

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Навчально-науковий Фізико-Технічний Інститут

(повна назва інституту/факультету)

Кафедра прикладної фізики

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

Монастирський Г.Є.

(ініціали, прізвище)

_____ (підпис)

« 17 » червня 2022 р

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали

на тему : Оцінка складності рухової задачі, що виконуються рукою людини, на основі аналізу ЕМГ методом головних компонент

Виконала студентка 4 курсу, групи ФФ-82

Головата Ольга Миколаївна

(прізвище, ім'я, по-батькові)

_____ (підпис)

Керівник: к. б. н., ст. н. сп., Горковенко А. В.

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Консультант: м. н. с., Легедза Олександр Віталійович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Рецензент: м. н. с., Легедза Олександр Віталійович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

_____ (підпис)

Засвідчую, що у даній дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань

Студентка: Головата О.М.

_____ (підпис)

Київ – 2022 рік

РЕФЕРАТ

Дипломна робота містить 42 сторінки, 15 рисунків, 1 таблицю, 1 презентацію.

Ключові слова: м'язова активність, центральні мозкові команди, електроміограма, коактивація, рухова задача, метод головних компонент.

У даній дипломній роботі досліджено динаміку центральних мозкових команд, які направлені до м'язів, що беруть участь при формуванні кистю цільового зусилля в горизонтальній площині в умовах зорового відстеження.

В ході виконання роботи було використано наступне **програмне забезпечення:** CED (*Cambridge Electronic Design*), Origin 8.5 (OriginLab Corporation, США), SPSS 17.0, Microsoft Word 2016, Microsoft Excel 2016.

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ	
1.1 Кодування м'язової активності моторною корою.....	6
1.2 Коактивація м'язів антагоністів при виконанні рухових завдань	9
Висновок до Розділу 1	14
2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕНЬ	
2.1 Умови проведення експерименту та експериментальна установка.....	15
2.2 Реєстрація електроміографічної активності та її аналіз..	19
2.3 Протокол експериментів.....	22
2.4 Математичний аналіз результатів.....	23
3. ОБРОБКА ЕКСПЕРИМЕНТА	
3.1 Обробка механограм та електроміограм у програмному пакеті Origin	28
3.2 Статистичний аналіз з використанням SPSS Statistics....	33
Висновок до Розділу 3	36
4. ЗАКЛЮЧЕННЯ	37
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	38

ВСТУП

Життя людини важко уявити без активності. Рух та скорочення кінцівок, ший та навіть органів досягається скороченням м'язів, яке зі свого боку керується нейронними командами. М'язи генерують силу та крутні моменти навколо суглобів, які приводять частини тіла до руху.

На сьогоднішній день дослідження роботи опорно-рухового апарату та центральної нервової системи, що ним керує, ведуться експертами у галузях фізіології, біології, реабілітології, травматології та багатьох інших. Вже це свідчить про те, що дана тематика є дуже актуальною в житті сучасної людини. Давні травми, перенесені, хронічні чи спадкові хвороби, неврологічні розлади, необоротні процеси старіння безпосередньо впливають на стан опорно-рухового апарату, роботу м'язів та координацію м'язової активності нашим мозком.

Метою даної роботи є дослідження динаміки центральних мозкових команд, які направлені до м'язів, що беруть участь при формуванні кистю цільового зусилля в горизонтальній площині в умовах зорового відстеження та визначення, які задачі є складнішими у організації для ЦНС, за допомогою статистичного аналізу сигналів ЕМГ.

Об'єкт дослідження: ЕМГ-активність м'язів плеча та плечового поясу; просторові та силові характеристики довільних двосуглобових зусиль та рухів, що при цьому розвиваються, в умовах створення цільового зусилля кистю руки в режимі зорового відстеження.

Предмет дослідження: процеси та механізми центральної координації моторних команд, які надходять до м'язів плеча та плечового поясу під час двосуглобових зусиль та рухів в умовах створення цільового зусилля кистю руки в режимі зорового відстеження.

Дані, отримані у цій роботі під час досліджень, можуть сприяти поглибленню розуміння процесів координації м'язової активності верхніх кінцівок центральною нервовою системою (ЦНС) при створенні ними довільних рухів та відчутно вплинути на розробку та вибір реабілітаційних

методів у галузі захворювань опорно-рухового апарату, а саме, поліпшити та доповнити комплексний підхід по відновленню рухової функції верхніх кінцівок людини вже у найближчому майбутньому. Таким чином можна досягти скорочення періоду лікування та реабілітації, що є дуже важливим питанням у сьогоденних реаліях.

Аналіз складності рухових задач, що постають перед кінцівками, та винайдення методологічних підходів до його проведення мають також велику значимість у вирішенні різноманітних завдань, що з'являються в області ортопедії та спортивної біоінженерії, наприклад, покращення спортивних результатів за рахунок досліджень біомеханіки рухів та правильній організації тренувань.

Неможливо не згадати важливість вивчення динаміки центральних мозкових команд у проектуванні штучних протезів та процесі навчання людей, що втратили кінцівки, користуватися ними.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1 Кодування м'язової активності моторною корою

М'язи – не ідеально точні генератори, так як продукована ними сила пов'язана не тільки з моторною командою, а й із довжиною м'яза та швидкістю, з якою він може скорочуватися [1]. Крутні моменти, створені м'язами навколо суглоба, як реакція на нейронну команду, так само враховують довжини м'язів, суглобні кути, геометрію кінцівки та прикладені до неї навантаження [2].

Так як сегменти тіла об'єднані в суглобах, то зміна положення одного сегменту впливає на положення інших сегментів. Таким чином скорочення одного м'язу спричиняє зміни не лише частин тіла, де він міститься, а й віддалених – це забезпечується через міжсегментні динамічні взаємодії («взаємодіючі крутні моменти»), що пов'язані із кутами суглобів та кутовими швидкостями. Тож перед моторною системою постає завдання компенсації цих динамічних взаємодій суглобів, шляхом формування моторних команд по активації м'язів, що змогли б враховувати складну динаміку кінцівки [3].

Складність задачі, що постає перед центральною нервовою системою, на визначення точного ступеня активації будь-якого м'яза, зводиться до того, що м'язів, що впливають на суглоб, набагато більше за кількість ступенів свободи руху суглобу (так, керування плечем у трьох обертальних осях забезпечують 25 м'язів). Таким чином з'являється проблема надлишковості – ефективний крутний момент в суглобі може досягатися безліччю варіантами активації м'язів [4].

Навіть звичні рухи кінцівки не є простими з огляду на процес організації цієї м'язової активності центральною нервовою системою. Так, під час згинання зап'ястя, деякі м'язи (агоністи) продукують силу, спрямовану на згинання. Інші – фіксують суглоби, щоб запобігти небажаним їх рухам, а третя група м'язів контролює швидкість, гальмуючи рух кінцівки (антагоністи) [5]. Тому навіть в найпростіших рухах головною проблемою, яка постає перед моторною системою, є правильно розподілити скорочення між всіма трьома

зазначеними групами м'язів.

Найважливішу роль у процесі формування довільних моторних команд має кора головного мозку, яка містить більш ніж 12 ділянок, що аналізують інформацію, пов'язану з рухами верхніх кінцівок. Ці області фокусуються вздовж фронтальних та тім'яних доль кори, серед яких панівну роль в управлінні довільними рухами посідає первинна моторна кора (M1) [6].

Одним із найвідоміших методів встановлення природи впливу розрядів кортикальних нейронів на активність спинномозкових мотонейронів є спайк-зумовлене усереднення (СЗУ), що вперше використовувалося нейрофізіологами Чейні та Фетц при вивченні м'язової коактивації у мавп [7]. У цих дослідках було встановлено, що одиничні кортико-мотонейронні (КМ) клітини можуть збуджувати мотонейрони, які пронизують цілі групи м'язів, а не один м'яз [8]. Сутність методу була у відборі з усього запису активності певного м'яза коротких ЕМГ патернів, що співпадають з моментом розрядів моторно-кортикальних нейронів і подальшому обчисленні їх усередненого значення. Якщо після СЗУ виявляється властива форма хвилі електроміограми, це є доказом зв'язку між нейроном та м'язом [9].

Під час дослідів водночас відбувалася реєстрація частоти розрядів КМ нейронів в M1 та активність м'язів, які керують згинаннями та розгинаннями зап'ястка і пальців. В момент подачі потенціалу дії на одиничний нейрон, спостерігалася підвищена активність одразу декількох м'язів-згиначів (чи розгиначів): одні експерименти Фетца і Чейні виявили, що 67% кортико-мотонейронів контактували більш як з 2 із 5-6 різних м'язів, що бралися до уваги [8]; інші показали, що один кортико-мотонейрон в середньому іннервує 3 із 6 м'язів, ЕМГ активність яких реєструвалася [10]

Так вперше було достовірно підтверджено факт, що одиничний нейрон у первинній моторній корі взаємодіє із декількома м'язами, і його активація викликає складний шаблон активності множини м'язів. Таку функціональну

групу м'язів, що реагує на збудження одиничного КМ нейрона Чейні та Фетц назвали «полем м'яза». Активізація одного КМ нейрону могла водночас призвести до приведення у дію одного м'язового поля та гальмування іншого або навпаки. Поодинокі нейрони одночасно активували м'язи-згиначі та розгиначі суглобу [11].

1.2 Коактивація м'язів антагоністів при виконанні рухових завдань

Тварини, в тому числі і люди, часто показують одночасну активацію м'язів з протилежними діями. Це явище розглядалося як агоністсько-антагоністська коактивація або просто коактивація, що відома світу вже понад століття [12][13]. Найчастіше коактивація аналізується на рівні окремих суглобових обертань, кожен ступінь яких забезпечується хоча б двома м'язами з протилежними діями [14]: агоніст продукує силу і / або момент сили в напрямку, який необхідний за завданням, водночас антагоніст намагається протидіяти цій силі. Прямим результатом коактивації являється зменшення результуючих сил і моментів порівняно з тими, що очікувалися у відсутності коактивації.

Дослідження процесів коактивації показало, що вони можуть варіюватися навіть в межах однієї популяції. Наприклад, було розглянуто [15] моделі активації м'язів під час швидкого згинання зап'ястя, коли об'єкт сидів перед столом, поклавши на нього плече, а передпліччя та кисть були підняті вертикально. Діаграми зліва демонструють електроміограми (ЕМГ) здорової людини, а справа – моделі ЕМГ юнака з синдромом Дауна. На відміну від здорової особи, де бачимо як піки чергуються у ЕМГ агоніста та антагоніста, людина з синдромом Дауна показує одночасні сплески ЕМГ в обох м'язових парах, які можна описати як схему коактивації пари згинач-розгинач.

