

М.Р. ПЕТРИК, І.Я. МУДРИК, М.В. БАЧИНСЬКИЙ, І.Я. СТАДНИК,
М.І. ПІДГУРСЬКИЙ, В.О. ЯМКО
Тернопільський національний технічний університет ім. І. Пулюя

ВИСОКОПРОДУКТИВНІ МЕТОДИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ІДЕНТИФІКАЦІЇ ПАРАМЕТРІВ АНОРМАЛЬНИХ РУХІВ ПІД ДІЄЮ ЗВОРОТНИХ КОГНІТИВНИХ ВПЛИВІВ

Нові методи моделювання використовуються для забезпечення підходу до проектування цифрових діагностичних систем здоров'я для пацієнтів із неврологічними захворюваннями. Актуальним завданням є створення нових програмно-апаратних рішень для медицини та автоматизованих діагностичних систем для ідентифікації нових явищ організму та здоров'я людини. Важливим є дослідження нейро-біо-систем зі feedback-зв'язком, пов'язаних з аналізом стану та поведінки T-об'єктів (пацієнтів з ознаками тремору) під когнітивним впливом нейронних вузлів кори головного мозку.

В сучасних умовах особлива увага приділяється новим цифровим системам діагностики та лікування в медичному застосуванні. Спроекована математична модель наномедичної системи орієнтована на визначення параметрів аномальних рухів пацієнтів із симптомами тремору (T-об'єктів), викликаних негативними впливами певного набору нервових вузлів кори головного мозку. Визначення параметрів цих впливів окреслить шляхи вирішення проблеми.

Авторами 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. Розроблено високоефективну інформаційну технологію для оцінки неврологічних рухів людини на основі гібридної моделі аналізу хвильового сигналу з урахуванням когнітивного зворотного зв'язку нейровузлів кори головного мозку.

З використанням гібридних перетворень Фур'є реалізовано швидкісне аналітичне рішення моделі у векторній формі, що дозволяє визначати елементи рухів на кожному відрізку складної спіральної траєкторії, що виконується пацієнтом за допомогою електронного пера на цифровому планшеті, та ідентифікували параметри досліджуваних нейросистем зі зворотним зв'язком.

Ключові слова: неврологічні рухи, тремор, математичне моделювання, когнітивні зворотні нейрозв'язки, аномальний рух, графічний планшет, електроенцефалограма, діагностика, гібридне перетворення Фур'є, апаратне та програмне забезпечення, комп'ютерне моделювання.

M. PETRYK, I. MUDRYK, M. BACHYNSKYI, I. STADNYK, M. PIDGURSKYI, V. YAMKO
Ternopil Ivan Puluj National Technical University

HIGH-PRODUCT METHODS AND INFORMATION TECHNOLOGIES FOR MODELING AND IDENTIFICATION OF THE PARAMETERS OF ABNORMAL MOVEMENTS UNDER THE INFLUENCE OF REFUSED COGNITIVE INFLUENCES

New modeling techniques are used to provide an approach to the design of digital health diagnostic systems for patients with neurological diseases. An urgent task is the creation of new software and hardware solutions for medicine and automated diagnostic systems for identifying new phenomena of the body and human health. It is important to study neuro-bio-systems with feedback, related to the analysis of the state and behavior of T-objects (patients with signs of tremor) under the cognitive influence of neural nodes of the cerebral cortex.

In modern conditions, special attention is paid to new digital systems of diagnosis and treatment in medical applications. The designed mathematical model of the nanomedical system is focused on determining the parameters of abnormal movements of patients with tremor symptoms (T-objects), caused by the negative effects of a certain set of nerve nodes of the cerebral cortex. Determining the parameters of these influences will outline ways to solve the problem.

Authors described the models of the signals received as input data for processing (drawing of the patient of the Archimedes-spiral test), analyzed the accuracy and efficiency of the methods of computerized analysis of the degree of tremor. The main modeling results are described, frequency characteristics, oscillation amplitudes, deviations from the norm and other indicators are obtained. A highly effective information technology has been developed for the evaluation of neurological movements of a person based on a hybrid model of wave signal analysis taking into account the cognitive feedback of cerebral cortex neuronodes.

With the use of hybrid Fourier transformations, a fast analytical solution of the model in vector form was implemented, which allows determining the elements of movements on each segment of a complex spiral trajectory performed by the patient using an electronic pen on a digital tablet. , and identified the parameters of the studied neurosystems with feedback.

Keywords: neurological movements, tremor, mathematical modeling, cognitive feedback, abnormal movement, graphics tablet, electroencephalogram, diagnosis, Fourier-hybrid transform, hardware and software, computer simulation.

Постановка проблеми

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.

