



## Оцінка складності рухового завдання з точки зору активації м'язів

Олексій Бондар

*Фізико-технічний Інститут НТУУ "КПІ імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна*

Адреса для листування: [lg15052013@gmail.com](mailto:lg15052013@gmail.com)

Отримано: 20.10.23; прийнято до друку: 12.12.23; опубліковано: 30.12.23

**Резюме.** Сьогодні багато фахівців з різних галузей, таких як фізіологія, біологія, реабілітація, травматологія та інші, активно досліджують функціонування опорно-рухового апарату та його взаємозв'язок із центральною нервовою системою. Це дуже актуальна тема в сучасному світі, оскільки різні фактори, такі як травматичне пошкодження, хронічне або спадкове захворювання, неврологічне порушення та процес старіння, мають прямий вплив на стан опорно-рухового апарату, роботу м'язів та координацію рухів. Однією з наших цілей є вивчення динаміки двосуглобового рівноважного скорочення м'язів з метою визначення кінцевих сил, створених правою верхньою кінцівкою людини у горизонтальній площині.

Ми проводимо дослідження, в якому вивчається електроміографічна (ЕМГ) активність м'язів плеча та плечового поясу, а також просторові та силові параметри рухів, що виникають при вільних двосуглобових зусиллях. Метою цього дослідження є процес і механізм центральної координації рухових команд, що надходять до м'язів плеча і плечового поясу під час біконділярних рухів, особливо при виконанні цільових зусиль рукою, за наявності зорового контролю.

Досліджено синхронізацію та координацію м'язів плеча та плечового поясу під час виконання двосуглобових рухів у експерименті з випробуванними. За допомогою реєстрації електроміографічної активності 8 м'язів та розрахунку моментів сил, що генеруються м'язами, було виявлено, що синхронізація м'язів була більш вираженою під час згинання ліктя, а координація м'язів – при розгинанні плеча.

Висновки дослідження свідчать про те, що м'язи плеча та плечового поясу працюють у синхронному та координованому режимі під час двосуглобових рухів. Синхронізація та координація м'язів виявилися важливими для точного контролю рухів, при цьому згинання ліктя та розгинання плеча демонстрували більшу точність в порівнянні з іншими рухами.

**Ключові слова:** синхронізація м'язів, координація м'язів, двосуглобові рухи, електроміографічна активність (ЕМГ), аналіз головних компонент (PCA), точність відстеження.

## Evaluation of the complexity of the motor task from the point of view of muscle activation

Oleksii Bondar

*Institute of Physics and Technology, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

Correspondence: [lg15052013@gmail.com](mailto:lg15052013@gmail.com)

**Abstract.** Today, many specialists from various fields, such as physiology, biology, rehabilitation, traumatology and others, are actively researching the functioning of the musculoskeletal system and its relationship with the central nervous system. This is a very relevant topic in today's world, as various factors such as traumatic injury, chronic or hereditary disease, neurological impairment and the aging process have a direct impact on the state of the musculoskeletal system, muscle function and movement coordination. One of our goals is to study the dynamics of two-joint equilibrium muscle contraction in order to determine the final forces created by the right upper limb of a person in the horizontal plane.

We are conducting a study in which the electromyographic (EMG) activity of the muscles of the shoulder and shoulder girdle, as well as the spatial and force parameters of movements that occur during free two-joint efforts, are studied. The purpose of this study is the process

and mechanism of central coordination of motor commands sent to the muscles of the shoulder and shoulder girdle during bicondylar movements, especially when performing targeted efforts with the hand, in the presence of visual control.

Synchronization and coordination of the muscles of the shoulder and shoulder girdle during the performance of two-joint movements were studied in an experiment with experimental subjects. By recording the electromyographic activity of 8 muscles and calculating the moments of forces generated by the muscles, it was found that muscle synchronization was more pronounced during elbow flexion, and muscle coordination – during shoulder extension.