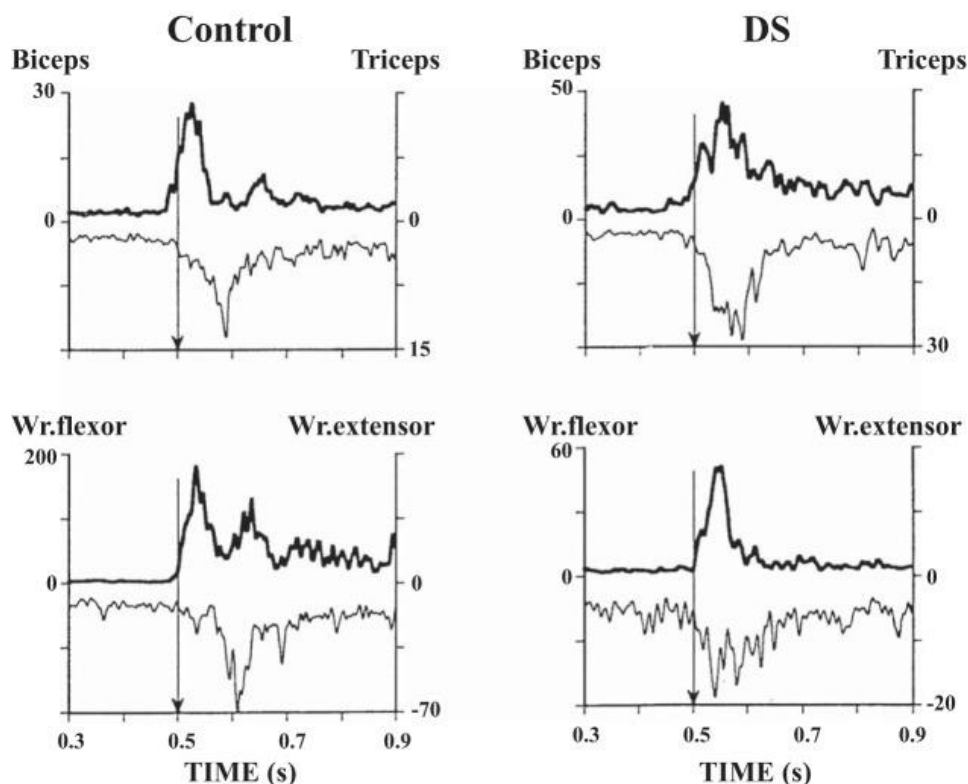


Рис. 1 Приклади моделей активації м'язів під час швидкого згинання зап'ястя у здорової людини – ліворуч, та у молодій людини із синдромом Дауна (DS) – праворуч. Стрілки на 0,5 с вказують на початок першого агоністського сплеску ЕМГ [15].

Подібні результати підвищеного рівню коактивації спостерігаються й у людей із іншими захворюваннями, що вражають опорно-руховий апарат чи ЦНС: ряд досліджень повідомили про підвищення рівня коактивації під час рухів, що виконуються здоровими літніми людьми [16][17], людьми, у яких діагностовані різноманітні неврологічні розлади (наприклад, хвороба Паркінсона, [18][19]), церебральний параліч [20] та інсульт [21]. Підвищений рівень коактивації також був описаний у пацієнтів з ортопедичними проблемами та у пацієнтів з болем у попереку [22][23], припускаючи, що коактивація може вказувати на адаптивні нейронні процеси, що є передвісниками якого розладу.

Коактивація стосується не тільки м'язових пар. У ряді недавніх досліджень моделей активації у великих групах м'язів були використані методи

факторизації матриці для виявлення груп м'язів з паралельним масштабуванням сигналів ЕМГ [24][25], що розглядалися як випадок м'язової синергії [26]. Дослідження дій, виконаних добровольцями у позиції стоячи, виявили два стабільних м'язових режими з протилежною дією: один з режимів об'єднав м'язи людини ззаду (наприклад, *triceps surae* – триголовий м'яз гомілки, *hamstrings* – підколінне сухожилля та *erector spinae* – м'яз, що випрямляє хребет), у той час як інший режим об'єднав м'язи спереду (такі як *tibialis anterior* – передній великогомілковий м'яз, квадрицепси та *rectus abdominis* – прямий м'яз живота). Недавнє дослідження виявило взаємну або коактиваційну участь цих двох режимів під час відповідей на несподіване збурення тіла в залежності від його напрямку. У цьому дослідженні людина стояла спокійно і тримала у витягнутих руках горизонтальний предмет з двома навантаженнями.

Коактивація була кількісно оцінена за допомогою різних індексів, як правило, на основі прямого запису активації м'язів з обох м'язів пари агоніст-антагоніст. Всі такі індекси порівнюють активацію антагоністського м'яза (або групи м'язів) з активацією агоністського м'яза (або групи м'язів) або комбінованою активацією як агоніста, так і антагоніста.

Кількісна коактивація нетривіальна, враховуючи, що сигнали активації м'язів з різних м'язів не є безпосередньо порівнянними через неусувну різницю в умовах запису: відстань від записуваних електродів до м'язових волокон, опір тканин та неминучий фоновий шум у записах ЕМГ. Щоб обійти ці проблеми, сигнали активації м'язів повинні бути нормовані, наприклад, за максимальним довільним скороченням (MVC), як було зроблено у досліді в моїй роботі. Типові показники коактивації порівнюють нормовані рівні активації двох протилежних м'язів, наприклад, виражені як частки їх максимальної активації. Прикладом може служити такий індекс:

$$C_{EMG} = \frac{\min\{\int EMG_{AG}; \int EMG_{ANT}\}}{\{\int EMG_{AG} + \int EMG_{ANT}\}}, \text{ де}$$

індекси AG і ANT відносяться до агоністського і антагоністського м'яза, відповідно, і всі індекси виражаються у вигляді дробів їх максимальних значень [27]. Для цього конкретного індексу значення 0,5 відповідає максимальній коактивації, тоді як значення нуля відповідає її відсутності.

Дослідження коактивації зосереджені на моделях ЕМГ залучених м'язів, що зрозуміло з огляду на визначення цього явища. Активація м'язів відображає кілька факторів, включаючи як низхідні сигнали від мозку, так і рефлекторні ефекти периферичних рецепторів. Такі рефлекторні ефекти можуть бути дуже сильними. Наприклад, якщо людину просять притиснутися рукою до зупинки з максимальною силою, а потім, раптом, зупинка знімається, спостерігається короткочасне падіння активації агоністських м'язів (розвантажувальний рефлекс, [28][29]; зазвичай м'яз стає спокійним протягом короткого часу (~ 50 мс). Під час розвантажувального рефлексу людина чи тварина не встигає змінити поточний процес нейронного контролю. Це означає, що рефлeksi здатні скасувати 100% максимального рівня ЕМГ м'язів.

Подібні моделі м'язової коактивації спостерігаються під час більш природних завдань, пов'язаних з декількома суглобами і м'язами (наприклад, [30]). Особливим прикладом є завдання стояти в області тяжіння. Низький рівень м'язової коактивації може спостерігатися під час природного стояння, а величина м'язової коактивації збільшується під час стояння в складних умовах, таких як ті, що включають знижену зону підтримки або низьке тертя між ногами і опорною поверхнею [31][32].

Багато з вищезгаданих досліджень інтерпретували м'язову коактивацію як адаптацію організму до складних умов, в яких доводиться виконувати функціональні рухи. Ці інтерпретації зосереджені на двох впливах коактивації

на механіку руху, швидкість дії та стабільність. Обидва, імовірно, опосередковуються змінами жорсткості, подібних до властивостей задіяних ефекторів (наприклад, [33][34]), тобто їх здатність генерувати резистивні сили (моменти) на одиницю зміщення.

Розслаблені м'язи чинять опір зовнішнім навантаженням подібно до пружин [35][36]. Ця залежність може бути локально лінеаризована і виражена за допомогою коефіцієнта k , що є так званою «видимою жорсткістю»: $\Delta F = -k\Delta L$, де ΔF означає силу, розвинену м'язом, а ΔL — зміну його довжини. Активація м'язів призводить до набагато більш крутої залежності $F(L)$, бо мова вже йде про більші значення величини k . Якщо розглядати ефектор, наприклад, суглоб, з одним кінематичним ступенем свободи, який охоплюється декількома м'язами, що діють паралельно (не має значення, чи є вони агоністами або антагоністами), в лінійному наближенні, видима жорсткість ефектора буде представляти суму видимих значень жорсткості для окремих м'язів: $k_{\text{EFF}} = \sum k_m$, де індекси позначають ефектор і м'язи. Таким чином коактивація призводить до збільшення очевидної жорсткості ефектора, такого як суглоб [37].

Наприклад, кількість кінематичних ступенів свободи (таких як обертання суглобів) при досягненні завдань, як правило, менше, ніж кількість параметрів, які визначають цільове місце розташування; кількість м'язів, що перетинають кожен кінематичний ступінь свободи, як правило, більше одного і навіть двох, кількість кінетичних змінних, що утворюються цифрами людської руки, як правило, більше, ніж кількість кінетичних обмежень, і т.д. [38]. Це означає, що існує нескінченна кількість рішень для будь-якого даного моторного завдання.

Чому деякі рішення віддають перевагу над іншими, мабуть, еквівалентними рішеннями, неясно. Перевага конкретних рішень формалізована з використанням ідеї збереження певних витратних функцій при мінімальних

значеннях; Зокрема, прийнято вважати, що нейронні обчислювальні процеси використовуються для пошуку таких рішень в режимі реального часу. Були розглянуті численні функції витрат, і деякі з них намагаються звести до мінімуму витрати, пов'язані з активацією м'язів та / або силами [39]. Зокрема, Хасан [40] досліджував підхід оптимізації, заснований на мінімізації витрат на «зусилля», і показав, що для відповідності експериментально спостережуваним траєкторіям необхідна якась ненульова, оптимальна величина очевидної жорсткості суглобів.

Коактивація м'язів-антагоністів є механічно вигідною далеко не в усіх випадках, проте якщо завдання полягає в тому, щоб рухатися якомога швидше, збільшення очевидної жорсткості шляхом коактивації є корисним. Коактивація також необхідна, якщо завдання полягає в поліпшенні стабільності тіла, але тільки для систем з фіксованим походженням; в іншому випадку, наприклад, під час дослідів у положенні стоячи, коактивація є контрпродуктивною.

Деякі висновки, зроблені у статті Латаша [41], можуть бути перевірені експериментально. Наприклад, основна гіпотеза припускає, що підвищена коактивація під час стояння може призвести до погіршення постуральної стабільності. Це можна перевірити за допомогою індексів постурального впливу [42] та/або показників багатом'язової синергії стабілізуючого центру координат тиску [43]. Ця лінія мислення може бути додатково вивчена за допомогою біологічного зворотного зв'язку на основі ЕМГ у пацієнтів з надмірною м'язовою коактивацією, щоб зменшити коактивацію і, таким чином, потенційно, поліпшити постуральну стабільність.

Висновок до Розділу 1:

З огляду на результуючу механіку руху, коактивація антагоністів здається марнотратною, оскільки пов'язані з нею активації м'язів споживають енергію,

яка не сприяє завданню. З іншого боку, коактивація призводить до модуляції видимої жорсткості суглобів, що може бути корисно, якщо розглядати механіку дії м'язів у наближенні до пружин.

Моделі коактивації відображають не об'єктивні умови виконання, а суб'єктивне сприйняття цих умов досліджуваним. Люди із порушеннями роботи опорно-рухового апарату сприймають повсякденні завдання як складні. Це сприйняття саме по собі може призвести до моделей, подібних до тих, які спостерігаються у здорових людей у складних ситуаціях. Саме тому люди з вадами опорно-рухового апарату коактивують агоністсько-антагоністські м'язи більше в порівнянні зі здоровою людиною.

2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕНЬ

Ми проводили дослідження динаміки центральних мозкових команд, які направлені до м'язів, що є згиначами та розгиначами ліктьового та плечового суглобів при формуванні кистю зусилля в горизонтальній площині. Досліджувалися рухи правої руки чоловіків у віці до 30 років. Експерименти відбувалися на базі Інституту фізіології ім. О.О. Богомольця, Національної академії наук, м. Київ, Україна. У випробуваних не було виявлено неврологічних захворювань та порушень функцій скелетно-м'язового апарату, усі надали згоду на використання отриманих результатів та їх презентацію.

2.1. Умови проведення експерименту та експериментальна установка

Механічна частина установки складалась з двох рейок, що могли пересуватися одна по одній. Рухомим компонентом була каретка, яка включала руків'я, за яке мав триматися випробуваний. Вона могла легко переміщуватись за рахунок того, що рейки можуть рухатися одна по одній.

