НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Навчально-науковий Фізико-Технічний Інститутит
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра прикладної фізики
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри

_____ Монастирський Г.Є.
(підпис) (ініціали, прізвище)

«17» червня 2022 р

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

зі спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали

на тему : Аналіз активації м'язів руки людини при виконанні рухових завдань на основі двосуглобової механічної моделі верхньої кінцівки

Виконав студент 4 курсу, групи ФФ-82

Бондар Олексій Вікторович _____
(прізвище, ім'я, по-батькові) (підпис)

Керівник: ст. н. с., к. б. н., відділу фізіології рухів Інституту фізіології ім.О.О.Богомольця НАН України Горковенко А. В. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант: к.ф.-м.н., Кондаков В. О. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Рецензент: ст. н. с., к. б. н., Легедза О. В. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

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

Студент: Бондар О. В. _____
(підпис)

Київ – 2022 рік

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

Навчально-науковий Фізико-Технічний Інститутит
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра прикладної фізики
(повна назва кафедри)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 105 «Прикладна фізика та наноматеріали»

Освітньо-професійна програма «Прикладна фізика»

ЗАТВЕРДЖУЮ

в.о. завідувача кафедри

Г. Є. Монастирський (підпис)

«17» червня 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Бондару Олексію Вікторовичу

Тема проєкту «Аналіз активації м'язів руки людини при виконанні рухових завдань на основі двосуглобової механічної моделі верхньої кінцівки», керівник проєкту Горковенко Андрій Васильович, кандидат біологічних наук, затверджені наказом по університету від «__» _____ 2022 р. №_____

2. Термін подання студентом проєкту «_____»_____ 2021 р.

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 виконання довільних рухів рукою.

4. 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 виконання довільних рухів рукою.

Перелік завдань, які потрібно зробити: побудувати графіки ЕМГ-активності м’язів в програмному пакеті ORIGIN 2018, проаналізувати активність м’язів та компоненти механіки руху правої руки (координати руху, прикладена сила та крутні моменти)

. Пояснювальна записка: дипломна робота за обсягом становить 62 сторінок, містить 1 таблицю та 24 рисунки.

. Перелік графічного матеріалу: презентація – 12 аркушів А4

Дата видачі завдання «30» вересня 2021 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
	Збір літератури за темою	1.10.2021 – 17.10.2021	
	Опрацювання літератури за темою	.2021 – 10.11.2021	
	Написання першої частини дипломної роботи	.11.2021 – 09.02.2022	
	Написання другої частини дипломної роботи	.02.2022 – 11.04.2022	
	Написання третьої частини дипломної роботи	12.04.2022 – 22.05.2022	
	Написання висновків	23.05.2022 – 01.06.2022	
	Подання роботи на рецензування		
	Підготовка доповіді та презентації	– 10.06.2022	
	Подання роботи на захист		

Студент Бондар О. В.

Керівник Горковенко А. В.

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка дипломної роботи за обсягом становить 62 сторінки, містить 1 таблицю та 24 рисунків. Для дослідження було використано 42 бібліографічних найменувань.

Метою роботи є дослідження особливості центрального контролю при виконанні рухових завдань рукою людини, такі як згинання і розгинання в ліктьовому та плечовому суставах.

Об’єктом дослідження є ЕМГ-активність м’язів плеча та плечового поясу, просторові та силові характеристики довільних двосуглобових зусиль та рухів, що при цьому розвиваються.

Предметом дослідження є процеси та механізми центральної координації моторних команд, які надходять до м’язів плеча та плечового поясу під час двосуглобових зусиль та рухів в умовах виконання довільних рухів рукою. В ході виконання роботи було використано програмне забезпечення ORIGIN 2018.

В результаті отримали графіки, при подальшому аналізі не можливо було остаточно сказати який з м'язів є головним м'язом, так як задіюються 2-3 м'язи одночасно із-за їхньої коактивації.

Ключові слова: *ЕМГ-активність, ізометричний режим, ізотонічний режим, центральної координації моторних команд.*

SUMMARY

The explanatory note of the thesis is 62 pages, contains 1 table and 24 figures. 42 bibliographic titles were used for the study.

The aim of the work is to study the features of central control when performing motor tasks with the human hand, such as flexion and extension in the elbow and shoulder joints.

The object of the study is the EMG activity of the muscles of the shoulder and shoulder girdle, spatial and force characteristics of arbitrary two-joint efforts and movements that develop.

The subject of the study is the processes and mechanisms of central coordination of motor commands that enter the muscles of the shoulder and shoulder girdle during two-joint efforts and movements in the conditions of arbitrary hand movements. ORIGIN 2018 software was used during the work.

As a result of the analysis of the obtained graph, in the future, it may not be possible to say definitively which of the muscles is the choice muscle, as 2-3 muscles are involved simultaneously due to their coactivation.

Key words: EMG activity, isometric mode, isotonic mode, central coordination of motor commands.

ЗМІСТ

ВСТУП

Сучасні дослідження рухового контролю людини і тварин вимагають не лише збору відповідних експериментальних даних, а й адекватного теоретичного осмислення результатів. Проблема організації моторного контролю є однією із фундаментальних у сучасній нейрофізіології. Її основним аспектом фактично є центральна координація рухової активності руки людини. Рухи руки являють собою найважливіший компонент моторної поведінки людини. З одного боку, спектр можливостей та різноманіття таких рухів є тим принциповим елементом, котрий вирізняє людину з тваринного світу і робить її розумною істотою. З іншого боку, результати моторної активності руки становлять базис матеріальної культури людини, що лежить в фундаменті людської цивілізації. Цілеспрямовані рухи руки можна, правда доволі умовно, розділити на дистальні маніпуляційні рухи кисті та пальців та більш ‘глобальні’ рухи плеча та передпліччя, однією із задач яких є позиціювання кисті в просторі.

