

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

«30» вересня 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Білошицькій Христині Віталіївні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою ЕМГ-сигналів

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 30 » вересня 2025 року № 4/7-845 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи

3. Вихідні дані до роботи Об'єкт дослідження: процес виявлення патологічного тремору у пацієнтів із хворобою Паркінсона. Предмет дослідження: математичні методи, алгоритм та програмне забезпечення обробки ЕМГ-сигналів для виявлення патологічного тремору

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ

РОЗДІЛ 2. МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ. РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1. Актуальність роботи

2. Математична модель ЕМГ-сигналу з проявами тремору Паркінсона

3. Метод виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона

4. Алгоритм виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона

5. Програмне забезпечення виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона

6. Результати виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона

7. Наукова новизна

8. Загальні висновки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та	Окіпний І.Б., зав. каф. МТ		
безпека в надзвичайних	Стручок В.С., ст. викл. каф. ОХ		
ситуаціях			

7. Дата видачі завдання 30.09.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Білошицька Х.В.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

ХВОСТІВСЬКИЙ М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою ЕМГ-сигналів» // Кваліфікаційна робота // Білошицька Христина Віталіївна// ТНТУ, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2025 // с. – 77, рис. – 12, табл. – 1, додат. – 2, бібліогр. – 24.

Ключові слова: електроміографія, ЕМГ-сигнал, патологічний тремор, хвороба Паркінсона, кореляційний аналіз, MATLAB, цифрова обробка сигналів, адаптивний поріг.

В роботі проведено дослідження методів аналізу електроміографічних сигналів з метою автоматизованого виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона. Розроблено математичну модель ЕМГ-сигналу, що враховує фонову м'язову активність, треморну компоненту та високочастотні спайки. Запропоновано метод виявлення епізодів тремору, побудований на нормалізованій крос-кореляції з опорним синусоїдальним сигналом частотою 5 Гц та адаптивному пороговому рішенні.

Розроблено програмне забезпечення у середовищі MATLAB, яке реалізує автоматичне визначення епізодів тремору шляхом сегментації сигналу, виконання кореляційного аналізу, згладжування результатів та формування часових інтервалів треморної активності. Під час експериментів із реальним 60-секундним ЕМГ-записом виявлено 4 епізоди патологічного тремору сумарною тривалістю близько 11,8 секунди (19,67 % часу запису) та амплітудою у межах $\pm 0,3$ – $0,4$ мВ. Отримані результати підтверджують ефективність запропонованого підходу та його придатність для застосування у медичних діагностичних і моніторингових системах.

ANNOTATION

Theme of qualification work: «Detection of Pathological Tremors in Patients with Parkinson's Disease Using EMG Signals» // Biloshytska Khrystyna // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering group RBm-61 // Ternopil, 2025 // p. – 77, fig. – 12, tab. - 2, add. – 2, bibliography -24.

Keywords: electromyography, EMG signal, pathological tremor, Parkinson's disease, cross-correlation, signal processing, adaptive threshold, MATLAB.

The work presents a study dedicated to the automated detection of pathological tremors in patients with Parkinson's disease based on the analysis of electromyographic (EMG) signals. A mathematical model of the EMG signal was developed, incorporating background muscular activity, tremor components, and high-frequency spikes. A detection method based on normalized cross-correlation with a 5 Hz reference sinusoidal signal and an adaptive thresholding procedure was proposed.

Software implementation was developed in the MATLAB environment, providing a full processing pipeline: signal segmentation, generation of a reference tremor signal, correlation analysis, smoothing of correlation values, and extraction of temporal intervals corresponding to tremor episodes. Experimental analysis of a real 60-second EMG recording revealed 4 episodes of pathological tremor with a total duration of approximately 11.8 seconds (19.67 % of the recording) and amplitude variations within ± 0.3 – 0.4 mV. The obtained results confirm the effectiveness, noise robustness, and practical applicability of the proposed approach for diagnostic and monitoring systems used in Parkinson's disease assessment.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ	
ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ.....	11
1.1 Клінічні особливості хвороби Паркінсона.....	11
1.2 Тремор у контексті біомедичної інженерії.....	13
1.3 Методи обробки ЕМГ-сигналів для виявлення тремору.....	17
1.3.1 Часово-частотна обробка.....	18
1.3.2 Крос-кореляційна та когерентна обробка.....	19
1.3.3 Статистичні та нелінійні методи.....	20
1.3.4. Методи машинного навчання та штучного інтелекту.....	21
1.4 Порівняння існуючих підходів і вибір методології дослідження.....	21
1.5 Висновки до розділу 1.....	22
РОЗДІЛ 2. МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ	
ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ.....	24
2.1 Система та методика реєстрації ЕМГ-сигналів.....	24
2.1.1 Структура системи для реєстрації ЕМГ-сигналів.....	24
2.1.2 Поверхневі електроди реєстрації ЕМГ-сигналів.....	25
2.1.3 Методика проведення вимірювань.....	27
2.2 Математична модель ЕМГ-сигналу при треморі.....	30
2.3 Метод виявлення патологічних треморів.....	32
2.4 Алгоритм виявлення патологічних треморів.....	38
2.5 Висновки до розділу 2.....	41
РОЗДІЛ 3. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ	
ТРЕМОРІВ ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ.....	42
3.1 Розробка програмного забезпечення виявлення тремору в середовищі Matlab.....	42
3.1.1 Початкова підготовка середовища MATLAB.....	42
3.1.2 Завантаження реального ЕМГ-сигналу.....	43
3.1.3 Формування опорного сигналу тремору.....	44

	7
3.1.4 Ковзне вікно для локальної обробки.....	44
3.1.5 Розрахунок нормалізованої кореляції.....	45
3.1.6 Згладжування результатів і встановлення порогу.....	46
3.1.7 Визначення часових меж епізодів тремору.....	46
3.1.8 Виведення та візуалізація результатів.....	47
3.2 Результати виявлення тремору.....	49
3.3 Висновки до розділу 3.....	53
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	54
4.1 Охорона праці.....	54
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	56
4.3 Висновки до розділу 4.....	59
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	60
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	61
ДОДАТКИ.....	65
ДОДАТОК А. Копія тези конференції.....	66
ДОДАТОК Б. Скрипт програмного забезпечення виявлення патологічного тремору.....	75

ВСТУП

Актуальність роботи.

Хвороба Паркінсона є однією з найпоширеніших нейродегенеративних хвороб світу. За даними ВООЗ (2024 р.), кількість пацієнтів із цією патологією перевищує 10 мільйонів осіб, а щорічно реєструється понад 100 тисяч нових випадків [1]. Патологічний тремор рук, який проявляється у частотному діапазоні 4–6 Гц, суттєво знижує якість життя пацієнтів, ускладнює виконання побутових та професійних завдань і вимагає ранньої діагностики та ефективного моніторингу [1].

Електроміографія (ЕМГ) є інформативним методом реєстрації м'язової активності, що дозволяє спостерігати прояви тремору з високою часовою роздільною здатністю. Сучасні підходи до аналізу ЕМГ-сигналів включають різні методи, які можна умовно розділити на декілька груп:

- Часові методи: аналіз амплітудних характеристик сигналу (MAV, RMS) та автокореляційних властивостей, що дозволяє кількісно оцінювати інтенсивність і періодичність тремору [8, 9].
- Частотні та часо-частотні методи: включають перетворення Фур'є (FFT, STFT) та неперервне вейвлет-перетворення (CWT). Вони забезпечують виявлення спектральних піків патологічного тремору та дають можливість оцінювати їхню динаміку у часі [7, 10, 11].
- Статистичні та нелінійні методи: базуються на оцінці середніх, дисперсії, а також на використанні ентропійних і хаотичних показників сигналу. Такі методи дозволяють визначати регулярність та варіабельність тремору, оцінювати складність його динаміки й диференціювати патологічні коливання від фонового шуму [7-9, 13, 14].
- Методи машинного навчання та штучного інтелекту: включають алгоритми класифікації ЕМГ-сигналів (нейронні мережі, SVM, ансамблеві методи), що забезпечують автоматизацію процесу аналізу та підвищення точності виявлення патології [7, 16].

Огляд сучасних методів показує, що для об'єктивної медичної діагностики недостатньо застосовувати лише один метод. Для отримання комплексної оцінки тремору, його часових та спектральних характеристик, а також епізодичності проявів, необхідно розширити кількість методів виявлення патологічного тремору. Таке розширення дозволяє:

- комплексно оцінювати прояви тремору у часовій та частотній областях;
- підвищити достовірність виявлення епізодів патології;
- створити основу для автоматизованого моніторингу та оцінки ефективності лікування.

У цьому контексті пропонується крос-кореляційний підхід з опорним синусоїдальним сигналом (matched filter) як перспективний метод для виявлення низькочастотного патологічного тремору. Даний підхід дозволяє виділяти епізоди тремору у часовій області, враховувати його епізодичність та забезпечує основу для подальшого поєднання з іншими методами аналізу ЕМГ. Його застосування у складі розширеного набору методів виявлення тремору спрямоване на підвищення точності та об'єктивності діагностики хвороби Паркінсона [13].

Мета роботи: розробка та обґрунтування застосування крос-кореляційного підходу як частини комплексної системи для виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою ЕМГ-сигналів

Сформовані завдання роботи:

1. Виконати аналіз проблематики та дослідити сучасні методи виявлення треморів.
2. Розробити модель ЕМГ-сигналу з урахуванням особливостей патологічного треморів.
3. Розробити математичний метод та алгоритм обробки ЕМГ-сигналів для виявлення треморів із хворобою Паркінсона.
4. Реалізувати алгоритм виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою ЕМГ-сигналів у вигляді програмного забезпечення в середовищі MATLAB.

5. Виконати тестування роботи ПЗ на реальних даних і оцінити його ефективність.

Об'єкт дослідження: процес виявлення патологічного тремору у пацієнтів із хворобою Паркінсона.

Предмет дослідження: математичні методи, алгоритм (блок-схема) та програмне забезпечення обробки ЕМГ-сигналів для виявлення патологічного тремору.

Наукова новизна:

1. Вперше розроблено математичну модель електроміографічного сигналу, яка описує його як суперпозицію фоновому біологічному шуму, високочастотної м'язової активності та низькочастотного патологічного тремору з урахуванням його епізодичності.

2. Для виявлення тремору запропоновано метод, оснований на застосуванні узгодженого фільтра у вигляді нормалізованої крос-кореляції з опорним синусоїдальним сигналом частотою близько 5 Гц, що дозволило забезпечити оптимальне співвідношення сигнал/шум, коректне врахування фазових зсувів і точну часову локалізацію епізодів.

3. Розроблено адаптивне порогове правило виявлення, яке ґрунтується на статистичних характеристиках згладжених кореляційних коефіцієнтів і забезпечує автоматичне підлаштування алгоритму під індивідуальні особливості ЕМГ-записів пацієнтів.

4. Запропоновано спосіб формування бінарної маски епізодів тремору за переходами у пороговій функції, що дало змогу вперше точно визначати початок і кінець епізодів патологічного тремору та створити основу для автоматизованого клінічного моніторингу перебігу хвороби Паркінсона.

Практична значущість полягає у можливості використання розробленого алгоритму для підтримки клінічної діагностики та моніторингу стану пацієнтів із ХП.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ПРОБЛЕМИ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИЯВЛЕННЯ
ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ

1.1 Клінічні особливості хвороби Паркінсона

Хвороба Паркінсона (ХП) є другим за частотою нейродегенеративним захворюванням після хвороби Альцгеймера і має значний соціально-економічний вплив [1,2]. За даними ВООЗ, у світі станом на 2019 рік налічувалося понад 8,5 млн людей, які живуть із цим діагнозом [1]. Прогнози свідчать, що до 2050 року кількість пацієнтів із ХП може зрости більш ніж удвічі, до 25 млн випадків [1, 3]. Це зростання обумовлене передусім глобальним старінням населення, адже ХП належить до хвороб похилого віку, і середній вік дебюту становить 60–65 років.

У розвинених країнах поширеність ХП сягає 1-2 % серед людей старше 60 років, а серед осіб віком понад 80 років цей показник може перевищувати 4-5 % [2]. У країнах із низьким і середнім рівнем доходів частота діагностування нижча, що зумовлено як демографічними відмінностями, так і недостатньою кількістю кваліфікованих неврологічних служб [2].

Соціальний тягар ХП полягає не лише у прямому економічному навантаженні (вартість лікування, тривала терапія, хірургічні втручання, потреба в довготривалому догляді), але й у непрямих втратах: обмеження працездатності, інвалідизація, психологічні та соціальні наслідки для пацієнтів і їхніх родин [4]. За даними Global Burden of Disease Study 2021, ХП є однією з основних причин втрати років життя з поправкою на інвалідність (DALYs), і кількість цих років постійно зростає [3].

Основним патоморфологічним субстратом ХП є дегенерація дофамінергічних нейронів чорної субстанції *pars compacta*, що призводить до значного зниження рівня нейромедіатора дофаміну у стріатумі [3]. Це порушує баланс між дофамінергічними та холінергічними системами, а також змінює функціонування базальних гангліїв, таламуса та кори головного мозку [3].

Патогістологічною ознакою ХП є наявність тілець Леві – внутрішньоклітинних агрегатів, що складаються переважно з альфа-синуклеїну [6]. Їх накопичення спричиняє токсичні ефекти та подальшу загибель нейронів [6].

Згідно з сучасними концепціями, ХП не обмежується лише дофамінергічною системою, а має мультисистемний характер. Залучення серотонінергічних, норадренергічних і холінергічних нейронів зумовлює широкий спектр немоторних симптомів — депресію, когнітивні розлади, вегетативні порушення [7], що значно ускладнює перебіг захворювання.

Класичною тріадою моторних симптомів ХП є:

1. Брадикінезія — уповільнення рухів, зменшення їх амплітуди та швидкості [8].
2. Ригідність — підвищення м'язового тону за пластичним типом [8].
3. Тремор спокою — ритмічні коливальні рухи кінцівок (переважно рук), що виникають у стані відпочинку та зменшуються під час цілеспрямованої діяльності [8].

Крім того, спостерігається порушення постуральної рівноваги, схильність до падінь, зміни ходи (дрібно-крокова, з утрудненим стартом).

Тремор є одним із найпоширеніших і найбільш впізнаваних симптомів. У 70 % пацієнтів він проявляється на ранніх етапах хвороби [9]. Типовою є частота коливань від 4 до 6 Гц, хоча можливі індивідуальні варіації. Тремор може починатися з однієї руки («симптом рахування монет») і поступово поширюватися на інші кінцівки, голову чи щелепу.

Важливим клінічним завданням є розмежування паркінсонічного тремору від інших форм:

- Есенціальний тремор: частіше двобічний, проявляється під час дії або утримання пози, має вищу частоту (6-10 Гц).
- Фізіологічний тремор: слабкий, з'являється у здорових осіб після фізичного навантаження, стресу або вживання кофеїну.
- Церебелярний тремор: пов'язаний із ураженням мозочка, характеризується низькою частотою (2-4 Гц) і амплітудними коливаннями при русі.

Оскільки клінічні ознаки можуть перетинатися, лише візуальне спостереження не завжди дає змогу однозначно встановити діагноз. Саме тому виникає потреба у застосуванні інструментальних методів, які б забезпечили кількісну, об'єктивну та відтворювану оцінку.

Найпоширенішим способом кількісної оцінки симптомів ХП є використання шкали MDS-UPDRS. Вона охоплює як моторні, так і немоторні симптоми, але оцінка тремору залишається суб'єктивною і залежить від лікаря.

Клінічні шкали мають такі обмеження:

- суб'єктивність і міжспостерігачова варіабельність;
- низька чутливість до невеликих змін у стані пацієнта;
- обмежена інформативність щодо частоти та амплітуди тремору;
- складність проведення динамічного моніторингу.

У зв'язку з цим постала потреба в об'єктивних біомедичних методах аналізу тремору, серед яких ключове місце посідає електроміографія (ЕМГ) [11, 12].

ХП є глобальною медичною та соціальною проблемою, поширеність якої постійно зростає. Патологічний тремор є одним із найбільш характерних і водночас клінічно важливих симптомів захворювання, але його суб'єктивна оцінка має суттєві обмеження. Це зумовлює актуальність застосування об'єктивних методів реєстрації та аналізу сигналів для більш точної діагностики й моніторингу перебігу хвороби. У наступних підрозділах розглядатимуться можливості біомедичної інженерії, зокрема електроміографії, та сучасні математичні підходи до виявлення патологічного тремору.

1.2 Тремор у контексті біомедичної інженерії

Біомедична інженерія є міждисциплінарною галуззю, яка поєднує принципи інженерії, медицини та біології для створення методів і технологій, що спрямовані на діагностику, лікування та моніторинг захворювань [13]. Вивчення тремору при хворобі Паркінсона є одним із найактуальніших напрямів у цій сфері, оскільки тремор суттєво знижує якість життя пацієнтів і має велике діагностичне значення [14].

Біомедичні інженери розробляють апаратно-програмні системи для реєстрації рухових і біоелектричних сигналів, їх подальшої обробки та автоматизованої інтерпретації [15]. Це дозволяє отримувати об'єктивні кількісні показники, які можна використовувати як у клінічній практиці, так і у наукових дослідженнях.

Для оцінки тремору застосовують різні інструментальні підходи, які відрізняються принципами дії, точністю та обсягом інформації, що може бути отримана.

1. Акселерометрія та гіроскопія [7]:

- Використовують інерціальні сенсори (IMU – Inertial Measurement Units), що дозволяють реєструвати лінійні прискорення та кутові швидкості.

- Ці методи забезпечують безпосередню оцінку амплітуди і частоти тремору кінцівок.

