

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

СЕЛІВАНОВА КАРІНА ГРИГОРІВНА



УДК 615.47:004.354:612.746.4

**МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ ФЕНОМЕНІВ ТРЕМТІННЯ
ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ УРАЖЕНЬ НЕРВОВОЇ
СИСТЕМИ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків – 2016

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор
Аврунін Олег Григорович,
Харківський національний університет радіоелектроніки,
професор кафедри біомедичної інженерії.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Павлов Сергій Володимирович,
Вінницький національний технічний університет,
проректор з наукової роботи, завідувач кафедри загальної
фізики та фотоніки;

доктор технічних наук, професор
Кіпенський Андрій Володимирович,
Національний технічний університет
«Харківський політехнічний інститут»,
декан факультету інтегральної підготовки, професор
кафедри промислової та біомедичної електроніки.

Захист відбудеться «07» червня 2016 р. о 13⁰⁰ годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.05 у Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України за адресою: 61166, м. Харків, пр. Науки, 14, корпус 1, зал засідань.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України за адресою: 61166, м. Харків, пр. Науки, 14.

Автореферат розісланий «06» травня 2016 р.

Вчений секретар

спеціалізованої вченої ради К 64.052.05



Т.В. Носова

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Широке впровадження сучасних інформаційних технологій у медицину дозволяє суттєво підвищити якість діагностування різних захворювань за рахунок надання додаткової інформації щодо виникнення патологічного процесу.

Одним із найпоширеніших порушень рухової сфери людини є тремор, який має різну етіологію та патогенез, а його вчасна діагностика є однією з актуальних міждисциплінарних проблем сучасної неврології, нейрофізіології та нейрохірургії. Тремор верхніх кінцівок вважається найбільш розповсюдженим розладом рухової функції у пацієнтів. 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. Складності діагностування цього типу розладу зумовлені 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.

Засновниками вивчення фізіології рухової функції людини вважаються Н. Piper, P. Hoffmann, R. Wagner, I.M. Сеченов, Н.А. Бернштейн, В.М. Бехтерев та ін. 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 ін.

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. Проте, відомі нині методи та засоби мають свої недоліки та обмежену галузь застосування, тому вдосконалення існуючих і розробка нових підходів, а також використання неінвазивних способів отримання даних, які засновані на дослідженні специфіки феноменів тремтіння, є актуальною науково-технічною задачею.

Зв'язок з науковими програмами, планами, темами. Робота виконана на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки згідно з планом наукового напрямку кафедри відповідно до держбюджетних тем: «Дослідження теоретичних і технічних принципів оцінки стану людини, профілактики, лікування та реабілітації» № д/р 0107U001541; «Дослідження теоретичних і технічних принципів діагностики, оцінки та корекції медико-соціального стану людини» № д/р 0110U002532; у рамках договору про науково-технічне співробітництво з кафедрами неврології та нейрохірургії Харківського національного медичного університету. У зазначених темах здобувач був виконавцем окремих розділів.

Метою дисертаційної роботи є розробка методів та засобів визначення феноменів тремтіння для підвищення достовірності діагностики функціональних уражень нервової системи.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні задачі:

- провести аналіз наявних моделей, методів та засобів діагностики тремтячих форм захворювань;
- удосконалити метод моделювання біоелектричної активності м'язів верхніх кінцівок людини на базі розробленої узагальненої моделі;
- розробити метод та програмний засіб тестування індивідуальних особливостей дрібної моторики рук із застосуванням дигітайзера;
- розробити метод та засіб автоматизованого аналізу інтерференційних електроміограм для виділення їх локальних особливостей у складній структурі біосигналів;
- 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.

Об'єкт дослідження: процес діагностики феноменів тремтіння підкоркового рівня при функціональних ураженнях екстрапірамідної нервової системи.

Предмет дослідження: моделі, методи та засоби визначення тремтячих форм захворювань рухової сфери.

Методи дослідження: методи математичного та комп'ютерного моделювання фізіологічних процесів у біологічних об'єктах – для опису механізму генерації потенціалів дії рухових одиниць під час процесу скорочення скелетних м'язових волокон у нормі і при патології; методи алгоритмізації та програмування, що дозволяють виконати багаторівневу декомпозицію та автоматизовану обробку інтерференційних електроміографічних сигналів – для виявлення аномальних ділянок і детального аналізу просторово-часових параметрів; методи статистичної обробки даних та дискримінаційного аналізу – для перевірки адекватності та підтвердження достовірності розроблених методів визначення феноменів тремтіння з урахуванням діагностичних показників.

Наукова новизна отриманих результатів:

- удосконалено метод моделювання біоелектричних процесів м'язів верхніх кінцівок, який базується на узагальненій моделі дослідження активності м'язів, і відрізняється від існуючих тим, що враховує більшість анатомічних і фізіологічних параметрів нервово-м'язової системи, а також біомеханічних характеристик, що дозволяє визначити причини виникнення тремтіння з урахуванням індивідуальної варіабельності;
- вперше розроблено метод тестування індивідуальних особливостей дрібної моторики рук, заснований на комплексному аналізі виконаних на дигітайзері графічних статичних завдань і динамічних тестів, ступеня відхилення їх від шаблону, а також швидкості сенсомоторної реакції та тиску бездротовим пером, що дає змогу визначити первинні порушення моторної сфери;
- отримав подальший розвиток метод аналізу інтерференційних електроміограм, який відрізняється від відомих тим, що за рахунок

декомпозиції складних біосигналів і виявлення їх локальних особливостей, дозволяє визначити діагностичні показники з високим рівнем деталізації рухових одиниць.

Практична значущість отриманих результатів. Отримані наукові результати мають практичне значення, що підтверджується актами впровадження результатів досліджень.

Розроблено спосіб та програмний засіб тестування дрібної моторики рук на дигітайзері, що слугує в якості інструмента отримання експрес-інформації для визначення порушень дрібного моторного розвитку. Результати дисертаційної роботи були впроваджені в роботу КЗОЗ «Харківська обласна клінічна лікарня – Центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф» (акти впровадження результатів дисертаційної роботи).

Результати дисертаційної роботи впроваджені в навчальний процес на кафедрі біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки під час викладання дисциплін «Методи обробки біомедичної інформації. Ч.1 Методи обробки біомедичних даних», «Методи обробки біомедичної інформації. Ч.2 Методи обробки біомедичних сигналів» та курсового проектування (акт впровадження результатів дисертаційної роботи).

Результати роботи були використані в науково-дослідній роботі з держбюджетної теми «Дослідження теоретичних і технічних принципів оцінки стану людини, профілактики, лікування і реабілітації» Харківського національного університету радіоелектроніки № д/р 0107U001541.

Розроблений експериментальний зразок комп'ютерної діагностичної системи рухових порушень проходить клінічну апробацію на базі КЗОЗ «Обласний госпіталь для інвалідів війни» м. Харкова.

Особистий внесок здобувача. Усі положення дисертаційної роботи, які виносяться на захист, основні результати теоретичних та експериментальних досліджень одержані автором самостійно [2, 10-11, 15-22, 25-26]. В роботах, опублікованих у співавторстві, здобувачеві належить: аналіз побудованої обвідної сигналів і оцінка інтегральної кривої накопичення величини електричної активності м'язів [1]; розробка комп'ютерної моделі електроміографічного сигналу за однією руховою одиницею [3]; розробка методу оцінки рівня розвитку дрібної моторики у динаміці [4]; побудова математичної моделі електроміографічного сигналу з досліджуваного м'яза [5]; проектування біотехнічної системи діагностики дрібного моторного розвитку [6]; удосконалення методу тестування індивідуальних особливостей дрібної моторики рук на дигітайзері [7]; розробка біомеханічної моделі функціонування м'язів кистей рук [8]; обґрунтування технічних принципів графічних пристроїв та розробка інтерактивних тестів для проведення експериментально-практичного дослідження індивідуальних особливостей дрібної моторики рук [9; 23-24]; вибір основних діагностичних параметрів електроміограми для аналізу інтерференційної активності під час довільного м'язового скорочення [13]; порівняльний аналіз характеристик методів голчастої і поверхневої електроміографії [14].