У двосуглобовій біомеханічній системі плече – передпліччя, і плечовий, і ліктьовий суглоби є складними біомеханічними системами з багатьма ступенями свободи. Є підстави припускати, що при здійсненні рухів, активація м'язів плеча та плечового поясу відбувається у вигляді відносно невеликої кількості моторних модулів, або синергій [1]. Більшість виконаних дотепер робіт були спрямовані на дослідження м’язової активності в синергічних м’язах в одно- чи двосуглобових рухах верхньої кінцівки в обмеженій кількості напрямків [2-5]. Було встановлено, що м’язові скорочення в таких рухах демонструють чітко виражені гістерезисні властивості, втім детальному вивченню останніх були присвячені лише поодинокі роботи [6-8]. До останнього часу, гістерезисні ефекти рухового контролю вивчались здебільшого на односуглобових (в основному згинальних) рухах у гомілковостопному та ліктьовому суглобах [9, 10]. Сучасна методика зорового відстеження величини і напрямку зусилля дозволяє поєднати дослідження систем рухового контроля в умовах реальних рухів [11]. В даній роботі ми зосередились на порівняльному аналізі характеристик та механізмів цілеспрямованих

двосуглобових рухів в залежності від зміни напрямку вектору зусилля руки. В цій роботі досліджувались рухи в повному круговому діапазоні змін напрямку вектору сили та переміщення руки в операційному просторі в умовах змін напрямку дії тангенційного навантаження на кисть руки.

Мета – дослідити особливості центрального контролю при виконанні рухових завдань рукою людини.

Завдання – визначити особливості ЕМГ-активності та скорочення м’язів плечового поясу та плеча людини в умовах зорового відстеження зусиль руки та її положення в операційному просторі.

РОЗДІЛ 1. ОСНОВНІ ТЕОРЕТИЧНІ ПОЛОЖЕННЯ

1.1. Коактивація та синергія м’язів

1.1.1. Коактивація м’язів

Явище коактивації м’язів-антагоністів обговорюється з огляду на його наслідки для механіки рухів (наприклад, збільшення жорсткості суглобів, сприяння швидким рухам та вплив на стабільність руху), наслідки для оптимізації рухів та залучення різних нейрофізіологічних структур. Ефекти коактивації на стабільність руху неоднозначні і залежать від ефектора, що представляє кінематичний ланцюг із фіксованим або вільним початком. Крім того, коактивація обговорюється в рамках гіпотези рівноважної точки та ідеї ієрархічного контролю з просторовими опорними координатами [9].

Тварини, включно з людьми, часто демонструють ненульову одночасну активацію м’язів з протилежними напрямами дії. Це явище було розглянуто як коактивація агоністів-антагоністів або просто коактивація [12]. Найчастіше коактивація аналізується на рівні окремих обертів суглобів. Оскільки м’язи є односпрямованими виконавчими механізмами - вони можуть тягнути, але не штовхати, - кожен ступінь свободи обертання суглоба обслуговується принаймні двома м’язами із протилежними напрямками дії. Вони зазвичай розглядаються як пари агоністів-антагоністів [13]. Агоніст генерує силу та/або момент сили у напрямку, визначеному певним завданням, тоді як антагоніст протидіє цій дії. Як результат, одним із прямих механічних ефектів коактивації в парі агоніст-антагоніст є зменшення результуючих сил та моментів порівняно з тими, які можна було б очікувати за відсутності коактивації.

Патерни коактивації м’язів-антагоністів демонструють специфічні характеристики завдання, які можуть відрізнятися. У роботі [14] описано приклад патернів активації м’язів під час швидкого згинального руху зап’ястя, коли випробуваний сидів перед столом, верхня частина передпліччя та кисті якого була

розташована вгорі. В експерименті порівнювали електроміографічні (ЕМГ) патерни у типової людини (контрольний випробуваний) з ЕМГ-активністю у молодої людини з синдромом Дауна. Особливу увагу заслуговують типові патерни ЕМГ, що чергуються (так званий трифазний патерн, розглянутий у [12]) в парах м’язів-згиначів та розгиначів, що перетинають як зап’ястя, так і ліктьовий суглоби контрольного випробуваного. На відміну від цього, у людини з синдромом Дауна спостерігались одночасні спалахи ЕМГ-активності в обох парах м’язів, що можна описати як патерн коактивації, пов’язаний із повільнішим рухом.

Коактивація не обмежується лише парами м’язів. У ряді недавніх досліджень патернів активації у великих м'язових групах використовувались методи матричної факторизації для ідентифікації груп м'язів з паралельним масштабуванням сигналів ЕМГ. Такі групи розглядались як м’язові синергії або м’язові режими [15-17].

У деяких випадках коактивація може включати незвичні патерни активації м’язів. Наприклад, під час натискання кінчиками пальців, функцію агоніста виконує глибокий м'яз-згинач пальців (FDP – «flexor digitorum profundus») - багатосухожильний м’яз з черевцем у передпліччі та чотирма сухожиллями, які проходять в дистальні фаланги чотирьох пальців. Цей м’яз генерує згинальну дію в усіх суглобах, які охоплює, від зап’ястя до дистального міжфалангового суглоба. Як правило, активація цього м’яза супроводжується активацією внутрішніх м’язів руки, які поєднують згинальну дію на п'ястно-фалангові суглоби з розгинальною дією на більш дистальні суглоби пальців через так званий розгинальний механізм [18]. Це також можна розглядати як приклад коактивації на рівні дії кінчика пальця, незважаючи на те, що FDP та внутрішні м'язи явно не охоплюють одні й ті ж суглоби, і класифікуються як згиначі.

Кількісна оцінка коактивації здійснюється за допомогою різноманітних показників, як правило, на основі безпосереднього запису м’язової активності від обох м’язів у парі агоніст-антагоніст, хоча також були введені індекси коактивації на рівні м’язових режимів. Всі такі показники порівнюють активацію м’яза-антагоніста (або м’язової групи) з активацією м’яза-агоніста (або м’язової групи)

або з комбінованою активацією як агоніста, так і антагоніста [19, 20]. В експериментах на тваринах наявність коактивації можна встановити більш точно, реєструючи стрибки в активності мотонейронів під час природних рухів [21, 22]. Незважаючи на доступність численних методів, загалом не існує золотого стандарту для оцінки коактивації.