- Перевага – простота, портативність, можливість використання у мобільних пристроях.

- Недолік – вони не відображають джерело виникнення тремору (нейром'язову активність), а лише кінцевий механічний прояв.

2. Електроенцефалографія (ЕЕГ) [16]

- Реєструє електричну активність головного мозку.

- Дозволяє виявляти патологічні ритми, що можуть бути пов'язані з генерацією тремору.

- Використовується рідше через складність і чутливість до артефактів руху.

3. Магніторезонансна томографія (фМРТ, DTI) [9]

- Досліджує структурні та функціональні зміни мозку у пацієнтів із ХП.

- Це дорогий і складний метод, який не підходить для рутинного моніторингу, але має наукову цінність.

4. Електроміографія (ЕМГ) [16, 17]

- Реєструє електричну активність м'язів під час скорочення.

- Дозволяє визначати особливості моторного контролю, розподіл треморних імпульсів у м'язах, їхню амплітуду, частоту, фазові співвідношення.

– Вважається найбільш інформативним методом для аналізу патологічного тремору, оскільки дає безпосередній доступ до джерела його формування.

Поверхнева ЕМГ є неінвазивним методом реєстрації електричної активності скелетних м'язів за допомогою електродів (рис.1.1), які накладають на шкіру над досліджуваним м'язом [16].

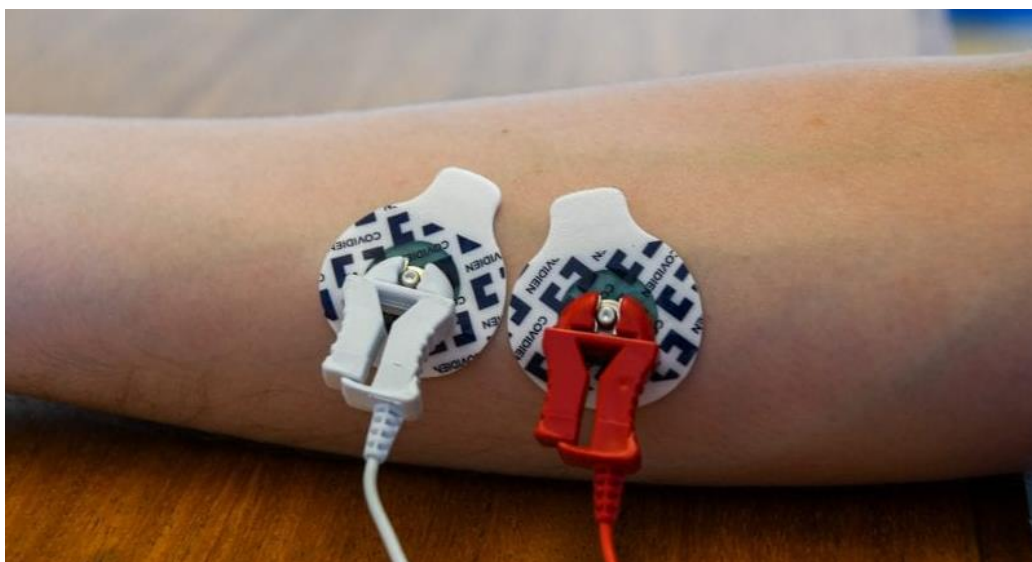


Рис. 1.1. Електроди для реєстрації ЕМГ-сигналів

Вигляд ЕМГ-сигналу подано на рис.1.2.

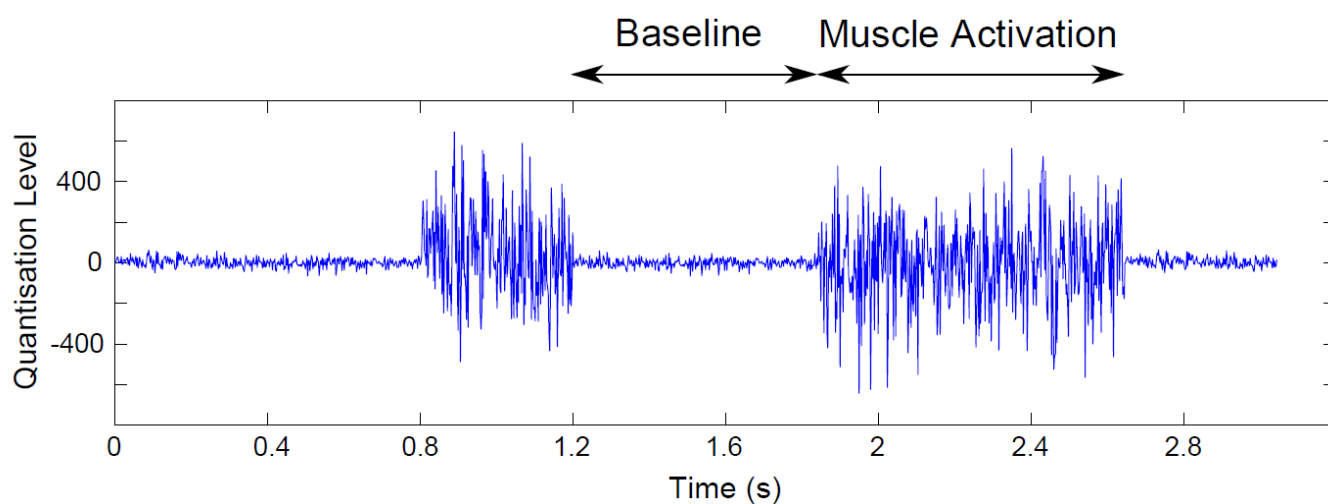


Рис.1.2. Загальний вигляд ЕМГ-сигналу

Переваги sEMG:

- безпечність та відсутність потреби у внутрішньом'язовому введенні електродів;
- можливість тривалого моніторингу;
- висока інформативність щодо частотних і часових характеристик сигналів;
- можливість використання у портативних системах.

Обмеження sEMG:

- чутливість до шумів і артефактів (рух артефактів, електричні перешкоди);
- залежність сигналу від товщини підшкірного жирового шару та положення електродів;
- обмежена здатність реєструвати глибокі м'язи.

Попри обмеження, sEMG є золотим стандартом у дослідженні тремору, особливо при створенні алгоритмів автоматизованого виявлення патологічних рухів.

Робота з ЕМГ-сигналами потребує врахування низки складностей:

- Шуми та артефакти: електричні перешкоди від мережі, механічні рухи електродів, пітливість шкіри.
- Індивідуальні особливості пацієнтів: товщина тканин, рівень м'язового тону, фаза захворювання.
- Варіабельність сигналу: амплітуда і частота тремору змінюються з часом, під впливом ліків або психоемоційного стану.
- Стандартизація протоколів: відсутність єдиних правил щодо розташування електродів, тривалості запису, частоти дискретизації ускладнює порівняння результатів між дослідженнями.

Ці фактори визначають необхідність застосування складних методів цифрової обробки сигналів та розробки алгоритмів, здатних виділяти корисну інформацію на фоні шумів.

Біомедичні системи аналізу тремору дозволяють вирішувати низку важливих завдань:

- Клінічна діагностика: допомагають відрізнити паркінсонічний тремор від есенціального чи фізіологічного.

- Моніторинг ефективності терапії: кількісна оцінка змін у треморі під дією ліків або хірургічних втручань.
- Реабілітація: об'єктивні показники дозволяють індивідуалізувати програми фізичної терапії.
- Наукові дослідження: створення баз даних ЕМГ-сигналів для тренування алгоритмів машинного навчання.

Таким чином, біомедична інженерія відіграє ключову роль у переході від суб'єктивних клінічних оцінок до об'єктивних кількісних методів, що базуються на аналізі біоелектричних сигналів.

Використання біомедичних технологій для дослідження тремору при хворобі Паркінсона є надзвичайно перспективним. Серед різних методів інструментальної реєстрації саме поверхнева електроміографія має найбільший потенціал завдяки здатності безпосередньо відображати активність м'язів, залучених у патологічний процес. Разом із сучасними методами цифрової обробки сигналів вона створює основу для розробки алгоритмів автоматизованого виявлення тремору, що є наступним кроком у підвищенні точності діагностики та моніторингу ХП.

1.3 Методи обробки ЕМГ-сигналів для виявлення тремору

Обробка ЕМГ-сигналів є одним із найбільш інформативних підходів для вивчення тремору при хворобі Паркінсона. На відміну від клінічної оцінки, яка має елемент суб'єктивності, цифрова обробка дозволяє кількісно визначати частоту, амплітуду та закономірності тремору, а також виявляти зміни, невидимі для лікаря під час спостереження [6].

Методи аналізу ЕМГ можна умовно поділити на: часово-частотні, кореляційні, статистично-нелінійні та алгоритми машинного навчання.

1.3.1. Часово-частотна обробка

ЕМГ-сигнали є нестационарними: їх характеристики змінюються залежно від фази руху та стану пацієнта. Тому застосовують спектральні та часо-частотні методи, зокрема дискретне перетворення Фур'є (DFT) та вейвлет-аналіз [7].

Найбільш поширеним підходом є спектральний аналіз сигналів із використанням дискретного перетворення Фур'є (DFT) [7]. Воно дозволяє отримати спектр сигналу та визначити частоту тремору:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi kn/N}, \quad k = 0, 1, \dots, N-1, \quad (1.1)$$

де x_n – відліки ЕМГ-сигналу,

N – кількість відліків,

X_k — спектральна компонента на частоті k .

Для оцінки енергетичних характеристик сигналу використовують спектр потужності:

$$P(f) = |X(f)|^2, \quad (1.2)$$

де $P(f)$ — спектральна щільність потужності сигналу на частоті f .

Згідно з формулами (1.1)–(1.2), у спектрі ЕМГ-сигналів при хворобі Паркінсона найчастіше виявляється домінуюча частота у діапазоні 4-6 Гц [11].

Для аналізу нестационарних сигналів доцільно застосовувати вейвлет-перетворення [10]:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (1.3)$$

де a — масштаб (обернено пропорційний частоті);

b – параметр зсуву у часі,

ψ^* – материнський вейвлет,

$x(t)$ — сигнал ЕМГ у часовій області.

Таким чином, формула (1.3) дає змогу поєднувати частотний і часовий аналіз, що особливо важливо для дослідження тремору з варіабельними характеристиками.

Завдяки цим методам можна виявити основну частоту тремору (4-6 Гц при ХП), оцінити амплітуду та спектральні гармоніки [11].

1.3.2 Крос-кореляційна та когерентна обробка

Тремор у хворих на Паркінсона зазвичай проявляється одночасно в кількох м'язових групах. Для оцінки взаємозв'язку між сигналами застосовується крос-кореляційна функція [8]:

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)y(n+\tau), \quad (1.4)$$

де $x(n), y(n)$ – ЕМГ-сигнали з різних м'язів,

τ – часовий зсув між ними,

R_{xy} — коефіцієнт кореляції.

Високі значення R_{xy} при малих зсувах свідчать про синхронний характер тремору.

Додатково застосовується когерентність, яка показує спільність спектральних компонент сигналів [9]:

$$C_{xy}(f) = \frac{|S_{xy}(f)|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)}, \quad (1.5)$$

де $S_{xy}(f)$ – крос-спектральна щільність сигналів;

$S_{xx}(f)S_{yy}(f)$ – спектральні щільності автокореляцій;

$C_{xy}(f)$ – коефіцієнт когерентності на частоті f .

Згідно з формулою (1.5), при паркінсонічному треморі спостерігається висока когерентність у діапазоні 4-6 Гц [9].

1.3.3 Статистичні та нелінійні методи

ЕМГ-сигнали при ХП мають хаотичний характер, тому для їх аналізу застосовують ентропійні та фрактальні підходи [13].

Одним із таких методів є ентропія Шеннона:

$$H = -\sum_i p_i \log_2 p_i, \quad (1.6)$$

де p_i – ймовірність появи (і)-го значення сигналу,

H – міра невизначеності сигналу.

Менше значення H свідчить про більш регулярний (патологічний) тремор [14].

Ще одним показником є фрактальний вимір, що обчислюється методом box-counting:

$$D = -\lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\log N(\varepsilon)}{\log N(1/\varepsilon)}, \quad (1.7)$$

де $N(\varepsilon)$ – кількість коробок розміром (ε), необхідних для покриття кривої сигналу,

D – фрактальний вимір.

Таким чином, формули (1.6)–(1.7) дозволяють описати хаотичність та геометричну складність сигналів ЕМГ.

Доведено, що патологічний тремор характеризується зниженими значеннями ентропії та більш регулярним патерном порівняно з есенціальним тремором [14].

1.3.4 Методи машинного навчання та штучного інтелекту

Сучасні методи передбачають використання алгоритмів штучного інтелекту для автоматичної класифікації ЕМГ-сигналів. Одним із найбільш поширених підходів є метод опорних векторів (SVM) [7]:

$$f(x) = \text{sign} \left(\sum_{i=1}^N \alpha_i y_i K(x_i, x) + b \right), \quad (1.8)$$

де x – вхідний вектор ознак,

x_i – навчальні зразки,

y_i – класи (мітки сигналів),

$K(x_i, x)$ — ядро,

α_i – коефіцієнти оптимізації,

b – зсув гіперплощини.

Згідно з формулою (1.8), SVM дозволяє відділяти патологічні сигнали від нормальних. У роботах [16] показано, що застосування нейронних мереж (зокрема CNN для спектрограм ЕМГ) забезпечує точність класифікації паркінсонічного тремору >90 % на контрольних базах даних.

1.4 Порівняння існуючих підходів і вибір методології дослідження

Аналіз ЕМГ-сигналів при хворобі Паркінсона дозволяє кількісно оцінювати амплітуду, частоту та фазові характеристики патологічного тремору. Серед традиційних методів обробки ЕМГ виділяють спектральний аналіз, який дозволяє визначити домінуючі частоти тремору, але має обмежену ефективність при епізодичному характері сигналу. Часо-частотні методи, такі як STFT або вейвлет-перетворення, забезпечують локалізацію подій у часі та частоті, проте потребують обчислювальних ресурсів і чутливі до вибору параметрів.

Нелінійні та статистичні підходи (ентропія, фрактальні показники) дозволяють оцінити складність та непередбачуваність сигналу, що корисно для диференціації

типів тремору, але вимагає ретельної попередньої фільтрації ЕМГ. Методи машинного навчання демонструють високу точність класифікації треморних та нормальних сигналів, однак потребують великих навчальних вибірок і складні для інтерпретації у клінічному контексті.

У цьому контексті крос-кореляційний підхід із опорним синусоїдальним сигналом (matched filter) є перспективним інструментом. Він дозволяє виділяти епізоди низькочастотного патологічного тремору безпосередньо у часовій області, враховує його епізодичність та забезпечує основу для подальшого поєднання з іншими методами аналізу ЕМГ.

Таким чином, обґрунтованим є поєднання крос-кореляційного підходу з часо-частотним аналізом та спектральними методами, що забезпечує комплексну оцінку патологічного тремору: локалізацію епізодів у часі, характеристику частотних компонентів та точну оцінку амплітуди ЕМГ-сигналу. Такий підхід створює методологічну основу для розробки алгоритму автоматизованого виявлення тремору та подальшого застосування у клінічній діагностиці хвороби Паркінсона.

1.5 Висновки до розділу 1

У розділі обґрунтовано актуальність дослідження патологічного тремору при хворобі Паркінсона та наведено сучасні методи його оцінки. Встановлено, що клінічна діагностика, заснована на візуальному спостереженні та шкалах оцінки, має суттєві обмеження через суб'єктивність та міжспостерігачову варіабельність. Було розглянуто сучасні біомедичні підходи, зокрема поверхневу електроміографію (sEMG), яка забезпечує об'єктивну кількісну оцінку амплітуди, частоти та фазових характеристик тремору.

Проаналізовано методи обробки ЕМГ-сигналів, включно зі спектральним аналізом, часо-частотними перетвореннями, статистичними показниками та підходами машинного навчання, і виділено їхні переваги та обмеження. На основі порівняння цих методів обґрунтовано доцільність застосування крос-кореляційного

підходу з опорним синусоїдальним сигналом (matched filter) як перспективного інструменту для виділення епізодів низькочастотного патологічного тремору.

Таким чином, комплексне застосування matched-filter у поєднанні зі спектральними та часо-частотними методами створює основу для об'єктивного, кількісного та відтворюваного виявлення тремору, що підвищує точність діагностики та моніторингу хвороби Паркінсона і відповідає сучасним вимогам біомедичної інженерії.

РОЗДІЛ 2

МЕТОД ТА АЛГОРИТМ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ

2.1 Система та методика реєстрації ЕМГ-сигналів

2.1.1 Структура системи для реєстрації ЕМГ-сигналів

Реєстрація ЕМГ-сигналів є ключовим етапом у процесі діагностики та подальшого аналізу патологічного тремору при хворобі Паркінсона. Якість отриманого сигналу безпосередньо визначає достовірність результатів подальшої обробки, а отже – і точність виявлення характерних патернів тремору. Тому необхідним є використання стандартизованої методики та спеціалізованого обладнання, що забезпечує високий рівень надійності та відтворюваності експериментальних даних.

Система збору ЕМГ-сигналів включає:

- поверхневі електроди, що накладаються на м'язи верхніх кінцівок, які найчастіше демонструють прояви тремору;
- підсилювач біосигналів з високим коефіцієнтом підсилення та широким динамічним діапазоном, що дозволяє виділити корисну складову ЕМГ-сигналу на фоні шумів;
- АЦП з частотою дискретизації не менше 1000 Гц, що гарантує достатню часову роздільність для коректної реєстрації низькочастотних та високочастотних компонент сигналу;
- ПК або портативний реєстратор, призначений для збереження та подальшої обробки сигналів.