Апробація роботи. Основні результати роботи доповідалися та обговорювалися на Всеукраїнських та Міжнародних наукових конференціях: Міжнародному молодіжному форумі «Радіoeлектроніка і молодь в ХХІ столітті», 2011, 2012, 2013, 2014 рр., м. Харків; Всеросійській науково-технічній конференції студентів, молодих вчених і фахівців «Біотехнічні, медичні та екологічні системи і комплекси», 2011, 2012, 2013 рр., м. Рязань; ХІ Міжнародній науково-технічній конференції «Проблеми інформатики і моделювання», 2011 р., м. Харків; 4-му та 5-му Міжнародному радіoeлектронному форумі «Прикладна радіoeлектроніка. Стан та перспективи розвитку», 2011, 2014 рр., м. Харків; ІІІ Міжнародній конференції «Біомедична інженерія і технологія», 2012 р., м. Київ; ХХ Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я», 2012 р., м. Харків; ХІІІ Всеукраїнській науково-технічній конференції «Стан, досягнення і перспективи інформаційних систем та технологій», 2013 р., м. Одеса; Міжнародній науково-практичній конференції молодих вчених «Електронна техніка: проблеми і перспективи розвитку», 2013 р., м. Харків; VI Міжнародній науковій конференції «Функціональна база наноелектроніки» 2013 р., м. Харків-Алушта; І російсько-німецькій конференції з біомедичної інженерії 2013 р., м. Ганновер; Всеукраїнській науково-технічній конференції «Соціокомунікаційні та медико-соціальні чинники адаптації осіб з особливими потребами в системі інтегрованої освіти», 2014 р., м. Харків; ІІ Міжнародній науково-технічній конференції «Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем», 2015 р., м. Полтава; а також на наукових семінарах та розширених засіданнях кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіoeлектроніки (2011 – 2016).

Публікації. Основні положення та результати дисертаційної роботи були опубліковані у 26 наукових працях, зокрема: 6 статей у наукових виданнях, що входять до переліку фахових видань України для публікації результатів дисертаційних робіт з технічних наук; 1 стаття у періодичному фаховому іноземному виданні, що входить до міжнародних наукометричних баз даних; 1 стаття в колективній монографії; 3 статті в періодичних вітчизняних та закордонних виданнях; 14 публікацій за матеріалами тез доповідей науково-практичних конференцій, з'їздів та симпозіумів; 1 патент України на корисну модель.

Структура та обсяг дисертаційної роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Дисертаційна робота викладена на 167 сторінках, із них 136 сторінок основного тексту, містить 80 рисунків, 11 таблиць, 144 найменування у списку використаних джерел на 15 сторінках.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

Вступ містить загальну характеристику роботи, обґрунтування її актуальності, формулювання мети й основних задач дослідження, визначення об'єкта, предмета і методів дослідження, наукову новизну і практичну

значущість отриманих результатів, зв'язок з науковими програмами, планами, темами, перелік публікацій та опис особистого внеску здобувача у наукових працях, виконаних у співавторстві, а також наведено відомості про впровадження результатів дисертаційної роботи.

У **першому розділі** висвітлено сучасний стан діагностування феноменів тремтіння підкоркового рівня, наведено класифікацію та причин виникнення при функціональних ураженнях нервової системи людини, а також аналітичний огляд наукових досягнень іноземних та вітчизняних вчених за темою дослідження.

Проведено аналіз існуючих моделей, методів та програмно-апаратних засобів, які використовуються для визначення та діагностики феноменів тремтіння. Найчастіше застосовуються для реєстрації біоелектричної активності нервово-м'язової системи (НМС) клініко-електрофізіологічні методи, а саме електроміографії (ЕМГ): поверхневої, голчастої, стимуляційної. В розділі приведено їх технічні характеристики, переваги та недоліки.

Для дослідження амплітуди, локалізації та частоти коливань верхніх кінцівок під час тремору зазвичай використовуються різні інструментальні методики, зокрема: акселерометрія, тремографія, динамометрія, тензометрія, використання цифрових графічних пристроїв для оцінки тремтіння під час письма або малювання. Також застосовуються як додаткові методи: відеозйомка в режимі «рапід» – оптичний метод фіксації рухових дій на відеоплівці або цифровій матриці відеокамери до 1000 кадрів/с і вище для отримання ефекту уповільненого руху при конвертуванні файлу до стандартної частоти кадрів; психометричне тестування для визначення стресового, тривожного та депресійного стану людини, що дає змогу виключити психоемоційну складову з можливих факторів прояву захворювання.

Вищевказані методи спрямовані на отримання основних числових параметрів тремору шляхом дослідження біомеханічних властивостей м'язів та суглобів кінцівки, проте вони не враховують індивідуальні особливості рухової функції людини і не можуть встановити причини виникнення даного розладу, оскільки в основі лежить складна системна організація механізму тремтіння. Також в розділі розглянуто можливості сучасних програмних засобів та способів для тестування індивідуальних особливостей дрібної моторики рук, які дозволяють визначити можливі первинні порушення дрібного моторного розвитку людини, проте недостатньо висвітлено перспективу використання сучасних сенсорних пристроїв.

На основі проведеного аналізу обґрунтовано напрями досліджень та сформульовано основні задачі, які необхідно вирішити для реалізації мети дисертаційної роботи.

Другий розділ присвячений розробці узагальненій моделі та методу моделювання механізму генерації біоелектричної активності м'язів верхніх кінцівок з урахуванням індивідуальної варіабельності людини.

У розділі наведено огляд основних анатомічних та фізіологічних властивостей НМС верхньої кінцівки, які доповнюються числовими значеннями фізичних показників, одержаних за допомогою різних

стандартизованих методик та вимірювальних засобів, що було закладено в основу розробки узагальненої моделі опису процесів формування електроміографічного сигналу. Виходячи із загального розуміння будови та характеристик НМС верхньої кінцівки, яка є тісно пов'язаним функціональним комплексом скелетних м'язів, синапсу та периферичних утворень нервової системи, процес її дослідження можна описати як реєстрацію біопотенціалів або відповідної реакції на дію стимулюючого сигналу або тестового впливу.

Для розробки методу моделювання процесу генерації біоелектричної активності м'язів верхніх кінцівок було удосконалено узагальнену модель, яка базується на синтезі трьох представлень: електричної, біомеханічної та математичної. Електрична модель являє собою еквівалентну електричну схему заміщення м'язової клітини, яка ґрунтується на принципі ланцюга Швана, проте доповнена послідовними та паралельними з'єднаннями лінійних та нелінійних елементів для більш детального опису фізіологічних властивостей тканини. Біомеханічна модель функціонування верхньої кінцівки демонструє повну амплітуду рухів руки і окремо кисті, тобто кінематику, а також тип скорочення, час та силу м'язів для виконання певної дії.

Математична модель формування електроміографічного сигналу (ЕМС) враховує техніку реєстрації біопотенціалів, ступінь розвитку скелетної мускулатури, товщину підшкірно-жирового шару, анатомічні, морфологічні та фізіологічні параметри досліджуваного м'яза. За формою, тривалістю, поліфазністю, амплітудою та частотою потенціалів дії рухових одиниць (ПДРО), зафіксувати котрі можливо за допомогою голчастої електроміографії, можна визначити тип функціонального ураження нервової системи. Згідно із зазначеними властивостями та показниками НМС була модифікована математична модель генерації ЕМС, яка описується рівнянням:

$$U(t) = \frac{S}{l_e \rho_e k_e} \sum_{i=1}^k \left(\sum_{j=1}^{n_j} (m_i \cdot k a_i \cdot \left(\frac{k_i S}{\rho_{нжс} l_{нжсі} + \rho_m l_{мі}} \right) \cdot \int_0^t h_{ПДРО}(t-\tau) x(\tau) d\tau \cdot f(i, j) \right), \quad (1)$$

де l_e – довжина голчастого електрода; ρ_e – густина електрода; k_e – коефіцієнт пропорційності; $\rho_{нжс}, l_{нжсі}, \rho_m, l_{мі}$ – питомі опори і товщини підшкірно-жирового шару та м'язової тканини; S – площа поверхні електрода; k_i – кількість сусідніх м'язів, що впливають на утворення сигналу; n_j – кількість рухових одиниць (РО) у досліджуваному м'язі; m_i – кількість м'язових волокон в одній РО, ka_i – коефіцієнт, що враховує загальну «компактність» розташування м'язових волокон в одній РО; $h_{ПДРО}(t-\tau)$ – імпульсна характеристика, яка описує форму потенціалу дії окремої рухової одиниці (ПДРО); $f(i, j)$ – функція, яка визначає приналежність РО i -м'яза.