З метою подання математичного розв'язку у формі реалізації процедури функціональної ідентифікації амплітудних компонентів і фазової швидкості поширення хвилі аномального невралгічного руху (АНР) як функції часу в рамках декомпозиції моделі з урахуванням умов, що відомі сліди (дані спостереження у формі цифрових даних АНР-рухів пацієнта) розв'язку для кожного сегмента з побудовою систем початково-крайових задач (мікромоделей) для послідовних сегментів кривої руху.

Аналіз стану досліджень проблеми аномальних неврологічних рухів

Новітні інформаційні технології та методи моделювання в розробці комп'ютерної діагностичної системи покращують вирішення проблеми лікування критичних захворювань у світі, особливо людей, уражених неврологічними захворюваннями, такими як аномальні неврологічні рухи (АНР) або тремтіння та їх екстремальні форми. у вигляді хвороб Альцгеймера, Паркінсона [1]. АНР - небажані коливальні рухи певної частини тіла (рук, органів мови, очних яблук), що виникають внаслідок мимовільного скорочення м'язів людини [2]. Ознаками порушень регуляції рухів людини є збільшення їх амплітуди, зміна частоти і форми коливань. Аналіз цих параметрів АНР має вирішальне значення для розуміння ролі дисфункції зворотного зв'язку (feedback) в нейронних вузлах кори головного мозку (КГМ) у процесах когнітивного контролю рухів людини та раннього виявлення нейромоторних розладів. Складність ідентифікації АНР полягає в недосконалості існуючих методів діагностики, їх низькій точності, а також у відсутності математичних і програмних засобів ідентифікації нервово-зворотного впливу КГМ-вузлів на їх поведінку [2]. Дослідження нейросистем, пов'язані з аналізом поведінки пацієнтів із симптомами тремору (Т-об'єкти), проводилися рядом дослідників, таких як Pullman S.L., Legrand A.-P., Vidailhet M. (ESPCI Paris Tech, ISEM CNRS), Ван Дж.-С., Луї Е., Хаубенбергер Д., Каловіц Д. та інші. [2-5]. Тут основну увагу було приділено аналізу параметрів відносно нормального стану та поведінки пацієнтів за допомогою класичних методів цифрової обробки на основі перетворення Фур'є [5-12]. Однак такі методи на сьогодні вже вичерпали себе і не дозволяють аналізувати аномальні стани зі складною, важкопрогнозованою поведінкою, яка притаманна реальним Т-об'єктам з високим ступенем тремору. Через недосконалість таких методів відбувається втрата 60-80% важливої інформації з опису реального стану пацієнтів, що де-факто зумовлює низьку якість такого аналізу.

Мета дослідження

Для конфігурації моделі ідентифікації використовували фрагменти траєкторії АНР спірального типу досліджуваного Т-об'єкта, здійснювану ним на цифровому графічному планшеті. Моделювання та ідентифікацію параметрів рухів АНР проводили в рамках завдання ідентифікації параметрів когнітивних feedback- впливів ЕЕГ-вектора сигналів КГР на сегменти траєкторії АНР, розробленого за допомогою гібридної моделі АНР. Для побудови ідентифікаційної моделі використовувався фрагмент сліду АНР досліджуваного Т-об'єкта, виконаний ним електронним пером на інтерактивному цифровому планшеті.

Метою даного дослідження є розробка гібридної аналітичної моделі, яка забезпечуватиме глибоку декомпозицію системи без порушення її цілісності та зв'язків, що не здійснюється класичними методами обробки сигналів, що приводять до втрати 60-80% інформації про реальний стан об'єкту. Методами машинного навчання необхідно попередньо уточнити вагові коефіцієнти впливу наборів цифрових записів сигналів когнітивних впливів нейровузлів кори головного мозку пацієнта у ході виконання ним тестових прикладів рисування спіральних траєкторій на цифровому планшеті.

Пропоновані підходи авторів до вирішення проблеми аналізу АНР під дією зворотних когнітивних впливів основного дослідження

Авторами запропоновано високопродуктивну інформаційну технологію дослідження АНР, побудовану на основі гібридної моделі аналізу сигналів нейросистеми, яка описує стан і поведінку 3D елементів траєкторій АНР Т-об'єкта з урахуванням когнітивні ефекти нервового зворотного зв'язку ідентифікованих вузлів КГМ з використанням комп'ютерного тестування рухів Т-об'єкта, що робить спроби відтворення шаблонних тестових траєкторій (у вигляді спіралі Архімеда та ін. тестів). За допомогою методів гібридних перетворень Фур'є побудовано швидкісні аналітичні розв'язки моделі аналізу АНР у вигляді векторних функцій, які визначають елементи тестових траєкторій рухів Т-об'єкта на кожному сегменті АНР [13-16]. На їх основі запропоновано високопродуктивні алгоритми ідентифікації параметрів АНР для покомпонентної оцінки ефектів нейро-зворотного зв'язку, які дозволяють розпаралелювати обчислення.