Під час випробувань доброволець сидячи повинен був рухати каретку по рейках кистю правої руки, тримаючись за руків'я установки та створюючи тест-зусилля, орієнтовані в горизонтальній площині. При цьому один комп'ютер реєстрував сигнали механограм з тензодатчиків консолі та ЕМГ з досліджуваних м'язів плеча і плечового поясу, а другий зображував візуалізацію еталонного зусилля (тобто задана траєкторія у вигляді кривої), яке якнайточніше має спробувати згенерувати випробуваний (це відслідковувалося за положенням маркерів – еталонного та створеного людиною).

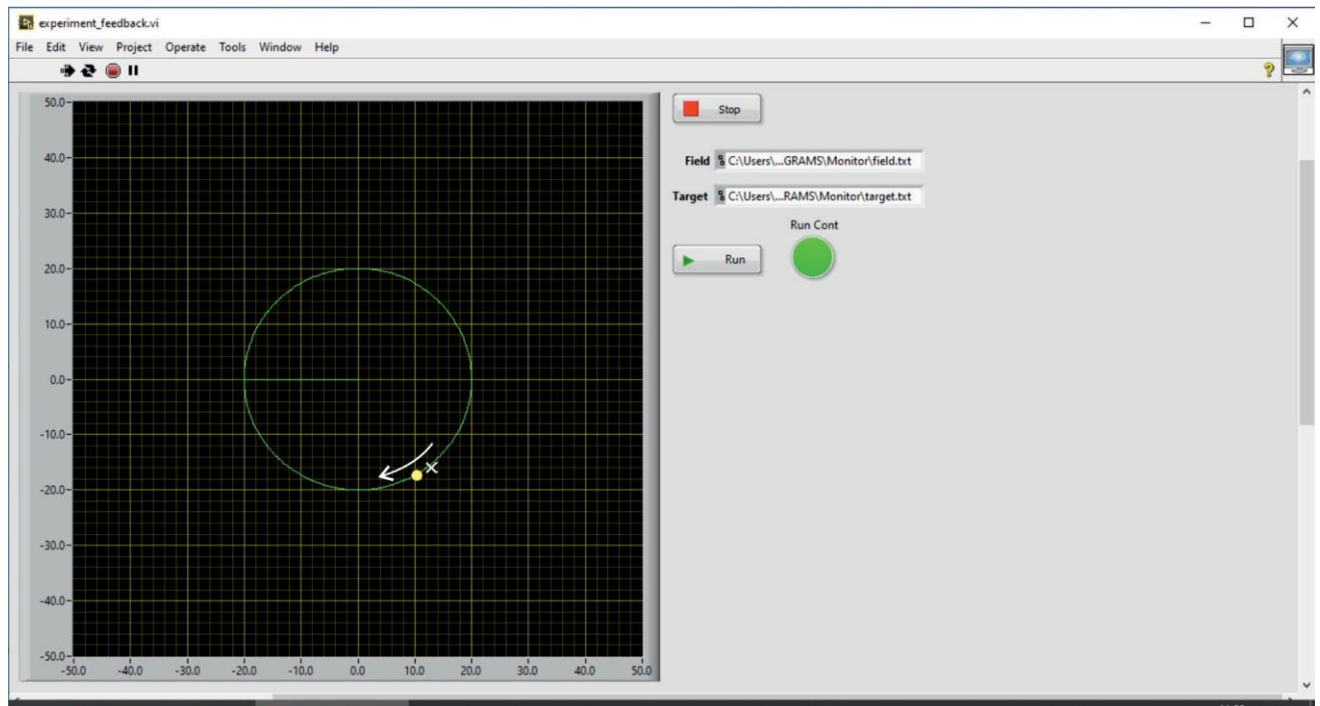


Рис. 2 . Приклад відстеження командного сигналу сили суб'єктом на моніторі комп'ютера: команда, представлена кінцем вектора сили (жовтий маркер), повільно рухається за годинниковою стрілкою з постійною швидкістю (біла стрілка) по круговому шляху (зелений контур), в той час як обстежуваний намагається натиснути на ручку маніпулятора рукою, таким чином, генерування змінного вектора сили (білий хрестик) в безпосередній близькості від рухомого командного сигналу

Відстань між плечовим суглобом і поверхнею столу регулювалась в оптимальне положення для горизонтального розміщення всієї руки шляхом зміни висоти сидіння; додатково ця ж кінцівка підвішувалася в області ліктьового суглоба спеціальним ремінцем, прикріпленим до стелі кімнати за допомогою троса, для підтримки кінцівки в горизонтальній площині на рівні плечового суглоба. Така фіксація допомагає нівелювати дію сили тяжіння на кінцівку досліджуваного, а також забезпечує меншу втомлюваність під час проведення експериментів. Зап'ястя м'яко фіксується лонгетою, для унеможливлення руху в ньому.

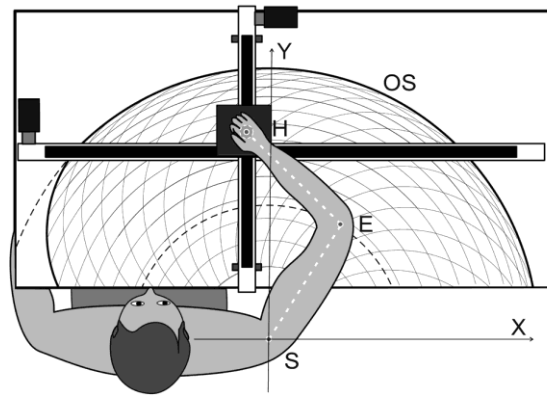


Рис. 3. Схематичне представлення механостимуляційного пристрою. Ламана лінія SEH - це схематичне представлення верхніх кінцівок; S, E і H - це плечові і ліктьові суглоби (центри осей обертання плечового і ліктьового суглобів) і рука. X і Y - координатні осі, що використовуються для визначення положення руки суб'єкта, що утримує ручку маніпулятора

Рухи вправо і вліво по відношенню до нульової точки вважалися позитивними і негативними відповідно.

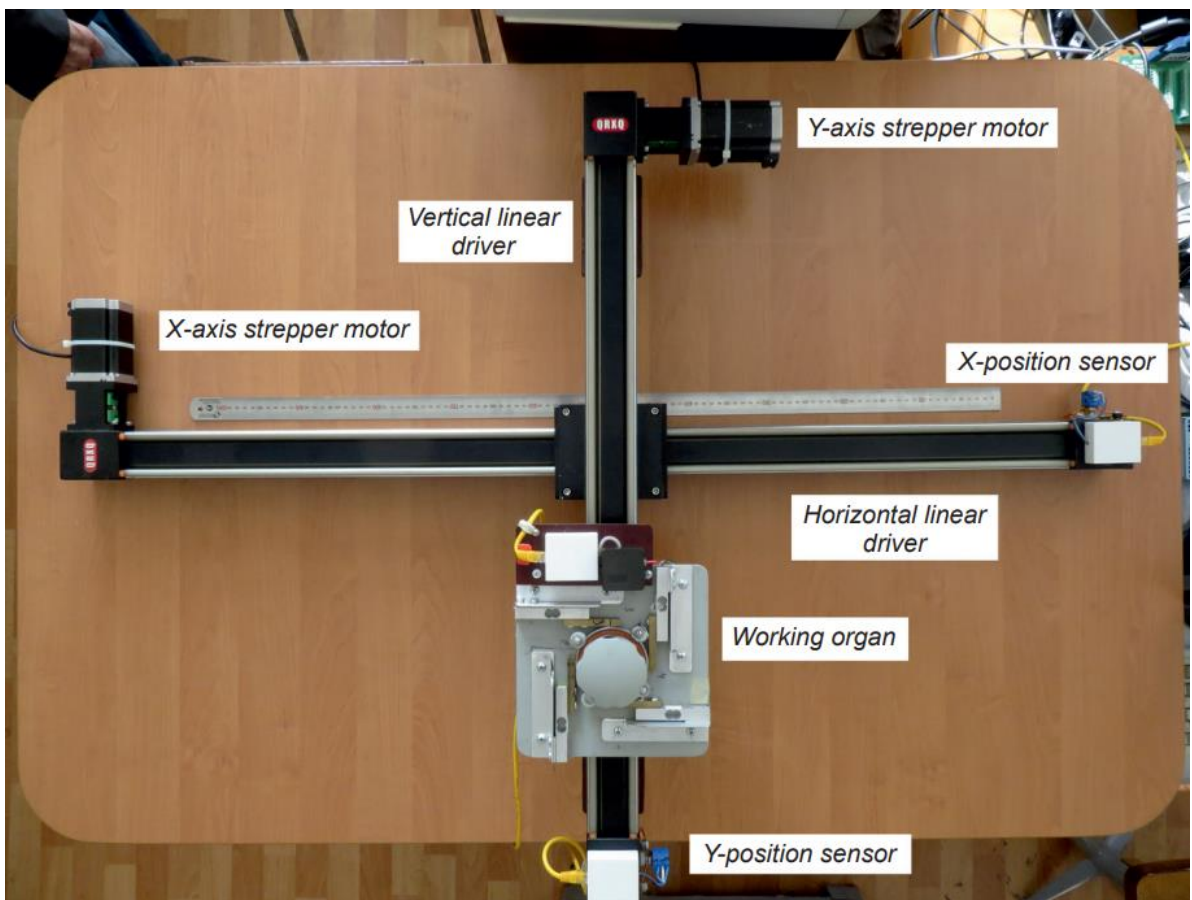


Рис. 4. Фото робочого прототипу робото-мехатронного пристрою із зазначенням

окремих його компонентів. X-axis strepper motor – кроковий двигун по осі X, Y-axis strepper motor – кроковий двигун по осі Y, X-position sensor – датчик на вісі X, Y -position sensor – датчик на вісі Y, Vertical linear driver – лінійний вертикальний драйвер, Horizontal linear driver – лінійний горизонтальний драйвер, Working organ – робочий орган.

2.2. Реєстрація електроміографічної активності та її аналіз

ЕМГ відводили за допомогою поверхневих біполярних електродів Skintact F-301 (Леонхард Ланг, Австрія) із застосуванням стандартних деталей методики (схема Конрада) [44]. Відстань між електродами складала 2,0 мм. У наших дослідженнях знімалися показники активності восьми м'язів плеча та плечового поясу: *m. brachioradialis* (*Br*, згинач ліктьового суглоба), *m. biceps brachii, caput longum* (*BB cl*, згинач ліктьового суглоба), *m. biceps brachii, caput breve* (*BB cb*, біартикулярний згинач плеча та ліктя), *m. triceps brachii, caput longum* (*TB cl*, біартикулярний розгинач плечового та ліктьового суглобів), *m. triceps brachii, caput laterale* (*TB clat*, розгинач ліктьового суглоба), *m. pectoralis major* (*Pm*, згинач плечового суглоба), *m. deltoideus, pars clavicularis* (*D pc*, згинач плечового суглоба), *m. deltoideus, pars scapularis* (*D ps*, розгинач плеча).