Розроблений метод моделювання механізму генерації електричної активності м'язів складається із чотирьох послідовних етапів.

Перший крок полягає в генеруванні ПД окремої РО (ПДРО) і рефрактерного періоду (РП) з заданими вхідними параметрами для норми та патології. Після цього моделюється сигнал по одній РО. Потім виконується

накладання випадкової завади (низькочастотного шуму), оскільки в природі «чистого» біосигналу не існує, а шум є його невід’ємною складовою, що може характеризувати себе деякою мірою відносною величиною похибки вимірювання. Кількість і частота ПДРО визначається величиною зусилля досліджуваного м’яза, що здійснює механічну роботу. ПД зміщені відносно один одного на інтервал часу τ за умови утворення електроміографічного сигналу $S(t)$ як функції, що залежить від часу t :

$$S(t) = \sum_{n=0}^N S(t - n\tau), \quad (2)$$

де N – загальна кількість імпульсів в сигналі; n – кількість імпульсів у послідовності на визначеному інтервалі.

Наступним кроком є сума декількох змодельованих імпульсних послідовностей, оскільки це відповідає одержаній картині під час реєстрації ЕМГ, за рахунок накладання (інтерференції) ПДРО один на одного. Заключний етап методу полягає у відображенні патерну інтерференційної ЕМГ, де відсутня можливість візуального виділення окремих ПДРО:

$$S(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_n(t + \Delta t_i) + \eta, \quad (3)$$

де η – шум сигналу; S_n – кількість моноімпульсів у послідовності; $t + \Delta t_i$ – реалізація випадкового зміщення сигналу, який генерується n -м мотонейроном.

На рис. 1 показано результат моделювання синтетичного ЕМС м’яза, який відводить мізинець (*m. abductor digiti minimi*) в нормі та при патології. Під час довільного скорочення м’язових волокон залучаються 10 рухових одиниць, а при максимальному – їх кількість становить 15-17. Аналогічно було одержано результати для інших м’язів верхніх кінцівок.

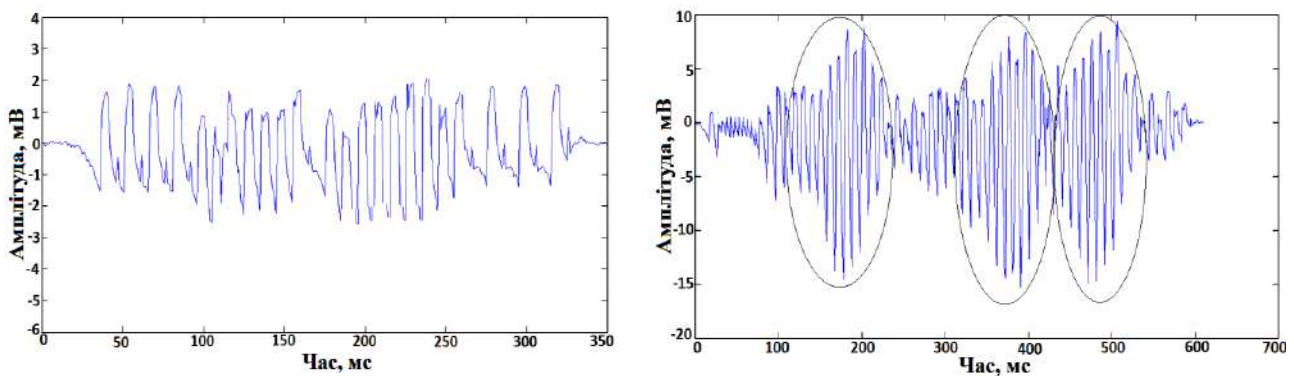


Рис. 1. Моделювання електроміографічного сигналу під час максимального м’язового скорочення: а – в нормі; б – при патології

У нормі ЕМС має вигляд рівномірного розподілу міоімпульсів. При патологічному ЕМС спостерігаються осциляції зі збільшенням амплітуди та зміною частоти слідування імпульсів, що є характерною картиною для тремору. Одержані результати моделювання ЕМС відповідають механізму залучення рухових одиниць під час м’язового скорочення і слугують критеріями відмінності між фізіологічними та патологічними процесами НМС, що дозволяє

визначити саме причини виникнення феноменів тремтіння при функціональних ураженнях нервової системи.

У **третьому розділі** було розроблено метод тестування на дигітайзері індивідуальних особливостей дрібної моторики рук для визначення первинних порушень моторної сфери. Запропонований метод полягає у наступному.

На першому етапі відбувається опитування пацієнтів про стан здоров'я, реєстрація анкетних даних та збір клініко-анамнестичної інформації. Залежно від поставленої задачі дослідження обирається тип тестів (статичні або динамічні) та їх кількість для кожного учасника. Після цього проводиться тестування і виконуються різні графічні завдання на дигітайзері. Потім автоматизовано обробляються результати та розраховуються показники тонічних рухів. На заключному етапі визначається стан дрібного моторного розвитку і формується попередній висновок про наявність чи відсутність можливих порушень.

Було розроблено близько 100 варіацій шаблонів лінійних тестів різної просторової орієнтації, куту нахилу, довжини, реалізація котрих виконується згідно з рівнянням:

$$\begin{cases} x(t) = x_1 + (x_2 - x_1) \cdot t; \\ y(t) = y_1 + (y_2 - y_1) \cdot t, \end{cases} \quad (4)$$

де t – параметр рівняння ($t \in [0;1]$); x_1, x_2 – координати крайніх точок відрізка на осі абсцис ($x_1, x_2 \in [0;W]$), W – ширина робочого вікна; y_1, y_2 – координати крайніх точок відрізка на осі ординат ($y_1, y_2 \in [0;H]$), H – висота робочого вікна.

Під час тривалого виконання завдань спостерігається стомлюваність м'язів провідної (домінантної) руки, яка супроводжується ритмічним тремтінням (тремором). Для визначення таких ознак було розроблено близько 100 шаблонів нелінійних завдань, на прикладі різних конфігурацій спіралей Архімеда, оскільки дана фігура є найбільш відповідним графічним об'єктом для дослідження тонічних рухів, тому визначається як крива, що задається в полярних координатах рівнянням:

$$\begin{cases} X_\theta = X_c + R \cdot \theta \cdot \cos\left(\frac{d \cdot 2\pi \cdot \theta}{360}\right); \\ Y_\theta = Y_c + R \cdot \theta \cdot \sin\left(\frac{d \cdot 2\pi \cdot \theta}{360}\right), \end{cases} \quad (5)$$

де X_c і Y_c – координати центру спіралі; R – радіус спіралі; d – напрямок спіралі за годинниковою стрілкою або проти неї; θ – кут нахилу спіралі ($0^\circ \dots 360^\circ$), який задається в вигляді $\theta = 0 \dots 360 \cdot n - 1$, а n – кількість витків спіралі.

Для реєстрації точності тонічних рухів, часу обробки інформації і швидкості сенсомоторних реакцій було розроблено інтерактивні динамічні тести щодо повторення різних траєкторій рухів фігур. Одним із простих способів задавання переміщення об'єкта є використання матриці трансформацій:

$$\begin{cases} O_x^i = O_x^{i-1} + T_x^i; \\ O_y^i = O_y^{i-1} + T_y^i; \end{cases} \text{ або } O_i = T_i \times O_{i-1}, \quad (6)$$

де T_i – матриця трансформацій для i -го переміщення в однорідних координатах; O – вектор-стовпець в однорідних координатах x та y .

З метою реалізації автоматизованого аналізу результатів тестування на дигітайзері був розроблений підхід щодо реєстрації заданої та експериментальної довжин фігур у пікселях, при цьому автоматично підраховується відхилення від початкового значення в кожний момент часу, фіксується тиск бездротового пера (БП) на цифровий пристрій при малюванні різних елементів і будуються графіки відхилення координат:

$$X = \frac{x \cdot W}{w}; \quad (7)$$

$$Y = H - \frac{y \cdot H}{h}, \quad (8)$$

де x, y – координати БП в координатах дигітайзера; w, h – кількість пікселів по горизонталі та вертикалі; X, Y – координати БП в координатах екрана; W – ширина робочого екрану дигітайзера; H – висота робочої області екрана дигітайзера.