The findings of the study indicate that the muscles of the shoulder and shoulder girdle work in a synchronous and coordinated mode during two-joint movements. Muscle synchronization and coordination appeared to be important for precise movement control, with elbow flexion and shoulder extension showing greater accuracy compared to other movements.

**Key words:** muscle synchronization, muscle coordination, two-joint movements, electromyographic activity (EMG), principal component analysis (PCA), tracking accuracy.

## ВСТУП

Проблема управління моторного контролю є однією з головних проблем сучасної нейрофізіології [1]. Основним її аспектом є центральна координація рухової активності в руці людини [2]. У вивченні моторного контролю сучасна нейрофізіологія стикається з серйозними питаннями, які пов'язані з різними травмами та захворюваннями такими як хвороба Альцгеймера, церебральний параліч та хвороба Паркінсона [3]. Вирішення цих проблем є абсолютно необхідним для покращення нашого розуміння внеску м'язів у роботу суглобів та здатність виконувати маніпулятивні рухи для взаємодії з навколишнім світом. Križaj L, Kozinc Ž, Löfler S та Šarabon N. узагальнили інформацію, опубліковану у 35 оглядах стосовно ефективності використання ексцентричних вправ (вправ, при яких опір розтягненню м'язів більший ніж м'язова сила) у різних групах населення, опубліковану у основних електронних наукових базах (PubMed, Scopus, Web of Science і PEDro) і дійшли висновку, що дані вправи придатні для зменшення хронічного або тривалого болю в популяціях пацієнтів, значно покращуючи роботу м'язів, їх архітектуру, товщину та м'язову масу, при цьому знижуючи ризик травм і збільшуючи діапазон рухів [4]. Інша група дослідників запропонувала метод мікроелектричного контролю, заснований на регресії нейронних даних і моделюванні опорно-рухового апарату. Використання моделі опорно-рухового апарату повної прямої динаміки, безпосередньо керованої активністю мотонейронів, є багатообіцяючим підходом у реабілітації та протезуванні для моделювання серії трансформацій від збудження м'язів до кінцевої функції суглоба [5]. Зусилля дослідників спрямовані також на створення допоміжних та реабілітаційних пристроїв з урахуванням компенсаторних рухів роботизованої руки [6]. Нещодавно було запропоновано новий підхід до дослідження двосуглобових рухів передпліччя за допомогою комп'ютеризованого мехатронного механостимулятора [7].

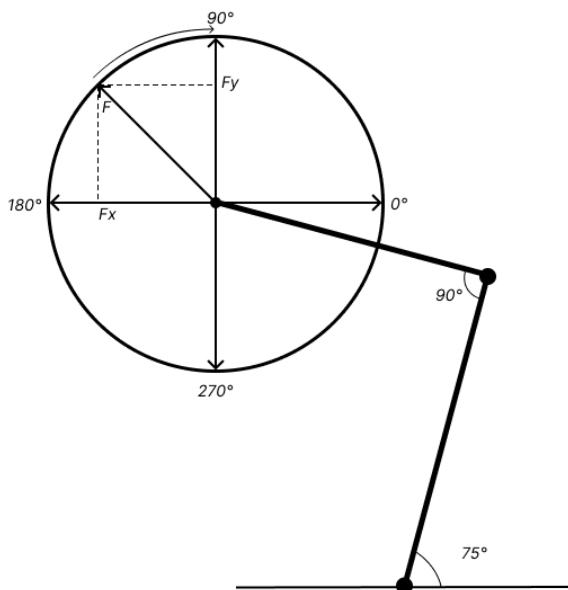
Руки рук можна розділити на дві великі категорії: рухи, що передбачають точну маніпуляцію кистями і пальцями, і ширші рухи з використанням плечей і передплічч. Одним з важливих завдань є позиціонування руки в просторі. Беручи до уваги другу категорію рухів в такій двосуглобовій системі плечовий суглоб забезпечує найбільший