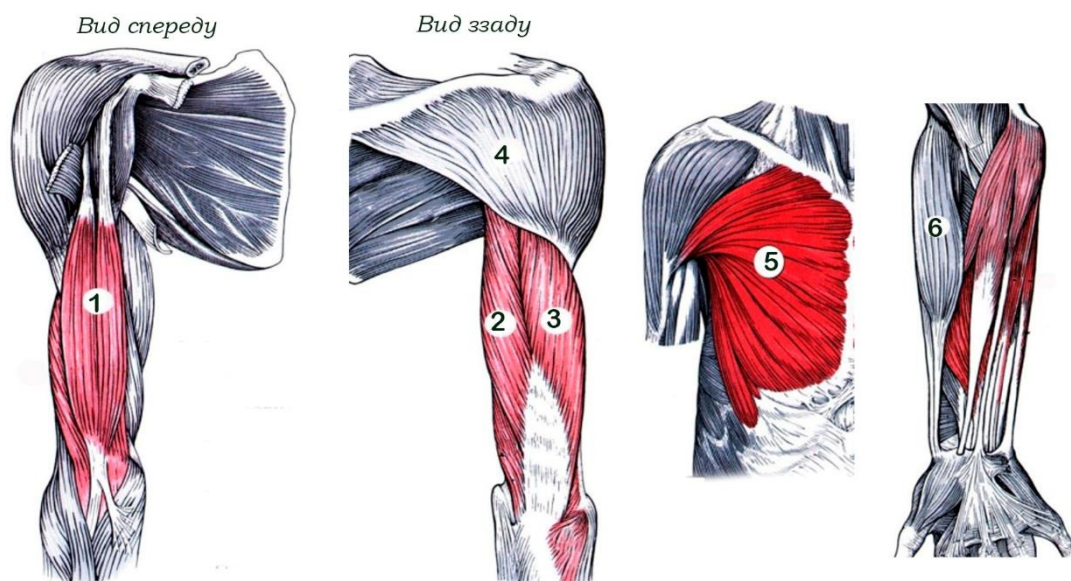


Рис. 5 Вигляд м'язів, з яких знімалися покази. 1 - *m. biceps brachii*, 2 – *m. triceps brachii, caput longum*, 3 – *m. triceps brachii, caput laterale*, 4 – *m. deltoideus*, 5 – *m. pectoralis major*, 6 – *m. Brachioradialis*.

Сигнали реєструвалися аналого-цифровими перетворювачами РСІ 6071Е и 6023Е («National Instruments», США) з частотою дискретизації $2 \cdot 10^3 \text{ с}^{-1}$. Смуговий діапазон підсилювачів відповідав 0,1–1000 Гц. Аналіз сигналів базувався на програмному пакеті LabView 6 та 7 (National Instruments, США). Сигнали ЕМГ піддавались:

- 1) високочастотній фільтрації з частотою відсікання 20 Гц;
- 2) повнохвильовому виправленню
- 3) низькочастотній фільтрації із частотою відсікання 5 Гц.

Фільтрація проходила за допомогою цифрового фільтра Butterworth 4-го порядку. Для подальшого аналізу сигналів ЕМГ було усереднено 6 окремих випробувань. Сигнали ЕМГ нормували (%) відносно їхніх усереднених значень, зафіксованих під час максимального довільного скорочення (MVC) відповідних м'язів, прийнятому за 100 %. Максимальне зусилля по згинанню знімалося при стисненні долонь у вертикальному положенні перед грудьми («поза молитви»), а по розгинанню – також перед грудьми, але тепер намагаючись розчепити долоні з позицій «замок». Це

дозволило отримати максимальну ЕМГ-активність для м'язів-згиначів та розгиначів відповідно. Перед виконанням основних задач було записано ЕМГ спокою; для отримання такої ЕМГ-активності випробуваному пропонували протягом 10 с не рухатися і повністю розслабити м'язи плеча та плечового поясу. Всі *off-line* обчислення та статистичний аналіз експериментальних даних проводились із використанням відповідних програмних засобів Origin 8.5 (OriginLab Corporation, США) та SPSS 17.0 («IBM Business Analytics», США). Методи комп'ютерного аналізу тестових рухів також описані в інших роботах [48, 49].

2.3. Протокол експериментів

Під час експерименту учасник мав виконати чотири рухових тести. Під час перших двох тестів рух руки в горизонтальній площині на рівні плечового суглобу був розрахований таким чином, аби плечовий суглоб залишався в нерухомому стані. При цьому ліктьовий суглоб на двох послідовних етапах спочатку згинався від 20 до 100 градусів (суглобні кути беруться зовнішні, рис. б.), а потім, відповідно розгинався. Тривалість кожного етапу складала 30 с. Між цими етапами ліктьовий суглоб знаходився в сталому положенні 2 с. Під час першого тесту людина мала створювати силу в сторону згинання ліктьового суглоба. Сила спрямовувалася по дотичній до траєкторії руху кисті руки і складала приблизно 20 Н. Під час другого тесту сила, яку створювала кисть руки була спрямована в сторону розгинання ліктьового суглобу і також складала 20 Н. Величина кута плечового суглобу при виконанні цих двох тестів приблизно складала 45 градусів.

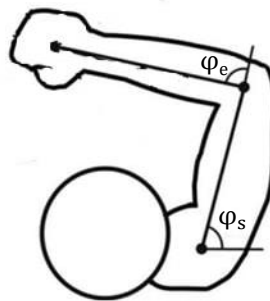


Рис.б Схема визначення суглобових кутів: φ_s – кут згину плеча, φ_e – кут згину ліктя

При виконанні третього і четвертого тестів нерухомим залишався ліктьовий суглоб, кут якого складав приблизно 45 градусів. Подібно до перших двох тестів плечовий суглоб на двох послідовних етапах спочатку згинався від 20 до 90 градусів, а потім, відповідно розгинався. Тривалість кожного етапу складала 30 с. Між цими етапами плечовий суглоб знаходився в сталому положенні 2 с. Під час третього тесту людина мала створювати силу в сторону згинання плечового суглоба. Сила спрямовувалася по дотичній до траєкторії руху кисті руки і складала приблизно 20 Н. Під час четвертого тесту сила, яку створювала кисть руки була спрямована в сторону розгинання

ліктьового суглобу і також складала 20 Н.

2.4. Математичний аналіз результатів

Теоретичне обчислення змін довжини та сили м'язів вздовж різних траєкторій в рамках двосуглобової моделі руки

Для якісного аналізу реакцій ЕМГ, очевидно, корисно мати принаймні приблизну інформацію про загальні тенденції змін довжини та сили м'язів вздовж різних траєкторій руху. Через відсутність реальних біомеханічних даних щодо геометрії досліджуваних м'язів та суглобів, ми можемо дати лише дуже приблизне наближення до змін відповідних параметрів.

Процедура розрахунку моментів сили (M_S , M_E) та суглобових кутів (α_S , α_E) для такої моделі представлена в роботі [45]. На рисунку (рис.) схематично зображений процес генерації ізометричного зусилля рукою людини із зафіксованим лонгетою зап'ястком. Дистальний сегмент інтерпретується як «подовжене» передпліччя; рука і вектор сили розташовані в межах горизонтальної площини, що проходить через плечовий суглоб.

Координати кінцевої точки маніпулятора Н в декартових координатах обчислюються за формулами:

$$x = l_s \cdot \cos(\varphi_s) + l_e \cdot \cos(\varphi_s + \varphi_e)$$

$$y = l_s \cdot \sin(\varphi_s) + l_e \cdot \sin(\varphi_s + \varphi_e)$$

де l_s і l_e — довжини плечового та ліктьового сегментів. На рис. 2.4.3 сегменти SE і EH відповідають цим сегментам кінцівок; φ_s і φ_e - кути з'єднання.

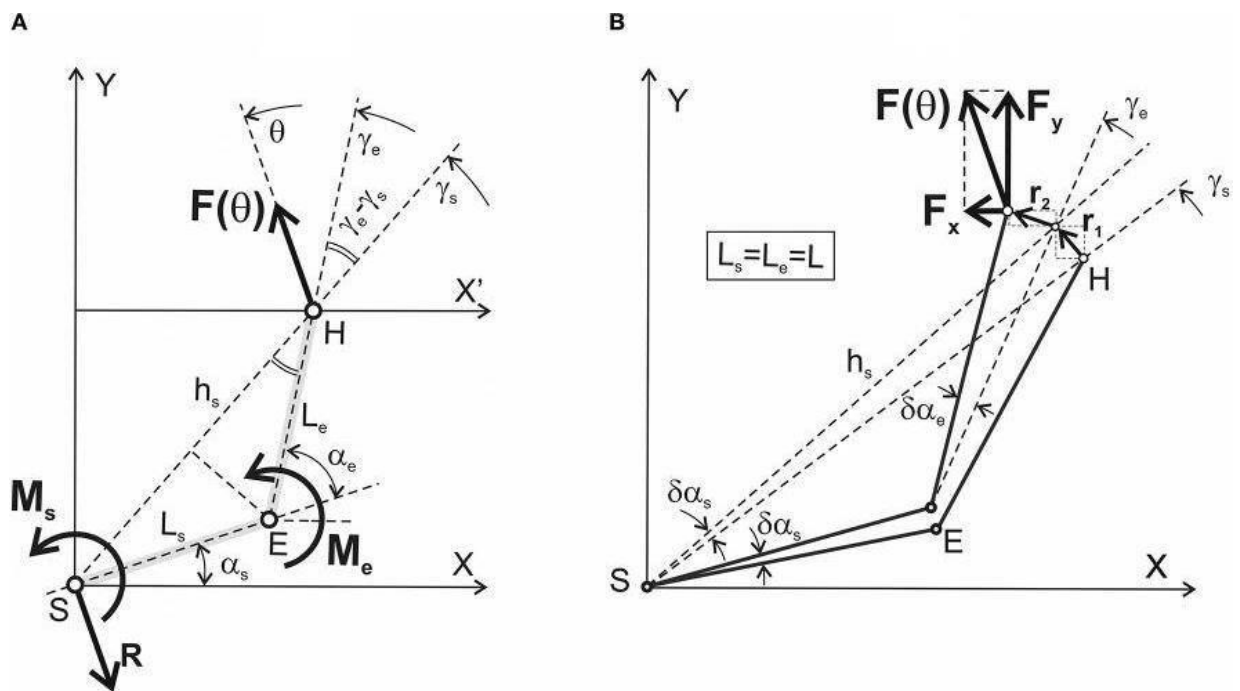


Рис. 7. Спрощена геометрія двосуглобової системи.

(А) Права рука людини, включаючи плечові (S) та ліктьові (E) суглоби, обрана анатомічним аналогом системи. Спрощена силова взаємодія руки (H) з навколишнім середовищем розглядається у випадку жорсткої іммобілізації зап'ястя. Основні характеристики системи: L_s , L_e - довжини проксимального (плечового) та дистального (ліктьового) сегментів; $\mathbf{F}(\theta)$ - вектор ізометричної сили, що є результатом взаємодії моментів сили $M_s(\theta)$ і $M_e(\theta)$, які спрямовані перпендикулярно площині вгору / вниз для повороту проти годинникової стрілки / за годинниковою стрілкою. Інші позначення: h_s - відстань між віссю плечового суглоба (S) та кистю (H); γ_s та γ_e - кути між віссю X' та лініями, що проходять через суглобів та кінцевою точкою (H). Силова реакція тіла у плечовому суглобі позначена вектором $\mathbf{R} = -\mathbf{F}(\theta)$. (В) Графічне представлення методу віртуальної роботи, що використовується для визначення функціональної взаємозалежності між генерованою силою та моментами. Детальний опис представлений у тексті [46].

Завдання полягає у пошуку суглобових моментів сили $M_s(\theta)$ та $M_e(\theta)$ для всіх можливих напрямків вектора сили $\mathbf{F}(\theta)$ ($\theta \in [0, 2\pi]$ rad). Зауважимо, що моделювання в цьому дослідженні було зроблено за спрощеним припущенням, що довжини проксимального та дистального сегментів рівні між собою: $L_s = L_e = L$. Літери «S» та «E» позначають відповідно плечовий

та ліктьовий суглоби (або ж проксимальні та дистальні суглоби).