При реєстрації тиску БП змінюється товщина ліній залежно від тиску кисті руки:

$$LW = 1 + \frac{p}{\nu}, \quad (9)$$

де LW – товщина лінії; p – тиск БП на дигітайзер; ν – швидкість передачі даних за секунду до персонального комп'ютера (ПК).

Похибка тестування для учасників розраховується за формулою:

$$\xi = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \xi_i^2}{N}}, \quad (10)$$

де ξ – загальна похибка; ξ_i – похибка i -го завдання; N – кількість завдань.

Похибка виконаного i -го завдання визначається так:

$$\xi_i = |\chi - \Delta|, \quad (11)$$

де χ та Δ – експериментальна та відповідно шаблонна довжини в пікселях тестової фігури.

Четвертий розділ дисертаційної роботи присвячений розробці та оцінюванню адекватності методу автоматизованого аналізу електроміографічних сигналів, а також експериментальній перевірці розробленого програмного засобу для тестування дрібної моторики на дигітайзері.

Вхідними даними для реалізації методу автоматизованого аналізу є дані обстеження на базі неврологічного відділення КЗОЗ «Харківська обласна клінічна лікарня – Центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф». Клінічне дослідження проводилося з групою із 108 пацієнтів у віці від 18 до 75 років, 36 з яких умовно здорові, а у 72 осіб спостерігаються різні

види тремору. За допомогою поверхневих електродів програмно-апаратного комплексу Нейро-МВП-4 було отримано інтерференційні електроміограми, які знімалися з м'язів верхніх кінцівок у спокої, під час довільного та максимального м'язового скорочення, руху пальцями кисті, згинання-розгинання, постурального навантаження рук. На рис. 2 показано приклади двох сигналів для аналізу: перший (рис. 2, а) в нормі (жінка, 27 років), другий (рис. 2, б) – тремор з частотою 5-6 коливань за секунду (жінка, 69 років).

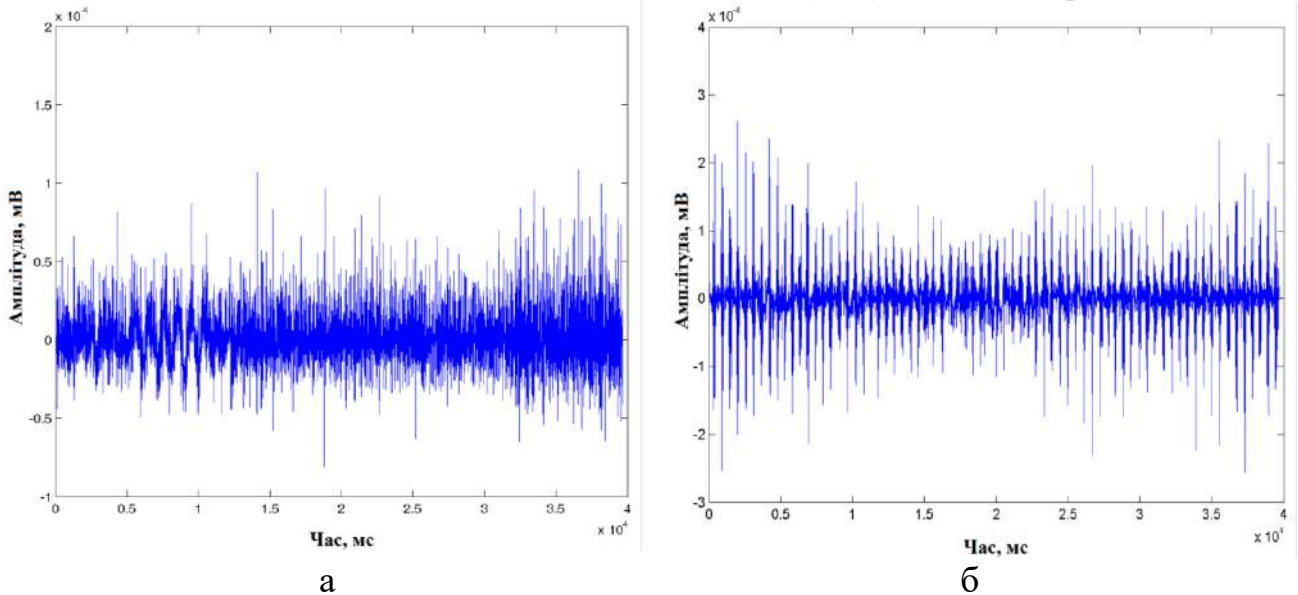


Рис. 2. Вхідні ЕМГ під час довільного м'язового скорочення: а – норма; б – тремор

В умовах звичайної ЕМГ середня амплітуда за одиницю часу є об'єктивною характеристикою загальної електричної активності м'яза. Однак в ЕМГ можуть спостерігатися періоди, не заповнені імпульсами, а також у певних умовах змінюється не тільки амплітуда, але й частота коливань, тому більш адекватним показником електричної активності м'яза є сума амплітуд за одиницю часу або за певний проміжок часу. В нашому випадку цей інтервал часу дорівнює 10-ти секундам, оскільки надмірне розподілення за часом призведе до збільшення дисперсії, а недостатнє – до втрати інформації щодо локальних особливостей м'язової активності. Кожен відрізок сигналу усереднюється окремо, а на їх основі будується узагальнена крива залежності величини електричної активності у відсотках від інтервалу часу (рис. 3).

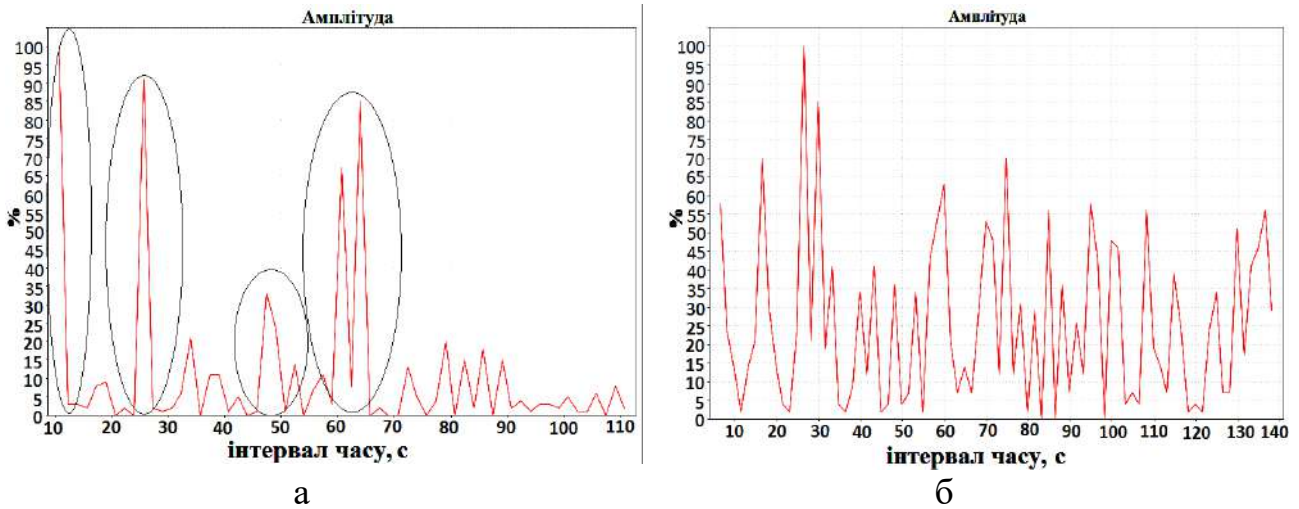


Рис. 3. Усереднена крива залежності електричної активності м'язу від інтервалу часу: а – норма; б – тремор

У сигналі норми (рис. 3, а) середня активність м'язу становить близько 20 %, проте спостерігаються чотири сплески електричної активності (їх виділено), які досягають до 80 %. У сигналі при треморі (рис. 3, б) простежується підвищена залпова електрична активність, тобто високі амплітуди під час довільного м'язового скорочення, що говорить про наявність патології, середня активність становить 60 %, а піки досягають 100 %.

Наступним етапом є побудова інтегральної накопичувальної кривої електричної активності досліджуваного м'язу (арифметична сума площ з накопиченням $S(T)$), укладених між сигналом й ізолінією по обидві її сторони, де розраховується інтеграл сигналу $f(t)$ за модулем):

$$S(T) = \int_0^T |f(t)| dt, \quad (12)$$

де T – інтервал часу відрізка сигналу, t – час.