Кількісна оцінка коактивації нетривіальна, враховуючи, що сигнали активації від різних м'язів безпосередньо не можна порівняти через неминучі відмінності в умовах запису, такі як відстань від реєструючих електродів до м'язових волокон та опір тканин. Інші фактори, що сприяють проблемам кількісного аналізу коактивації, включають можливу перехресну взаємодію між сусідніми м'язами та неминучий фоновий шум в записах ЕМГ. Порівняння показників активації м'язів у різних людей ще складніше. Щоб обійти ці проблеми, сигнали активації м'язів повинні бути нормалізовані, іноді за рівнями активації м'язів, що спостерігаються при максимальному довільному скороченні, а іноді використовуються більш природні завдання, що впритул відповідають цільовим завданням. Типові показники коактивації порівнюють нормалізовані інтегровані рівні активації двох протилежних м'язів, наприклад, виражені як частки від їх максимальної активації. Прикладом є такий індекс:

$$C_{EMG} = \frac{\min[EMG_{AG};EMG_{ANT}]}{[\int EMG_{AG} + \int EMG_{ANT}]}, \quad (1)$$

де індекси AG та ANT позначають агоніста та антагоніста відповідно, а всі індекси виражаються як частки їх максимальних значень активації. Для цього конкретного індексу значення 0,5 відповідає максимальній коактивації, тоді як значення нуля відповідає відсутності коактивації [19].

Потенційно більш серйозною проблемою є те, що активація м'язів не є негативною. Це означає, що коли активація одного з м'язів у парі агоніст-антагоніст дорівнює нулю, коактивація, кількісно визначена будь-яким методом, заснованим на сигналах ЕМГ, стає нульовою незалежно від рівня активації іншого м'яза в парі (за формулою 1). Це створює проблеми як із статистичною поведінкою

індексів коактивації, так і з їх розумінням. Дійсно, для ненульових, навіть дуже низьких рівнів активації обох м’язів у парі агоністантагоніст, індекс коактивації, такий як C_{EMG}, є функцією активації обох м’язів, але коли один з м’язів перебуває в стані спокою, індекс перестає бути функцією іншого рівня активації м’язів. По відношенню до активації одного м’яза коактивація є енергетично невигідним режимом, так як тоді енергія витрачається на декілька м’язів відразу. Хоча коактивація м’язів є дуже поширеним явищем, її інтерпретація, як правило, обмежується аналізом механіки рухів з невеликою увагою до механізмів моторного контролю [5].

Дослідження коактивації фокусуються на патернах ЕМГ задіяних м’язів, що зрозуміло з огляду на визначення цього явища. Однак аналіз та інтерпретація таких патернів є нетривіальними і повинні виходити за межі мови активації м’язів [5]. Активація м’язів відображає безліч факторів, включаючи як низхідні сигнали мозку, так і рефлекторні ефекти периферичних рецепторів. Такі рефлекторні ефекти можуть бути дуже сильними. Наприклад, якщо людину попросять натиснути рукою на перешкоду з максимальною силою, а потім раптово перешкоду зняти, спостерігається короткочасне падіння активації м’язів-агоністів (це називається розвантажувальний рефлекс); зазвичай м’яз на короткий час перебуває в спокої. Це означає, що рефлекси здатні скасувати 100% максимального рівня ЕМГ у м’язах [23, 24].

Важливість рефлексів для природних патернів активації м’язів під час різноманітних дій була продемонстрована в багатьох дослідженнях [25]. Ці висновки означають, зокрема, що мозок в принципі не може призначати рівні активації м’язів, включаючи коактивацію м’язів, оскільки м’язова активація відображає як низхідні сигнали мозку, так і активність у рефлекторних петлях зворотного зв'язку [5]. Оскільки зовнішні силові поля ніколи не бувають ідеально передбачуваними, опосередкований рефлексом внесок у активацію м’язів також непередбачуваний. Звичайно, враховуючи візуальний (або інший) зворотний зв’язок щодо змінної продуктивності, наприклад, рівень активації м’язів,

випробувані можуть створити будь-яке бажане значення цієї змінної. Однак будь-яка коротка зміна зовнішніх умов призведе до швидкої зміни активації м’язів, яка потребуватиме часу для корекції на основі зворотного зв’язку.

Під час реакції нервові контрольні сигнали мозку можуть розглядатися як незмінені, тоді як рівні активації м'язів можуть демонструвати значні зміни. Навіть в ізометричних умовах, коли очевидний рух ефектора неможливий, активація м’язів призводить до змін сили, що діє на сухожилля, геометрії м’язових волокон та активації гамма-мотонейронів. Всі ці фактори впливають на спостережувані рівні активації м’язів через рефлекторні петлі, зокрема ті, що походять від сухожильних органів Гольджі та сенсорних закінчень у м’язових веретенах [26].

На рівні одного суглоба м’язова коактивація спостерігається у здорових людей під час різноманітних дій, починаючи від статичних завдань і закінчуючи швидкими руховими та силовими завданнями. Наприклад, якщо людину просять підтримувати постійний рівень обертального моменту суглоба в ізометричних умовах, зазвичай може спостерігатися низький рівень активації м’язів-антагоністів. Під час швидких односуглобових дій, як рухів, так і формування сили в ізометричних умовах, типовий трифазний патерн ЕМГ показує збільшення активації антагоніста під час початку дії одночасно з першим сплеском активації м’яза-агоніста, який створює крутний момент в бажаному напрямку [13]. Амплітуда цієї ранньої коактивації зростає разом зі швидкістю дії та інерційним навантаженням. В рамках спрощеної схеми, прийнятої в цих роботах, початкова коактивація антагоніста зменшує чистий крутний момент і може розглядатися як небажана по відношенню до загальної продуктивності дії, якщо людині наказано рухатися якомога швидше. Звичайно, початкова коактивація може служити різним цілям, зокрема тим, що пов'язані зі складністю дії м'язів у суглобах в природних умовах та забезпеченням достатньої видимої жорсткості останніх. Після швидкої дії спостерігається підвищений рівень м’язової коактивації, який зникає за відносно довгий проміжок часу (близько декількох секунд) [26].