У подібних експериментальних умовах довжина сегментів рук зазвичай суттєво не відрізняється одна від одної (можливе відхилення не більше 5–7% довжини плечового сегмента), тому для спрощення сегменти приймаються однакової довжини ($L_s = L_e = L$). Завдання полягає у пошуку моментів M_s та M_e в проксимальному (S) та дистальному (E) суглобах для генерації вектора сили $\mathbf{F}(\theta)$ рукою в кінцевій точці. Сили, що генеруються рукою, можуть змінюватися як за своєю амплітудою, так і за напрямом; коли аргумент кута θ змінено з 0 на 2π радіанів, вектор сили $\mathbf{F}(\theta)$ повертається в напрямку проти годинникової стрілки. Суглобові моменти сили M_s і M_e генеруються спільною дією м'язів плеча і ліктя. Передбачається, що амплітуда сили $|\mathbf{F}|$ і довжина сегментів (L) постійна, тому задача полягає у знаходженні суглобових моментів як функції кутів θ , α_s та α_e . Для даного вектора сили максимальна ефективність м'язів, що беруть участь у його створенні, відповідає повній бездіяльності їх антагоністів; будь-яке скорочення антагоністів зменшило б вимушену дію агоністів. Коактивація вносить невизначеність у поведінку системи; ступінь спільної активації можна визначити тільки в реальному досліді.

Під час моделювання рівноважних станів двосуглобових рухів для випадку, коли довжини верхнього та нижнього сегментів плеча однакові було отримано рівняння:

$$M_s = F h_s \sin(\theta - \gamma_s); M_e = FL \sin(\theta - \gamma_e),$$

Ця комбінована дія моментів сил, що створюються відносно плечового та ліктьового суглобів, викликає генерацію ізометричної сили $\mathbf{F}(\theta)$ у даній кінцевій точці робочого простору.

Для заданої амплітуди сили $|\mathbf{F}|$ і геометрії руки ($L_s = L_e = L$), сила у кінцевій точці $\mathbf{F}(\theta)$ повністю визначається *характеристичними кутами* (CA) γ_s та γ_e ; параметр довжини h_s дорівнює відстані від осі плечового суглоба до кінцевої точки H (рис. 7). Відповідно до малюнку .., відстань між віссю плеча і рукою визначається за допомогою даного

співвідношення:

$$h_S = L[\cos(\gamma_S - \alpha_S) + \cos(\gamma_E - \gamma_S)],$$

де *характеристичні кути* γ_S та γ_E визначаються в залежності від суглобових кутів α_S та α_E за таким співвідношенням:

$$\gamma_S = \sin \alpha_S + \frac{\sin(\alpha_S + \alpha_E)}{\cos \alpha_S + \cos(\alpha_S + \alpha_E)}; \quad \gamma_E = \alpha_S + \alpha_E$$

Відповідно до рис. 7, координати кінцевої точки H можуть бути визначені наступним співвідношенням:

$$H_x = h_S \cos \gamma_S; \quad H_y = h_S \sin \gamma_S,$$

Зміни довжини ліктьових м'язів визначаються такими виразами:

$$L_E^{fl} = \sqrt{l_S^2 + h^2 + 2l_S h \cos \alpha_E}; \quad L_E^{ex} = \sqrt{l_S^2 + h^2 - 2l_S h \cos \alpha_E};$$

де α_E – кут ліктьового суглоба; l_S – представляє довжину плечового сегмента руки (тобто відстань SE на рисунку 7, B); h - відстань між віссю ліктьового суглоба та точкою кріплення згиначів та розгиначів. Далі, використовуючи запропоновані раніше методи визначення моментів M_E^+ , M_E^- [45], можна визначити нормальну складову сил, що діють відносно ліктьового суглоба:

$$F_E^{fl(n)} = \frac{M_E^+}{h}; \quad F_E^{ex(n)} = \frac{M_E^-}{h}$$

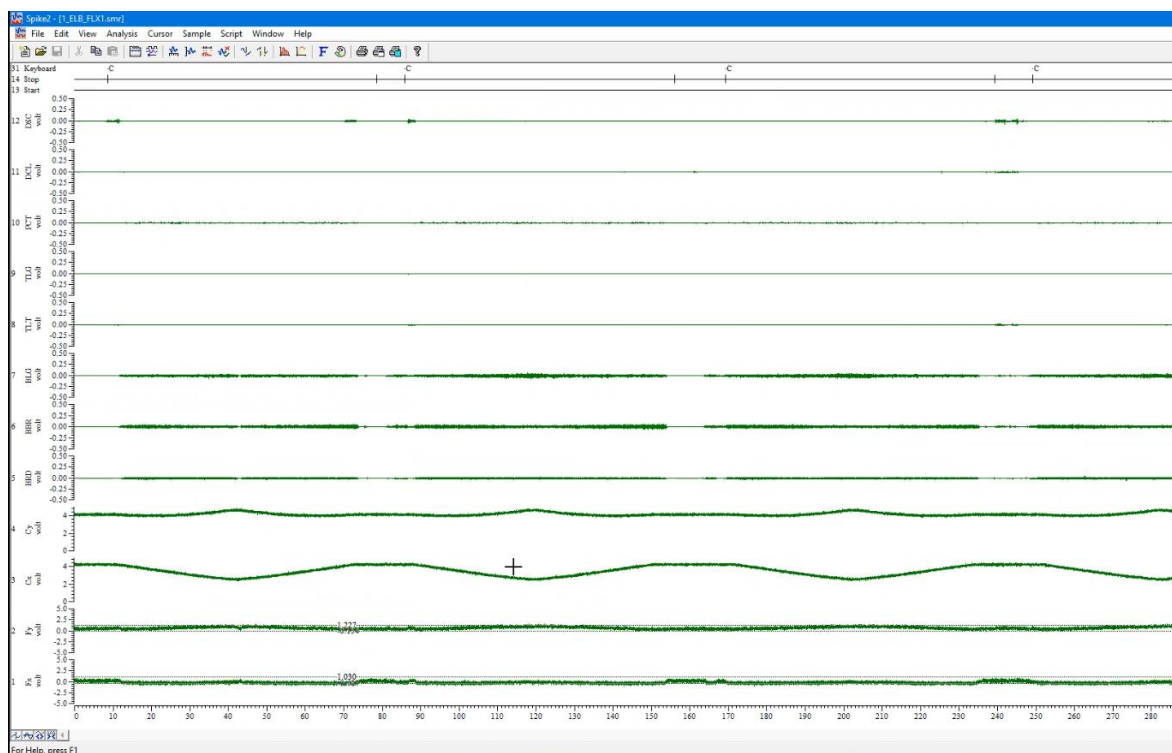
Сили F_E^{fl} та F_E^{ex} було розраховано за допомогою відповідних тригонометричних перетворень. Відповідні графіки для м'язів плечового суглобабули отримані з використанням методу набору перешкод, детально описаного Гарнером та Пенді (2000) [47]. Суть цього методу базується на передумові, що результуюча м'язова сила діє вздовж локусу поперечних центроїдів м'яза у поперечному перерізі. Траєкторія м'яза обчислюється шляхом ідеалізації його центроїдного локусу у вигляді еластичної стрічки без тертя, яка вільно рухається над сусідніми анатомічними обмеженнями, такими як кістки та інші м'язи. Анатомічні обмеження, які називаються

перешкодами, представлені в моделі жорсткими твердими тілами правильної форми, такими як сфери та циліндри. Перешкоди разом із м'язовою траєкторією визначають набір перешкод. Пропонується, що траєкторія будь-якого м'яза може бути змодельована за допомогою одного або декількох з наступних чотирьох наборів перешкод: поодинокі сфера, поодинокі циліндр, подвійний циліндр із сферичною кришкою. Якщо припустити, що локус м'язових центроїдів відомий довільною конфігурацією суглоба, метод набору перешкод може бути використаний для розрахунку траєкторії м'яза для всіх інших конфігурацій суглоба. Метод набору перешкод пояснює не лише взаємодію між м'язом та сусідніми анатомічними обмеженнями, але також і спосіб, яким ця взаємодія змінюється із конфігурацією суглоба.

РОЗДІЛ 3. ОБРОБКА ЕКСПЕРИМЕНТА

3.1 Обробка механограм та електроміограм у програмному пакеті Origin

У наших досліджах реєструвалися сигнали механограм та електроміограми (ЕМГ), при створенні людиною тест-зусилля спрямованого на переміщення каретки по рейках згідно із заданою траєкторією, тримаючись за неї кистю правої руки. Зняті покази відображалися на комп'ютері як на мал. 8



Мал. 8. Зображення механограм та ЕМГ досліджуваних м'язів у системі CED у системі CED (*Cambridge Electronic Design*), що містить аналого-цифрові передавачі (АЦП), а також дані зберігалися цією системою у вигляді текстового файлу з усіма знятими показами.

Траєкторії задавалися, як було вже вказано у методології, на екрані іншого комп'ютера перед досліджуванним, а відстеження відбувалося за допомогою двох маркерів – перший задавався програмою (еталон), другий – переміщувався за рахунок фізичного зусилля, яке прикладає людина, переміщуючи каретку і намагаючись відстежити еталон (режим зорового відстеження).

Дослід повторювався для декількох траєкторій, але головним принципом при їх заданні було те, що один із суглобів (плечовий або ліктювий) мав лишатися нерухомим. Наступним кроком після повторення експерименту для декількох траєкторій було зняття максимального довільного зусилля, яке можуть розвинути м'язи. Максимальне зусилля знімалося для того, щоб перевести дані, записані з ЕМГ у безрозмірні величини для простішої їх обробки. Тобто у текстові файли, які створював автоматично CED, записувалися не абсолютні величини ЕМГ, а їх відношення до максимального зусилля (%MVC, percent of maximum voluntary contraction). Дані з текстових файлів можна було вже використовувати для обробки експерименту, що ми і почали робити за допомогою програмного пакету *Origin 2018* (рис. 9).