На рис. 4. зображено інтегральні накопичувальні криві електричної активності м'язу.

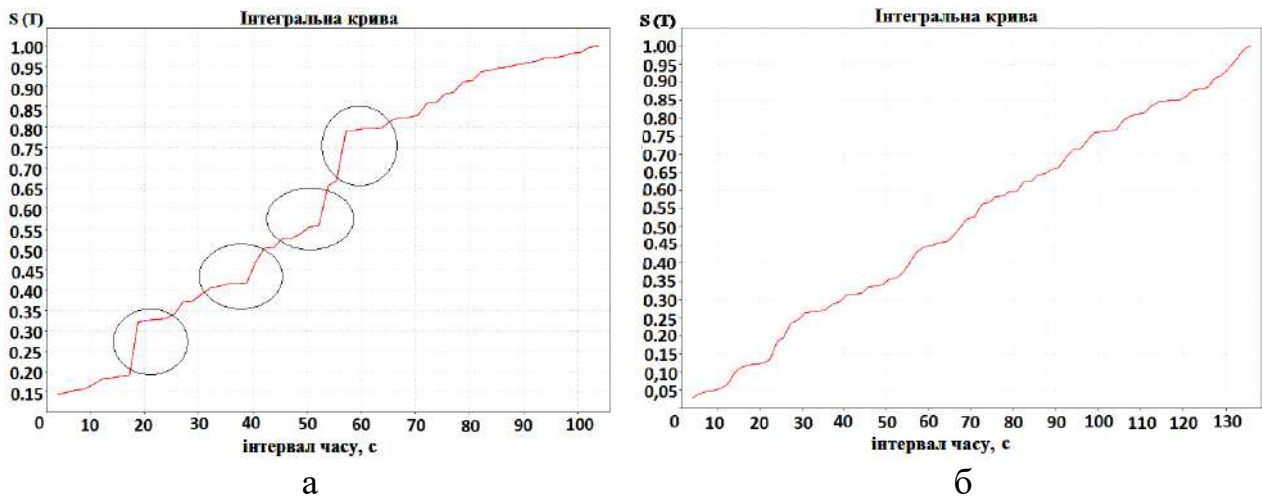


Рис. 4. Інтегральна накопичувальна крива електричної активності: а – норма; б – тремор

У нормі накопичення електричної активності прямопропорційне силі м'язового скорочення, де можна в нормі спостерігати ступінчастий характер (зарєєстровані 4 піки відповідають виділенням 4 сходинкам на графіку), що говорить про відсутність патології (рис. 4, а). Накопичення інтегральної кривої при треморі (рис. 4, б) має вигляд лінійної залежності – постійного стійкого зростання, що свідчить про залпову активність під час патологічного процесу.

Для реалізації декомпозиції складних ЕМГ виконувався аналіз головних компонент біосигналів (РСА), що дозволило провести високорівневу деталізацію з конкретизацією потенціалів дії рухових одиниць (рис. 5). Алгоритм даного підходу складається із шести основних етапів: подання вхідного вектора даних у вигляді прямокутного тензора таблиці; діагоналізація коваріаційної матриці; побудова ортогональної проекції основних компонентів вхідних даних; сингулярне розкладання значень сигналу на 32 рівні; реконструкція деталізованого сигналу на всіх 32 рівнях (рис. 6); класифікація основних компонентів в нормі та патології.

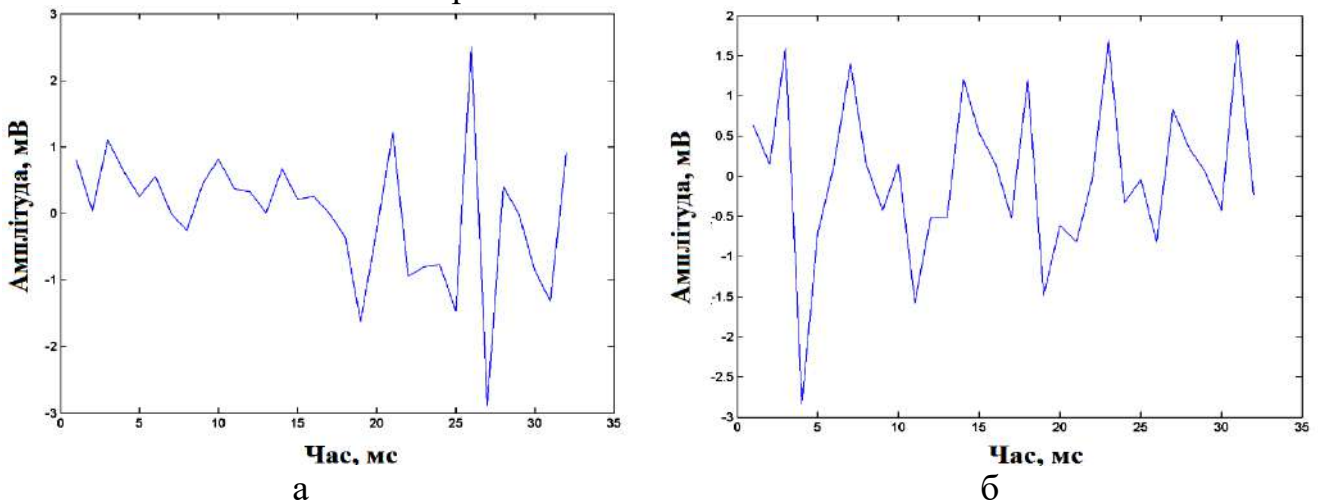


Рис. 5. Фрагмент декомпозиції сигналу на 32-му рівні: а – норма, б – тремор

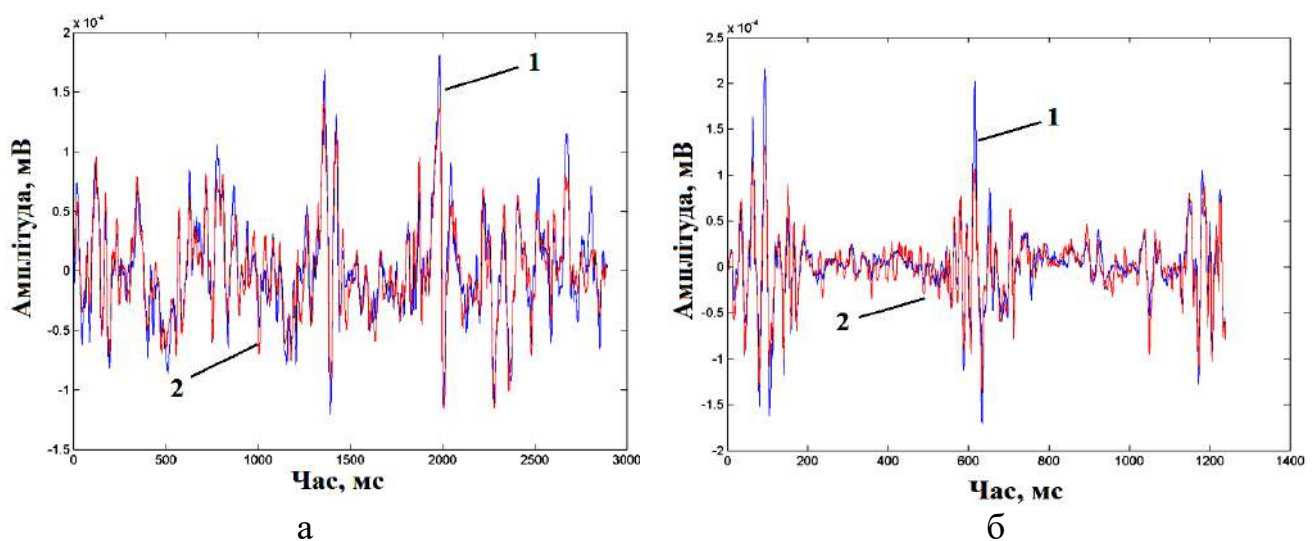


Рис. 6. Фрагмент реконструкції сигналу на 32-му рівні: а – норма; б – тремор (1 – вхідний сигнал, 2 – реконструйований)

З метою підтвердження достовірності розробленого методу аналізу електроміограм були розраховані вхідні параметри для отримання дискримінантних характеристик, які впливають на результат діагностики. Розглянуто використання моделі лінійної дискримінації для оцінювання ймовірностей помилок запропонованого методу аналізу електроміографічних сигналів. Відстань Махаланобіса розраховується за формулою:

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}, \quad (13)$$

де $m_i^{(0)}$, $m_i^{(1)}$ і $\sigma_i^{(0)}$, $\sigma_i^{(1)}$ – середнє значення і середньоквадратичне відхилення відповідних показників, з якими пов'язана ймовірність помилки прийняття рішення, що визначається за формулою:

$$P_{\text{пом}} \leq 1 - \Phi(\delta / 2), \text{ при цьому } \sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)}). \quad (14)$$

З формул, наведених вище, видно, що ймовірність помилки тим менша, чим більше нормований за дисперсією квадрат відстані між векторами середніх значень. Отже, у розрахунках брали участь сім інформативних параметрів.