Подібні патерни коактивації м’язів спостерігаються під час більш природних завдань, із залученням декількох суглобів та м’язів [27]. Особливим прикладом є завдання стояти в полі тяжіння. Низький рівень м’язової коактивації може спостерігатися під час природного стояння, а величина коактивації м’язів збільшується під час стояння в таких складних умовах, як такі, що пов’язані зі зменшенням площі опори або низьким тертям між стопами та опорною поверхнею [27]. Також, здорові люди можуть виявляти патерни коактивації у реакціях на постуральні збурення. Під час постуральних завдань, пов'язаних з передбачуваними збуреннями, як випереджувальні, так і компенсаційні постуральні корекції можуть демонструвати патерни коактивації. Повідомлялося про коактивацію агоніста-антагоніста в м’язах рук під час підготовки до хапального руху та реакції на удар. Коли випробуваний, що стояв, отримував навантаження, патерни коактивації в м'язах рук могли супроводжуватися взаємними патернами в м'язах ніг і тулуба [28].

1.1.2. Синергія м'язів

Незважаючи на відносно молодий вік, сфера моторного (рухового) контролю створила низку поглядів та моделей, які охоплюють багато часто суперечливих теоретичних та методологічних точок зору. Це ускладнює «узгодження» перспектив і формування більш інтегрованої картини, щоб побачити, де вони можуть поєднуватися, навіть якщо вони, по суті, досліджують одну проблему. Однією з впливових фігур у вивченні узгодженої рухової поведінки був російський фізіолог Микола Бернштейн. Він вивчав координацію, використовуючи як поведінкові, так і нейрофізіологічні підходи. Комплексна модель, описана в його роботах по „побудові руху”, написана понад 70 років тому і частково перекладена в 1996 році [36]. У ній він надав докладний опис того, як координований рух був побудований через функціональні і структурні пристосування між чотирма «рівнями»: тоном, синергіями, простором і діями, кожен з яких відповідав конкретним структурам в нервовій системі. Ця менш відома робота Бернштейна все частіше цитується, і тому доцільно скористатися можливістю використати його

роботу як "координаційну структуру", щоб об'єднати деякі з поточних точок зору в цілісну картину. Дослідження координації не рідко посилаються на формулювання «проблеми» моторного контролю Бернштейна. Враховуючи велику кількість елементів в системі, існують численні або надлишкові рухові рішення для досягнення тієї ж самої задачі або кінцевої мети; "проблема" полягає в тому, щоб визначити, як система щоразу приходить до даного рішення, з численних доступних варіантів. У багатьох відношеннях це стало визначальним питанням дисципліни, що стосується як нейронних, так і поведінкових підходів. Інтуїцією Бернштейна було те, що для того, щоб складна система стала керованою і таким чином вирішила проблему моторного контролю, кількість елементів («ступенів свободи»), що підлягають індивідуальному контролю, повинна бути меншою, ніж сума доступних. Можливо, що цей принцип низькорозмірного контролю може працювати на декількох рівнях в моторній системі [36]. Якщо розглядати синергію як організаційний принцип, то описати запропоновані рішення для «проблеми» можливо в трьох формах: елімінації, оптимізації та синергії. Поведінкові підходи відзначають елімінацію ступенів свободи через «завмирання на кінематичному/суглобовому рівні», тоді як обчислювальні підходи підкреслюють координацію як рішення проблеми оптимізації. Посилаючись на визначення координації, згаданого вище, третє рішення полягає в забезпеченні організації шляхом встановлення «робочих» зв’язків, передбачених спочатку через "функціональні зв'язки", які об'єднують елементи в групи, які потім можна контролювати і спрямовувати як одну змінну, або об'єднані в гнучкі механізми, що таким чином спрощує контроль. Ця елегантна ідея стала наріжним каменем великої частини теорії моторного контролю та експерименту, і була вкладена в термін синергія [37]. Незважаючи на те, що вона стала синонімом Бернштейна, конструкція синергії спочатку приписувалася неврологу Чарльзу Бабінському.

Синергію м'язів можна охарактеризувати як синхронну активацію певної групи м'язів, що в кінцевому рахунку сприяє реалізації конкретного руху. Термін м'язової синергії, або моторної синергії, широко використовувався в літературі для

опису патернів активації м'язів, які спільно діють під час певного рухового акту [29, 30]. Як активація групи м'язів, що сприяють певному руху, синергія може розглядатися як метод зменшення розмірності з умовного виходу (електрична відповідь моторних одиниць) на умовний вхід (сигналізація вищих нервових центрів) для того, щоб відслідковувати ступінь свободи в межах моторного контролю. Це відбувається згідно двох гіпотез:

1. центральна нервова система (ЦНС) може виконувати моторне завдання, контролюючи набагато меншу кількість змінних за допомогою синергії м'язів [29];

2. моторні примітиви (наприклад, синергізм м'язів) розглядають як будівельні блоки, які можуть бути об'єднані разом для виконання певного моторного завдання; тобто досягається низька обчислювальна вартість в межах модульного контролю [29].

Деякі дослідники припускають, що синергією є активація групи м'язів, що беруть участь у певному русі, в якому кожен м'яз сприяє лише одному синергізму [31, 32]. Є докази, однак, як за, так і проти існування таких м’язових синергій. Оскільки нервова система не є безпосередньо вимірною структурою, найнижчий рівень вихідної ієрархічної моторної системи контролю досліджується за допомогою неінвазивної поверхневої електроміограми. Отримані ЕМГ патерни відображають суперпозицію м'язової синергії, при цьому коефіцієнти активації, м'язова синергія та моторні примітиви залежать від поведінки та чинників навколишнього середовища [7].

