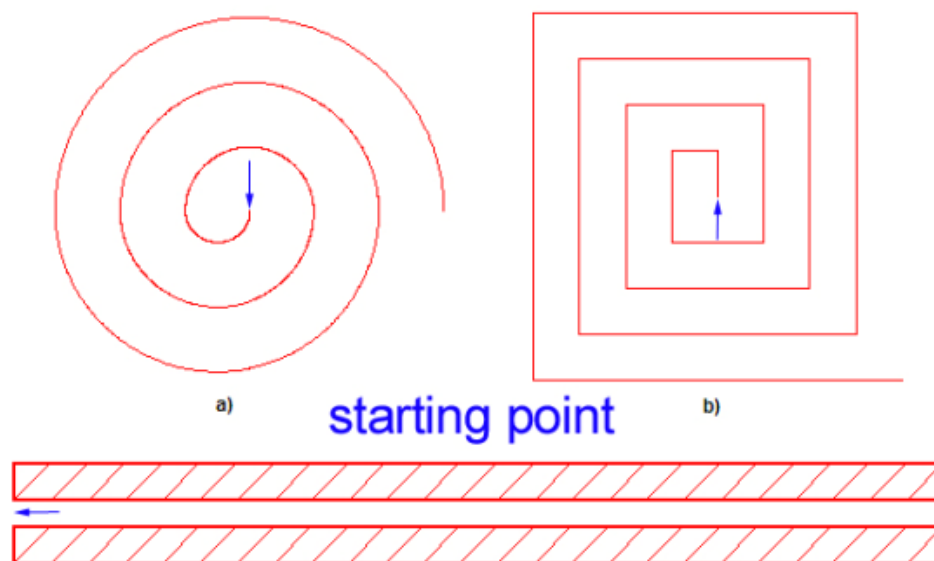


Рисунок 1.2 Стандартні рисунки для виконання тесту на ознаки тремору в медичному застосуванні

Рисунок спіралі використовувався протягом багатьох років в якості клінічного інструменту для спостереження мимовільних та інших нетипових рухів. Спіралі, які були отримані в результаті виконання тесту пацієнтами, можуть бути проаналізовані з допомогою візуального спостереження або за допомогою комп'ютерного аналізу з використанням реалізованих математичних моделей [87], [97]. Метод комп'ютеризованого аналізу є набагато більш точним та ефективним в оцінці ступеню тремору, а математичне моделювання дозволяє отримати частотні характеристики, амплітуду коливання, відхилення від норми та інші показники, характерні при діагностуванні даною методикою дослідження.

Визначення характеристик тремору та аналіз даних проводиться згідно розроблених проф. А.-П. Леграндом і проф. М. Відає (UPMC-ESPCI Paris, Франція) математичних та статистичних обчислень [69]. Користуючись напрацюваннями цих дослідників та публікаціями іноземних науковців, було розроблено дану технологію ідентифікації параметрів есенціального тремору [95], [96].

Широко використовуються пристрої введення, які мають матриці з 2-х мірними сенсорами, такі як планшети з РК-дисплеями або поверхні для цифрового введення інформації на комп'ютеризовані пристрої. Ці вхідні пристрої вимагають відносно широкої робочої області, окремо наданої детектувальної поверхні. Їх перенесення є незручним, вони займають простір та є досить дороговартісними. Основною їх проблемою є неможливість ідентифікації рухів пацієнтів над поверхнею планшета при відриві пера на більше ніж 10 мм. Коли виникає така ситуація, що рука пацієнта піднімається над поверхнею планшета навіть на короткий період, відсутність показів негативно впливає на якість ідентифікованої інформації.

3) Вимірювання з використанням електроміографії (ЕМГ). Сигнал (ЕМГ) можна розглядати як суперпозицію активності індивідуума під час скорочення м'язів і може бути використаний для діагностувати багато типів

нервово-м'язових розладів [63], [69]. Сигнал ЕМГ може бути отриманий з допомогою електропровідних елементів (голок, наліпок), розміщених на поверхні шкіри, або введених в м'язову тканину тіла людини [7]. До недоліків застосування такої техніки вимірювання показів тремору відносять складність процесу отримання показів з приладів та не завжди висока точність даних. Однак даний спосіб збору інформації про м'язову активність може бути досить корисним в дослідженні патології есенціального тремору.

4) Відомий метод запису та аналізу тремтіння та інших мікрорухів верхніх кінцівок на основі запису позиції міток лазерними аналоговими сенсорами. З допомогою активних оптичних маркерів можна отримати прискорення та ряд інших параметрів просторової орієнтації. Криві траєкторій кожного маркера визначають в тривимірному просторі як функцію часу і зберігають загальні записи даних всіх маркерів. Комп'ютерний аналіз визначає характеристики відрізків кривих і оцінює їх в термінах розпізнавання образів, порівнюючи з відповідними еталонними значеннями.

Аналіз даних проводиться з допомогою спеціалізованих програм для аналізу показів сенсорів. Серед їх основних і найбільш вагомих недоліків є відносно низька точність та якість отриманих результатів, обмеженість та неуніверсальність відносно різноманітних проявів хвороб. Інформацію, отриману з допомогою цих записів, складно аналізувати. Існує потреба у спеціалістах з обробки інформації вузького профілю.

5) До найбільш прогресивних на сьогодні технологій діагностування відносять 3D-motion test, або запис рухів людини в просторі з допомогою високочутливих швидкісних камер [100], [104].

Це – надзвичайно передова технологія, рівних якій в багатьох аспектах немає. Її суть полягає в повному зчитуванні рухів більшості елементів і частин тіла людини з допомогою інфрачервоних міток та 3D-камер. Подібна технологія застосовується при зйомці та монтуванні сучасних фільмів з

спецефектами. Основні результати, отримані з допомогою даної технології, відтворюють повну модель рухів людини в період виконання тесту.

Відомий метод і пристрій, згідно з яким для оцінки кінетичних патернів рухів голови, тулуба і кінцівок записують рух маркерів, закріплених на тілі досліджуваного. З допомогою активних оптичних маркерів можна отримати прискорення та ряд інших параметрів просторової орієнтації. Криві траєкторій кожного маркера визначаються в тривимірному просторі як функції часу і зберігають загальні записи даних всіх маркерів. Комп'ютерний аналіз визначає характеристики відрізків кривих і оцінює їх в термінах розпізнавання образів, порівнюючи з відповідними еталонними значеннями. Даний спосіб технологічно складний та потребує спеціалізованого та дороговартісного обладнання.

Ця методика надзвичайно точна, передова та надає максимальну кількість інформації. Однак є ряд вагомих недоліків, чому її не використовують у сучасних клініках:

- масштабованість. Виникає потреба в великому приміщенні (залі) з великою кількістю обладнання;
- об'ємність. Необхідні потужні системи обробки даних, комп'ютеризоване обладнання, сервери для зберігання незліченної кількості даних;
- складність. Отримані з допомогою 3d-запису дані потрібно обробляти. Відсутність кваліфікованого персоналу та datascience-знавців завдає великих труднощів у широкомасштабному застосуванні та робить систему неефективною;
- вартісність. Даний метод діагностування надзвичайно дорогий та затратний, тому впровадження в клініки не планується.

Труднощі такого підходу стають непомірно високими у клінічних та експериментальних умовах дослідження. Повна вартість тривимірного акселерометра, трьох підсилювачів та аналогово-цифрового перетворювача

для проведення діагностики з допомогою акселерометричного обладнання становить більше \$7000.

б) Діагностична візуалізація з допомогою КТ та МРТ дозволяє визначити, чи може виникати тремор в результаті структурного дефекту або дегенерації головного мозку [50], [75]. Симптоми можуть проявитися в результаті неврологічного обстеження для оцінки нервової системи та функціонування моторно-рухового апарату. Це діагностування спрямоване на визначення будь-яких функціональних обмежень, таких як проблеми координації рухів під час написання або втрата здатності утримувати предмети.

Метод КТ застосовується в стані повного спокою пацієнта, який не дозволяє проявляти рухову активність людини та спостерігати за нею в динаміці. Також даний спосіб не можна використовувати часто через надмірне навантаження на тканини організму та здоров'я людини загалом [51]. Такі недоліки не дозволяють здійснювати спостереження за протіканням неврологічного захворювання в динаміці.

Існують і інші методики діагностування [73], [74], [76] з використанням новітніх технологій. Кожна з них має свої переваги та недоліки. Найчастіше використовуються акселерометри, гіроскопи, лазери, камери, та цифрові графічні планшети для оцінки тремору в амбулаторних умовах. Статистична обробка отриманих даних дозволяє отримати частотні характеристики, амплітуду коливання, дисперсію, відхилення рухів руки. Більшість спеціалізованих програмних комплексів для збору та аналізу даних про рухи частин тіла у пацієнтів з неврологічними відхиленнями розробляються конкретно під потреби лабораторії чи відповідного способу діагностування, і є досить вузькоспеціалізованими.

Згідно досліджень та спостережень кожна з розглянутих систем складається з модулів: а) вимірювання, збору, передачі параметрів в конкретних умовах; б) визначення параметрів та аналізу стану, оцінювання.

Для здійснення аналізу отриманих результатів більшість програмних систем для діагностування мають GUI (графічний інтерфейс), який забезпечує двосторонній зв'язок програм та користувачів [16], [35].

1.4 Складності ідентифікації ступеню тремору

Дослідження, пов'язані з нейро-біо-системами для аналізу стану та поведінки Т-об'єктів під когнітивним впливом нейронних вузлів кори головного мозку (КГМ), проводились низкою зарубіжних та вітчизняних дослідників, таких як А.Легранд, М.Відає, Ж. Серано., Е.Бакштейн, Р.Енаф, А.Попов та ін [69] [85], [109], [114]. Основна увага в них зосереджена вивченню параметрів відносно нормальних станів та поведінки (нормальні хвильові рухи певних частин тіла), для аналізу яких застосовувались класичні методи цифрової обробки на основі перетворення Фур'є та наближено оцінювались когнітивні зв'язки методами і програмними технологіями нейронних мереж. Такий підхід не дає можливості для аналізу аномальних станів (ненормальні хвильові рухи), які притаманні реальним Т-об'єктам з високими ступенем тремору [52].

Ще однією проблемою є те, що для аналізу використовують одновимірні моделі та пристрої, які реєструють параметри руху тільки по одній координаті. За рахунок цього втрачається від 40 до 80% інформації, що визначає низький рівень результатів такого аналізу.

Використання лише класичних моделей цифрової обробки у свою чергу ще на 60 - 80% знижується якість цих досліджень для Т-об'єктів з аномальними станами, оскільки такі методи відкидають в шуми від 60% до 80% важливих даних, які можуть давати відповідь на питання про реальні когнітивні механізми впливу на окремі сегменти аномальних неврологічних рухів (АНР-кривих).

Таблиця 1.1. Порівняння втрат інформації при виконанні тесту спіралі Архімеда різними пацієнтами з різним ступенем тремору

<i>№ тесту</i>	<i>Час виконання, с</i>	<i>Покази з акселерометра пера при відриві, %</i>	<i>Ступінь тремору</i>	<i>Оцінка згідно шкали Fahn-Tolossa-Marin</i>
1	37	5	низький	1.8
2	44	9	низький	2.5
3	65	24	суттєвий	6.8
4	57	37	суттєвий	6.9
5	47	49	середній	4.5

Проблема складності ідентифікації та оцінювання захворювання на тремтіння кінцівок існує внаслідок недосконалості методів діагностування в медичних закладах. У період розгляду проблематики не було виявлено прогресивних засобів для виконання автоматизованого діагностування пацієнтів. Виявлено ряд проблем: застарілі методи тестування пацієнтів в медичних закладах; низька точність оцінювання ступеню захворювання; відсутність однозначності в результатах оцінювання (суб'єктивна оцінка); неможливість оцінки отриманої інформації в розрізі багатьох характеристик, «вузький» погляд на отримані результати [36], [102].

Також до недоліків можна віднести специфіку використання даного комплексу тестування та ідентифікації, що не робить його універсальним у всіх випадках захворювання. У даному випадку найчастіше здійснюється діагностування саме есенціального тремору. Існує ряд інших схожих невралгічних захворювань, які мають таке ж походження, але інше виявлення у моториці рухів. Тому не завжди діагностування захворювання тремор та оцінювання стану пацієнта можливе з допомогою тесту спіралі на інтерактивному планшеті.

Більшість сенсорів та чутливих елементів мають максимальну частоту дискретизації даних близьку до 133т/сек, що цілком достатньо для

ідентифікації усіх фізіологічних та патологічних рухів. Проте існують реальні випадки, коли цієї точності та частоти було недостатньо для вимірювання тремтіння, яке непомітне для неозброєного ока. Попри недосконалість та обмежені характеристики нижня межа чутливості планшета достатня для вимірювання есенціального тремору у більшості пацієнтів з симптомами тремтіння.

1.5 Постановка задачі дисертаційного дослідження

В медичних дослідженнях особлива увага приділяється новим цифровим системам діагностики, лікування та нейромедицині [34]. Проектована наномедична нейро-біо-система орієнтована на визначення параметрів аномальних рухів пацієнтів з тремор-ознаками (Т-об'єктів), які спричинені негативними впливами певної множини нейронних вузлів кори головного мозку. Ідентифікація параметрів цих впливів дозволить окреслити шляхи вирішення проблеми.

Поставлено наступні задачі для вирішення:

- провести аналіз наявних моделей, методів та засобів діагностики форм захворювання тремору кінцівок людини;
- обґрунтувати оптимальний спосіб визначення оцінки тремору кінцівок людини з допомогою використання програмно-апаратного комплексу;
- виділити програмні елементи алгоритмізації та проектування програмного забезпечення, розробити програмні бібліотеки з можливістю інтеграції в ПЗ комплексів, що існують та потребують модифікації, вдосконалення;
- розробити спосіб отримання даних, виділення якісних та кількісних характеристики рухів з допомогою рисунку спіралі Архімеда, виконаних на графічному перовому планшеті; розробити спосіб оцінювання

стану тремору кінцівок; реалізувати описані методи та програмні алгоритми у вигляді модуля програмної бібліотеки для інтеграції в медичну систему діагностування та моніторингу стану пацієнтів;

- провести аналіз feedback-впливів нейро-вузлів головного мозку на м'язові скорочення та тонус кінцівок, що дозволяє якісно оцінювати залежності впливів сигналів мозку на ступінь тремору та надає можливість критично оцінювати стан пацієнта в діагностичному процесі;
- ідентифікувати когнітивні feedback-впливи EEG на АНР-траєкторії, розроблені з використанням гібридної моделі АНР;
- перевірити на практиці моделі тестування, а також збору даних та обробки статистичної інформації;
- спроектувати та розробити програмно-апаратний комплекс, реалізувати спосіб його застосування в клініках та діагностичних центрах;
- застосувати методику аналізу вимог до програмного забезпечення, проектування, реалізації, тестування та впровадження ПЗ згідно повного циклу розробки.

За результатами роботи необхідно розробити комплекс засобів та методик діагностування ступеню есенціального тремору. Також реалізувати прикладну систему діагностування, впровадити її в медичних клініках та дослідних центрах.

Висновки до першого розділу

У медицині особлива увага приділяється новим цифровим системам діагностики та лікування, наномедицині. Наномедична нейро-біо-система орієнтована на визначення параметрів аномальних рухів пацієнтів із симптомами тремору (Т-об'єкт), викликаних впливами нервових вузлів кори головного мозку. Визначення параметрів цих впливів окреслить шляхи вирішення проблеми діагностики та лікування пацієнтів з хворобами тремтіння кінцівок. 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.

Складність діагностування цього типу розладу зумовлена існуванням різних видів тремтіння, а також їх однотипними проявами при різних функціональних ураженнях нервової системи. Використання системного підходу на основі класифікації тремору, визначення причин виникнення й опису його нейрофізіологічних характеристик дозволяє підвищити якість діагностичного процесу та призначити ефективне лікування. В теперішніх умовах не набуло практичного застосування конкретне рішення автоматизації процесу збору та аналізу даних треморографії пацієнтів з проявами тремтіння кінцівок. Також відсутній системний підхід з використанням імітаційного моделювання для дослідження феномену різних проявів тремору.

Аналіз проявів та форм тремору має велике значення в неврологічній практиці. При діагностиці синдрому Паркінсона видимий неозброєним оком тремор є проявом патологічного стану центральної нервової системи [80]. Комп'ютеризований спосіб аналізу тремору є надзвичайно точним та ефективним для оцінки ступеня тремору пацієнтів, а математичне моделювання дозволяє визначити частотні характеристики, амплітуду коливань, відхилення від норми, ступінь тремору та інші показники.

Сучасна розробка з метою автоматизації процесу є актуальною для медичних закладів та лабораторій, які займаються проблемами невралгічного характеру: тремтінням кінцівок, есенціальним тремором, хворобою Паркінсона та іншим.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ВИМІРЮВАННЯ ТРЕМОРУ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТА ТА ЗБІР ДАНИХ ПРО АНОРМАЛЬНІ НЕВРОЛОГІЧНІ РУХИ

2.1 Вимірювання показів з допомогою спіралі Архімеда на перовому графічному планшеті

Для реєстрації тремору широко використовують системи і методи, призначені для визначення високоамплітудного тремору, який характерний для хвороби Паркінсона і есенціального тремору [46]. У випадку комп'ютеризованого тесту ідеальним варіантом є спіраль Архімеда, адже саме вона забезпечує рівномірний поступальний рух із симетричним збільшенням амплітуди відхилення від центра шаблону [43], [49], [108], [123]. Цей метод ідентифікації тремору на площині з допомогою розпізнавання рисунку можна виконувати на перовому планшеті. Даний спосіб визначення характеристик захворювання містить ряд недоліків, основним з яких є неможливість відслідковувати вертикальні рухи пера планшета при відриві від графічної поверхні, що призводить до втрати частини інформації і в подальшому унеможлиблює якісний аналіз.

Медичний тест з використанням спіралі є напівякісною оцінкою різних типів захворювань на тремор. У його основі лежить метод спостереження відхилення рисунка пацієнта (виконаного з допомогою домінуючої та недомінуючої руки) відносно шаблонного “ідеального” рисунку спіралі. Пацієнта просять розпочати рисунок в центральній точці спіралі і намагатися якомога точніше відтворити спіраль по шаблону.

Рисунок спіралі використовувався протягом багатьох років в якості клінічного інструменту для спостереження мимовільних та інших нетипових рухів [58]. Спіралі, отримані в результаті виконання тесту пацієнтами, можуть бути проаналізовані з допомогою візуального спостереження та огляду за допомогою комп'ютерного аналізу та кількісної оцінки. Метод комп'ютеризованого аналізу є значно точнішим та ефективнішим в оцінці

ступеню тремору, а математичне моделювання дозволяє отримати якісні та кількісні характеристики досліджуваних тестів (частотну характеристику, амплітуду коливання, дисперсію, відхилення). Аналіз кривої, виконаної пацієнтом під час тесту спіральної моделі, дозволяє отримати кількісні характеристики тремору. Цей тест дозволяє діагностувати мимовільну активність м'язів та їх реакцію на поступальні рухи в різних площинах координат [71], [110].

Приклад спіралі, використаної під час тестування, наведено на рисунку 2.1:

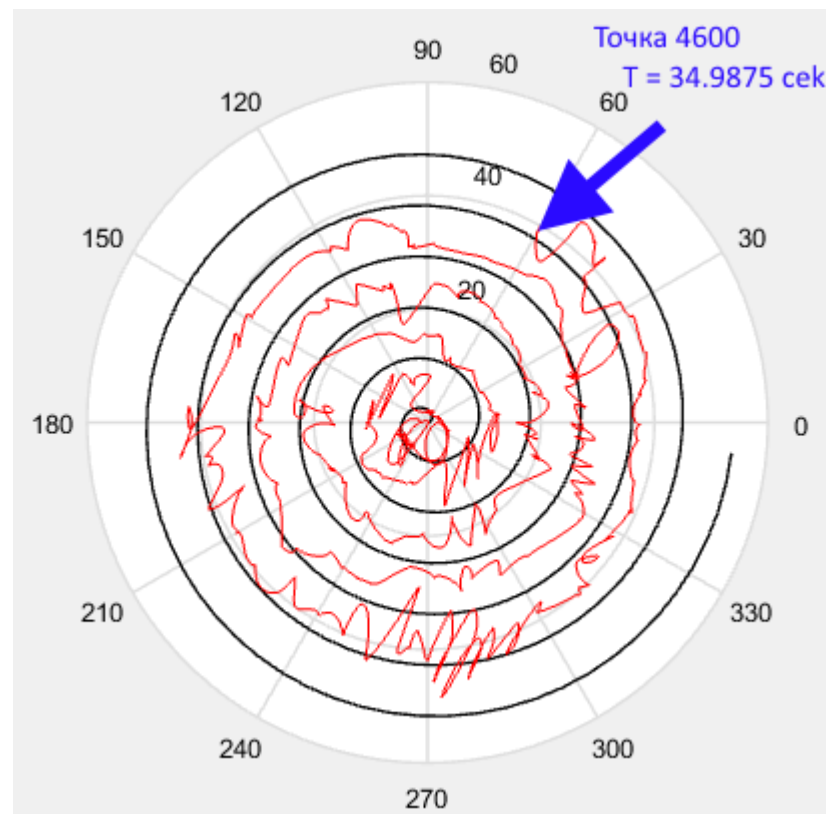
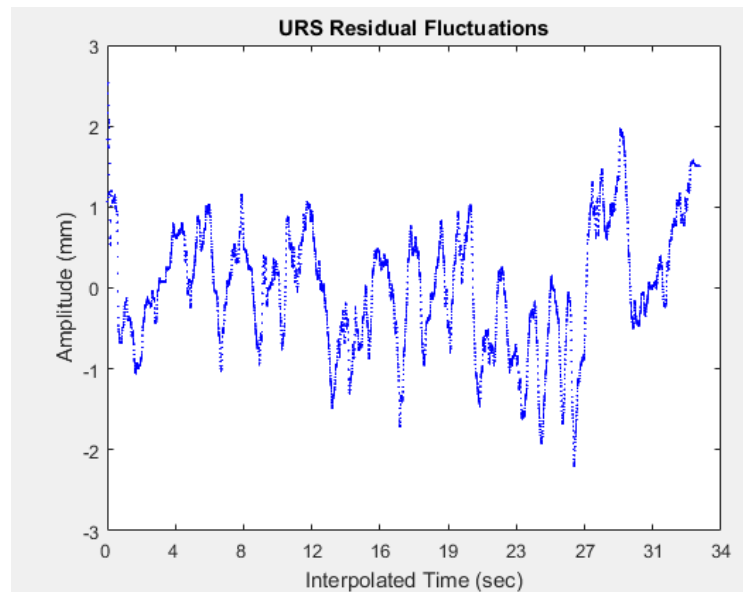


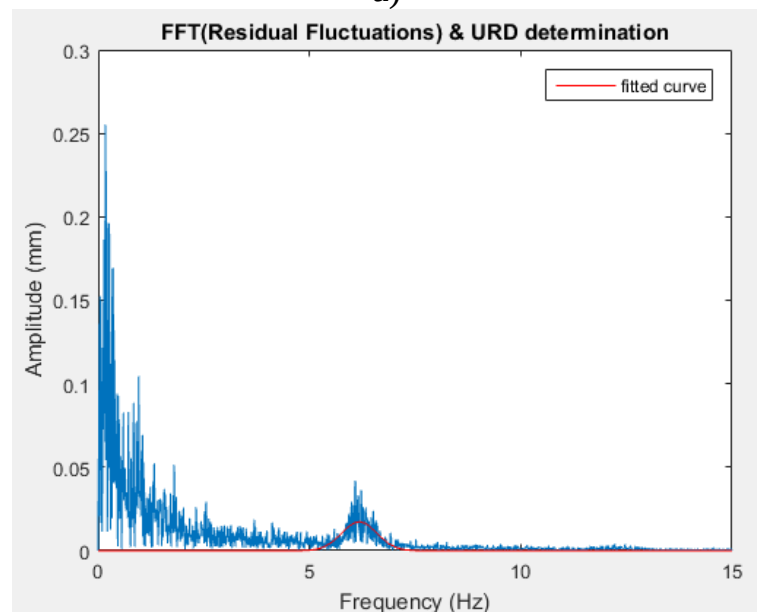
Рисунок 2.1 Шаблон рисунку спіралі Архімеда

До методів обробки даних відносяться: unravelling – розгортання рисунку спіралі пацієнта в криву; порівняння даної кривої з усередненим значенням цієї ж кривої відносно ідеального шаблону Архімедової спіралі; отримання амплітудних характеристики відхилення кривої пацієнта від кривої шаблону; отримання частотних характеристик флуктуації завдяки

перетворенню Фур'є (у даному випадку FFT (Fast Fourier Transform) [6], [19]) (рисунок 2.2). Частотна характеристика залишкового коливання Residual Fluctuation [69] дозволяє визначити залежність переважаючої частоти коливання від амплітуди.



а)



б)

Рисунок 2.2 Амплітудна(а) та частотна(б) характеристики коливного сигналу, отриманого з рисунку пацієнта

Збільшення амплітуди треміння з інерційною складовою, частотна характеристика і тісна залежність від інших ритмічних рухів можуть допомогти підтвердити діагноз в підозрілих випадках. Важливо відзначити, що існує також зростання мінливості основних характеристик тремору, які змінюються протягом короткого періоду часу в момент тестування. Коливання частин тіла можуть бути нерегулярними та виникати в окремі моменти часу, амплітуда може теж змінюватися в залежності від зовнішніх умов впливу на пацієнта. Зразки виконання тесту спіралі здоровою людиною та пацієнтом, який має проблему треміння руки, представлено на рисунку 2.3.

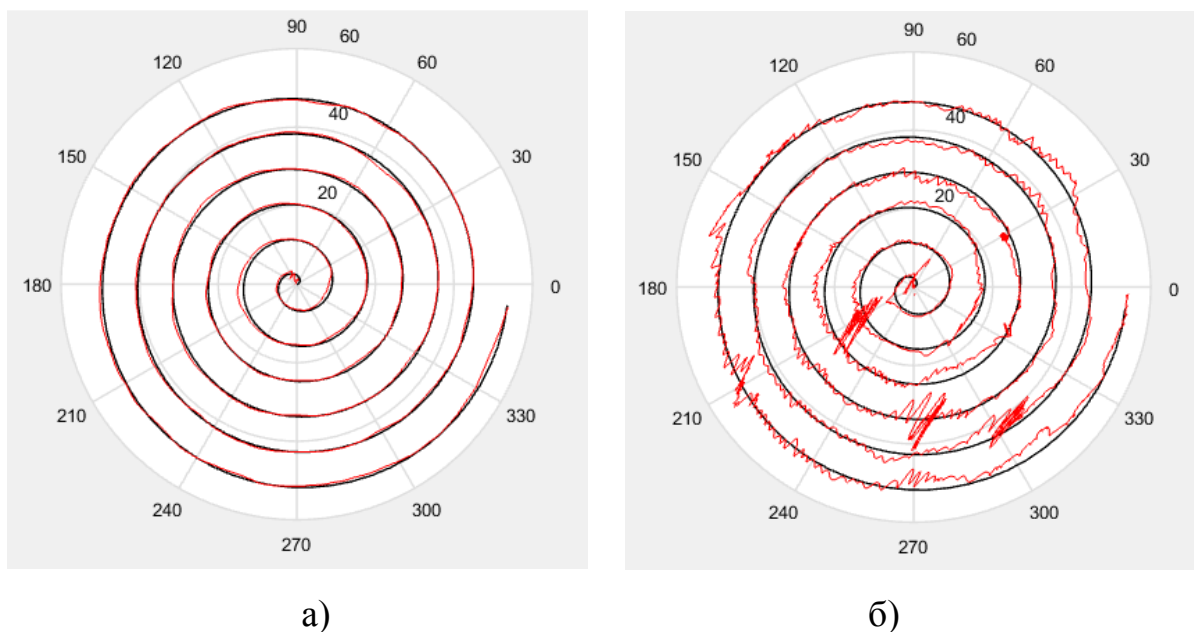


Рисунок 2.3 Зразки виконання тесту спіралі здоровим (а) та хворим на тремор (б) пацієнтами

У випадку виконання тесту здоровою людиною (рисунок 2.3 (а)) відсутнє значне відхилення намальованої спіралі від шаблону. Це свідчить про відсутність тремору у даної особи. Ідеально провести лінію по шаблону майже неможливо, але дані мінімальні відхилення є низькочастотними і ніяким чином не впливають на результати діагностичної процедури. На рисунку 2.3 (б) помітне значне відхилення спіралі пацієнта від шаблонної, що вказує на наявність певного ступеню тремору. На даному прикладі помітна висока

частота відхилень в тривалості. За короткий проміжок часу коливання здійснювалося значну кількість разів (приблизно 6-7 коливань в секунду) [37]. Уже маючи інформацію про кількість коливань в одиницю часу, амплітуду, можна робити попередні висновки про наявність хвороби та оцінити її ступінь.

Використовуючи сучасні планшети та спеціалізоване програмне забезпечення, розроблюване в рамках даного проекту, медики мають можливість отримувати вхідні дані тесту та результати оцінювання стану пацієнта. Метод Пулмана (Pullman 1998) [98] передбачає опрацювання даних значення координат x та y , силу натиску та часову мітку для кожної точки рисунку спіралі з певною дискретністю (7,503 мс).

В якості пристрою отримання даних запису спіралі пацієнта пропонується використання малогабаритного багатофункціонального пера графічного планшета з вбудованим MEMS-датчиком та пристрої обробки для діагностики тремору людини з бездротовою організацією інтерфейсу. Блок первинної обробки реалізований за допомогою мікросхеми акселерометра виконаної по MEMS-технології [61].

Дана реалізація дозволяє зменшити впливи масогабаритних параметрів на форму сигналу [47]. Наявність бездротового інтерфейсу забезпечує можливість комп'ютерної обробки треморографії в режимі реального часу і робить проведення дослідження більш комфортним для пацієнта.

Для підвищення інформативності визначення параметрів рухів кінцівок людини з можливістю ідентифікації по трьох осях в просторі (Ox , Oy та Oz відповідно) та для отримання тривимірної моделі рухів та подальшого їх аналізу використовуємо пристрій вводу.

Задача використання способу полягає в зчитуванні контролером параметрів маніпулятора, переміщуваного по трьох координатах, та контролі контакту маніпулятора-пера з опорною поверхнею. Параметри руху маніпулятора отримуються шляхом зчитування та обробки сигналів з MEMS акселерометра [41], [45], [107], [120], [125] з певною частотою. З метою

зменшення шумів застосовані низькочастотні фільтри. Прискорення рухів рук, виміряні за допомогою мікроакселерометра, способом безпроводної передачі даних зберігаються на комп'ютері для розпізнавання та візуалізації у спеціалізованому програмному забезпеченні. Інформація інтерпретується у амплітудні та частотні характеристики рухів.

Сенсор, який закріплюється на цифровому пері графічного планшета, повинен мати мінімальну вагу і габарити, високу механічну міцність, зручність кріплення і не повинен обмежувати рухи пацієнта і створювати будь-який дискомфорт. Перевагою такого пера з вбудованим трьохосьовим мікроакселерометром є додаткова можливість визначати прискорення, рухи (траєкторію) та амплітуду відхилення пера від поверхні, що відповідають вертикальним рухам вздовж осі OZ.

Рух пера повинен бути точно виявлений при зменшенні накопиченої похибки у положенні навіть тоді, коли переміщення є довільним в просторі, в тому числі з відривом пера від поверхні тестування (z-координата).

Пристрій, який застосовується в даному способі ідентифікації параметрів тремору, максимально наближено відповідає природньому застосуванню ручного вводу інформації (перо планшета, олівець, ручка, маркер) для формування спіралі Архімеда на папері. Особливістю запропонованого технічного рішення є застосування інтегральних акселерометричних сенсорів нового покоління на основі поверхневих чутливих ємнісних елементів, які містять в своєму складі трьохвісний сенсор прискорення, демодулятори і ланцюги формування вихідних сигналів. В основу покладено можливість постійного та безперебійного визначення позиції електронного пера по відношенню до будь-якої контрольної координати.

На рис.2.4 показано блок-схему отримання даних із мікроакселерометра:

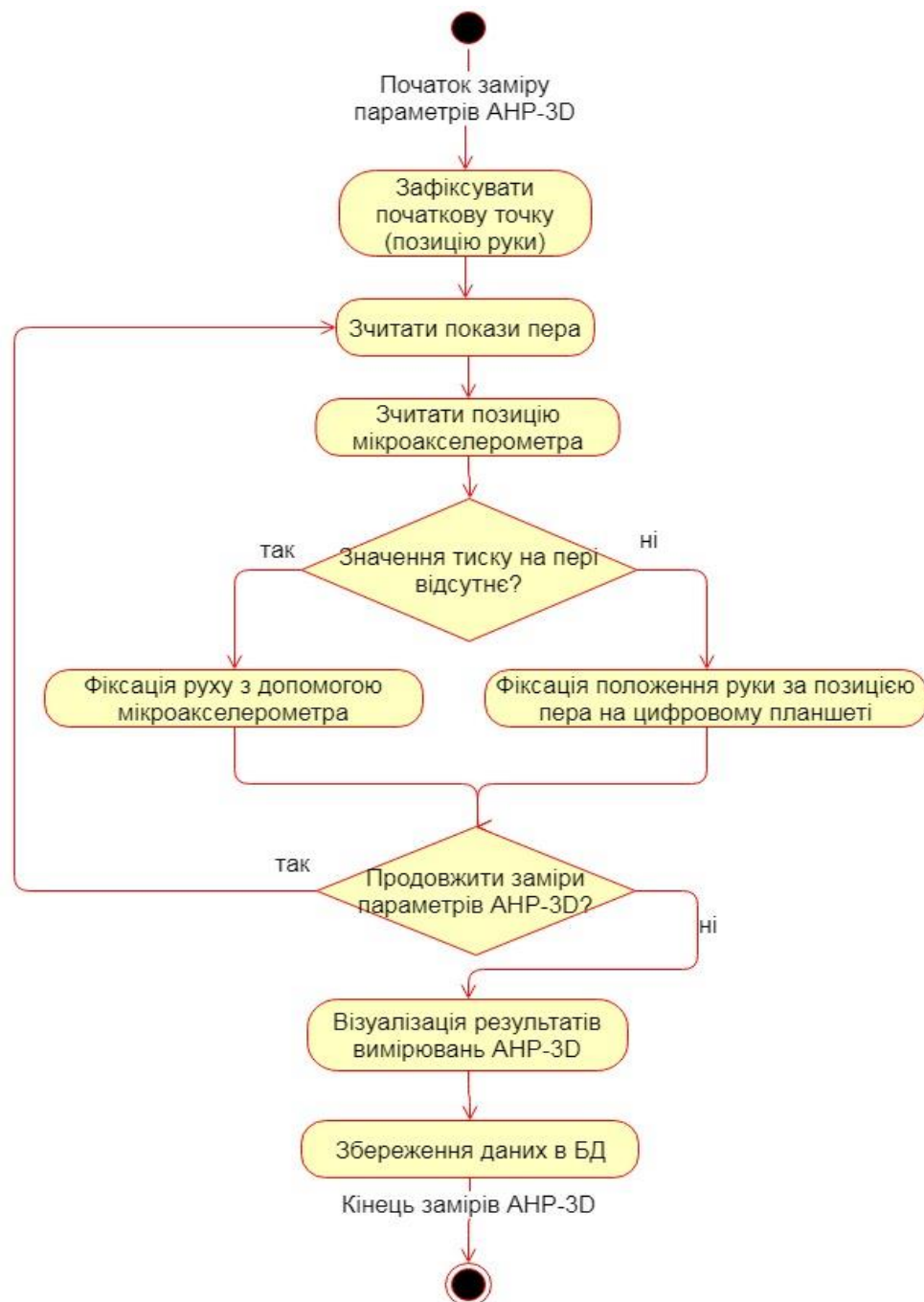


Рисунок 2.4 UML-діаграма реалізації способу визначення ступеню тремору з допомогою методики розпізнавання 3D-траєкторії руху пера з вбудованим трьохосьовим мікроакселерометром

Електронне перо використовують з метою ідентифікації рукописного вводу інформації (цифри, текстова інформація, шаблонні рисунки) для виконання запису та оцифровування довільних рухів руками. Прискорення рухів, виміряні за допомогою мікроакселерометра, безпроводним способом

передаються на комп'ютер для розпізнавання траєкторій руху в реальному часі. Запропонований алгоритм розпізнавання траєкторії [24], [62] складається з процедур отримання прискорення, попередньої обробки сигналу, генерації функцій та отримання характеристик рухів.

Схематичне зображення електронного переносного пристрою показано на рисунку 2.5:

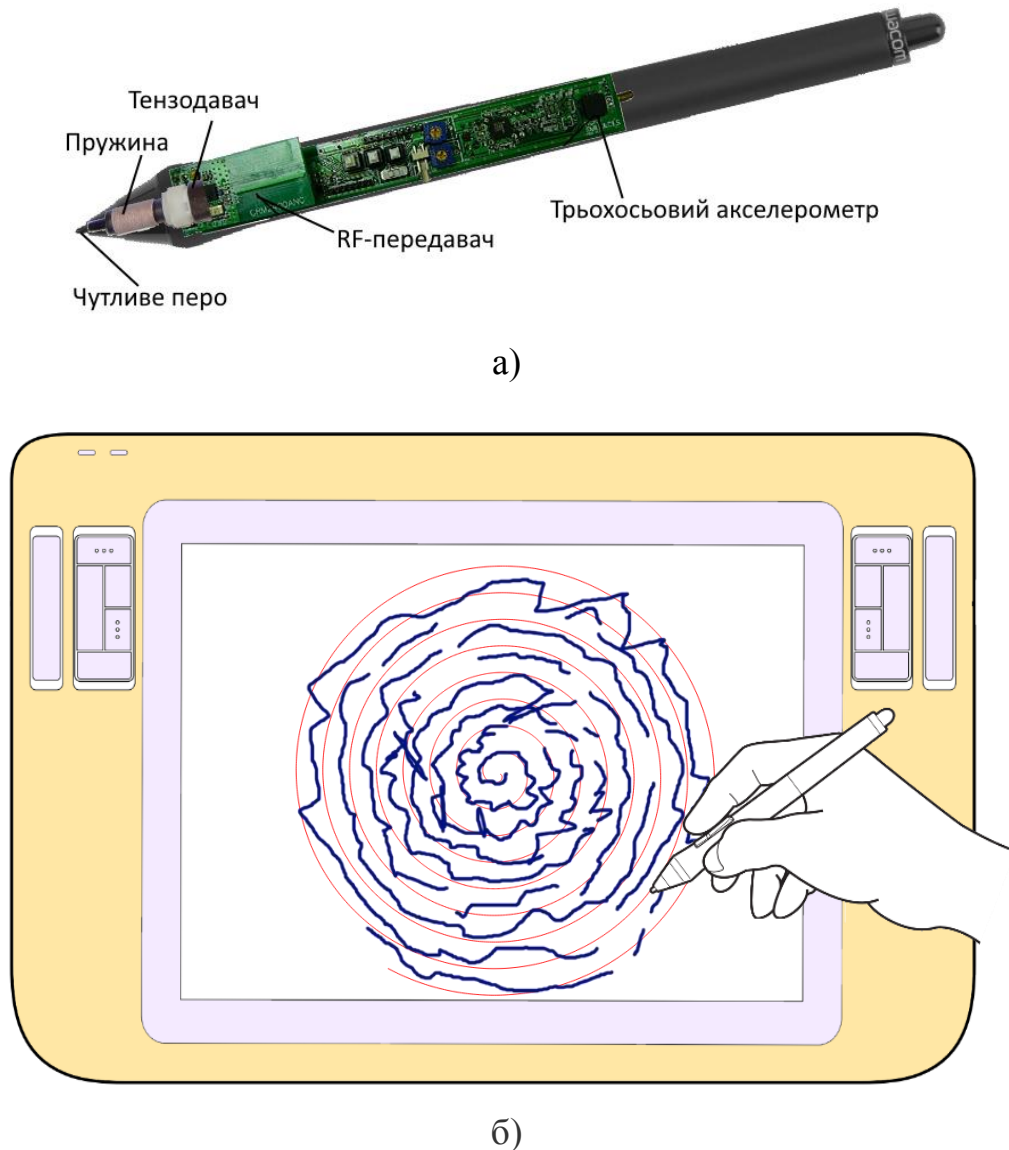


Рисунок 2.5 Приклад прототипу пристрою (а) для зчитування даних про 3D-рухи та його практичне застосування (б)

Відмінні риси корисної моделі з використанням вбудованого мікроакселерометра:

- сенсор з малою масою не володіє інерцією і не вносить спотворень, обумовлених виникненням додаткових зусиль переміщення інерційних мас, що дозволяє достовірно виміряти параметри тремору;
- висока чутливість дозволяє реєструвати навіть тремор здорової людини (фізіологічний тремор);
- сенсор має нормовані вихідні рівні і похибку вимірювання, що дозволяє вимірювати тремор в одиницях СІ;
- сенсор нечутливий до розташування в просторі, що дає можливість вимірювати кінетичний тремор (в русі).

Спосіб введення графічної інформації в комп'ютер виконується наступним чином. Вихідними даними є прискорення, з яких можна визначити поточне положення пера, використовуючи наступні формули (2.1) для кожної координати $x(t)$, $y(t)$ та $z(t)$:

$$\begin{aligned} x(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} a_x(\tau) dt \right) d\theta, \\ y(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} a_y(\tau) dt \right) d\theta, \\ z(t) &= \int_{t_1}^{t_2} \left(\int_{\theta_1}^{\theta_2} a_z(\tau) dt \right) d\theta, \end{aligned} \quad (2.1)$$

де t, θ, τ – деякі моменти часу, $t \in (0; \theta)$, $\theta \in (0; t)$; $a_x(\tau)$ – значення прискорення в момент часу τ .

Для визначення траєкторії руху в запропонованому способі використовують формулу (2.2), за якою процесор постійно відслідковує значення прискорення, швидкості і координати об'єкта, кожного разу додаючи або віднімаючи значення зміщення, здійсненого ним за проміжок часу Δt :

$$\begin{cases} S_i = S_{i-1} + v_{i-1} \cdot \Delta t + a_{i-1} \cdot \frac{(\Delta t)^2}{2}, \\ v_i = v_{i-1} + a_{i-1} \cdot \Delta t \end{cases} \quad (2.2)$$

де:

S_i – переміщення об'єкта в i -й момент часу;

S_{i-1} – переміщення об'єкта в $i-1$ -й момент часу;

v_{i-1} – швидкість об'єкта в $i-1$ -й момент часу;

Δt – період часу між двома відліками датчика;

a_{i-1} – прискорення об'єкта в $i-1$ -й момент часу;

v_i – швидкість об'єкта в i -й момент часу.

Сумарно при такому способі виконання комп'ютер замінює операцію інтегрування підсумовуванням невеликих проміжків. Якщо x, y, z - вектори шляху спроекувати на осі OX, OY, OZ (рисунок 2.6), то використовують наступні формули (2.3):

$$\begin{aligned} x_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k a_j (\Delta t)^2 \\ y_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k b_j (\Delta t)^2 \\ z_i &= \sum_{k=1}^i \sum_{j=1}^k c_j (\Delta t)^2 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Приклад конкретної реалізації способу введення графічної інформації в комп'ютер: мікроконтролер SiLab C8051F340 та трьохосьовий акселерометр Bosch BMA220, який здійснює вимірювання прискорень в широкому діапазоні $\pm 2g / \pm 4g / \pm 8g / \pm 16g$. Фільтр низьких частот здійснює фільтрацію сигналів, пригнічуючи високочастотні шуми і перешкоди, посилення сигналів і узгодження на лінії передачі сигналів. Фільтр низьких частот виконується з використанням мікросхеми 140УД7.