Спосіб збору даних АНР за допомогою графічного планшета. Якісне оцінювання характеристик АНР шляхом та кількісного покращення схем комп'ютерного тестування АНР вимагає знання точного положення електронного пера Т-об'єкта, що проходить тест на цифровому планшеті та тиску пера на поверхню планшета як функції часу впродовж усієї тривалості експерименту.

Для визначення координат X і Y , та Z як функцій часу цього необхідне використання графічного планшета зі спеціально адаптованим програмним забезпеченням, що забезпечує високу частоту і точність збору даних. З цих причин був обраний графічний планшет HUION KAMVAS PRO 16. Його активна зона (відповідає 345 x 194 мм) сумісна із загальноприйнятими моделями шкали оцінки тремору Фана-Толози-Маріна (FTRS) [4]. Рідер має роздільну здатність введення пера 5080 Ірі, точність 0,25 мм і швидкість розпізнавання до 266 точок в секунду (згідно зі специфікаціями виробника). Крім того, даний планшет дозволяє відображати тиск пера під час малювання на площині та вимірювати рухи на відстані до 10 мм над поверхнею пера, що дозволяє візуалізувати рухи пацієнта в просторі та силу натиснення пера на поверхню планшета.

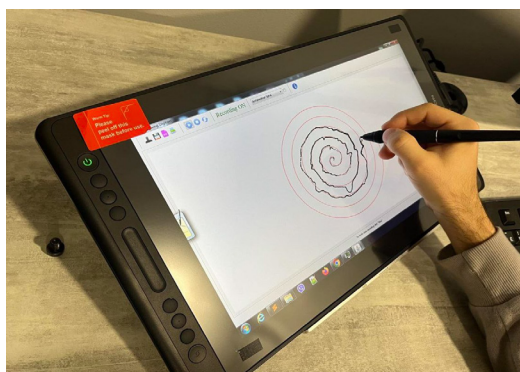


Рис 1. Візуальне представлення використання графічного планшета HUION KAMVAS PRO 16 в тесті

Для дослідження електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів КГМ обрано комп'ютерний електроенцефалограф НЕЙРОКОМ – п'яте покоління розроблених комплексів

комп'ютерної електроенцефалографії. Енцефалограф в комплексі призначений для реєстрації, поглибленого аналізу та інтерпретації ЕЕГ і викликаних потенціалів (ВП), проведення різноманітних аналізів для наукових досліджень.

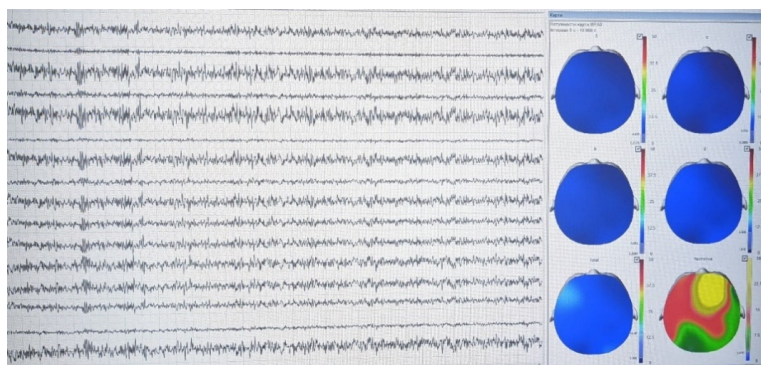


Рис 2. Візуальне представлення процесу збору даних від електроенцефалографічного комплексу NeuroCom

Шолом для аналізу когнітивних сигналів кори головного мозку із встановленою апаратно-програмною платформою виробника забезпечує 16-канальний відбір енцефалограм і передачу їх на персональний комп'ютер за відповідним протоколом. Програмне кондиціонування сигналів ЕЕГ і постобробка відбувається на ПК. Дані зберігаються як у необробленому тексті, так і у візуалізованому представленні в кожен момент часу. Дані зчитуються з кожного каналу відведення з інтервалом 2 мс (частота 500 Гц).