Структурну схему системи наведено на рис.2.1.

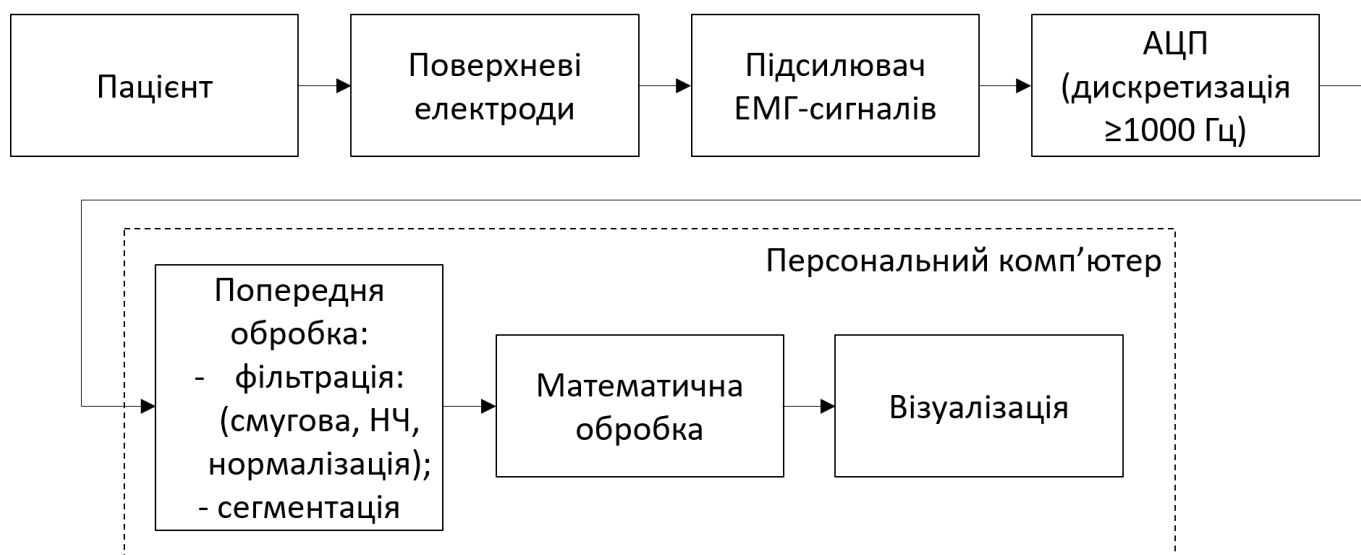


Рис.2.1. Система реєстрації ЕМГ-сигналів

2.1.2 Поверхневі електроди реєстрації ЕМГ-сигналів

Особлива увага приділяється вибору електродів та якості їхнього контакту зі шкірою. Для зменшення опору та покращення якості сигналу поверхня шкіри попередньо очищується та обробляється контактним гелем.

Реєстрація біоелектричної активності м'язів у пацієнтів з ознаками тремору Паркінсона потребує високої надійності та відтворюваності сигналів. Одним із найбільш поширених і доступних засобів для цього є поверхневі електроди, які застосовуються в електроміографії для неінвазивного зняття потенціалів м'язової активності. Їхня актуальність обумовлена низкою факторів:

- неінвазивність: електроди розміщуються на поверхні шкіри без необхідності проникнення в тканини, що робить метод безпечним та зручним для клінічного застосування;

- простота використання: процедура підключення не потребує складних маніпуляцій і може бути швидко виконана навіть у амбулаторних умовах;

- достатня якість сигналу: сучасні електроди із застосуванням провідних гелів та вдосконалених матеріалів забезпечують низький контактний опір та прийнятне співвідношення сигнал/шум для аналізу тремору;

– відтворюваність результатів: поверхневі електроди дозволяють проводити багатократні вимірювання на одних і тих самих ділянках тіла, що особливо важливо для динамічного спостереження за станом пацієнта.

Типовий поверхневий електрод складається з кількох основних елементів (рис.2.2-2.3):

- Контактна частина: металева пластинка (частіше з Ag/AgCl), яка безпосередньо взаємодіє зі шкірою та проводить біоелектричні сигнали.
- Електропровідний гель або паста: використовується для зменшення опору шкіри та покращення контакту між електродом і тілом пацієнта.
- Ізоляційний корпус: виготовлений з діелектричних матеріалів, що забезпечують захист пацієнта від зовнішніх впливів та запобігають витoku струму.
- Кріпильний елемент: у вигляді клейкої основи або спеціальних стрічок, що забезпечують фіксацію електрода на шкірі протягом усього сеансу реєстрації.
- Провідник або конектор: передає сигнал від електрода до підсилювача біосигналів.

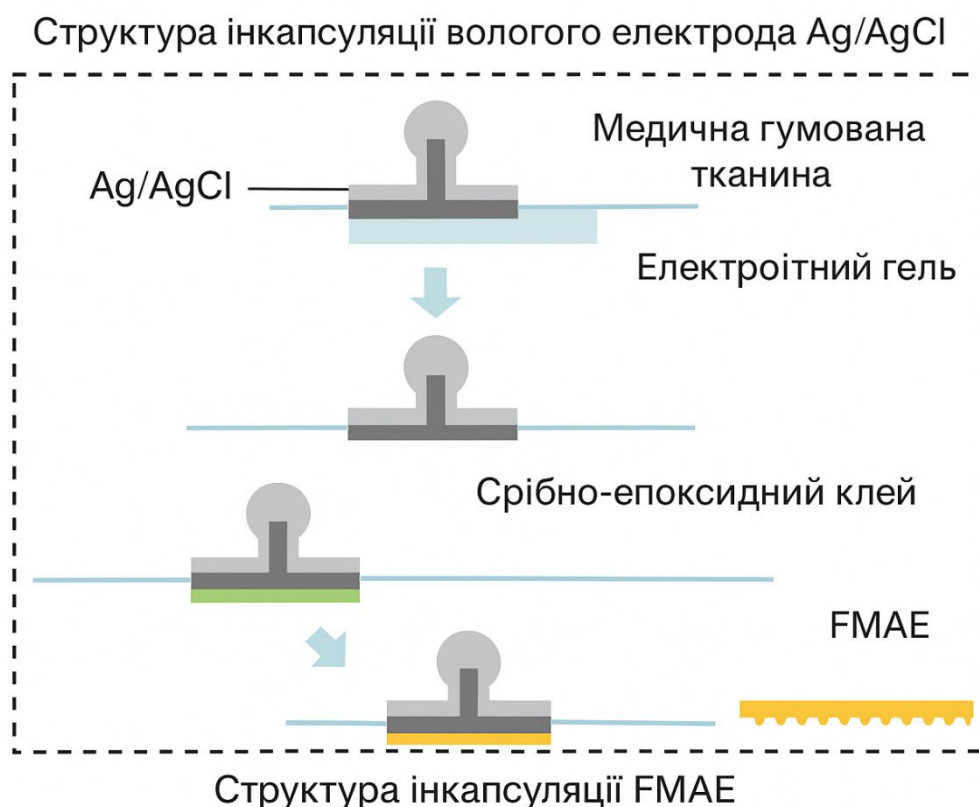


Рис.2.2. Вигляд структури поверхневого електрода для реєстрації ЕМГ-сигналів

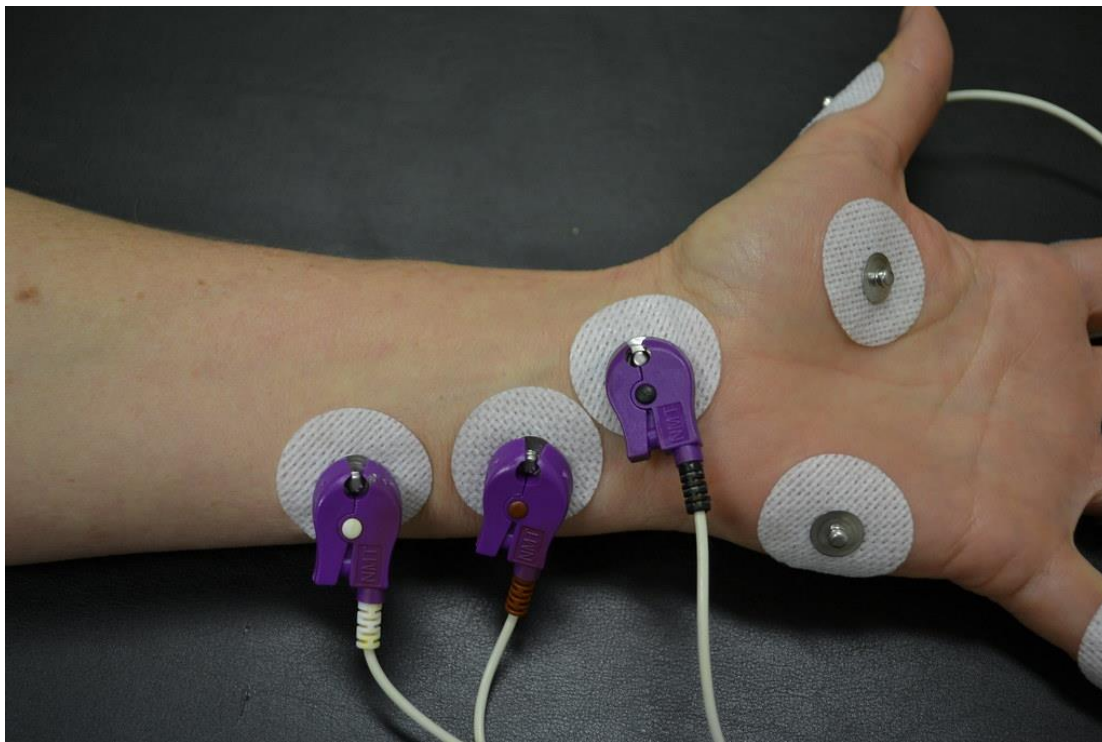


Рис.2.3. Загальний вигляд поверхневого електрода

Таким чином, поверхневі електроди є оптимальним вибором для дослідження тремору у пацієнтів з хворобою Паркінсона завдяки безпечності, зручності використання та можливості отримання достовірних сигналів без інвазивного втручання.

2.1.3 Методика проведення вимірювань

Під час проведення вимірювань пацієнт розташовується у зручному положенні, що зводить до мінімуму артефакти, викликані довільними рухами. Запис сигналів проводиться у двох режимах:

- стан спокою: коли пацієнт максимально розслаблений, і тремор проявляється як мимовільна активність м'язів;
- стан навантаження: коли пацієнту пропонується утримувати певну позу або виконувати прості рухи, що дозволяє виявити зміни амплітуди та частоти тремору.

Тривалість одного сеансу реєстрації складає від 30 секунд до 2 хвилин, що забезпечує можливість фіксації як коротких епізодів тремору, так і довготривалих змін у динаміці сигналу.

Для реєстрації ЕМГ-сигналу застосовано модуль, який складається з датчика MyoWare та модуля UNO (рис.2.4).

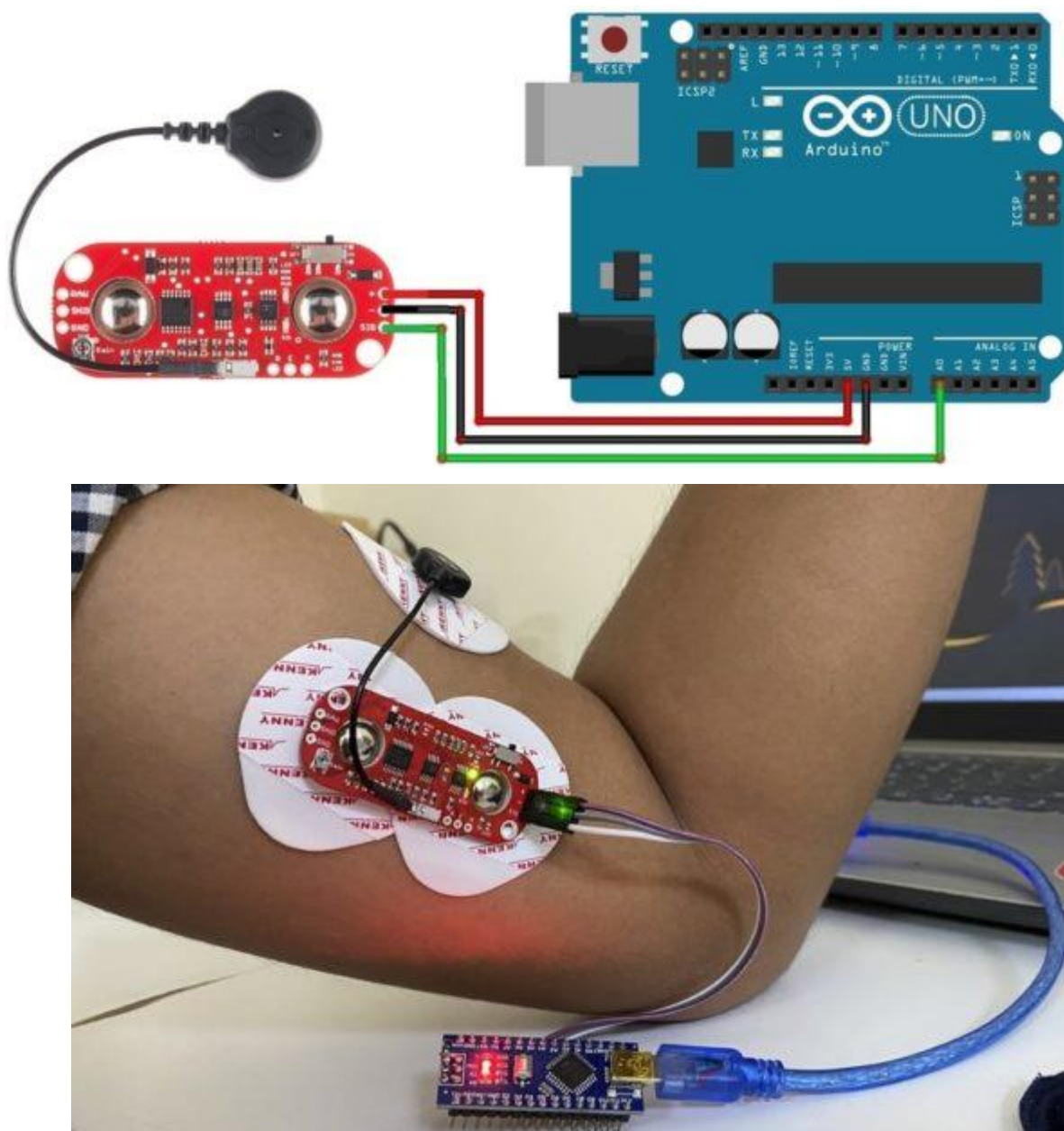


Рис.2.4. Модуль реєстрації ЕМГ-сигналів при треморі м'язів

Зареєстровані ЕМГ-сигнали підлягають фільтрації для усунення артефактів та фонових шумів. Використовується:

- смуговий фільтр у діапазоні 20–250 Гц, що виділяє основну корисну інформацію ЕМГ;

- фільтр нижніх частот з межею близько 10 Гц для окремого аналізу низькочастотної компоненти, характерної для тремору;
- цифрова нормалізація та сегментація сигналів для подальшого застосування методів кореляційного та спектрального аналізу.

Тремор при хворобі Паркінсона, як правило, проявляється з частотою 4-6 Гц, що відрізняє його від фізіологічного тремору (8-12 Гц). Тому під час реєстрації важливо забезпечити достатню тривалість вибірки для достовірного виділення частотного спектра та уникнення втрат інформативних даних.

Вигляд зареєстрованого ЕМГ-сигналу з короткими епізодами тремора наведено рис.2.5.

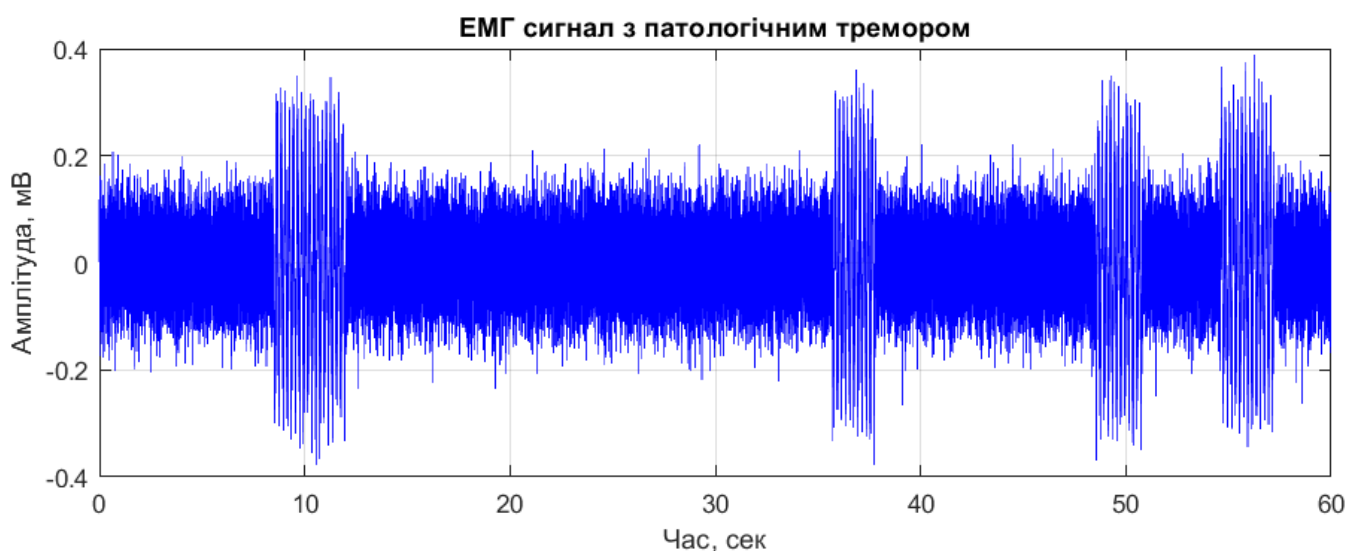


Рис.2.5. ЕМГ-сигнал з епізодами тремора

На рис.2.5 сигнал характеризується чергуванням ділянок із низькоамплітудною фоновією активністю та періодами регулярних високочастотних коливань, що відповідають епізодам тремору. Найбільш виражені треморні епізоди спостерігаються у часових інтервалах приблизно 10-20 с, 25-30 с та 50-55 с. У цих зонах амплітуда ЕМГ-сигналу зростає до $\pm 0.3-0.4$ В, а коливання набувають ритмічного характеру з частотою близько 4-6 Гц, що є типовим для паркінсонічного тремору спокою.