Цілеспрямовані рухи є ефективними та точними рухами, які здатна реалізовувати людина, але деякі неврологічні захворювання і травми спинного мозку можуть призводити до втрати цієї здатності. М'язові синергії є будівельними блоками, що використовуються ЦНС для управління цілеспрямованими рухами у просторі [33]. Дослідники припускають, що довільні рухи людини контролюються через ієрархічні структури. У цілеспрямованому русі, інформація проходить через асоціативну кору до областей моторної кори [29]. Первинна моторна кора отримує

фіксовані моделі руху з процесуальної пам'яті і також велику кількість даних з лімбічної системи, асоціативної кори, сенсорних областей, базальних гангліїв і мозочка. Моторні команди трансформуються в м’язову активність за допомогою ЦНС для виконання рухів, і кооперацію при формуванні синергізму м'язів. Синергетичні моделі руху передаються до м'язів як моторні команди. Базуючись на безпосередньому відображенні початкового стану руки та відповідності певним патернам м'язової активності, існує чимало доказів того, що ЦНС може спростити контроль цілеспрямованого руху через поєднання декількох синергій м'язів [33].

В роботі [35] розглянуто гіпотезу про те, що в цільових рухах людини при різних швидкостях використовуються подібні м’язові синергії. Попередні дослідження також вивчали наявність подібних синергізмів м'язів у цільових рухах за допомогою різних протоколів. Були дві моделі синергізму м'язів які в основному досліджувались в літературі, а саме синхронні і змінні в часі (асинхронні) синергії [34]. В роботі d’Avella et al. головним чином вивчали асинхронну модель синергії м'язів, використовуючи різні протоколи на вертикальній площині, що складається з точки переходу, точки-точки, а також руху назустріч мішені, місцезнаходження якої змінюється після ініціації руху. Досліджувалась складність асинхронних виділених синергій і вважалося, що синергія м'язів є будівельними блоками, що використовуються ЦНС для управління цілеспрямованими рухами. Незважаючи на те, що асинхронна синергічна модель зменшує розмірність проблеми, вона є складною моделлю, що фіксує меншу у відсотковому відношенні мінливість даних [33, 34].

Слід відзначити, що власне термін «синергія» передбачає уніфікуючу концепцію в міждисциплінарній площині, яка охоплює комплементарні нейронні, обчислювальні та поведінкові підходи. Однак цей термін не використовується різними дослідниками в синонімічному значенні, але має суттєво різні значення в залежності від підходу до дослідження. Маючи багато операційних визначень для одного терміну, стає важко використовувати його як описову або пояснювальну концепцію, але вона залишається всеохоплюючою і безсумнівно необхідною.

Щоб дистанціюватись від старих конотацій слова синергія як жорсткого стереотипного рефлексу, регулярно використовувалися альтернативні терміни, наприклад: координаційна структура, мода, модуль, примітив, узгодженість і коаліція. Таким чином, поняття «синергії» в певному сенсі забезпечує уніфікуючу концепцію в межах досить варіативної сфери моторного контролю. Однак для тих дослідників, які використовують його, терміни, перераховані вище, часто не використовуються як синоніми, але мають різні конотації в залежності від їхнього дослідницького підходу, і сама синергія повністю переглянута в деяких випадках [37]. Отже, термін вимагає ретельної демаркації, щоб уникнути плутанини.

У нейрофізіологічному підході найбільш стійка ідея синергії близька до її раннього значення як функціонального зв'язку. «М'язові синергії» і пов'язані з ними поняття низькорозмірного контролю існували протягом багатьох років, такі як рефлекси, центральні генератори патернів і спінальні області сили. Концептуалізовані (м'язи) як будівельні блоки для руху, вони представляють мінімальну кількість базових елементів, які можуть генерувати всі рухи в межах поведінкового репертуару. Запропоновано, що залучення м'язів у певні групи, забезпечує спрощений, низькорозмірний простір для контролю замість того, щоб намагатися координувати всі м'язи індивідуально. Загальний експериментальний підхід полягав у вимірюванні електроміографічних (ЕМГ) сигналів від великої кількості м'язів під час виконання складних рухових актів, а також для використання методів матричної факторизації для визначення набору незалежних синергій, які потім пов’язуються з відповідними змінними певної задачі.

1.2. Висновок до розділу 1

Проведений аналіз літературних джерел показав, що коактивація м’язів відбувається, коли м’язи-агоністи та м’язи-антагоністи (або м’язи-синергети), що оточують суглоб, скорочуються одночасно, щоб забезпечити стабільність суглоба. Це також відоме як м’язове скорочення, оскільки дві групи м’язів скорочуються

одночасно. Його можна виміряти за допомогою електроміографії (ЕМГ) за скороченнями, що відбуваються, але загальний механізм його досі широко невідомий.

Також аналіз джерел показав, що синергія м’язів – це активація групи м’язів, щоб зробити внесок у певний рух, таким чином зменшуючи розмірність м’язового контролю. Один м’яз може бути частиною множинної м’язової синергії, а одна синергія може активувати різні м’язи.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКА ДОСЛІДЖЕНЬ

2.1. Аналіз моментів суглобів в робочому просторі

Експериментальний аналіз центральних команд, що визначають параметри реальних рухів, часто поєднують методи електроміографії (ЕМГ) і кінезіології. Для опису рухів як всього тіла людини, так і окремих його частин, таких як верхні та нижні кінцівки, також застосовуються стандартні підходи теоретичної механіки. Аналіз багатосуглобових рухів включає внутрішні моделі міжсегментарної динаміки. У багатьох дослідженнях контролю рухів аналізуються відносно швидкі рухи, коли враховуються швидкості сегментів тіла та їх маси. Щоб оцінити механізми центральної нервової системи (ЦНС) для контролю досліджуваних рухів, дослідники часто застосовують зворотну внутрішню модель, що описує деталі біомеханічних подій. Сигнали керування в такій моделі містять інформацію про крутні моменти м’язів, які визначаються рівняннями оберненої динаміки. Принаймні частково, динамічне моделювання використовує диференціальні рівняння другого порядку, що визначають швидкості та прискорення різних сегментів кінцівок. Альтернативний метод, що включає теорію управління, що залежить від положення, може бути більш придатним для дослідження повільних рухів, коли статичні стани рухової системи служать основними елементами аналізу. Прикладом такого підходу є гіпотеза точки рівноваги, розроблена Фельдманом [38, 39]. Гіпотеза передбачає, що ЦНС визначає стани рівноваги у вимушеній взаємодії організму з навколишнім середовищем, а рухи є переходами між серією станів рівноваги. Однією з переваг статичних моделей є можливість врахування нелінійних властивостей нервово-м'язової системи, наприклад гістерезису м'язів. Останні дослідження з різних проблем керування роботизованими руками залежно від положення можна знайти в інших місцях.