Гібридна модель забезпечує кількісні амплітудно-частотні характеристики АНР. Для врахування когнітивних feedback-впливів на поведінку АНР системи використовуються отримані цифрові набори індикаторів ЕЕГ-сигналів, які синхронно з рухом електронного пера Т-об'єкта надходять від 16-ти елементного вектора часових послідовностей сигналів, що поступають від ЕЕГ-сенсорів, встановлених на визначених на нейровузлах КГМ. Вектор ЕЕГ-сигналів в цілому визначають динаміку АНР для кожного j -го сегмента складної АНР-траси, де $j = 1, n_1$ – номер поточного сегмента АНР, n_1 – кількість сегментів розбиття усїєї траси АНР (рис. 4). У моделі розбиття може бути встановлено автоматично будь-яким способом, з будь-якою кінцевою кількістю сегментів. Їх довжина також може бути різною залежно від вибору рівня деталізації ділянок руху. Слід зауважити, що згідно концепції запропонованої гібридної моделі, когнітивні feedback-впливи вектор ЕЕГ-сигналів впливають тільки на поточні сегменти АНР-траси, що синхронізовані по часу проходження зі значеннями компонентів ЕЕ-вектора та обумовлюють визначену спадну еспоненціальну післядію на майбутні ділянки коливного руху (на пройдені ділянки руху ці впливи відсутні, що природньо).

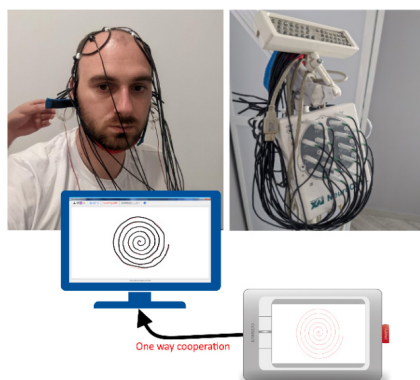


Рис 3. Ілюстрація використання дослідницького обладнання 3. Гібридна математична модель аналізу Т-об'єкта АНР з урахуванням когнітивних нейро-зворотних впливів вузлів КГМ

Гібридний модельний аналіз АНР, побудований на основі концепції поширення хвильового сигналу, визначає посегментний опис елементів траєкторій АНР з урахуванням матриці когнітивних feedback-впливів вектора сигналів нейровузлів КГМ на сегментах АНР [13]. В основі реалізації лежить метод визначення положення електронного пера, з допомогою якого Т-об'єкт відтворює траєкторію руху шаблону (спіралі Архімеда) на екрані інтерактивного планшета [14].

Visualisation de l'influence des composants du vecteur de neurosignaux $S(t)$ sur les éléments de MNA-trace $(l_{j-1}, l_j), j = 1, n_1$

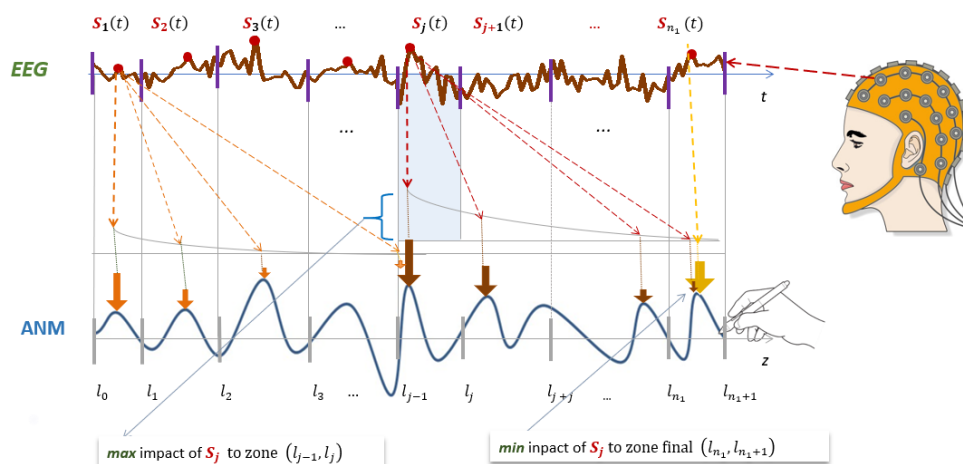


Рис. 4. Схематизація та візуалізація почасових когнітивних feedback-впливів компонентів вектора зв'язків EEG-сигналів нейровузлів КГМ на окремі елементи АНР-траси $(l_{j-1}, l_j), j = 1, n_1$ в рамках гібридної моделі АНР-аналізу

Відхилення траєкторії руху пера від шаблону має складну форму (рис. 4) і дає оцифровану інформацію для визначення неврологічного стану Т-об'єкта. Слід руху пера розбивається на простіші елементи з метою декомпозиції складних АНР-рухів у схематизації моделі. Кількість поділок залежно від складності зображення АНР можна вибрати довільно.