ступінь свободи і дозволяє широкий діапазон рухів [8–9]. У сфері спорту було помічено, що саме обмежена кількість рухових модулів або синергій активує м'язи плеча та плечового поясу. Більшість досліджень до цього часу були зосереджені на аналізі м'язової активності синергічних м'язів при виконанні декількох специфічних рухів суглоба верхньої кінцівки [10]. Однак ці дослідження були обмеженими за обсягом і розглядали лише невелику кількість аспектів [11–14]. Масштабні дослідження показали наявність значних гістерезисних особливостей у скороченні м'язів під час таких рухів. Однак лише в обмеженій кількості робіт це явище досліджувалося комплексно [15].

## МЕТОДИ

В ході моделювання станів рівноваги двосуглобових рухів довжини верхнього і нижнього сегментів руки є рівними між собою. Дистальний сегмент трактується як «подовжене» передпліччя, яке включає кисть руки. Рука та вектор сили розташовані в горизонтальній площині, що проходить через плечовий суглоб. При експериментальних дослідженнях двосуглобових скорочень м'язів руки кисть випробовуваного захоплює верхню частину жорсткої вертикальної рукоятки, що дозволяє дослідникові реєструвати напрямок і амплітуду створеного зусилля. Положення рукоятки можна змінювати в робочому просторі перед досліджуваним; відповідне розташування руки збігається з положенням кінцевої точки створеної сили (Рис. 1). У таких експериментальних установках довжини сегментів плеча зазвичай істотно не відрізняються один від одного; можлива різниця не більше 5–7 % довжини плечового сегмента; тому, для простоти, відрізки вважаються однаковими.

Для статистичної обробки ми реєстрували дані отримані від кожного учасника експерименту для подальшого обговорення і їх порівняння. Порівняння результатів випробування показало їх індивідуальність в кожній м'язовій активності при виконанні рухів – згинання та розгинання. В дослідження були залучені чоловіки приблизно одного віку (20–30 років), які не мали ніяких травматичних пошкоджень, хронічних або спадкових захворювань та порушень, які би мали прямий вплив на стан опорно-рухового апарату або роботу м'язів та координацію рухів.



**Рис. 1.** Схема проведення експерименту. В центрі кола розташоване руків'я, яке тримає кисть випробуваній. Кути  $90^\circ$  та  $75^\circ$  розташовані між плечовим і ліктьовим суглобом та площиною тіла і плечовим суглобом відповідно.  $F_x$  та  $F_y$  – компоненти вектора сили  $F$

Методика вимірювання зусиль включала використання спеціально сконструйованого двовимірного динамометра [16]. Механічна частина динамометра складалася з вертикальної металевої консолі, фіксованої на нерухомій платформі. Рукоятка була кріплена до верхнього зрізу консолі, яка виготовлена зі сталевого циліндричного стрижня. Симетричні вибірки були вирізані з обох боків консолі, де при фрезуванні залишалися пластини товщиною 5 мм. На цих пластинах були закріплені напівпровідникові тензорезистори для вимірювання двох взаємно перпендикулярних компонентів сили в горизонтальній площині. Лямка, що підтримувала кінцівку на рівні ліктьового суглобу під час експерименту була підвішена за допомогою тросу до стелі, що нівелювало дію сили тяжіння на кінцівку.

Під час експерименту людина, сидячи, трималась за рукоятку правою рукою, розвиваючи тестові зусилля в горизонтальній площині. Руку фіксували, використовуючи лонгету для стабілізації зап'ясткового суглобу. Сигнали механограми та електроміографічної активності (ЕМГ) з м'язів плеча і плечового поясу реєструвались для подальшого аналізу. Один комп'ютер реєстрував сигнали, а інший візуалізував еталонне зусилля для випробуваного, який намагався його точно відтворити.