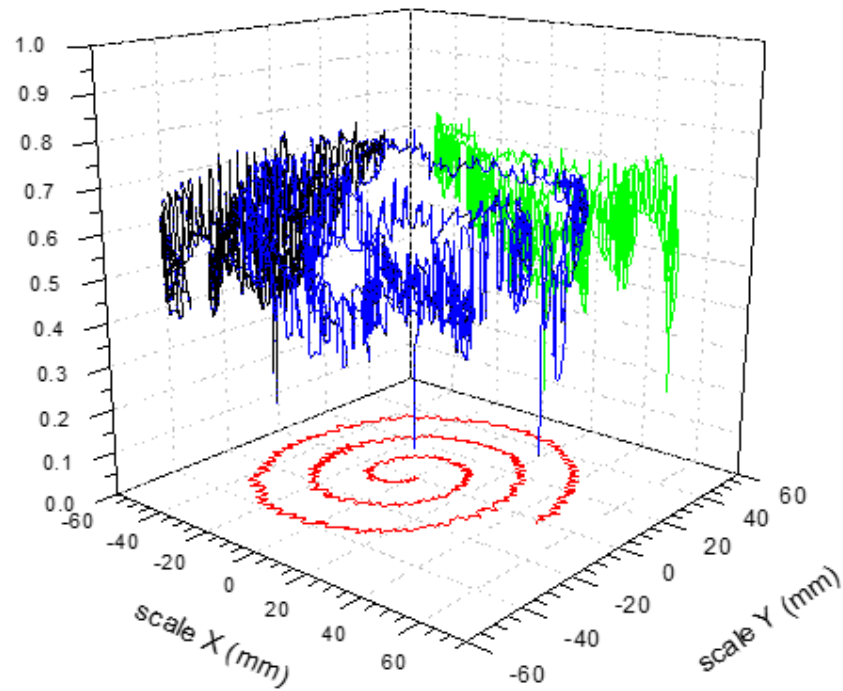


Рисунок 2.6 Візуалізація траєкторії руху руки при слідуванні за шаблоном спіралі Архімеда, на якій чітко видно тремор по трьох осях.

Запропонований алгоритм розпізнавання траєкторії складається з процедур отримання прискорення, попередньої обробки сигналу, генерації значень параметрів функцій, аналізу системи та отримання частотних характеристик тремору. Алгоритм здатний переводити сигнали прискорення у потрібні векторні характеристики.

2.2 Розробка методу аналізу даних

Визначення кількісних характеристик оцифрованих спіралей базується на «розгадці» спіралі Архімеда (рисунок 2.1) через радіус кута перетворення, від якого математично отримані кінематичні, динамічні і фізіологічні особливості тесту.

Дані, отримані в результаті оцифрування рисунку спіралі з допомогою планшета, мають вигляд тривимірного масиву. Кожній дискретній одиниці часу t (інтервал дискретизації 0.0075 секунди, який відповідає технічним

можливостям графічного планшета у максимальній швидкості відклику 133 Гц) відповідають значення координат x та y (рисунок 2.7), а також сила натиску p пера пацієнтом [13], [14], [18].

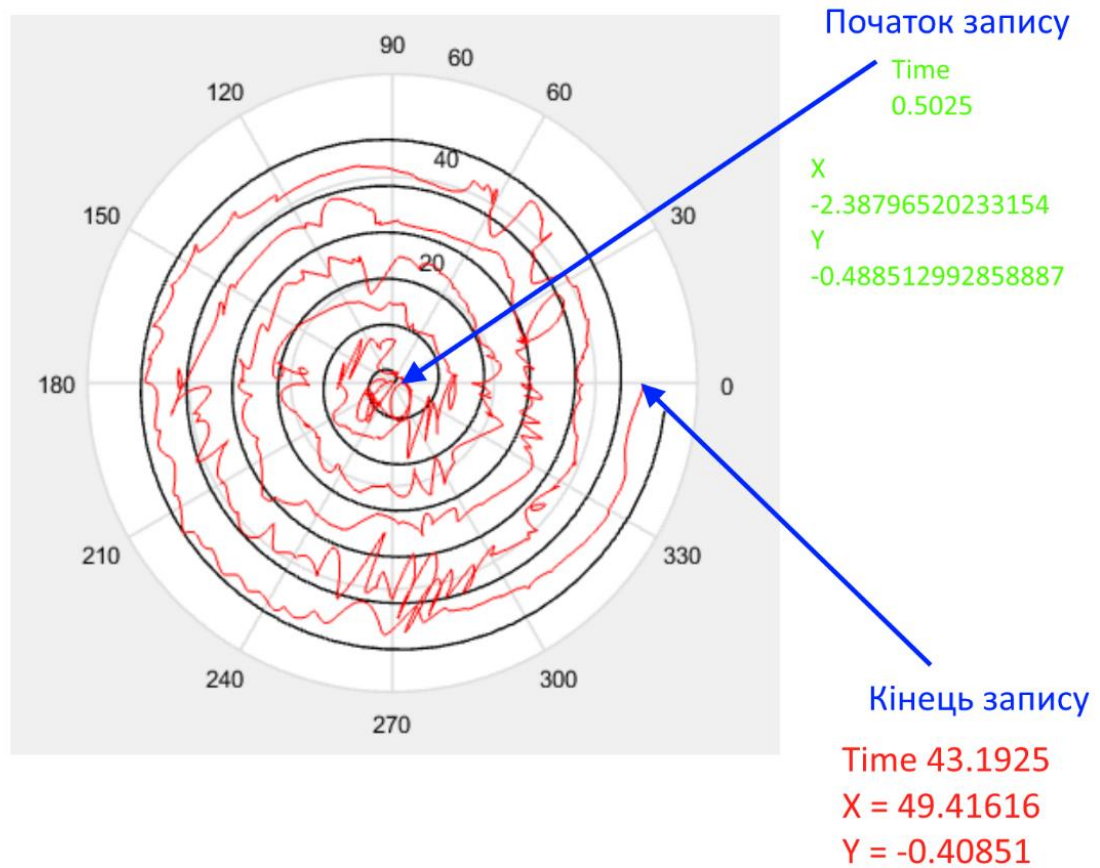


Рисунок 2.7 Візуалізація траєкторії рисунку спіралі, виконаної пацієнтом з зазначенням початкових та кінцевих точок тесту

Отримані дані відповідають структурі та наповненню, як це зображено на рисунку 2.8:

1	Time	X	Y	Pressure
2	0.5025	-2.38796520233154	-0.488512992858887	0.83284456
3	0.51	-2.10729289054871	-0.488512992858887	0.82600194
4	0.5175	-1.83664717674255	-0.40851229429245	0.82600194
5	0.525	-1.61611375808716	-0.268517196178436	0.82697946
6	0.5325	-1.47578277587891	-0.0985126495361328	0.8347996
7	0.54	-1.3955906867981	0.0714837312698364	0.84359723
8	0.5475	-1.37553749084473	0.24148827791214	0.8553275
9	0.555	-1.37553749084473	0.401481509208679	0.8758553
10	0.5625	-1.47578277587891	0.541484773159027	0.90909094
11	0.57	-1.69630584716797	0.63148045539856	0.9354839
12	0.5775	-2.00705795288086	0.671484887599945	0.9491691
13	0.585	-2.35789575576782	0.671484887599945	0.97262955
14	0.5925	-2.75885620117187	0.671484887599945	0.98435974
15	0.6	-3.14979004859924	0.561482906341553	0.99706745
16	0.6075	-3.5908465385437	0.331483960151672	1
17	0.615	-4.04192962646484	-0.00851696729660034	1
18	0.6225	-4.503049659729	-0.498516142368317	1
19	0.63	-4.98420219421387	-1.09851729869843	1
20	0.6375	-5.46535472869873	-1.84851670265198	1
21	0.645	-5.93648066520691	-2.69851493835449	1
22	0.6525	-6.34746770858765	-3.58851760625839	1
23	0.66	-6.67825231552124	-4.49851024150848	1
24	0.6675	-6.8787428855896	-5.34851664304733	1
25	0.675	-6.93888177871704	-6.09851604700089	1
26	0.6825	-6.93888177871704	-6.67851090431213	1
27	0.69	-6.82862024307251	-7.08851754665375	0.9892473
28	0.6975	-6.55797452926636	-7.31851649284363	0.9745846
29	0.705	-6.18708353042603	-7.35851275920868	0.97165203

Рисунок 2.8 Зразок вибірки даних, отриманих з показів графічного перового планшета під час виконання тесту спіралі пацієнтом

Спіраль Архімеда можна інтерпретувати з допомогою рівняння (2.4) в полярній системі координат:

$$r(\varphi) = a + b\varphi, \quad (2.4)$$

де $r(\varphi)$ – радіальна координата, a – параметр повороту, b – крок (відстань) між витками, φ – полярний кут (азимут).

Користуючись формулою (2.4), можна отримати «ідеальний» варіант шаблону спіралі для проведення діагностичного тесту. Пацієнт повинен повторити спіраль по шаблону.

Після того, як було отримано масив точок з координатами (x та y) рисунку спіралі пацієнта, виконується перетворення значення кожного запису

координат в радіус-кут полярних координат, визначеного згідно формул перетворення $x = r \sin \theta + x_0$ та $y = r \cos \theta + y_0$.

Радіус перетворення має наступний вигляд:

$$r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}, \quad \arctan \theta = (y - y_0)/(x - x_0) \quad (2.5)$$

У цьому рівнянні x_0, y_0 є центром спіралі, x, y – координати зображення спіралі на площині, а (r, θ) – аналог спіралі у полярному представленні. Рівняння спрощується до вигляду $\theta = a * r$, де a – додатний коефіцієнт віддалення від центра координат. Центр спіралі визначається першим ненульовим визначенням положення пера планшета та коригується з допомогою процедури оптимізації з метою знизити низькочастотний артефакт.

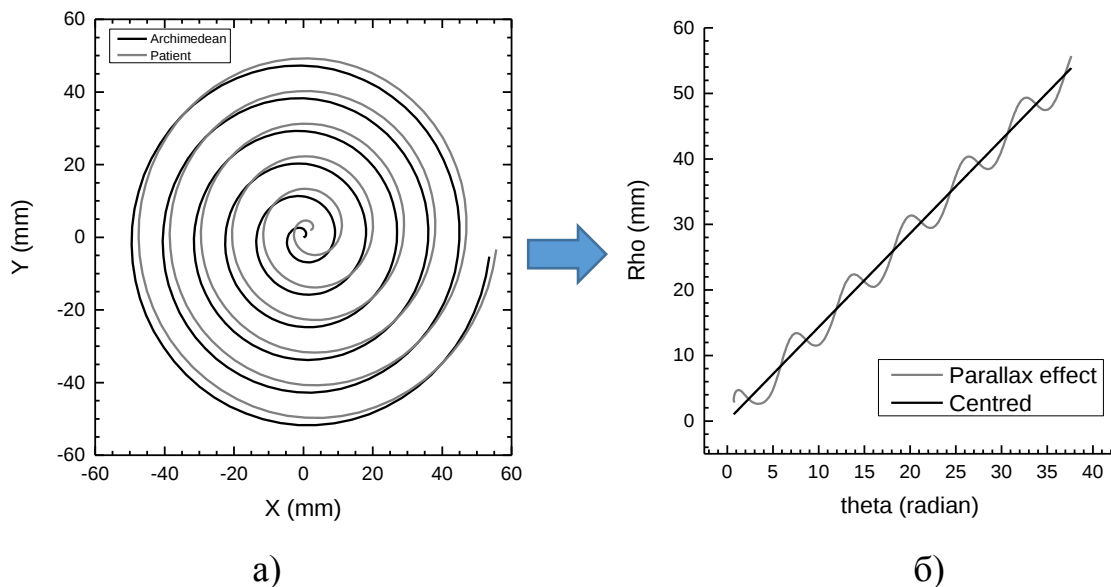


Рисунок 2.9 Розгортання спіралі (а) в криву (б) (unravelling)

Описане перетворення називають розгортанням (від англ. unravelling) (Pullman 1998) [50], [98]. Метою такої маніпуляції є необхідність представити спіраль у розгорнутому вигляді.

На рисунку 2.9 зображено радіус-кутове перетворення (розгортання). Відбувається перетворення спіралі з декартових координат (а) в криву в полярних координатах (б). Полярне представлення радіус-кутового перетворення демонструє, що кожен виток циклічної спіралі розгортається з зміщенням в 2π радіан, починаючи від центру спіралі. На рисунку з полярними координатами (б) є пряма лінія, яка відповідає розгорнутому шаблону спіралі Архімеда, та хвиляподібна крива, яка відтворює спіраль, намальовану поверх шаблону.

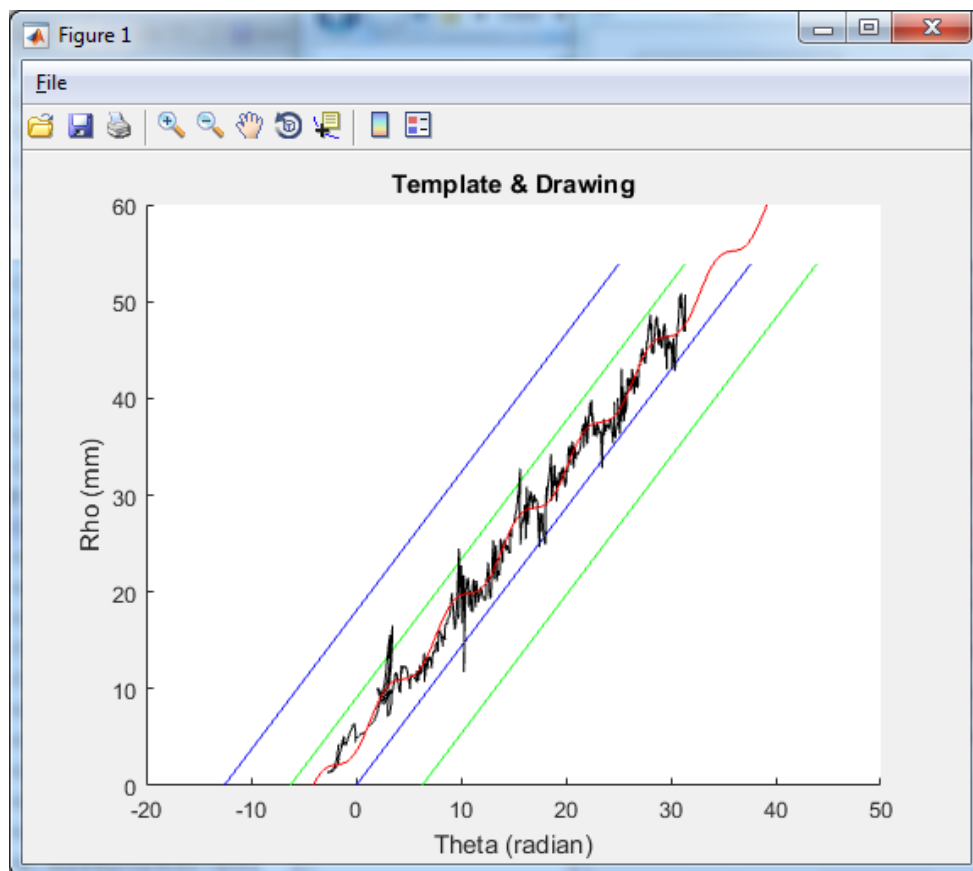


Рисунок 2.10 Розгортання спіралі рисунку пацієнта в криву в полярній системі координат (чорна крива – розгортка рисунку пацієнта, червона крива – розгортка спіралі Архімеда)

Як можна помітити з рисунку 2.9 (а), рисунок пацієнта при накладанні не співпадає з шаблоном спіралі. Тобто існує певне зміщення, відхилення, яке можливе як в одну, так і в іншу сторону відносно шаблону. Користуючись саме цим відхиленням, можна сумістити обидві спіралі та отримувати з цього

кількісні характеристики амплітуди та частоти, а згодом і якісну оцінку стану пацієнта.

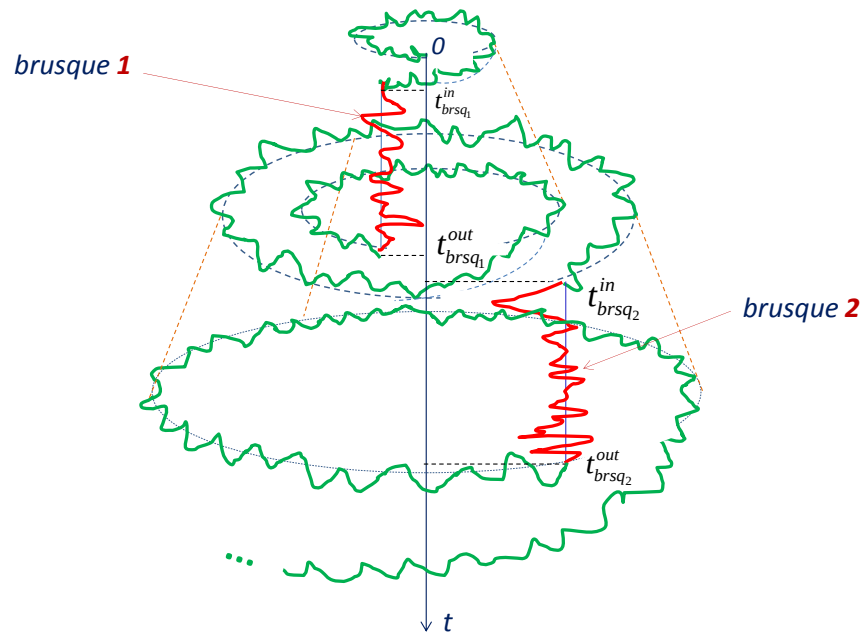


Рисунок 2.11 Часово-просторова візуалізація АНР Т-об'єкта з включенням сегментів залежних від часу коливних аномальних рухів

У випадку з кривою розгорнутої спіралі пацієнта (рисунок 2.9 (б)) неможливо адекватно аналізувати амплітудну характеристику відхилення від шаблону, адже дане зміщення характеризує не тремтіння, а зміщення позиції руки пацієнта відносно шаблону. Щоб отримати амплітуду відхилення, яка дійсно характеризує есенціальний тремор, потрібно виконувати порівняння не з "ідеальним варіантом" спіралі Архімеда [56], а з усередненим значенням на відрізку тієї ж самої кривої, виконаної пацієнтом. Тобто варто виконати усереднення на кожному проміжку кривої, щоб виділити саме залишкове коливання:

$$\rho' \approx a * \theta + \alpha \cos(\theta) + \beta \sin(\theta) \quad (2.6)$$

В основі механізму згладжування лежить ідея використання нормального розподілу фільтра Гауса для апроксимації нормального розподілу.

$$y = \sum_{i=1}^n a_i e^{\left[-\left(\frac{x-b_i}{c_i} \right)^2 \right]} \quad (2.7)$$

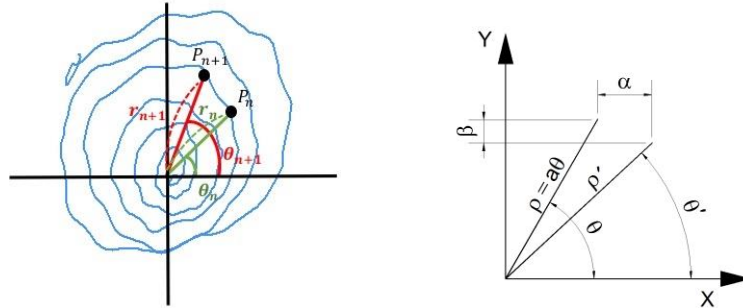


Рисунок 2.12 Тлумачення процесу вирівнювання рисунку відносно початкових заданих шаблону умов (явище паралаксу)

Використовуючи дане перетворення з метою згладжування (2.7), за умови, що $a^2 * \theta^2 \gg (\alpha^2 + \beta^2)$, усувається ефект паралаксу (рисунок 2.13 а):

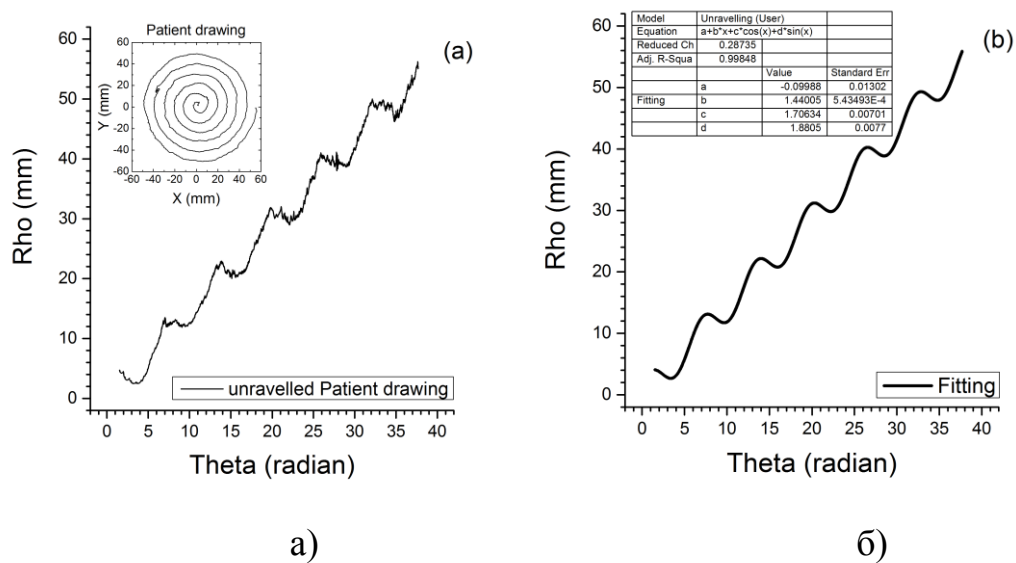


Рисунок 2.13 Зображення розгорнутої спіралі пацієнта а) та її згладженої кривої б)

Безпосереднє визначення кількісних характеристик виконується шляхом порівняння оригінального рисунку пацієнта з описаним вище відфільтрованим результатом. У кожній елементарній одиниці системи, а в нашому випадку це

кожна точка часу t , виконується обчислення середньоквадратичного відхилення залишкового сигналу від початкового (mean square deviation). Тобто отримуємо амплітудну характеристику тремору, яка характеризує показники різниці між розгорнутою спіраллю пацієнта та її ж усередненою моделлю.

Описана кількісна характеристика амплітуди коливання (залишкове коливання) зображена на рисунку 2.14:

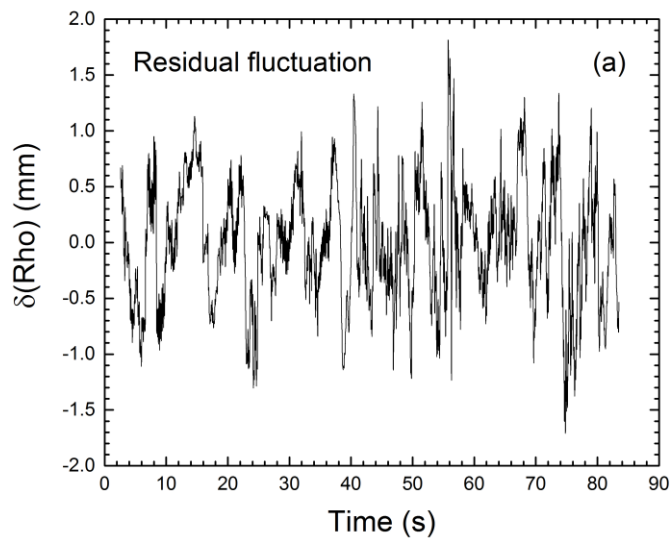


Рисунок 2.14 Залишкове коливання сигналу в ході дослідження есенціального тремору

Маючи амплітудну характеристику, варто скористатися можливістю отримати частотну характеристику коливального сигналу. Користуючись Швидким перетворенням Фур'є, можна перевести дискретні в часі дані в характеристику частотного діапазону [69], [100], [106], [117].

Швидке перетворення Фур'є є одним із різновидів дискретного перетворення. Для прямого обчислення дискретного перетворення Фур'є з N -точок даних потрібно $O(N^2)$ арифметичних операцій. FFT дозволяє обчислити такий же результат, використовуючи $O(N \log(N))$ операцій. В основі перетворення лежить ідея, що майже всі періодичні функції можна подати у вигляді суми окремих гармонічних складових. Для отримання дискретної

функції часу треба піддати процесу дискретизації безперервну функцію часу. Алгоритм FFT часто застосовують для цифрової обробки сигналів перетворення дискретних даних з часового у частотний діапазон.

Якщо у випадку амплітудної характеристики функція сигналу залишкового коливання визначається як серія $x(t)$, то користуючись перетворенням Фур'є, здійснюється перехід в спектр частотних характеристик.

$$FT(f_k) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{t=0}^{N-1} \exp(2\pi i f_k t) * x(t) \quad (2.8)$$

$$f_k = \frac{k}{N\Delta t}, k = -\frac{N}{2}, \dots, \frac{N}{2},$$

де N – кількість заданих значень точок даних (масив періодичних даних), Δt – інтервал між точками (у нашому випадку 7.503 мсек), f_k – дискретна частота для кожного k .

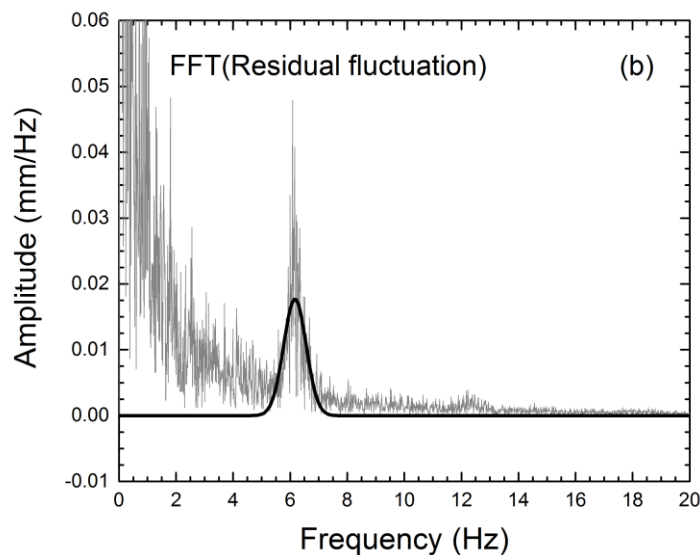


Рисунок 2.15 Частотна характеристика тремору, отримана завдяки FFT

Значенню квадрата FFT відповідає характеристика періодограми, яка містить інформацію про амплітуду як спектральну потужність:

$$P(f_k) = \frac{2}{N} |FT(f_k)|^2, \quad (2.9)$$

де $P(f_k)$ – спектральна потужність для кожного елемента частотної характеристики.

Оцінювання отриманого спектру частот здійснюється шляхом усереднення квадрата модуля перетворення Фур'є сегментів даних або шляхом злягодження періодограми всього набору даних. Обидва варіанти дозволяють отримати вірну асимптотичну оцінку спектра.

Різні типи тремору мають різні значення для різних параметрів. Наприклад, тремор хвороби Паркінсона має частоту від 4 до 6 Гц, а також характерний радіус кута і швидкість часу перетворення.

З допомогою описаних вище математичних перетворень виконується автоматизована ідентифікація параметрів есенціального тремору. Користуючись статистичними методами аналізу отриманих результатів, відбувається оцінювання рисунку спіралі. Крім спектрального аналізу отриманого сигналу, який надає інформацію про частоту тремору, використовується також радіус кута перетворення і швидкість часу перетворення. Радіус кута трансформації зображує зміни радіуса залежно від зміни кута спірального рисунка. Системою перетворень обчислюються лінійні і кутове прискорення.

2.3 Статистичний аналіз результатів оцінювання спіралей

Виконавши достатню кількість діагностичних тестів та отримавши експериментальні підтвердження валідності побудованих моделей, було створено статистичне підґрунтя для оцінювання спіралей, а саме їх частотних і амплітудних характеристик, у відповідності до загальноприйнятої шкали Fahn-Tolosa-Marin з оцінками від 0 до 10 балів [49], [54], [55], [69]. Відповідно,

0 балів згідно даної шкали – тремор відсутній, 10 балів – максимальне значення тремору, яке можна оцінити згідно отриманих результатів.

На основі зібраних статистичних експериментальних даних по оцінюванню рисунків спіралей пацієнтів лікарями професором Вищої школи індустріальних фізики та хімії м. Париж (Франція) Mme. Isabelle Rivals [69] було розроблено механізм переведення отриманих результатів кількісних характеристик в оцінку за єдиною шкалою.

Переведення амплітудної характеристики (статичної) в оцінку:

$$URS_Score = 4.52694 + 10.2136 * \log_{10}(URS); \quad (2.10)$$

Переведення частотної характеристики (статичної) в оцінку:

$$URD_Score = 9.20773 + 3.7515 * \log_{10}(URD). \quad (2.11)$$

URS – оцінка ступеню тремору, виконана з допомогою статистичного перетворення статичної кількісної характеристики, а саме амплітудної. URD – оцінка ступеню тремору з використанням динамічної характеристики системи спіралі, тобто частотної.

Наступний етап статистичного підкріплення результатів – розробка експертної системи підтримки прийняття рішень. Експерти вносять свої результати, на яких система навчається і вдосконалює оцінки. Це, в основному, зосереджено на завданні накопичення знань, так як це найбільш складна частиною проекту. Процес накопичення знань було засновано на argument-основі машинного навчання (ABML). ABML легко поєднує в собі знання експерта домену з машинно-індукованих знань.

В цілях експерименту було проведено емпіричне дослідження та співставлення результатів оцінювання, отриманих з допомогою автоматизованого методу діагностування, з реальними оцінками медичних працівників. Було виявлено, що у різних лікарів оцінки відрізнялися в межах одного екземпляру спіралі. З допомогою емпіричного та статистичних методів

було отримано значення коефіцієнтів перетворення кількісних характеристик, при яких значення оцінки автоматизованої ідентифікації оцінки ступеню тремору попадало в медіану оцінок лікарів, що забезпечило об'єктивність оцінювання. Отримані результати цілком задовольняють умови діагностування, а метод отримав хороші відгуки серед медичних працівників.

Загалом було виконано тестування на 118 пацієнтах в Інституті нейрохірургії головного та спинного мозку (м. Париж). Кожен з пацієнтів протягом року відвідував діагностичну лабораторію та пройшов комплекс з 4-х тестувань, серед яких було запропоновано намалювати спіраль Архімеда. Виконано більше 400 тестів з використання комплексу автоматизованого діагностування тремору. Частину візуалізованих результатів тестувань можна переглянути в додатку Б. Всі діагностичні оцінки приведені до однієї шкали вимірювання згідно Fahn-Tolose-Marin.

2.4 Альтернативні методи аналізу даних спіралей Архімеда

Для методики діагностування есенціального тремору з використанням спіралі Архімеда існує декілька методів та технологій аналізу даних для отримання коливних характеристик тремору. До цих методів відноситься Empirical Mode Decomposition (далі EMD) та метод ідентифікації параметрів з допомогою перетворення Гільберта [40], wavelet analysis (вейвлет-аналіз) [42], розподіл Вігнера-Віллі, метод еволюційного спектру, емпіричні розкладання ортогональної функції [88].

Метод EMD – це адаптивний метод емпіричного розкладання спектру сигналу на складові з вивільненням та вибіркою необхідних для аналізу. Розкладання засноване на таких припущеннях: сигнал має щонайменше два екстремуми, один максимум і один мінімум; характерний масштаб часу з певними проміжками між екстремумами (циклічність коливання); якщо дані були повністю позбавлені екстремумів, але містили тільки точки перегину, то вони повинні бути диференційовані один або кілька разів для виявлення

екстремумів. Кінцеві результати можуть бути отримані шляхом інтеграції S -компонентів.

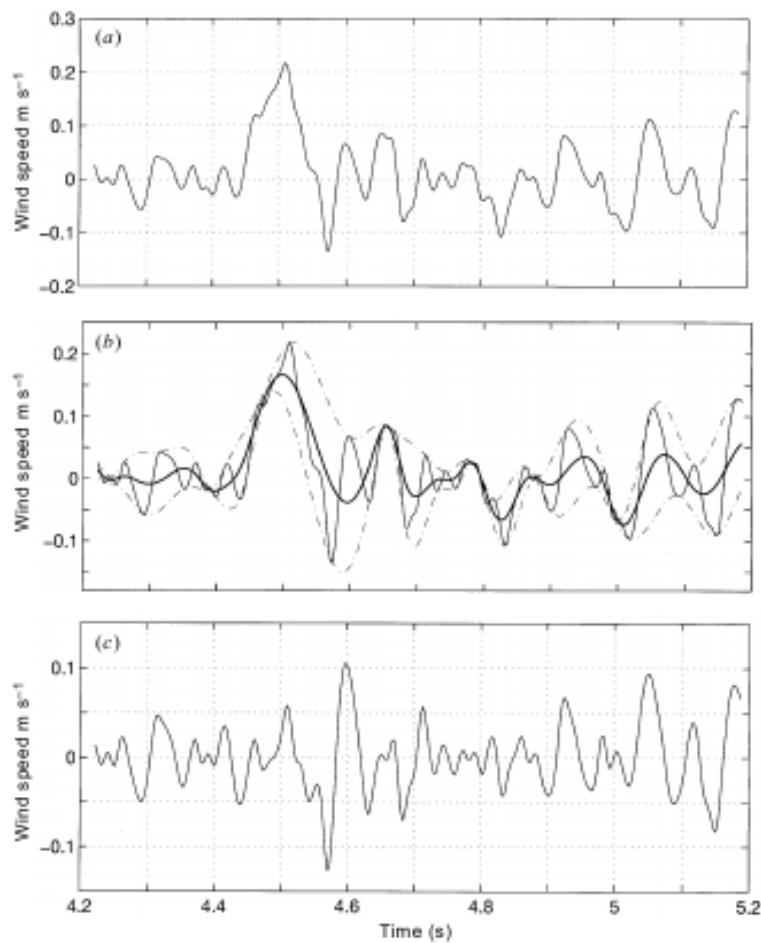


Рисунок 2.16 Суть методу EMD для визначення характеристик тремору

Суть методу полягає в тому, щоб ідентифікувати внутрішні коливальні режими спектру, їх часові характеристики. Відповідно на кожному кроці ітерації відбувається перерозбивання (рисунок 2.16) отриманих нових результатів попереднього етапу.

Перетворення Гільберта дозволяє визначати наявність характер амплітудної і частотної модуляцій в процесі (якщо вони є), ідентифікувати тимчасові і частотні діапазони, де концентрується енергія вихідного сигналу [57]. Крім того, на основі спектра Гільберта розраховується частотний маргінальний спектр, який є аналогом Фур'є-спектра, але має при цьому більш ясний фізичний зміст. Маргінальний спектр являє собою інтеграл від спектра

Гільберта по часу і характеризує внесок даного діапазону. Миттєва щільність енергії - інтеграл від квадрата частотно-часового спектру Гільберта по всіх частотах, і вона характеризує залежність енергії від часу. На основі спектра Гільберта можна також кількісно оцінити ступінь нестационарності процесу в частотній області [71].

Основна причина та проблема, чому EMD-метод не був обраний в якості опорного при аналізі вхідних даних спіралі через надмірну складність отриманих моделей для реалізації та затрати на обчислювальні потужності при калькуляції параметрів системи.

2.5 Ідентифікація параметрів анормальних неврологічних рухів у багатокомпонентних нейро-біо-системах

Когнітивний зв'язок траєкторії руху з сигналами кори головного мозку (КГМ).

Запропоновано гібридну модель нейро-біо-системи, яка описує на основі поширення хвильового сигналу стан і поведінку Т-об'єктів, а саме посегментний опис 3D-елементів траєкторій анормальних неврологічних рухів досліджуваної частини Т-об'єкта (кінцівки руки) з врахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-об'єктів КГМ. Елементи моделі інтегруються в систему шляхом використання відповідних інтерфейсних умов. На основі гібридних інтегральних перетворень (Фурє, Бесселя, Гільберта) [86], [97] отримується швидкісний аналітичний розв'язок моделі у вигляді вектор-функції, яка описує 3D-елементи траєкторій на кожному АНР-сегменті. З метою декомпозицій складних АНР-рухів на простіші елементи кількість розбиття може вибиратись довільною в залежності від складності АНР-зображення.

На основі цього запропоновано нову методику обчислення гібридної спектральної функції АНР, системи ортогональних базових функцій та спектральних значень, які складають основу запропонованого гібридного

перетворення та забезпечують отримання інтегрального векторного розв'язку моделі. Основним елементом розв'язку є адаптивна матриця (відклику), яка визначає параметри станів визначених груп нейро-зв'язків КГМ.

Згідно програми проведення експериментальних досліджень АНР Т-об'єктів та для отримання якісної постановки задачі і побудови математичної моделі АНР використовуються дані однієї з визначальних проекцій руху у вигляді спіралі, яка легко трансформується у декартовий графік (відносно координатної осі OZ). Дана траєкторія руху пов'язана когнітивними feedback-зв'язками з певною множиною нейронних вузлів КГМ, які посиляють сигнали керування цим коливальним неврологічним рухам та визначають в цілому динаміку АНР досліджуваного Т-об'єкта. Для заміру сигналів впродовж усієї тривалості руху використовується система сенсорів у вигляді спеціального шолому, який контактує з відповідними нейронними вузлами КГМ пацієнта впродовж усієї тривалості руху електронного пера, що реєструє поведінку Т-об'єкта (кінцівку руки). Тренди сигналів електроенцефалограм (EEG), які реєструються сенсорами шолому, зберігаються у відповідній базі даних.

З метою декомпозиції складної АНР-траси для подальшого формулювання математичної моделі використовується схема її багатокомпонентного розбиття на сегменти траєкторії руху (рисунок 2.17).

Відповідно до цього корелюються розподіли трендів EEG-сигналів нейро-вузлів, які здійснюють керування коливальним неврологічним рухом і визначають динаміку АНР для кожного j -го сегмента траси, $j = \overline{1, n_1 + 1}$, де n_1 - кількість точок розбиття АНР-траси.

Розбиття може задаватись автоматично довільним чином з будь-якою скінченною кількістю сегментів, довжини яких також можуть бути різними в залежності від рівня деталізації ділянок руху, вибору прийнятних базисних функцій і побудови на їх основі прийнятних залежностей їх апроксимації [39], [97].

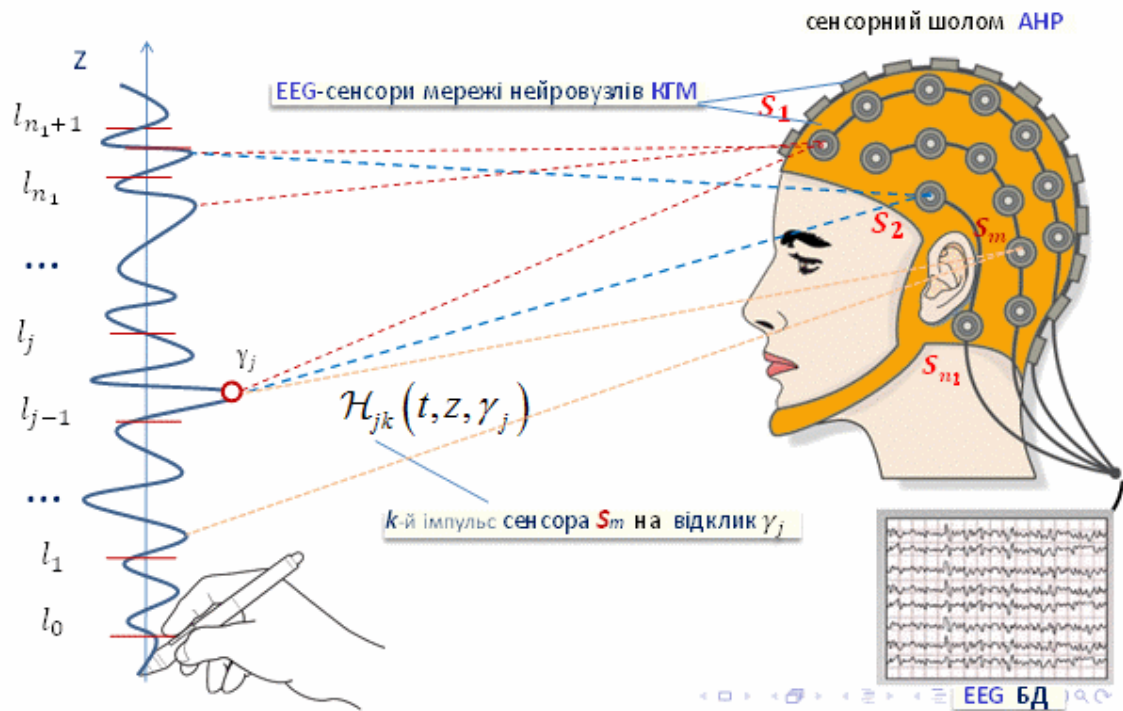


Рисунок 2.17 Система взаємодії «нейро-вузли КГМ - Т-об'єкт»

Одним із критеріїв визначення довжин елементів розбиття можуть бути амплітудні характеристики окремих трендів траси коливних АНР- рухів та ін. [84].

2.6 Гібридна математична модель аналізу аномальних неврологічних рухів Т-об'єкта на основі feedback-зв'язків і впливів нейро-вузлів кори головного мозку

Гібридна модель аналізу аномальних станів Т-об'єктів, побудована на основі теорії поширення хвильового сигналу, визначає посегментний опис 3D-елементів траєкторій АНР досліджуваного Т-об'єкта (кінцівки пацієнта) з урахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ на сегменти руху. З метою декомпозиції складних АНР-рухів на простіші елементи кількість розбиття може вибиратись довільною в залежності від складності АНР-зображення. Модель передбачає отримання кількісних амплітудних і частотних характеристик АНР.

В якості когнітивних feedback-впливів системи використовуються набори показників сигналів електроенцефалограм (EEG), які синхронно з рухом Т-об'єкта поступають від визначеної множини нейро-вузлів КГМ та здійснюють керування АНР-рухом. EEG сигнали визначають динаміку АНР для кожного j -го сегмента траси, $j = \overline{1, n_1 + 1}$, де n_1 - кількість точок розбиття АНР-траси. Розбиття може задаватись автоматично довільним чином з будь-якою скінченною кількістю сегментів, довжини яких також можуть бути різними в залежності від рівня деталізації ділянок руху та вибору базисних функцій і побудови на їх основі залежностей апроксимації [85].