Опис математичної моделі функціональної ідентифікації АНР

Для представлення математичного розв'язку у вигляді реалізації процедури функціональної ідентифікації амплітудних складових і фазової швидкості розповсюдження хвилі АНР як функцій часу в рамках декомпозиції моделі, враховуючи умови, що відомі траси (дані спостереження у вигляді цифрових даних АНР-рухів Т-об'єкта) розв'язку для кожного k-го сегмента, отримана наступна система прямих початково-крайових задач (мікромоделей) для послідовних сегментів АНР [13]:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} u_k(t, z) = b_k^2 \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k + S_k^*(t, z) \quad (1)$$

з початковими умовами:

$$u_k(t, z)|_{t=0} = 0, \quad \frac{\partial u_k}{\partial t}|_{t=0} = 0, \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (2)$$

Крайові умови на кожному з тонких сегментів АНР по z:

$$u_{k-1}(t, z)|_{z=l_{k-1}} = U_{l_{k-1}}, \quad u_k(t, z)|_{z=l_k} = U_{l_k}, \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (3)$$

Вибір функціонала-нев'язки. Вважаємо, що компоненти фазової швидкості поширення хвилі АНР $b_k, k = \overline{1, n_1 + 1}$ крайової задачі (3.3)-(3.5) є невідомими функціями від часу. При відомих значеннях положення пера $u_k(t, z)$ в точках спостереження на сегментах АНР $\gamma_k \subset \Omega_k, k = \overline{1, n_1 + 1}$:

$$u_k(t, z)|_{\gamma_k} = U_k(t, z)|_{\gamma_k}, \tag{4}$$

де початково-крайова задача (6.1)-(6.4) може бути розглянута для кожної точки z для кожного тонкого k_j -го сегмента ираси АНР і полягатиме в знаходженні функцій

$$b_k \in D, \text{ де } D = \left\{ v(t, z) : v|_{\Omega_{k,T}} \in C(\Omega_{k,T}), v > 0, k = \overline{1, n_1 + 1} \right\}.$$

Функціонал-нев'язка відхилення розв'язку від його слідів на $\gamma_{k_1} \in \Omega_{k_1}$, згідно [14] запишеться у вигляді:

$$J_k(b_k) = \frac{1}{2} \int_0^T \left(\|u_k(t, z, b_k) - U_k^*\|^2 \right) dt. \tag{5}$$

Методика розв'язання прямої крайової задачі ідентифікації. Побудова та математичне обґрунтування розв'язку задачі здійснюється шляхом використання скінченного інтегрального перетворення Фур'є. Застосувавши до задачі (6.1)-(6.4) інтегральні оператори [13]:

$$\begin{aligned} F[u_k(t, z)] &= \int_{l_{k-1}}^{l_k} u_k(t, z) V_m(\beta_m, z) dz \equiv U_{km}(t) \\ F^{-1}[U_{km}(t)] &= \sum_{m=0}^{\infty} U_{km}(t) \frac{V_m(\beta_m, z)}{\|V_m(\beta_m, z)\|^2} \equiv u_k(t, z) \end{aligned} \tag{6}$$

$$F\left[\frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z)\right] = -\beta_m^2 U_{km}(t) + \beta_m U_{l_{k-1}} \left[1 - (-1)^m \frac{U_{l_k}}{U_{l_{k-1}}} \right] = -\beta_m^2 U_{km}(t) + \beta_m U_{l_{k-1}} - \beta_m (-1)^m U_{l_k}$$

$$V_k(\beta_m, z) = \sin \beta_m (z - l_{k-1}) \quad \beta_m = \frac{m\pi}{\Delta h} \quad \|V_k\|^2 = \int_{l_{k-1}}^{l_k} [V_k(\beta_m, z)]^2 dz = \frac{\Delta h}{2} \quad \sin \beta(l_k - l_{k-1}) = 0$$

Розв'язок задачі (6.1)-(6.4) після низки перетворень одержано у формі зручній і ефективній для числових ітераційних розрахунків для використання в процедурах ідентифікації параметрів:

$$u_k(t, z) = \frac{2}{\Delta l} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \cos(b_k \beta_m t)}{\beta_m} \sin \beta_m (z - l_{k-1}) \left(S_k^* \frac{1}{(b_k \beta_m)^2} \left((-1)^m - 1 \right) + U_{l_{k-1}} \left(1 - (-1)^m \frac{U_{l_k}}{U_{l_{k-1}}} \right) \right) \tag{7}$$

Метод розв'язання спряженої крайової задачі АНР

У відповідності з вихідною прямою початково-крайовою задачею (1.1)-(1.5), слідуючи [14] для кожного наближення розв'язку, вводимо до розгляду спряжену часово-крайову задачу:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} \phi_k(t, z) + b_k \frac{\partial^2}{\partial z^2} \phi_k(t, z) = (u_{k_k}^n - U_k^*)|_{z=\gamma_k} \delta(z - \gamma_k), \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \tag{8}$$

$$\text{умовами при } t = T \quad \phi_k(t, z)|_{t=T} = 0 \tag{9}$$

та крайовими умовами першого роду для кожного наближення $D_{sp k}^n$, розв'язку:

$$\phi_k(t, z)|_{z=l_{k-1}} = 0; \quad \phi_k(t, z)|_{z=l_k} = 0, \tag{10}$$

Аналітичний розв'язок спряженої часово-крайової задач (6.10) -(6.10) отримуємо у вигляді [14]:

$$\phi_k(t, z) = \int_{l_{k-1}}^T \int_{l_{k-1}}^{l_k} \bar{\mathcal{H}}_k(t - \tau, z, \xi) (u_{k_k}^n - U_k^*)|_{z=\gamma_k} \delta(z - \gamma_k) d\xi d\tau, \tag{11}$$