Кумулятивна крива розрахунку відстані Махаланобіса (рис. 7, а) є результатом розрахунків дискримінантних характеристик для семи основних параметрів, які є базовими для постановки діагнозу. Крива ймовірності помилки (рис. 7, б) є результатом розрахунків дискримінантних характеристик методу аналізу клінічних ЕМГ. Отримані графіки показують, що максимальне значення ймовірності помилки не перевищує значення 0,59 для розрахункових параметрів, тому це має більший вплив на процес діагностики. Менш важливі параметри на ймовірність постановки правильного діагнозу практично не впливають і можуть бути виключені з розрахунків. Використовуючи для аналізу параметри середніх значень від максимальних значень амплітуди та частоти сигналів, можна отримати ймовірність помилки прийняття діагностичного рішення менше за 0,17, що є поліпшенням якості діагностики.

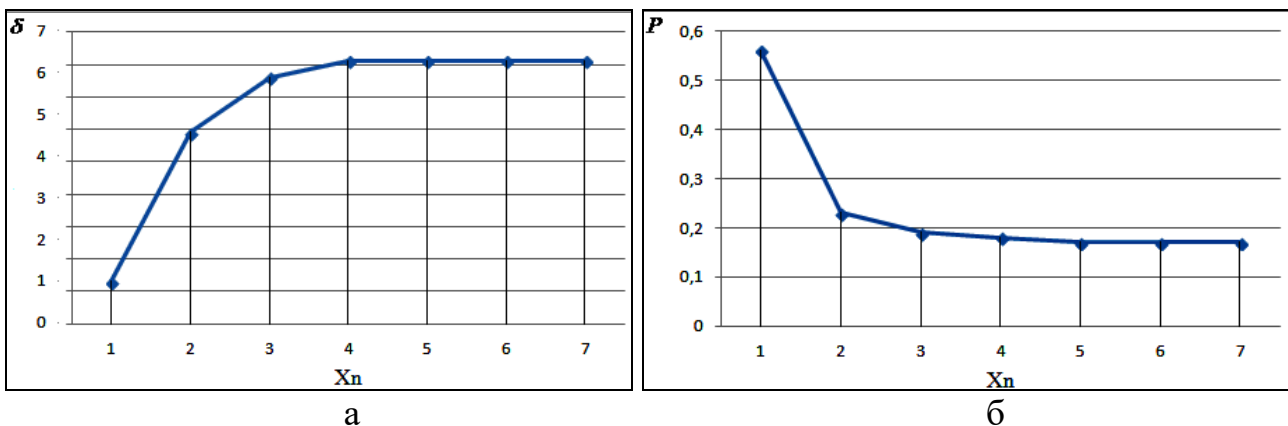


Рис. 7. Результати розрахунків дискримінантних характеристик для 7 параметрів X_n : а – розрахунок відстані Махаланобіса δ ; б – розрахунок ймовірності помилки, P)

Для реалізації експериментально-практичного дослідження індивідуальних особливостей дрібної моторики рук було розроблено

спеціалізований програмний засіб, відповідно до запропонованого методу в третьому розділі, в об'єктно-орієнтованому середовищі Delphi високого рівня вільного доступу з підключенням інтерфейсу програмування додатків API WinTab на звичайному ПК з використанням стандартного цифрового графічного пристрою високого розрізнення.

На рис. 8 показано результат виконання лінійного завдання з технічними неточностями під час тестування на прикладі одного із учасників експерименту, який відображається у вкладці програмного засобу «Результати дослідження» – «Дані 2».

На рис. 9 показано автоматизований аналіз результатів тестування учасника в графічному вигляді на прикладі виконання лінійного завдання, який відображається у вкладці «Результати дослідження» – «Дані 1». На першому графіку відображається тиск БП під час малювання, на другому і третьому – відхилення координат x і y заданих від експериментальних ліній згідно з (7) та (8).

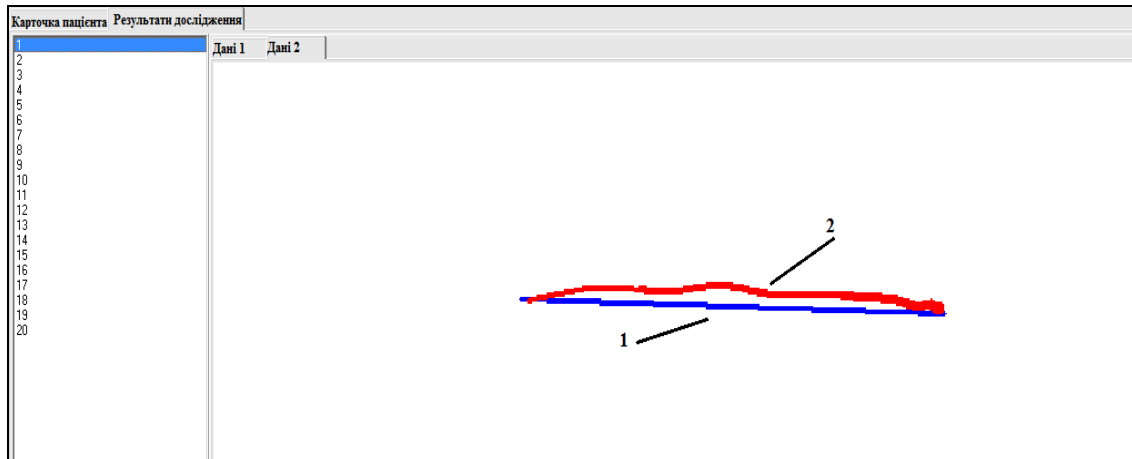


Рис. 8. Результат виконання лінійного завдання на прикладі одного із учасників тестування (1 – задана лінія, 2 – експериментальна)

Під час спостереження за виконанням завдань даного учасника не було виявлено синкінезій, були відсутні фактори за станом здоров'я, які могли б стати передумовами виникнення тремору або порушень дрібної моторики. Як видно на рис. 9, час виконання даного тесту 54 мс, тиск невеликий, плавно змінюється, відхилення координат заданих та експериментальних прямих становить лише два пікселі. Отримані дані тестування знаходяться в межах норми, неточність виконання завдання пояснюється не зосередженістю учасника.

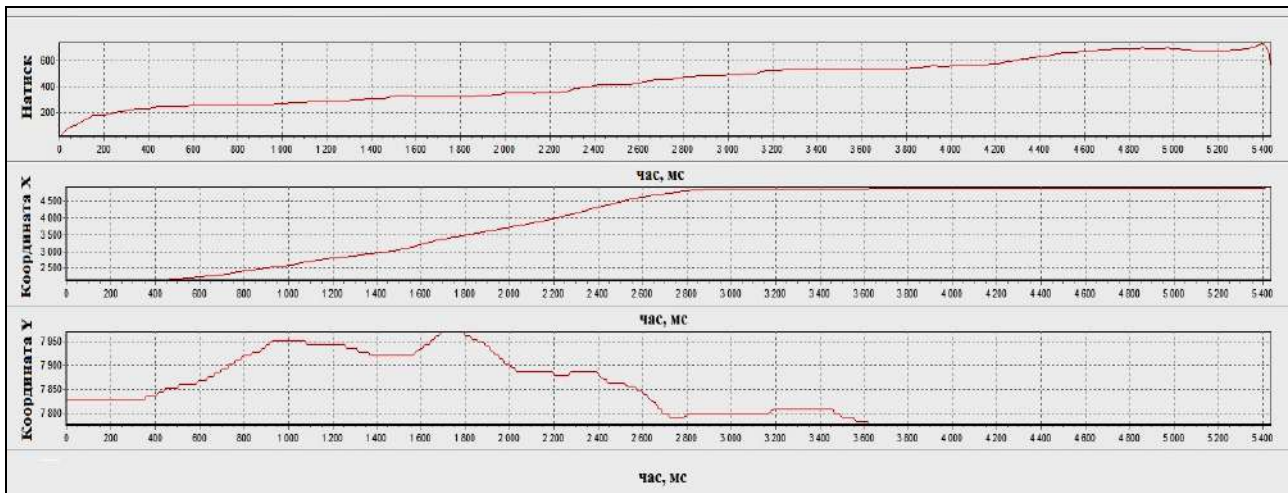


Рис. 9. Автоматизований аналіз результатів тестування в графічному вигляді лінійного завдання

У тексті четвертого розділу дисертаційної роботи описано необхідні умови для попередньої підготовки учасників тестування та проведення експериментального дослідження, технічні вимоги щодо використання програмно-апаратного комплексу, а також наведено дані про стійкість системи до впливу зовнішніх факторів.