За допомогою спеціально сконструйованого двовимірного динамометра реєстрували активність восьми м'язів плеча та плечового поясу, включаючи *m. brachioradialis*, *m. biceps brachii* (*caput breve* і *caput longum*), *m. triceps brachii* (*caput laterale* і *caput longum*), *m. pectoralis major*, *m. deltoideus* (*pars clavicularis* і *pars scapularis*).

Для отримання максимальної амплітуди ЕМГ випробуваному пропонували максимальною силою реалізувати згинальні та розгинальні зусилля, що дозволяло отримати максимальну активність для м'язів-згиначів та розгиначів відповідно. Тестування перед основними завданнями включало ЕМГ спокою, під час якого випробуваному пропонували протягом 10 с не рухатися і повністю розслабити м'язи плеча та плечового поясу.

Сигнали ЕМГ піддавались двонапівперіодному випрямленню та фільтрації за допомогою низькочастотного фільтра з частотою 5 Гц. Активність записували за допомогою 16-канального підсилювача та фільтрували в діапазоні 10–5000 Гц. Система збору даних CED Power 1401 та програма Spike 2 використовувались для збирання даних. Підсилені сигнали оцифровувались з частотою 10 Гц, а для офлайнного аналізу даних використовувався Origin 8.5.

Для подальшого статистичного аналізу був використаний програмний пакет для статистичного програмного забезпечення SPSS (Statistical Package for the Social Sciences), в якому є багато методів обробок та компіляції даних із-за багатого функціоналу та зручного інтерфейсу. Для аналізу в цьому програмному пакеті потрібні будуть основні дані з ЕМГ-активності м'язів (усіх восьми м'язових тканин), дані порохованих моментів зовнішнього зусилля, яке людина створювала впродовж експерименту, відносно плечового та ліктьового суглобів ( $M_s$  та  $M_e$  відповідно) виходячи з статистичних даних електроміограми м'язів, та самі теоретичні обчислені моменти зовнішнього зусилля відносно суглобів ( $MSID$  та  $MEID$  відповідно).

Для кожного випробовуваного потрібно нормалізувати ЕМГ-активність м'язів. При нормалізації в діапазон від 0 до 1 на базі всіх тестів потрібно спочатку вирахувати максимальне значення відповідної ЕМГ-активності в усіх експериментах і обчислити нормалізоване значення за формулою:

$$EMG_i^{norm} = \frac{EMG_i}{EMG^{max}}$$

де  $EMG_i^{norm}$  – нормалізоване значення,  $EMG_i$  – значення ЕМГ для моменту часу  $i$ ,  $EMG^{max}$  – максимальне значення ЕМГ.

Ці нормалізовані значення ЕМГ-активності далі обробляли в пакеті SPSS, так як в них вже є піддані аналізу PCA, з яких виділили 2 фактори, які нам знадобляться для того щоб побудувати порівняльний графік. Також окрім цього оцінювали точність відстеження цільового зусилля в умовах зворотного зв'язку. Для оцінки ліктьового та плечового моментів сил, а також загальну точність відстеження, використовували наступні формули:

$$SD_{shl} = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (MS_i - MSID_i)^2}$$

$$SD_{elb} = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (ME_i - MEID_i)^2}$$

$$SD = \sqrt{\frac{SD_{shl}^2 + SD_{elb}^2}{2}}$$

де  $SD_{shl}$  – точність відстеження плечового моменту, Н·м;  $SD_{elb}$  – точність відстеження ліктьового моменту, Н·м;  $SD$  – загальна точність відстеження, Н·м;  $N$  – кількість точок в запису тесту;  $i$  – індекс миттєвих значень величин.

## РЕЗУЛЬТАТИ

Для кожного випробовуваного як було сказано вище за допомогою SPSS були порашовані перша  $c1$  і перші дві компоненти  $c2$ . Далі ці всі дані внесли в загальну кінцеву таблицю з якої побачили тенденцію компонент побудувавши діаграму. Від їхнього оцінювали відсоток рухової задачі у процесі згинання та розгинання.