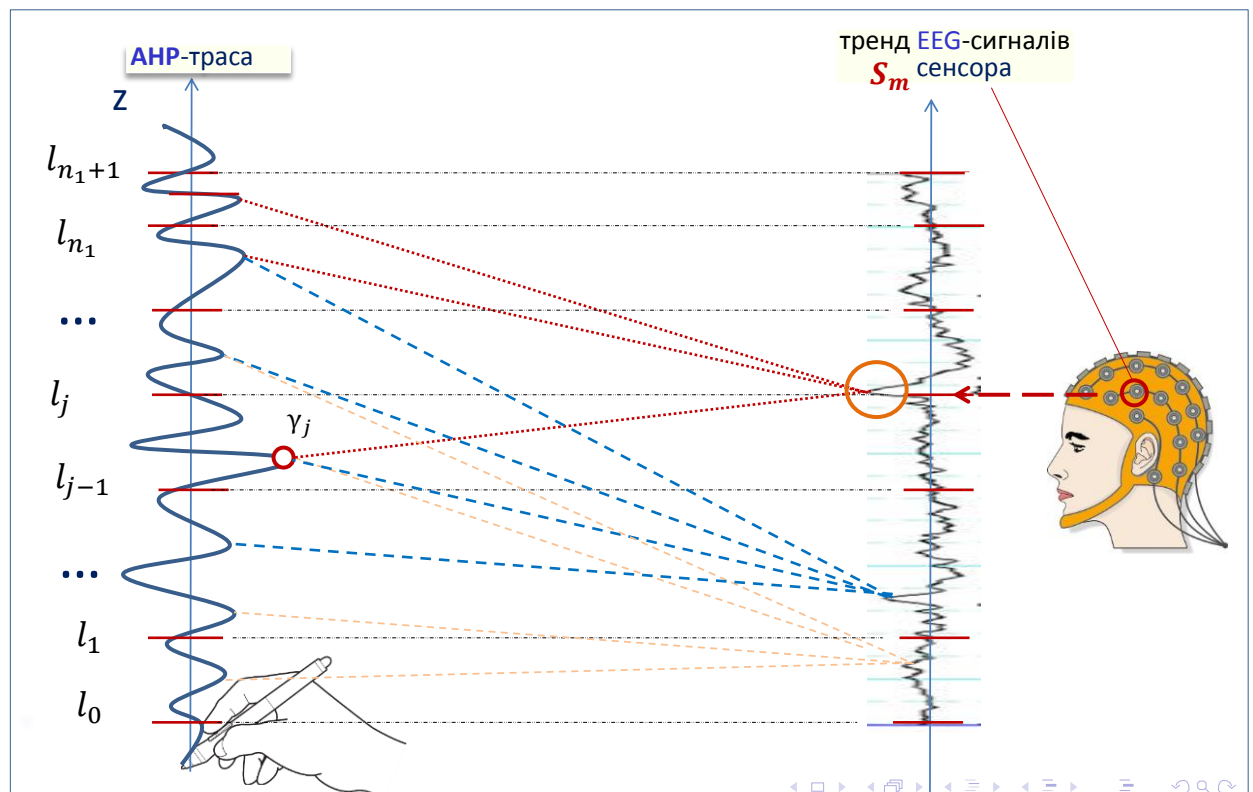


Рисунок 2.18 Схематизація зв'язків когнітивних feedback-впливів EEG-сигналів нейро-вузлів на окремі елементи АНР-траси Т-об'єкта

З урахуванням необхідності подання розв'язку у формі реалізації процедури функціональної ідентифікації амплітудних компонентів фазової швидкості поширення хвилі АНР b_k^2 , $k = \overline{1, n_1 + 1}$ як функції часу та умов, де відомі сліди розв'язку для кожного досить тонкого k -го сегмента, $k = \overline{1, n_1 + 1}$,

отримується крайова умова як система однорідних початково-крайових задач [24] для послідовних тонких сегментів АНР [15], [20], [81]:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} u_k(t, z) = b_k^2 \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k + S_k^*(t, z), \quad (2.12)$$

з початковими умовами:

$$u_k(t, z)|_{t=0} = 0, \quad \frac{\partial u_k}{\partial t} \Big|_{t=0} = 0, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \quad (2.13)$$

Крайові умови на кожному з тонких сегментів АНР по z :

$$u_{k-1}(t, z)|_{z=l_{k-1}} = U_{l_{k-1}}, \quad u_k(t, z)|_{z=l_k} = U_{l_k}, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \quad (2.14)$$

Основним елементом розв'язку є адаптивна матриця (відклику), яка визначає параметри станів від дії визначених груп нейро-об'єктів КГМ.

Вибір функціонала-нев'язки. Вважаємо, що компоненти фазової швидкості поширення хвилі АНР b , $k = \overline{1, n_1 + 1}$ крайової задачі (2.12) - (2.14) є невідомими функціями від часу. При відомих значеннях положення пера $u_k(t, z)$ в точках спостереження на сегментах АНР $\gamma_k \subset \Omega_k$, $k = \overline{1, n_1 + 1}$:

$$u_k(t, z)|_{\gamma_k} = U_{l_k}(t, z)|_{\gamma_k}. \quad (2.15)$$

Початково-крайова задача (2.12) - (2.14) може бути розглянута для кожної точки z для кожного тонкого k_1 -го сегмента траси АНР і полягатиме в знаходженні функцій $b_k \in D$, де $D = \left\{ \nu(t, z): \nu|_{\Omega_{k_1T}} \in C(\Omega_{k_1T}), \nu > 0, k = \overline{1, n_1 + 1} \right\}$.

Функціонал-нев'язка відхилення розв'язку від його слідів на $\gamma_{k_1} \in \Omega_{k_1}$, запишеться у вигляді:

$$J_k(b_{kk}) = \frac{1}{2} \int_0^T \left(\|u_k(t, z, b_k) - U_k^*\|^2 \right) dt \quad (2.16)$$

Побудова та математичне обґрунтування розв'язку задачі здійснюється шляхом використання скінченного інтегрального перетворення Фур'є. Застосувавши до задачі (2.12) - (2.14) інтегральні оператори:

$$\begin{aligned} F[u_k(t, z)] &= \int_{l_{k-1}}^{l_k} u_k(t, z) V_m(\beta_m, z) dz \equiv U_{km}(t), \\ F^{-1}[U_{km}(t)] &= \sum_{m=0}^{\infty} U_{km}(t) \frac{V_m(\beta_m, z)}{\|V_m(\beta_m, z)\|^2} \equiv u_k(t, z), \\ F\left[\frac{\partial^2}{\partial^2 z} u_k(t, z)\right] &= -\beta_m^2 U_{km}(t) + \beta_m U_{l_{k-1}} - \beta_m (-1)^m U_{l_k}, \end{aligned} \quad (2.17)$$

$$V_m(\beta_m, z) = \sin \beta_m (z - l_{k-1}), \quad \beta_m = \frac{m\pi}{\Delta h}, \quad \|V_m\|^2 = \int_{l_{k-1}}^{l_k} [V_m(\beta_m, z)]^2 dz = \frac{\Delta l}{2},$$

одержуємо задачу Коші:

$$\begin{aligned} \frac{d^2}{dt^2} U_{km}(t, z) &= -b_k^2 \beta_m^2 U_{km}(t) + b_k^2 \beta_m (U_{l_{k-1}} - (-1)^m U_{l_k}) + S_{km}^*(t), \\ u_{km}(t, z)|_{t=0} &= 0, \quad \frac{\partial u_{km}}{\partial t} \Big|_{t=0} = 0, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \end{aligned} \quad (2.18)$$

Єдиний розв'язок задачі Коші (2.17)-(2.18) має вигляд:

$$U_{km}(t) = \int_0^t \frac{\sin b_k \beta_m (t - \tau)}{b_k \beta_m} \left[S_{km}^*(\tau) + b_k^2 \beta_m (U_{l_{k-1}} - (-1)^m U_{l_k}) \right] d\tau. \quad (2.19)$$

Перейшовши до оригіналів в формулі (2.17), отримаємо єдиний розв'язок вихідної крайової задачі (Г.7) - (Г.8) в класичній формі:

$$u_k(t, z) = \int_0^t \int_{l_{k-1}}^{l_k} \mathcal{H}_k^1(t - \tau, z, \xi) S_k^*(\tau, \xi) d\xi d\tau + \int_0^t \left(\mathcal{H}_k^{21}(t - \tau, z, l_{k-1}) U_{l_{k-1}} - \mathcal{H}_k^{22}(t - \tau, z, l_k) U_{l_k} \right) d\tau. \quad (2.20)$$

Тут компоненти векторів впливу мають вигляд:

$$\begin{aligned} \mathcal{H}_k^1(t - \tau, z, \xi) &= \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{\sin b_k \beta_m (t - \tau)}{b_k \beta_m} \sin \beta_m (\xi - l_{k-1}) \sin \beta_m (z - l_{k-1}), \\ \mathcal{H}_k^{21}(t, z, l_{k-1}) &= \frac{2b_k}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \sin b_k \beta_m t \sin \beta_m (z - l_{k-1}), \\ \mathcal{H}_k^{22}(t, z, l_k) &= \frac{2b_k}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \sin(b_k \beta_m t) (-1)^m \sin \beta_m (z - l_{k-1}). \end{aligned} \quad (2.21)$$

Розв'язок (2.20) задачі (2.12) - (2.14) після низки перетворень конвертуємо у форму зручну і ефективну для числових ітераційних розрахунків та для використання в процедурах ідентифікації параметрів [17]:

$$u_k(t, z) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \cos(b_k \beta_m t)}{\beta_m} \sin \beta_m (z - l_{k-1}) \left(S_k^* \frac{1}{(b_k \beta_m)^2} ((-1)^m - 1) + U_{l_{k-1}} \left(1 - (-1)^m \frac{U_{l_k}}{U_{l_{k-1}}} \right) \right). \quad (2.22)$$

Початково-крайові задачі, що супроводжують алгоритми ідентифікації параметрів в АНР. З урахуванням приростів параметрів ідентифікації АНР $b_k^{2n} + \Delta b_k^n$ на основі задачі (2.12) - (2.14) отримаємо відповідні прирости v_{s_k} для компонентів руху на сегментах траєкторії $u_k + v_k$. Нехтуючи членами другого порядку малості, для приростів v_k отримаємо наступну початково-крайову задачу:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} v_k(t, z) = \frac{\partial}{\partial z} \left(b_k^n \frac{\partial}{\partial z} v_k \right) + \Delta b_k^n \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k, \quad z \in \Omega_{k_T}, k = \overline{1, N_1 + 1}, \quad (2.23)$$

з початковими умовами:

$$v_k(t, z)_{t=0} = 0, \quad \frac{\partial}{\partial t} v_k(t, z)_{t=0} = 0, \quad z \in \Omega_k, \quad k = \overline{1, N_1 + 1}, \quad (2.24)$$

крайовими та інтерфейсними умовами між сегментами АНР по Z :

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial Z} v_1(t, z)_{z=0} &= 0, \quad \frac{\partial}{\partial Z} v_{N_1+1}(t, z)_{z=l} = 0, \quad t \in (0, T), \\ \left[v_k(t, z) - v_{k+1}(t, z) \right]_{z=l_k} &= 0, \\ \left(b_k^{2n} \frac{\partial}{\partial Z} v_k(t, z) + \Delta b_k^n \frac{\partial}{\partial Z} u_k(t, z) - b_{k+1}^{2n} \frac{\partial}{\partial Z} v_{k+1}(t, z) - \Delta b_{k+1}^n \frac{\partial}{\partial Z} u_{k+1}(t, z) \right) \Big|_{z=l_k} &= 0, \quad k = \overline{1, n_1} \\ \left((b_k^{2n} + \Delta b_k^n) \frac{\partial}{\partial Z} (u_k(t, z) + v_k(t, z)) - (b_{k+1}^{2n} + \Delta b_{k+1}^n) \frac{\partial}{\partial Z} (u_{k+1}(t, z) + v_{k+1}(t, z)) \right) \Big|_{z=l_k} &- \\ - \left(b_k^{2n} \frac{\partial}{\partial Z} u_k(t, z) - b_{k+1}^{2n} \frac{\partial}{\partial Z} u_{k+1}(t, z) \right) \Big|_{z=l_k} &= 0, \quad k = \overline{1, n_1}. \end{aligned} \quad (2.25)$$

Побудова розв'язку спряженої крайової задачі АНР. З врахуванням викладених вище міркувань у відповідності з вихідною прямою початково-крайовою задачею (2.12) - (2.14), для кожного наближення $\tilde{b}_k^n = b_k^{2n}$ розв'язку $\tilde{b}_k = b_k^2$ вводимо до розгляду спряжену часово-крайову задачу:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} \phi_k(t, z) + b_k^2 \frac{\partial^2}{\partial z^2} \phi_k(t, z) = (u_{k_k}^n - U_k^*) \Big|_{z=\gamma_k} \delta(z - \gamma_k), \quad k = \overline{1, n_1 + 1}, \quad (2.26)$$

з умови при $t = T$:

$$\phi_k(t, z)_{t=T} = 0, \quad (2.27)$$

і крайовими та інтерфейсними умовами між тонкими сегментами АНР по координаті z :

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial Z} \phi_1(t, z)_{z=0} &= 0; \quad \frac{\partial}{\partial Z} \phi_{n_1+1}(t, z)_{z=l} = 0, \quad t \in (0, T); \\ \left[\phi_k(t, z) - \phi_{k+1}(t, z) \right]_{z=l_m} &= 0, \quad \left(b_k^2 \frac{\partial}{\partial Z} \phi_k(t, z) - b_{k+1}^2 \frac{\partial}{\partial Z} \phi_{k+1}(t, z) \right) \Big|_{z=l_k} = 0, \quad k = \overline{1, n_1}. \end{aligned} \quad (2.28)$$

Для побудови аналітичного розв'язку спряженої неоднорідної часово-крайової задачі параметричної ідентифікації (2.26) - (2.28) застосовувався

підхід, описаний вище для прямої задачі з використанням запровадженого інтегрального перетворення (2.17) [9]. В результаті отримуємо:

$$\phi_{1_k}(t, z) = \int_t^T \sum_{k_1=1}^{n+1} \int_{l_{k_1-1}}^{l_{k_1}} \bar{\mathcal{H}}_{k, k_1}(t - \tau, z, \xi) (u_{k_1}^n - U_{k_1}^*)(\tau) \Big|_{z=\gamma_{k_1}} d\xi d\tau, \quad (2.29)$$

$$\text{де } \bar{\mathcal{H}}_{jk}(t, z, \xi) = \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\text{sh } \beta_m t}{\beta_m} \frac{V_j(z, \beta_m) V_k(\xi, \beta_m)}{\|V(z, \beta_m)\|_1^2}; j, k = \overline{1, n_1 + 1} \quad - \quad \text{спряжена}$$

матриця впливу.

З урахуванням викладених вище міркувань у відповідності з вихідною крайовою задачею функціональної ідентифікації (2.26) - (2.28) при умові, що відомі сліди розв'язку для кожного досить тонкого k -го сегмента траєкторії $k = \overline{1, n_1 + 1}$, можна сформувати спряжену крайову задачу (2.26) - (2.28) в систему спряжених однорідних часово-крайових задач функціональної ідентифікації для послідовних тонких сегментів АНР:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} \phi_k(t, z) + b_k \frac{\partial^2}{\partial z^2} \phi_k(t, z) = (u_{k_k}^n - U_k^*) \Big|_{z=\gamma_k} \delta(z - \gamma_k), \quad k = \overline{1, n_1 + 1}, \quad (2.30)$$

з умовами при $t = T$:

$$\phi_k(t, z) \Big|_{t=T} = 0, \quad (2.31)$$

та крайовими умовами першого роду для кожного наближення b_k^n , розв'язку:

$$\phi_k(t, z) \Big|_{z=l_{k-1}} = 0; \quad \phi_k(t, z) \Big|_{z=l_k} = 0. \quad (2.32)$$

Застосувавши до задачі (2.30) - (2.32) скінченне інтегральне перетворення Фур'є, одержуємо задачу Коші:

$$\frac{d^2}{dt^2} \phi_{km}(t, z) - b_k^2 \beta_m^2 \phi_{km}(t) = \mathcal{F}_{km}^s(t), \quad (2.33)$$

з початковими умовами:

$$\phi_k(t, z) \Big|_{t=T} = 0, \quad \frac{\partial \phi_k}{\partial t} \Big|_{t=T} = 0, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \quad (2.34)$$

Знаходимо єдиний розв'язок задачі Коші (2.33), (2.34):

$$\phi_{km}(t) = \int_{\tau}^T \frac{\text{sh } b_k \beta_m(t-\tau)}{b_k \beta_m} \left(u_{k_k}^n - U_k^* \right) \Big|_{z=\gamma_k} (\tau) \delta(z - \gamma_k)_m d\tau, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \quad (2.35)$$

Перейшовши до оригіналів в (2.30), отримаємо єдиний розв'язок спряженої крайової задачі (2.33) - (2.35) в класичній формі:

$$\phi_k(t, z) = \int_t^T \int_{l_{k-1}}^{l_k} \bar{\mathcal{H}}_k(t - \tau, z, \xi) \left(u_{k_k}^n - U_k^* \right) \Big|_{z=\gamma_k} (\tau) \delta(\xi - \gamma_k) d\xi d\tau, \quad k = \overline{1, n_1 + 1}. \quad (2.36)$$

Тут компоненти матриці впливу $\left[\bar{\mathcal{H}}_k(t, z, \xi) \right]$, $k = \overline{1, n_1 + 1}$ мають вигляд:

$$\bar{\mathcal{H}}_k(t - \tau, z, \xi) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{\text{sh } b_k \beta_m(t - \tau)}{b_k \beta_m} \sin \beta_m(\xi - l_{k-1}) \sin \beta_m(z - l_{k-1}). \quad (2.37)$$

Розв'язок задачі (2.33) - (2.34) після низки перетворень конвертуємо у зручну і ефективну форму для числових ітераційних розрахунків в процедурах ідентифікації параметрів:

$$\phi_k(t, z) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \text{ch}(b_k \beta_m(T - t))}{(b_k \beta_m)^2} \sin \beta_m \gamma_k \sin \beta_m(z - l_{k-1}) (U_k^* - u_{k_k}^n), \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (2.38)$$

Формули для компонентів градієнтів. Отримуємо аналітичні вирази для компонентів градієнтів функціонала-нев'язки:

$$\nabla J_{\tilde{b}_k} = \int_0^T \int_{l_{k-1}}^{l_k} \phi_k(t, z) \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z) dz dt, \quad (2.39)$$

$$\phi_k(t, z) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \text{ch}(b_k \beta_m(T - t))}{(b_k \beta_m)^2} \sin \beta_m \gamma_k \sin \beta_m(z - l_{k-1}) (U_k^* - u_{k_k}^n), \quad k = \overline{1, n_1 + 1}$$

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

Регуляризаційні вирази для $n+1$ -го кроку визначення ідентифікуючої функціональної залежності. З використанням методу мінімальних похибок для

визначення залежності ідентифікації амплітудних компонентів фазової швидкості поширення хвилі АНР $\tilde{b}_k^{n+1}$ від часу для кожного k -го елемента АНР $k = \overline{1, n_1 + 1}$, отримаємо:

$$\tilde{b}_k^{n+1}(t) = \tilde{b}_k^n(t) - \nabla J_{b_k}^n(t) \frac{\left\| u_k^n(t, \gamma_k, \tilde{b}_k^n) - U_k^* \right\|^2}{\left\| \nabla J_{b_k}^n(t) \right\|_{\gamma_k}^2}, \quad t \in (0, T), \quad k = \overline{1, n_1}. \quad (2.40)$$

Висновки до другого розділу

У даному розділі дослідження застосовуються методи математичного моделювання, методи автоматизованої обробки інформації спіральної моделі та визначення параметрів системи, кількісних характеристик оцінювання захворювання тремор. Засобами для цього є вхідні статистичні дані, комп'ютерні системи та обладнання для виконання тесту і діагностування захворювання. Отримані результати використовуються в якості об'єктивного критерію оцінювання ступеню хвороби.

Математична модель передбачає отримання кількісних характеристик тремору. У даній методиці аналізу даних тесту спіралі надзвичайно важливим та актуальним результатом є можливість отримати частотну характеристику (використовуючи перетворення Фур'є та ряд інших математичних обчислень). Результати представлені у вигляді залежності частоти від амплітуди.

Розроблена гібридна модель нейро-біо-системи описує стан і поведінку 3D-елементів траєкторій Т-об'єктів АНР з врахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів КГМ. З допомогою методу гібридних інтегральних перетворень Фур'є побудовано аналітичні розв'язки моделі у вигляді вектор-функцій, які визначають елементи траєкторій на кожному АНР-сегменті. На основі цього розроблено високопродуктивні алгоритми ідентифікації параметрів досліджуваних feedback-систем для покомпонентного оцінювання взаємовпливів шляхом отримання явних виразів градієнтів функціоналу-

нев'язки. Це дозволить розпаралелювання обчислень для багатоядерних комп'ютерів. Гібридна модель орієнтована на глибоку декомпозицію системи без порушення її цілісності та усіх важливих зв'язків. Це дає можливість якісніше описати складні приховані механізми процесу з великою множиною внутрішніх зав'язків і feedback-впливів когнітивного характеру, забезпечити повноту даних, які раніше ігнорувалися при класичній статистичній обробці.

В результаті виконаного моделювання отримуємо вихідні параметри. Такий підхід автоматизує та значно спрощує роботу працівникам медичних закладів в ході виконання тесту спіралі. Також завдяки швидкодії сучасних комп'ютерів та прикладного ПЗ не складе труднощів добитися хороших результатів досліджень (точність, якість, швидкодія).

РОЗДІЛ 3. ІНЖЕНЕРІЯ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ З ПРОЯВАМИ ТРЕМОРУ

3.1 Проектування архітектури системи

Наукоємні розробки та дослідження не завжди мають за мету отримання прибутку або ж іншої матеріальної вигоди. В багатьох випадках проекти наукового спрямування не є економічно вигідними, але вони є рушійною силою прогресу, дослідженнями незвіданих галузей та проблем, які майже завжди впливають на майбутні різнопланові розробки. Тому дуже часто наукова діяльність стимулюється зовнішніми інвестиціями та підтримкою держаних інститутів, міжнародних грантів. Використовуючи результати дослідження, на основі отриманих моделей можна робити прогнози щодо впровадженню нових методик та принципів організації роботи діагностичних установ.

Кожна система — це певний перетворювач, чию поведінку і властивості ми будуємо в процесі створення програмної системи, і цю поведінку та властивості ми обираємо так, щоб вирішити певну проблему.

Програмна система — це певна «машина», котра вводиться у світ для того, щоб впливати на нього [2], [4]. У даній роботі виконується розробка програмного продукту для реалізації моделей і методів прийняття рішень за умов невизначеності при створенні автоматизованих систем різноманітного призначення, теоретичних і прикладних засад побудови та впровадження інтелектуальних інформаційних технологій для створення новітніх систем обробки інформації та управління. Також виконується розробка інформаційних технологій для аналізу та синтезу структурних і функціональних моделей об'єктів і процесів.

Після завершення етапу виконання аналізу предметної області і виявлення її основної проблематики відбувається визначення мети та технічного завдання на виконання проектного рішення.

Для розв'язання задачі дослідження було поставлено розробити технологію діагностики захворювання есенціальний тремор, використовуючи методи математичного моделювання та обробки вхідної інформації. На основі вибірки статистичних даних та попередніх результатів досліджень розробити метод оцінювання стану пацієнтів.

Система для збору і аналізу спіральних рисунків складається з комп'ютера, інтерактивного перового планшета для цифрового збору сигналу з допомогою спеціального дистанційного пера та вбудованого в нього мікроакселерометра.

Етапи виконання діагностування наступні:

- проведення тесту спіралі з пацієнтом. Отримання вхідних даних (t – часова мітка, x та y – координати позиціонування пера планшета, p – значення тиску в даній точці);
- опрацювання вхідних масивів даних, використовуючи методи математичного та статистичного аналізу. Отримання кількісних характеристик (амплітудної та частотної, рисунок 1.3);
- отримання оцінки та винесення вердикту про стан захворювання пацієнта. Для оцінювання використовується шкала Fahn-Tolossa-Marin[49], [54].

Під час аналізу предметної області було виявлено складові, характеристики та методи опрацювання яких потрібно розглянути:

- структура вхідних даних для збору та аналізу траси Т-об'єкта;
- спосіб аналізу даних, який найбільше підходить для ефективної їх обробки;
- шукані характеристики та результуючі оцінки;
- важлива користувачеві інформація;

- математичні моделі обробки даних для аналізу параметрів.

На основі даних, зібраних у лабораторії під час роботи з пацієнтами, а також під час комплексного аналізу предметної області, виділено основні завдання для виконання згідно життєвого циклу розробки ПЗ. Більшість гнучких методологій націлені на мінімізацію ризиків, шляхом зведення розробки до серії коротких циклів, що мають назву ітерацій, які зазвичай тривають один-два тижні. Кожна ітерація включає всі завдання, необхідні для видачі мінімального приросту за функціональністю:

- планування етапів розробки;
- аналіз вимог;
- проектування;
- кодування;
- тестування;
- виготовлення супровідної документації та впровадження.

Для виконання даного рішення проаналізовано та підібрано найбільш актуальні та точні методи математичної обробки даних, які надають нам якісну інформацію про частотні та амплітудні характеристики явища тремтіння. На основі попередньо зібраних статистичних даних розроблено методику оцінювання ступеню хвороби есенціального тремору.

В результаті аналізу предметної області вирішено розробити бібліотеку програмних засобів для майбутньої інтеграції реалізованих класів алгоритмів та моделей в комплекси систем діагностування. До етапів повного процесу створення спеціалізованого програмного забезпечення встановлено механізми тестування та відлагодження розроблюваної методики аналізу даних спіралі. Комп'ютеризована модель виконана в пакеті розробки MatLab та відтворює поведінку необхідних алгоритмів математичних моделей за реальних умов використання.

Для здійснення всіх поставлених перед програмною бібліотекою завдань вона повинна:

- 1) отримувати вхідні дані та параметри для опрацювання;
- 2) корегувати параметри математичних перетворень;
- 3) виконувати розгортання спіралей в криві (здійснювати ungravelling);
- 4) визначати залишкове відхилення коливального сигналу;
- 5) визначати амплітуду відхилення;
- 6) здійснювати оцінку на основі амплітудної характеристики;
- 7) визначати частотну характеристику, користуючись перетворенням Фур'є;
- 8) здійснювати оцінку тремору на основі частотної характеристики;
- 9) надавати користувачу методи та програмні засоби для отримання результатів обчислень з можливістю візуалізації їх на графіках.

Пошук засобів і підходів для скорочення різних мікроітерацій є однією з важливих задач автоматизації процесів та покращення методик ідентифікації і реалізації програмних алгоритмів.

Для системи діагностування властиві наступні терміни та поняття: медичний працівник, пацієнт, діагностичний тест, лабораторія, діагностичне обладнання, результати, оцінювання ступеню хвороби, діагноз.

3.2 Пошук акторів та варіантів використання проектованої системи

Користуючись переліком завдань до розробки в рамках даної роботи, виконано пошук основних акторів системи та варіанти використання для них.

Основні користувачі розроблюваної технології – це медичні працівники, науковий персонал лабораторій клінік, пацієнти. Однак, у даній розробці останні не можуть бути задіяні, адже встановлення діагнозу – це прерогатива лише висококваліфікованих лікарів та медичних працівників (рис. 3.1). Користувач системи ідентифікації ступеню тремору – той, хто зацікавлений в якісному та ефективному отриманні результатів опрацювання даних з метою

оцінювання стану пацієнта. Він виконує роботу оператора системи, а також експерта галузі.

Розглянута система призначена для використання в лабораторії досліджень. Згідно вимог – це бібліотека імплементації в прикладне ПЗ для отримання результатів обчислень на основі прогнозованої моделі. Тому достатньо припустити, що система не має складних архітектурних рішень в плані проектування багатокористувацьких можливостей, відсутній поділ на ролі та різноцільову аудиторію. Система зосереджена на специфічну аудиторію, яка займається відповідними розробками. Тобто в роботі з системою буде присутній лише один актор – медичний працівник або асистент, який відповідатиме за експлуатацію даного програмного продукту. Він має доступ до всіх функцій та можливостей системи, задає попередні та плановані параметри моделювання.

До користувацьких варіантів використання системи віднесено: обирати дані для аналізу (імпорт), змінювати параметри обчислення математичної моделі (фільтри), експортувати поточні параметри моделювання, імпортувати раніше збережені результати моделювання, здійснювати вибір параметра представлення порівняння моделей (обмеження на дані, циклічні обчислення).

До найбільш вагомих варіантів використання, які реалізують раніше описану математичну модель даної системи, віднесено: отримати необхідні для аналізу результати перетворень шаблонної спіралі Архімеда, спіралі реального рисунку пацієнта; виконати розгортання спіралей в криві (полярні координати); визначити амплітудну характеристику спіралі; отримати частотну характеристику спіралі; визначити оцінку URS-статичну [69]; визначити оцінку URD-динамічну.

Дані варіанти використання представлені на рисунку 3.1:

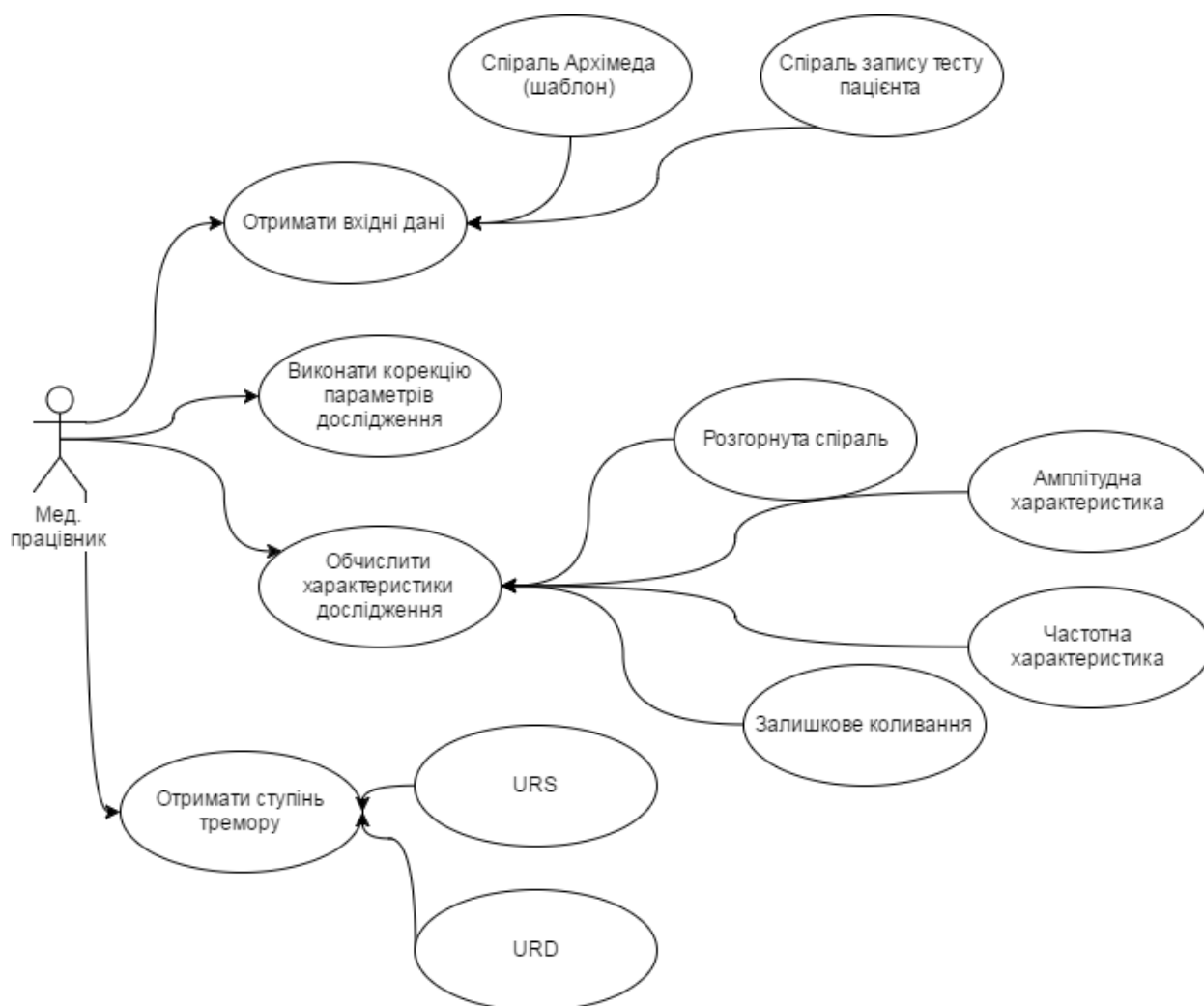


Рисунок 3.1 Діаграма варіантів використання системи для актора «Медичний працівник»

З діаграми варіантів використання (рисунок 3.1) видно, що існує декілька методів представлення результатів обчислень. Також існує можливість змінювати коефіцієнти моделі, що дозволяє порівнювати їх, експериментувати з параметрами комп'ютерної моделі, змінювати характеристики та поведінку системи. Основні параметри, які відповідають значенням математичної моделі (варіант використання «Виконати корекцію параметрів дослідження»), можна змінювати у відповідності до розширення діаграми для даного варіанту використання, як це зображено на рисунку 3.2:



Рисунок 3.2 Уточнення ВВ «Виконати корекцію параметрів дослідження»

Кожен варіант використання, зображений на рисунку 3.2, відповідає переліку поставлених завдань на фазі проектування рішення для виконання аналізу даних та отримання оцінки тремору.

Розглянемо деякі з наведених ВВ (варіантів використання):

- «Отримати вхідні дані». Для виконання аналізу спіралей першочерговим завданням є їх внесення в систему ідентифікації. Для цього спершу дані повинні бути зчитані з цифрового дигітайзера та збережені у відповідну базу даних або ж файлову систему ОС. Методи бібліотеки повинні отримати доступ до даних у вигляді об'єкта.
- «Обчислити характеристики дослідження». Даний ВВ використовується для виконання обробки даних згідно розроблених математичних методів. Доступні такі реалізації даного ВВ: отримати розгорнуту спіраль, отримати залишкове коливання, обчислити амплітудну та частотну характеристики.
- «Отримати ступінь тремору». Варіант використання дозволяє реалізованими методами математичних перетворень з допомогою статистично підібраних констант отримати оціночні значення ступеню тремору.

- «Виконати корекцію параметрів дослідження». Цей ВВ дозволяє змінювати параметри вибірки даних, циклічне опрацювання та отримання залежності зміни оцінки від аналізованих даних. Також сюди відноситься зміна параметрів фільтрації з допомогою перетворення Гауса.

Можливість застосування даних ВВ відбувається методом імплементації розроблюваної програмної бібліотеки в комплексну систему діагностування з подальшим створенням об'єктів та викликом методів, які втілюють інтегровані в бібліотеку класи.

3.3 Вибір моделі розробки системи та архітектури програмного забезпечення

Управління процесом розробки ПЗ відрізняється особливою складністю та слабкою передбачуваністю кінцевого результату. Наявність різних методологій і підходів до розробки передбачають використання різних способів до моделювання даного процесу.

Для розробки даного проекту було обрано еволюційну модель з застосуванням елементів раціонального уніфікованого підходу до процесу проектування та реалізації програмного забезпечення. У випадку еволюційної моделі система послідовно розробляється з блоків конструкцій. На відміну від інкрементної моделі в еволюційній моделі вимоги встановлюються частково і уточнюються в кожному наступному проміжному блоці структури системи.

Використання еволюційної моделі припускає проведення дослідження предметної області для вивчення потреб її замовника і аналізу можливості застосування цієї моделі для реалізації. Модель використовується для розробки нескладних і некритичних систем, де головною вимогою є реалізація функцій системи. При цьому вимоги не можуть бути визначені відразу і повністю [3]. Тому розробка системи здійснюється ітераційним шляхом її еволюційного розвитку з отриманням деякого варіанта системи–прототипу, на

якому перевіряється реалізація вимог. Такий процес за своєю суттю є ітераційним з етапами розробки, які повторюються, починаючи від змінених вимог і закінчуючи отриманням готового продукту. В деякому розумінні до цього типу моделі можна віднести спіральну модель [81].

Вдосконаленням цієї моделі є модель еволюційного прототипування в рамках усього життєвого циклу розробки програмного забезпечення (рисунок 3.4). У літературі вона часто називається моделлю швидкої розробки програм RAD (Rapid Application Development) [101].

У моделі є дві головні ітерації розробки функціонального прототипу, проектування та реалізації системи. Перевіряється, чи задовольняє вона всі функціональні і нефункціональні вимоги. Основною ідеєю цієї моделі є моделювання окремих функцій системи в прототипі і поступова еволюційна його доробка до виконання всіх заданих функціональних вимог.

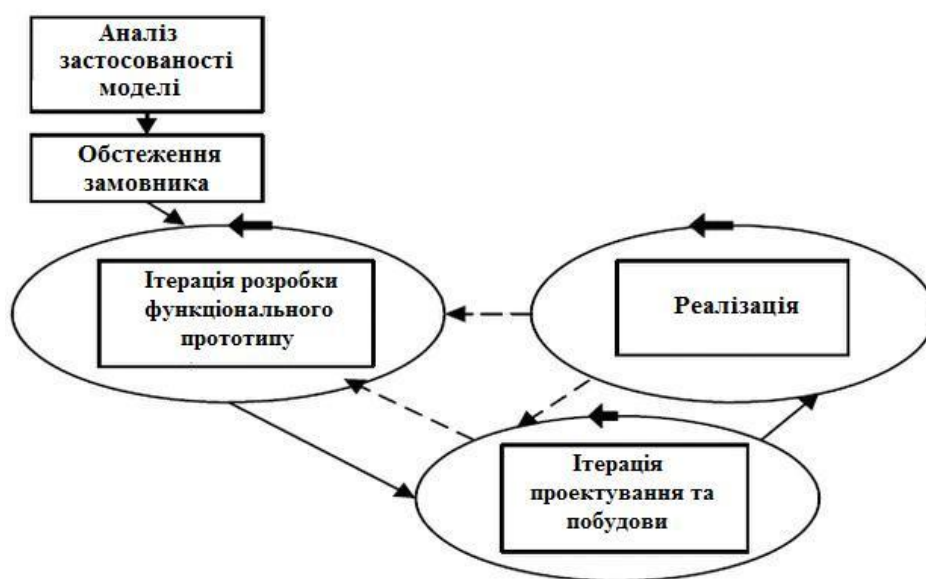


Рисунок 3.4 – Модель еволюційного прототипування

Така модель проектування системи зарекомендувала себе як доречна в даному випадку реалізації, адже в середовищі обмежених ресурсів дуже доцільним є економія часу та коштів при розробці. Також такий підхід є досить простим і зручним. До переваг такого методу можна віднести універсальність, легкість супроводу та внесення змін в процесі розробки програмного рішення.

Частина методики запозичена з основних принципів інших відомих методологій розробки (ітераційна та спіральна моделі). До недоліків можна віднести громіздкість реалізації, низький ступінь деталізації, обмежені людські ресурси. Ця модель застосовується для систем, в яких найбільш важливими є функціональні можливості, і які необхідно швидко продемонструвати на CASE-засобах [11].

Обрана парадигма програмування – об’єктний підхід (на основі об’єктно-орієнтованої архітектури) розробки з використанням модульності, що дозволяє гнучко підійти до розробки та використати переваги такого підходу при побудові різноманітних складових частин для різних моделей. Дана парадигма дозволяє представити структуру програми як множину об’єктів, які в результаті об’єднуються в певний модуль. Тобто, розробивши один клас чи модуль, ми можемо його використати повторно при проектуванні та реалізації іншої моделі чи системи, а також при представленні у різних випадках результатів.

Обраний підхід розробки дозволяє зменшити обсяг вихідних текстів програми, зробити їх прозорішими та прискорити написання різних реалізацій та тестів для них. Також це мінімізує витрати на супровід та впровадження програми.

Архітектура модель проекрованої системи відповідає стилю монолітного застосунку (Monolithic application) з використанням розділення алгоритмічної частини побудови моделей та частини представлення інформації візуально та у вигляді результатів. Перша частина становить бібліотеку з набором класів та методів обробки даних, друга ж відповідає за представлення цих даних користувачеві. Це досягається важливими засобами ООП: наслідуванням, поліморфізмом та інкапсуляцією.

Розроблювана програмна система становить собою набір структурних компонентів, кожен з яких становить елементарну одиницю (клас) бібліотеки.

Таке рішення дозволяє комбінувати модулі системи для отримання різних за характеристиками та властивостями результатів.

Розроблюване комплексне програмне рішення повинно складатися з декількох відносно незалежних в реалізації та функціонально наповнених підсистем. Дані підсистеми можна охарактеризувати з допомогою діаграми компонентів системи. Однією з таких підсистем є розроблювана в даній роботі програмна реалізація математичної складової, а саме java-бібліотека.

Комплекс діагностування складається з таких підсистем та модулів:

- 1) Модуль авторизації та автентифікації;
- 2) Модуль керування записами;
- 3) Модуль виконання тесту спіралі;
- 4) Модуль обробки даних.

На рисунку 3.5 зображено схематичну взаємодію між компонентами комплексного рішення:

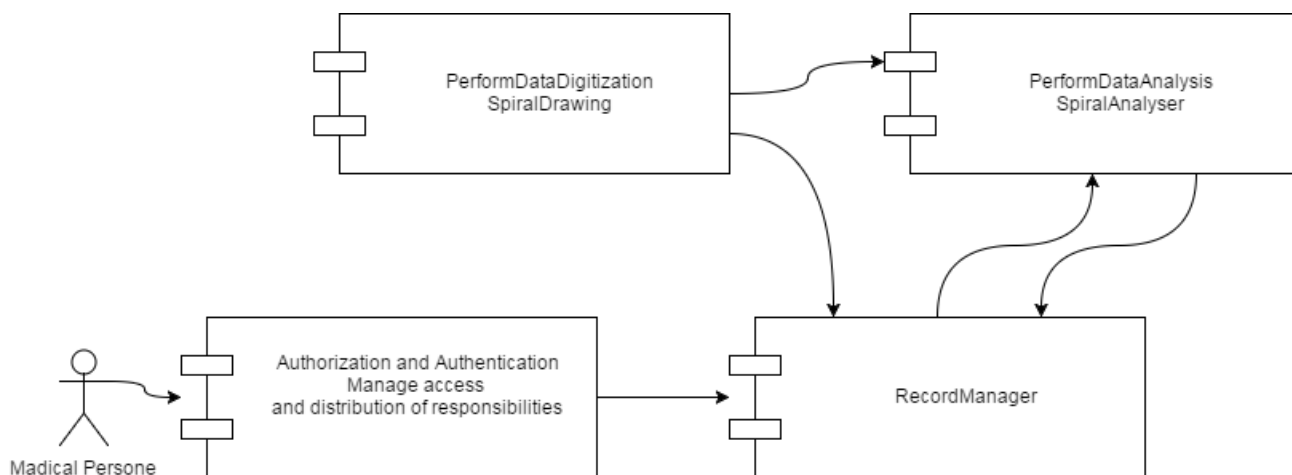


Рисунок 3.5 Діаграма модулів комплексної системи діагностування

Підсистему аналізу даних можна представити у вигляді одного модуля алгоритмічної частини реалізації механізмів моделювання. У цій частині реалізовано класи та методи для взаємодії, які використовуються для ініціалізації початкових параметрів, реалізації можливих математичних моделей та алгоритмів обчислення на основі вхідних параметрів результатів

досліді, методів вводу та виводу атрибутів класів. Загалом же всі підмодулі алгоритмічної частини збираються і компілюються в бібліотеку для java-програм.