	T(X)	TT(Y)	FX(Y)	FY(Y)	DX(Y)	DY(Y)	PHIS(Y)	PHIE(Y)	MS(Y)	ME(Y)	BrRad(Y)	BicBr(Y)	BicLg(Y)	TrLat(Y)	TrLg(Y)	Pect(Y)	DeltCl(Y)	DelSc(Y)
Long Name	T	TT	FX	FY	DX	DY					BrRad	BicBr	BicLg	TrLat	TrLg	Pect	DeltCl	DelSc
Units																		
Comments																		
1	0	0	-6.31622	4.74989	32.22667	46.09572	45.18893	18.71177	4.44224	2.32853	8.70616	20.97618	6.79304	1.86412	1.59071	11.74045	1.22537	0.21523
2	0.01	0.0101	-6.33971	4.77664	32.24009	46.08161	45.14423	18.7597	4.45913	2.33702	8.44209	22.43002	7.37823	2.17251	1.76428	11.77609	1.3694	0.29118
3	0.02	0.0202	-6.35443	4.77818	32.25338	46.06924	45.10952	18.79079	4.4685	2.34253	10.14473	23.66424	7.92743	2.48079	1.93236	11.71144	1.50324	0.36776
4	0.03	0.0302	-6.36939	4.78377	32.26624	46.05822	45.08749	18.80113	4.47309	2.345	10.78365	24.64292	8.42012	2.77737	2.08904	11.58622	1.62255	0.44222
5	0.04	0.0403	-6.38565	4.78197	32.27844	46.05204	45.08041	18.78726	4.47229	2.34473	11.33019	25.34626	8.83988	3.05128	2.22883	11.38318	1.72233	0.51176
6	0.05	0.0504	-6.35443	4.77185	32.28975	46.04798	45.08929	18.74803	4.46684	2.34219	11.76154	25.77368	9.17385	3.29298	2.34719	11.10559	1.80049	0.5738
7	0.06	0.0605	-6.34726	4.75251	32.3	46.0471	45.11395	18.68403	4.45779	2.33803	12.06437	25.94112	9.41356	3.49484	2.44084	10.76166	1.85468	0.62612
8	0.07	0.0706	-6.34214	4.72339	32.30911	46.04915	45.1529	18.598	4.44659	2.33315	12.23071	25.88413	9.55762	3.65169	2.50784	10.36579	1.8841	0.66889
9	0.08	0.0806	-6.34266	4.68471	32.31704	46.05379	45.20403	18.49357	4.43499	2.32855	12.26178	25.65294	9.61062	3.76096	2.54776	9.93747	1.88931	0.695
10	0.09	0.0907	-6.35251	4.6372	32.3289	46.06043	45.2644	18.37556	4.42492	2.32529	12.16664	25.30212	9.58179	3.82318	2.56186	9.49816	1.87249	0.70998
11	0.1	0.1008	-6.37502	4.58157	32.32972	46.06841	45.33015	18.25043	4.41808	2.32432	11.9623	24.89227	9.48337	3.84171	2.55244	9.07051	1.83675	0.71215
12	0.11	0.1109	-6.4128	4.51907	32.33461	46.07696	45.39704	18.12527	4.41605	2.32649	11.67398	24.4862	9.33073	3.82217	2.52357	8.67779	1.78612	0.70229
13	0.12	0.121	-6.46742	4.45131	32.33875	46.0854	45.46131	18.00611	4.42004	2.33241	11.33016	24.13707	9.14046	3.77189	2.48001	8.34237	1.72525	0.68196
14	0.13	0.131	-6.53915	4.38036	32.34225	46.09308	45.51942	17.89883	4.4308	2.34241	10.96219	23.88249	8.92964	3.69905	2.4273	8.082	1.65912	0.65329
15	0.14	0.1411	-6.62717	4.30853	32.34527	46.09952	45.58666	17.80775	4.4487	2.35658	10.6047	23.7569	8.71538	3.61209	2.37136	7.91091	1.59317	0.61887
16	0.15	0.1512	-6.7292	4.23816	32.34796	46.10439	45.60732	17.73554	4.47342	2.37462	10.28999	23.77594	8.5133	3.51934	2.31819	7.83908	1.53256	0.5816
17	0.16	0.1613	-6.84234	4.17163	32.35038	46.10762	45.63499	17.68279	4.50438	2.39608	10.04678	23.94036	8.33678	3.42834	2.27359	7.87066	1.48193	0.54423
18	0.17	0.1714	-6.95245	4.11153	32.35255	46.10924	45.65194	17.64989	4.54052	2.42023	9.89869	24.24085	8.19546	3.34533	2.24295	8.00376	1.44501	0.50959
19	0.18	0.1814	-7.08522	4.06023	32.35444	46.10952	45.65964	17.63169	4.58062	2.44624	9.85236	24.65934	8.09666	3.27501	2.2307	8.23153	1.42456	0.48026
20	0.19	0.1915	-7.20623	4.01977	32.35603	46.10886	45.66052	17.62678	4.62335	2.47322	9.84871	25.16724	8.04707	3.22032	2.24042	8.54294	1.42282	0.45846
21	0.2	0.2016	-7.3212	3.99173	32.35721	46.10767	45.65679	17.63068	4.66725	2.50025	10.16104	25.73574	8.05134	3.18266	2.2749	8.92202	1.44072	0.44589
22	0.21	0.2117	-7.42697	3.97711	32.35789	46.1065	45.65157	17.63821	4.71123	2.52662	10.49488	26.33804	8.11174	3.16183	2.33582	9.35013	1.47808	0.44359
23	0.22	0.2218	-7.52116	3.97619	32.35799	46.10584	45.64779	17.6445	4.75431	2.55174	10.94162	26.94973	8.22926	3.15661	2.42357	9.80652	1.53336	0.45185
24	0.23	0.2318	-7.60275	3.98875	32.3574	46.10609	45.64751	17.64625	4.79599	2.57529	11.48511	27.55255	8.40426	3.16481	2.53728	10.2708	1.60384	0.47028
25	0.24	0.2419	-7.67206	4.01349	32.35601	46.10754	45.65219	17.64115	4.836	2.5972	12.10299	28.13787	8.6358	3.18382	2.67487	10.72247	1.6863	0.49779
26	0.25	0.252	-7.73065	4.04857	32.35375	46.11035	45.66263	17.62803	4.8745	2.61764	12.77233	28.70548	8.92149	3.21137	2.83378	11.14331	1.77718	0.53286
27	0.26	0.2621	-7.78155	4.09151	32.35062	46.11448	45.67866	17.60715	4.91205	2.63707	13.46938	29.26305	9.25758	3.24509	3.0105	11.51876	1.87208	0.57328
28	0.27	0.2722	-7.82891	4.13879	32.34667	46.11981	45.69962	17.57952	4.94944	2.65615	14.1708	29.81824	9.63749	3.28317	3.20125	11.83462	1.96559	0.61666
29	0.28	0.2822	-7.87719	4.18655	32.3421	46.12601	45.72414	17.54708	4.98745	2.67554	14.85587	30.38461	10.05308	3.32419	3.4017	12.08119	2.05677	0.6605
30	0.29	0.2923	-7.93126	4.23073	32.33706	46.13269	45.75018	17.51302	5.027	2.69599	15.50918	30.97188	10.49397	3.36738	3.60687	12.25381	2.13922	0.70213
31	0.3	0.3024	-7.99611	4.26719	32.33179	46.13938	45.7756	17.48051	5.06902	2.7183	16.11987	31.58658	10.94726	3.41239	3.81143	12.35123	2.21122	0.73901
32	0.31	0.3125	-8.07604	4.29207	32.3266	46.1456	45.79834	17.45246	5.11422	2.74308	16.67898	32.23205	11.39846	3.45921	4.00977	12.37519	2.27095	0.769
33	0.32	0.3226	-8.17459	4.30191	32.32179	46.15091	45.8166	17.43129	5.1631	2.77081	17.18294	32.8985	11.82962	3.50788	4.19634	12.33168	2.31759	0.79037
34	0.33	0.3326	-8.29425	4.29412	32.31771	46.15491	45.82892	17.41879	5.21596	2.80181	17.63281	33.56385	12.22089	3.55809	4.36563	12.25122	2.35131	0.80211
35	0.34	0.3427	-8.43568	4.28729	32.31461	46.15729	45.83409	17.41051	5.27273	2.83413	18.031	34.19887	12.55417	3.60848	4.51222	12.08145	2.37345	0.81555

Рис. 9 Робоче вікно програми Origin. Пояснення величин: T і TT – час (с), FX та FY – компоненти (проекції) сили (Н), DX і DY – положення каретки (і кисті на ній) (см), PHIS та PHIE – суглобові кути (градуси), перераховані за допомогою тригонометричних формул, для плечового та ліктювого суглобів відповідно, MS та ME – крутні моменти навколо плечового та ліктювого суглобу відповідно (Н·м), відносні сигнали ЕМГ для BrRad, BicBr, BscLg, TrLat, TrLg, Pect, DeltCl, DelSc у %MVC.

Як вже вказувалося, траєкторії руху у наших дослідженнях задавалися таким чином, щоб один із суглобів був нерухомим. Завдяки побудові графіків у

програмному пакеті *Origin* це досить просто можна було спостерігати (рис.10):

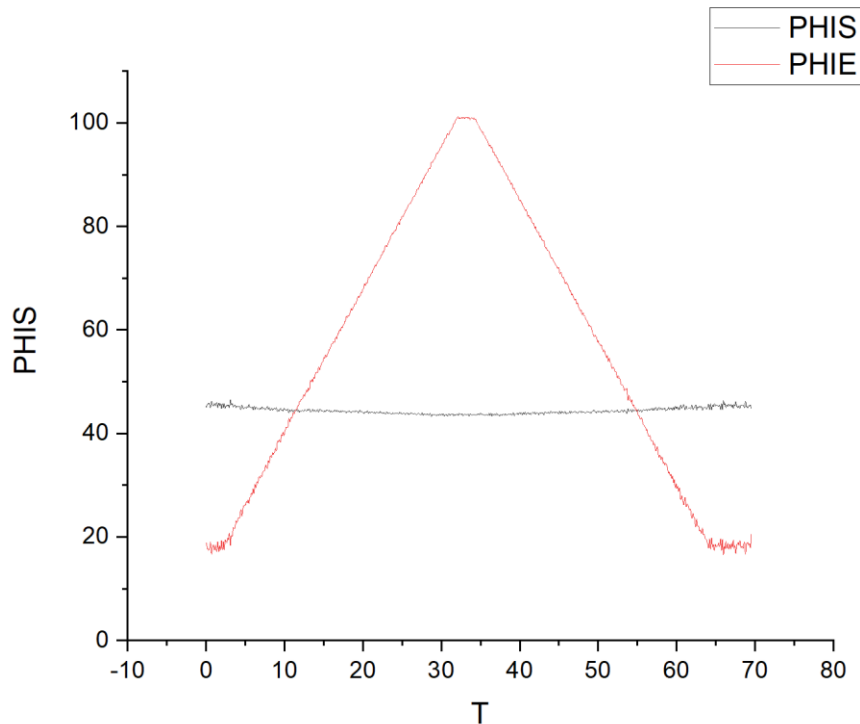


Рис. 10. Динаміка змін суглобних кутів під час виконання рухового завдання.

Плечовий (PHIS) та ліктьовий (PHIE) кути позначено чорною та червоною лініями відповідно. По осі абсцис відкладено час в с, а по осі ординат кут в градусах. В даному випадку обертання в плечовому суглобі майже відсутнє.

Наступний графік (рис. 11) залежності крутних моментів сил від часу показує також, що плечовий суглоб мав бути нерухомим (MS - пряма), але спостерігаємо стрибок на прямій MS, пов'язаний із людським фактором: у певний момент часу (між 30 та 40 с) можна спостерігати рефлекторну реакцію людини спочатку на зупинку, а потім на початок руху кисті, але з 40 секунди MS – знову цілком можна вважати прямою, а крутний момент навколо плечового суглобу сталим.

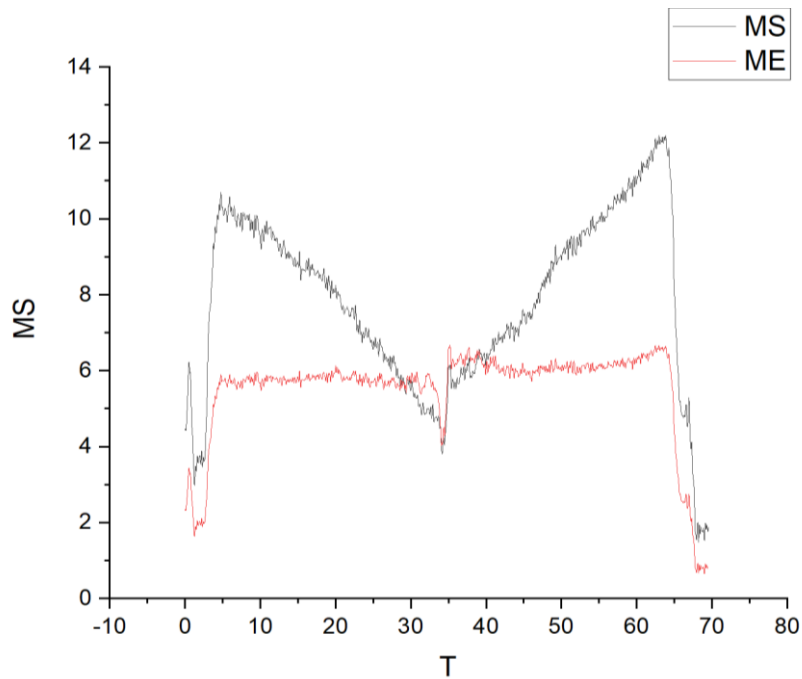


Рис. 11. Динаміка зміни крутних моментів відносно центрів обертання суглобів під час виконання рухового завдання. Крутні моменти відносно ліктювого (ME) та плечового суглобів (MS) позначені червоною та чорною лініями відповідно. По осі абсцис відкладено час в с, а по осі ординат крутний момент в Н·м.