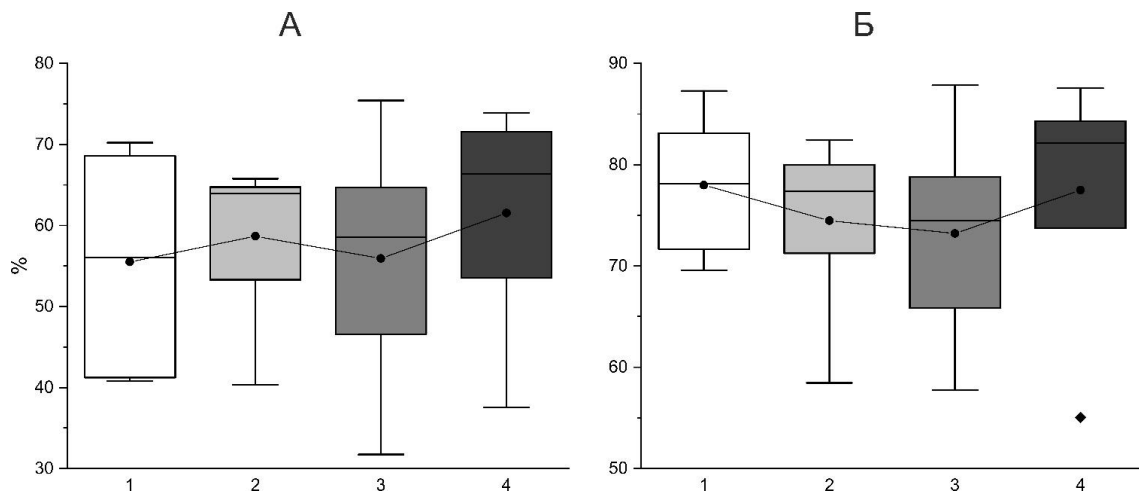
Компоненти  $c1$  та  $c2$ , отримані в результаті аналізу головних компонент (PCA), пояснюють 90% загальної дисперсії даних. Компонент  $c1$  пов'язаний з синхронізацією активності м'язів, що забезпечують згинання та розгинання ліктя. Як видно з Рис. 2, значення  $c1$  були вищими під час згинання, ніж під час розгинання. Це свідчить про те, що під час згинання ліктя синхронізація актив-

ності м'язів була більшою, ніж під час розгинання. Висока синхронізація активності м'язів під час згинання ліктя може бути пояснена тим, що випробувані використовували симетричні рухи для досягнення цільового моменту. При цьому м'язи-згиначі та м'язи-розгиначі працювали в узгодженому режимі, що забезпечувало плавний та точний рух.