На наступній діаграмі (рисунок 3.6) представлено процес внутрішнього обміну повідомленнями в ході виконання діагностичного аналізу спіралі:

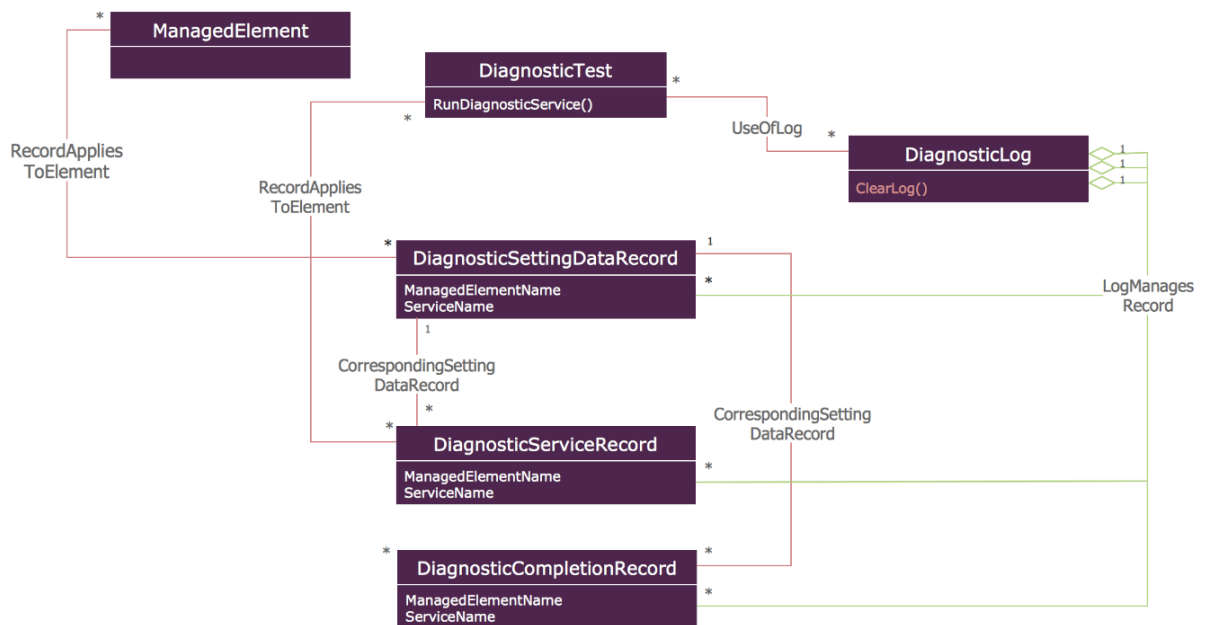


Рисунок 3.6 Схематична діаграма обміну повідомленнями компонентів бібліотеки автоматизованої ідентифікації параметрів

Що ж таке програмна бібліотека? Якщо надати в розпорядження програміста тільки мову програмування і не забезпечити його набором готових модулів, призначених для рішення найпоширеніших завдань, йому доведеться відволікатися на безліч дрібних деталей.

Зазвичай всі професійні системи розробки додатків на мові програмування C++ містять в своєму складі набір стандартних бібліотечних функцій або бібліотеки класів. У комплекті з усіма засобами розробки Java поставляються досить розвинені бібліотеки класів, які значно спрощують програмування. В Java є віртуальна бібліотека протестованого коду з вже готовими рішеннями по багатьох задачах, які виникають перед програмістами

в повсякденній роботі. Тобто є можливість брати реалізований функціонал з бібліотек і використовувати у нових розробках. А це дуже економить час та гроші в ході реалізації програмного проекту. Адже не потрібно готувати чи створювати все з початку. Достатньо підключити готові пакети бібліотеки, щоб мати можливість ними користуватися в своєму коді [103].

У віртуальних бібліотеках інформація та модулі розбиті по пакетах "package" - своєрідних аналогах полиці в реальній книжковій бібліотеці. В пакетах містяться готові рішення для використання в своєму проекті – класи бібліотек. В класі є методи, які безпосередньо реалізують необхідний програмний функціонал.

Така структура та існуюче готове рішення з програмних бібліотек значно економлять час виконання поставленого завдання. Розбиття та підтримка такого модульного способу конструювання ПЗ дозволяє гнучко та ефективно підійти до розробки програмних систем.

Як було описано вище, використаний об'єктно-орієнтований підхід до розробки ґрунтується на взаємодії об'єктів. Дані об'єкти в системі є екземплярами класів, які реалізуються з використанням парадигм ООП. У даній системі спроектовано інтерфейси, класи реалізації цих інтерфейсів, класи наслідування від інших класів, методи для виконання операцій та обчислень. Такий підхід до розробки дозволяє уникнути суперечностей та помилок, надлишковості коду, зробити програмний код доступним для розуміння та читабельним, легким для розробки та модифікації.

Так як об'єкти мають складну структуру, виникають в результаті багатьох операцій з іншими об'єктами класів, то вибудовується складне дерево викликів та використань об'єктів інших класів. Така схема побудови системи дозволяє розгорнути модель від самого початку виклику найглобальнішого об'єкта до дрібніших і дійти до того стану, коли буде отримано результат роботи програми за одним з сценаріїв викликів. На виході програми як результат пророблених операцій користувач отримує об'єкт системи з

відповідними значеннями аргументів, який вже може використовувати в систему, в яку інтегрується дана модель.

3.4 Абстрактна модель системи

Архітектурне рішення щодо розробки ПЗ ґрунтувалося на об'єктному підході. Також було обрано мову Java для розробки програми. Виконуючи проектування розроблюваної системи з врахуванням об'єктно-орієнтованого підходу до виконання, вірним рішенням є аналіз основних класів та сутностей системи.

На основі цих рішень, аналізу завдання та розробленій архітектурі було створено програмне забезпечення з використанням класів, наслідування класів, інтерфейсів, об'єктів. Способом розробки можна вважати реверс-інжиніринг, який передбачає розробку та реалізацію всіх ключових елементів (класів, інтерфейсів, їх взаємодії), а уже на базі реалізованого виконується побудова UML (Unified Modeling Language) – діаграми класів. Такий підхід було обрано у зв'язку з специфічністю предметної області, необхідністю системних доопрацювань, складністю оцінити весь масштаб та структуру системи на початкових стадіях розробки.

UML – мова графічного опису для об'єктного моделювання в області розробки програмного забезпечення. UML є мовою широкого профілю з відкритим стандартом, яка використовує графічні позначення для створення абстрактної моделі системи (так званою UML-моделлю). UML був створений для визначення, візуалізації, проектування й документування здебільшого програмних систем [31].

Дана мова використовується у парадигмі об'єктно-орієнтованого програмування та є невід'ємною частиною уніфікованого процесу розробки ПЗ. Використання UML не обмежується моделюванням. Її також використовують для моделювання бізнес-процесів, системного проектування й відображення організаційних структур.

UML дозволяє розроблювачам ПЗ змодельовати структуру та поведінку систем у графічних позначеннях для представлення загальних понять (клас, компонент, узагальнення (generalization), об'єднання (aggregation) і поведінка) і більше сконцентруватися на проектуванні й архітектурі.

Отже, система складається з класів, інтерфейсів та зв'язків між ними. На рисунку 3.7 продемонстровано діаграму класів для модуля алгоритмів системи (бібліотеки класів з алгоритмами реалізації математичних обчислень).

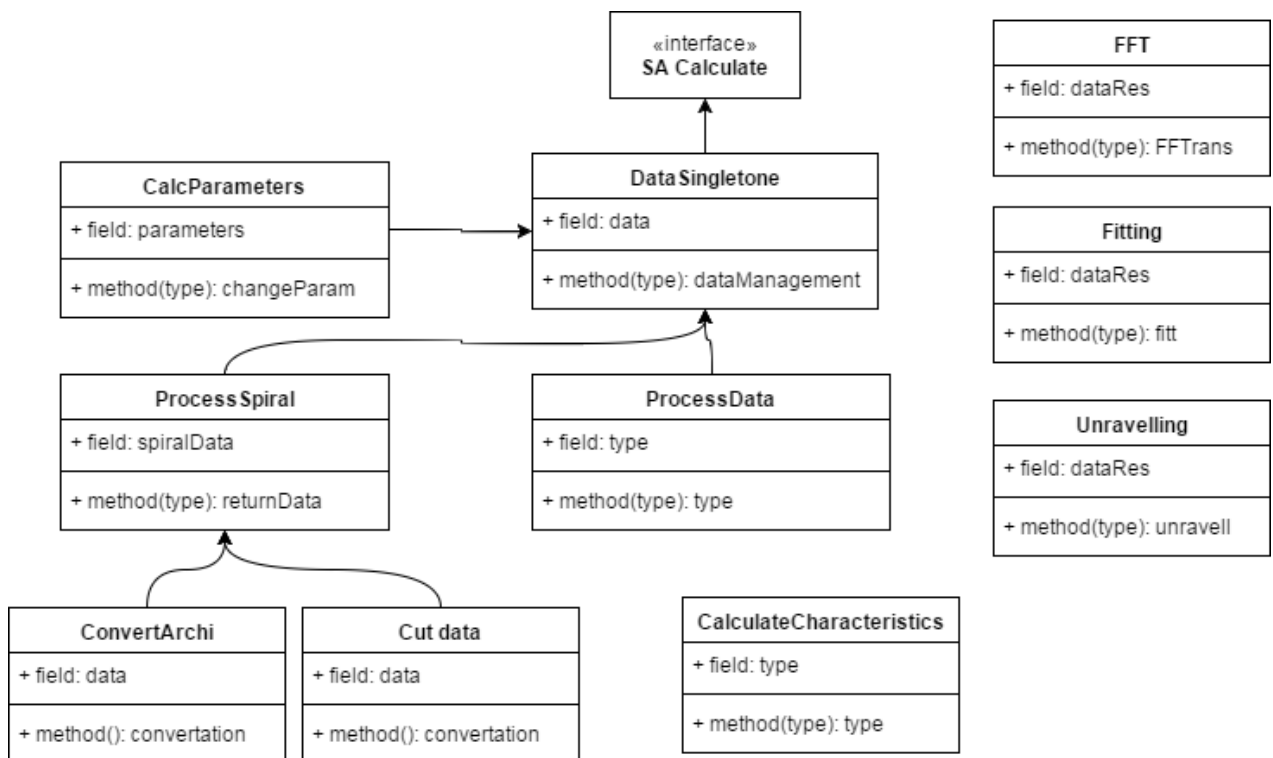


Рисунок 3.7 UML-діаграма класів бібліотеки з алгоритмами математичних обчислень

Як можна спостерігати з діаграми на рисунку 3.7, реалізація алгоритму обчислення складається з основного абстрактного класу SACalculate, який потім реалізується вже при створенні відповідної моделі представлення даних. Завдяки цьому без значних затрат при розробці можна використати алгоритм в залежності від потреби обчислень та без надмірного вивчення внутрішньої структури бібліотеки та класів її реалізації. Кінцевому користувачу цікавий лише набір методів роботи та можливість їх безперешкодного виклику в своїй

програмі. Для реалізації цього використовують інтерфейсні класи, через які відбувається взаємодія з внутрішніми механізмами обчислень.

У класі `DataSingleton` міститься набір всіх необхідних змінних, масиви обчислених даних, які доступні всім класам та методам програмного модуля. `Singleton` – це статичний загальнодоступний клас з методами отримання та передачі параметрів та значень атрибутів. З допомогою реалізації такої архітектури даного класу ефективно та зручно зберігати глобальні змінні середовища програмного рішення.

Реалізація математичних перетворень відбувається в класах `FFT`, `Fitting`, `Unravelling`. Кожен з цих класів створює об'єкт з відповідними математичній моделі параметрами та атрибутами. А методи реалізують алгоритми обчислення тих чи інших перетворень, повертаючи значення отриманих результатів. Для використання даних класів достатньо створити їх об'єкти та передати необхідні параметри, де, згідно реалізованої в класі поведінки, можливо отримати кінцевий результат виконання. Виклики та маніпуляції з об'єктами та алгоритмічними перетвореннями їх атрибутів відбуваються в класі компонування результатів обчислень `ProcessData`.

Налаштування параметрів виконуваних перетворень винесено в окремий клас `CalcParameters`, який реалізовує своєрідний конфігураційний механізм початкових та змінних середовищ системи.

Набір методів та операцій з даними спіралей і отримані ззовні компоненти реалізують свою поведінку в класі `ProcessSpiral`. У даному класі втілюється механізм перетворення спіралі з декартових в полярні координатні осі, обмеження по вибірці даних, маніпуляції з вхідними даними в циклі.

Процес виконання аналізу даних найзручніше представити з допомогою UML-діаграми активності (рисунок 3.8). У даній діаграмі покроково відтворюється сценарій виконання аналізу даних, починаючи від їх отримання на вході системи до обчислення кількісних характеристик та оцінок значення тремору.

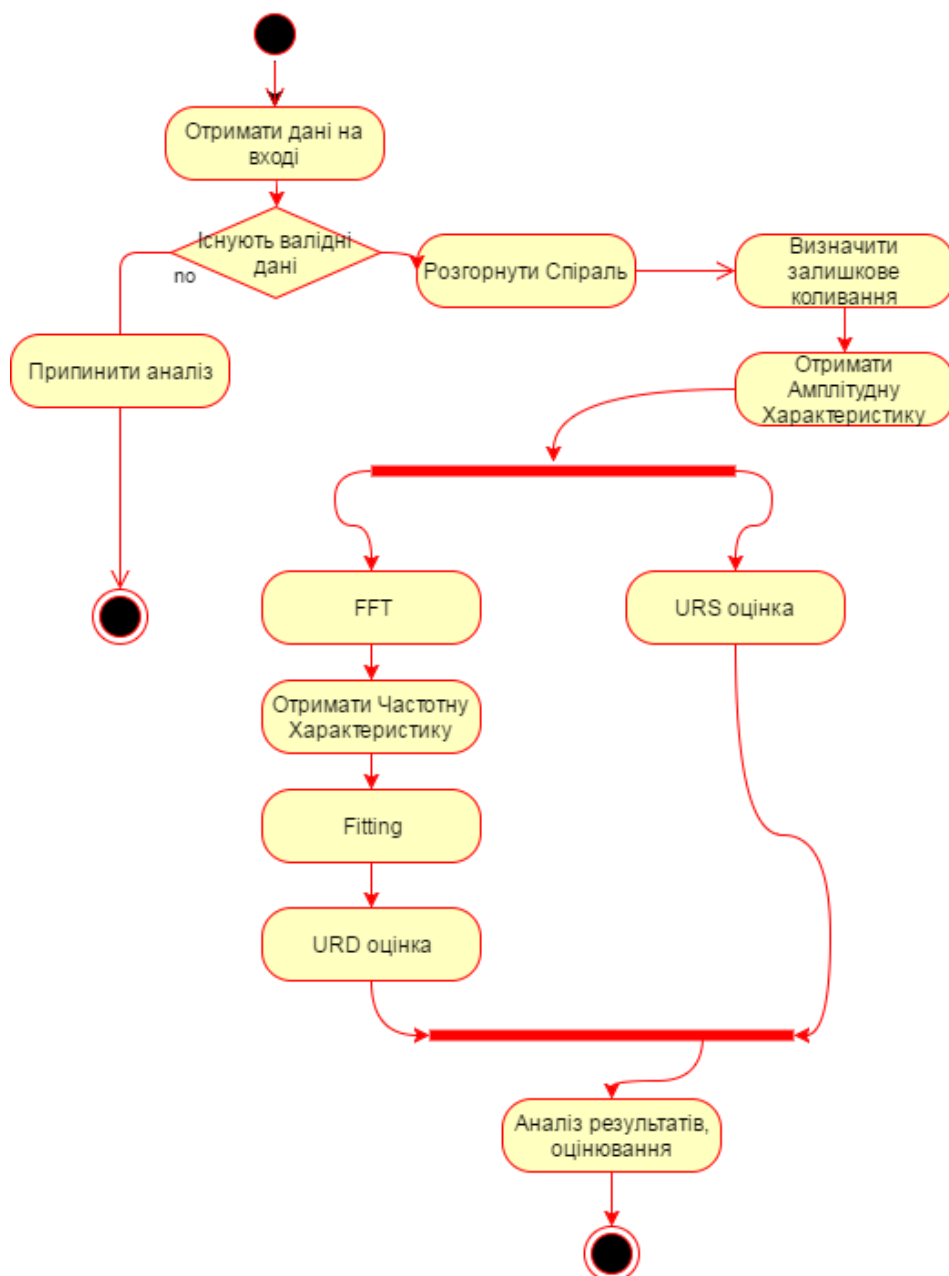


Рисунок 3.8 Діаграма активності для аналізу даних спіралі

На діаграмі активності присутня стартова позиція (точка входу), з якої починається процес виконання поставлених переди системою ідентифікації завдань. Кожен процес повинен мати логічне завершення. Кінець активності прогнозується у випадку успішного завершення виконання поставлених завдань або ж у разі невдачі на ключовому кроці.

Як можна спостерігати з даної діаграми активності, на початковому етапі роботи системи на вхід поступають дані спіралі Архімеда та дані рисунків пацієнтів. Лише маючи валідні дані на вході, можливо продовжувати

виконання аналізу. В іншому випадку система не може продовжувати виконувати поставлене завдання. Наступні кроки виконання завдання аналізу даних та ідентифікації ступеню тремору:

- 1) Розгортання спіралей;
- 2) Виокремлення залишкового коливального сигналу;
- 3) Визначення амплітуди відхилення;
- 4) Отримання URS-оцінки на основі амплітудної характеристики;
- 5) Виконання FFT над даними амплітудної характеристики;
- 6) Отримання частотної характеристики коливного сигналу;
- 7) Виконання Gaussian-fitting;
- 8) З допомогою статистичних методів та перетворень визначення результуючої оцінки тремору пацієнта.

Діаграми активності дуже корисні для моделювання процесів автоматизації та дозволяють візуалізувати у зручному представленні перебіг всіх дій в ході виконання діяльності системи.

3.5 Конструювання та розробка програмної системи. Використання технологій для розробки

Для реалізації додатку підтримки наукового експерименту необхідно звернути увагу на вибір мови та середовища. Адже від правильності вибору залежатиме результативність та швидкість розробки. Також це впливатиме на трудомісткість та затрати. Також одним із вирішальних факторів вибору є раніше побудована та обґрунтована архітектура системи, від побудови якої і залежить наступна розробка.

Для реалізації в межах обраної нами архітектури підходять мови, які мають можливість реалізувати програми з підтримкою парадигми ООП [33]. Для цієї задачі підходить декілька мов: C#, Java, Python, C++. Однак варто звернути увагу на наявність засобів для реалізації необхідних функцій та можливостей кожної з мов, на існування бібліотек та на підтримку

кросплатформеності, які теж є визначним фактором у виборі. Найбільш поширеними у використанні для такого типу розробок ПЗ належать Java та C#, C++. З огляду на те, що бібліотека використовуватиметься у різноманітних середовищі та змушена працювати на більшості комп'ютеризованих пристроїв, вибір впав на мову програмування Java. Позитивним фактором стала універсальність та багатоплатформенність підтримки розроблюваного ПЗ.

Існування багатьох Інтернет-ресурсів з прикладами, бібліотеками та уже реалізованими кимось функціями є доцільними у застосуванні. Також це стандартизована та доступна мова. Для використання в різних ОС (операційних системах) програми, реалізованої мовою Java (об'єктно-орієнтована мова програмування від компанії Oracle), достатньо встановити JRE (Java Runtime Environment), яке безкоштовне та доступне для завантаження з офіційного сайту Oracle.

Отже, обраною мовою для розробки стала Java. Головна особливість цієї мови є використання байт-коду. Після створення програми вона трансліується в байт-код, оброблюваний віртуальною машиною JVM (віртуальна машина Java). Дана віртуальна машина входить в пакет для встановлення JRE, який і забезпечує роботу java-програм на різних операційних системах. [92]

Основні переваги мови програмування Java:

- безпечність;
- ефективність;
- об'єктно-орієнтована спрямованість;
- стійкість до помилок;
- підтримка багатозадачності;
- незалежність від архітектури;
- доступ до інструментарію та матеріалів;
- ефективність розробки;
- автоматичне керування пам'яттю.

Один із ключових принципів розробки мови Java полягав у забезпеченні захисту від несанкціонованого доступу. Програми на Java не можуть викликати глобальні функції й одержувати доступ до довільних системних ресурсів. Внутрішні механізми мови забезпечує достатній рівень безпеки [118].

Дана мова програмування має одну з найкращих документаційних та користувацьких підтримок. Документація існує в повному обсязі, дозволяє детально розглянути та дослідити існуючі методи та бібліотеки для роботи. В глобальній мережі також присутні безліч напрацювань інших програмістів, які є дуже корисними під час навчання та розробки прикладного програмного забезпечення.

Для розробки потрібно підібрати зручне середовище з необхідним засобами для програмування. Для обраної мови Java існує також вибір: IntelliJ IDEA, Eclipse, Netbeans. Усі вони є зручними та застосовуються на практиці у такого роду розробках. Було вирішено обрати середовище програмування NetBeans IDE, яке має досить високу гнучкість налаштувань, можливість розширення, простий інтерфейс та доступність для користувача. NetBeansIDE доступний для скачування на офіційному сайті та є безкоштовним для використання.

Для виконання комп'ютерного моделювання створеної системи з використанням спроектованої технології діагностування варто скористатися одним із пакетів чисельних обчислень і візуалізації результатів. В випадку модельованої системи ефективно та зручно використати мову програмування з її можливостями MatLab.

MatLab – це високорівнева мова і інтерактивне середовище для програмування [78]. За допомогою MatLab можна аналізувати дані, розробляти алгоритми, створювати моделі і додатки. Мова, інструментарій та вбудовані математичні функції дозволяють досліджувати різні підходи і отримувати рішення та розв'язки складних задач. Ще однією з переваг

обраного методу створення комп'ютерної моделі є простота візуалізації результатів та програмування користувацького інтерфейсу під потреби розробки. До можливостей пакету теж варто віднести технологію компілювання та збирання готових програмних рішень.

Система MatLab застосовується для реалізації алгоритмів з використанням зручних засобів, які включають використання високорівневих концепцій об'єктно-орієнтованого програмування, містять необхідні ресурси інтегрованого середовища розробки, відладчик і профайлер. Цей інженерний пакет надає величезні можливості для візуалізації даних. В складі пакету є достатня кількість функцій для візуального аналізу даних, побудови графіків, в тому числі тривимірних. Вбудоване середовище розробки надає можливість створювати призначені для користувача графічні інтерфейси з різними елементами управління, такими як кнопки, поля введення і іншими. За допомогою компонента MatLab-Compiler ці графічні інтерфейси можуть бути перетворені в самостійні додатки.

Обрані технології, мови та бібліотеки підбиралися з точки зору вмінь та практичного підходу, швидкості та якості розробки. Також враховувалася специфіка розроблюваної системи та платформ, на яких повинне встановлюватися та виконуватися розроблюване програмне забезпечення автоматизованої системи діагностування.

3.6 Реалізація Java-бібліотеки

У даній частині роботи зосереджено увагу на практичній реалізації класів та методів, які описані на діаграмах класів. Наведено приклади лістингів основних методів обчислень та представлення даних.

Для взаємодії з планшетом використовується бібліотека з відкритим вихідним кодом під назвою JPen, яка дозволяє отримувати необроблені координати пера та тиск з планшета. Платформою для розробки програмного забезпечення є Java SE, яка вільно надається компанією Oracle [92].

Математичні методи, а саме їх алгоритми обчислення, реалізовано у вигляді набору класів з методами, які моделюють поведінку. Дані класи та їх взаємодію об'єднано в розрізі єдиного модуля-бібліотеки. Структура бібліотеки описана за допомогою діаграми класів. Нижче в розділі наведено деякі приклади реалізованих методів та алгоритмів обробки даних, виконаних засобами мови Java.

Метод побудови шаблону спіралі Архімеда в декартових системах координат реалізовано з допомогою методу `makeArchimedesSpiral()` класу `ProcessSpiral`. Код реалізованого методу наведено в лістингу 3.1 нижче:

Лістинг 3.1 – реалізація методу побудови спіралі Архімеда засобами мови Java

```
private ArrayList<Point.Double> makeArchimedesSpiral() {
    ArrayList<Point.Double> spiral = new
ArrayList<Point.Double>();
    double x, y, r;
    for (double a = 0; a < 12 * Math.PI; a += 0.1) {
        r = a * 9 / (2 * Math.PI); // 9 mm between circle
        x = r * Math.cos(a);
        Продовження лістингу 3.1:
        y = -r * Math.sin(a);
        Point.Double point = new Point.Double(x, y);
        spiral.add(point);
    }
    return spiral;}

```

Одними із найважливіших і найцінніших методів в даній розробці є методи обчислення амплітудних і частотних характеристик. Нижче наведено лістинг одного з алгоритмів обчислення параметрів FFT-перетворення (див. лістинг 3.2):

Лістинг 3.2 – обчислення параметрів FFT-перетворення

```
realOut[yWave][xWave] += (inputData[ySpace][xSpace] *
Math.cos(2 * Math.PI * ((1.0 * xWave * xSpace / width) + (1.0 *
yWave * ySpace / height)))) / Math.sqrt(width * height);
imagOut[yWave][xWave] -= (inputData[ySpace][xSpace] *
Math.sin(2 * Math.PI * ((1.0 * xWave * xSpace / width) + (1.0 *
yWave * ySpace / height)))) / Math.sqrt(width * height);

```

продовження лістингу 3.2:

```
amplitudeOut[yWave][xWave] = Math.sqrt(realOut[yWave][xWave]
*   realOut[yWave][xWave]      +   imagOut[yWave][xWave]      *
imagOut[yWave][xWave]);
return imagOut[yWave][xWave];
```

На виході даної функції повертається змінна `imageOut`, яка містить значення залежності амплітуди тремору від частотної характеристики.

Перетворення спіралі Архімеда з декартових координат в полярні відбувається з допомогою перетворення, описаного в лістингу 3.3. У даному перетворенні використовуються координати записаних даних з цифрового дигітайзера у представленні декартових координат (x та y). Проте для виконання подальших дій з даними спіралі варто представити їх у полярних координатах. У наступному зразку коду використовується перетворення, описане згідно формули 2.2.

Лістинг 3.3 – обчислення полярних координат моделі спіралі

```
public static Point getCartesianPoint(double x, double y) {
    Point p = new Point();
    p.x = x;
    p.y = y;
    p.radius = sqrt(x * x + y * y);
    p.angleR = atan2(x, y);
    p.angleD = toDegrees(p.getAngleRadians());
    return p;
}
```

Показник STD (стандартного квадратичного відхилення), який теж використовується в обчисленнях та реалізується з допомогою коду, описаного в лістингу 3.4:

Лістинг 3.4 – обчислення полярних координат моделі спіралі

```
//std dev function for good measure
public static double getStandardDeviation(double[] data)
{
    final double mean = getMean(data);
    double sum = 0;
    for (int index = 0; index != data.length; ++index) {
        sum += Math.pow(Math.abs(mean - data[index]), 2);
    }
}
```

продовження лістингу 3.4:

```

    }
    return Math.sqrt(sum / data.length);
}
public static double getMean(double[] data) {
if (data.length == 0) {
    return 0;
}
double sum = 0.0;
for (int index = 0; index != data.length; ++index) {
    sum += data[index];
}
return sum / data.length;
}

```

Досить часто в математичних обчисленнях використовуються засоби вбудованої в пакет розробки бібліотеки `java.Math`. Дана бібліотека містить широкий набір готових методів, функцій, сталих та констант для використання в розроблюваних програмних системах.

Частина коду реалізації `java`-класів та описаних методів математичних перетворень також наведена в Додатку С.

3.7 Реалізація комп'ютерної моделі оцінювання стану тремору

З метою верифікації розроблюваної системи та перевірки валідності застосованих математичних перетворень, статистичних методів, обробки даних було розроблено комп'ютерну модель системи з використанням інженерного пакету `MatLab`. Дана реалізація моделі використовує описані та досліджені методи отримання результатів для оцінювання тремору в автоматизованому режимі.

В рамках даної розробки реалізовано простий користувацький інтерфейс для взаємодії з користувачем та візуалізації опрацьовуваних даних. Для розробки програми `SpiralAnalyser v1.0` використовувався `MatLab R2017b` [78]. Розроблено графічний інтерфейс користувача з використанням інструментів `MatLab` під назвою `GUIDE`.

Нижче наведено приклади реалізації деяких функцій системи комп'ютерної моделі. Увесь код реалізації наведений у Додатку В (Програмний код).

Лістинг 3.5 відображає завантаження вхідних даних спіралі Архімеда та рисунків пацієнта в об'єкт програми. Даний код програми дозволяє по виклику програми відкрити діалогове вікно програми та вибрати текстовий файл розширення .txt з каталогу операційної системи.

Лістинг 3.5 – виклик функції вибору файлу та завантаження даних

```
function pushbutton_openfile_Callback(hObject, eventdata, handles)
    global data;
    %Open new file with record
    [FileName, PathName]=uigetfile({'*.txt','All.txt files';'*.*','All Files' }, 'mytitle');
    if isequal(FileName,0) || isequal(PathName,0)
        disp('User pressed cancel')
    else
        disp(['User selected ', fullfile(PathName, FileName)])
        data = dlmread(fullfile(PathName, FileName),'',1,0);
        set(handles.textLabelOfFile, 'String', FileName);
        pushbutton_compute_Callback(handles.pushbutton_compute, eventdata, handles);
    end
```

Наступний код описує можливість присвоїти значення змінних з масиву вхідних даних. В даному випадку використовуються дані шаблону спіралі Архімеда і у відповідні змінні X та Y поміщаються значення масивів даних. На основі цих даних відбуваються перетворення для отримання моделі спіралі Архімеда в полярній системі координат (тут θ та ρ).

Лістинг 3.6 – ініціалізація змінних середовища дослідження

```
Archi = dlmread('Archi.txt',' ',1,0);
X=Archi(:,1);
Y=Archi(:,2);
Theta=atan2(Y,X);
Rho=sqrt(X.^2+Y.^2);
S=cat(2,unwrap(Theta),Rho);
% take care that angle is in radian
```

Існує можливість побудувати графіки функцій та візуалізувати масиви даних з допомогою функції `plot()`. Виклик даної функції наведений в лістингу 3.7:

Лістинг 3.7 – код побудови графіку функції URD з допомогою функції *plot*:

```
global f Y NFFT D;
figure
plot(f, 2*abs(Y(1:NFFT/2+1)))
title('FFT(Residual Fluctuations) & URD determination')
xlim([0 15]);
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('Y(f)')
```

У даному випадку наведено зразок побудови функції отримання частотної характеристики з допомогою швидкого перетворення Фур'є. Методи *title()*, *xlim()*, *xlabel*, *ylabel* використовуються для форматування виводу інформації на графіки та оформлення підписів осей, позначок шкали.

Наступний крок у виконанні аналізу – зміна параметрів перетворення фільтра Гауса. Використаний спосіб отримання значення текстових полів користувацького інтерфейсу застосовує параметр доступу до елемента вікна *get(handles.edit_*. В такий спосіб зчитуються дані поля та передаються в змінну з допомогою перетворення *=str2double*.

Спосіб отримання нових значень та приведення їх до необхідного вигляду зображено в лістингу 3.8.

Лістинг 3.8 – зразок зчитування нових параметрів системи

```
% Collect fitting Upper and Lower limits parameters from
edit_text_boxes
fitt_Low_a=str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_a,'String'));
fitt_Low_w=str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_w,'String'));
fitt_Low_Xc=str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_Xc,'String'));
fitt_Up_a=str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_a,'String'));
fitt_Up_w=str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_w,'String'));
```

продовження лістингу 3.8:

```
fitt_Up_Xc=str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_Xc,'String'));
cut_loop_points=str2double(get(handles.edit_cut_loop_points,
'String'));
```

В розроблюваній моделі існує можливість статистичного оцінювання стану пацієнта згідно переведення характеристик в шкалу Fahn-Tolosa-Marine. Наступний програмний код відтворює математичне перетворення для переведення кількісної частотної характеристики URD в значення згідно шкали FTM (лістинг 3.9).

Лістинг 3.9 – зразок зчитування нових параметрів системи

```
% in mm
% Score using the Rivals's scale range: (0-10)
URD_Score=9.20773+3.7515*log10(URD);
URD_Score_moy = mean(URD_Score);
URD_mm = mean(URD);
```

Наймасштабнішою функцією в даному автоматизованому комплексі комп'ютерного моделювання є *function calculation*(X_i , Y_i , T), в якій виконуються всі перетворення та маніпуляції з даними. Результати вносяться в глобальні змінні та згодом використовуються для візуалізації графіків або ж для виведення результуючих оцінок ідентифікації ступеню тремору. Код даної функції наведено в додатку Д.

Для реалізації механізму оновлення значень після зміни параметрів використано функціональну кнопку «Compute». При натисненні на неї користувачем або виклику зсередини програмної реалізації здійснюється перерахунок та переініціалізація всіх змінних параметрів системи.

Розроблювані механізми та використані технології комп'ютерного моделювання надзвичайно ефективно, швидко та якісно дозволяють реалізувати експертний варіант даної розробки [99]. Завдяки даній реалізації виконано валідацію математичної моделі.

Висновки до третього розділу

Автоматизація – основна складова сучасного розвитку наукових рішень для медицини з метою мінімізувати можливі похибки, невірні рішення, суб'єктивні оцінки та людський фактор у вирішенні складних питань ідентифікації стану пацієнтів та встановленні діагнозів.

З використанням архітектурно-центрованого раціонального уніфікованого підходу розробки ПЗ, орієнтованого на модель варіантів використання, розроблено багаторівневу архітектуру ПЗ системи, яка забезпечує стійкість для інтеграції нових вимог та потреб програмного забезпечення.

Методи та програмні засоби, які були використані при виконанні розробки системи: мова програмування Java та її бібліотеки, середовище розробки NetBeansIDE, середовище розробки та моделювання MatLab, методологія гнучкої (Agile) розробки програмного забезпечення.

На основі розроблених математичних моделей здійснено проектування та реалізацію програмного забезпечення. На етапі проектування було проаналізовано предметну область, описано поставлені завдання, обґрунтовано архітектуру системи, описано варіанти використання та реалізацію програми.

Реалізація алгоритмів імплементується у вигляді окремого модуля-бібліотеки. Такий підхід дає можливість постійно підтримувати актуальність розробок для досліджень, оновлювати методи отримання та опрацювання інформації.

В якості системи автоматизації процесу діагностування було спроектовано та реалізовано програмну модуль-бібліотеку, яка містить набір методів та алгоритмів для дослідження характеристик тремтіння, реалізує попередньо розроблені математичні моделі. Наведено опис основних можливостей обчислення параметрів та функцій моделі.

РОЗДІЛ 4. ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПАЦІЄНТІВ З ПРОЯВАМИ ЕСЕНЦІАЛЬНОГО ТРЕМОРУ

4.1 Процес тестування та впровадження розроблюваної програми

Дане програмне забезпечення потребує тестування на відповідність стандартам розробки та валідності реалізованих алгоритмів, адже програм без помилок не існує.

Програма проходила перевірку на стійкість до помилок. При внесенні невірних параметрів, відсутності вхідних даних, виході за допустимі межі типів даних параметрів обчислень, виникненні критичних помилок виконання програми потрібно забезпечувати її відмовостійкість [5]. При внесенні невірних або некоректних вхідних даних з невідповідними значеннями формату представлення система викидала в лог помилку `java.lang.NumberFormatException`. Тобто причину помилки ми знаємо, однак система повинна реагувати з точки зору інформативності користувачеві. Тому було продумано запобіжні методи обробки таких подій (`HandledException extends Exception`) для інформування користувача про причину помилок (`logger.error("Exception: ", e)` та `throws HandledException`).

Автоматизовані функціональні тести перевіряють код програми на коректну роботу. Розробник може сам виконувати їх, коли це необхідно на етапі реалізації та тестування. У комп'ютерному програмуванні модульне тестування ПЗ використовується для перевірки одного або більше модулів програми, методів класів, для визначення правильності бізнес-логіки та відповідності задуманим цілям та результатам.

JUnit — бібліотека для тестування програмного забезпечення для мови Java [5]. JUnit важливий в розробці концепцій тестування програмного забезпечення.

Лістинг 4.1 – зразок коду з модульним тестом для методу fAnalyse()
класу ProcessData

```
public class SimplyMeasuredSDTTest {
    private static final Logger    LOGGER    =
Logger.getLogger(SimplyMeasuredTest.class);
    @Test
public void simplymeasured() throws IOException {
    final ProcessData frequencyAnalyzer = new ProcessData ();
    frequencyAnalyzer.setFrequenciesToReturn(1000);
    frequencyAnalyzer.setMinTLength(3);
    frequencyAnalyzer.setStopT(loadStopT());
    assertNotNull(frequencyAnalyzer.getParamT());
    actual = frequencyAnalyzer.performCalc(T);
    assertEquals(actual, is(expected));
    String shouldNotExist = configurable.getShouldNotExist();
    assertNull(shouldNotExist);
}
```

У лістингу 4.1 коду блоку тестування наведено метод перевірки з використанням прямого створення об'єкта [64], виклику його методів та подальшої валідації очікуваного результату обчислень. Цей механізм дозволяє в автоматизованому режимі виконувати перевірку отримуваних результатів заданим умовам тестування. Функціональні тести дозволяють швидко перевірити чи новий код розробника працює вірно та чи справний раніше реалізований функціонал.

Приклад виконання переліку тестів на вимогу розробника продемонстровано на рисунку 4.1.

В даному випадку розроблено декілька функціональних тестів, які послідовно викликають методи обчислення на основі шаблонних даних. Відбувається порівняння отриманих результатів на виході з очікуваними даними [122].

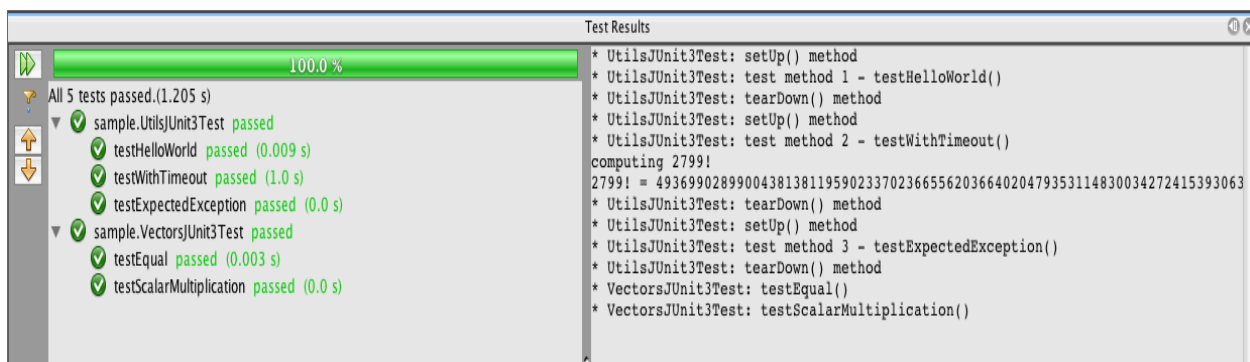


Рисунок 4.1 Виконання інтеграційних тестів для перевірки відповідності отриманих обчислень очікуваним результатам

В розглянутому на рисунку 4.1 виконаному тесті модуль програмного коду успішно пройшов всі необхідні перевірки на базі тестових наборів даних. Тому всі виконані етапи тестування позначені як passed, що відповідає успішному завершенню кожного з них.

Загалом тестування можна вважати успішним. Моделі потребують ґрунтовної перевірки у використанні на практиці в дослідженнях і вимагатимуть виправлень та змін в ході розвитку та дослідження проекту. Система проявила себе як працездатний проект та має право на існування.

4.2 Особливості використання комп'ютеризованої системи

В результаті розробки даного ПЗ реалізовано користувацький інтерфейс з можливістю взаємодії та демонстрації роботи продукту для збору та аналізу даних (вибірка даних в Додатку Е), побудови моделей. Існує перелік дій, які може виконати користувач для отримання того чи іншого результату згідно поставлених вимог до можливостей програмної системи.

Для виконання емпіричних досліджень було використано сенсорний перовий планшет (дігітайзер Wacom Cintiq 12WX) з частотою дискретизації 133Гц та точністю $\pm 0,25$ мм. Шаблон являє собою спіраль Архімеда з шістьма витками за або проти годинникової стрілки, та з інтер-петлею 9 мм. Даний

шаблон розташовується на екрані інтерактивного планшета з можливістю виконання рисунку пацієнтом графічним пером.

Перовий планшет Wacom Cintiq під'єднується до персонального комп'ютера, який знаходиться в лабораторії, з допомогою USB-виходу та VGA-перехідника для виводу зображення на екран планшета з відеокарти ПК. Перед використанням програми SpiralDrawing необхідно встановити JRE та драйвер для планшета Wacom (Cintiq 12WX). Дигітайзер для спірального малювання оптимізований для роботи з графічним планшетом WACOM Cintiq 12WX.

Програмне забезпечення незалежне від платформи і може працювати на будь-якому типі операційних систем, включаючи MS Windows, Mac OS та Linux. Але для правильного функціонування слід дотримуватися наступних вимог: слід встановити середовище виконання Java (JRE); драйвери для планшета WACOM Cintiq 12WX2 повинні бути належним чином встановлені з <http://www.wacom.com/downloads/drivers.php> або через архів диску під назвою Драйвери: WacomTablet_6.3.15-1.exe.

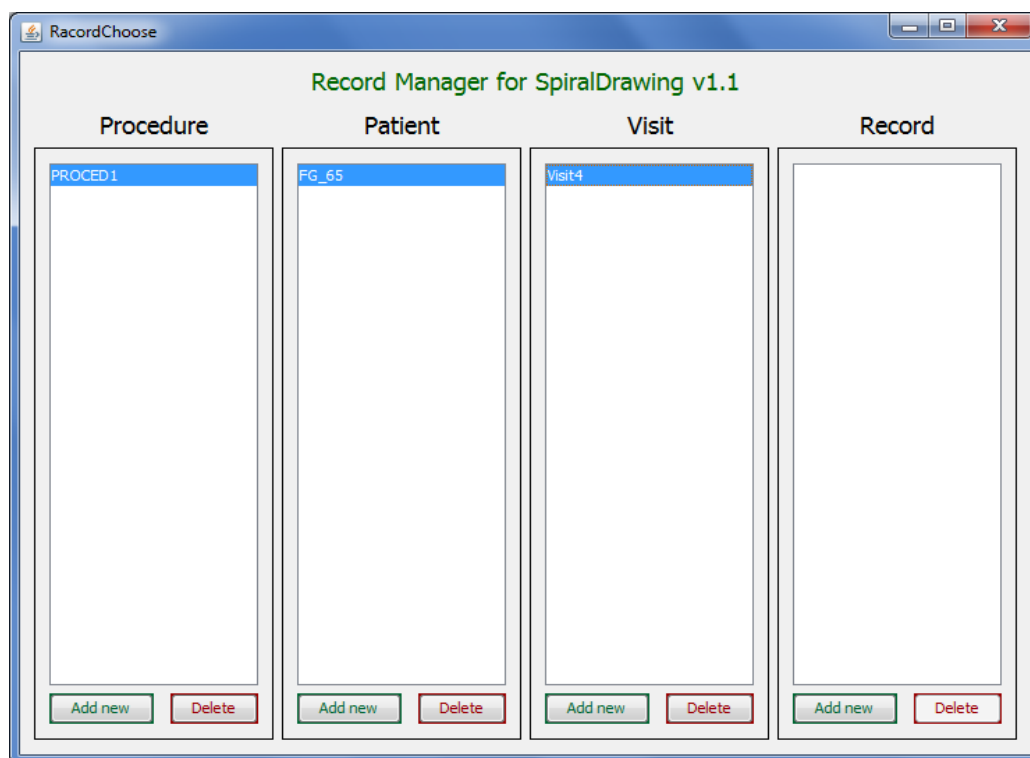


Рисунок 4.2 Зразок вікна «Менеджер записів» програми SpiralDrawing

На рисунку 4.2 продемонстровано вікно «Менеджер записів» попередньої реєстрації запису пацієнта в програмі для подальшого використання та ідентифікації.