де:

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

Розв'язок (11) спряженої задачі (8)-(9) після інтегрування і низки перетворень конвертуємо у формі зручній і ефективній для числових ітераційних розрахунків для використання в процедурах ідентифікації параметрів:

$$\phi_k(t, z) = \frac{2}{\Delta h} \sum_{m=0}^{\infty} \frac{1 - \text{ch}(b_k \beta_m (T - t))}{(b_k \beta_m)^2} \sin \beta_m \gamma_k \sin \beta_m (z - l_{k-1}) (U_k^* - u_{k_k}^n), \quad k = \overline{1, n_1 + 1} \quad (12)$$

Формули аналітичних виразів градієнтів функціонала-нев'язки

Вирази компонентів градієнтів функціонала-нев'язки для необхідних коефіцієнтів b_k :

$$\nabla J_{b_k} = \int_0^T \int_{l_{k-1}}^{l_k} \phi_k(t, z) \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z) dz dt \quad (13)$$

Для задач функціональної ідентифікації формули для компонентів градієнтів функціоналу невязки як функції від часу або координати, отримуємо, знімаючи відповідний інтеграл по t чи z у (13)

$$\nabla J_{b_k}(t) = \int_{l_{k-1}}^{l_k} \phi_k(t, z) \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z) dz, \quad (14)$$

$$\nabla J_{b_k}(z) = \int_0^T \phi_k(t, z) \frac{\partial^2}{\partial z^2} u_k(t, z) dt. \quad (15)$$

Тут подані точні аналітичні вирази компонентів підінтегральних виразів (14), (15):

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

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

Регуляризаційні вирази для $n+1$ -го кроку визначення ідентифікуючої залежності. З використанням методу мінімальних похибок для визначення залежності функціональної ідентифікації компоненти амплітудного коефіцієнта коливного руху сигналу b_k^{n+1} як константу (параметр) на відрізьку або у вигляді функціональної залежності від часу t чи z , або від двох змінних для кожного k -го елемента АНР $k = \overline{1, n_1 + 1}$. Зокрема, для функціональної залежності від часу t маємо такий регуляризаційні вирази:

$$b_k^{n+1}(t) = b_k^n(t) - \nabla J_{b_k}^n(t) \frac{\|u_k(t, \gamma_k, b_k) - U_k^*\|^2}{\|\nabla J_{b_k}^n(t)\|_{\gamma_k}^2}, \quad t \in (0, T), \quad k = \overline{1, n_1}. \quad (16)$$

Матричний алгоритм ідентифікації вектора адаптивних коефіцієнтів впливу матриці когнітивних ЕЕГ сигналів на вектор сегментів траєкторії АНР

Формула зв'язку вектор сегментів траєкторії коливного руху електронного пера $[u_j(t)]$, $j = \overline{1, n+1}$ з матрицею матриці сигналів сенсорів ЕЕГ $[S_{ij}(t)]$, $i = \overline{1, m}$; $j = \overline{1, n+1}$, де m – кількість сенсорів ЕЕГ (в нашому випадку $m = 16$), $n+1$ – загальна кількість сегментів траєкторії руху пера вздовж координати z :

$$\begin{bmatrix} u_1(t, z) \\ u_2(t, z) \\ \dots \\ u_{n+1}(t, z) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11}(t) & S_{12}(t) & \dots & S_{1m}(t) \\ S_{21}(t) & S_{22}(t) & \dots & S_{2m}(t) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ S_{n+1,1}(t) & S_{n+1,2}(t) & \dots & S_{n+1,m}(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_m \end{bmatrix}. \quad (17)$$

Звідси знаходимо:

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_m \end{bmatrix} = \left(\begin{bmatrix} S_{11}(t) & S_{12}(t) & \dots & S_{1m}(t) \\ S_{21}(t) & S_{22}(t) & \dots & S_{2m}(t) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ S_{n+1,1}(t) & S_{n+1,2}(t) & \dots & S_{n+1,m}(t) \end{bmatrix}^T \right)^{-1} \begin{bmatrix} u_1(t, z) \\ u_2(t, z) \\ \dots \\ u_{n+1}(t, z) \end{bmatrix},$$

Або:

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11}(t) & S_{12}(t) & \dots & S_{1,n+1}(t) \\ S_{21}(t) & S_{22}(t) & \dots & S_{2,n+1}(t) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ S_{m,1}(t) & S_{m,2}(t) & \dots & S_{m,n+1}(t) \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} u_1(t, z) \\ u_2(t, z) \\ \dots \\ u_{n+1}(t, z) \end{bmatrix}. \quad (18)$$

Перемножуючи в правій частині (18) елементи матриць за правилами множення, отримуємо вектор значень коефіцієнтів адаптивного впливу $[S_{ij}(t)]$, $i = \overline{1, m}$; $j = \overline{1, n+1}$ на $[u_j(t)]$, $j = \overline{1, n+1}$:

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tilde{S}_{11}(t) \cdot u_1(t, z) + \tilde{S}_{12}(t) \cdot u_2(t, z) + \dots + \tilde{S}_{1,n+1}(t) \cdot u_{n+1}(t, z) \\ \tilde{S}_{21}(t) \cdot u_1(t, z) + \tilde{S}_{22}(t) \cdot u_2(t, z) + \dots + \tilde{S}_{2,n+1}(t) \cdot u_{n+1}(t, z) \\ \dots \\ \tilde{S}_{m,1}(t) \cdot u_1(t, z) + \tilde{S}_{m,2}(t) \cdot u_2(t, z) + \dots + \tilde{S}_{m,n+1}(t) \cdot u_{n+1}(t, z) \end{bmatrix}, \quad (19)$$

де $\tilde{S}_{ij}(t)$, $i = \overline{1, m}$; $j = \overline{1, n+1}$ - елементи оберненої матриці $(S^T)^{-1}$, індекс T - знак транспонування матриці.

Висновки

Інформаційну технологію розроблено на основі гібридної моделі АНР-аналізу нейро-системи, яка описує стан і поведінку Т-об'єктів з урахуванням когнітивних feedback- впливів КГМ. За допомогою методу гібридних перетворень Фур'є побудовано аналітичний розв'язок моделі у векторному вигляді, визначає елементи траєкторій на кожному сегменті АНР. На основі цього запропоновано високоефективні алгоритми ідентифікації параметрів досліджуван-них систем зворотного зв'язку. На відміну від загальноприйнятого класичного статистичного підходу обробки сигналів, запропонована гібридна модель орієнтована на глибоку декомпози-цію системи без порушення її цілісності та всіх важливих зв'язків. Крім того, завдання цього спостереження полягає в тому, щоб ретельно перевірити механізми та вдосконалити методи збору та аналізу даних, отриманих із спіральних малюнків пацієнта. Такий підхід дає можли-вість більш якісно описати складні приховані механізми АНР з великою кількістю внутрішніх зв'язків і когнітивних feedback- впливів КГМ, забезпечити високий ступінь повноти даних.

Список використаної літератури:

1. Electroencephalography complex NEUROKOM, NEUROLAB. Instructions for medical application AINC.941311.001 I1 U 33.1-02066769-001-2002.
2. 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*, 26 (11), 2073-2080, (2011).
3. 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*, 11(2), 187-369 (2000).
4. 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*, 128 (10), 1823–1834, (2017).
5. 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*, 59(7), 2998-3007 (2012).
6. 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*, 11, 872-879 (2012).

7. Xie H., Wang Z. Mean frequency derived via Huang-Hilbert transform with application to fatigue EMG signal analysis. *Comput Meth Progr Biomed*, 2006; 82:114–20.
8. 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, (2020).
9. Viviani P., Burkhard P.R., Chiuvé S.C., dell'Acqua C.C., Vindras P. Velocity control in Parkinson's disease: a quantitative analysis of isochrony in scribbling movements. *Exp Brain* 2009;194:259–83, (2009)
10. Salarian A., Russmann H., Wider C., Burkhard P.R., Vingerhoets F.J., Aminian K. Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54. Jg., Nr. 2, pp. 313- 22, (2007).
11. Lo G., Suresh A. R., Stocco L., González-Valenzuela S., and Leung V. C. A wireless sensor system for motion analysis of Parkinson's disease patients, (PERCOM Workshops), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, pp. 372-375, (2011).
12. Petryk M., Gancarczyk T., Khimich O. Methods of Mathematical Modeling and Identification of Complex Processes and Systems on the basis of High-performance Calculations (neuro- and nanoporous feedback cyber systems, models with sparse structure data, parallel computations). Scientific Publishing University of Bielsko-Biala.:Bielsko-Biała, Polska), (2021), 194 p.
13. Khimich A.N., Petryk M.R., Mykhalyk D.N., Boyko I.V., Popov A.V., Sydoruk. V.A. Methods for mathematical modeling and identification of complex processes and systems based on visoproductive computing (neuro- and nanoporous cyber-physical systems with feedback, models with sparse structure data, parallel computing). Monograph, Kiev: National Academy of Sciences of Ukraine. Glushkov Institute of Cybernetics. 2019. - 176 p. ISBN: 978-966-02-9188-1, (2019).
14. 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, (2020).