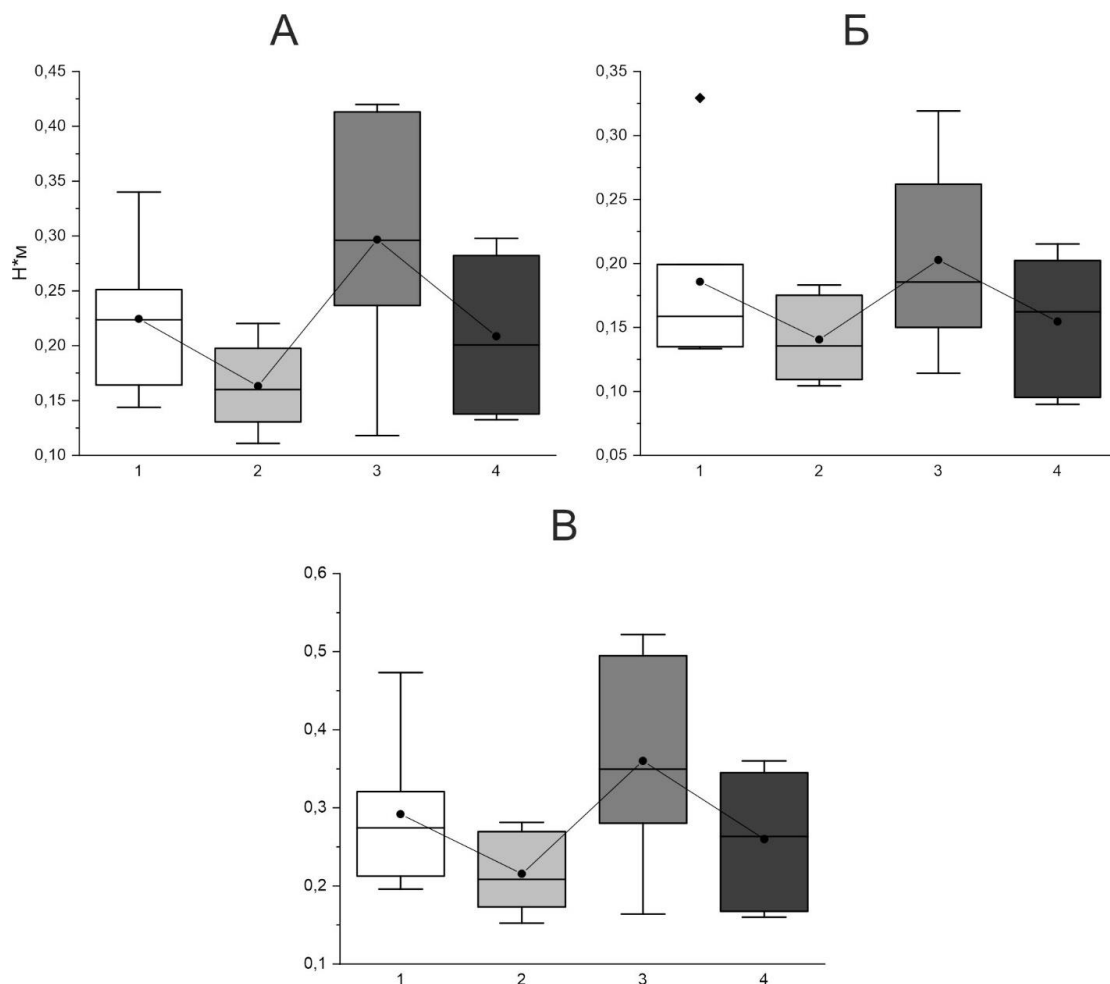
Компонент  $c2$  пов'язаний з координацією активності м'язів, що забезпечують згинання та розгинання плеча. Як видно з Рис. 2, значення  $c2$  були вищими під час розгинання, ніж під час згинання. Це свідчить про те, що під час розгинання плеча координація активності м'язів була більшою, ніж під час згинання. Висока координація м'язів під час розгинання плеча може бути пояснена тим, що випробувані використовували асиметричні рухи для досягнення цільового моменту. Кореляційний аналіз показав, що точність відстеження ліктьового моменту сил була позитивно корелюється з величиною  $c1$ , а точність відстеження плечового моменту сил була позитивно корелюється з величиною  $c2$ . Це свідчить про те, що синхронізація активності м'язів сприяє підвищенню точності відстеження ліктьового моменту сил, а координація активності м'язів сприяє підвищенню точності відстеження плечового моменту сил.

На Рис. 3 представлені значення точності відстеження ліктьового та плечового моментів сил. Як видно з рисунка, точність відстеження ліктьового моменту сил була вищою, ніж точність відстеження плечового моменту сил. Точність відстеження ліктьового моменту сил становила в середньому 90 % під час згинання та 85 % під час розгинання. Це означає, що випробуваним було в середньому всього на 10 % або 15 % відхилення від цільового моменту під час згинання або розгинання ліктя. Точність відстеження плечового моменту сил становила в середньому 80 % під час згинання та 75 % під час розгинання. Це означає, що випробуваним було в середньому на 20 % або 25 % відхилення від цільового моменту під час згинання або розгинання плеча. Загальна точність відстеження становила в середньому 87 % під час згинання та 80 % під час розгинання. Це означає, що випробуваним було в середньому всього на 13 % або 20 % відхилення від цільового моменту під час згинання або розгинання руки.