Зразок вікна програми зчитування спіралі пацієнта з набором функціональних кнопок зображено на рисунку 4.3:

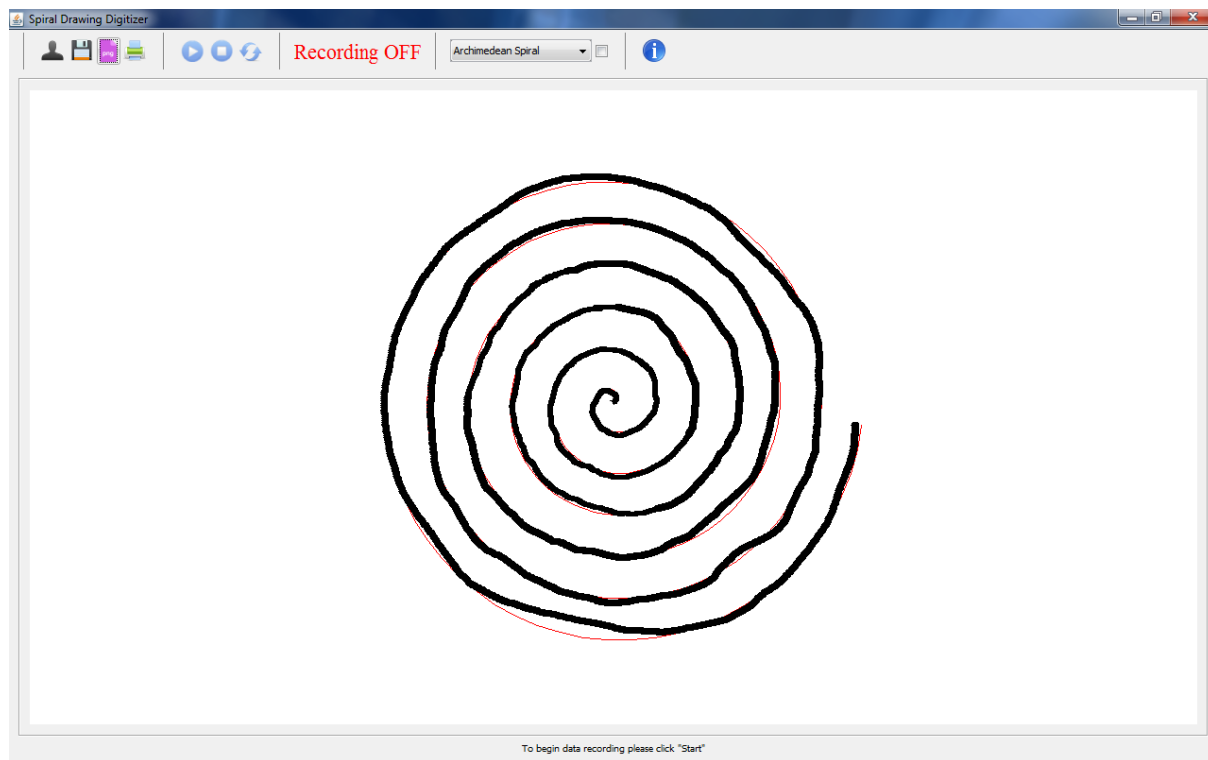


Рисунок 4.3 Зразок вікна відображення шаблону спіралі та рисунку пацієнта на екрані комп'ютера або сенсорній панелі графічного планшета

Використання програми зазвичай складається з наступних кроків:

1) Облік пацієнтів. Потрібно зареєструвати пацієнта для збереження запису та можливості подальшого використання отриманих даних. У цьому діалоговому вікні варто вказати ім'я пацієнта, кількість відвідувань та вибрати загальний шлях для збереження всіх записаних даних. В результаті фактичний шлях буде показаний у полі “Шлях” і виглядатиме так:

<General path>/<Procedure name>/<Patient name>/<Visit>/<Record>;

2) Вибір шаблону рисунку. Використовується стандартний рисунок спіралі Архімеда. Після цього можна розпочати процедуру запису даних та відтворення рисунку;

3) Запис даних. Щоб розпочати запис даних, потрібно натиснути кнопку «Почати запис» і попросити пацієнта спробувати слідувати шаблону пером планшета. Після виконання завдання припинити запис даних, натиснувши кнопку «Зупинити запис». Усі переміщення пера між подіями початку та зупинки записуються в системі як дані;

4) Збереження даних та відтворення рисунку на екрані. Щоб зберегти щойно записані дані потрібно натиснути кнопку «Зберегти» (Або «Зберегти зображення» для збереження зображення з рисунком у тій же папці). Система повідомить про успіх процедури збереження. Існує можливість роздрукувати щойно отриманий рисунок пацієнта за допомогою кнопки «Друк» (з'явиться діалогове вікно друку).

Панель інструментів програми – це найчастіше використовувані функції програми. Опис функціоналу вікна зображено на рисунку 4.4:

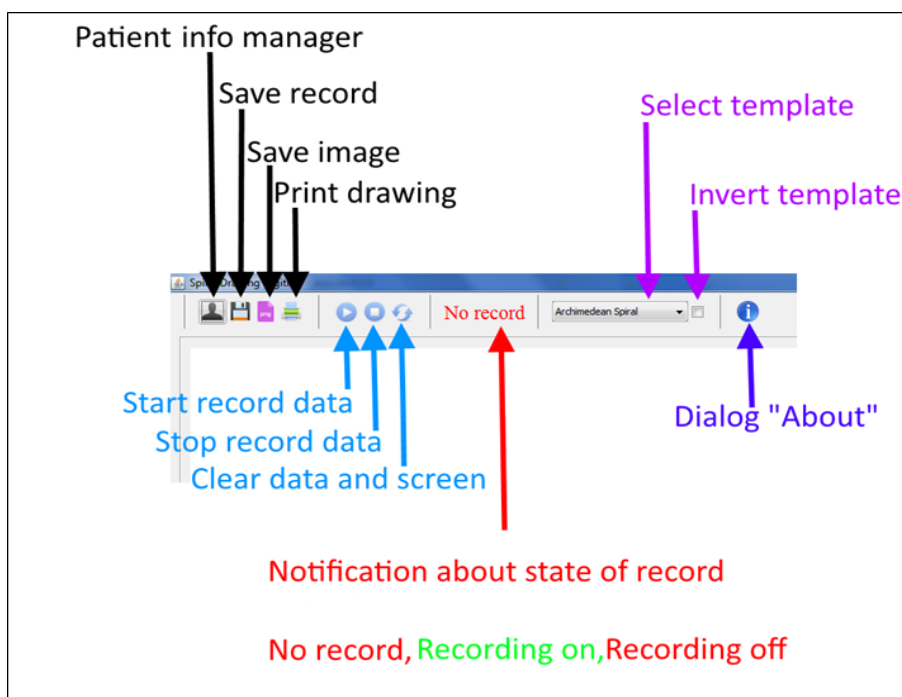


Рисунок 4.4 Зразок панелі керування основного вікна програми SpiralDrawing

Розроблювана методика тестування реалізована у вигляді комп'ютеризованої системи аналізу даних спіралей. Використано програмний пакет MatLab для побудови, компіляції та тестування програми SpiralAnalyser.

Програму «SpiralAnalyser» можна запустити на комп'ютері, попередньо її встановивши. Для запуску програми потрібно зайти в директорію файлової системи з проектом та запустити .exe-файл з версією програми. Після запуску з'являється відкрите початкове вікно програми SpiralAnalyser (рисунк 4.5).

Вікно програми поділено на функціональні елементи. Натиснувши програмну кнопку 1 (відкрити запис), користувач отримує нове діалогове вікно для вибору одного з раніше записаних діагностичних тестів спіралі пацієнта. Після підтвердження вибору автоматично відображаються шаблонна спіраль Архімеда та спіраль рисунку пацієнта в вікні програми аналізу даних тесту.

Перелік функціональних можливостей програми «SpiralAnalyser» (відповідно до позначок на рисунку 4.5):

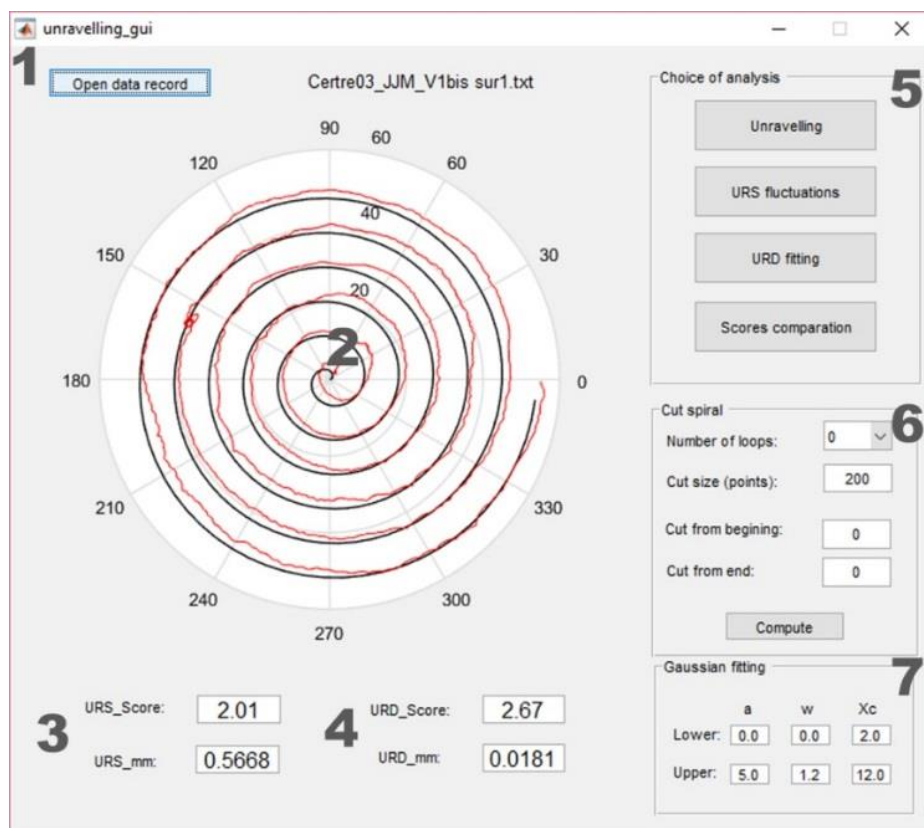


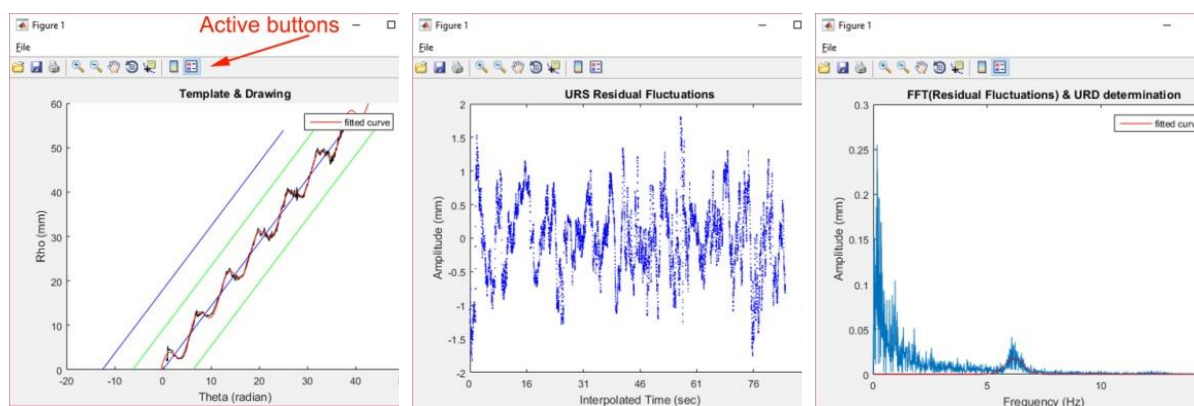
Рисунок 4.5 Вікно програми SpiralAnalyser з відкритим записом спіралі

- 1 – функціональна кнопка вибору нових даних тесту спіралі;
- 2 – графічне представлення шаблону спіралі Архімеда та цифрованої спіралі рисунку пацієнта ;
- 3 – оцінка тремору згідно статичної (амплітудної) характеристики;
- 4 – оцінка тремору згідно динамічної (частотної) характеристики;
- 5 – функціональні кнопки виводу візуальних вікон графіків обчислюваних характеристик;
- 6 – панель зміни параметрів обмеження вибору значень спіралей;
- 7 – панель зміни параметрів для функції Гауса.

У головному вікні програми в автоматичному режимі висвітлюється інформація аналізу вихідних даних спіралі пацієнта (поля 3 та 4), а саме: URS – значення статичної оцінки тремору на основі амплітуди відхилення залишкового коливання, URD – значення динаміки руху, частотна характеристика, утворена з допомогою перетворенням Фур'є. Змінюючи налаштування параметрів перетворення, відкидаючи інколи хибні значення початку та кінця спіралі, можна отримати більш точні та достовірні дані та оцінки ступеню тремору пацієнта. Зміну даного функціоналу можна спостерігати в полях 6 та 7 головного меню програми аналізу даних тремору SpiralAnalyser.

На рисунку 4.5 при виборі однієї з кнопок робочої області програми аналізу (під номером 5 – «Вибір аналізу») користувач отримує можливість візуалізувати окремий етап перетворення даних та побудови результатів, а також порівнювати їх. Три перші кнопки поля 5 демонструють (рисунок 4.6):

- а) розгортання спіралі в криву з допомогою методики unravelling,
- б) отриману амплітуду залишкового відхилення на всій аналізованій часовій осі,
- в) частотну характеристику динамічного значення амплітуди відхилення, утворену з допомогою перетворення Фур'є.



a) Unravelling

б) Fluctuations

в) Fitting

Рисунок 4.6 Візуалізація математичних перетворень спіралі

Для виконання точних налаштувань дослідницької системи внесено ряд полів з параметрами, які відповідають змінним у функціях перетворення Гауса та кількості проаналізованих даних. Можна виконувати аналіз даних спіралі рисунку пацієнта з покроковим зменшенням (відтинанням) необхідної кількості часових міток та супутніх даних з обох кінців. Також існує ручний режим налаштування виключення з аналізованого спектру точок як з початку масиву даних, так і з кінця:

Рисунок 4.7 Адаптаційна можливість змінювати параметри кількості аналізованих даних

Використання циклічного обмеження кількості аналізованих даних зображено на рисунку 4.7. Обмежуючи масив необхідних для аналізу даних по 200 точок з кожного кінця, можна порівняти отримані результати та їх зміну як реакцію на фільтрацію вхідних даних. Кількість циклічних правил обмеження даних задається в полі «Кількість повторів».

На прикладі рисунку 4.8 можна спостерігати зміну початкових заданих умов перетворення Гауса для корегування обчислень результатів.

	a	w	Xc
Lower:	0.0	0.0	2.0
Upper:	5.0	1.2	12.0

Рисунок 4.8. Налаштування перетворення Гауса

Ці поля вводу (рисунок 4.8) дозволяють змінювати значення нижнього і верхнього обмеження функції перетворення. Варто остерігатися помилок при встановленні цих значень, адже у разі хибних параметрів результати фільтрації визначення домінуючої частоти можуть бути визначені невірно.

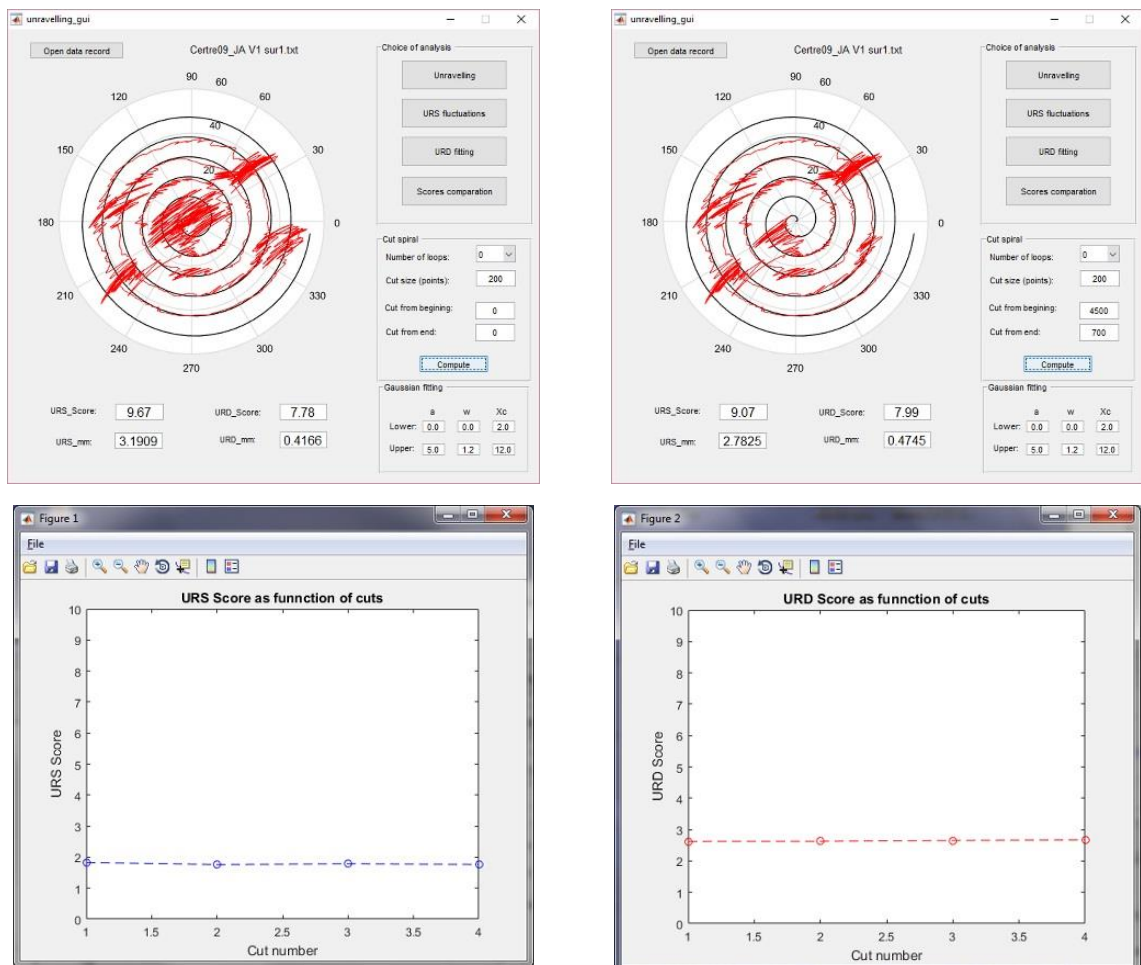


Рисунок 4.9. Зразок обмеження вхідних даних та отримані оцінки

Корисним і ефективним способом аналізу отриманих результатів є можливість виконувати циклічні обчислення [12] (рисунок 4.9) на основі пропорційного зменшення аналізованих масивів даних. Оцінки отримуються та порівнюються для кожної ітерації обмеження аналізованих даних.

Важливими є можливість візуального представлення отриманих результатів, необхідність динамічного задання параметрів системи. Все це дозволяє з більшою наочністю представляти результати та сприяє цільовому використанню технології [4].

4.3 Результати моделювання та ідентифікації параметрів складних багатокomпонентних нейро-біо-feedback-систем на багатоядерних комп'ютерах

В рамках поставленої задачі ідентифікації когнітивних feedback-впливів нейро-вузлів кори головного мозку на траєкторію руху верхньої кінцівки пацієнта розроблено гібридну модель аналізу АНР з урахуванням зворотних зв'язків EEG-сигналів. Для налаштування моделі ідентифікації використовується фрагмент АНР-траси досліджуваного Т-об'єкта згідно рисунку 4.10:

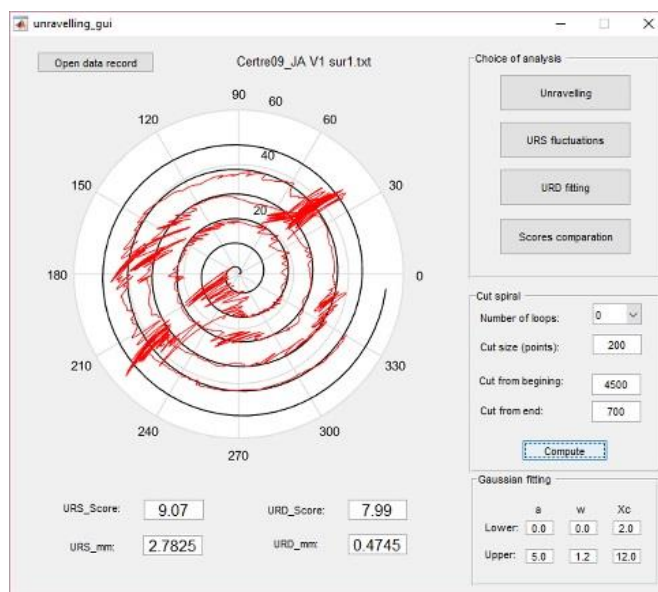


Рисунок 4.10. АНР-траса спірального типу, виконана пацієнтом на планшеті

Виправлений фрагмент цього спірального прикладу у кількості дискретизованих 4000 точок-положень траси подано на рисунку 4.11. Тут абсциса – номери позицій відхилення пера від рівноваги при проходженні спірального шаблону.

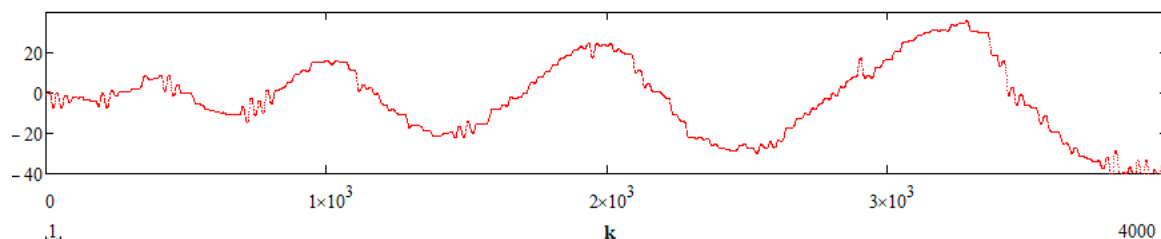


Рисунок 4.11 Розгорнута АНР-траса спірального типу

Для тестування моделі та налаштування шаблонної траси використаний тестовий зразок EEG сигналів гіпотетичного нейро-вузла КГМ згідно рисунку 4.11. Час пропорційно приведено у відповідність довжині фрагменту запису руху АНР Т-об'єкта.

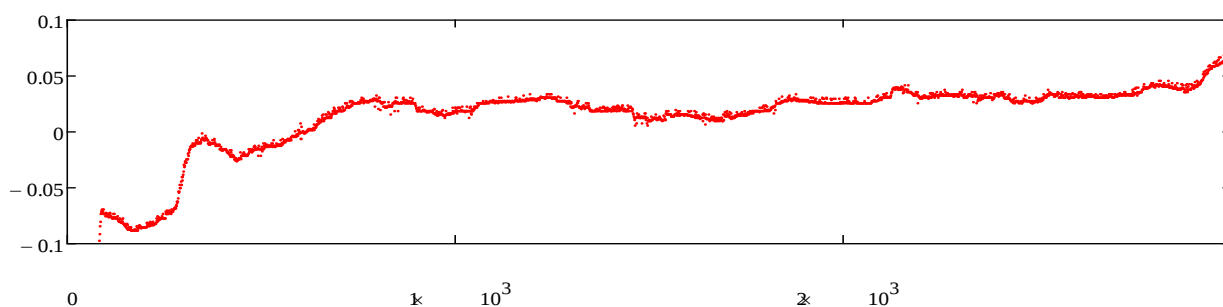


Рисунок 4.12 Тестовий розподіл сигналів EEG, які когнітивно діють на переміщення пера впродовж усього часу опису фрагменту АНР

Налаштування траси моделі аномального механічного руху (МАМР), її покрокова і посегментна ідентифікація (амплітудних і частотних параметрів для кожного сегмента з урахуванням цілісності системи) на конкретний зразок траси (крива спостереження або експериментальна крива) виконувалось згідно feedback-схеми та аналітичного розв'язку гібридної моделі АНР-траси (рисунок 4.13).

$$\begin{bmatrix} u_1(t, z) \\ \dots \\ u_j(t, z) \\ \dots \\ u_{n+1}(t, z) \end{bmatrix} = \int_0^t \begin{bmatrix} \int_{l_0}^{l_k} \mathcal{H}_{11}(t-\tau, z, \xi) & \dots & \int_{l_n}^{l_{n+1}} \mathcal{H}_{1, n_1+1}(t-\tau, z, \xi) \\ \dots & \dots & \dots \\ \int_{l_0}^{l_k} \mathcal{H}_{j1}(t-\tau, z, \xi) & \dots & \int_{l_n}^{l_{n+1}} \mathcal{H}_{j, n+1}(t-\tau, z, \xi) \\ \dots & \dots & \dots \\ \int_{l_0}^{l_k} \mathcal{H}_{n+1,1}(t-\tau, z, \xi) & \dots & \int_{l_n}^{l_{n+1}} \mathcal{H}_{n_1+1, n_1+1}(t-\tau, z, \xi) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_1(\tau, \xi) \\ \dots \\ S_i(\tau, \xi) \\ \dots \\ S_n(\tau, \xi) \end{bmatrix} d\xi d\tau$$

ETG
feedback
EEG

Рисунок 4.13 Модель аналізу анормальних механічних рухів траси (МAMP - траси) зі feedback-зв'язком

Результати тестування моделі подані на графіках, зображених на рисунках нижче. Спочатку обиралась відносно невелика кількість точок з метою відтворити профіль кривої спостереження. Профіль МAMP-траси виконаний пацієнтом з урахуванням картини кривої feedback-впливів тестового EEG (рисунок 4.14).

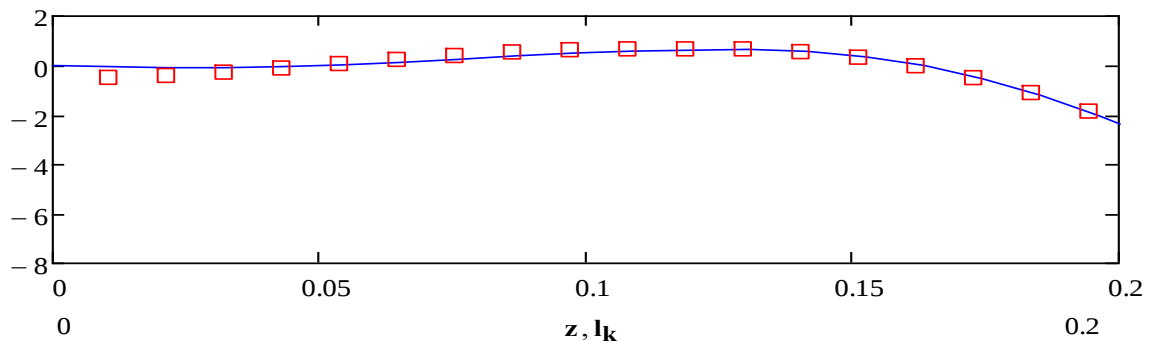


Рисунок 4.14. Порівняльний аналіз модельної траси (суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (квадратні маркери) для перших 20 точок траси.

Як видно з рисунку 4.14, точність співпадіння модельної траси та реальної траси пацієнта є дуже високою (до 1.5-2 %) для 20 точок спостереження. Амплітудні і частотні характеристики завдяки побудованій системно для усіх сегментів розбиття гібридній спектральній функції (з

урахуванням їх зв'язності, а не кожного сепаратно) дали можливість отримати практично повне співпадіння модельної траси з реальною трасою пацієнта. Далі поступово збільшувалась кількість точок траси. Для 50-ти точок результати виявились практично ті ж самі (рис.4.15).

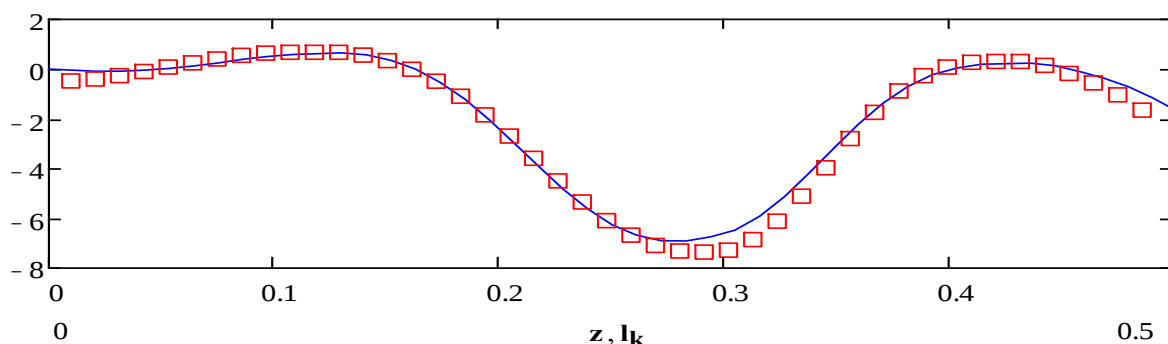


Рисунок 4.15 Аналіз модельної траси МАМР (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні квадратні маркери) для перших 50 точок траси

Поступово нарощувалась кількість точок до 100, 500, 1000, 2000 і 4000 і вивчалась поведінка модельних кривих, оцінюючи їх можливі відхилення від експериментальних МАМР та трас Т-об'єкта.

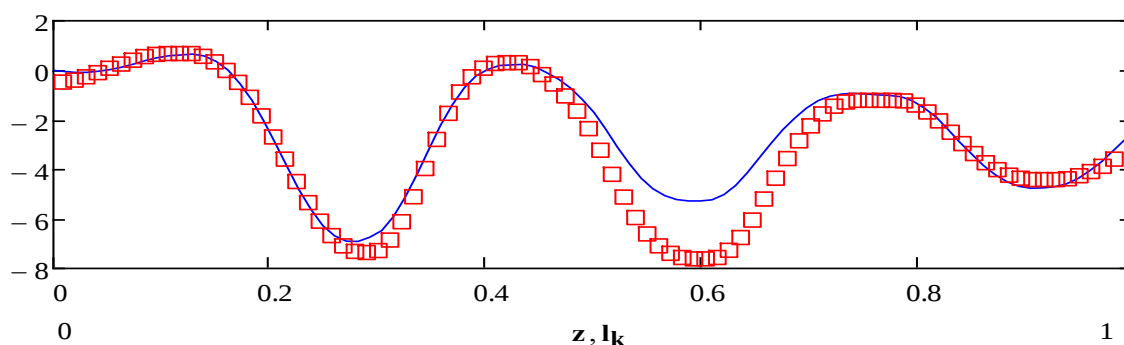


Рисунок 4.16. Аналіз модельної траси (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні квадратні маркери) для перших 100 точок траси

На рисунку 4.16 для сегменту зі 100 точок ми спостерігаємо незначне відхилення (5-7 %) у сідловій зоні біля 60-ої точки траси. Цю проблему технічно можна вирішити, зробивши сегментацію траси у цій зоні дрібнішою.

Сама модель дозволяє здійснювати довільне розбиття з довільними розмірами кожного сегмента і робити їх по необхідності як завгодно малими. Тут на усіх графіках на осях абсцис для компактності показані відносні значення кількості точок траси (число 1 відповідає 100-й точці траси, 5 – 500-й, 0.2 – 20-й позиції і т.д.).

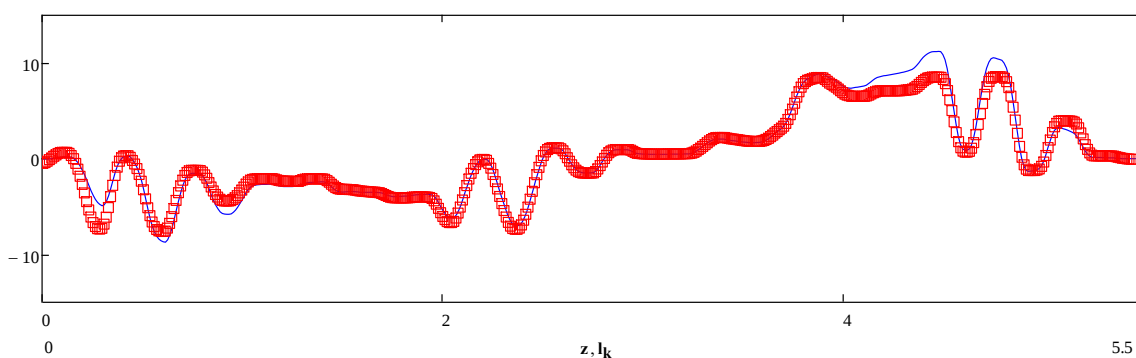


Рисунок 4.17 Аналіз модельної траси (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні лінії/квадратні маркери) для перших 500 точок траси

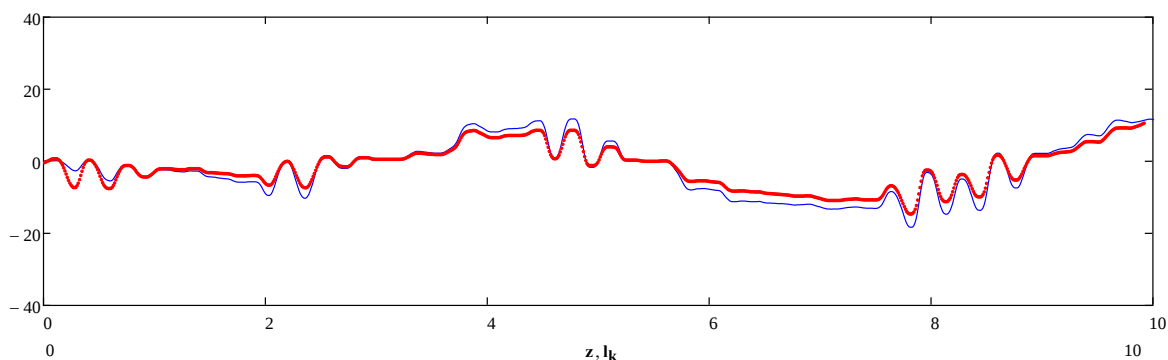


Рисунок 4.18 Аналіз модельної траси (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні лінії/квадратні маркери) для перших 1000 точок траси

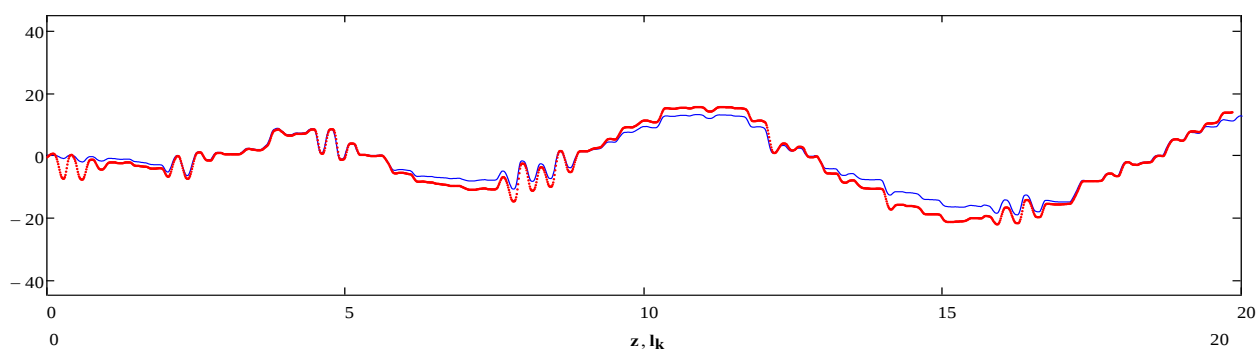
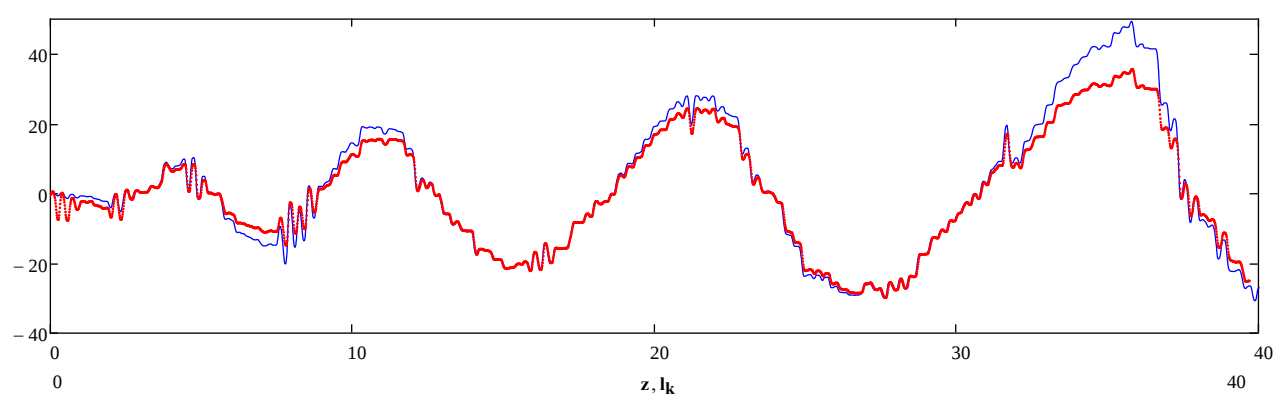
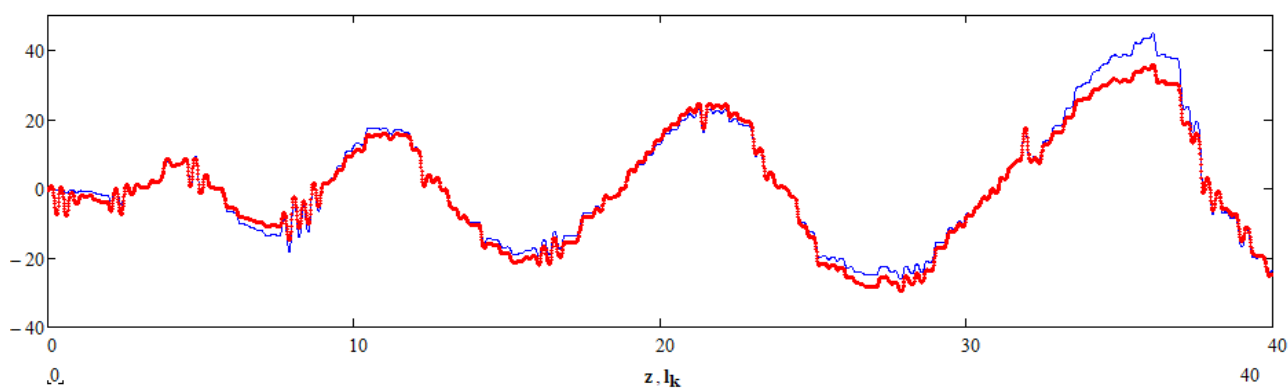


Рисунок 4.19 Аналіз модельної траси (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні лінії/квадратні маркери) для перших 2000 точок траси



a)



b)

Рисунок 4.20 Аналіз модельної траси (синя суцільна лінія) та реальної траси пацієнта (червоні лінії/квадратні маркери) для перших 4000 точок траси (реально бралось 5690 точок).

На рисунку 4.20 подані одні і ті ж криві (a, b) при різних кількостях ітераційних циклів ідентифікації параметрів та різних графічних зображеннях з метою виявлення більш прийнятних варіантів. Серед переваг такого

спостереження є те, що на усіх графіках спостерігаємо повне відтворення частотних характеристик траси (періодичність модельних кривих практично повністю відповідає періодичності кривих, виконаних пацієнтом).

Розроблена модель на високому рівні відтворює поведінку пацієнта, відображаючи МАР-трасу, яка практично співпадає з нанесеним рисунком Т-об'єкта на планшеті. Найголовніше, що в моделі закладена можливість відображення механізмів feedback-впливів нейро-вузлів КГМ у вигляді матриці сигналів EEG, які визначають поведінку цих рухів.

Подальше дослідження розширює межі застосування та може включати зміну цієї поведінки, очевидно, в кращу сторону в залежності від зміни величин цих EEG feedback-впливів після певних терапевтичних процедур.

4.4 Впровадження реалізованої програмної системи

Після виконання розробки та тестування вирішено встановити дане ПЗ для виконання дослідів з моделями та для оцінки ефективності розроблюваного продукту. В лабораторії дослідження експериментальних даних записів спіралей пацієнтів з допомогою цифрового перового планшета було налаштовано один з комп'ютерів та розгорнуто систему аналізу даних. Було встановлено та налаштовано JRE [92] та MatlabEnvironment [78] для виконання програми. Дану програму можна запускати та демонструвати результати роботи, проводити дослідження з моделями, оцінювати спіралі, отримувати кількісні характеристики, проводити корегування параметрів.

Також було вирішено встановити програмний комплекс для проведення доопрацювання, оновлення та доробки даного реалізованого ПЗ в необхідному обсязі. Тобто у наступних реалізаціях можна буде здійснити зміну формул моделі, додати нові можливості. Для цього було встановлено JDK (Java Development Kit) для розробників java-програм та середовище програмування NetBeansIDE 8.0.2 для виконання розробки та компілювання проекту. Також було встановлено супутні засоби для підтримки проекту.

Програмний продукт було завантажено на репозиторій BitBucket для здійснення контролю версій, збереження проекту в хмарному сервісі та можливості віддаленого доступу для розгортання.

В умовах використання даного програмно-апаратного комплексу автоматизованої діагностики тремору пацієнтів у клініці «Медичний центр Вітамін» (Тернопіль) було зібрано записи та експериментальні дані 7-ми пацієнтів. З допомогою впровадження розробки в Інституті головного та спинного мозків ICM (Hospital Saint-Petriere, Париж, Франція) здійснено більше 260 записів рисунків, які відтворюють рухи 32-ох пацієнтів з проявами різного походження та етіології треморів.

4.5 Оцінка ефективності використання автоматизованого способу діагностування тремору

Згідно отриманих даних порівняння тривалості виконання діагностичного тесту з використанням автоматизованої системи та без (спосіб рисунку спіралі на паперовому шаблоні) здійснено аналіз ефективності застосування комп'ютеризованого тесту спіралі Архімеда (дані таблиці 4.1).