Записи повільних рухів верхніх і нижніх кінцівок з паралельним аналізом ЕМГ часто використовуються для виявлення взаємозв’язків між рухами та їх центральними командами. Наведений вище підхід стає особливо переконливим,

коли одні й ті ж тестові рухи повторюються багато разів під час експерименту, щоб застосувати офлайн-процедуру усереднення. Більше того, цей метод підходить для дослідження природно повторюваних циклічних рухів, таких як ходьба або їзда на велосипеді. Раніше вивчені приклади довільно контрольованих рухів включають циклічні площинні рухи рук, а також рухи письма та малювання. Нещодавно досліджували площинні кругові рухи кисті з фіксованим зап'ястям під час дії пружних тангенціальних навантажень. Така експериментальна модель дозволяє визначати крутні моменти плечового та ліктьового суглобів (joint torques – (англ.) крутний момент, КМ) вздовж траєкторії руху, виходячи з величини навантаження та довжини сегментів кінцівки. Наведене вище дослідження демонструє відповідність між КМ та інтенсивністю ЕМГ, записаної з відповідних м'язів. Під час повного періоду руху кожен з КМ включає два компоненти, позитивний і негативний, що корелює з активністю м'язів-згиначів і розгиначів відповідно. Хронометраж і відносна тривалість хвиль КМ і ЕМГ неоднакові для різних суглобів.

Для аналізу можна скористатись одним із простих геометричних методів, що дозволяє визначити точні положення точок, у яких КМ змінюють знак, що спрощує визначення цих точок за різними криволінійними слідами руху в робочому просторі. Аналізуючи двосуглобові рухи, ми також запропонували додатковий метод позначення секторів співпадаючої та протилежної синергії вздовж траєкторії руху. Сектори синергії визначають ділянки траєкторії руху, на яких одночасно активні м'язи однакової або різної функції (згиначі, розгиначі).

Відповідно до підходів, запропонованих Фельдманом [38, 39], повільні (квазістатичні) рухи можуть використовуватися для опису дуже повільних рухів, коли можна знехтувати динамічними компонентами руху, що виникають в наслідок прискорення сегментів кінцівки. При такому підході множина станів рівноваги в досліджуваній системі зазвичай служать для прогнозування її динамічної поведінки. Оцінки статики системи за тимчасовими змінами КМ

дозволяють забезпечити задовільний прогноз ЕМГ в м’язах, які генерують ці сили. Однак, здається, важко отримати такі дані для будь-якої точки робочого простору.

Спробуємо змоделювати основні параметри розташування сегментів кінцівок, які безпосередньо впливають на КМ. У моделювання було включено два важливі елементи. По-перше, для врахування всіх можливих напрямків генерованих зусиль ми використовували постійне поворот вектора сили протягом повного циклу його обертання. По-друге, для моделювання генерації сили ми розглянули КМ як функції двох змінних, що представляють поточні значення кутів з’єднання. Стандартні методи аналізу дозволили дослідити поведінку системи для двох наборів траєкторій позиціонування з послідовною фіксацією змінних. Цей підхід привів нас до пошуку принципово важливих відмінностей у комбінованій дії крутних моментів для різних типів позиціонування в робочому просторі. У той же час ми розуміємо, що модель можна застосувати лише до аналізу скорочень двосуглобових м’язів в ізометрії; для розгляду реального руху руки слід враховувати інерційні властивості сегментів руки, а також нелінійні ефекти нервово-м’язової динаміки. [42]

На рис. 1 схематично показано процес створення ізометричної сили рукою людини зі знерухомленим зап'ястям. Дистальний сегмент трактується як «подовжене» передпліччя, яке включає і кисть руки; рука і 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.

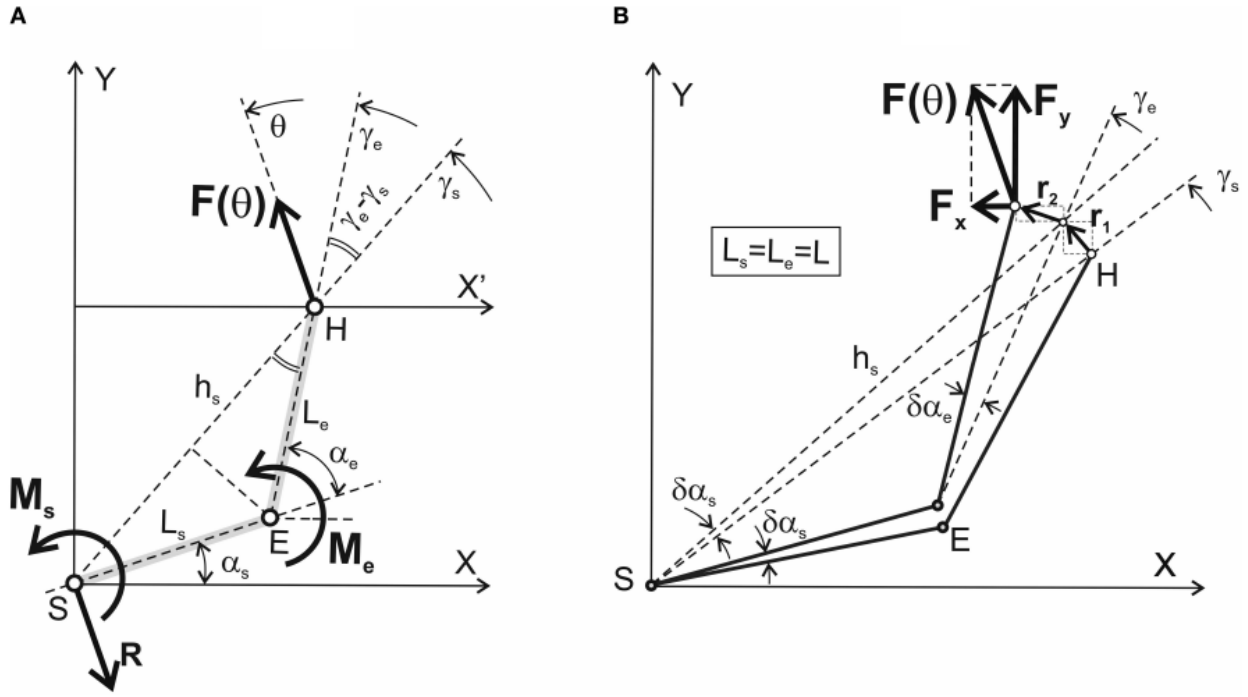

Рис. 1. Спрощена геометрія двосуглобної системи з позначенням механічних параметрів, що визначають рівновагу з навколишнім простором.