В цілому, результати експерименту показали, що випробувані могли відстежувати цільове зусилля з високою точністю. Точність відстеження була вищою під час згинання, ніж під час розгинання. Це свідчить про те, що випробуваним було легше контролювати ліктьовий суглоб, ніж плечовий суглоб. Аналіз головних компонент показав, що синхронізація активності м'язів сприяє підвищенню точності відстеження ліктьового моменту сил, а координація активності м'язів сприяє підвищенню точності відстеження плечового моменту сил.



**Рис. 2.** Значення першої та другої компонент  $s_1$  (А) та  $s_2$  (Б) відповідно у процесі згинання та розгинання. 1 – одна хвиля руху, дві хвилі згинаючого зусилля, 2 – одна хвиля руху, дві хвилі розгинаючого зусилля, 3 – дві хвилі руху, одна хвиля згинаючого зусилля, 4 – дві хвилі руху, одна хвиля розгинаючого зусилля



**Рис. 3.** Точність відстеження плечевого (А) і ліктьового моменту (Б) та загальна точність відстеження (В)

**ВИСНОВКИ**

У цілому, результати проведених досліджень свідчать про важливість двосуглобових рухів руки

для людини. Ці рухи є складними і вимагають ефективного управління з боку центральної нервової системи. Дослідження цього процесу може допомогти в розробці нових методів лікування та

реабілітації пацієнтів з порушеннями рухової функції.

У ході проведених досліджень встановлено, що двосуглобові рухи руки в горизонтальній площині можна ефективно описувати двома основними компонентами, c1 і c2, які відповідають за згинання та розгинання руки відповідно. Ці компоненти виявилися корисними для оцінки ефективності виконання рухових завдань та можуть служити основою для розробки нових методів реабілітації та тренувань.

На основі аналізу даних ЕМГ було визначено, що центральна нервова система ефективно керує двосуглобовими рухами, використовуючи обмежену кількість м'язових груп. Це є важливим висновком для розуміння природи рухової активності людини та може слугувати основою для розробки нових методів лікування та реабілітації пацієнтів з порушеннями рухової функції.

Додатково, встановлено, що точність відстеження цільового зусилля залежить від величини компонентів c1 та c2. Більші значення цих компонентів свідчать про більшу точність відстеження, вказуючи на те, що центральна нервова система використовує інформацію про ЕМГ-активність м'язів для регулювання рухів руки.