У міжепізодичні проміжки амплітуда сигналу істотно зменшується, відображаючи стан відносного м'язового спокою. Така періодичність активності

свідчить про чергування фаз патологічного скорочення та релаксації м'язових волокон під впливом центральних моторних порушень, зумовлених деградацією дофамінергічних структур у базальних гангліях.

Таким чином, отриманий ЕМГ-сигнал демонструє характерні прояви паркінсонічного тремору — ритмічну, синхронізовану м'язову активність із чітко вираженими амплітудно-частотними коливаннями, що чергуються з періодами відносного спокою.

Окрім того, через нерівномірність прояву тремору у різні часові моменти для обробки ЕМГ-сигналу використовується ковзне вікно, що дозволяє відстежувати зміни динаміки у реальному часі.

2.2 Математична модель ЕМГ-сигналу при треморі

Математичну модель ЕМГ-сигналу з епізодами тремору подано як адитивну суму трьох компонент, яка слугує фундаментом для розробки та перевірки запропонованого методу виявлення патологічного тремору:

$$s(t) = n(t) + T(t) + m(t), \quad (2.1)$$

де $n(t)$ — біологічний шум (нормальний фоновий ЕМГ):

$m(t)$ — високочастотна м'язова активність (спайки, артефакти руху).

$T(t)$ — низькочастотний патологічний тремор у діапазоні 4-6 Гц подано у вигляді виразу:

$$T(t) = A_T \chi_{tremor}(t) \sin(2\pi f_t t), \quad (2.2)$$

де $\chi_{tremor}(t)$ — епізодична маска (функція, що набуває значень 0 або 1 залежно від наявності тремору у даний момент часу):

$$\chi_{tremor}(t) = \begin{cases} 1, & t \in [t_{start,j}, t_{end,j}] \\ 0, & \text{інакше} \end{cases} \quad j = 1, \dots, N_{ep}, \quad (2.3)$$

де $t_{start,j}$ — час початку j -го епізоду тремору;

$t_{end,j}$ — час кінця j -го епізоду тремору;

N_{ep} — кількість епізодів тремору у записі.

Епізодичну маску введено через те, що у реальних умовах тремор не є безперервним, а з'являється епізодично (наприклад, під час відпочинку або у певних рухових ситуаціях). Маска задає часові відрізки, коли тремор проявляється, і дозволяє імітувати клінічно правдоподібну епізодичність. Загалом, маска $\chi_{tremor}(t)$ забезпечує клінічно реалістичну епізодичність проявів.

Фоновий шум ЕМГ моделюється як гаусовий процес з нульовим середнім, щоб відтворити спонтанну стохастичну активність м'язів у стані спокою.

$$n(t) \sim N(0, \sigma^2), \quad (2.4)$$

де $N(0, \sigma^2)$ – стандартна нотація для нормального розподілу з середнім $\mu=0$ (відсутнє зміщення) та дисперсією σ^2 (визначає амплітуду коливань шуму).

Високочастотна м'язова активність $m(t)$ включається до моделі для відтворення спонтанних м'язових спайків та рухових артефактів, що присутні у реальних ЕМГ-сигналах. Її математично описано у вигляді виразу:

$$m(t) = A_m \sin(2\pi f_m t), \quad f_m \in [50, 150] \text{ Гц}, \quad (2.5)$$

де A_m – амплітуда спайків;

f_m – миттєва (інстантна) частота високочастотних коливань.

Діапазон 50-150 Гц обраний для високочастотної м'язової активності, оскільки він відповідає спектральним характеристикам спонтанних м'язових спайків та

рухових артефактів у реальних ЕМГ-сигналах. f_m змінюється випадковим чином у діапазоні 50-150 Гц, щоб відтворити нестабільність частоти м'язових спайків та артефактів руху у реальних ЕМГ-сигналах.

Повний модель ЕМГ-сигналу з епізодами тремору має вигляд:

$$s(t) = N(0, \sigma^2) + A_T \chi_{tremor}(t) \sin(2\pi f_t t) + A_m \sin(2\pi f_m t), \quad (2.6)$$

Такий підхід до побудови математичної моделі ЕМГ-сигналу у вигляді виразу (6) обґрунтований фізіологічною природою сигналу: у реальних умовах електроди реєструють сумарний електричний потенціал, що виникає внаслідок одночасної дії кількох незалежних джерел активності. Фонова активність відображає спонтанні стохастичні коливання м'язових волокон, тремор є ритмічною патологічною складовою у діапазоні 4-6 Гц, а високочастотні м'язові спайки імітують довільні скорочення та рухові артефакти у діапазоні 50-150 Гц.

Таким чином, представлення ЕМГ як суперпозиції трьох компонент забезпечує не лише математичну зручність моделювання, але й клінічну достовірність, оскільки дозволяє відтворити основні фізіологічні та патологічні особливості реального сигналу.

2.3 Метод виявлення патологічних треморів

Для надійного виявлення патологічного тремору у ЕМГ-сигналі необхідно використовувати опорний сигнал, що слугує шаблоном для кореляційного аналізу.

Опорний сигнал задається як синусоїда частотою $f_t \approx 5$ Гц і тривалістю 1 с:

$$r(t) = \sin(2\pi f_t t), \quad t \in [0, T_{ref}], \quad (2.7)$$

де T_{ref} – тривалість опорного сигналу, яка визначає розмір сегмента ЕМГ-сигналу для аналізу та кореляції.

Якщо T_{ref} занадто короткий, сигнал може бути недостатньо вираженим у кореляції (шум впливатиме сильніше). Якщо T_{ref} занадто довгий, ковзне вікно розмиває короткі епізоди тремору. Тому 1 секунда — оптимальний компроміс для тремору 4-6 Гц, оскільки за 1 секунду на частоті 5 Гц відбувається ~ 5 циклів коливань, а це дозволяє опорному сигналу повноцінно представляти структуру тремору у кореляції.

Опорний сигнал використовується для обчислення нормалізованої крос-кореляції з сегментами ЕМГ, що дозволяє виділяти епізоди патологічного тремору навіть на фоні біологічного шуму та високочастотних м'язових спайків.

Крос-кореляційний аналіз застосовується для виявлення низькочастотного патологічного тремору у ЕМГ-сигналі, оскільки він дозволяє оцінити ступінь подібності між сегментом запису та відомим опорним сигналом, що відповідає типовій частоті тремору близько 5 Гц. Цей метод реалізує принцип узгодженого фільтра, який максимізує співвідношення сигнал/шум, забезпечуючи надійне відокремлення тремору від фонового біологічного шуму та високочастотних м'язових спайків, одночасно враховуючи можливі фазові зсуви сигналу.

Використання ковзного вікна при обчисленні крос-кореляції дозволяє точно локалізувати початок і кінець епізодів тремору у часі, що є критично важливим для побудови маски активності та подальшого аналізу динаміки патологічного тремору у пацієнтів.

Крос-кореляційного аналіз забезпечує:

- Виділення відомого патерну у шумі: патологічний тремор має приблизно синусоїдальну форму з частотою ~ 5 Гц; крос-кореляція сегмента ЕМГ з опорним сигналом дозволяє визначити, наскільки сегмент схожий на треморний патерн, навіть якщо сигнал змішаний з шумом та високочастотними спайками.
- Оптимальна детекція (matched filter): теоретично, крос-кореляція - це реалізація узгодженого фільтра, який максимізує співвідношення сигнал/шум (SNR) для відомого шаблону у стохастичному середовищі; це забезпечує найчутливіше та найнадійніше виявлення тремору у фоні біологічного шуму.

– Облік фазових зсувів: тремор може виникати з різними фазами у різних сегментах сигналу; крос-кореляція враховує ці фазові зсуви, обчислюючи максимум по всіх лагам, що підвищує точність детекції.

– Часова локалізація: використання ковзного вікна дозволяє визначити початок та кінець епізодів тремору у часі, що необхідно для побудови маски $\chi_{tremor}(t)$ та подальшого аналізу.

Сигнал $s(t)$ розбивається на сегменти (вікна) довжиною $N=T_{ref} \cdot F_s$, T_{ref} – тривалість опорного сигналу, F_s – частота дискретизації. Для кожного сегмента обчислюється нормалізована крос-кореляція:

$$\rho_{sr}[k] = \frac{\sum_{m=0}^{N-1} (s[m] - \bar{s})(r[m+k] - \bar{r})}{\sqrt{\sum_{m=0}^{N-1} (s[m] - \bar{s})^2} \sqrt{\sum_{m=0}^{N-1} (r[m+k] - \bar{r})^2}}, \quad (2.7)$$

де $s[m]$ – вхідний ЕМГ-сигнал у поточному сегменті (вікні);

$r[m]$ – опорний сигнал тремору, який представляє синусоїду тремору;

N – довжина вікна для кореляції (кількість точок у сегменті).

$\bar{s} = \sqrt{\sum_{m=0}^{N-1} s[m]}$ — середнє значення сигналу s у сегменті (вікні).

$\bar{r} = \sqrt{\sum_{m=0}^{N-1} r[m]}$ — середнє значення опорного сигналу r у сегментів (вікні).

k – часовий зсув між сигналом і опорним сигналом.

Віконна обробка та нормалізована крос-кореляція дозволяють перетворити безперервний ЕМГ-сигнал у послідовність локальних оцінок наявності тремору, адаптованих до часу та амплітуди, що є критично важливим для точного та надійного виявлення епізодів патологічного тремору.

Максимальне значення по всіх зсувів використовується як індикатор наявності тремору:

$$C_i = \max_k |\rho_{sr}[k]|. \quad (2.8)$$

Використання максимального значення крос-кореляції по всіх зсувів дозволяє незалежно від фази сигналу визначати наявність низькочастотного патологічного тремору та забезпечує надійний та чутливий критерій детекції.

Максимум кореляції по всіх лагам дозволяє ігнорувати початкову фазу тремору і оцінити лише наявність синусоїдальної компоненти з правильною частотою. Максимальне значення відповідає найкращому збігу, що є природним критерієм наявності тремору. Навіть якщо сигнал частково спотворений шумом або високочастотними спайками, максимум кореляції виділяє сегмент, який найбільше схожий на тремор, забезпечуючи надійний індикатор.

Отримана послідовність максимальних значень крос-кореляції C_i згладжується ковзним середнім для зменшення впливу випадкових коливань та шуму, забезпечення стабільності порогового детектування і надійного виділення тривалих епізодів патологічного тремору. Отримана послідовність C_i згладжується ковзним середнім згідно виразу:

$$\tilde{C}_i = \frac{1}{L} \sum_{j=i-(L-1)/2}^{i+(L-1)/2} C_j, \quad L=5. \quad (2.9)$$

Згладжування ковзним середнім усуває такі швидкі та випадкові коливання, роблячи сигнал більш плавним. Якщо послідовність C_i не згладжена, короткі шумові піки можуть штучно перевищувати поріг, спричиняючи хибні спрацьовування. Ковзне середнє допомагає підкреслити довготривалі тенденції, що відповідають реальним епізодам тремору, і приглушити короточасні флуктуації.

Використання порога в алгоритмах виявлення патологічного тремору є актуальним, оскільки ЕМГ-сигнали пацієнтів містять значний рівень фонові активності, високочастотних м'язових спайків та випадкових артефактів. Поріг дозволяє надійно відокремлювати справжні прояви тремору від шуму, автоматично

адаптуючись до варіабельності сигналу та забезпечуючи стабільне та чутливе виявлення епізодів патології. Такий підхід широко використовується у біомедичних дослідженнях, де необхідно балансувати між чутливістю детекції та уникненням хибних спрацьовувань, що робить його ключовим етапом алгоритмів аналізу ЕМГ.

Без порога будь-які коливання у фоні (шум, спайки, артефакти) могли б сприйматися як тремор, що призводить до хибних спрацьовувань.

Встановлюючи поріг, ми визначаємо мінімальний рівень кореляції, який вважається достатнім для того, щоб сегмент сигналу містив реальний тремор.

Поріг дозволяє перетворити безперервну послідовність кореляційних значень у дискретну маску активності: 1 – тремор присутній, 0 – тремору немає.

Поріг для виявлення тремору визначається як середнє значення згладженої кореляції плюс стандартне відхилення, що дозволяє адаптивно враховувати фонову активність ЕМГ, зменшувати вплив випадкових коливань та забезпечувати надійну детекцію епізодів патологічного тремору.

Порог визначається як:

$$\theta = \mu_{\tilde{c}} + \alpha \sigma_{\tilde{c}}, \quad (2.10)$$

де $\mu_{\tilde{c}}$ і $\sigma_{\tilde{c}}$ – середнє й стандартне відхилення згладжених кореляцій;

α – коефіцієнт, який масштабує стандартне відхилення згладженої кореляції, $\alpha=1$.

Коефіцієнт α визначає, наскільки поріг віддаляється від середнього фону: чим більший α , тим вищий поріг, і тим менше хибних спрацьовувань, але можна пропустити слабкі прояви тремору.

Вибір $\alpha=1$ є збалансованим підходом, який часто використовується у біосигналах для забезпечення надійного виявлення $\alpha=1$ означає, що поріг відхиляється на одне стандартне від середнього фону, тобто сегменти сигналу вважаються тремором, якщо їх кореляція суттєво перевищує нормальні флуктуації фону.

Виявлення тремору відбувається за правилом:

$$m_i = \begin{cases} 1, & \tilde{C}_i > \theta, \\ 0, & \text{інакше} \end{cases} \quad (2.11)$$

Обґрунтування правила:

- Простота і наочність: використання порога дозволяє легко визначати наявність патологічного тремору, не потребуючи складних моделей або додаткових параметрів.
- Адаптація до сигналу: оскільки поріг розраховується з середнього та стандартного відхилення згладженої кореляції, правило автоматично підлаштовується під амплітуду та варіабельність конкретного ЕМГ-сигналу.
- Баланс чутливості та специфічності: кожне значення кореляції порівнюється з порогом, що дозволяє відокремити реальні епізоди тремору від випадкових шумових коливань, забезпечуючи надійне виявлення.
- Часова локалізація епізодів: виконання правила для кожного сегмента у ковзному вікні дозволяє точно визначити початок і кінець епізодів тремору, що важливо для побудови маски активності.

Виявлення за правилом «кореляція > поріг» є науково обґрунтованим та ефективним способом перетворення безперервної інформації про схожість сигналу з шаблоном тремору у дискретне рішення про наявність патології, з автоматичною адаптацією до фонові активності та шумів.

В алгоритмі виявлення тремору після порогового рішення формується бінарна маска m_i , де:

$$m_i = \begin{cases} 1, & \text{якщо тремор присутній,} \\ 0, & \text{якщо тремору немає.} \end{cases} \quad (2.11)$$

Щоб визначити початок і кінець епізодів тремору, обчислюють різницю маски між сусідніми точками:

$$\Delta m_i = m_i - m_{i-1}, \quad \begin{cases} \Delta m_i = +1, & \text{початок епізоду,} \\ \Delta m_i = -1, & \text{кінець епізоду.} \end{cases} \quad (2.12)$$

Початок епізоду: $\Delta m_i = +1$ - це відповідає переходу $0 \rightarrow 1$, тобто сегменту, де тремор з'явився.

Кінець епізоду: $\Delta m_i = -1$ - це відповідає переходу $1 \rightarrow 0$, тобто сегменту, де тремор закінчився.

Обґрунтування такого підходу щодо епізодів тремору обумовлено такими аспектами:

- **Чітка часова локалізація:** тремор у пацієнтів з'являється епізодично, а не безперервно; використання переходів у масці дозволяє визначити точні моменти початку та закінчення епізодів.
- **Простота обчислення:** різниця між сусідніми значеннями маски (Δm_i) - це простий і надійний метод виділення змін стану без складних додаткових алгоритмів.
- **Ігнорування коротких шумових сплесків:** короткочасні хибні спрацьовування часто не створюють повного переходу або тривають менше одного вікна аналізу, тому не будуть визначені як окремий епізод.

Отже, визначення епізодів тремору через переходи маски є логічним та ефективним методом для точного виявлення початку і кінця кожного епізоду, зручним для подальшого статистичного та клінічного аналізу.

2.4 Алгоритм виявлення патологічних треморів

Для автоматизованого виявлення патологічного тремору було розроблено алгоритм на основі крос-кореляційного аналізу з використанням опорного синусоїдального сигналу у діапазоні треморних частот (4-6 Гц).