У випадку паперового варіанту рисунку спіралі пацієнта оцінювання відбувається експертом способом порівняння останнього з шаблонним, який відповідає тій чи іншій оцінці за шкалою 0..10 (Fahn-Tolossa-Marin). На це витрачається значний час, а сама ж оцінка може бути не надто точною в силу причин різного трактування лікарями.

Медичні працівники відмітили стабільність у показах оцінок та параметрів, які надає програмна система при використанні подібних рисунків, що свідчить про корельованість та системність отриманих результатів.

Таблиця 4.1. Порівняння затрат часу та оцінок автоматизованого тесту спіралі Архімеда з мануальним використанням паперового шаблону

<i>№ тесту</i>	<i>Час виконання мануальний, с</i>	<i>Час виконання SpiralDrawing, с</i>	<i>Оцінка лікаря</i>	<i>Оцінка системи</i>
1	92	68	6-суттєвий	6,89
2	117	49	4-середній	3,50
3	95	24	4-середній	3,82
4	178	37	5-суттєвий	6,90
5	42	49	5-суттєвий	4,5
6	101	92	2-відсутній	2,12
7	84	23	2-відсутній	3,05
8	78	54	7-високий	5,78
9	125	55	3-відсутній	2,75
10	95	68	5-суттєвий	6,78
11	69	65	1-відсутній	1,37

Ефективність автоматизованого способу виконання рисунку спіралі порівняно з паперовим оцінюється наступними параметрами:

- тривалості виконання тесту – на 45% швидше (в середньому близько 1 хвилини замість 2-3 хвилин ручного введення інформації);
- ефективності та точності оцінювання – значне покращення експлуатаційних якостей завдяки високій швидкості аналізу даних, якісному процесу отримання вхідних даних 3D-рисунку спіралі, однозначному трактуванню результатів.

Дані результати свідчать про ефективність застосування моделей аналізу даних та способу їх збору. Реалізовані алгоритми та архітектурні рішення для розроблюваного ПЗ, а також користувацькі інтерфейси взаємодії проектувалися з метою забезпечення зручності та ергономіки кінцевим користувачам, що також впливає позитивно на якість та швидкість виконання тесту спіралі в процесі автоматизованого діагностування стану пацієнтів з проявами тремору.

Висновки до четвертого розділу

На завершальному етапі реалізації описано основні вимоги до використання програмного забезпечення, виконано тестування готової розробки та вказано результати впровадження ПЗ в лабораторіях для досліджень. В реалізованій програмі наявні всі заплановані функції та можливості для роботи. Встановлено закономірності впливу застосування новітніх розроблених програмно-апаратних рішень в рамках клінічних досліджень стану пацієнтів з ознаками есенціального тремору на якість та достовірність отриманих результатів шляхом оцінки ефективності застосування діагностичного тесту спіралі з використанням автоматизованої системи та без неї.

Реалізація програмного забезпечення з використанням набору програмних бібліотек сприяє підвищенню адаптивності, зручності для повторного використання в ході проведення нових досліджень та продовження розробок нового програмного забезпечення. Здійснено тестування готової системи та верифікацію на відповідність функціональним та нефункціональним вимогам.

На етапі впровадження комп'ютеризованої системи описано особливості використання розробленого ПЗ. Вказано результати апробації автоматизованого комплексу та програмного забезпечення для нього в лабораторії для досліджень (ТНТУ, Тернопіль), Інституті головного та спинного мозків ІСМ (Франція) та у клініці «Медичний центр Вітамін» (Тернопіль). Медичні заклади на практиці можуть скористатися розробленою автоматизованою системою діагностування стану пацієнтів з проявами тремору кінцівок для покращення існуючих та отримання нових діагностичних практик.

ВИСНОВКИ

Дисертаційна робота містить розробку комплексної системи оцінювання стану пацієнтів з проявами тремору верхніх кінцівок, що включає в себе інтерактивну програму-додаток для збору даних про рухи з допомогою графічного планшета та аналізу трасування з моделі відтвореного руху, а також підсистему автоматизованого оцінювання стану тремору пацієнта.

Метод комп'ютеризованого аналізу є надзвичайно точним та ефективним в оцінці ступеню тремору, а математичне моделювання дозволяє отримати частотні характеристики, амплітуду коливання, відхилення від норми та інші показники. У силу того, що наразі відсутні методи прогресивного та швидкого тестування та аналізу даних для діагностування захворювань на тремор, зацікавленість до систем даного типу зі сторони медичних закладів є досить високою. Також системи даного спрямування дають розширені можливості для оцінки отриманих результатів діагностики не тільки в межах даного захворювання, а й стану здоров'я пацієнта загалом.

Сукупні методи діагностування, розроблювані математичні та комп'ютерні моделі, реалізовані спеціалізовані програмно-апаратні засоби – основні елементи, що використовуються в рамках даного дослідження та розробки. Процес ідентифікації необхідних параметрів призводить до підвищення точності і зрозумілості поведінки системи.

Спосіб діагностування тремору застосовується в неврології з допомогою використання периферійних комп'ютеризованих пристроїв та алгоритмів опрацювання інформації. Із метою ідентифікації анормальних невралгічних рухів в трьох площинах координат (АНР-3D) для вимірювання тремору верхніх кінцівок тіла людини (тремор рук) запропоновано спосіб ідентифікації амплітудних та частотних характеристик рухів з допомогою бездротового портативного пристрою. Він містить вбудований інерційний сенсор-мікроакселерометр, який зчитує з певною частотою коливання кінцівок

людини, фіксує інформацію про траєкторії руху та прискорення для розпізнавання жестів або рукописного вводу.

Завдання пацієнта – повторити спіраль Архімеда на графічному планшеті з допомогою пера. Тремографія [111] з використанням рисунку спіралі забезпечує аналіз різних кількісних та якісних параметрів рухів кінцівок пацієнта.

Проведено аналіз методів та засобів автоматизованої діагностики захворювання тремору кінцівок людини. Для більш ґрунтовного підходу до дослідження та реалізації необхідних методів розглянуто основні параметри системи, досліджено експериментальні дані та суміжні розробки, проаналізовано існуючі ефективні методи ідентифікації захворювання тремор, переваги та недоліки кожного з них. На основі вибірки статистичних даних та попередніх результатів досліджень розроблено метод оцінювання стану пацієнтів з можливістю інтеграції в програмний комплекс діагностичного центру.

Використано математичні моделі для технології ідентифікації захворювання есенціального тремору з використанням тесту спіралі Архімеда. Встановлено методи визначення кількісних характеристик коливних сигналів, яке виникає внаслідок тремтіння кінцівок, а саме: амплітуди залишкового коливання (відхилення) та частотної характеристики (згідно перетворення Фур'є). З допомогою статистичних методів оцінювання було реалізовано можливість ідентифікації стану тремору пацієнта згідно шкали Fahn-Tolossa-Marin [49], [55].

Запропоновано використання гібридної моделі для нейро-біо-системи, яка описує стан і поведінку 3D-елементів траєкторій АНР Т-об'єкта з врахуванням матриці когнітивних впливів груп нейро-вузлів кори головного мозку. Методами гібридних інтегральних перетворень Фур'є побудовані швидкісні аналітичні розв'язки моделі у вигляді вектор-функцій, які визначають елементи траєкторій на кожному АНР-сегменті. Запропоновано

високопродуктивні алгоритми ідентифікації параметрів досліджуваних feedback-систем для покомпонентного оцінювання взаємовпливів, що забезпечує можливість розпаралелювання обчислень на багатоядерних комп'ютерах.

На основі описаних математичних моделей здійснено проектування та реалізацію програмного забезпечення. На етапі проектування було проаналізовано предметну область, визначено поставлені завдання, обґрунтовано архітектуру системи, встановлено варіанти використання та реалізацію програми.

З використанням архітектурно-центрованого раціонального уніфікованого підходу розробки ПЗ, орієнтованого на модель варіантів використання, розроблено багаторівневу архітектуру ПЗ системи, яка забезпечує стійкість для інтеграції нових вимог та потреб програмного забезпечення. Це підвищило ефективність застосування методики автоматизованого діагностування патології есенціального тремору з допомогою розроблених програмно-апаратних засобів в умовах клінічних досліджень.

На завершальному етапі реалізації описано основні вимоги до використання розробленого ПЗ, виконано тестування готової розробки, вказано результати впровадження ПЗ в лабораторії для досліджень. В реалізації програми наявні всі заплановані функції та можливості для роботи, реалізовано всі поставлені етапом аналізу предметної області задачі.

У дослідженні наведено опис основних можливостей обчислення параметрів та функцій розглянутої моделі. З метою перевірки вірності застосованих математичних перетворень та точності отриманих результатів, загальної ефективності розроблюваної методики застосовано раціональний уніфікований підхід тестування та відлагодження способу ідентифікації параметрів системи, яка використовує 3D-рисунок спіралі пацієнта в якості вхідних даних.

Програмне рішення значно скорочує час та витрати на виконання дослідницьких експериментів у галузі медицини. Згідно зібраних показів медичних працівників та отриманих статистичних даних тривалості виконання тесту спіралі пацієнтами запропонована автоматизована система пришвидшує отримання результатів майже вдвічі (до 45% часу на виконання рисунку, та майже миттєвий результат оцінювання). У порівнянні з способом збору та аналізу даних без використання комп'ютеризованого обладнання (на папері) дана реалізація забезпечує значно вищу якість отриманих даних (повнота даних та низький час дискретизації забезпечують приріст надійності отриманих результатів для різних типів тремору) і більшу ефективність кожного діагностичного тесту. Розроблений метод ідентифікації захворювання сприяє покращенню умов та ергономіки при виконанні діагностики тремору в пацієнтів.

Даний дослідницький проект та його реалізація виконано з метою забезпечення ефективного, точного та однозначного діагностування пацієнтів, які страждають внаслідок захворювання на есенціальний тремор. Бібліотека алгоритмів імплементована у прикладне програмне забезпечення та використовується з метою побудови комп'ютерних моделей і візуалізації результатів. Це сприяє зручності виконання досліджень та порівняння результатів, пришвидшує встановлення оцінки стану пацієнтів відповідно до діагнозу. Системний комплекс, який використовує дану реалізацію методики тестування з допомогою спіралі, впроваджено та успішно апробовано в експериментальній лабораторії Інституту головного та спинного мозку ICM (Франція).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Аврунин О. Г., Селиванова К. Г. Разработка метода автоматизированного тестирования мелкой моторики ведущей руки на графическом планшете. *Прикладная радиоэлектроника* : науч.-техн. журн. Х. : ХНУРЭ, 2013. Т. 12, № 3. С. 459–465.
2. Динамические игры с разрывными траекториями / А. О. Чикрий, Ю. Г. Кривонос, И. И. Матичин . Наук. думка, 2005. 220с.
3. Життєвий цикл програмного забезпечення. URL : https://uk.wikipedia.org/wiki/Життєвий_цикл_програмного_забезпечення (дата звернення: 23.06.2020).
4. Ковальчук О. Я., Іваницький Р. І. Експертні системи в медицині. Тернопіль: Тернопільська державна медична академія імені І. Я. Горбачевського, 2014.
5. Лайза Криспин, Джанет Грегори Гибкое тестирование: практическое руководство для тестировщиков ПО и гибких команд (Agile Testing): A Practical Guide for Testers and Agile Teams. М.: «Вильямс», 2010. 464 с.
6. Ленюк М.П., Петрик М.Р. Методи інтегральних перетворень Фур'є-Бесселя в задачах математичного моделювання масопереносу в неоднорідних середовищах. Київ: Наукова думка. 2000. 372 с.
7. Лобасюк Б. А., Акимова Л. Н., Боделан М. И., Аймедов К. В. Показатели тремора в условиях оперативного и психосенсорного покоя. *Психиатрия, неврология та медицинская психология*. 2015. Т. 2, № 2. С. 59-64.
8. Матвієнко Ю. Есенціальний тремор. Огляд проблеми. *Медицина світу. Український медичний портал*. 2009. №4. URL : <http://msvitu.com/archive/2009/april/article-1.php#> (дата звернення: 02.03.2021).
9. Матвієнко Ю. О. Есенціальний тремор - поширений руховий розлад нервової системи. *Феномен людини. Здоровий спосіб життя* : зб. наук. пр. Львів, 2014. Вип. 23(89). С. 17-23.

10. Методи математичного моделювання та ідентифікації складних процесів і систем на основі високопродуктивних обчислень (нейро- та нанопористі кібер-фізичні системи із зворотніми зв'язками, моделі з даними розрідженої структури, паралельні обчислення): монографія / О.М. Хіміч, та ін. ; за ред. наукової ради Національної академії наук України. Київ : Інститут кібернетики імені В. М. Глушкова, 2019. 176 с. **ISBN:** 978-966-02-9188-1, <http://elartu.tntu.edu.ua/handle/lib/30745>
11. Моделі життєвого циклу, принципи і методології розробки програмного забезпечення. URL: <https://evergreens.com.ua/ua/articles/software-development-metodologies.html> (дата звернення: 23.06.2020).
12. Минцер О. П., Угаров Б. Н., Власов В. В. Методы обработки медицинской информации. К. : Вища школа, 1991.
13. Мудрик І.Я. Способи комп'ютеризованого збору та аналізу параметрів аномальних неврологічних рухів. *Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. до 100 річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100 річчя з дня смерті), м. Тернопіль, 22–24 трав. 2018р. Тернопіль: ТНТУ, 2018. С. 221–222.
14. Мудрик І.Я., Безух Д.М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор на мобільних пристроях з використанням архітектури «клієнт-сервер». *Актуальні задачі сучасних технологій* : зб. тез доп. VI Міжнар. наук.-техн. конф. молод. уч. та студ., м. Тернопіль, 16–17 листоп. 2017 р. Тернопіль : ТНТУ, Т.2. С. 126–127. ISBN 978-966-305-086-7.
15. Мудрик І.Я., Безух Д.М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор з використанням тесту спіралі Архімеда на мобільних пристроях. *Сучасні наукові інновації (частина II)*: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції м. Київ, 15-16 лютого 2017 р.: МЦНД, С. 26-28.

- 16.Мудрик, І. Соціальні наслідки інтенсифікації застосування комп'ютерної техніки. *Збірник тез міжнародної наукової конференції молодих учених та студентів „Філософські виміри техніки“*, 30 листопада – 1 грудня 2016 р. Тернопіль, ТНТУ, С. 50-51.
- 17.Нестеренко А.Н., Попов О.В., Рудич О.В. Розв'язування систем нелінійних рівнянь на комп'ютерах з паралельною організацією обчислень. *Математичне та комп'ютерне моделювання. Фізико-математичні науки.* : зб. наук. праць 2019. Вип. 19. С. 85–91.
- 18.Патент на корисну модель: «Спосіб цифрового вимірювання параметрів аномальних неврологічних рухів верхніх кінцівок у пацієнтів з проявами тремору»: *пат. 130247 Україна : А61В 5/11 (2006.01)*. М.П. Петрик, Д.М. Михалик, І.Я. Мудрик. № 201807031; заявл. 22.06.2018; опубл. 26.11.2018, Бюл. № 22.
- 19.Перетворення Фур'є (Матеріал з Вікіпедії — вільної енциклопедії). URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Перетворення_Фур'є (дата звернення: 23.06.2020).
- 20.Перетворення Фур'є, Лапласа: узагальнення та застосування: навч.-метод. посіб. [для студентів та аспірантів мех.-мат. і природн. спец. ВНЗ] / Г. П. Лопушанська, А. О. Лопушанський, О. М. М'яус ; М-во освіти і науки України, Львів. нац. ун-т ім. І. Франка. Львів: ЛНУ, 2014. 152 с.
- 21.Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку. *XXI Міжнародна конференція з математичного моделювання (МКММ-2020)* : зб. матеріалів конф., м. Херсон, 14–18 верес. 2020 р. Херсон : ХНТУ, С. 46.
- 22.Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку.

Прикладні питання математичного моделювання. 2020. Т. 3, № 2.2. С. 221–234. ISSN 2618-0332.

- 23.Петрик М., Михалик Д., Петрик О., Мудрик І. Апаратні та програмні засоби ідентифікації аномальних неврологічних рухів у пацієнтів з проявами есенціального тремору. *Інформаційні системи та технології ICT-2018* : матеріали 7-ї Міжнар. наук.-техн. конф., присвяч. 55-річчю каф. Приклад. математики ХНУРЕ, 55-річчю каф. Програм. інженерії ХНУРЕ та 40-річчю каф. Приклад. математики та інформ. технологій ХНУМГ ім. О. М. Бекет, м. Коблеве-Харків, 10–15 верес. 2018 р. Харків, С. 256–260.
- 24.Петрик М.Р., Хіміч О.М., Бойко І.В., Петрик О.Ю. Високопродуктивні обчислювальні методи і технології моделювання нанопористих систем зі зворотніми зв'язками для адсорбційного очищення газів. *Вісник національного ун-ту водного госп-ва та природокористування. Технічні науки.* Вип. 3(87), 2019. С. 66-83.
- 25.Прокопенко С. В., Шанина Е. Г. Диагностика состояний вегетативной дисфункции с использованием метода компьютерной пальцевой треморографии. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии.* 2011. № 5(2). С. 14– 17.
- 26.Саноцький Я. Є, Федоришин Л. М. Есенціальний тремор: важливі факти для пацієнтів. *International Parkinson and Movement Disorder Society.* URL: <https://neuroclinic.lviv.ua/esenczialnyj-tremor-vazhlyvi-fakty-dlya-pacziyentiv/> (дата звернення: 02.03.2021).
- 27.Селиванова К. Г., Аврунин О. Г., Семенец В. В. Разработка интерактивных тестов для оценки уровня развития мелкой моторики. *Вісник Харківського національного університету ім. В. Н. Каразіна.* 2014. № 1143, Вип. 6. С. 72-72.
- 28.Селіванова К. Г. Методи та засоби визначення феноменів тремтіння при діагностиці функціональних уражень нервової системи: автореф. дис. канд.

- техн. наук: 05.11.17 / Харків. нац. ун-т радіоелектроніки. Харків, 2016. 21 с.
- 29.Тремор (Матеріал з Вікіпедії — вільної енциклопедії). URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Тремор> (дата звернення: 23.06.2020).
 - 30.Чурпій І. К., Чурпій Н. В., Скрипко В. Д. Сучасний стан інформатизації в медицині. *Буковинський медичний вісник*. 2011. Т. 15, N 1. С. 171-173.
 - 31.Якобсон А., Буч Г., Рамбо Дж. Уніфікований процес розробки програмного забезпечення. *СПб.: Питер*, 2002. 496 с.
 - 32.Adams J.L., Lizarraga K.J., Waddell E.M., Myers T.L., Jensen-Roberts S., Modica J.S., Schneider R.B. Digital Technology in Movement Disorders: Updates, Applications, and Challenges. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2021 Mar 3;21(4):16. DOI: 10.1007/s11910-021-01101-6.
 - 33.Albahri O.S., Albahri A.S., Mohammed K.I., Zaidan A.A., Zaidan B.B., Hashim M., Salman O.H. Systematic Review of Real-time Remote Health Monitoring System in Triage and Priority-Based Sensor Technology: Taxonomy, Open Challenges, Motivation and Recommendations. *J Med Syst*. 2018 Mar 22;42(5):80. DOI: 10.1007/s10916-018-0943-4.
 - 34.Artusi C.A., Imbalzano G., Sturchio A., Pilotto A., Montanaro E., Padovani A., Lopiano L., Maetzler W., Espay A.J. Implementation of Mobile Health Technologies in Clinical Trials of Movement Disorders: Underutilized Potential. *Neurotherapeutics*. 2020 Oct;17(4):1736-1746. DOI: 10.1007/s13311-020-00901-x.
 - 35.Avrudin O., Aver'yanova L. , Golovenko V., Sklyar O. The experience software-based design of virtual medical intrascopy systems for simulation study. *Information Technologies and Knowledge*. 2008. Vol.2. С. 470-474.
 - 36.Bain P.G., Findley L.J. Assessing tremor severity: a clinical handbook. 1. London: Smith-Gordon; 1993.
 - 37.Bhattacharjya S., Stafford M.C., Cavuoto L.A., Yang Z., Song C., Subryan H., Xu W., Langan J. Harnessing smartphone technology and three dimensional

- printing to create a mobile rehabilitation system, mRehab: assessment of usability and consistency in measurement. *J Neuroeng Rehabil*. 2019 Oct 29;16(1):127. doi: 10.1186/s12984-019-0592-y.
- 38.Bhidayasiri R., Mari Z. Digital phenotyping in Parkinson's disease: Empowering neurologists for measurement-based care. *Parkinsonism Relat Disord*. 2020 Nov;80:35-40. DOI: 10.1016/j.parkreldis.2020.08.038.
- 39.Boyko I., Petryk M., Petryk M., Mudryk I. High-performance Modeling Methods of Feedback-nanoporous Cyber Systems using Nonlinear Adsorption Equilibrium of Gas Cleaning. *2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*, Deggendorf, Germany, 16-18 Sept. 2020. P. 61-64. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9208989. **ISBN**:978-1-7281-6759-6.
- 40.Boroojerdi B., Ghaffari R., Mahadevan N., Markowitz M., Melton K., Morey B., Otoul C., Patel S., Phillips J., Sen-Gupta E., Stumpp O., Tatla D., Terricabras D., Claes K., Wright J.A. Jr., Sheth N. Clinical feasibility of a wearable, conformable sensor patch to monitor motor symptoms in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2019 Apr;61:70-76. DOI: 10.1016/j.parkreldis.2018.11.024.
- 41.Botros A., Schütz N., Camenzind M., Urwyler P., Bolliger D., Vanbellinghen T., Kistler R., Bohlhalter S., Muri R.M., Mosimann U.P., Nef T. Long-Term Home-Monitoring Sensor Technology in Patients with Parkinson's Disease-Acceptance and Adherence. *Sensors (Basel)*. 2019 Nov 26;19(23):5169.
- 42.Cai G., Huang Y., Luo S., Lin Z., Dai H., Ye Q. Continuous quantitative monitoring of physical activity in Parkinson's disease patients by using wearable devices: a case-control study. *Neurol Sci*. 2017 Sep;38(9):1657-1663. DOI: 10.1007/s10072-017-3050-2.
- 43.Chen K.H., Lin P.C., Yang B.S., Chen Y.J. The difference in visuomotor feedback velocity control during spiral drawing between Parkinson's disease and

- essential tremor. *Neurol Sci*. 2018 Jun;39(6):1057-1063. Epub 2018 Mar 23. DOI: 10.1007/s10072-018-3331-4.
- 44.Chien J.H., Torres-Russotto D., Wang Z., Gui C., Whitney D., Siu K.C. The use of smartphone in measuring stance and gait patterns in patients with orthostatic tremor. *PLoS One*. 2019 Jul 18;14(7):e0220012. DOI: 10.1371/journal.pone.0220012.
 - 45.Daneault J.F., Vergara-Diaz G., Parisi F., Admati C., Alfonso C., Bertoli M., Bonizzoni E., Carvalho G.F., Costante G., Fabara E.E., Fixler N., Golabchi F.N., Growdon J., Sapienza S., Snyder P., Shpigelman S., Sudarsky L., Daeschler M., Bataille L., Sieberts S.K., Omberg L., Moore S., Bonato P. Accelerometer data collected with a minimum set of wearable sensors from subjects with Parkinson's disease. *Sci Data*. 2021 Feb 5;8(1):48. DOI: 10.1038/s41597-021-00830-0.
 - 46.Dorsey E.R., Elbaz A., Nichols E., Abd-Allah F., Abdelalim A., Adsuar J.C., et al. Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990-2016: a systematic analysis for the global burden of disease study 2016. *Lancet Neurol*. 2018;17:939–953. DOI: 10.1016/S1474-4422(18)30295-3.
 - 47.Dorsey E.R., Glidden A.M., Holloway M.R., Birbeck G.L., Schwamm L.H. Teleneurology and mobile technologies: the future of neurological care. *Nat Rev Neurol*. 2018 May;14(5):285-297. DOI: 10.1038/nrneurol.2018.31.
 - 48.Elble R.J., Brilliant M., Leffler K., Higgins C. Quantification of Essential Tremor in Writing and Drawing. *Movement Disorders*. 1996; 11(1):70-8.
 - 49.Elble R.J., Ellenbogen A. Digitizing Tablet and Fahn-Tolosa-Marín Ratings of Archimedes Spirals have Comparable Minimum Detectable Change in Essential Tremor. *Tremor Other Hyperkinet Mov (N Y)*. 2017 Jul 7;7:481. DOI: 10.7916/D89S20H7.
 - 50.Elble R.J., Pullman S.L., Matsumoto J.Y., Raethjen J., Deuschl G., Tintner R. Tremor Research Group Tremor amplitude is logarithmically related to 4- and 5-point tremor rating scales. *Brain*. 2006;129: 2660–2666. doi: 10.1093/brain/awl190. [PubMed] [Cross Ref].

- 51.EMCMED. Медична інформаційна система. URL: <http://mcmed.ua/> (дата звернення: 23.06.2020).
- 52.Espay A.J., Hausdorff J.M., Sánchez-Ferro Á., Klucken J., Merola A., Bonato P., Paul S.S., Horak F.B., Vizcarra J.A., Mestre T.A., Reilmann R., Nieuwboer A., Dorsey E.R., Rochester L., Bloem B.R., Maetzler W.; Movement Disorder Society Task Force on Technology. A roadmap for implementation of patient-centered digital outcome measures in Parkinson's disease obtained using mobile health technologies. *Mov Disord.* 2019 May;34(5):657-663. DOI: 10.1002/mds.27671.
53. Evers L.J.W., Krijthe J.H., Meinders M.J., Bloem B.R., Heskes T.M. Measuring Parkinson's disease over time: The real-world within-subject reliability of the MDS-UPDRS. *Mov Disord.* 2019 Oct;34(10):1480-1487. DOI: 10.1002/mds.27790.
- 54.Fahn S., Tolosa E., Concepcion M. Clinical Rating Scale for Tremor. In: Jankovic J, Tolosa E, editors. *Parkinson's disease and movement disorders, 2nd ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1993:271-280.*
- 55.Fahn, Tolosa, Marin Tremor Rating Scale : URL: <https://www.yumpu.com/en/document/view/11254127/fahn-tolosa-marin-tremor-rating-scale>. (дата звернення: 23.06.2020)
- 56.Feigin V.L., Alemu Abajobir A., Hassen Abate K., Abd-Allah F., Abdulle A.M., Ferede Abera S., et al. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990-2015: a systematic analysis for the global burden of disease study 2015. *Lancet Neurol.* 2017;16:877–897.
- 57.Feys P., Helsen W., Prinsmel A., Ilsbrouckx S., Wang S., Liu X. Digitised spirography as an evaluation tool for intention tremor in multiple sclerosis. *J. Neuroscience Methods.* 2007. 160: 309-316.
- 58.Fox S.H., Katzenschlager R., Lim S.-Y., Barton B., De Bie R.M.A., Seppi K., et al. International Parkinson and Movement Disorder Society evidence-based medicine review: update on treatments for the motor symptoms of Parkinson's

- disease on behalf of the Movement Disorder Society evidence-based medicine committee. *Mov Disord*. 2018;33(8):1248–1266. DOI: 10.1002/mds.27372.
59. Glova B., Mudryk I. Application of Deep Learning in Neuromarketing Studies of the Effects of Unconscious Reactions on Consumer Behavior. *2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP): Conference*, Lviv, 21-25 August 2020. P. 337–340. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204192
 60. Giuffrida JP, Riley DE, Maddux BN, et al. Clinically deployable Kinesia technology for automated tremor assessment. *Mov Disord*. 2009;24:723–730.
 61. Grimaldi G., Manto M. Neurological tremor: sensors, signal processing & emerging applications. *Sensors*. 2010;10(2):1399–1422. DOI: 10.3390/s100201399.
 62. Haubenberger D., Kalowitz D., Nahab F.B., Toro C., Ippolito D., Luckenbaugh D.A., Wittevrongel .L, Hallett M. Validation of Digital Spiral Analysis as Outcome Parameter for Clinical Trials in Essential Tremor. *Movement Disorders*. 2011. 26(II):2073-2080. Epub 2011 Jun 28. DOI: 10.1002/mds.23808.
 63. Hopfner F, Haubenberger D, Galpern WR, et al. Knowledge gaps and research recommendations for essential tremor. *Parkinsonism Relat Disord*. 2016;33:27-35. doi:10.1016/j.parkreldis.2016.10.002.
 64. Java testing and design, from unit testing to automated web tests, Frank Cohen, ISBN 0131421891, 544 pages, Prentice Hall, 2004.
 65. Kim H.B., Lee W.W., Kim A., Lee H.J., Park H.Y., Jeon H.S., Kim S.K., Jeon B., Park K.S. Wrist sensor-based tremor severity quantification in Parkinson's disease using convolutional neural network. *Comput Biol Med*. 2018 Apr 1;95:140-146. DOI: 10.1016/j.combiomed.2018.02.007.
 66. Kraus P.H., Hoffmann A. Spiralometry: Computerized Assessment of Tremor Amplitude on the Basis of Spiral Drawing. *Movement Disorders*. 2010. 25(13):2164-2170.

- 67.Lauraitis A., Maskeliūnas R., Damaševičius R., Krilavičius T. A Mobile Application for Smart Computer-Aided Self-Administered Testing of Cognition, Speech, and Motor Impairment. *Sensors (Basel)*. 2020 Jun 6;20(11):3236. DOI: 10.3390/s20113236.
- 68.Lauraitis A., Maskeliunas R., Damasevicius R., Polap D., Wozniak M. A Smartphone Application for Automated Decision Support in Cognitive Task Based Evaluation of Central Nervous System Motor Disorders. *IEEE J Biomed Health Inform*. 2019 Sep;23(5):1865-1876. DOI: 10.1109/JBHI.2019.2891729.
- 69.Legrand A.P., Rivals I., Richard A., Apartis E., Roze E., Vidailhet M., Meunier S., Hainque E. New insight in spiral drawing analysis methods – application to action tremor quantification. *J Clinical Neurophysiology*. October 2017, Volume 128, Issue 10, P. 1823–1834. DOI: 10.1016/j.clinph.2017.07.002.
- 70.Lin P.C., Chen K.H., Yang B.S., Chen Y.J. A digital assessment system for evaluating kinetic tremor in essential tremor and Parkinson's disease. *BMC Neurol*. 2018 Mar 9;18(1):25. DOI: 10.1186/s12883-018-1027-2.
- 71.Lipsmeier F., Taylor K.I., Kilchenmann T., Wolf D., Scotland A., Schjodt-Eriksen J., Cheng W.Y., Fernandez-Garcia I., Siebourg-Polster J., Jin L., Soto J., Verselis L., Boess F., Koller M., Grundman M., Monsch A.U., Postuma R.B., Ghosh A., Kremer T., Czech C., Gossens C., Lindemann M. Evaluation of smartphone-based testing to generate exploratory outcome measures in a phase 1 Parkinson's disease clinical trial. *Mov Disord*. 2018 Aug;33(8):1287-1297. DOI: 10.1002/mds.27376.
- 72.Lopez-de-Ipina K., Solé-Casals J., Faúndez-Zanuy M., Calvo P.M., Sesa E., Roure J., Martinez-de-Lizarduy U., Beitia B., Fernández E., Iradi J., Garcia-Melero J, Bergareche A. Automatic Analysis of Archimedes' Spiral for Characterization of Genetic Essential Tremor Based on Shannon's Entropy and Fractal Dimension. *Entropy (Basel)*. 2018 Jul 16;20(7):531. DOI: 10.3390/e20070531.

73. Louis, E. D., Gillman, A., Böschung, S., Hess, C. W., Yu, Q., & Pullman, S. L. High width variability during spiral drawing: Further evidence of cerebellar dysfunction in essential tremor. *Cerebellum*. 2012. 11, 872-879.
74. Luis-Martínez R., Monje M.H.G., Antonini A., Sánchez-Ferro Á., Mestre T.A. Technology-Enabled Care: Integrating Multidisciplinary Care in Parkinson's Disease Through Digital Technology. *Front Neurol*. 2020 Oct 30;11:575975. DOI: 10.3389/fneur.2020.575975.
75. Mack J., Marsh L. Parkinson's Disease: Cognitive Impairment. *Focus*. 2017;15:42–54. DOI: 10.1176/appi.focus.20160043.
76. Marxreiter F., Buttler U., Gassner H., Gandor F., Gladow T., Eskofier B., Winkler J., Ebersbach G., Klucken J. The Use of Digital Technology and Media in German Parkinson's Disease Patients. *J Parkinsons Dis*. 2020;10(2):717-727. DOI: 10.3233/JPD-191698.
77. Matamala-Gomez M., Bottiroli S., Realdon O., Riva G., Galvagni L., Platz T., Sandrini G., De Icco R., Tassorelli C. Telemedicine and Virtual Reality at Time of COVID-19 Pandemic: *An Overview for Future Perspectives in Neurorehabilitation*. *Front Neurol*. 2021 Mar 25;12:646902. DOI: 10.3389/fneur.2021.646902.
78. MathWorks (Офіційна сторінка документації MatLab). URL : <https://www.mathworks.com/help/matlab/> (дата звернення: 23.06.2020).
79. Matic A., Gomez-Marin A. A customizable tablet app for hand movement research outside the lab. *J Neurosci Methods*. 2019 Dec 1;328:108398. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2019.108398.
80. Monje M.H.G., Foffani G., Obeso J., Sánchez-Ferro Á. New Sensor and Wearable Technologies to Aid in the Diagnosis and Treatment Monitoring of Parkinson's Disease. *Annu Rev Biomed Eng*. 2019 Jun 4;21:111-143. DOI: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121036.
81. Memedi M., Sadikov A., Groznik V., Žabkar J., Možina M., Bergquist F., Johansson A., Haubenberger D., Nyholm D. Automatic Spiral Analysis for

- Objective Assessment of Motor Symptoms in Parkinson's Disease. *Sensors* 2015, 15, 23727-23744; doi:10.3390/s150923727
82. Morgan C., Craddock I., Tonkin E.L., Kinnunen K.M., McNaney R., Whitehouse S., Mirmehdi M., Heidarivinchek F., McConville R., Carey J., Horne A., Rolinski M., Rochester L., Maetzler W., Matthews H., Watson O., Eardley R., Whone A.L. Parkinson's Disease Symptom Evaluation in a Naturalistic Setting producing Outcome measures using SPHERE technology. *BMJ Open*. 2020 Nov 30;10(11):e041303. DOI: 10.1136/bmjopen-2020-041303.
 83. Morgan C., Rolinski M., McNaney R., Jones B., Rochester L., Maetzler W., Craddock I., Whone A.L. Systematic Review Looking at the Use of Technology to Measure Free-Living Symptom and Activity Outcomes in Parkinson's Disease in the Home or a Home-like Environment. *J Parkinsons Dis*. 2020;10(2):429-454. DOI: 10.3233/JPD-191781.
 84. Mudryk I., Mykhalyk D., Petryk M. High-performance Analyzing Methods for Tremor objects Abnormal States of Neuro-biosystems with Cognitive Feedbacks. 2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany, 16–18 Sept. 2020 p. P. 265–268. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9209013. ISBN:978-1-7281-6759-6.
 85. Mudryk I., Petryk M. Hybrid artificial intelligence systems for complex neural network analysis of abnormal neurological movements with multiple cognitive signal nodes. 2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP) : Conference, Lviv, 21-25 August 2020. P. 108–111. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204341 (Індексується в Scopus).
 86. Mudryk I., Petryk M., Petryk M., Kushnir O. Hybrid Artificial Intelligence Systems for Complex Neural Network Analysis of Abnormal Neurological Movements with Multiple Cognitive-nodes Signal. 2020 IEEE 15th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and

- Information Technologies (CSIT)*: Conference, Zbarazh, 23–26 Sept. 2020 p. P. 432–435. DOI: 10.1109/CSIT49958.2020.9322018.
87. Mudryk I., Petryk M.. High-performance modeling, identification and analysis of heterogeneous abnormal neurological movement's parameters based on cognitive neuro feedback-influences. *Innovative Solutions in Modern Science*. 2021. New York. TK Meganom LLC. V1(45). P. 235-249 doi: 10.26886/2414-634X.1(45)2021.16.
88. Senova S., Querlioz D., Thiriez C., Jedynak P., Jarraya B., Palfi S. Using the Accelerometers Integrated in Smartphones to Evaluate Essential Tremor. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*. Vol.93, No. 2, 94–101 March 2015.
89. Muzny M., Henriksen A., Giordanengo A., Muzik J., Grøttland A., Blixgård H., Hartvigsen G., Årsand E. Wearable sensors with possibilities for data exchange: Analyzing status and needs of different actors in mobile health monitoring systems. *Int J Med Inform*. 2020 Jan;133:104017. DOI: 10.1016/j.ijmedinf.2019.104017.
90. Mykhalyk D., Mudryk I., Hoi A., Petryk M. Modern Hardware and Software Solution for Identification of Abnormal Neurological Movements of Patients with Essential Tremor. 2019 *9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)* : Conference, Ceske Budejovice, Czech Republic, 5-7 June. 2019. P. 183-186, DOI: 10.1109/ACITT.2019.8780078
91. Oigawa H., Musha Y., Ishimine Y., Kinjo S., Takesue Y., Negoro H., Umeda T. Visualizing and Evaluating Finger Movement Using Combined Acceleration and Contact-Force Sensors: A Proof-of-Concept Study. *Sensors (Basel)*. 2021 Mar 9;21(5):1918. DOI: 10.3390/s21051918.
92. ORACLE (Java / Java Technical Details). URL : <http://www.oracle.com/technetwork/java/index.html> (дата звернення: 23.06.2020).

- 93.Ossig C., Antonini A., Buhmann C., Classen J., Csoti I., Falkenburger B., Schwarz M., Winkler J., Storch A. Wearable sensor-based objective assessment of motor symptoms in Parkinson's disease. *J Neural Transm (Vienna)*. 2016 Jan;123(1):57-64. DOI: 10.1007/s00702-015-1439-8.
- 94.Pahwa R., Isaacson S.H., Torres-Russotto D., Nahab F.B., Lynch P.M., Kotschet K.E. Role of the Personal KinetiGraph in the routine clinical assessment of Parkinson's disease: recommendations from an expert panel. *Expert Rev Neurother*. 2018 Aug;18(8):669-680. DOI: 10.1080/14737175.2018.1503948.
- 95.Pech M., Vrchota J., Bednář J. Predictive Maintenance and Intelligent Sensors in Smart Factory: Review. *Sensors (Basel)*. 2021 Feb 20;21(4):1470. DOI: 10.3390/s21041470.
- 96.Pereira C.R., Pereira D.R., Weber S.A.T., Hook C., de Albuquerque V.H.C., Papa J.P. A survey on computer-assisted Parkinson's Disease diagnosis. *Artif. Intell. Med*. 2019;95:48–63. DOI: 10.1016/j.artmed.2018.08.007.
97. Petryk M. R., Boyko I. V., Petryk M. M., Fraissard J., Mudryk I. Modeling of adsorption and desorption of hydrocarbons in nanoporous catalytic zeolite media using nonlinear Langmuir isotherm. SPIE, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2020. Washington USA, 113691L. DOI: 10.1117/12.2553926, ISSN 0277-786X (print) 1996-756X (web).
- 98.Pullman S.L. Spiral analysis: a new technique for measuring tremor with digitizing tablet. *Movement Disorders*. 1998; 3: P.85-89.
- 99.Pupo D.A., Kakareka J.W., Krynitsky J., Leggio L., Pohida T., Studenski S., Harvey B.K. Reliability of a Novel Video-Based Method for Assessing Age-Related Changes in Upper Limb Kinematics. *Front Aging Neurosci*. 2018 Sep. 24;10:281. DOI: 10.3389/fnagi.2018.00281.
100. Rajaraman V., Jack D., Adamovich S.V., Hening W., Sage J., Poizner H. A novel quantitative method for 3D measurement of Parkinsonian tremor. *Clinical neurophysiology*. 2000. 11(2), P187-369.

101. Rapid application development. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Rapid_application_development (дата звернення: 23.06.2020).
102. Rodriguez-Blazquez C., Rojo-Abuin J.M., Alvarez-Sanchez M., Arakaki T., Bergareche-Yarza A., Chade A., Garretto N., Gershanik O., Kurtis M.M., Martinez-Castrillo J.C., Mendoza-Rodriguez A., Moore H.P., Rodriguez-Violante M., Singer C., Tilley B.C., Huang J., Stebbins G.T., Goetz C.G., Martinez-Martin P. The MDS-UPDRS Part II (motor experiences of daily living) resulted useful for assessment of disability in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2013 Oct;19(10):889-93. DOI: 10.1016/j.parkreldis.2013.05.017.
103. Rovini E., Maremmani C., Cavallo F. Automated Systems Based on Wearable Sensors for the Management of Parkinson's Disease at Home: A Systematic Review. *Telemed J E Health.* 2019 Mar;25(3):167-183.
104. Rovini E., Maremmani C., Cavallo F. How Wearable Sensors Can Support Parkinson's Disease Diagnosis and Treatment: A Systematic Review. *Front Neurosci.* 2017 Oct 6;11:555. DOI: 10.3389/fnins.2017.00555.
105. Sahyoun A., Chehab K., Al-Madani O., Aloul F., and Sagahyroon A. ParkNosis: Diagnosing Parkinson's Disease Using Mobile Phones. *2016 IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom).* P. 387-392. DOI:10.1109/HealthCom.2016.7749491.
106. Sanderson J.B., Yu J.H., Liu D.D., Amaya D., Lauro P.M., D'Abreu A., Akbar U., Lee S., Asaad W.F. Multi-Dimensional, Short-Timescale Quantification of Parkinson's Disease and Essential Tremor Motor Dysfunction. *Front Neurol.* 2020 Sep 18;11:886. DOI: 10.3389/fneur.2020.00886.
107. San-Segundo R., Zhang A., Cebulla A., Panev S., Tabor G., Stebbins K., Massa R.E., Whitford A., de la Torre F., Hodgins J. Parkinson's Disease Tremor Detection in the Wild Using Wearable Accelerometers. *Sensors (Basel).* 2020 Oct 14;20(20):5817. DOI: 10.3390/s20205817.

108. Saunders-Pullmann R., Derby C.D., Stanley K., Floyd A., Bressman S., Upton R.B., Deligtisch A., Severt L., Yu Q., Kurtis M., Pullman S.L. Validity of spiral analysis in early Parkinson's disease. *Movement Disorders*. 2008;23(4):531-7.
109. Scharre D.W., Chang S.I., Nagaraja H.N., Vrettos N.E., Bornstein R.A. Digitally translated Self-Administered Gerocognitive Examination (eSAGE): relationship with its validated paper version, neuropsychological evaluations, and clinical assessments. *Alzheimers Res Ther*. 2017 Jun 27;9(1):44. DOI: 10.1186/s13195-017-0269-3.
110. Selivanova K .G., Avrunin O. G. , Faruk H. I. A method of computer testing of the level of development of graphic skills. *International Journal of Computer Science and Engineering (SJCSE)*. 2014. Vol. 3, Issue 2. P. 19-26. ISSN(P): 2278-9960.
111. Selivanova, K.G., Avrunin, O.G., Kobylanskyi, O.V., (...), Omiotek, Z., Syzdykpayeva, A. Biometric hand tremor identification on graphics tablet. *SPIE 2019. Proceedings of the International Society for Optical Engineering*. 11176,111762H. ISSN: 0277786X. DOI: 10.1117/12.2536421.
112. Selivanova, K.G., Avrunin, O.G., Zlepko, S., (...), Bizhanova, A., Kalimbetov, G. The tracking system of a three-dimensional position of hand movement for tremor detection . *SPIE 2020. Proceedings of the International Society for Optical Engineering* 11581, 115810I. ISSN: 0277786X. DOI: 10.1117/12.2580330.
113. Selivanova, K.G., Avrunin, O.G., Zlepko, S.M., (...), Zyska, T., Kalimoldayev, M. Virtual training system for tremor prevention. *Information Technology in Medical Diagnostics II 2019 : Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology*, 2018. P. 9-14. ISBN: 978-036717769-0. DOI: 10.1201/9780429057618-2.