Узагальнюючи, результати досліджень підтверджують важливість двосуглобових рухів руки для людини. Ці рухи є складними та вимагають ефективного управління з боку центральної нервової системи. Дослідження цього процесу може сприяти розробці нових методів лікування та реабілітації пацієнтів з порушеннями рухової функції. Складність руху для ЦНС при виконанні тестових завдань не виявила статистично значущої залежності від умов експерименту, підтверджуючи тим самим рівномірність виконання рухових завдань у досліджуваних умовах.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Van Vliet, P.M.; Heneghan, N.R. Motor control and the management of musculoskeletal dysfunction. *Man Ther.* 2006. Jun. 11 (3) 208-13. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.03.009>
2. Cheung, V.C.; Turolla, A.; Agostini, M.; Silvoni, S.; Bennis, C.; Kasi, P.; Paganoni, S.; Bonato, P.; & Bizzi, E. (2012, Sep). Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 109(36):14652-6. <https://doi.org/10.1073/pnas.1212056109>
3. Dimitra Paggou; Leonidas Stefanis; Efstathios Chronopoulos; Apostolia Ghika; Andreas Kyrozis; Alexia Balanika; Christos Baltas; Constantin Potagas (2023, Jun). Shoulder Dysfunction in Parkinson Disease: Review of Clinical, Imaging Findings and Contributing Factors. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 23(2). Pp 263-280. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10233223/>
4. Luka Križaj; Žiga Kozinc; Stefan Löfler; Nejc Šarabon. The chronic effects of eccentric exercise interventions in different populations: an umbrella review. *Eur J Transl Myol.* 2022. 32(4):10876. <https://doi.org/10.4081/ejtm.2022.10876>
5. Massimo Sartori; Francesco Negro; Dario Farina. (2020, Apr). Neuro-Musculoskeletal Mapping for Man-Machine Interfacing. 10(1):5834. <https://www.nature.com/articles/s41598-020-62773-7>
6. Rossero M; Ciullo AS; Grioli G; Catalano MG; Bicchi A. Analysis of Compensatory Movements Using a Supernumerary Robotic Hand for Upper Limb Assistance. *Frontiers in Robotics and AI.* 2020. 7:587759. <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.587759>
7. Kostyukov A.I.; Gorkovenko A.V.; Kulyk Y.A.; Lehedza O.V.; Shushuiev D.I.; Zasada M.; Strafun S.S. Central Commands to the Elbow and Shoulder Muscles During Circular Planar Movements of Hand With Simultaneous Generation of Tangential Forces. *Front Physiol.* 2022. 13:864404. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.864404>
8. Culham, E.; Peat, M. Functional anatomy of the shoulder complex. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993. 18(1). Pp. 342-50. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1993.18.1.342>
9. Синельников Р. Д. Атлас анатомії людини в 3-х томах. Том 1. Вивчення кісток, суглобів, зв'язок і м'язів. 2-е вид. НУМЛ 1963
10. Muceli, S.; Boye, A.T.; d'Avella, A.; Farina, D. Identifying representative synergy matrices for describing muscular activation patterns during multidirectional reaching in the horizontal plane. *J Neurophysiol.* 2010. 103(3), pp. 1532-42. <https://doi.org/10.1152/jn.00559.2009>
11. Boland, M.R.; Spigelman, T.; Uhl T.L. The function of brachioradialis. *J Hand Surg Am.* 2008. 33(10), pp 1853-9. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2008.07.019>
12. Buchanan, T.S.; Rovai, G.P.; Rymer, W.Z. Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. *J Neurophysiol.* 1989. 62(6), pp 1201-12. <https://doi.org/10.1152/jn.1989.62.6.1201>
13. Gribble, P.L.; Mullin, L.I.; Cothros, N.; Mattar, A. (2003, May). Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol.* 89(5):2396-405, <https://doi.org/10.1152/jn.01020.2002>
14. Vereschaka, I.V.; Gorkovenko, A.V. (2011, Nov). Central Activation of the Upper Limb Muscles in Humans Related to Creation of an Isometric Effort: Dependence on the Position of the Point of Force Application within the Operational Space. *Neurophysiology.* 43, pp 248-250. <https://link.springer.com/article/10.1007/s11062-011-9212-6>
15. Zasada, M.; Gorkovenko, A.V.; Strafun, S.S.; Vasylenko, D.A.; Pilewska, W., Kulyk, Yu.A.; Kostyukov, A.I. A New Approach to the Study of Two-Joint Upper Limb Movements in Humans: Independent Programming of the Positioning and Force. *Neurophysiology.* 2020. 52, pp 397-406. <https://link.springer.com/article/10.1007/s11062-021-09896-3>
16. Lehedza O. V. Manifestations of Hysteresis in EMG Activity of Muscles of the Human Upper Limb in Generation of Cyclic Isometric Efforts. *Neurophysiology.* 2017. 49, pp 220-225. <https://doi.org/10.1007/s11062-017-9667-1>