У четвертому розділі також було розроблено медико-технічні вимоги до комп'ютерної діагностичної системи рухових порушень та практичні рекомендації щодо її експлуатації, загальний вигляд котрої представлено на рис. 10.

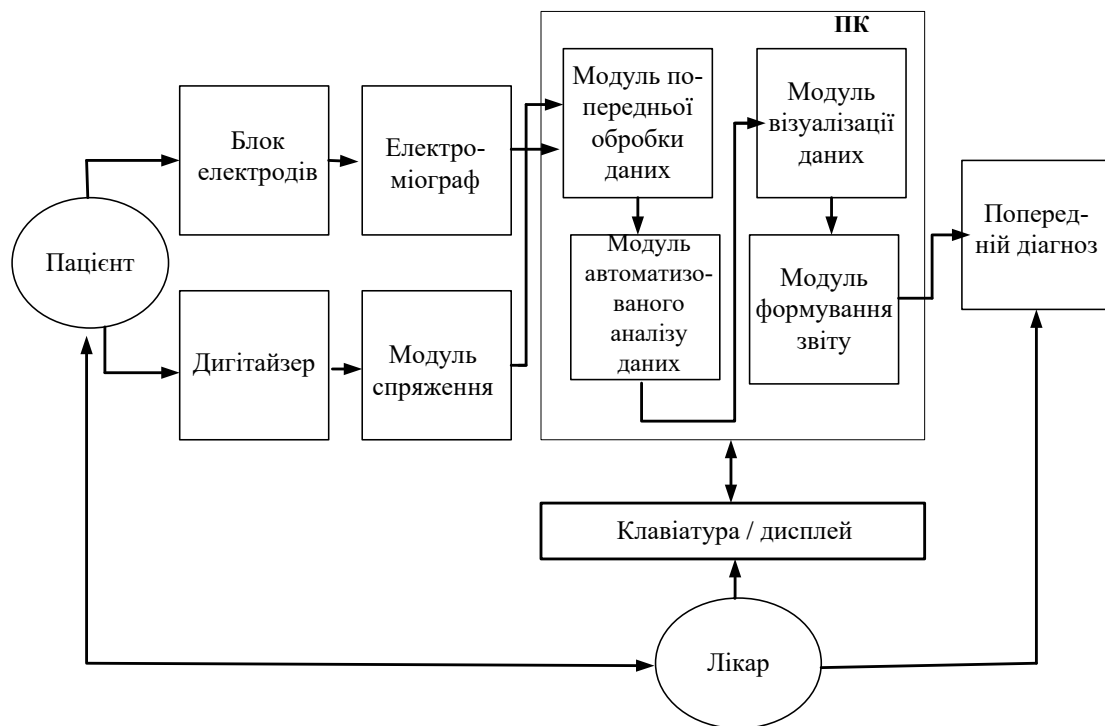


Рис. 10. Узагальнена структурна схема комп'ютерної діагностичної системи рухових порушень

У **висновках** зазначено основні наукові та практичні результати дисертаційної роботи. У **додатках** наведено акти впровадження, основні розрахунки статистичної обробки даних, технічні характеристики використаного для досліджень цифрового графічного пристрою (дигітайзера).

ВИСНОВКИ

Аналіз моделей, сучасних методів і програмних засобів та аналітичний огляд науково-технічної та медичної інформації показав, що на сьогодні не існує основних закономірностей формування патернів феноменів тремтіння при різних функціональних ураженнях нервової системи. Отже, дисертаційну роботу присвячено вирішенню актуальної науково-практичної задачі – розробці нових методів та засобів визначення рухових порушень підкоркового рівня, спрямованих на підтримку і підвищення достовірності діагностики типів функціональних уражень нервової системи, пошуку кількісних інформативних показників електроміограм для визначення точних критеріїв норми і патології.

Основні результати роботи полягають у тому, що:

- при моделюванні синтетичних електроміографічних сигналів на основі розроблених методу та узагальненої моделі, а також проведенні експериментальних досліджень було встановлено вплив індивідуальної варіабельності людини на ЕМГ: при товщині підшкірно-жирового шару в 4 і 18 мм амплітуда ЕМГ знижувалась на 32 % і 78 % відповідно; розсіювання сигналу становило 12°, 32° і 46° від кута активного м'язу при товщині шару жиру в 0,4, 8 і 18 мм відповідно. При зменшенні товщини шару жиру з 8 мм до 2 мм, амплітуда ЕМГ зростала на 27,8 %, а розсіювання зменшувалося на 17°.

- розроблені метод та програмний засіб тестування індивідуальних особливостей дрібної моторики рук на дигітайзері показали, що нелінійні фігури у вигляді різних конфігурацій спіралей Архімеда мають більшу діагностичну здатність, оскільки дають можливість визначити ознаки стомлюваності м'язів провідної руки, які супроводжуються посиленням фізіологічним тремором на 28 % краще, ніж лінійні. Було встановлено, що за рахунок регулярного виконання різних тестів бездротовим пером на дигітайзері рівень дрібного моторного розвитку учасників підвищувався в середньому на 6,12 %, що свідчить про можливість використання розробки в якості віртуального тренажера для розвитку або вдосконалення рівня дрібної моторики;

- розроблений метод та реалізований засіб аналізу інтерференційних електроміограм за рахунок різних підходів багаторівневої декомпозиції дозволили виявити локальні особливості біосигналів, а саме: поліфазність, амплітуду і тривалість рухових одиниць, що виявилось ефективнішим, ніж використання автоматизованого методу аналізу, який базувався на оцінці електричної активності м'язів. Кількість рівнів декомпозиції напряму залежить від тривалості вхідного сигналу та частоти дискретизації, мінімальні значення котрих становлять 60 с і 0,25 Гц відповідно. Для підтвердження адекватності застосованого методу деталізації ЕМГ була вирішена зворотна задача щодо реконструкції розкладеного сигналу на всіх рівнях декомпозиції, при цьому

було встановлено, що точніше відновлення відбувається на низькочастотних областях;

- оцінка адекватності розробленого методу моделювання генерації електричної активності м'язів проводилася як порівняння синтетичних сигналів з клінічними, зареєстрованих під час довільного та максимального м'язового скорочення, при цьому підтвердження для норми становить $91 \pm 4,2 \%$, а для різних типів тремору – $87 \pm 4,2 \%$, що свідчить про відповідність природному механізму формування ЕМС;

- комплексний підхід на основі розроблених методів та засобів визначення феноменів тремтіння підкоркового рівня при функціональних ураженнях нервової системи дозволяє знизити ймовірність помилки для прийняття діагностичного рішення з 0,25 до 0,17 у порівнянні з традиційним методом дослідження;

- було розроблено медико-технічні вимоги до комп'ютерної діагностичної системи рухових порушень та практичні рекомендації щодо її експлуатації, основними з яких є:

1. При використанні цифрових графічних пристроїв введення інформації в ПК для тестування необхідно забезпечити, з урахуванням похибки реєстрації даних в середньому до 5 % та пропускну здатності в 32 біт/с, мінімальні вимоги до роздільної здатності в 1040 ліній/дюйм та 512 рівнів чутливості до тиску бездротового пера.