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 ($L_e = L_S = L$). Перші літери термінів «плече» (S) та «лікоть» (E) позначають проксимальні та дистальні суглоби, кути суглобів (α_s, α_e), довжини сегментів (L_e, L_s) та моменти обертання (M_s , M_e). Тому наше завдання полягає в пошуку моментів M_s та M_e, які необхідно створити в проксимальному (S) і дистальному (E) суглобах, щоб створити вектор сили $\boldsymbol{F}(\theta)$ рукою в кінцевій точці, що належить до робочого простору. Сили, створювані рукою, могли змінюватися як за своєю амплітудою, так і за напрямком; коли аргумент кута θ змінюється з 0 до 2π радіан, вектор сили $\boldsymbol{F}(\theta)$ повертається проти годинникової стрілки. КМ M_s та M_e створюються спільною дією плечових і ліктьових м'язів. Однак ми не розглядаємо можливу коактивацію м’язів-антагоністів, що належать кожному із суглобів. Передбачається, що амплітуда сили |**F**| і довжина відрізків (L) постійні, тому задача

полягає у знаходженні КМ як функції кутів θ, α_s і 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 зменшить примусову дію агоністів. Спільна активація вносить невизначеність у поведінку системи; ступінь спільної активації можна визначити тільки в реальному експерименті.

Для визначення КМ M_s і M_e, які створюється обстежуваним шляхом активації відповідних м'язів, що діють навколо проксимального та дистального суглобів, ми використали метод віртуальної роботи, детально описаний у підручниках з теоретичної механіки. Таким чином, проблема полягає в тому, щоб знайти суму робіт, вироблених КМ M_s і M_e під час віртуальних нескінченно малих змін кутів з'єднання $\delta\alpha_s$ і $\delta\alpha_e$ (Малюнок 1A). З іншого боку, цю підсумовану роботу можна прирівняти до роботи, створеної силою $\boldsymbol{F}(\theta)$ вздовж відповідного вектора шляху r, представляючи суму двох послідовних нескінченно малих векторів $\boldsymbol{r_1}$ і $\boldsymbol{r_2}$ (Рис. 1B):

$$M_s\delta\alpha_s + M_e\delta\alpha_e = \boldsymbol{F}\cdot(\boldsymbol{r_1}+\boldsymbol{r_2}) = \boldsymbol{F}\cdot\boldsymbol{r} = F_x r_x + F_y r_y. \quad (2)$$

На малюнку 1B визначені проекції векторів сили та переходу на осі координат:

$$F_x = F\cos\theta\,; F_y = F\sin\theta\,; r_x = r_{1x} + r_{2x}\,; r_y = r_{1y} + r_{2y}. \quad (3)$$

Перший перехід, представлений вектором $\boldsymbol{r_1}$, відповідає фіксованому α_e; в цьому випадку h_s обертається на кут $\delta\alpha_s$. Другий перехід $\boldsymbol{r_2}$ збігається з поворотом дистального сегмента на кут $\delta\alpha_e$. Через малі значення $\delta\alpha_s$ і $\delta\alpha_e$ довжини дуг близько відповідають довжинам векторів $\boldsymbol{r_1}$ і $\boldsymbol{r_2}$:

$$r_1 = h_s\delta\alpha_s; r_2 = \mathrm{L}\delta\alpha_s. \quad (4)$$

На малюнку 1A можна визначити відстань h_s між віссю плеча S і кінцевою точкою H:

$$h_s = L[\cos(\gamma_s - \alpha_s) + \cos(\gamma_e - \gamma_s)]. \quad (5)$$

Через важливість кутів γ_s і γ_e для подальших розглядів ми будемо називати їх характеристичними кутами (ХК). Ці параметри визначають такі вирази:

$$\gamma_s = tan^{-1}\left[\frac{\sin\alpha_s + \sin(\alpha_s+\alpha_e)}{\cos\alpha_s + \cos(\alpha_s+\alpha_e)}\right]; \gamma_e = \alpha_s + \alpha_e. \quad (6)$$

Нахили векторів $\boldsymbol{r_1}$ і $\boldsymbol{r_2}$ до осей абсцис і ординат дорівнюють $\gamma_s + \pi/2$; $\gamma_e + \pi/2$ і γ_s; γ_e відповідно. Отже, можна знайти проекції вектора $\boldsymbol{r}$ на осі координат:

$$r_x = -h_s\delta\alpha_s \sin\gamma_s - L_e\delta\alpha_e \sin\gamma_e \,; r_y = h_s\delta\alpha_s \cos\gamma_e + L_e\delta\alpha_e \cos\gamma_e. \quad (7)$$

Після застосування відповідних замін рівняння (2) виглядає так:

$$M_s\delta\alpha_s + M_e\delta\alpha_e = -F\cos\theta\,(h_s\delta\alpha_s \sin\gamma_s + \mathrm{L}\delta\alpha_e \sin\gamma_e) + F\sin\theta\,(h_s\delta\alpha_s \cos\gamma_e + \mathrm{L}\delta\alpha_e \cos\gamma_e). \quad (8)$$

Використовуючи правильні тригонометричні перетворення, рівняння (8) перетворюється таким чином:

$$M_s\delta\alpha_s + M_e\delta\alpha_e = Fh_s \sin(\theta - \gamma_s)\delta\alpha_s + F\mathrm{L}\sin(\theta - \gamma_e)\delta\alpha_e. \quad (9)$$