На цьому етапі досліджень можна розглянути також динаміку зміни ЕМГ усіх м'язів (рис. 12) чи якихось конкретних, і, наприклад, порівняти її для різних людей. Центральна нервова система усіх людей намагається забезпечити рух якомога меншою кількістю компонент (це буде показано у подальших дослідках), але організація цього руху у кожної людини може бути різною, бо кожна людина є унікальною. Детальніше цією тематикою займався мій колега Бондар О.В. у своїй дипломній роботі.

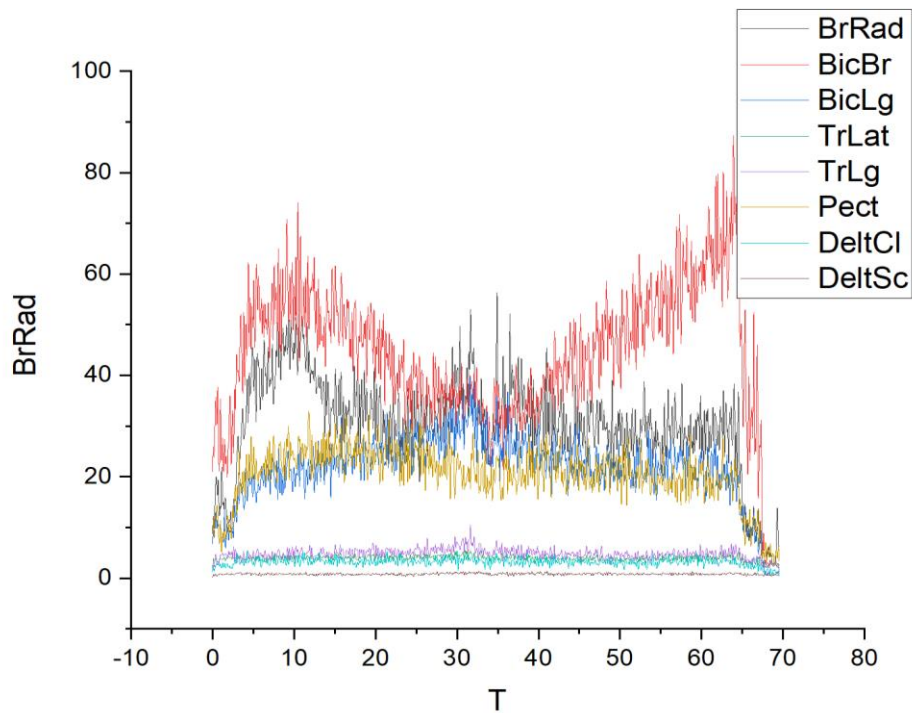


Рис. 12 Динаміка зміни ЕМГ активності восьми основних м'язів рухи при виконанні рухового завдання. BrRad – м. Brachioradialis, BicBr – м. Biceps Brachii caput breve, BicLg – м. Biceps Brachii caput longum, TrLat – м. Triceps Brachii caput laterale, TrLg – м. Triceps Brachii caput longum, Pect – м. Pectoralis, DeltCl – м. Deltoideus pars clavicularis, DeltSc – м. Deltoideus pars scapularis. По осі абсцис відкладено час в с, а по осі ординат відсотки активації відповідного м'язу до тесту максимального довільного скорочення.

У моїй роботі стояла інша *мета* – розглянути як центральна нервова система забезпечує виконання рухової задачі, що виконується рукою людини за допомогою аналізу електроміограм, знятих із м'язів, задіяних у цьому русі та визначити, які задачі є більш простими, а які – складнішими для ЦНС.

3.2 Статистичний аналіз з використанням SPSS Statistics

У статистичній обробці ми брали до уваги кожного учасника експерименту окремо, а потім порівнювалися між собою. Саме для цього досліджувані чоловіки обиралися приблизно одного віку (20-30 років) та у яких не було виявлено неврологічних захворювань та порушень функцій скелетно-м'язового апарату.

Подальший статистичний аналіз відбувається за допомогою програмного пакету SPSS (Statistical Package for the Social Sciences). SPSS Statistics — це потужна платформа статистичного програмного забезпечення, яка має зручний інтерфейс і надійний набір функцій, що надають можливість швидко та просто добути необхідну інформацію з ваших даних.

Перш ніж приступити до обробки у цій програмі необхідно замінити крапки у числах на коми, що можна було зробити у будь-якому стандартному текстовому редакторі.

Використовувався *Factor analysis - > Extraction*, метод – *Principal components* (рис. 13).

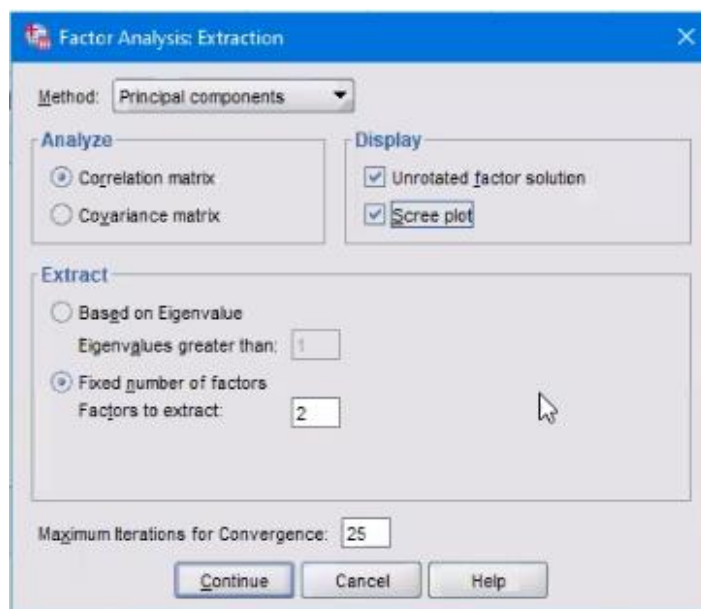


Рис. 13 Вигляд діалогового вікна у SPSS

У даному випадку «*Factors to extract*» встановили 2, аби подивитися який відсоток руху покривають перші дві компоненти.

Component	Initial Eigenvalues			Extraction Sums of Squared Loadings			Rotation Sums of Squared Loadings		
	Total	% of Variance	Cumulative %	Total	% of Variance	Cumulative %	Total	% of Variance	Cumulative %
1	6,131	76,635	76,635	6,131	76,635	76,635	4,600	57,505	57,505
2	1,308	16,348	92,983	1,308	16,348	92,983	2,838	35,478	92,983
3	,309	3,866	96,849						
4	,128	1,595	98,443						
5	,057	,713	99,156						
6	,031	,386	99,542						
7	,027	,338	99,880						
8	,010	,120	100,000						

Extraction Method: Principal Component Analysis.

Рис. 14 Результати використання методу головних компонент, де червоним виділено відсоток руху, який покривають перші дві компоненти

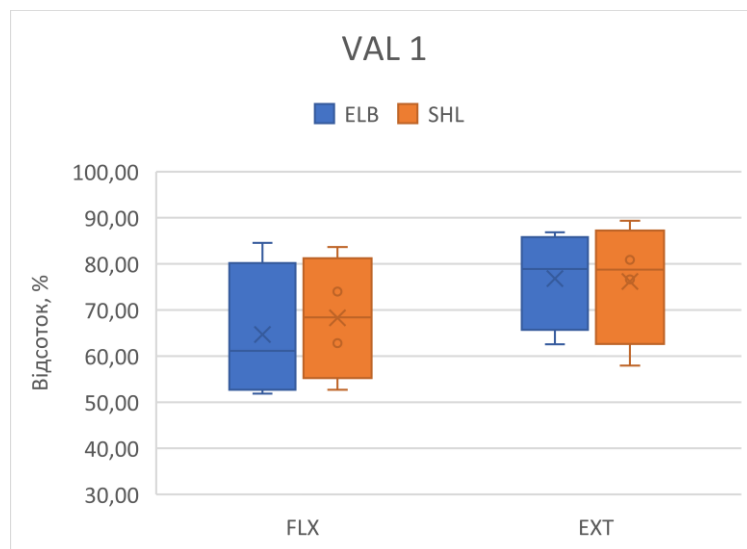
Проте у результатах обробки можна побачити і вклад всіх інших компонент у третьому стовпчику таблиці (рис. 14). Далі у четвертому стовпчику бачимо суми компонент: 1 – відсоток, який дає перша компонента; 2 – відсоток першої та другої компоненти, 3 – перші три компоненти і т.д. За результатами маємо, що перші дві компоненти покривають майже 93% руху. Якщо розглянути 3 компоненти, то вони вже пояснюють 97% виконання рухової задачі.

Таблицю (табл. 1) з даними аналізу головних компонентів (PCA, principal component analysis), які є результатами обробки в SPSS для кожного із учасників (по 4 досліді на кожного), я перевела Microsoft Excel 2016 для побудови графіків, де можна буде порівняти процеси згинання та розгинання.

PERS	JNT	FRC	VAL1	VAL2
220209	ELB	FLX	55,24	79,62
220209	ELB	EXT	62,55	76,56
220209	SHL	FLX	62,82	76,86
220209	SHL	EXT	57,95	76,97
220215	ELB	FLX	51,86	65,91
220215	ELB	EXT	75,11	85,70
220215	SHL	FLX	52,69	67,50
220215	SHL	EXT	80,87	89,17
220218	ELB	FLX	67,04	87,35
220218	ELB	EXT	86,85	92,89
220218	SHL	FLX	73,98	88,98
220218	SHL	EXT	89,34	94,71
220221	ELB	FLX	84,55	91,56
220221	ELB	EXT	82,67	92,54
220221	SHL	FLX	83,64	92,37
220221	SHL	EXT	76,64	92,98

Табл. 1. Дані аналізу головних компонент (PCA), де PERS - ідентифікатор учасника; JNT - рухомий суглоб (ELB - ліктьовий, SHL - плечовий); FRC - напрямок створення сили (FLX - згинання, EXT - розгинання); VAL1 - Вага першого компоненту, %; VAL2 - Вага двох компонентів, %

Далі використовуємо добре відомий нам функціонал Microsoft Excel, а саме, побудова графіків за алгоритмом: Insert (Вставити) => All Charts (Усі діаграми) => Box & Whiskers («Ящик із вусиками»):



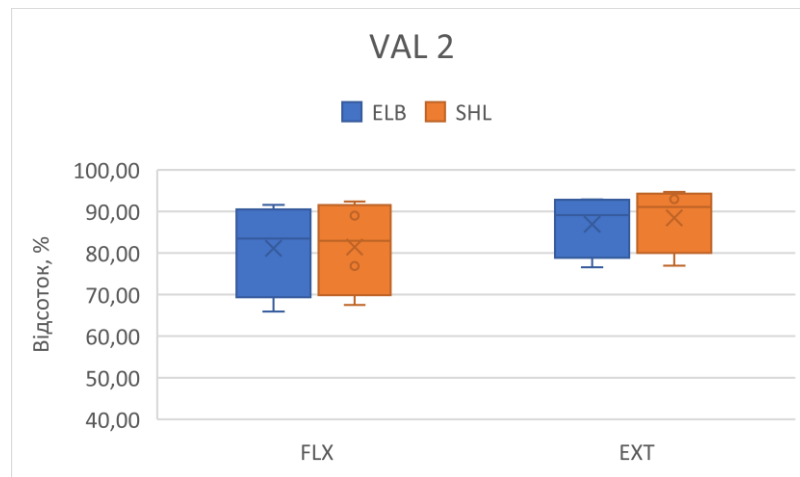


Рис. 15. Зліва діаграми показують скільки відсотків руху покриває перша (VAL 1) та перші дві компоненти (VAL 2) у процесі згинання (FLX), справа – аналогічні діаграми, але для процесу розгинання (EXT)

Із наведених вище діаграм бачимо, що у процесі згинання перші дві компоненти покривають менший відсоток рухової задачі, ніж у процесі розгинання.