114. Shawen N., O'Brien M.K., Venkatesan S., Lonini L., Simuni T., Hamilton J.L., Ghaffari R., Rogers J.A., Jayaraman A. Role of data measurement characteristics in the accurate detection of Parkinson's disease symptoms using wearable sensors. *J Neuroeng Rehabil.* 2020 Apr 20;17(1):52.
115. Sica M., Tedesco S., Crowe C., Kenny L., Moore K., Timmons S., Barton J., O'Flynn B., Komaris D.S. Continuous home monitoring of Parkinson's disease using inertial sensors: A systematic review. *PLoS One.* 2021 Feb 4;16(2):e0246528. DOI: 10.1371/journal.pone.0246528.
116. Sigcha L., Pavón I., Costa N., Costa S., Gago M., Arezes P., López J.M., Arcas G. Automatic Resting Tremor Assessment in Parkinson's Disease Using Smartwatches and Multitask Convolutional Neural Networks. *Sensors (Basel).* 2021 Jan 4;21(1):291. DOI: 10.3390/s21010291.
117. Szumilas M, Lewenstein K, Ślubowska E, Szlufik S, Koziorowski D. A Multimodal Approach to the Quantification of Kinetic Tremor in Parkinson's Disease. *Sensors (Basel).* 2019 Dec 28;20(1):184. DOI: 10.3390/s20010184.
118. Talal M., Zaidan A.A., Zaidan B.B., Albahri A.S., Alamoodi A.H., Albahri O.S., Alsalem M.A., Lim C.K., Tan K.L., Shir W.L., Mohammed K.I. Smart Home-based IoT for Real-time and Secure Remote Health Monitoring of Triage and Priority System using Body Sensors: Multi-driven Systematic Review. *J Med Syst.* 2019 Jan 15;43(3):42. DOI: 10.1007/s10916-019-1158-z.
119. Thorp J.E., Adamczyk P.G., Ploeg H.L., Pickett K.A. Monitoring Motor Symptoms During Activities of Daily Living in Individuals With Parkinson's Disease. *Front Neurol.* 2018 Dec 12;9:1036. DOI: 10.3389/fneur.2018.01036.
120. Vergara-Diaz G., Daneault J.F., Parisi F., Admati C., Alfonso C., Bertoli M., Bonizzoni E., Carvalho G.F., Costante G., Fabara E.E., Fixler N., Golabchi F.N., Growdon J., Sapienza S., Snyder P., Shpigelman S., Sudarsky L., Daeschler M., Bataille L., Sieberts S.K., Omberg L., Moore S., Bonato P. Limb and trunk accelerometer data collected with wearable sensors from subjects with

- Parkinson's disease. *Sci Data*. 2021 Feb 5;8(1):47. DOI: 10.1038/s41597-021-00831-z.
121. Vianello A., Chittaro L., Burigat S., Budai R. MotorBrain: A mobile app for the assessment of users' motor performance in neurology. *Comput Methods Programs Biomed*. 2017 May;143:35-47. DOI: 10.1016/j.cmpb.2017.02.012.
 122. Vyatkin, S.I., Romanyuk, O.N., Pavlov, S.V., (...), Smailova, S., Yeraliyeva, B. A function-based approach to real-time visualization using graphics processing units. *SPIE 2020 : Proceedings of the International Society for Optical Engineering* 11581,115810E. ISSN: 0277786X. DOI: 10.1117/12.2580212.
 123. Wang H., Yu Q., Kurtis M.M., Floyd A.C., Smith W.A., Pullman S.L. Spiral analysis-improved clinical utility with center detection. *J. Neuroscience Methods* 2008;171:264-270.
 124. Wang J .-S., Chuang F.-C. An Accelerometer-Based Digital Pen with a Trajectory Recognition Algorithm for Handwritten Digit and Gesture Recognition. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2012. 59(7), 2998-3007.
 125. Williamson J.R., Telfer B., Mullany R., Friedl K.E. Detecting Parkinson's Disease from Wrist-Worn Accelerometry in the U.K. Biobank. *Sensors (Basel)*. 2021 Mar 14;21(6):2047. DOI: 10.3390/s21062047.

ДОДАТКИ
ДОДАТОК А
СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ ТА
ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ
ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку. *Прикладні питання математичного моделювання*. 2020. Т. 3, № 2.2. С. 221–234. URL: <https://doi.org/10.32782/kntu2618-0340/2020.3.2-2.22>. ISSN 2618-0332. (Індексується в Index Copernicus).
2. Petryk M. R., Boyko I. V., Petryk M. M., Fraissard J., Mudryk I. Modeling of adsorption and desorption of hydrocarbons in nanoporous catalytic zeolite media using nonlinear Langmuir isotherm. *SPIE, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, 2020, Washington USA, 113691L. DOI: 10.1117/12.2553926, ISSN 0277-786X (print) 1996-756X (web). (Індексується в Scopus).
3. Mudryk I., Petryk M.. High-performance modeling, identification and analysis of heterogeneous abnormal neurological movement's parameters based on cognitive neuro feedback-influences. *Innovative Solutions in Modern Science*. 2021. New York. TK Meganom LLC. V1(45). p. 235-249 doi: 10.26886/2414-634X.1(45)2021.16, ISSN 2414-634X

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

4. Mudryk I., Petryk M., Petryk M., Kushnir O. Hybrid Artificial Intelligence Systems for Complex Neural Network Analysis of Abnormal Neurological Movements with Multiple Cognitive-nodes Signal. *2020 IEEE 15th International*

- Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT): Conference*, 3бараж, 23–26 верес. 2020 р. Р. 432–435. DOI: 10.1109/CSIT49958.2020.9322018 (Індексується в Scopus та Web of Science).
5. Mudryk I., Mykhalyk D., Petryk M. High-performance Analyzing Methods for Tremorobjects Abnormal States of Neuro-biosystems with Cognitive Feedbacks. *2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*, Deggendorf, Germany, 16–18 верес. 2020 р. С. 265–268. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9209013. ISBN:978-1-7281-6759-6. (Індексується в Scopus та Web of Science).
 6. Mudryk I., Petryk M. Hybrid artificial intelligence systems for complex neural network analysis of abnormal neurological movements with multiple cognitive signal nodes. *2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP) : Conference*, Lviv, 21-25 August 2020. P. 108–111. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204341 (Індексується в Scopus).
 7. Glova B., Mudryk I. Application of Deep Learning in Neuromarketing Studies of the Effects of Unconscious Reactions on Consumer Behavior. *2020 IEEE Third International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP): Conference*, Lviv, 21-25 August 2020. P. 337–340. DOI: 10.1109/DSMP47368.2020.9204192 (Індексується в Scopus).
 8. Mykhalyk D., Mudryk I., Hoi A., Petryk M. Modern Hardware and Software Solution for Identification of Abnormal Neurological Movements of Patients with Essential Tremor. *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT) : Conference*, Ceske Budejovice, Czech Republic, 5-7 черв. 2019. 2019. С. 183-186, DOI: 10.1109/ACITT.2019.8780078 (Індексується в Scopus та Web of Science).
 9. Boyko I., Petryk M., Petryk M., Mudryk I. High-performance Modeling Methods of Feedback-nanoporous Cyber Systems using Nonlinear Adsorption Equilibrium of Gas Cleaning. *2020 10th International Conference on Advanced Computer*

- Information Technologies (ACIT)*, Deggendorf, Germany, 16-18 Sept. 2020. P. 61-64. DOI: 10.1109/ACIT49673.2020.9208989. ISBN:978-1-7281-6759-6. (Індексується в Scopus).
10. Методи математичного моделювання та ідентифікації складних процесів і систем на основі високопродуктивних обчислень (нейро- та нанопористі кібер-фізичні системи із зворотніми зв'язками, моделі з даними розрідженої структури, паралельні обчислення): монографія / О.М. Хіміч, та ін. ; за ред. наукової ради Національної академії наук України. Київ : Інститут кібернетики імені В. М. Глушкова, 2019. 176 с. ISBN: 978-966-02-9188-1, <http://elartu.tntu.edu.ua/handle/lib/30745>
 11. Петрик М., Михалик Д., Петрик О., Мудрик І. Апаратні та програмні засоби ідентифікації аномальних неврологічних рухів у пацієнтів з проявами есенціального тремору. *Інформаційні системи та технології ICT-2018* : матеріали 7-ї Міжнар. наук.-техн. конф., присвяч. 55-річчю каф. Приклад. математики ХНУРЕ, 55-річчю каф. Програм. інженерії ХНУРЕ та 40-річчю каф. Приклад. математики та інформ. технологій ХНУМГ ім. О. М. Бекет, м. Коблеве-Харків, 10–15 верес. 2018 р. Харків, С. 256–260.
 12. Петрик М. Р., Мудрик І. Я., Михалик Д. М., Петрик О. Ю., Биць Т. П. Огляд математичних моделей аномальних неврологічних рухів з урахуванням когнітивних feedback-впливів нейровузлів кори головного мозку. *XXI Міжнародна конференція з математичного моделювання (МКММ-2020)* : Зб. матеріалів конф., м. Херсон, 14–18 верес. 2020 р. Херсон : ХНТУ, С. 46. URL:https://sci.ldubgd.edu.ua/bitstream/123456789/7161/1/Тези_МКММ2020_оригінал.pdf. (тези конференції).
 13. Мудрик І. Я. Способи комп'ютеризованого збору та аналізу параметрів аномальних неврологічних рухів. *Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій* : матеріали Міжнар. наук.-техн. конф. до 100 річчя з дня заснування НАН України та на вшанування пам'яті Івана Пулюя (100 річчя з дня смерті), м. Тернопіль, 22–24 трав. 2018р. Тернопіль : ТНТУ, С.

- 221–222. (Комп'ютерно-інформаційні технології та системи зв'язку, тези конференції).
14. Мудрик, І. Соціальні наслідки інтенсифікації застосування комп'ютерної техніки. *Збірник тез міжнародної наукової конференції молодих учених та студентів „Філософські виміри техніки“*, 30 листопада – 1 грудня 2016 р. Тернопіль, ТНТУ, С. 50-51.
 15. Мудрик І. Я., Безух Д. М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор на мобільних пристроях з використанням архітектури «клієнт-сервер». *Актуальні задачі сучасних технологій* : зб. тез доп. VI Міжнар. наук.-техн. конф. молод. уч. та студ., м. Тернопіль, 16–17 листоп. 2017 р. Тернопіль : ТНТУ, Т.2. С. 126–127. **ISBN** 978-966-305-086-7. (Комп'ютерно-інформаційні технології та системи зв'язку).
 16. Мудрик І.Я., Безух Д.М. Автоматизація діагностування захворювання есенціальний тремор з використанням тесту спіралі Архімеда на мобільних пристроях. *Сучасні наукові інновації (частина II)*: матеріали Міжнародної науково-практичної конференції м. Київ, 15-16 лютого 2017 р.: МЦНД, С. 26-28.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

17. Патент на корисну модель: «Спосіб цифрового вимірювання параметрів аномальних неврологічних рухів верхніх кінцівок у пацієнтів з проявами тремору» : пат. 130247 Україна : А61В 5/11 (2006.01). М.П. Петрик, Д.М. Михалик, І.Я. Мудрик. № и 201807031; заявл. 22.06.2018; опубл. 26.11.2018, Бюл. № 22.

ДОДАТОК Б1

СЕРТИФІКАТИ, ДОВІДКИ ТА АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ

«МЕДИЧНИЙ ЦЕНТР ВІТАМІН»

ЄДРПОУ 43372901

46001, м. Тернопіль, вул. Б. Хмельницького, буд. 23

Тел. +380 (96) 772 44 37; +380 (67) 902 44 65

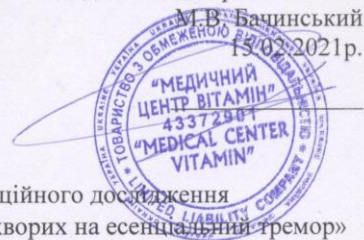
«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор товариства з обмеженою відповідальністю

«Медичний центр ВІТАМІН»

М.В. Бачинський

13.03.2021р.



Акт

про впровадження наукових результатів дисертаційного дослідження
«Автоматизовані системи діагностування стану пацієнтів, хворих на есенціальний тремор»

Мудрика Івана Ярославовича

в практику медико-діагностичної діяльності

ТзОВ «Медичний центр ВІТАМІН»

Назва пропозиції для впровадження: Спосіб діагностування есенціального тремору пацієнтів з допомогою графічного перового планшета та спеціалізованого програмного забезпечення.

Термін впровадження: 11.2020-02.2021 р.

Заклад, що розробив: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, кафедра програмної інженерії, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001, Україна.

Розроблювач: Мудрик Іван Ярославович, Петрик Михайло Романович.

Загальна кількість спостережень: 7.

Засіб проведення спостережень: електроенцефалографічний комплекс Нейроком, ХАІ Медіка, заводський номер 144. Свідоцтво про повірку - №785 від 26 травня 2020 р.

Виконано розробку та впровадження у роботу клініки комплексу програмно-апаратної системи для визначення наявності захворювання на тремтіння кінцівок у пацієнтів клініки з можливістю оцінювання ступеню тремору. До виду діагностики даного захворювання відноситься тест з використанням рисунку спіралі. Аналіз кривої, виконаної пацієнтом під час тесту спіральної моделі, дозволяє отримати характеристики тремору та його оцінку

В якості когнітивних feedback-впливів системи використовуються набори показників сигналів електроенцефалограм (EEG) з допомогою встановленого в центрі «Вітамін» електроенцефалографічного комплексу Нейроком.

Систему розгонуто на базі медичного центру, впроваджено, та застосовується в якості допоміжного засобу визначення ступеню тремтіння кінцівок відвідувачів центру за наявності показань. Прийнято рішення про можливість використання розробленої методики відбору та аналізу даних для оцінювання стану пацієнтів при проведенні функціональних проб в процесі комплексного треморографічного дослідження.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Лікар-невропатолог

Невістюк В.Г.

Завідувач відокремленого

структурного підрозділу ТзОВ «МЦ ВІТАМІН»

Бабаян Р.А.

ДОДАТОК Б2

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Директор товариства з обмеженою відповідальністю
«Міжнародні інженерні системи»



Довідка

про впровадження наукових результатів дисертаційного дослідження
«Автоматизовані системи діагностування стану пацієнтів, хворих на
есенціальний тремор»

Мудрика Івана Ярославовича

в практику діяльності ТзОВ «Міжнародні інженерні системи»

1. Назва пропозиції для впровадження: Програмний алгоритм визначення положення кінця пера графічного планшета по відношенню до його поверхні з допомогою додатково вбудованого в перо MEMC-акселерометра.

2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: «Тернопільський національний технічний університет ім.І. Пулюя, м. Тернопіль, Руська, 56, 46001.

3. Прізвище, ім'я, по-батькові авторів: Дзюбін Сергій Валерійович, Петрик Михайло Романович, Мудрик Іван Ярославович.

4. Термін впровадження: 08.2020-12.2020 р..

5. Пропозиції організації, що впровадила розробку: Для візуалізації рухів користувача, використовується перо графічного планшета. Задача використання способу полягає в зчитуванні контролером параметрів маніпулятора-пера, переміщуваного по трьох координатах, та контролі контакту маніпулятора-пера з опорною поверхнею. Параметри руху маніпулятора отримуються шляхом зчитування та обробки сигналів з MEMS акселерометра з певною частотою та застосуванні низькочастотного фільтра (щоб зменшити шум). Прискорення рухів рук, виміряні за допомогою мікроакселерометра, способом безпроводної передачі даних передаються на комп'ютер для розпізнавання та візуалізації у спеціалізованому програмному забезпеченні.

Директор ТзОВ «Міжнародні інженерні системи»

Сергій ДЗЮБІН

24 березня 2021р

ДОДАТОК БЗ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Директор приватного малого підприємства



«ПТ»
Б.М. Пелих
20.03.2021р.

Довідка

про використання наукових результатів дисертаційного дослідження

Мудрика Івана Ярославовича

ПРИВАТНЕ МАЛЕ ПІДПРИЄМСТВО "ПТ"

Дана довідка видана та засвідчує використання наукових та практичних напрацювань аспіранта ТНТУ ім. І. Пулюя Мудрика Івана Ярославовича в рамках виконання дисертаційного дослідження на тему «Автоматизовані системи діагностування стану пацієнтів, хворих на есенціальний тремор».

Практична цінність: Алгоритми визначення позиції руки людини відносно тіла, Спосіб цифрового вимірювання позиції пера графічного планшета відносно його площини поверхні, Спосіб дистанційного керування позицією курсора на інтерактивній дошці з допомогою пера указки з вбудованим МЕМС-акселерометром.

Дані наукові надбання та продемонстровані можливості програмно-апаратного комплексу сприяють інтеграції новітніх технологій у способах керування, реалізації маніпуляторів та графічного представлення інформації.

Термін впровадження: 05.2020-06.2020 р.

Директор Пмп «ПТ»



Б.М. Пелих

ДОДАТОК Б4

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Директор приватного акціонерного товариства
 «КВАНТОР»
 М.М. Гузьо
 11.02.2021р.



Довідка

про апробацію та впровадження наукових напрацювань в рамках
 дисертаційного дослідження

Мудрика Івана Ярославовича

ПРИВАТНЕ АКЦІОНЕРНЕ ТОВАРИСТВО "КВАНТОР"

Дана довідка видана здобувачу ступеня доктор філософії PhD ТНТУ ім. І. Пулюя Мудрика Івана Ярославовича та засвідчує використання наукових та практичних напрацювань в рамках виконання дисертаційного дослідження на тему «Автоматизовані системи діагностування стану пацієнтів, хворих на есенціальний тремор».

Теоретичні та практичні аспекти досліджуваної проблематики висвітлені в публікаціях, доповідях та виступах на конференціях та патенті на корисну модель.

Програмні реалізації алгоритмів, бібліотеки та можливості програмних систем використано з метою оптимізації виробничих процесів підприємства. Проведено ознайомлення та навчання персоналу з можливостями апаратного та програмного забезпечення для цифрового аналізу рисунків на графічних станціях.

Довідка видана для пред'явлення у спеціалізовану вчену раду ТНТУ ім. І. Пулюя для свідчення застосовуваності результатів та напрацювань у технологічних процесах підприємства. Також визначено особистісний вагомий внесок здобувача Мудрика І.Я. в розвиток та впровадження новітніх технологій ПАТ.

Термін впровадження: 06.2020-08.2020 р.



Директор ПАТ «КВАНТОР»

М.М. Гузьо

ДОДАТОК Б5

Акт впровадження результатів дисертаційного дослідження в освітній процес
кафедри ПІ ТНТУ ім. І. Пулюя

ПОГОДЖЕНО:
Проректор з наукової роботи
Тернопільського національного технічного
університету імені Івана Пулюя
П. О. Марущак
«25» лютого 2021 р.

ЗАТВЕРДЖУЮ
Перший проректор
Тернопільського національного
технічного університету ім. І. Пулюя
М. М. Митник
«25» лютого 2021 р.

Акт

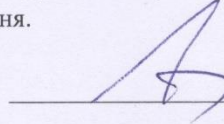
про впровадження у освітньому процесі Тернопільського національного
технічного університету ім. І. Пулюя результатів дисертаційного дослідження
Мудрика Івана Ярославовича на тему «Автоматизовані системи діагностування
стану пацієнтів, хворих на есенціальний тремор»

Цим актом підтверджується, що результати дисертаційної роботи
аспіранта кафедри програмної інженерії Мудрика Івана Ярославовича
використано в освітньому процесі університету та кафедри, а саме при
проведенні лабораторних занять з дисциплін: «Рациональний уніфікований
процес проектування та розробки програмного забезпечення» (освітній рівень –
магістр) та «Архітектура та проектування програмного забезпечення» (освітній
рівень – бакалавр) для студентів спеціальності 121 «Інженерія програмного
забезпечення».

Аспірант запропонував застосувати підхід до побудови архітектури
програмних систем з використанням раціонального уніфікованого процесу
проектування ПЗ. Студентам продемонстровано багаторівневу архітектуру ПЗ на
основі використання архітектурно-центрованого раціонального уніфікованого
підходу розробки ПЗ, орієнтованого на модель варіантів використання

Використання вказаних результатів у освітньому процесі дало змогу
студентам ознайомитися із сучасними надбаннями ІТ-індустрії для прикладних
задач медичного спрямування. Спосіб представлення архітектури, використаний
в дисертаційному дослідженні, демонструється студентам в якості зразку
реалізації одного з шаблонів проектування.

Начальник навчального відділу



І. Г. Ткаченко

Завідувач кафедри
програмної інженерії



М. Р. Петрик

ДОДАТОК Б6

Сертифікат про результати наукових обмінів та стажувань згідно програми академічної мобільності між Україною і Францією



RESULTATS UNIVERSITAIRES 2015-2016

INFORMATIONS SUR L'ETUDIANT(E)	
M MUDRYK IVAN	N° de dossier Campus France : 862516F
Nationalité : UKRAINIENNE	MINISTERE AFFAIRES ETRANGERES - FRANCE
Dates du dossier : du 11/02/16 au 10/07/16	Pays d'origine du dossier : UKRAINE

FORMATION SUIVIE AU COURS DE CETTE ANNEE UNIVERSITAIRE	
Diplôme : MASTER (Année: 01)	Domaine : Informatique
Etablissement : ESPCI PARISTECH - PARIS	Dates de la dernière inscription : du 11/02/16 au 10/07/16

A REMPLIR PAR LE (LA) RESPONSABLE DE FORMATION

Résultats

- ☐ Succès année du diplôme
☐ Succès année intermédiaire (ex : L1, M1, BTS1...)
☐ Ajourné à la 1ère session (résultats à nous renvoyer à l'issue de la 2ème session)
☐ Résultats partiels (résultats à nous renvoyer dès leur publication définitive)
☐ Echec année diplôme
☐ Echec année intermédiaire
☐ Progression sans examen (doctorants)
☐ Non soutenu ou absent à l'examen
☐ Exclu
☒ Autres (ex : réorientation, passage en année supérieure par dérogation), merci de préciser **Stage de seconde année de Master**
- 1ère session - 2ème session (rayer la mention inutile)
 1ère session - 2ème session (rayer la mention inutile)
 1ère session - 2ème session (rayer la mention inutile)
 1ère session - 2ème session (rayer la mention inutile)
- Passage autorisé en année supérieure : ☐ Oui ☐ Non ☐ Sans objet : fin de cycle
 Redoublement autorisé : ☐ Oui ☐ Non
 Nombre de crédits obtenus : / (ex : 40/60 pour l'année en cours)- / (ex : 170/180 pour le diplôme)

Calendrier

Date de fin des examens :
 Date de soutenance mémoire/ ~~thèse~~ : 20 Juin 2016
 Dates et lieu de stage : 11/02/16 au 10/07/16 ESPCI ParisTech - PARIS
 (si obligatoire pour l'obtention de l'année ou du diplôme)
 Date de remise du diplôme :

Commentaires du responsable de la formation

Présentation claire et bien illustrée. Très bon respect du temps imparti et réponses pertinentes aux questions, montrant la maîtrise de son sujet.

Nom du responsable de la formation :

Date : 20 Juin 2016

Adresse Email :

Signature et cachet de l'établissement :

responsables du Master : Capteurs, Instrumentation et Mesures

Professeur Stéphane Holé; stephane.hole@espci.fr

Maître de conférences Isabelle Rivals; isabelle.rivals@espci.fr

Dr. Isabelle Rivals
 Maître de Conférences
 Équipe de Statistique Appliquée
 ESPCI ParisTech
 10 rue Vauquelin
 75231 Paris cedex 05 - France
 Tél : 00 33 1 40 79 46 88
 Fax : 00 33 1 40 79 46 89

CAMPUS FRANCE

Campus France, l'agence française pour la promotion de l'enseignement supérieur, l'accueil et la mobilité internationale
 Etablissement public à caractère industriel et commercial – loi du 27 juillet 2010 – Siret 752.195.438.00011
 28 Rue de la Grange aux Belles 75010 PARIS - Tél : (33) 1 40 40 58 58 – Fax : (33) 1 42 45 10 03



ДОДАТОК Б7

Сертифікат про проходження та результати наукового стажування в
м.Париж, Франція, ESPCI Paris

ÉCOLE SUPÉRIEURE DE PHYSIQUE ET DE CHIMIE INDUSTRIELLES
DE LA VILLE DE PARIS

Paris le 23 juin 2016

André Pierre Legrand
Professeur Emérite
Attaché à la Direction
01 40 79 44 46
06 98 95 04 72
andre-pierre.legrand@espci.fr

Monsieur Sylvain Rigollet
Attaché de Coopération
Scientifique et Universitaire
Ambassade de France à Kiev
39 rue Reiterka
01901 Kiev, Ukraine

Monsieur l'Attaché de Coopération scientifique et universitaire,

Monsieur Ivan Mudryk, de l'Université Nationale Technique Ivan Pulu'y, qui a bénéficié d'une bourse du gouvernement français de 5 mois pour ses études en master dans notre établissement, termine son séjour le 10 juillet.

Son travail s'est achevé par une soutenance devant un jury de l'Ecole le 20 juin. Je tiens à vous exprimer tout l'intérêt que la venue de cet étudiant apporte pour les relations entre Ecoles et Universités. Sur le plan de la formation le fait qu'il ait suivi certains des cours donnés à nos étudiants de master et sur celui des projets scientifiques donnés, lui a ouvert l'aspect pluridisciplinaire qui est notre spécificité.

Quant au travail produit, je tiens à souligner les qualités des résultats obtenus. Cet étudiant a montré de l'ouverture d'esprit, de l'adaptabilité mais surtout de l'innovation. Son projet lui a permis de s'adapter à un milieu médical, lui montrant ainsi un champ d'application plus étendu dans lequel les connaissances acquises dans son université peuvent s'impliquer.

Il nous paraît évident que ce type de formation est très adaptée aux sujets de recherche que nous développons avec une équipe de neurologues de l'Institut du Cerveau et de la Moelle Epinière (Hôpital La Pitié Salpêtrière Paris). Aussi nous souhaiterions particulièrement accueillir d'autres étudiants de cette qualité.

Veuillez agréer, Monsieur, l'expression de mes salutations distinguées.

A.P. LEGRAND

ДОДАТОК Б8

Сертифікат про проходження курсів в рамках наукового стажування

м.Париж, Франція, ESPCI Paris



Dr. Isabelle Rivals, Associate Professor
Applied Statistics Team
ESPCI Paris, UMRS1158
10 rue Vauquelin, 75005 Paris, France
Tel : +33 140 794 545
E-mail: isabelle.rivals@espci.fr

Paris, June 20th 2016

Certificate for Mr Ivan MUDRYK

To whom it may concern:

I, the undersigned, hereby certify that Ivan Mudryk attended my statistics courses of the third year educational program of the ESPCI:

- *Applied Statistics, 10 hours*: random variables (descriptive statistics, definitions, probability distributions), point and interval estimation (of a variance, a mean, a probability), statistical hypothesis testing (comparison to a reference variance, mean, probability, of two samples, chi square tests of homogeneity and independence).
- *Statistics and Modeling, 12 hours*: linear modeling (least squares estimation, interval estimation of the parameters/of the regression, residual analysis, model construction and validation), nonlinear modeling (nonlinear optimization, least squares estimator linearization and generalization of the linear regression results, model construction and validation).

Isabelle Rivals

ДОДАТОК В
РИСУНКИ СПІРАЛЕЙ У ВИКОНАННІ ПАЦІЄНТІВ

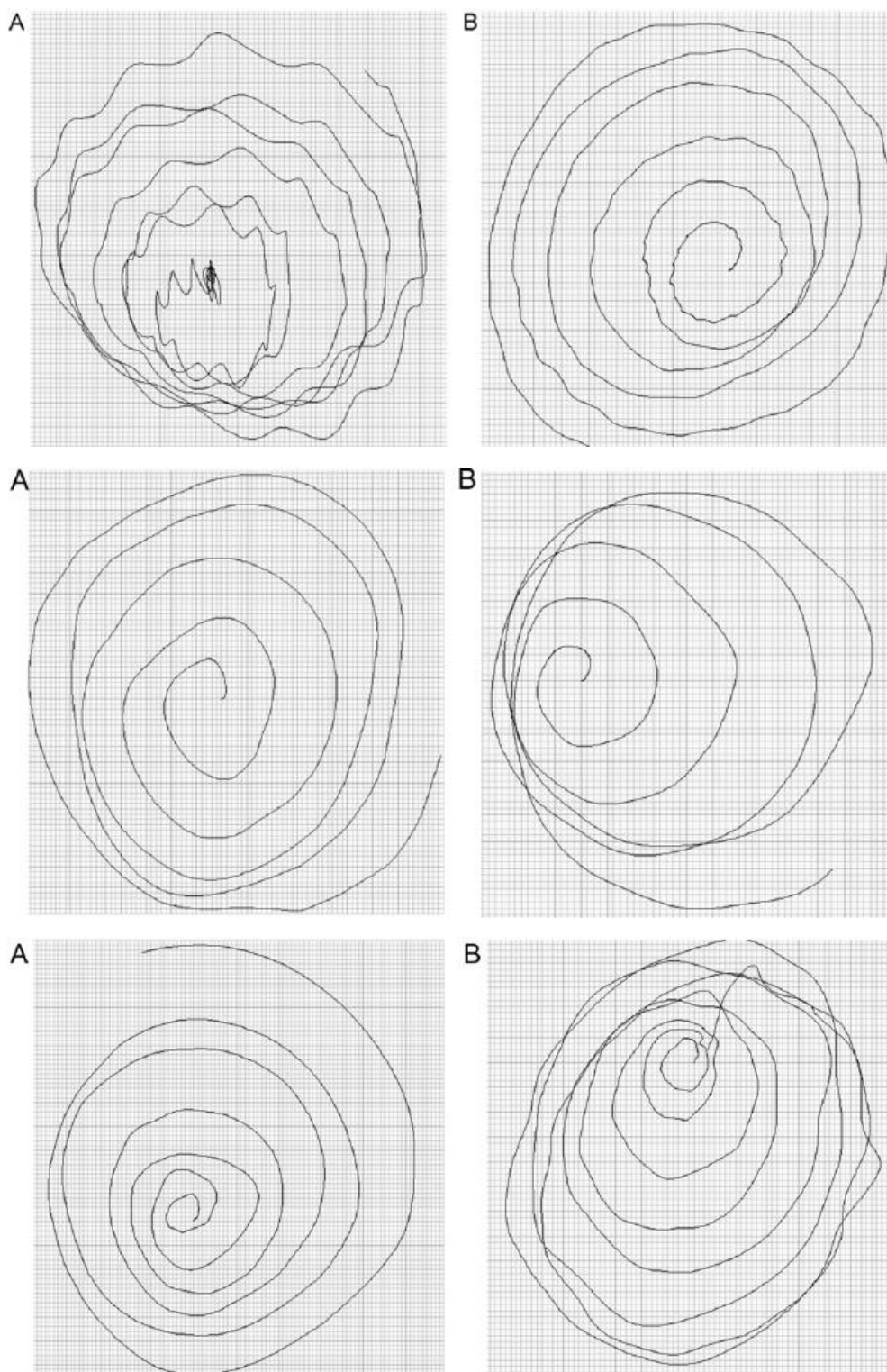
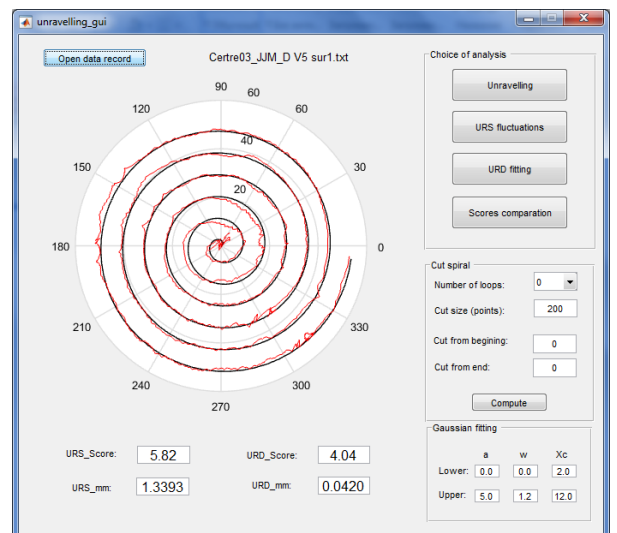
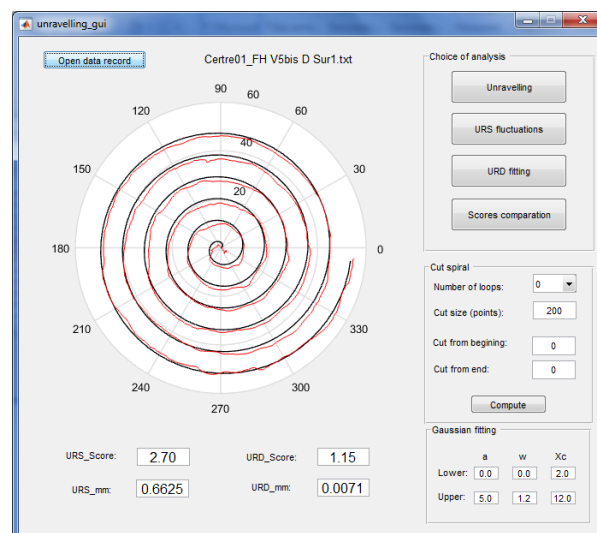
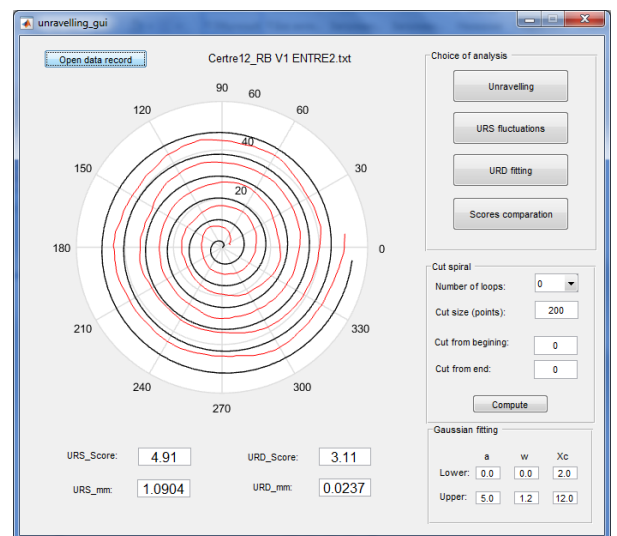
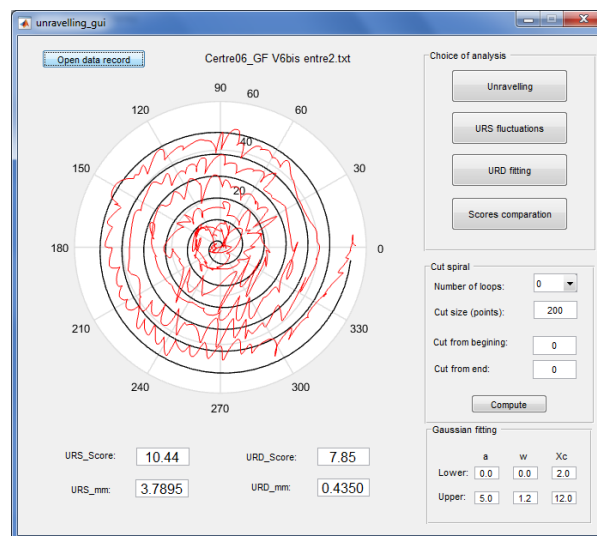
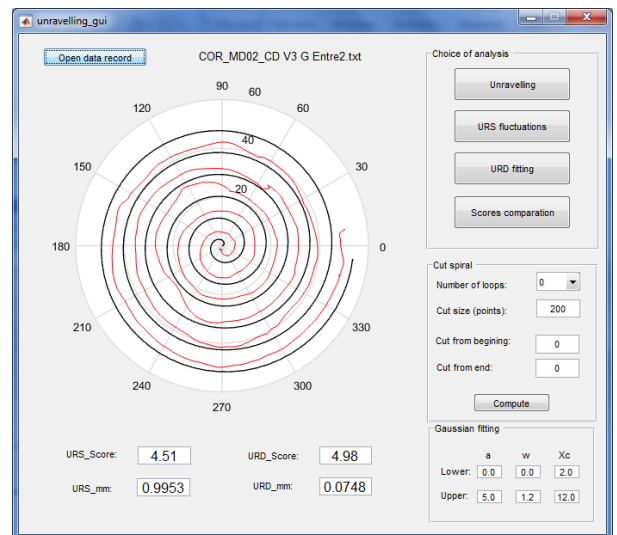
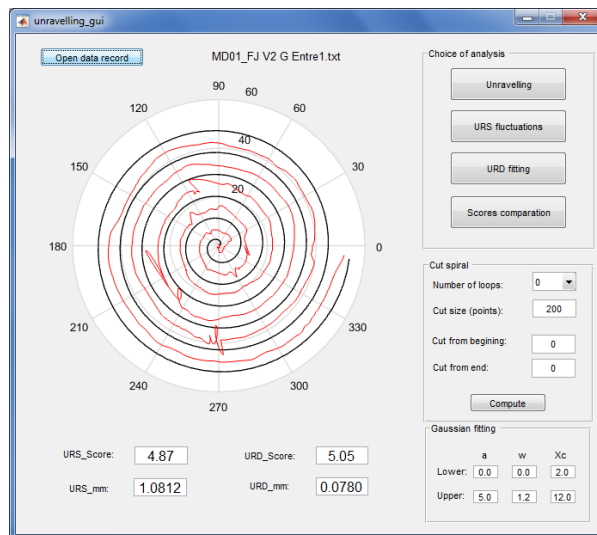
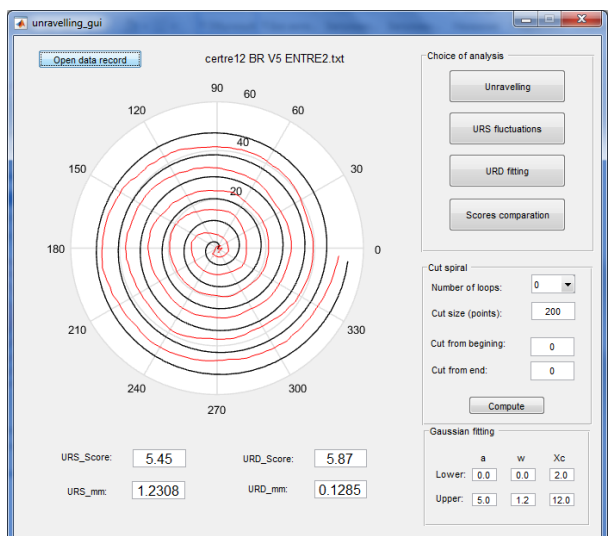
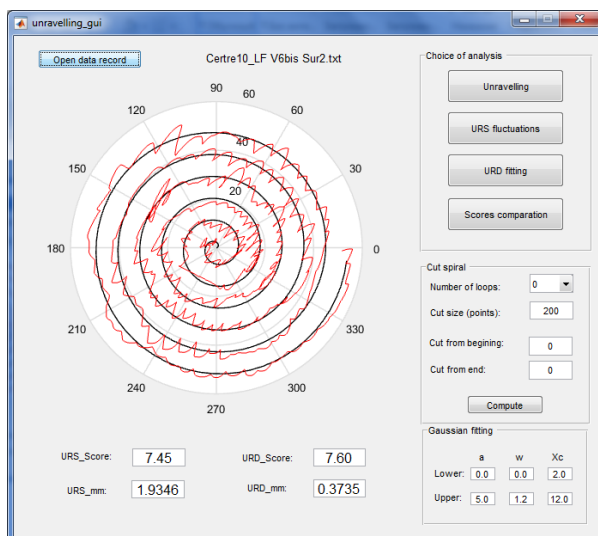
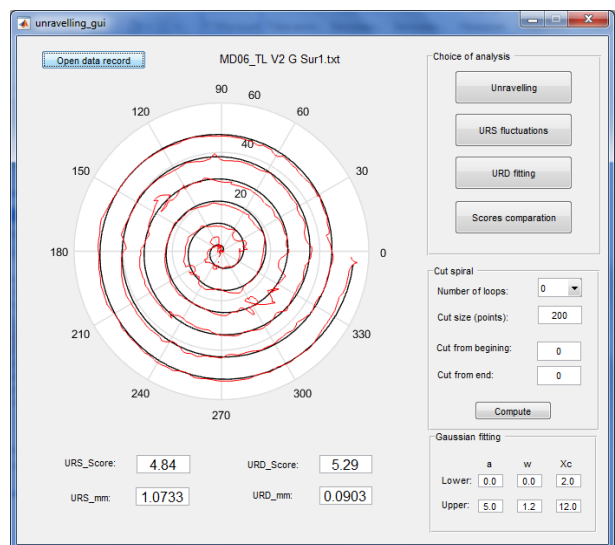
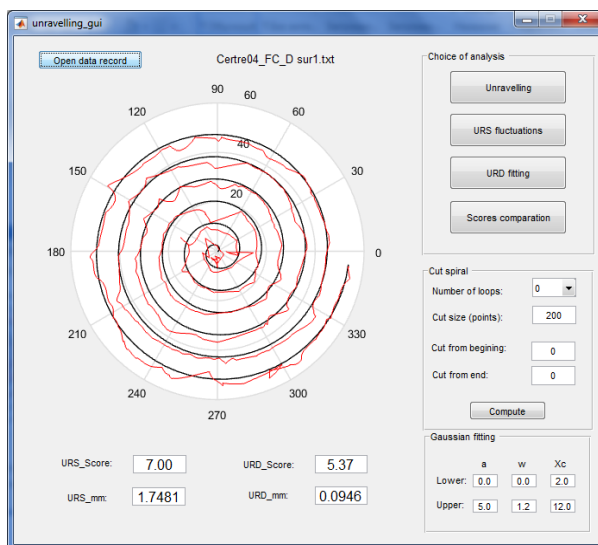
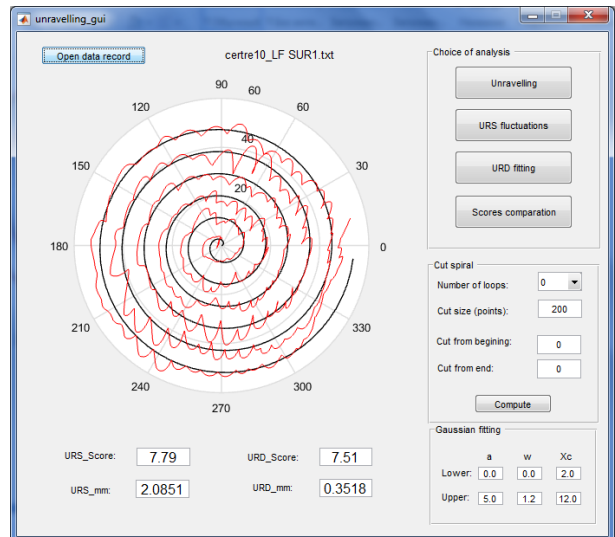
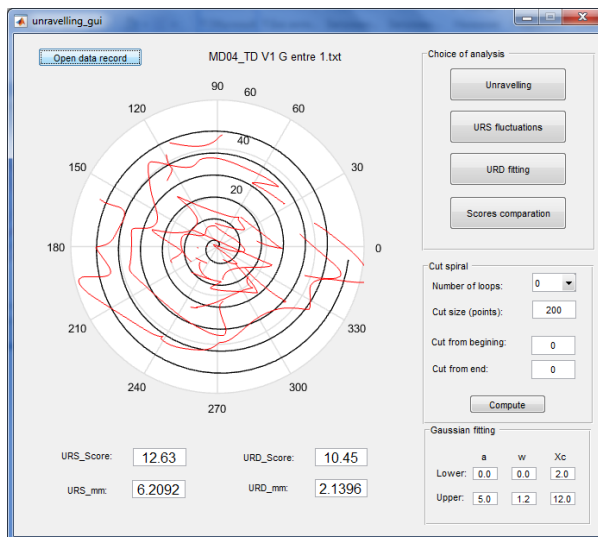
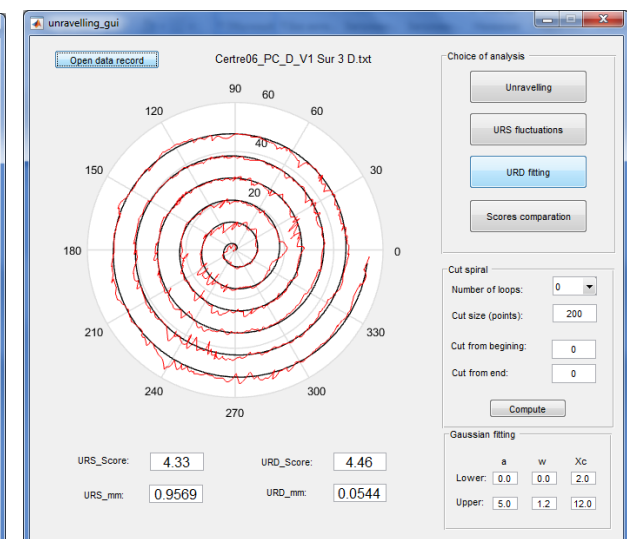
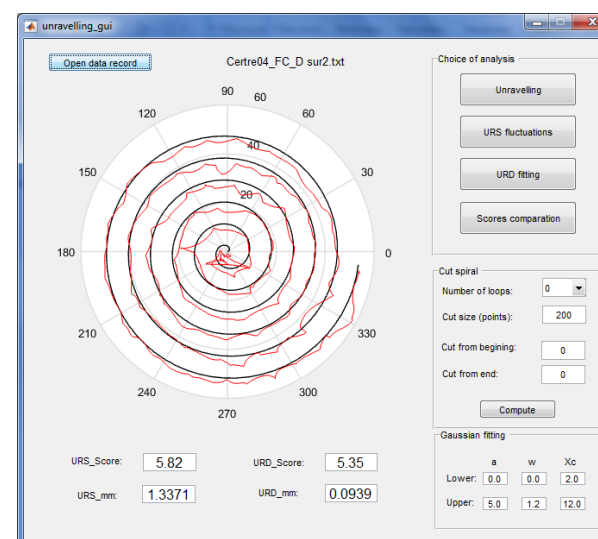
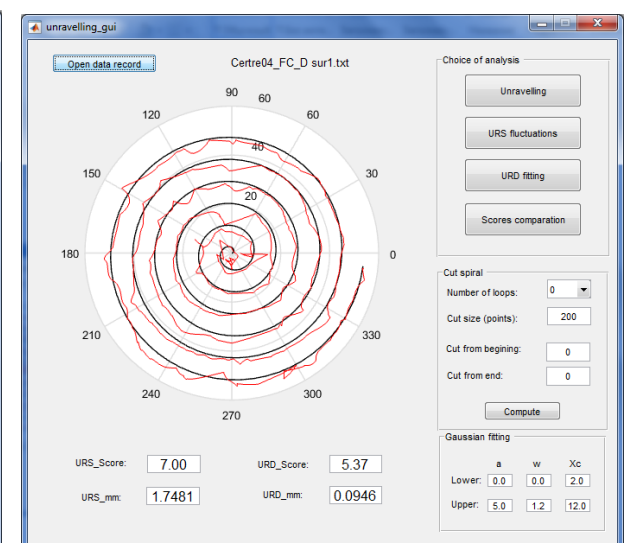
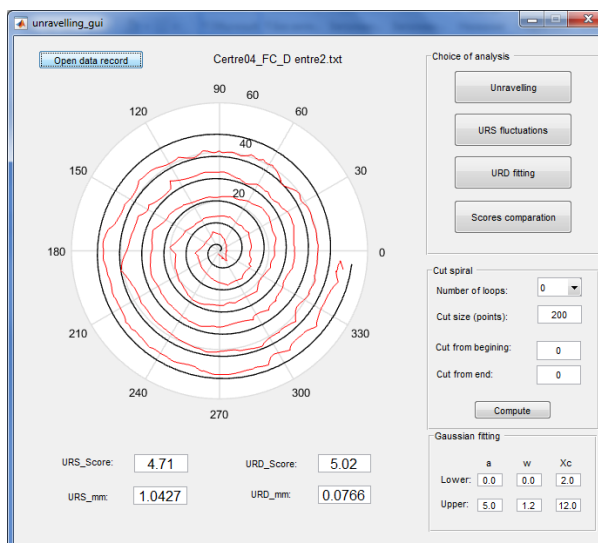
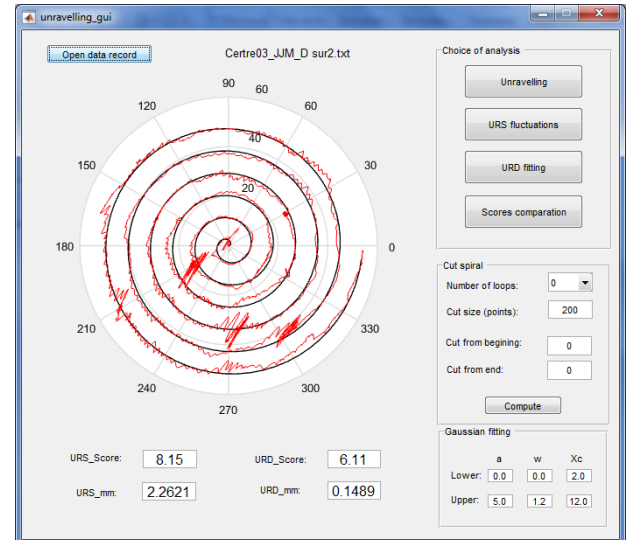
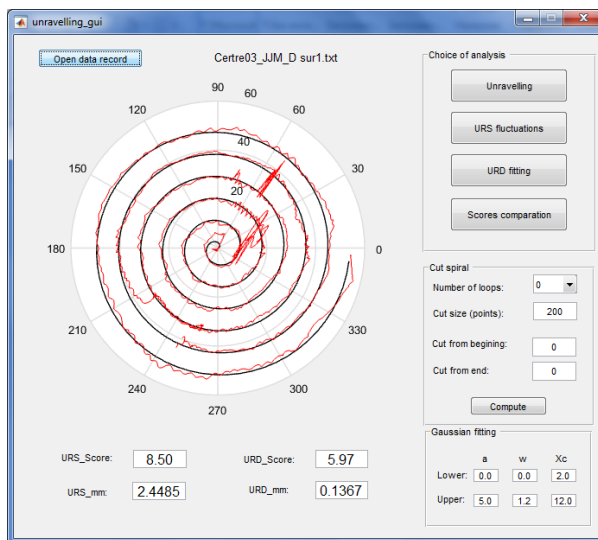