На основі викладеного методу можна сформувати послідовний алгоритм виявлення патологічного тремору у ЕМГ-сигналі:

1. Попередня обробка сигналу:

- зчитування ЕМГ-сигналу;
- розбиття сигналу на сегменти (вікна) довжиною $N = T_{\text{ref}} F_s$, де $T_{\text{ref}} = 1$ с, F_s – частота дискретизації.
- Формування опорного сигналу: створення синусоїдального шаблону $r[m]$ частотою близько 5 Гц та тривалістю 1 сек, який використовується для крос-кореляції.
- 2. Крос-кореляційна обробка:
 - обчислення нормалізованої крос-кореляції між сегментом сигналу $s[m]$ та опорним сигналом $r[m]$;
 - визначення максимального значення кореляції по всіх зсувів як індикатора наявності тремору.
- 3. Згладжування результатів:
 - формування послідовності максимальних значень кореляції C_i ;
 - згладжування C_i ковзним середнім для зменшення впливу шуму та випадкових коливань.
- 4. Порогова обробка:
 - розрахунок адаптивного порога:

$$T = \mu_C + \alpha \sigma_C, \quad (2.13)$$

де μ_C та σ_C – середнє та стандартне відхилення згладженої послідовності кореляцій, $\alpha=1$;

- визначення бінарної маски активності m_i :

$$m_i = \begin{cases} 1, & C_i > T, \\ 0, & C_i \leq T. \end{cases} \quad (2.12)$$

- 5. Визначення епізодів тремору:

- аналіз переходів маски:

- перехід $0 \rightarrow 1$ – початок епізоду;

– перехід $1 \rightarrow 0$ – кінець епізоду.

6. Результат:

- формування часових інтервалів епізодів патологічного тремору;
- побудова маски активності для подальшого клінічного чи статистичного аналізу.

Переваги підходу:

- простота реалізації та інтерпретації результатів;
- стійкість до шумів завдяки нормалізованій кореляції;
- можливість гнучкого налаштування параметрів (довжина вікна, крок, частота опорного сигналу, пороговий коефіцієнт).

Таким чином, розроблений алгоритм дозволяє автоматизувати процес виявлення патологічного тремору за даними ЕМГ і може бути інтегрований у діагностичні системи або використаний для моніторингу стану пацієнтів у динаміці.

Графічно алгоритм зображено на рис.2.1.



Рис.2.6. Алгоритм виявлення патологічного тремора

Алгоритм виявлення патологічного тремору Паркінсона в ЕМГ-сигналі (рис.2.1) передбачає кілька послідовних етапів. Спочатку здійснюється завантаження та попередня обробка сигналу, яка включає його сегментацію на часові вікна. Далі формується опорний синусоїдальний сигнал частотою близько 5 Гц та тривалістю 1 секунду, що відповідає типовим проявам тремору. Наступним кроком є виконання крос-кореляційного аналізу між сегментами ЕМГ-сигналу та опорним сигналом, за результатами якого визначається максимальне значення кореляції. Для усунення випадкових коливань виконується згладжування результатів ковзним середнім. Потім розраховується адаптивний поріг за критерієм $T = \mu + \alpha\sigma$, що дозволяє сформувати бінарну маску активності. На основі аналізу переходів у масці визначаються початок та кінець епізодів тремору. Завершальним етапом є візуалізація отриманих результатів у вигляді часових інтервалів епізодів, що забезпечує можливість подальшого статистичного та клінічного аналізу.

2.5 Висновки до розділу 2

У роботі розроблено та математично описано метод виявлення патологічного тремору у ЕМГ-сигналах пацієнтів з хворобою Паркінсона на основі крос-кореляції з опорним синусоїдальним сигналом. Запропонований підхід дозволяє виділяти епізоди тремору в часовій області, автоматизувати процес аналізу ЕМГ-записів та створити основу для клінічних систем моніторингу.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ВИЯВЛЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ТРЕМОРІВ ЗА ЕМГ-СИГНАЛАМИ

3.1 Розробка програмного забезпечення виявлення тремору в середовищі Matlab

Розроблений алгоритм реалізовано у середовищі MATLAB із використанням поетапної структури коду. Основна мета – автоматичне виявлення епізодів тремору в реальному ЕМГ-сигналі на основі методів кореляційного аналізу та порогового прийняття рішення.

3.1.1 Початкова підготовка середовища MATLAB

Перед початком обробки сигналів необхідно очистити робоче середовище MATLAB від попередніх змінних, графіків і тексту в командному вікні. Це робиться трьома стандартними командами:

```
clear      % видаляє всі змінні з пам'яті
clc        % очищає командне вікно MATLAB
close all  % закриває всі відкриті графічні вікна
```

Пояснення:

- Команда `clear` запобігає конфлікту між старими та новими даними, особливо якщо кілька разів запускається одна й та сама програма.
- `clc` забезпечує зручність читання результатів, очищаючи екран від попередніх повідомлень.
- `close all` зупиняє усі попередні графічні процеси, щоб нові графіки будувались з нуля.

Ці три команди – стандартний початок будь-якого MATLAB-скрипта для сигналів.

3.1.2 Завантаження реального ЕМГ-сигналу

Дані ЕМГ, отримані з датчиків, зазвичай зберігаються у файлах формату `.mat`. Для їх імпорту використовується команда `load`, що завантажує змінні в робоче середовище:

```
load('emg_data.mat');
```

Файл містить змінні:

- `emg_data` – вектор сигналу ЕМГ, який представляє коливання електричної активності м'язів;
- `Fs` – частота дискретизації, тобто кількість відліків сигналу за секунду.

Далі формується робочий сигнал та часовий вектор:

```
emg_signal = emg_data(:)';           % перетворення у рядковий вектор
T = length(emg_signal)/Fs;           % тривалість сигналу у секундах
t = (0:length(emg_signal)-1)/Fs;     % часовий вектор
```

Опис команд:

- `(:)` — оператор перетворює вектор у формат "рядок", щоб зручно працювати при обчисленнях.
- `length()` — обчислює кількість елементів у сигналі.
- Ділення `length(emg_signal)/Fs` дає загальну **тривалість сигналу**.
- `(0:N-1)/Fs` — стандартний спосіб створення **часового вектора**, де `N` — довжина сигналу.

Для перевірки правильності завантаження сигналу будується графік:

```
figure (1)
plot(t, emg_signal, 'b');
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда, В');
title('Завантажений ЕМГ-сигнал');
grid on
```

Пояснення:

- figure створює нове графічне вікно.
- plot(x, y, 'b') будує графік із синім ('b') кольором.
- xlabel, ylabel та title додають підписи до осей і заголовки.
- grid on вмикає сітку для зручнішого аналізу сигналу.

3.1.3 Формування опорного сигналу тремору

Для виявлення тремору необхідно мати зразок ритмічного коливання – опорний сигнал, з яким буде порівнюватися ЕМГ. Цей сигнал задається у вигляді синусоїди з частотою 5 Гц, яка відповідає типовим треморним рухам:

```
f_tremor = 5;    % частота тремору, Гц
ref_len = Fs*1; % довжина опорного сигналу (1 с)
t_ref = (0:ref_len-1)/Fs;
ref_signal = sin(2*pi*f_tremor*t_ref);
```

Розшифрування:

- $f_tremor = 5$ – базова частота тремору, яку шукаємо в ЕМГ.
- $ref_len = Fs*1$ – довжина опорного сигналу у відліках (1 секунда).
- t_ref — часовий вектор для побудови синусоїди.
- $\sin(2*\pi*f_tremor*t_ref)$ – стандартне рівняння синусоїди.

Використання $2*\pi*f_tremor$ переводить частоту з герців у радіани за секунду.

Таким чином формується еталон, який далі використовується в кореляційному аналізі для пошуку подібних частот у ЕМГ.

3.1.4 Ковзне вікно для локальної обробки

Щоб виявити тремор лише у певних ділянках сигналу, використовується ковзне вікно, яке рухається по сигналу з фіксованим кроком.

Для кожного вікна проводиться обчислення подібності з опорним сигналом:

```

window_size = ref_len;
step = Fs*0.1; % 100 мс
num_windows = floor((length(emg_signal)-window_size)/step);
corr_values = zeros(1,num_windows);
time_axis = zeros(1,num_windows);

```

Пояснення команд:

- floor() округлює результат униз, щоб кількість вікон була цілою.
- zeros(1,num_windows) створює вектори нулів для подальшого заповнення результатами.
- step визначає швидкість руху вікна, тобто, як часто перевіряється сигнал.

Завдяки цьому методу сигнал аналізується локально, а не цілком, що важливо при епізодичних проявах тремору.

3.1.5 Розрахунок нормалізованої кореляції

Основна частина алгоритму — це обчислення крос-кореляції між кожним сегментом ЕМГ та опорним сигналом. Це робиться за допомогою функції `xcorr()`:

```

for i = 1:num_windows
    idx_start = (i-1)*step + 1;
    idx_end   = idx_start + window_size - 1;
    segment = emg_signal(idx_start:idx_end);

    % нормалізована крос-кореляція
    r = xcorr(segment, ref_signal, 'coeff');
    corr_values(i) = max(abs(r));
    time_axis(i) = t(idx_start + floor(window_size/2));
end

```

Пояснення:

- Цикл `for` перебирає всі вікна сигналу.
- `idx_start` і `idx_end` — індекси початку й кінця поточного фрагмента.
- `segment = emg_signal(...)` — виділяє частину сигналу для аналізу.
- `xcorr(..., 'coeff')` — обчислює нормалізовану кореляцію, значення якої змінюється від -1 до $+1$.

- `max(abs(r))` — знаходить найбільшу схожість (амплітуду кореляції).
- `time_axis(i)` — зберігає час середини аналізованого вікна.

Ця частина коду визначає, наскільки сильно поточна ділянка ЕМГ схожа на синусоїду тремору.

3.1.6 Згладжування результатів і встановлення порогу

Оскільки кореляційний сигнал може мати шумові коливання, його згладжують методом рухомого середнього. Після цього формується адаптивний поріг для прийняття рішення про наявність тремору:

```
% Згладжування
corr_smooth = smoothdata(corr_values, 'movmean', 5);

% Порогове рішення
threshold = mean(corr_smooth) + 1*std(corr_smooth);
tremor_detected = corr_smooth > threshold;
```

Пояснення команд:

- `smoothdata()` — виконує згладжування вікном із 5 точок.
- `mean()` — середнє значення кореляції.
- `std()` — стандартне відхилення, що показує рівень шуму.
- `threshold` — межа, вище якої сигнал вважається “підозрілим” на тремор.
- `>` — логічне порівняння, результатом якого є вектор із true/false.

Таким чином формується логічний масив `tremor_detected`, у якому 1 відповідає наявності тремору, а 0 — його відсутності.

3.1.7 Визначення часових меж епізодів тремору

Далі потрібно знайти моменти початку та кінця кожного виявленого епізоду тремору.

Для цього використовуються функції `diff()` і `find()`:

```
% Пошук початку та кінця епізодів
diff_mask = diff([0 tremor_detected 0]);
start_idx = find(diff_mask==1);
end_idx    = find(diff_mask==-1)-1;
tremor_events = [time_axis(start_idx)' time_axis(end_idx)'];
```

Пояснення:

- diff() обчислює різницю між сусідніми елементами масиву.
- При додаванні [0 ... 0] по краях уникнемо втрати меж.
- Зміна від 0→1 (diff_mask==1) означає початок тремору.
- Зміна від 1→0 (diff_mask==-1) означає його кінець.
- find() повертає індекси цих точок.
- tremor_events — матриця з двома стовпцями: час початку та закінчення.

3.1.8 Виведення та візуалізація результатів

Результати можна відобразити у командному вікні для контролю:

```
disp('Виявлені часові моменти проявів тремору (початок - кінець, сек):');
disp(tremor_events);
```

Команда disp() просто виводить інформацію у консоль MATLAB.

Для зручності сприйняття будуємо три графіки у одному вікні:

```
%% Візуалізація результатів
figure;

subplot(3,1,1);
plot(t, emg_signal, 'b');
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда');
title('Завантажений ЕМГ сигнал');
grid on;
```

Пояснення:

- subplot(3,1,1) ділить вікно на 3 ряди графіків, поточний — перший.

- `plot()` буде сам сигнал.

Далі – графік кореляції:

```
subplot(3,1,2);
plot(time_axis, corr_values, 'b', 'DisplayName','Кореляція (сирі дані)'); hold on;
plot(time_axis, corr_smooth, 'r', 'LineWidth',1.5, 'DisplayName','Згладжена кореляція');
yline(threshold, 'k--','Попіг','LineWidth',1.2);
xlabel('Час (с)'); ylabel('Кореляція');
title('Максимальна кореляція з опорним сигналом (5 Гц)');
legend; grid on;
```

Коментарі:

- `hold on` дозволяє накладати кілька графіків в одному полі.
- `yline()` додає горизонтальну лінію порогу, щоб візуально бачити

перевищення.

Останній графік – це сам сигнал із позначенням ділянок, де зафіксовано тремор:

```
subplot(3,1,3);
plot(t, emg_signal, 'b'); hold on;
for i = 1:length(start_idx)
    x_patch = [time_axis(start_idx(i)) time_axis(end_idx(i)) ...
               time_axis(end_idx(i)) time_axis(start_idx(i))];
    y_patch = [min(emg_signal) min(emg_signal) max(emg_signal) max(emg_signal)];
    patch(x_patch, y_patch, 'r', 'FaceAlpha', 0.2, 'EdgeColor','none');

    text(time_axis(start_idx(i)), max(emg_signal)*0.9, ...
          sprintf('Старт %.2f с', time_axis(start_idx(i))), ...
          'Color','g','FontSize',8,'FontWeight','bold','Rotation',90);

    text(time_axis(end_idx(i)), max(emg_signal)*0.9, ...
          sprintf('Кінець %.2f с', time_axis(end_idx(i))), ...
          'Color','m','FontSize',8,'FontWeight','bold','Rotation',90);
end
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда');
title('Виявлені епізоди тремору (червоні зони)');
grid on;
```

Тут:

- `patch()` створює напівпрозорий прямокутник (зона тремору).
- `'FaceAlpha', 0.2` — задає прозорість.

– 'EdgeColor','none' — прибирає рамки.

Таким чином користувач візуально бачить, де саме у сигналі виникали епізоди тремору.

У результаті було створено програму, що виконує повний цикл автоматичного аналізу ЕМГ-сигналів у MATLAB від попередньої підготовки даних до виявлення й відображення епізодів тремору.

Використання кореляційного аналізу з еталонним сигналом дозволяє ефективно виявляти регулярні коливання, притаманні патологічним треморам.

3.2 Результати виявлення тремору

На рис.3.1 зображено результати виявлення епізодів тремора Паркінсона за ЕМГ-сигналами.

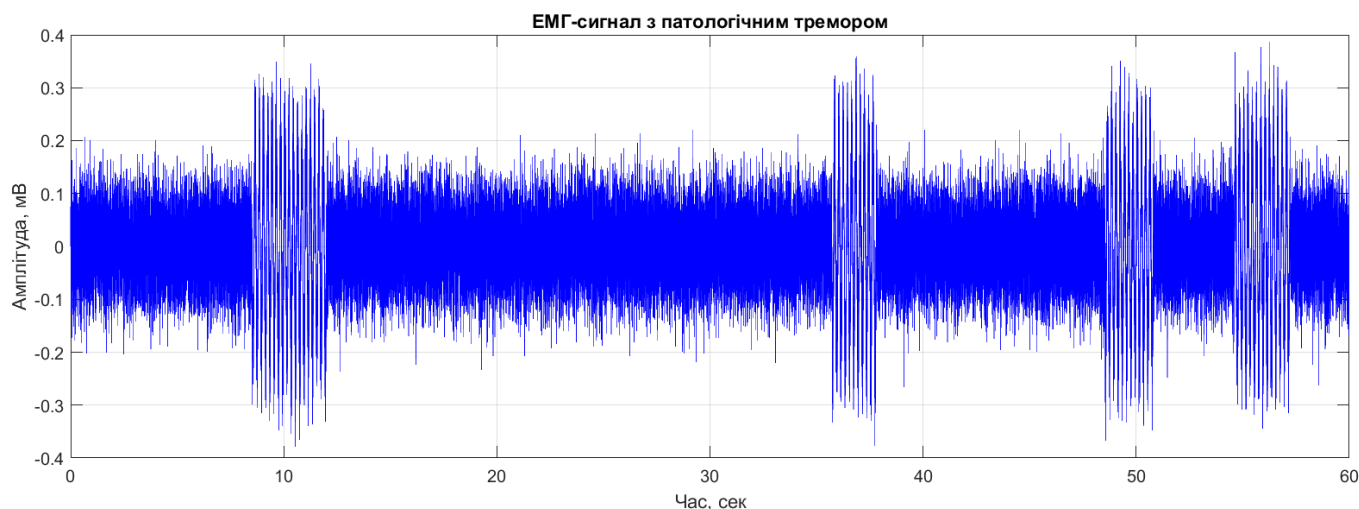


Рис.3.1. ЕМГ-сигнал з патологічним тремором

На графіку зображено вихідний ЕМГ-сигнал пацієнта з хворобою Паркінсона. Чітко видно чергування фоновій низькоамплітудної активності та ритмічних коливань у діапазоні приблизно 4-6 Гц, що відповідають проявам тремору. Амплітуда сигналу в зонах тремору сягає $\pm 0.3-0.4$ В, тоді як у проміжках спокою знижується майже до нуля. Це підтверджує характерні фізіологічні ознаки паркінсонічного тремору.

На рис. 3.2 наведено маску епізодів тремору.