Висновок: За допомогою аналізу електроміограм можна виявити індивідуальні особливості організації руху центральною нервовою системою. А продовжуючи дослідження отриманих ЕМГ шляхом статистичного аналізу та методом виділення головним компонент, ми виявили тенденцію до більшої складності задач на створення згинального зусилля, аніж на розгинальне. Проте статистичного значення ця тенденція не набуває, оскільки у досліджах було задіяно всього чотири людини. Експеримент необхідно проводити на більшій кількості людей та застосовувати двох-факторний дисперсійний аналіз (ANOVA) для підтвердження чи спростування знайденої тенденції.

ЗАКЛЮЧЕННЯ

Дослідження динаміки центральних мозкових команд в умовах зорового відстеження здатне вивести на новий рівень розробку реабілітаційних методів при травмах та захворюваннях опорно-рухового апарату, що є неймовірно важливим етапом, у зв'язку з останніми подіями в нашій країні.

Розглянувши результати досліджень, проведених вченими за останнє століття, стає зрозуміло, що мозок не може в принципі призначати рівні активації м'язів, включаючи м'язову коактивацію, оскільки вона відображає як низхідні сигнали мозку, так і активність рефлекторних циклів зворотного зв'язку. Через те, що зовнішні впливи не є цілком передбачуваними, рефлекс-опосередкована частка активації м'язів також непостійна. Всі ці фактори впливають на спостережувані рівні активації м'язів.

Також рівень коактивації вищий у людей, що мають неврологічні розлади та проблеми з опорно-руховим апаратом, бо ці люди сприймають навіть звичні рухи як завдання підвищеної складності. Тобто процес реабілітації спрямований на те, щоб знизити рівень коактивації, що гарно можна відслідкувати за показами ЕМГ та їх графіками.

Завдання на визначення складності рухової задачі для організації центральною нервовою системою зводиться до статистичного аналізу ЕМГ та визначення того, скільки компонент пояснюють майже весь рух. Їх кількість буде зменшуватися пропорційно зменшенню рівня коактивації.

Такі дослідження необхідні для правильного планування процесу реабілітації, тренувань, навчання користуватися протезами від простих завдань до складних. Так, у моїй роботі я показала знайдену тенденцію до більшої складності задач на згинання, ніж на розгинання. Проте це припущення треба перевіряти на значно більшій кількості людей різного віку та статі із застосуванням двох-факторного дисперсійного аналізу (ANOVA).

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Zajac FE (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* **17** (4): 359–411. PMID 2676342.
2. Hogan, Neville (1988). Planning and execution of multijoint movements. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* **66** (4): 508–517. ISSN 0008-4212. doi:10.1139/y88-080.
3. Hogan Neville (1985). The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biological Cybernetics* **52** (5): 315–331. ISSN 0340-1200. doi:10.1007/BF00355754.
4. Stein, R. B. (1982). What muscle variable(s) does the nervous system control in limb movements?. *Behavioral and Brain Sciences* **5** (04): 535. ISSN 0140-525X. doi:10.1017/S0140525X00013327.
5. Hoffman Donna S. & Strick Peter L. (1986). Activity of wrist muscles during step-tracking movements in different directions. *Brain Research* **367** (1-2): 287–291. ISSN 00068993. doi:10.1016/0006-8993(86)91604-5.
6. Kalaska John F., Scott Stephen H., Cisek Paul and Sergio Lauren E. (1997). Cortical control of reaching movements. *Current Opinion in Neurobiology* **7** (6): 849–859. ISSN 09594388. doi:10.1016/S0959-4388(97)80146-8.
7. Fetz E.E., Cheney P.D. German D.C. (1976). Corticomotoneuronal connections of precentral cells detected by post-spike averages of EMG activity in behaving monkeys. *Brain Research* **114** (3): 505–510. ISSN 00068993. doi:10.1016/0006-8993(76)90973-2.
8. Fetz EE and Cheney PD (1996). Postspike facilitation of forelimb muscle activity by primate corticomotoneuronal cells. *Journal of neurophysiology* **44** (4): 751–772.
9. Cheney PD, Fetz EE and Mewes K (1991). Neural mechanisms underlying corticospinal and rubrospinal control of limb movements. *Progress in brain research* **87**: 213–52. PMID 1866448.
10. Kasser RJ and Cheney PD (1985). Characteristics of corticomotoneuronal

- postspike facilitation and reciprocal suppression of EMG activity in the monkey. *Journal of Neurophysiology* **53** (4): 959–78. PMID 3998800.
11. Cheney PD, Fetz EE and Palmer SS (1985). Patterns of facilitation and suppression of antagonist forelimb muscles from motor cortex sites in the awake monkey. *Journal of Neurophysiology* **53** (3): 805–20. PMID 2984355.
 12. Demeny G. Du rôle mécanique des muscles antagonistes. *Archives de Physiologie Ser. 5* 2: 747, 1890.
 13. Babinski J. De l'asynergie cerebelleuse. *Rev Neurol (Paris)* 7: 806–816, 1899
 14. Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Strategies for the control of voluntary movements with one mechanical degree of freedom. *Behav Brain Sci* 12: 189–250, 1989a. doi: 10.1017/S0140525X00048238.
 15. Aruin AS, Almeida GL, Latash ML. Organization of a simple two-joint synergy in individuals with Down syndrome. *Am J Ment Retard* 101: 256–268, 1996.
 16. Lee YJ, Chen B, Aruin AS. Older adults utilize less efficient postural control when performing pushing task. *J Electromyogr Kinesiol* 25: 966–972, 2015. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.09.002.
 17. Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Arch Gerontol Geriatr* 53: 338–343, 2011. doi: 10.1016/j.archger.2011.01.003.
 18. Arias P, Espinosa N, Robles-García V, Cao R, Cudeiro J. Antagonist muscle co-activation during straight walking and its relation to kinematics: insight from young, elderly and Parkinson's disease. *Brain Res* 1455: 124–131, 2012. doi: 10.1016/j.brainres.2012.03.033.
 19. Hirai H, Miyazaki F, Naritomi H, Koba K, Oku T, Uno K, Uemura M, Nishi T, Kageyama M, Krebs HI. On the origin of muscle synergies: invariant balance in the co-activation of agonist and antagonist muscle pairs. *Front Bioeng Biotechnol* 3: 192, 2015. doi: 10.3389/fbioe.2015.00192.
 20. Richards CL, Malouin F. Cerebral palsy: definition, assessment and rehabilitation. *Handb Clin Neurol* 111: 183–195, 2013. doi: 10.1016/B978-0-444-52891-9.00018-X.

21. Kitatani R, Ohata K, Sakuma K, Aga Y, Yamakami N, Hashiguchi Y, Yamada S. Ankle muscle coactivation during gait is decreased immediately after anterior weight shift practice in adults after stroke. *Gait Posture* 45: 35–40, 2016. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.006.
22. Boudreau SA, Falla D. Chronic neck pain alters muscle activation patterns to sudden movements. *Exp Brain Res* 232: 2011–2020, 2014. doi: 10.1007/s00221-014-3891-3.
23. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23: 71–80, 2008. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019.
24. Ting LH, McKay JL. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Curr Opin Neurobiol* 17: 622–628, 2007. doi: 10.1016/j.conb.2008.01.002.
25. Tresch MC, Cheung VC, d'Avella A. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *J Neurophysiol* 95: 2199–2212, 2006. doi: 10.1152/jn.00222.2005.
26. d'Avella A, Saltiel P, Bizzi E. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nat Neurosci* 6: 300–308, 2003. doi: 10.1038/nn1010.
27. Piscitelli D, Falaki A, Solnik S, Latash ML. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Exp Brain Res* 235: 713–730, 2017. doi: 10.1007/s00221-016-4835-x.
28. Angel RW, Eppler W, Iannone A. Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction. *J Physiol* 180: 864–870, 1965. doi: 10.1113/jphysiol.1965.sp007736.
29. Crago PE, Houk JC, Hasan Z. Regulatory actions of human stretch reflex. *J Neurophysiol* 39: 925–935, 1976. doi: 10.1152/jn.1976.39.5.925.
30. Latash ML, Aruin AS, Shapiro MB. The relation between posture and movement: a study of a simple synergy in a two-joint task. *Hum Mov Sci* 14: 79–107, 1995. doi: 10.1016/0167-9457(94)00046-H.

31. Asaka T, Wang Y, Fukushima J, Latash ML. Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Exp Brain Res* 184: 323–338, 2008. doi: 10.1007/s00221-007-1101-2.
32. Shiratori T, Latash M. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clin Neurophysiol* 111: 613–623, 2000. doi: 10.1016/S1388-2457(99)00300-4.
33. Frysinger RC, Bourbonnais D, Kalaska JF, Smith AM. Cerebellar cortical activity during antagonist cocontraction and reciprocal inhibition of forearm muscles. *J Neurophysiol* 51: 32–49, 1984. doi: 10.1152/jn.1984.51.1.32.
34. Tal'nov AN, Kostiukov AI. [The manifestation of the hysteresis effects of muscle contraction in the cortically evoked coactivation of muscle antagonists]. *Neirofiziologiya* 23: 481–484, 1991.
35. Feldman AG. Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. II. Controllable parameters of the muscle. *Biophysics (Oxf)* 11: 565–578, 1966.
36. Ralston HJ, Inman VT, Strait LA, Shaffrath MD. Mechanics of human isolated voluntary muscle. *Am J Physiol* 151: 612–620, 1947.
37. Nielsen J, Kagamihara Y. The regulation of disynaptic reciprocal Ia inhibition during co-contraction of antagonistic muscles in man. *J Physiol* 456: 373–391, 1992. doi: 10.1113/jphysiol.1992.sp019341.
38. Latash ML, Zatsiorsky VM. *Biomechanics and Motor Control: Defining Central Concepts*. New York: Academic, 2016.
39. Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* 14: 793–801, 1981. doi: 10.1016/0021-9290(81)90035-X.
40. Hasan Z. Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biol Cybern* 53: 373–382, 1986. doi: 10.1007/BF00318203.
41. Mark Latash. Muscle coactivation: definitions, mechanisms and functions. *J Neurophysiol*. 2018 Jul 1; 120(1): 88–104. . doi: 10.1152/jn.00084.2018

42. Błaszczyk JW. The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait Posture* 44: 1–6, 2016. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.10.014.
43. Krishnamoorthy V, Goodman S, Zatsiorsky V, Latash ML. Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. *Biol Cyber* 89: 152–161, 2003. doi: 10.1007/s00422-003-0419-5.
44. Konrad P. (2006). The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography. Scottsdale, Az:Noraxon Inc.USA, 61.
45. Vereshchaka, I. V., Pilewska, W., Zasada, M., & Kostyukov, A. I. (2018b). Three-dimensional representation of equilibrium joint torques in two-joint movements of the upper limb. *Neurophysiology*, 50, 475-488. doi: 10.1007/s11062- 019-09780-1.
46. Kostyukov, A. I., & Tomiak, T. (2018). The Force Generation in a Two-Joint Arm Model: Analysis of the Joint Torques in the Working Space. *Frontiers in neurorobotics*, 12, 77. doi: 10.3389/fnbot.2018.00077.
47. Garner, B. A., & Pandy, M. G. (2000). The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin*, 3, 1-30. doi: 10.1080/10255840008915251.
48. Gorkovenko, A. V. (2009). Methods of analysis of central motor commands related to realization of two-joint arm movements in humans. *Neurophysiology*, 41, 51-53. doi: 10.1007/s11062-009-9076-1.
49. Gorkovenko, A. V. (2018). Theoretical analysis of the peculiarities of motor control at generation of two-joint isometric efforts by the human upper limb. *Neurophysiology*, 50, 309-321. doi: 10.1007/s11062-018-9753-z.