2. Основними ергономічними умовами в роботі з цифровими пристроями є: дотримання відстані від пишучої частини бездротового пера до вказівного пальця в 1,5 – 2,5 см; графічний планшет має знаходитися на рівні ліктьового згину на горизонтальній поверхні без нахилу, при цьому у випробуваного має одночасно знаходитися в полі зору екран ПК, не відводячи погляду на робочу область дигітайзера, тому доцільно використовувати додаткове підсвічування або сенсорний пристрій.

3. При розробці спеціалізованого програмного засобу із застосуванням дигітайзера та підключенням модулю спряження необхідно забезпечити яскравість пікселів зображення $[0...255]$ не менше ніж 28 рівнів інтенсивності, контрастність не менше ніж 227 рівнів інтенсивності та мінімальну двокольорову гамму завдань на екрані комп'ютера в залежності від його технічних параметрів, а також слід реалізувати зручний інтерфейс для забезпечення комфортного проведення тестування.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

1. Половенко К.Г. Автоматизированный анализ электрической активности мышц при диагностике экстрапирамидных гиперкинезов / К.Г. Половенко, О.Г. Аврунин // Силовая електроніка та енергоефективність. –2012. – Тем. вип. – С. 188-193.

2. Селиванова К.Г. Экспериментальное исследование тонкой моторики рук с помощью цифрового графического планшета / К.Г. Селиванова // Вісник

національного технічного університету «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2012. – № 18 (991). – С. 188-193.

3. Селиванова К.Г. Моделирование процессов формирования интерференционного электромиографического сигнала. / О.Г. Аврунин, А.А. Гелетка, К.Г. Селиванова // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – 2013. – Т. 2, №8 (114). – С. 128-133.

4. Селиванова К.Г. Разработка метода автоматизированного тестирования мелкой моторики ведущей руки на графическом планшете. / О.Г. Аврунин, К.Г. Селиванова // Прикладная радиоэлектроника. – 2013. – Т. 12, №3. – С. 459-465.

5. Селиванова К.Г. Математическое моделирование электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, А.А. Гелетка // Вісник національного технічного університету «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2014. – № 36 (1079). – С. 31-39.

6. Селиванова К.Г. Биотехническая система диагностики состояния мелкого моторного развития / К.Г. Селиванова, Ж.Б. Иванченко, О.Г. Аврунин // Вісник національного технічного університету «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2015. – № 39 (1148). – С.78-82.

7. Selivanova K.G. A method of computer testing of the level of development of graphic skills / K.G. Selivanova, O.G. Avrunin, H.I. Faruk // International Journal of Computer Science and Engineering (SJCSE). – 2014. – Vol. 3, Issue 2. – P. 19-26.

8. Селиванова К.Г. Биомеханическая модель функционирования мышц для определения двигательных нарушений / О.Г. Аврунин, К.Г. Селиванова // Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем: колективна монографія / за ред. О.В. Горика., С.Б. Ковальчука – П.: Сімон, 2015. – 116 с.

9. Селиванова К.Г. Разработка интерактивных тестов для оценки уровня развития мелкой моторики / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Вісник Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна. Серія «Соціальні комунікації». – 2014. – Вип. 6. (№1143). – С. 72-75.

10. Половенко К.Г. Анализ результатов автоматизированной обработки электромиограмм верхних конечностей человека традиционными методами / К.Г. Половенко // Медицинские приборы и технологии: Международный сборник научных статей. – 2011. – Вып. 4. – С. 225-228.

11. Селиванова К.Г. Методика исследования индивидуальных особенностей тонкой моторики кистей рук / К.Г. Селиванова // Медицинские приборы и технологии: Международный сборник научных статей. – 2013. – Вып. 5. – С. 178-181.

12. Пат. № 104173, Україна, МПК А61В 5/11. Спосіб визначення порушень дрібної моторики рук / Селіванова К.Г., Аврунін О.Г.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки; заявл. 10.08.2015; опубл. 12.01.2016. Бюл. № 1.

13. Половенко К.Г. Автоматизированный анализ количественных параметров электромиограмм в норме и при патологии / О.Г. Аврунін, К.Г. Половенко // Проблемы информатики и моделирования: XI Международная науч.-техн. конф., 2011р.: тезисы конф. – Х., 2011. – С. 5.

14. Половенко К.Г. Анализ диагностических характеристик методов игольчатой и поверхностной электромиограмм человека при диагностике гиперкинеза / К.Г. Половенко, О.О. Гелетка // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: 4-й Международный радиоэлектронный форум, 18-21 октября 2011г.: сб. научн. трудов. – Х., 2011. – С. 42-46.

15. Половенко К.Г. Метод автоматизированной обработки электромиографических сигналов человека / К.Г. Половенко // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке: 15-й Международный молодежный форум, 18-20 апреля 2011 г., Том 1.: материалы конф. – Х., 2011. – С. 192-193.

16. Половенко К.Г. Диагностические возможности автоматизированного метода обработки электромиографических сигналов при гиперкинезах / К.Г. Половенко // Биотехнические, медицинские и экологические системы та комплексы (Биомедсистемы-2011): XXIV Всероссийская науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов, 2011 г.: материалы конф. – Рязань, 2011. – С. 72-74.

17. Половенко К.Г. Определение и диагностика дрожательных форм на электромиографических кривых при гиперкинезах / К.Г. Половенко // Біомедична інженерія і технологія: III Міжнародна конференція, 15-16 березня 2012 р.: матеріали конф. – К., 2012. – С. 161.

18. Половенко К.Г. Диагностика дрожательных феноменов на электромиограммах при гиперкинезах / К.Г. Половенко // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке: 16-й Международный молодежный форум, 17-19 апреля 2012 г., Том 1.: материалы конф. – Х., 2012. – С. 244-245.

19. Половенко К.Г. Автоматический анализ интерференционных электромиограмм для исследования больных с различными гиперкинезами / К.Г. Половенко // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я (MicroCad-2012): XX Міжнародна наук.-практ. конф., 15-17 травня 2012 р., Ч. III.: тези доп. – Х., 2012. – С. 101.

20. Селиванова К.Г. Возможности исследования тонкой моторики рук в динамике с помощью графического планшета / К.Г. Селиванова // Биотехнические, медицинские и экологические системы та комплексы (Биомедсистемы-2012): XXV Всероссийская науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов, 11-13 декабря 2012 г.: материалы конф. – Рязань, 2012. – С. 164-166.

21. Селиванова К.Г. Оценка исследований мелкой моторики рук в динамике с применением графического планшета / К.Г. Селиванова // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке: 17-й Международный молодежный форум, 22-24 апреля 2013 г., Том 1.: материалы конф. – Х., 2013. – С. 218-219.

22. Селиванова К.Г. Теоретические аспекты для моделирования интерференционного электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова // Стан, досягнення і перспективи інформаційних систем і технологій: XIII Всеукраїнська наук.-техн. конф. молодих вчених, аспірантів та студентів, 29 квітня 2013 р.: матеріали конф. – Одеса, 2013. – С.44-45.

23. Селиванова К.Г. Использование цифрового графического планшета для тестирования индивидуальных особенностей мелкой моторики рук. / К.Г.

Селиванова, О.Г. Аврунин, Н.Д. Евстратов // Функциональная база наноэлектроники: VI Международная науч. конф., 30 сентября – 4 октября 2013 г.: сборник научн. трудов. – Х., 2013. – С. 266-269.

24. Selivanova K.G. Method of hand movement testing on graphic tablet / K.G. Selivanova, O.G. Avrunin // Biomedical engineering: I Russian-German conference on Biomedical engineering (RGC-2013), October, 23rd-26th, 2013: proceedings of conference. – Hannover, Germany, 2013. – P. 58.

25. Селиванова К.Г. Компьютерное моделирование механизма генерации ЭМГ сигнала в норме и при различных нервно-мышечных заболеваниях / К.Г. Селиванова // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке: 18-й Международный молодежный форум, 14-16 апреля 2014 г., Том 1.: материалы конф. – Х., 2014. – С. 160-161.

26. Селиванова К.Г. Декомпозиция интерференционного электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития. Проблемы биомедицинской инженерии: 5-й Междунар. радиоэлектронный форум, 14-17 октября 2014г., том III.: материалы конф. – Х., 2014. – С. 44-45.