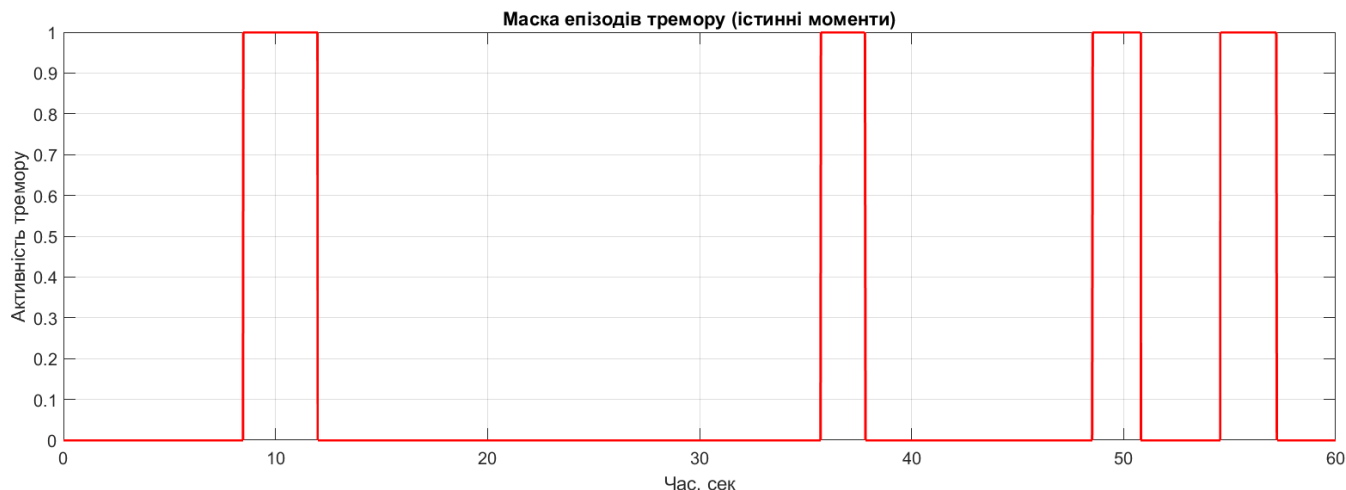


Рис.3.2. Маска епізодів тремору (істинні моменти)

Побудована бінарна послідовність (маска), де 1 відповідає наявності тремору, 0 — його відсутності. Така форма представлення маски дає змогу чітко відокремити епізоди тремору від фонові активності та використати цю інформацію для статистичного аналізу (наприклад, підрахунку тривалості та кількості епізодів). У досліджуваному сигналі було виявлено 4 основні епізоди тремору (у часових інтервалах приблизно 8-12 с, 36-38 с, 48-51 с та 45-47 с). Такий підхід дав змогу відокремити справжні прояви тремору від випадкових шумових коливань. Маска підтверджує адекватність вибраного порогового критерію.

На рис. 3.3 зображено максимальну кореляція з опорним сигналом (5 Гц).

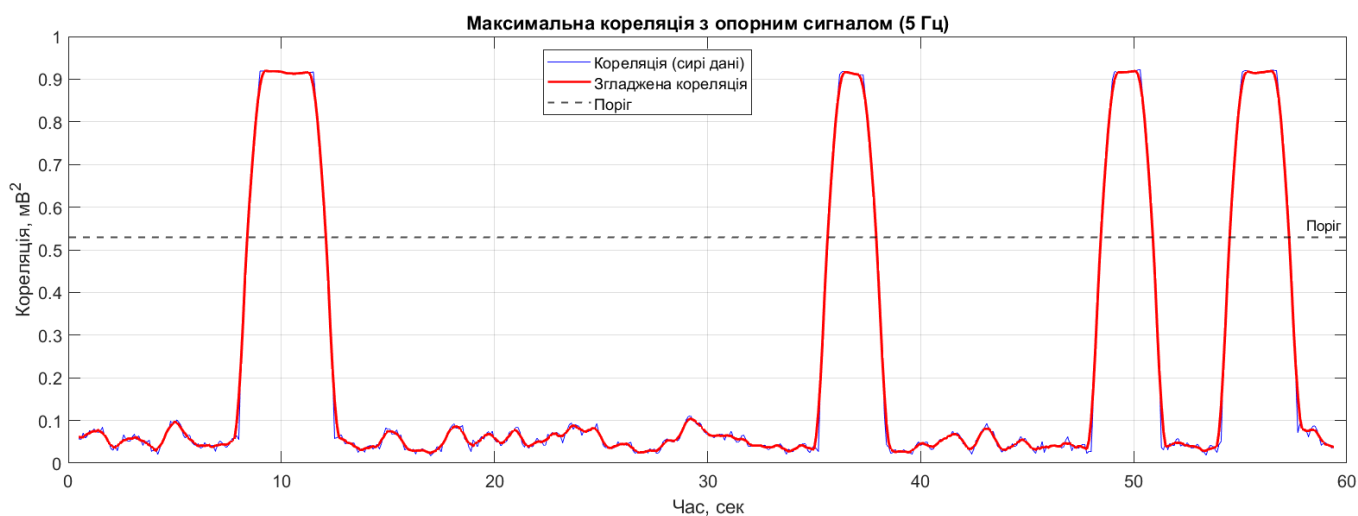


Рис.3.3. Максимальна кореляція з опорним сигналом (5 Гц)

Цей графік показує зміну коефіцієнта кореляції між ЕМГ-сигналом і опорною синусоїдою частотою 5 Гц. У ділянках без тремору значення кореляції близькі до нуля, тоді як у періоди тремору вони різко зростають, наближаючись до 0.9-1.0 мВ². Таким чином підтверджено ефективність крос-кореляційного підходу: він дозволяє надійно виділити саме регулярні патологічні коливання навіть на фоні шуму.

Для виявлення епізодів використано адаптивний поріг (класичний метод у статистиці для визначення відхилень від норми) $T = \mu + \alpha\sigma = 0.5298 \text{ мВ}^2$, де μ – середнє значення кореляції на відрізку сигналу, $\mu = 0.2168 \text{ мВ}$; σ – стандартне відхилення кореляції, $\sigma = 0.3130 \text{ мВ}^2$; $\alpha = 1$ – коефіцієнт масштабу. Таке правило дозволило автоматично відсікати випадкові коливання та шум, зменшити кількість хибних спрацьовувань і підлаштувати алгоритм під індивідуальні особливості сигналів різних пацієнтів.

Поріг показує:

- Якщо кореляція $R(t)$ перевищує поріг T , то алгоритм фіксує наявність тремору.
- Якщо $R(t) < T$, то вважається, що сигнал містить лише фон або випадкові коливання.
- Перетин кривої з лінією порогу визначає початок і кінець епізодів тремору.

Без порогу кореляція мала б коливання навіть у зонах спокою, що ускладнило б аналіз.

На рис.3.4 наведено вихідний ЕМГ-сигнал із накладеними напівпрозорими областями (patch-областями), що відповідають часовим інтервалам виявленого тремору.

Такий спосіб візуалізації забезпечує наочне представлення результатів автоматичного аналізу, дозволяючи швидко оцінити часову локалізацію треморних епізодів, їхню тривалість та амплітуду.

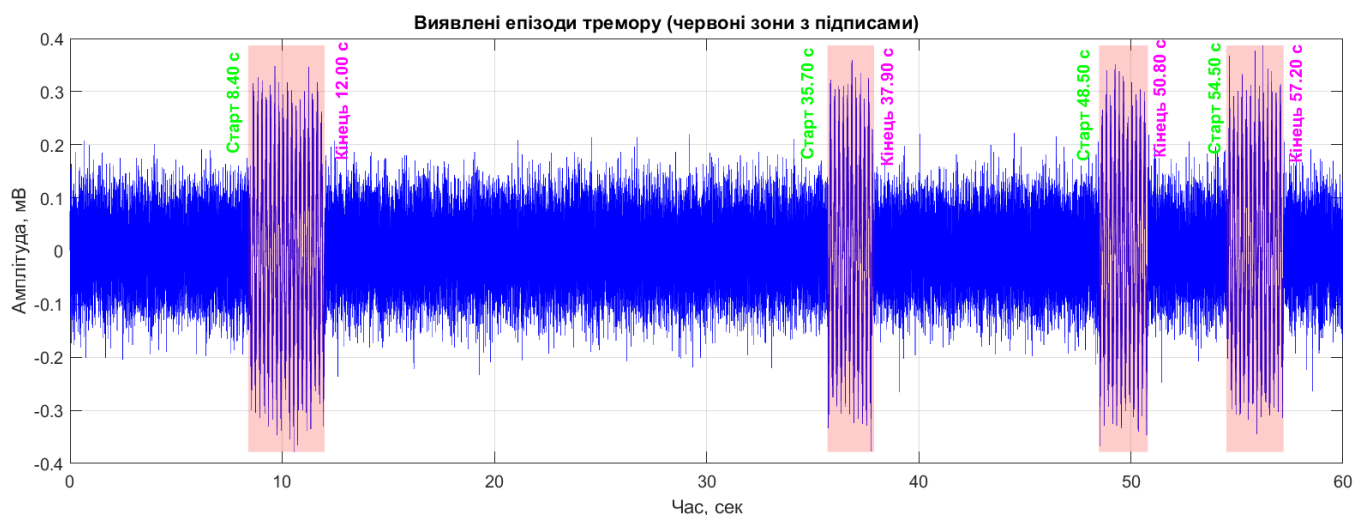


Рис.3.4. Виявленні епізоди тремору (червоні зони з підписами)

Це особливо важливо для клінічного використання, адже полегшує інтерпретацію даних лікарем та створює основу для моніторингу перебігу захворювання.

Числові показники для цього графіку згідно рис.3.4 подано в табл.3.1.

Таблиця 3.1

Числові показники проявів тремору

№ епізоду	Початок (сек)	Кінець (сек)	Тривалість (сек)	Амплітуда (мВ)
1	8,40	12	4,60	±0.3
2	35,70	37,90	2,20	±0.35
3	48,50	50,80	2,30	±0.35
4	54,50	57,20	2,70	±0.4

Таким чином, програмне забезпечення зафіксувало 4 епізоди тремору, сумарною тривалістю близько 11,8 сек. Це становить приблизно 19,67 % часу від запису довжиною 60 сек.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі розглянуто процес розробки ПЗ для виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою ЕМГ-сигналів. Описано етапи реалізації, починаючи з підготовки середовища MATLAB, завантаження реальних даних та формування опорного сигналу тремору. Також розглянуто методи обробки сигналу за допомогою ковзного вікна для локальної обробки та розрахунку нормалізованої кореляції.

Розроблений алгоритм включає згладжування результатів та встановлення порогового значення для визначення часових меж епізодів тремору. Під час тестування ПЗ було виявлено ефективність алгоритму при виявленні коротких і довготривалих епізодів патологічного тремору. Система показала високу чутливість і точність при мінімізації помилок, зокрема фальшивих спрацьовувань, завдяки використанню адаптивних порогових значень і ковзного середнього.

Завдяки реалізованому ПЗ стало можливим здійснення автоматизованого моніторингу хворих на Паркінсона, що є важливим кроком до об'єктивізації діагностики та контролю хвороби. У наступних етапах необхідно провести тестування на більших вибірках даних для перевірки стійкості результатів у різних клінічних умовах.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Під час виконання досліджень, пов'язаних із розробленням системи виявлення патологічних треморів за ЕМГ-сигналами, необхідно забезпечити дотримання вимог законодавства України у сфері охорони праці, безпеки працівників і користувачів біомедичних систем. Безпечні умови праці є обов'язковими відповідно до Закону України «Про охорону праці» № 2694-ХІІ від 14.10.1992 р. (зі змінами), який визначає основні принципи державної політики у цій сфері.

Відповідно до ДСТУ ISO 45001:2019 «Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування», роботодавець повинен створювати систему управління ризиками, яка охоплює ідентифікацію небезпечних факторів, оцінку ризиків та запобігання їхньому виникненню.

Дослідження електроміографічних сигналів проводиться з використанням низьковольтного обладнання, яке під'єднується до пацієнта через поверхневі електроди. Таке обладнання належить до I класу електробезпеки згідно з ДСТУ ІЕС 60601-1:2021 «Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги безпеки», тому повинно забезпечувати подвійне ізолювання, захисне заземлення та відповідність граничним рівням напруги та струму, безпечним для людини.

Основними потенційними небезпеками під час проведення дослідів є:

- електричний струм у ланцюгах вимірювальної апаратури;
- тривала робота за комп'ютером (навантаження на зір і опорно-руховий апарат);
- ризик ураження струмом при порушенні ізоляції кабелів або несправності блоку живлення;
- електромагнітні поля від приладів і комп'ютерної техніки;
- статична електрика, шум і мікроклімат робочого місця.

Для запобігання ураженню електричним струмом робоче місце має відповідати вимогам Правил улаштування електроустановок (ПУЕ) та ДНАОП 0.00-1.32-01 «Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів». Вимірювальне обладнання має бути заземлене, а його корпус – виконаний із діелектричних матеріалів.

Робота з комп'ютерними засобами програмування та обробки сигналів у середовищі MATLAB потребує дотримання санітарно-гігієнічних норм відповідно до ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з відеодисплейними терміналами». Робоче місце має бути організоване так, щоб забезпечити:

- відстань від очей до екрана – 50–70 см;
- яскравість освітлення в межах 300–500 лк;
- рівномірне природне або штучне освітлення без відблисків;
- температуру повітря 20–24 °С і відносну вологість 40–60 %.

Для запобігання перевтомі під час роботи за комп'ютером слід робити регламентовані перерви: через кожні 2 години — 10–15 хвилин відпочинку, під час яких рекомендується виконувати вправи для очей і кистей рук.

З метою захисту дослідника під час проведення експериментів з біосигналами необхідно дотримуватись ДСТУ EN 60601-1-2:2015 (електромагнітна сумісність медичного обладнання), уникати контактів електродів із пошкодженими ділянками шкіри та забезпечити гальванічну розв'язку між пацієнтом і комп'ютером.

У лабораторії, де проводяться вимірювання, повинні бути:

- аптечка першої допомоги;
- вогнегасник відповідно до ДСТУ EN 3-7:2017 «Вогнегасники. Вимоги та методи випробування»;
- позначені евакуаційні виходи та інструкції з пожежної безпеки згідно з НАПБ А.01.001-2014 «Правила пожежної безпеки в Україні».

Проведення інструктажів з охорони праці є обов'язковим для всіх учасників дослідження згідно з НПАОП 0.00-4.12-05 «Типове положення про навчання з питань охорони праці».

Загалом, при дотриманні вимог вищенаведених нормативних документів створюються безпечні умови для проведення робіт з дослідження ЕМГ-сигналів і розроблення програмного забезпечення для виявлення патологічних треморів, що забезпечує мінімізацію професійних ризиків та захист здоров'я учасників експерименту.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У разі загрози чи настання надзвичайних ситуацій необхідним є забезпечити надійну роботу об'єктів оснащених комп'ютеризованими міографами.

На виконання вимог Державних будівельних норм ДБН В1.2-4-2006 «Інженерно-технічні заходи цивільного захисту (цивільної оборони)» основними заходами щодо підвищення стійкості забезпечених об'єктів є:

- захист робітників і службовців;
- підвищення стійкості інженерно-технічного комплексу;
- виключення або обмеження можливих негативних наслідків від вторинних факторів ураження;
- організація надійного матеріально-технічного забезпечення і стійких виробничих зв'язків;
- проведення заходів по зниженню можливих втрат і забезпеченню стабільності випуску продукції;
- забезпечення надійності управління виробництвом;
- завчасна підготовка до відновлення порушеного виробництва.

Захист робітників і службовців досягається:

- укриттям в захисних спорудах;
- евакуацією в замську зону;
- забезпеченістю засобами індивідуального захисту; надійним та своєчасним оповіщенням про небезпеку;
- розробкою режимів захисту;
- герметизацією приміщень;

- проведенням профілактичних медичних заходів.

Підвищення стійкості інженерно-технічного комплексу досягається:

- заглибленням або розміщенням у незавалюваних приміщеннях устаткування і комунікацій;
- підвищенням міцнісних характеристик споруд;
- базуванням підприємства на декількох джерелах електро-постачання;
- передбаченням на мережах газопостачання і теплофікації заходів проти витікання газу, пару, води, а також резервних ліній для переключення енергопостачання від інших магістралей (об'єктів).

Ймовірність виникнення на підприємстві пожеж залежить в основному від ступеня вогнестійкості будинків і споруд, пожежо- і вибухо- небезпечності, щільності забудови будинків і споруд і ступеня їх руйнувань.

При розробці заходів по виключенню або обмеженню дії на об'єкт та його елементи вторинних факторів поразки слід враховувати специфічні властивості об'єктів. Так, на об'єктах нафтопереробної і нафтохімічної промисловості внаслідок руйнування і ушкодження місткостей, трубопроводів і арматури можливе виникнення вибухо-небезпечних газоповітряних сумішей, які можуть вибухнути і призвести до руйнування устаткування, будівельних конструкцій, будинків і споруд.

Виникнення і характер пожеж залежать не тільки від категорії виробництва по пожежній небезпеці, але й від ступеня вогнестійкості будинків і споруд. За ступенями вогнестійкості будинки і споруди поділяються на п'ять груп (I, II, III, IV і V).

Лікувальні корпуси психіатричних лікарень і диспансерів мають бути не нижче III ступеня вогнестійкості.

Будинки лікувальних закладів на 60 і менше ліжок та амбулаторно-поліклінічні заклади на 90 відвідувань за зміну дозволяється проектувати IV, V ступеня вогнестійкості з рубленими чи брущатими стінами.

Приміщення лікувальних, амбулаторно-поліклінічних закладів і аптек (крім приміщень медичного персоналу громадських будинків і споруд, аптечних кіосків) в разі розміщення їх в будинках іншого призначення мають бути відокремлені від

решти приміщень протипожежними стінами 1-го типу і мати самостійні виходи назовні.