Рисунок В2. Приклади рисунків спіралей, виконані пацієнтами
олівцями на прозорому папері







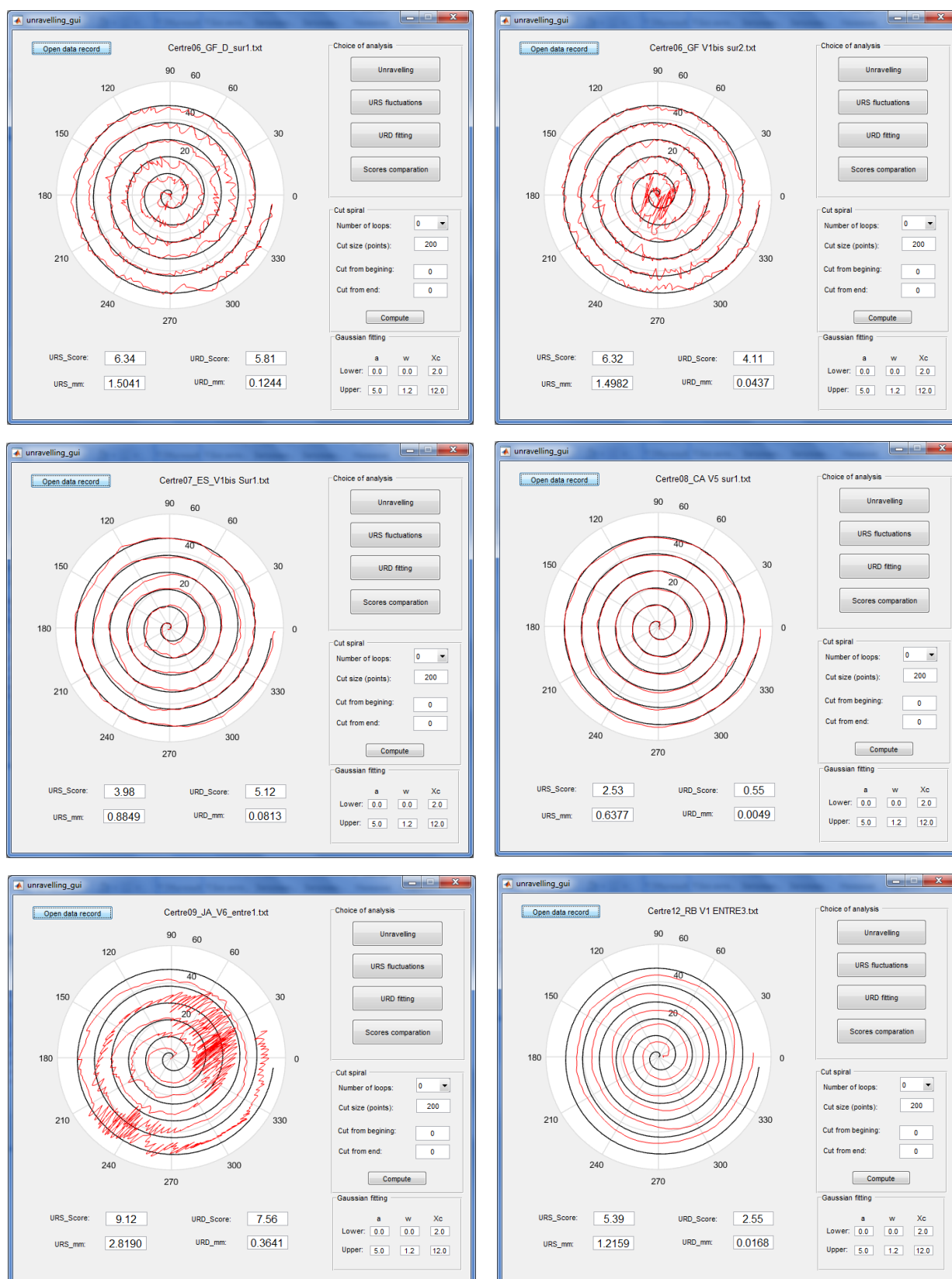


Рисунок Б2. Зразки рисунків спіралей, виконані пацієнтами з допомогою перового планшета (дігітайзера), відкриті в програмі для аналізу SpiralAnalyser

ДОДАТОК Г

ЗРАЗОК ВИКОРИСТАННЯ ГРАФІЧНОГО ПЕРОВОГО ПЛАНШЕТА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РИСУНКУ СПІРАЛІ

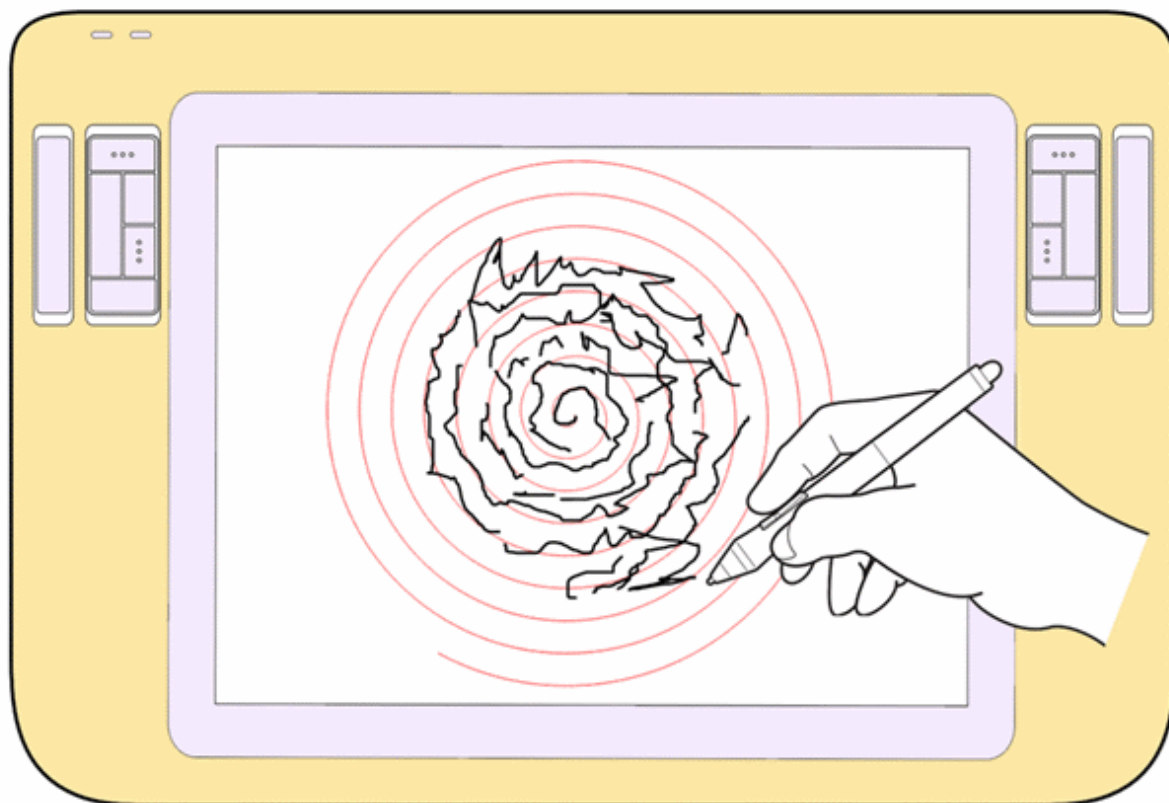
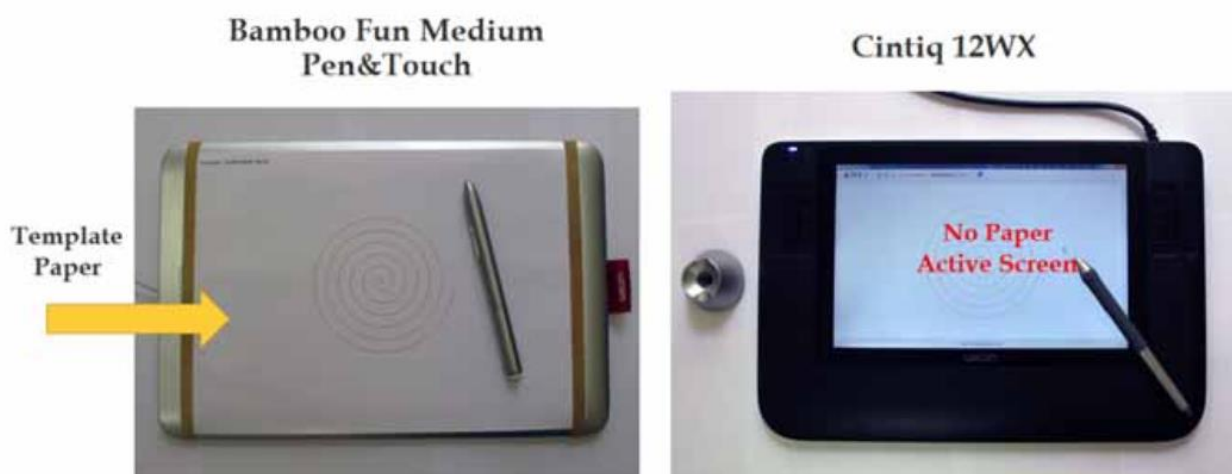


Рисунок Г1. Зразок виконання тесту спіралі на перових планшетах Wacom
Bamboo та Wacom Cintiq

ДОДАТОК Д1

ЛІСТИНГИ КОДУ ПРОГРАМНИХ РЕАЛІЗАЦІЙ

Лістинг коду MatLab-додатку комп'ютерної моделі:

```
function varargout = unravelling_gui(varargin)
% UNRAVELLING_GUI MATLAB code for unravelling_gui.fig
%       UNRAVELLING_GUI, by itself, creates a new
UNRAVELLING_GUI or raises the existing
%       singleton*.
%
UNRAVELLING_GUI('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls
the local
%       function named CALLBACK in UNRAVELLING_GUI.M with the
given input
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @unravelling_gui_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @unravelling_gui_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before unravelling_gui is made visible.
function unravelling_gui_OpeningFcn(hObject, eventdata,
handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to unravelling_gui (see
VARARGIN)

% Choose default command line output for unravelling_gui
handles.output = hObject;
```

```

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes unravelling_gui wait for user response (see
UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command
line.
function varargout = unravelling_gui_OutputFcn(hObject,
eventdata, handles)
    varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton_Unravelling.
% Plot Unravelling analysis
function pushbutton_Unravelling_Callback(hObject, eventdata,
handles)
    global Theta Rho Thet Rh A;
    % Pullmann analysis
    figure
    hold on
    plot(unwrap(Theta), Rho, 'blue');
    plot(unwrap(Theta)+2*pi, Rho, 'green');
    plot(unwrap(Theta)-2*pi, Rho, 'green');
    plot(unwrap(Theta)-4*pi, Rho, 'blue');
    plot(unwrap(Thet), Rh, 'black');
    plot(A, 'red');
    ylim([0 60]);
    title('Template & Drawing')
    xlabel('Theta (radian)')
    ylabel('Rho (mm)')

% --- Executes on button press in
pushbutton_URS_fluctuations.
% Plot URS_fluctuations
function pushbutton_URS_fluctuations_Callback(hObject,
eventdata, handles)
    global C;
    figure
    plot(C, 'b.', 'markersize', 4);
    title('URS Residual Fluctuations');
    xlabel('Interpolated Time (sec)');
    ylabel('Amplitude (mm)');
    ax = gca;
    xTicks = get(gca, 'xtick');
    ax.XTickLabel = ceil(xTicks * 7.503 / 1000);

% --- Executes on button press in pushbutton_URD_fitting.
% Plot URD_fitting
function pushbutton_URD_fitting_Callback(hObject, eventdata,
handles)

```

```

global f Y NFFT D;
% Plot single-sided amplitude spectrum
figure
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)))
title('FFT(Residual Fluctuations) & URD determination')
xlim([0 15]);
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('Y(f)')
hold on;
plot(D)
xlim([0 15]);
xlabel('Frequency (Hz)');
ylabel('Amplitude (mm)');

% Openfile button callback
function pushbutton_openfile_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global data;
%Open new file with record
[FileName,PathName] = uigetfile({'*.txt','All .txt
files';'*.*','All Files' },'mytitle');
if isequal(FileName,0) || isequal(PathName,0)
    disp('User pressed cancel')
else
    disp(['User selected ', fullfile(PathName,
FileName)])
    data = dlmread(fullfile(PathName,
FileName),'',1,0);
    set(handles.textLabelOfFile,'String',
FileName);

pushbutton_compute_Callback(handles.pushbutton_compute,
eventdata, handles);
end
% Recompute all calculations with new parameters of cutting
function pushbutton_compute_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global Theta Rho S data Thet Rh URS URD Y URS_Score URD_Score
fitt_Low_a
global fitt_Low_w fitt_Low_Xc fitt_Up_a fitt_Up_w fitt_Up_Xc
cut_loop_points

%-----
    Archi = dlmread('Archi.txt',' ',1,0);
    X=Archi(:,1);
    Y=Archi(:,2);
    Theta=atan2(Y,X);
    Rho=sqrt(X.^2+Y.^2);
    S=cat(2,unwrap(Theta),Rho);
    % take care that angle is in radian

    % URS values to be collected

```

```

        URS=[];
        URD=[];

        % Collect fitting Upper and Lower limits
        parameters from edit_text_boxes
        fitt_Low_a                                     =
str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_a,'String'));
        fitt_Low_w                                     =
str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_w,'String'));
        fitt_Low_Xc                                    =
str2double(get(handles.edit_Lower_fitting_Xc,'String'));
        fitt_Up_a                                     =
str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_a,'String'));
        fitt_Up_w                                     =
str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_w,'String'));
        fitt_Up_Xc                                    =
str2double(get(handles.edit_Upper_fitting_Xc,'String'));
        cut_loop_points                                =
str2double(get(handles.edit_cut_loop_points,'String'));

        % initialization of loop and cutting variable
        loop = get(handles.popupmenu_loop,'Value')-1;
        cut_begin                                     =
str2double(get(handles.cut_from_begin,'String'));
        cut_end                                       =
str2double(get(handles.cut_from_end,'String'));
        if isnan(cut_begin)
            set(handles.cut_from_begin,'string','0');
            %warndlg('Input must be numerical');
            return
        end
        if isnan(cut_end)
            set(handles.cut_from_end,'string','0');
            %warndlg('Input must be numerical');
            return
        end

        if loop == 0
            % data is the patient drawing record
            Xi=data(cut_begin+1:end-cut_end,2);
            Yi=data(cut_begin+1:end-cut_end,3);
            T=data(cut_begin+1:end-cut_end,1);
            calculation(Xi, Yi, T);

        elseif loop >= 1
            for i=1:loop;
                low=cut_loop_points*i;
                Xi=data(low+cut_begin:end-low-
cut_end,2);
                Yi=data(low+cut_begin:end-low-
cut_end,3);

```

```

                                T=data(low+cut_begin:end-low-
cut_end,1);
                                calculation(Xi, Yi, T);
                                end
                                end

                                % in mm
                                % Score using the Rivals's scale range: (0-10)
                                URS_Score=4.52694+10.2136*log10(URS);
                                URS_Score_moy = mean(URS_Score);
                                URS_mm = mean(URS);
                                %URS_mm = geomean(URS);

                                % in mm
                                % Score using the Rivals's scale range: (0-10)
                                URD_Score=9.20773+3.7515*log10(URD);
                                URD_Score_moy = mean(URD_Score);
                                URD_mm = mean(URD);
                                %URD_mm = geomean(URD);
                                %-----
                                -----
                                % Set editText fields with value from URS and
                                URD
                                set(handles.URS_score_label,          'String',
                                sprintf('%2.2f',URS_Score_moy));
                                set(handles.URD_score_label,          'String',
                                sprintf('%2.2f',URD_Score_moy));
                                set(handles.URS_mm_label,              'String',
                                sprintf('%2.4f',URS_mm));
                                set(handles.URD_mm_label,              'String',
                                sprintf('%2.4f',URD_mm));

                                % Plot spiral and template on the main screen
                                cla()
                                p=polar(Theta, Rho);
                                set(p,'Color','black','LineWidth',1)
                                hold on
                                polar(Thet,Rh,'red');

                                function calculation(Xi, Yi, T)
                                global Thet Rh A B C URS URD f Y NFFT D fitt_Low_a fitt_Low_w
                                fitt_Low_Xc fitt_Up_a fitt_Up_w fitt_Up_Xc;

                                Thet=atan2(Yi,Xi);
                                Rh=sqrt(Xi.^2+Yi.^2);
                                % take care that angle is in radian
                                Patient=cat(2,T,unwrap(Thet),Rh);
                                % fitting to suppress paralaxe error
                                op=fitoptions('Methods','NonlinearLeastSquares','StartPoint'
                                ,[1 1 1 1]);
                                ftype=fitttype('a+b*x+c*cos(x)+d*sin(x)','options',op);
                                % to overcome the NaN values in the data record

```

```

x = Patient(:,2);
l = ~isnan(x);
x = x(l);
y = Patient(:,3);
k = ~isnan(y);
y = y(k);
t = Patient(:,1);
m = ~isnan(t);
t = t(m);
% fitting with linear sinus
[A,B]=fit(x, y, ftype);

% evaluation of the URS
C=y-A(x);
URS=[URS;std(C)];

% FFT of C
NFFT=2^nextpow2(length(C));
Y=fft(C,NFFT)/length(C);
f=(1/0.0075)/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);

% URD file for Gaussian fitting
op=fitoptions('Methods','NonlinearLeastSquares','StartPoint'
,[1 1 1]);
op.Lower=[fitt_Low_a fitt_Low_w fitt_Low_Xc];
op.Upper=[fitt_Up_a fitt_Up_w fitt_Up_Xc];
ftype=fitttype('a/(w*sqrt(pi/2))*exp(-2*((x-
xc)/w)^2)','options',op);
% gaussian fitting
[D,E]=fit(f.',2*abs(Y(1:NFFT/2+1)),ftype);
F=coeffvalues(D);
URD=[URD;F(1)];

% Plot Scores comparation figures
function compare_Scores_comparation_Callback(hObject,
eventdata, handles)
global URS_Score URD_Score
figure
plot(URS_Score,'b--o');
title('URS Score as funnction of cuts');
xlabel('Cut number');
ylabel('URS Score');
ylim([0 10]);
%hold on
figure
plot(URD_Score,'r--o');
title('URD Score as funnction of cuts');
xlabel('Cut number');
ylabel('URD Score');
ylim([0 10]);

```

ДОДАТОК Д2

Лістинг коду Java-бібліотеки для програми «SpiralAnalyser»

1. Клас FFT

```

public class FFT
{
    static void twoDfft(double[][] inputData, double[][]
realOut,
                        double[][] imagOut, double[][] amplitudeOut)
    {
        int height = inputData.length;
        int width = inputData[0].length;

        // Two outer loops iterate on output data.
        for (int yWave = 0; yWave < height; yWave++)
        {
            for (int xWave = 0; xWave < width; xWave++)
            {
                // Two inner loops iterate on input data.
                for (int ySpace = 0; ySpace < height;
ySpace++)
                {
                    for (int xSpace = 0; xSpace < width;
xSpace++)
                    {
                        // Compute real, imag, and amplitude.
                        realOut[yWave][xWave] += (inputData[ySpace][xSpace] *
Math.cos(2 * Math.PI * ((1.0 * xWave * xSpace / width) + (1.0 *
yWave * ySpace / height)))) / Math.sqrt(width * height);
                        imagOut[yWave][xWave] -= (inputData[ySpace][xSpace] *
Math.sin(2 * Math.PI * ((1.0 * xWave * xSpace / width) + (1.0 *
yWave * ySpace / height)))) / Math.sqrt(width * height);
                        amplitudeOut[yWave][xWave] = Math.sqrt(realOut[yWave][xWave]
*
                        realOut[yWave][xWave] +
                        imagOut[yWave][xWave]
                        *
                        imagOut[yWave][xWave]);
                    }
                    return imagOut[yWave][xWave];
                }
            }
        }
    }
}

```

2. Клас ProcessSpiral

```

package geom;

import static java.lang.Math.atan2;
import static java.lang.Math.cos;
import static java.lang.Math.pow;
import static java.lang.Math.sin;
import static java.lang.Math.sqrt;
import static java.lang.Math.toDegrees;
import static java.lang.Math.toRadians;

public class ProcessSpiral {

    /*
     * This variable represents the state of the output.
     * It is static because any change to this variable is
reflected in all the
     * instances.
     */
    private static State state;
    /**
     * The Point object representing the reference point at
the intersection of
     * the coordinate axes. Essentially, it is a point whose
coordinates are
     * <pre>(0,0)</pre>.
     */
    public static final Point ORIGIN = getCartesianPoint(0,
0);

    /**
     * This factory method returns a {@code Point} object
with the (Cartesian)
     * coordinates passed as parameters.
     *
     * @param x The X-coordinate of the {@code Point} object.
     * @param y The Y-coordinate of the {@code Point} object.
     * @return The required {@code Point} object.
     */
    public static Point getCartesianPoint(double x, double y)
{
        Point p = new Point();
        p.x = x;
        p.y = y;
        p.radius = sqrt(x * x + y * y);
        p.angleR = atan2(x, y);
        p.angleD = toDegrees(p.getAngleRadians());
        return p;
    }

    /**

```

```

        * This factory method returns a {@code Point} object
with the (Polar)
        * coordinates passed as the parameters.
        *
        * @param radius The distance of the required {@code
Point} from the origin
        * (0,0)
        * @param degrees The angle between the line joining the
required
        * {@code Point} and the origin and the X-axis (in degrees
i.e. from 0 to
        * 360).
        * @return The required {@code Point} object.
        */
    public static Point getPolarDegreesPoint(double radius,
double degrees) {
        Point p = new Point();
        p.radius = radius;
        p.angleD = degrees;
        p.angleR = toRadians(degrees);
        initPolar(p);
        return p;
    }

    public static Point getPolarRadiansPoint(double radius,
double radians) {
        Point p = new Point();
        p.radius = radius;
        p.angleR = radians;
        p.angleD = toDegrees(radians);
        initPolar(p);
        return p;
    }

    /*
    * This method is common to both the
'getPolar_____Point()' methods.
    */
    private static void initPolar(Point point) {
        double angle = point.getAngleRadians();
        point.x = point.getRadius() * cos(angle);
        point.y = point.getRadius() * sin(angle);
    }

    /**
    * This method is used to change the form of
representation of <em>ALL</em>
    * {@code Point} objects.
    *
    * @see State
    * @param state The {@code State} constant to set.
    */

```

```

    public static void setState(State state) {
        Point.state = state;
    }

    /*
     * The coordinates of this Point in the Cartesian system.
     */
    private double x;          // The perpendicular distance
from the Y-axis.
    private double y;          // The perpendicular distance
from the X-axis.

    /*
     * The coordinates of this Point in the Polar System.
     */
    private double radius;     // The distance from the Origin
(0,0).
    private double angleR;     // The angle in Radians.
    private double angleD;     // The angle in Degrees.

    public double distanceFrom(Point other) {
        return other.equals(Point.ORIGIN) ? radius
            : sqrt(pow(this.getX() - other.getX(), 2)
                + pow(this.getY() - other.getY(),
2));
    }

    public Point reflectionXAxis() {
        return getCartesianPoint(getX(), -getY());
    }

    public Point reflectionYAxis() {
        return getCartesianPoint(-getX(), getY());
    }

    public Point reflectionOrigin() {
        return getCartesianPoint(-getX(), -getY());
    }

    public Point reflectionFrom(Point other) {
        if (other.equals(Point.ORIGIN)) {
            return reflectionOrigin();
        }
        return getCartesianPoint(
            2 * other.getX() - this.getX(),
            2 * other.getY() - this.getY());
    }

```

```

public double getX() {
    return x;
}

public double getY() {
    return y;
}

public double getRadius() {
    return radius;
}

public double getAngleRadians() {
    return angleR;
}

public double getAngleDegrees() {
    return angleD;
}

public Quadrant getLocation() {
    if (location == null) {
        if (this.equals(Point.ORIGIN)) {
            location = Quadrant.ON_ORIGIN;
        } else if (x == 0) {
            location = Quadrant.ON_Y_AXIS;
        } else if (y == 0) {
            location = Quadrant.ON_X_AXIS;
        } else if (x > 0 && y > 0) {
            location = Quadrant.FIRST_QUADRANT;
        } else if (x < 0 && y > 0) {
            location = Quadrant.SECOND_QUADRANT;
        } else if (x < 0 && y < 0) {
            location = Quadrant.THIRD_QUADRANT;
        } else if (x > 0 && y < 0) {
            location = Quadrant.FOURTH_QUADRANT;
        }
    }
    return location;
}

@Override
public boolean equals(Object o) {
    if (o instanceof Point) {
        Point p = (Point) o;
        return this.hashCode() == p.hashCode();
    }
    return false;
}

@Override
public int hashCode() {

```

```

        int hash = 0;
        hash += (int) (Double.doubleToLongBits(this.getX())
            ^ (Double.doubleToLongBits(this.getX()) >>>
32));
        hash += (int) (Double.doubleToLongBits(this.getY())
            ^ (Double.doubleToLongBits(this.getY()) >>>
32));
        return hash;
    }

    @Override
    public String toString() {
        Thread t = new Thread();
        String summary = "\tCartesian:\t( x\t: " + x + ",
y\t: " + y + " )";
        if (state == null) {
            setState(State.SHORT_SUMMARY);
        }
        if (!state.equals(State.NO_SUMMARY)) {
            summary += "\n\tPolar:\n\t\tDegrees\t( radius\t:
" + radius + ", angle\t: "
                + angleD + " )\n";
            summary += "\t\tRadians\t( radius\t: " + radius
+ ", angle\t: "
                + angleR + " )\n";
        }
        if (state.equals(State.LONG_SUMMARY)) {
            summary += "\tQuadrant\t: " + getLocation();
            // summary += "\n\t" +
Integer.toHexString(hashCode());
        }
        return summary;
    }
    /**
     *
     */
    @SuppressWarnings("PublicInnerClass")
    public static enum State {
        LONG_SUMMARY,
        SHORT_SUMMARY,
        NO_SUMMARY;
    }

    @SuppressWarnings("PublicInnerClass")
    public static enum Quadrant {

        FIRST_QUADRANT,
        SECOND_QUADRANT,

```

```

        THIRD_QUADRANT,
        FOURTH_QUADRANT,
        ON_X_AXIS,
        ON_Y_AXIS,
        ON_ORIGIN;
    }
}

```

Код класу для виконання GaussianFitting

```

public class Fit {

    // return pdf(x) = standard Gaussian pdf
    public static double pdf(double x) {
        return Math.exp(-x*x / 2) / Math.sqrt(2 * Math.PI);
    }

    // return pdf(x, mu, signma) = Gaussian pdf with mean mu
    and stddev sigma
    public static double pdf(double x, double mu, double
sigma) {
        return pdf((x - mu) / sigma) / sigma;
    }

    // bisection search
    private static double inverseCDF(double y, double delta,
double lo, double hi) {
        double mid = lo + (hi - lo) / 2;
        if (hi - lo < delta) return mid;
        if (cdf(mid) > y) return inverseCDF(y, delta, lo,
mid);
        else return inverseCDF(y, delta, mid,
hi);
    }

    // return phi(x) = standard Gaussian pdf
    @Deprecated
    public static double phi(double x) {
        return pdf(x);
    }

    // return phi(x, mu, signma) = Gaussian pdf with mean mu
    and stddev sigma
    @Deprecated
    public static double phi(double x, double mu, double
sigma) {
        return pdf(x, mu, sigma);
    }
}

```

```
public CurveFitter (double[] xData, double[] yData) {  
    this.xData = xData;  
    this.yData = yData;  
    numPoints = xData.length;  
}  
public void doFit(int fitType) {  
    doFit(fitType, false);  
}
```

ДОДАТОК Е

ЗРАЗОК ОТРИМАНИХ ДАНИХ З ЦИФРОВОГО ПЛАНШЕТА

1	Time	X	Y	Pressure		
2	0.5025	-2.38796520233154		-0.488512992858887	0.83284456	
3	0.51	-2.10729289054871		-0.488512992858887	0.82600194	
4	0.5175	-1.83664717674255		-0.40851229429245	0.82600194	
5	0.525	-1.61611375808716		-0.268517196178436	0.82697946	
6	0.5325	-1.47578277587891		-0.0985126495361328	0.8347996	
7	0.54	-1.3955906867981		0.0714837312698364	0.84359723	
8	0.5475	-1.37553749084473		0.24148827791214	0.8553275	
9	0.555	-1.37553749084473		0.401481509208679	0.8758553	
10	0.5625	-1.47578277587891		0.541484773159027	0.90909094	
11	0.57	-1.69630584716797		0.63148045539856	0.9354839	
12	0.5775	-2.00705795288086		0.671484887599945	0.9491691	
13	0.585	-2.35789575576782		0.671484887599945	0.97262955	
14	0.5925	-2.75885620117187		0.671484887599945	0.98435974	
15	0.6	-3.14979004859924		0.561482906341553	0.99706745	
16	0.6075	-3.5908465385437		0.331483960151672	1	
17	0.615	-4.04192962646484		-0.00851696729660034	1	
18	0.6225	-4.503049659729		-0.498516142368317	1	
19	0.63	-4.98420219421387		-1.09851729869843	1	
20	0.6375	-5.46535472869873		-1.84851670265198	1	
21	0.645	-5.93648066520691		-2.69851493835449	1	
22	0.6525	-6.34746770858765		-3.58851760625839	1	
23	0.66	-6.67825231552124		-4.49851024150848	1	
24	0.6675	-6.8787428855896		-5.34851664304733	1	
25	0.675	-6.93888177871704		-6.09851604700089	1	
26	0.6825	-6.93888177871704		-6.67851090431213	1	
27	0.69	-6.82862024307251		-7.08851754665375	0.9892473	
28	0.6975	-6.55797452926636		-7.31851619281363	0.9715816	
mal text file					length : 256 420 lines : 5 695	

Рисунок Е.1 – Приклад даних, отриманих з використанням рисунку спіралі на графічному планшеті

Дані оцифрування рисунку спіралі з допомогою перового планшета програмно-апаратного комплексу автоматизованої діагностики стану пацієнта з проявами тремору:

Time	X	Y	Z	Pressure (Z)
0.5025	-2.38796520233154	-0.488512992858887	0.83284456	0,8328
0.51	-2.10729289054871	-0.488512992858887	0.82600194	0,8260
0.5175	-1.83664717674255	-0.40851229429245	0.82600194	0,8260
0.525	-1.61611375808716	-0.268517196178436	0.82697946	0,8270
0.5325	-1.47578277587891	-0.0985126495361328	0.8347996	0,8348
0.54	-1.3955906867981	0.0714837312698364	0.84359723	0,8436
0.5475	-1.37553749084473	0.24148827791214	0.8553275	0,8553
0.555	-1.37553749084473	0.401481509208679	0.8758553	0,8759
0.5625	-1.47578277587891	0.541484773159027	0.90909094	0,9091
0.57	-1.69630584716797	0.63148045539856	0.9354839	0,9355
0.5775	-2.00705795288086	0.671484887599945	0.9491691	0,9492
0.585	-2.35789575576782	0.671484887599945	0.97262955	0,9726
0.5925	-2.75885620117187	0.671484887599945	0.98435974	0,9844
0.6	-3.14979004859924	0.561482906341553	0.99706745	0,9971
0.6075	-3.5908465385437	0.331483960151672	1	1,0000
0.615	-4.04192962646484	0.00851696729660034	1	1,0000
0.6225	-4.503049659729	-0.498516142368317	1	1,0000
0.63	-4.98420219421387	-1.09851729869843	1	1,0000
0.6375	-5.46535472869873	-1.84851670265198	1	1,0000
0.645	-5.93648066520691	-2.69851493835449	1	1,0000
0.6525	-6.34746770858765	-3.58851760625839	1	1,0000
0.66	-6.67825231552124	-4.49851024150848	1	1,0000
0.6675	-6.8787428855896	-5.34851664304733	1	1,0000
0.675	-6.93888177871704	-6.09851604700089	1	1,0000
0.6825	-6.93888177871704	-6.67851090431213	1	1,0000
0.69	-6.82862024307251	-7.08851754665375	0.9892473	0,9892
0.6975	-6.55797452926636	-7.31851649284363	0.9745846	0,9746
0.705	-6.18708353042603	-7.35851275920868	0.97165203	0,9717
0.7125	-5.68587779998779	-7.28851521015167	0.97262955	0,9726
0.72	-5.07441053390503	-6.85851860046387	0.9833822	0,9834
0.7275	-4.33262853622437	-6.11851418018341	0.9931574	0,9932
0.735	-3.49061160087585	-5.11850953102112	0.99706745	0,9971
0.7425	-2.59847202301025	-3.96851480007172	0.9931574	0,9932
0.75	-1.69630584716797	-2.79851377010345	0.99120235	0,9912
0.7575	-0.884368705749512	-1.74851787090302	0.9892473	0,9892
0.765	-0.252848243713379	-0.88851648569107	0.9892473	0,9892
0.7725	0.128059005737305	-0.268517196178436	0.9921799	0,9922
0.78	0.258373737335205	0.0814868807792664	0.99022484	0,9902
0.7875	0.248347139358521	0.271481394767761	1	1,0000
-	-	-	-	-
0.795	0.0523783683776856	0.301482677459717	1	1,0000
0.8025	-0.483408260345459	0.301482677459717	1	1,0000

0.81	-1.01468343734741	0.141481280326843	1	1,0000
0.8175	-1.59607090950012	-0.17851334810257	1	1,0000
0.825	-2.14738893508911	-0.558518707752228	1	1,0000
0.8325	-2.67866411209106	-1.03851473331451	1	1,0000
0.84	-3.18988609313965	-1.65851402282715	1	1,0000
0.8475	-3.66102237701416	-2.35851401090622	1	1,0000
0.855	-4.13214831352234	-3.23851352930069	1	1,0000
0.8625	-4.53311910629272	-4.20851689577103	1	1,0000
0.87	-4.81379141807556	-5.12852084636688	0.99120235	0,9912
0.8775	-4.97417559623718	-5.95851278305054	0.9481916	0,9482
0.885	-5.02429823875427	-6.61851650476456	0.9032258	0,9032
0.8925	-5.02429823875427	-7.08851754665375	0.8729228	0,8729
0.9	-4.9641489982605	-7.39851719141006	0.8347996	0,8348
0.9075	-4.8338342666626	-7.5585104227066	0.8191593	0,8192
0.915	-4.73359932899475	-7.61851298809052	0.80840665	0,8084
0.9225	-4.65340723991394	-7.61851298809052	0.8064516	0,8065
0.93	-4.58324174880981	-7.56852173805237	0.8338221	0,8338
0.9375	-4.47298021316528	-7.26851707696915	0.87096775	0,8710
0.945	-4.312575340271	-6.7585197687149	0.89442813	0,8944
0.9525	-4.12212171554565	-6.0585116147995	0.92864126	0,9286
0.96	-3.92164149284363	-5.20851337909698	0.96480936	0,9648
0.9675	-3.79132676124573	-4.36851012706757	0.99022484	0,9902
0.975	-3.75123071670532	-3.56851947307587	1	1,0000
0.9825	-3.75123071670532	-2.85851633548737	1	1,0000
0.99	-3.86149225234985	-2.24851202964783	1	1,0000
0.9975	-4.07199907302856	-1.76851600408554	1	1,0000