References

1. Electroencephalography complex NEUROKOM, NEUROLAB. Instructions for medical application AINC.941311.001 II U 33.1-02066769-001-2002.
2. Haubenberger, D., Kalowitz, D., Nahab, F. B., Toro, C., Ippolito, D., Luckenbaugh, D.A., Wittevrangel, L., & Hallett, M. (2011). Validation of Digital Spiral Analysis as Outcome Parameter for Clinical Trials in Essential Tremor. *Movement Disorders*, **26** (11), 2073-2080.
3. Rajaraman, V., Jack, D., Adamovich, S.V., Hening, W., Sage, J., & Poizner, H. (2000). A novel quantitative method for 3D measurement of Parkinsonian tremor. *Clinical neurophysiology*, **11** (2), 187-369.
4. Legrand, A.P., Rivals, I., Richard, A., Apartis, E., Roze, E., Vidailhet, M., Meunier, S., & Hainque, E. (2017). New insight in spiral drawing analysis methods. Application to action tremor quantification. *J Clinical Neurophysiology*, **128** (10), 1823–1834.
5. Wang, J.-S., & Chuang, F.-C. (2012). An Accelerometer-Based Digital Pen with a Trajectory Recognition Algorithm for Handwritten Digit and Gesture Recognition. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **59** (7), 2998-3007.
6. Louis, E. D., Gillman, A., Böschung, S., Hess, C. W., Yu, Q., & Pullman, S. L. (2012). High width variability during spiral drawing: Further evidence of cerebellar dysfunction in essential tremor. *Cerebellum*, **11**, 872-879.
7. Xie, H., & Wang, Z. (2006). Mean frequency derived via Huang-Hilbert transform with application to fatigue EMG signal analysis. *Comput Meth Progr Biomed*; 82:114–20

8. Bhidayasiri, R., & Mari, Z. (2020). 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.
9. Viviani, P., Burkhard, P.R., Chiuvé, S.C., dell'Acqua, C.C., & Vindras, P. (2009). Velocity control in Parkinson's disease: a quantitative analysis of isochrony in scribbling movements. *Exp Brain* 2009;194:259–83.
10. Salarian, A., Russmann, H., Wider, C., Burkhard, P.R., Vingerhoets, F.J., & Aminian, K. (2007). Quantification of tremor and bradykinesia in Parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54. Jg., (2), 313-322.
11. Lo, G., Suresh, A. R., Stocco, L., González-Valenzuela, S., & Leung V. C. (2011). A wireless sensor system for motion analysis of Parkinson's disease patients, (PERCOM Workshops), *2011 IEEE International Conference on. IEEE*, 372-375.
12. Petryk, M., Gancarczyk, T., & Khimich, O. (2021). *Methods of Mathematical Modeling and Identification of Complex Processes and Systems on the basis of High-performance Calculations (neuro- and nanoporous feedback cyber systems, models with sparse structure data, parallel computations)*. Scientific Publishing University of Bielsko-Biala.:Bielsko-Biała, Polska.
13. Khimich, A.N., Petryk, M.R., Mykhalyk, D.N., Boyko, I.V., Popov, A.V., & Sydoruk, V.A. (2019). *Methods for mathematical modeling and identification of complex processes and systems based on visoproductive computing (neuro- and nanoporous cyber-physical systems with feedback, models with sparse structure data, parallel computing)*. Monograph, Kiev: National Academy of Sciences of Ukraine. Glushkov Institute of Cybernetics.
14. Mudryk, I., & Petryk, M. (2020). 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*, 108–111.

Петрик Михайло Романович – д.ф.-м.н., професор кафедри програмної інженерії Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, e-mail: Mykhalo_petryk@tntu.edu.ua, ORCID: 0000-0001-6612-7213.

Мудрик Іван Ярославович – PhD, старший викладач кафедри програмної інженерії Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, e-mail: ilmudryk@ukr.net, ORCID: 0000-0002-4305-1911.

Бачинський Михайло Володимирович – к.т.н., доцент кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, e-mail: m.bachynskiy@gmail.com, ORCID: 0000-0003-4139-7633.

Стадник Ігор Ярославович – д.т.н., проф. кафедри обладнання харчових технологій Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, e-mail: igorstadnykk@gmail.com, ORCID: 0000-0003-4126-3256.

Підгурський Микола Іванович – д.т.н., проф. кафедри будівельної механіки Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, e-mail: kaf_zv@tu.edu.ua, ORCID: 0000-0001-8831-4810.

Ямко Владислав Олексійович - студент кафедри програмної інженерії Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, спеціальність 121 – інженерія програмного забезпечення, e-mail: vebleb01@gmail.com .