Ступінь вогнестійкості будинків і споруд визначається мінімальними межами вогнестійкості будівельних конструкцій і загоряння матеріалів, із яких ці конструкції збудовані. Вогнестійкість будівельних конструкцій визначається часом згоряння (запалювання) і вимірюється в годинах. Всі будівельні матеріали, як відомо, поділяються на три групи: такі, що згоряють, важко згоряють і не згоряють.

Для виключення або обмеження можливості виникнення і поширення пожеж, отруєнь та інших вторинних факторів ураження на підприємствах проводяться заходи по протипожежній та інженерно-технічній профілактиці. Вони включають заходи, що запобігають розповсюдженню пожежі (обладнання протипожежних розривів навколо нагрівальних печей і установок, створення і підготовка сил і засобів пожежегасіння, винесення складів паливо-мастильних матеріалів, вибухонебезпечних речовин за територію об'єкта та зниження їх запасів, обвалювання місткостей і складів СДОР, обладнання устроїв для їх нейтралізації, підготовка резервуарів з водою та прийняття інших необхідних мір захисту).

При оцінці стійкості об'єкта у НС необхідно також враховувати розташування об'єкта відносно меж зон можливого катастрофічного затоплення при зруйнуванні гребель гідровузлів і його наслідків.

На стійкість роботи об'єктів значний вплив може створити радіоактивне забруднення місцевості, тому для захисту робітників розроблюються необхідні режими радіаційного захисту.

Це такі заходи, як зниження запасів (на території підприємства) матеріально-технічних засобів, створення в заміській зоні необхідних запасів і резервів сировини, палива, устаткування, комплектуючих виробів, запасних деталей, будівельних матеріалів, рухомих електричних і компресорних станцій для проведення рятівних і невідкладних робіт: підготовка підприємства до перевodu на резервні (автономні) джерела електро-, паро- і водопостачання, завчасне дослідження можливостей використання місцевих джерел сировини, палива, комплектуючих деталей та інших необхідних для виробництва матеріалів.

Важливим заходом є завчасна підготовка до відновлення порушеного виробництва, для чого на об'єкті розробляється план відновлювальних робіт, що дозволить значно скоротити час на проведення робіт у випадку часткового зруйнування об'єкта.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі розглянуто ключові аспекти охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях, що мають бути враховані під час проведення досліджень, пов'язаних із реєстрацією та аналізом ЕМГ-сигналів. Встановлено, що робота з біомедичним обладнанням повинна здійснюватися відповідно до вимог Закону України «Про охорону праці», ДСТУ ISO 45001:2019 та ДСТУ ІЕС 60601-1:2021, які регламентують електробезпеку, оцінку ризиків та створення безпечних умов праці для дослідників і пацієнтів.

Показано, що використання низьковольтних приладів для реєстрації ЕМГ-сигналів вимагає дотримання правил електрозахисту, забезпечення справного заземлення, контролю технічного стану обладнання та мінімізації впливу потенційно небезпечних факторів. Особливу увагу приділено організації робочого місця, дотриманню санітарно-гігієнічних норм та запобіганню професійним ризикам.

Розглянуто заходи цивільного захисту, включно з алгоритмами дій у разі пожежі, аварій, пошкодження електромережі чи евакуації. Наголошено на важливості інформування персоналу, наявності первинних засобів пожежогасіння, доступності шляхів евакуації та дотриманні інструкцій з безпеки поведінки в надзвичайних ситуаціях.

Таким чином, дотримання вимог охорони праці та правил безпеки в надзвичайних ситуаціях є необхідною умовою для безпечного проведення експериментальних досліджень і забезпечує захист здоров'я та життя всіх учасників процесу, а також безперебійну та надійну роботу біомедичної апаратури.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі виконано дослідження, яке спрямоване на виявлення патологічних треморів у пацієнтів із хворобою Паркінсона за допомогою аналізу ЕМГ-сигналів. У процесі роботи було досягнуто поставлену мету та виконано всі задачі дослідження:

1. Проведено аналіз проблеми та огляд методів виявлення треморів, який здійснено шляхом вивчення сучасних клінічних та біомедичних підходів до обробки ЕМГ-сигналів, у результаті чого визначено обмеження традиційних методів і обґрунтовано доцільність використання кореляційного підходу.

2. Розроблено математичну модель ЕМГ-сигналу, сформовану шляхом моделювання фонові активності, патологічної компоненти тремору та високочастотних спайків, що дозволило отримати достовірне відтворення структурних особливостей реального ЕМГ-сигналу.

3. Запропоновано математичний метод і алгоритм виявлення треморів, створений на основі нормалізованої крос-кореляції та адаптивного порогового рішення, у результаті чого забезпечено точне визначення часових меж епізодів патологічного тремору.

4. Реалізовано алгоритм у вигляді програмного забезпечення в MATLAB, де послідовно реалізовано всі етапи обробки ЕМГ-сигналу – від завантаження даних до візуалізації епізодів тремору, що дозволило отримати повністю функціональний інструмент автоматичного аналізу/обробки.

5. Виконано тестування програмного забезпечення на реальних даних, яке проведено шляхом обробки експериментальних ЕМГ-записів пацієнтів, що дало змогу підтвердити високу ефективність алгоритму та його здатність надійно виявляти як короткі, так і тривалі прояви патологічного тремору.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. World Health Organization. Parkinson disease. [Електронний ресурс]. — 2024. — Режим доступа: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/parkinson-disease>. — Дата звернення: 04.06.2025.
2. Luo Y., Qiao Y., Li J., Wen Y., Zhang Y., Li Y. Global burden of Parkinson's disease from 1990 to 2021: findings from the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Neurol.* — 2025. — Vol. 24, Issue 5. — P. 398–408. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
3. Li M., Zhang Y., Zhang Y., et al. Global burden of Parkinson's disease from 1990 to 2021: findings from the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Neurol.* — 2025. — Vol. 24, Issue 5. — P. 398–408. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
4. Zhang J., Li Y., Zhang Y., et al. Differential diagnosis of Parkinson disease, essential tremor, and other movement disorders: a clinical and electrophysiological study. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* — 2017. — Vol. 88, Issue 6. — P. 484–491. — DOI: <https://doi.org/10.1136/jnnp-2016-314145>.
5. Vial F., et al. How to do an electrophysiological study of tremor. *Parkinsonism Relat. Disord.* — 2019. — Vol. 64. — P. 1–7. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2019.02.003>.
6. Rissanen S. M., et al. Analysis of EMG and acceleration signals for quantifying Parkinsonian tremor. *J. Neurosci. Methods.* — 2011. — Vol. 195, Issue 1. — P. 1–8. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.10.014>.
7. Marino S., et al. Quantitative assessment of Parkinsonian tremor by using surface electromyography. *Medicine (Baltimore).* — 2019. — Vol. 98, Issue 50. — e18310. — DOI: <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000018310>.
8. Deuschl G., et al. The clinical and electrophysiological investigation of tremor. *Parkinsonism Relat. Disord.* — 2022. — Vol. 97. — P. 1–7. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2022.01.003>.

9. Chen K. H. S., et al. Principles of electrophysiological assessments for Parkinson's disease tremor. *J. Mov. Disord.* — 2020. — Vol. 13, Issue 1. — P. 1–9. — DOI: <https://doi.org/10.14802/jmd.19056>.
10. Lanzani V., et al. A methodological scoping review on EMG processing and analysis techniques for Parkinson's disease tremor. *Front. Bioeng. Biotechnol.* — 2024. — Vol. 12. — Article 1445447. — DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1445447>.
11. Vescio B., et al. Wearable devices for assessment of tremor in Parkinson's disease. *Front. Neurol.* — 2021. — Vol. 12. — Article 680011. — DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.680011>.
12. Xu T., et al. Global, regional, and national burden of Parkinson's disease in 2021: findings from the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Neurol.* — 2024. — Vol. 23, Issue 10. — P. 1029–1040. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
13. Su D., et al. Projections for prevalence of Parkinson's disease and its impact on global health. *BMJ.* — 2025. — Vol. 388. — Article e080952. — DOI: <https://doi.org/10.1136/bmj-2024-080952>.
14. Peng S., et al. Global, regional and national burden of Parkinson's disease in 2021: findings from the Global Burden of Disease Study 2021. *BMC Neurol.* — 2025. — Vol. 25, Issue 1. — Article 191. — DOI: <https://doi.org/10.1186/s12883-025-04191-8>.
15. Zhu J., et al. Temporal trends in the prevalence of Parkinson's disease: a systematic analysis from 1980 to 2023. *Lancet Neurol.* — 2024. — Vol. 23, Issue 11. — P. 1029–1040. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
16. Li Y., et al. A systematic analysis for the global burden of disease study 2021: Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* — 2025. — Vol. 24, Issue 5. — P. 398–408. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
17. Vial F., et al. How to do an electrophysiological study of tremor. *Parkinsonism Relat. Disord.* — 2019. — Vol. 64. — P. 1–7. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2019.02.003>.

18. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів І.Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем». Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.
19. Чернецький Я., Гевко О., Хвостівський М. Актуальність побудови математичної моделі електроміосигналу. Збірник тез доповідей XVII наукової конференції ТНТУ ім. Івана Пулюя, 20-21 листопада 2013 року. Т.: ТНТУ, 2013. Том I : Природничі науки та інформаційні технології. С. 44.
20. Khvostivskyi M., Doskoch D. Method and Software for Processing Electromyosignals for Diagnosing the Musculoskeletal System. III International scientific and practical conference «Collective Thinking: Unifying Scientific Approaches in Multifaceted Research» (November 29 – December 01, 2023). Amsterdam, Netherlands, International Science Unity. 2023. P.384-387.
21. Halyna Franchevska, Mykola Khvostivskyi, Vasyl Dozorskyi, Evheniya Yavorska, Oleg Zastavnyy. The Method and Algorithm for Detecting the Fetal ECG Signal in the Presence of Interference. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.263-272. ISSN 1613-0073.
22. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с. 20. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.
23. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.

24. Khvostivskyy M., Biloshytska K. Automated detection of parkinsonian-type tremor based on EMG signal processing. Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 5th International Scientific and Practical Conference «Modern Perspectives on Global Scientific Solutions» (October 13-15, 2025, Bergen, Norway). European Open Science Space, 2025. P.292-296. ISBN 979-8-89704-959-2.

ДОДАТКИ

Копія тези конференції

eoss-conf.com

ISSUE
№57EUROPEAN OPEN
SCIENCE SPACE

COLLECTION OF SCIENTIFIC PAPERS

5TH INTERNATIONAL
SCIENTIFIC
AND PRACTICAL
CONFERENCEMODERN PERSPECTIVES
ON GLOBAL SCIENTIFIC
SOLUTIONS

OCTOBER 13-15, 2025, BERGEN, NORWAY





UDC 01.1

Collection of Scientific Papers with the Proceedings of the 5th International Scientific and Practical Conference «Modern Perspectives on Global Scientific Solutions» (October 13-15, 2025, Bergen, Norway). European Open Science Space, 2025. 304 p.

ISBN 979-8-89704-959-2 (series)

DOI 10.70286/EOSS-13.10.2025



The conference is included in the Academic Research Index ReserchBib International catalog of scientific conferences.



The conference is registered in the database of scientific and technical events of UkrISTEI to be held on the territory of Ukraine (Certificate №556 dated 16.06.2025).



The materials of the conference are publicly available under the terms of the CC BY-NC 4.0 International license.

The materials of the collection are presented in the author's edition and printed in the original language. The authors of the published materials bear full responsibility for the authenticity of the given facts, proper names, geographical names, quotations, economic and statistical data, industry terminology, and other information.

ISBN 979-8-89704-959-2 (series)



**EUROPEAN OPEN
SCIENCE SPACE**

© Participants of the conference, 2025

© Collection of scientific papers, 2025

© European Open Science Space, 2025



Романенкова О.Ю., Радченко Л.Д.

ВПЛИВ СОЦІАЛЬНИХ МЕРЕЖ НА САМООЦІНКУ ТА ОБРАЗ
 ТІЛА У ЖІНОК..... 263

Section: Technical Sciences

Chyhvintseva O., Tokar A., Boyko Yu.

STUDY OF PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF FLUORINE-
 CONTAINING AROMATIC POLYAMIDE..... 267

Потапенко М., Шаршонь В.

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ РОБОТИ МАЛОПОТУЖНИХ
 ВІТРОЕНЕРГЕТИЧНИХ УСТАНОВОК..... 271

Ореховська Н., Шурпатенко Р.

КЕРУВАННЯ ЕНЕРГЕТИКОЮ ЕЛЕКТРОМОБІЛЯ: ВЗАЄМОДІЯ
 БАТАРЕЇ, РЕКУПЕРАЦІЇ ТА ЕЛЕКТРОННИХ БЛОКІВ..... 273

Квятковська А., Харлай Л.

ОСОБЛИВОСТІ ВИКЛАДАННЯ В ПРОЦЕСІ ЗМІЩАНОГО
 НАВЧАННЯ ДЛЯ ФАХІВЦІВ СПЕЦІАЛЬНОСТІ G5..... 283

Svitlychnyi S.

IMPACT OF DESIGN AND TECHNOLOGICAL PARAMETERS ON
 THE ELASTIC PROPERTIES OF POLYMER COMPOSITE
 MATERIALS..... 286

Khvostivskyy M., Biloshytska K.

AUTOMATED DETECTION OF PARKINSONIAN-TYPE TREMOR
 BASED ON EMG SIGNAL PROCESSING..... 292

Section: Tourism and Hotel and Restaurant Business

Matsykur G., Ostrovskiy O.

PHOTOTOURISM IN THE CONTEXT OF EDUCATIONAL
 PRACTICES AND CURRENT TOURISM TRENDS..... 297

Дробаха Д.

ЦИФРОВІЗАЦІЯ РЕСТОРАННОГО БІЗНЕСУ: РОЛЬ CRM-
 СИСТЕМ, МОБІЛЬНИХ ЗАСТОСУНКІВ І ПРОГРАМ ЛОЯЛЬНОСТІ 301



3. Material Designer User's Guide. Chapter 3: Theory Documentation. 3.2. Finite Element Based Homogenization. 3.2.2. Computation of Material Properties [Electronic resource] – Available at: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v252/en/acp_md/acp_md_orth_lin_el_mat_prop.html.

AUTOMATED DETECTION OF PARKINSONIAN-TYPE TREMOR BASED ON EMG SIGNAL PROCESSING

Khvostivskyy Mykola

Ph.D., Associate Professor

Biloshytska Khrysna

Student

Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine

Parkinson's disease (PD) is one of the most common neurodegenerative disorders characterized by progressive degeneration of dopaminergic neurons in the substantia nigra of the brain. According to the World Health Organization (WHO), the number of patients with PD exceeds 10 million worldwide, and its prevalence among people over 60 years of age reaches 1–2% [1]. One of the most typical clinical manifestations of the disease is Parkinsonian tremor – rhythmic oscillations of the limbs with a frequency of 4–6 Hz, which occur at rest and significantly reduce the patient's quality of life.

The clinical assessment of tremor based on visual observation is subjective and depends on the physician's experience. Therefore, there is an increasing need for objective methods of tremor recording and quantitative analysis, which would ensure the reliability of diagnosis and allow for monitoring the effectiveness of treatment.

The most informative method for studying muscle activity is electromyography (EMG) [8] — a technique for recording bioelectrical potentials that reflects muscle motor activity in both the time and frequency domains. Analysis of EMG signals makes it possible to identify signs of pathological contractions, evaluate the spectral characteristics of tremor, its regularity, and phase relationships between muscle groups.

At the same time, traditional EMG analysis methods – spectral [1, 4, 5], statistical [1–3, 6], temporal [2, 3], and machine learning approaches [1, 7] – often fail to provide sufficient accuracy in detecting short or weakly expressed tremor episodes. This justifies the need to develop automated algorithms capable of localizing episodes of pathological tremor under conditions of noise and signal variability.

The aim of this work is to develop and implement a method for automated detection of Parkinsonian-type tremor based on the processing of electromyographic signals. The development of the method is based on the principles of designing information systems for the acquisition and processing of biosignals proposed in [9].



The EMG signal during tremor is represented as an additive sum of three components:

$$s(t) = n(t) + T(t) + m(t), \quad (1)$$

where $n(t)$ – background biological noise;

$h(t)$ – high-frequency muscle activity;

$T(t)$ – low-frequency component corresponding to pathological tremor (4-6 Hz).

Episodic tremor is accounted for through an activity mask:

$$T(t) = A_T \sin(2\pi f_0 t) M(t), \quad (2)$$

where $M(t) = 1$ during tremor and 0 at rest.

The background noise is modeled as a Gaussian process $N(0, \sigma^2)$, and the high-frequency component describes spikes and motion artifacts in the range of 50-150 Hz.

This model adequately reproduces the real EMG signal, allowing you to test the effectiveness of the detection algorithm.

The basis of the tremor detection algorithm is cross-correlation analysis between the EMG signal and a reference sinusoidal signal with a frequency of 5 Hz.

A reference signal with a duration of 1 s is described by the expression:

$$r(t) = \sin(2\pi f_0 t). \quad (3)$$

For each signal segment, the normalized cross-correlation is calculated:

$$C(k) = \frac{\sum_{m=1}^N (s[m] - \bar{s})(r[m-k] - \bar{r})}{\sqrt{\sum_{m=0}^N (s[m] - \bar{s})^2} \sqrt{\sum_{m=0}^{N-1} (r[m] - \bar{r})^2}}, \quad (4)$$

The maximum C_{max} value for each segment is used as an indicator of the presence of tremor..

Next, moving average smoothing is performed to eliminate noise fluctuations and adaptive threshold detection based on the statistical characteristics of the correlation signal:

$$P = \mu_C + \alpha \sigma_C, \quad (5)$$

where P – threshold, μ_C and σ_C – average and standard deviation of correlation values, k – adaptation coefficient (0.8-1.2).

Tremor detection occurs according to the rule:

$$m_i = \begin{cases} 1, & C_i > P, \\ 0, & \text{інакше.} \end{cases} \quad (6)$$

In the tremor detection algorithm, after the threshold decision, a binary mask m_i is formed, where:

$$m_i = \begin{cases} 1, & \text{якщо тремор присутній,} \\ 0, & \text{якщо тремору немає.} \end{cases} \quad (7)$$

To determine the beginning and end of tremor episodes, the mask difference between adjacent points is calculated.:

$$\Delta m_i = m_i - m_{i-1}, \quad \begin{cases} \Delta m_i = +1, & \text{початок епізоду,} \\ \Delta m_i = -1, & \text{кінець епізоду.} \end{cases} \quad (8)$$

Episode start: $\Delta m_i = +1$ - this corresponds to the transition $0 \rightarrow 1$, i.e. the segment where the tremor appeared. Episode end: $\Delta m_i = -1$ - this corresponds to the transition $1 \rightarrow 0$, i.e. the segment where the tremor ended

The constructed binary activity mask allows for precise determination of the temporal boundaries of tremor episodes.

Fig. 1 shows an algorithm for detecting Parkinsonian tremor..

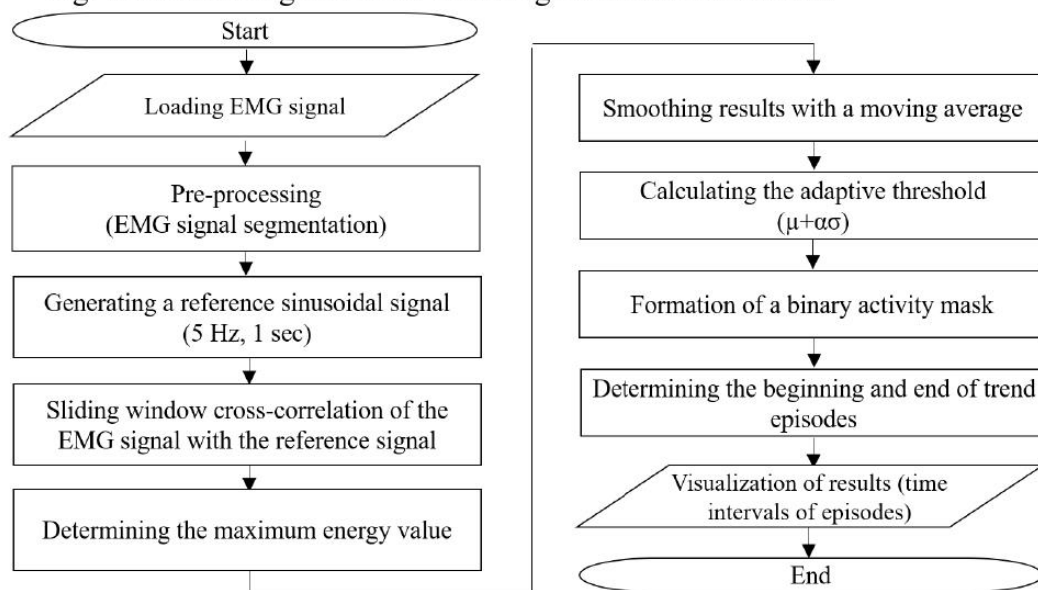


Figure 1. Tremor detection algorithm

The proposed algorithm is implemented programmatically in the Matlab environment. Figure 2 shows the results of detecting Parkinson's tremor episodes from EMG signals.

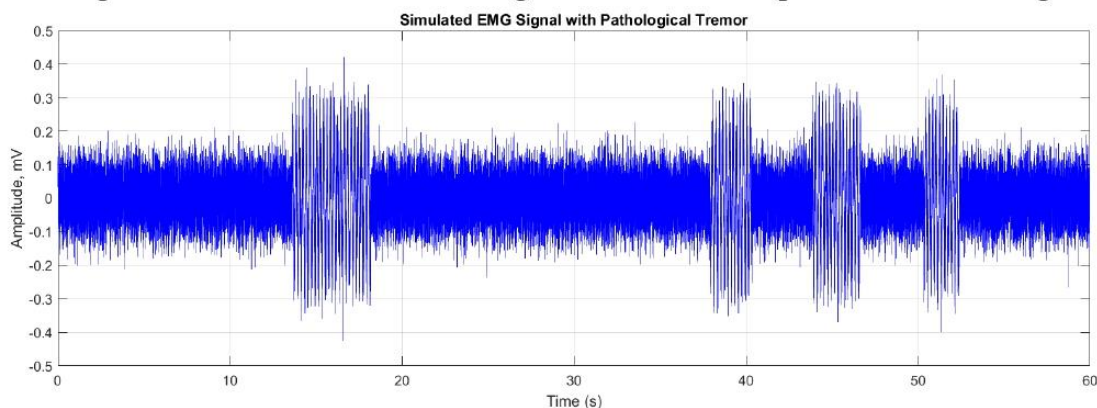


Figure 2. EMG signal with tremor episodes

Fig. 3 shows the result of calculating the maximum correlation with the reference signal (5 Hz) with a decision threshold imposed on it.

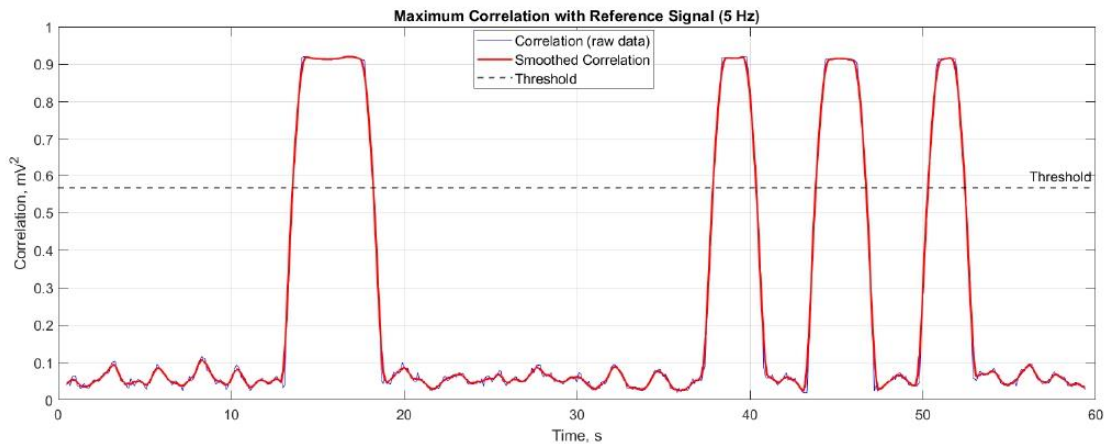


Figure 3. Maximum correlation with reference signal (5 Hz)

In areas without tremor, the correlation values are close to zero, while during periods of tremor they increase sharply, approaching 0.9-1.0 mV². Correlation values that exceed the threshold level are stated as manifestations of tremor.

Fig. 4 shows the detected tremor episodes.

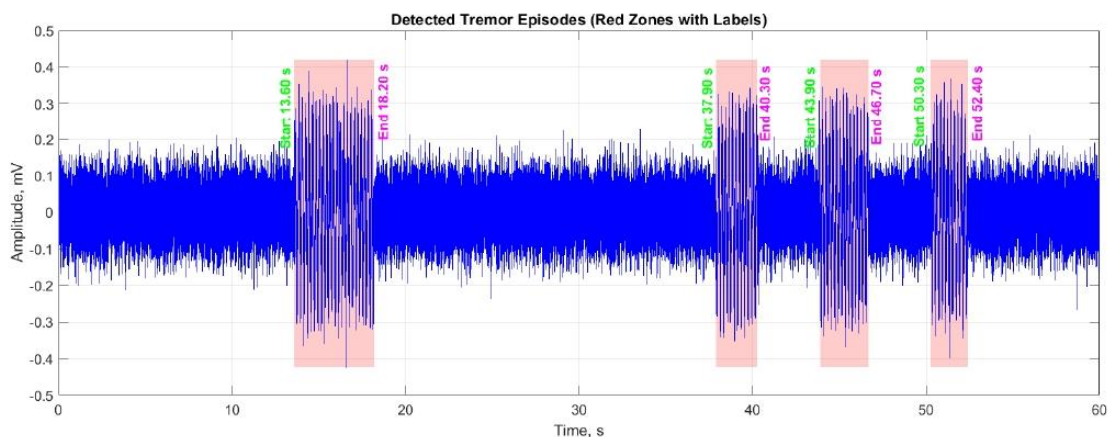


Figure 4. Detected tremor episodes (red areas with captions)

The graph shows the original EMG signal with superimposed translucent areas (patch areas) corresponding to the time intervals of the detected tremor.

Thus, the software, implemented in Matlab, recorded 4 tremor episodes with a total duration of about 11.9 seconds. This is approximately 19.83% of the time from the 60-second recording.

Thus, the work developed a comprehensive approach to automated detection of Parkinsonian-type tremor based on EMG signal processing.

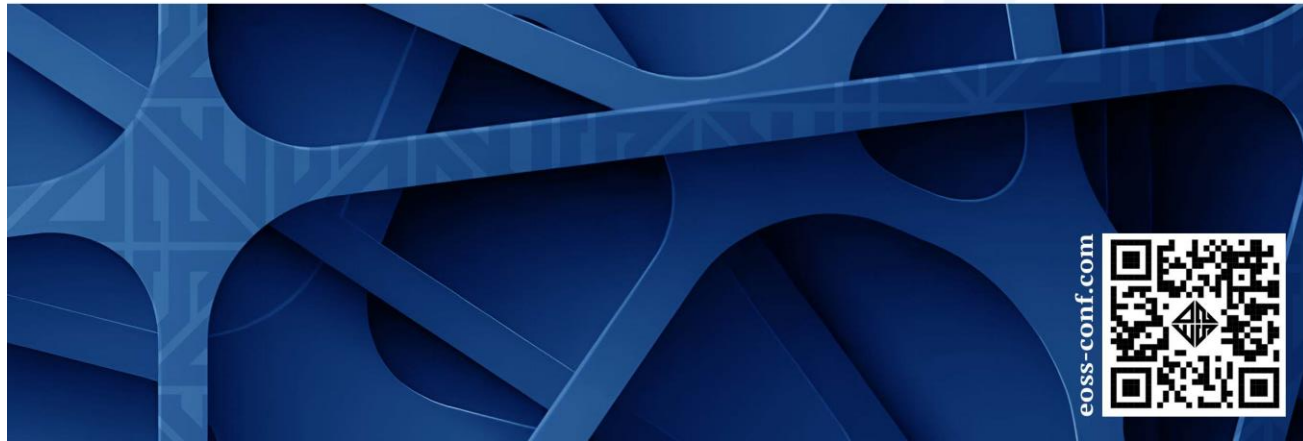
A mathematical signal model, a cross-correlation detection method, an adaptive threshold analysis algorithm, and software implementation are proposed.



The experiments confirmed the effectiveness of the method in detecting tremor even in noisy conditions, which makes it promising for use in clinical practice.

References

1. Marino S., et al. Quantitative assessment of Parkinsonian tremor by using surface electromyography. *Medicine (Baltimore)*. 2019. Vol. 98, Issue 50. e18310. DOI: <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000018310>.
2. Deuschl G., et al. The clinical and electrophysiological investigation of tremor. *Parkinsonism Relat. Disord.* 2022. Vol. 97. P. 1-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2022.01.003>.
3. Chen K. H. S., et al. Principles of electrophysiological assessments for Parkinson's disease tremor. *J. Mov. Disord.* 2020. Vol. 13, Issue 1. P. 1-9. DOI: <https://doi.org/10.14802/jmd.19056>.
4. Lanzani V., et al. A methodological scoping review on EMG processing and analysis techniques for Parkinson's disease tremor. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2024. Vol. 12. Article 1445447. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1445447>.
5. Vescio B., et al. Wearable devices for assessment of tremor in Parkinson's disease. *Front. Neurol.* 2021. Vol. 12. Article 680011. DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.680011>.
6. Su D., et al. Projections for prevalence of Parkinson's disease and its impact on global health. *BMJ.* 2025. Vol. 388. Article e080952. DOI: <https://doi.org/10.1136/bmj-2024-080952>.
7. Li Y., et al. A systematic analysis for the global burden of disease study 2021: Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* — 2025. — Vol. 24, Issue 5. — P. 398–408. — DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(24\)00338-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(24)00338-3).
8. Khvostivskyi M., Doskoch D. Method and Software for Processing Electromyosignals for Diagnosing the Musculoskeletal System. III International scientific and practical conference «Collective Thinking: Unifying Scientific Approaches in Multifaceted Research» (November 29 – December 01, 2023). Amsterdam, Netherlands, International Science Unity. 2023. P.384-387.
9. Хвостівська Л.В., Хвостівський М.О. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу. *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка.* – Т. 4, Вип. 1. Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. С. 83-89. – ISSN 2227-8842.



eoss-conf.com



CERTIFICATE of participation



Khrysyna Biloshytska

took part in the 5th International Scientific and Practical Conference

«MODERN PERSPECTIVES ON GLOBAL SCIENTIFIC SOLUTIONS»

24 Hours of Participation
(0,8 ECTS credits)



Head of the
organizing committee
Helen Volokitina

EOSS-25/1013-135

October 13-15, 2025, Bergen, Norway



Скрипт програмного забезпечення виявлення патологічного тремору

```

%% Параметри сигналу
Fs = 1000;          % Частота дискретизації, Гц

%% Сумарний сигнал ЕМГ
emg_signal = load('c:\emg_data.dat');
%% Шкала часу
t = (0:(length(emg_signal)-1))./Fs;

%% Відображення сигналу
figure(1);
plot(t, emg_signal, 'b');
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
title('ЕМГ сигнал з патологічним тремором');
grid on;

%% =====
%   ВИЯВЛЕННЯ ТРЕМОРУ
%   КОВЗНЕ ВІКНО + КОРЕЛЯТОР + ПОРОГОВИЙ ПРИСТРІЙ
%% =====

%% Опорний сигнал (5 Гц, 1 секунда)
ref_len = Fs*1;          % довжина опорного сигналу (1 с)
t_ref = (0:ref_len-1)/Fs;
ref_signal = sin(2*pi*f_tremor*t_ref);

%% Ковзне вікно для кореляції
window_size = ref_len;
step = Fs*0.1; % крок 0.1 с (100 мс)

num_windows = floor((length(emg_signal)-window_size)/step);
corr_values = zeros(1,num_windows);
time_axis = zeros(1,num_windows);

for i = 1:num_windows
    idx_start = (i-1)*step + 1;
    idx_end   = idx_start + window_size - 1;
    segment = emg_signal(idx_start:idx_end);

    % нормалізована крос-кореляція з урахуванням фази
    r = xcorr(segment, ref_signal, 'coeff');
    corr_values(i) = max(abs(r)); % беремо максимум по всім зсувам
    time_axis(i) = t(idx_start + floor(window_size/2));
end

%% Згладжування кореляційних значень

```

```

corr_smooth = smoothdata(corr_values, 'movmean', 5); % ковзне середнє по 5
точках

%% Порогове рішення
threshold = mean(corr_smooth) + 1*std(corr_smooth);
tremor_detected = corr_smooth > threshold;

%% Пошук початку та кінця епізодів
diff_mask = diff([0 tremor_detected 0]);
start_idx = find(diff_mask==1);
end_idx = find(diff_mask==-1)-1;

tremor_events = [time_axis(start_idx)' time_axis(end_idx)'];

disp('Виявлені часові моменти проявів тремору (початок - кінець, сек):');
disp(tremor_events);

%% ВІЗУАЛІЗАЦІЯ
figure(2);

subplot(1,1,1);
plot(t, emg_signal, 'b');
xlabel('Час (с)'); ylabel('Амплітуда');
title('ЕМГ-сигнал з патологічним тремором');
grid on;

figure(3);
subplot(1,1,1);
plot(time_axis, corr_values, 'b', 'DisplayName','Кореляція (сирі дані)');
hold on;
plot(time_axis, corr_smooth, 'r', 'LineWidth',1.5, 'DisplayName','Згладжена
кореляція');
yline(threshold, 'k--','Поріг','LineWidth',1.2, 'DisplayName','Поріг');
xlabel('Час, сек'); ylabel('Кореляція, мВ^2');
title('Максимальна кореляція з опорним сигналом (5 Гц)');
legend; grid on;

figure(4);
subplot(1,1,1);
plot(t, emg_signal, 'b'); hold on;
for i = 1:length(start_idx)
    x_patch = [time_axis(start_idx(i)) time_axis(end_idx(i)) ...
               time_axis(end_idx(i)) time_axis(start_idx(i))];
    y_patch = [min(emg_signal) min(emg_signal) max(emg_signal)
max(emg_signal)];
    patch(x_patch, y_patch, 'r', 'FaceAlpha', 0.2, 'EdgeColor','none');

    % підписи початку та кінця епізоду
    text(time_axis(start_idx(i)), max(emg_signal)*0.9, ...
         sprintf('Старт %.2f с', time_axis(start_idx(i))), ...

```

```

        'Color','g','FontSize',8,'FontWeight','bold','Rotation',90);

    text(time_axis(end_idx(i)), max(emg_signal)*0.9, ...
        sprintf('Кінець %.2f с', time_axis(end_idx(i))), ...
        'Color','m','FontSize',8,'FontWeight','bold','Rotation',90);
end
xlabel('Час, сек'); ylabel('Амплітуда, мВ');
title('Виявлені епізоди тремору (червоні зони з підписами)');
grid on;

```