Нарешті, ми можемо написати очевидні вирази для КМ плечей і ліктів:

$$M_s = Fh_s \sin(\theta - \gamma_s); M_e = F\mathrm{L}\sin(\theta - \gamma_e). \quad (10)$$

Отже, спільна дія КМ в обох суглобах повністю та однозначно визначає амплітуду та напрям кінцевої сили $\boldsymbol{F}(\theta)$. В межах повного циклу зміни кута сили ($0 \le \theta \le 2\pi$) дві синусоїди описують зміни КМ плечового та ліктьового суглобів у даній кінцевій точці. Синусоїди мають той самий період, що збігається з періодом кута повороту сили; ХК γ_s і γ_e визначають зміщення синусоїд до початкового положення вектора сили ($\theta = 0$). Лікоть КМ має незмінну амплітуду *FL* у всьому робочому просторі, а амплітуду КМ плеча змінено з *2FL* (для повністю розтягнутого ліктьового суглоба) до нуля (в «ідеалізованому» випадку повністю зігнутого ліктьового суглоба). На відміну від попередніх моделей людської руки, ця модель описує моделі КМ для слідів кінцевої точки які проходять при

послідовному фіксації ліктьового і плечового кутів. Такий підхід дозволяє отримати просту графічну форму представлення КМ, що може бути дуже ефективним для попередньої оцінки характеристик двосуглобових рухів у реальних експериментах.

2.2. Умови проведення експерименту та експериментальна установка

Амплітуду і напрямок зусилля реєстрували за допомогою спеціально сконструйованого двовимірного динамометра. Механічна частина останнього складалася з вертикальної металевої консолі, фіксованої на нерухомій платформі (рис. 2). До верхнього зрізу консолі кріпилося згадане вище руків'я. Консоль була виготовлена зі стального циліндричного стрижня [40].

Поблизу місця фіксації консолі до платформи на двох сусідніх відрізках стрижня поблизу місця фіксації консолі до платформи на двох сусідніх відрізках стрижня. На пластини з обох боків наклеювали напівпровідникові тензорезистори, що давали змогу вимірювати два взаємно перпендикулярних компоненти сили, що прикладалася в горизонтальній площині на кінці консолі. Було забезпечено можливість такої регуляції положення тіла і руки тестованого щодо верхнього торця динамометричної консолі, щоб рука знаходилась у горизонтальній площині. Напрямки деформації динамометричної консолі розташовувалися щодо тестованого у парасагітальній та парафронтальній площинах. Рука випробуваного вище ліктьового суглоба підвішувалася за допомогою тросу та лямки до стелі, що мало нівелювати дію сили тяжіння на кінцівку [12].

Механічна конструкція роботизованого мехатронного пристрою (Рис. 3) досить жорстка, що дозволяє експериментатору встановлювати його в практично довільних просторових положеннях. У разі вертикального розташування механостимулятора (МС) досліджуваний стоїть або сідає на стілець так, щоб опорна поверхня МС була перпендикулярна по відношенню до фронтальної площини, а верхня сферична (кульоподібна) частина робочого органу МС відповідала приблизно парасагітальній площині, що проходить через центр

плечового суглоба; умовний центр робочої зони МС розташований поблизу виступів обох плечових суглобів на опорну поверхню МС.

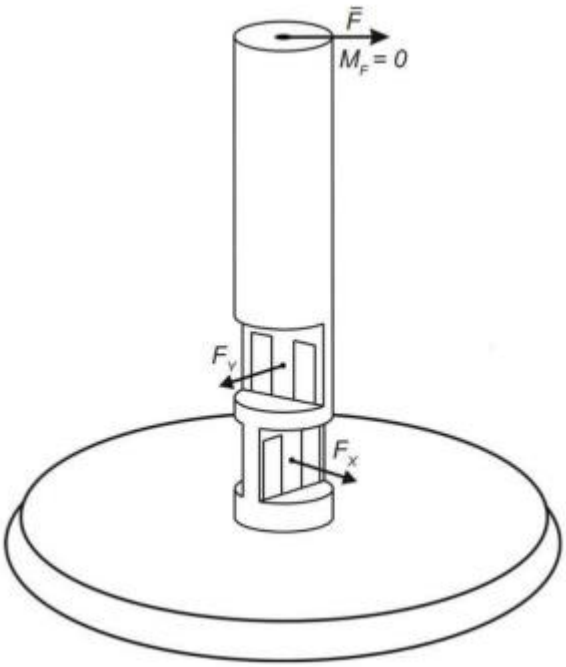

Рис. 2. Схема експериментальної установки. $\boldsymbol{F}$ – вектор зусилля, прикладений у горизонтальній площині; M_F – момент сили; F_x, F_y – проекції вектора $\boldsymbol{F}$ на координатні осі.

Суб’єкт обхоплює рукоятку МС робочою рукою і під час виконання програми нав’язаних рухів може або пасивно відслідковувати траєкторію двосуглобових рухів, або додатково здійснювати тиск на маніпулятор МС відповідно до програми довільних скорочень. В останньому випадку він/вона буде візуально відстежувати командний сигнал на екрані монітора, створюючи при цьому необхідний тиск на рукоятку маніпулятора.

Використання двох ідентичних МС створює передумову для одночасних дій на м’язи обох верхніх кінцівок. У цьому випадку дослідник отримує можливість стимулювати ці м’язи за допомогою як збігаються, так і не співпадаючих програм двосторонньої механостимуляції. У першому випадку учасник буде виконувати

ідентичні рухи руками (синхронні бімануальні рухи). Програми силового тиску також можуть бути ідентичними або відрізнятися одна від одної. Друга ситуація більше підходить для дослідницьких цілей при вивченні різнорідних центральних програм рухів для різних верхніх кінцівок.

Запропонований робото-мехатронний пристрій в першу чергу призначений для експериментальних досліджень системи управління рухами верхніх кінцівок у людини. МС керується комп’ютером, що дозволяє досліднику багато разів повторювати ідентичні програми механостимуляції, а потім застосовувати процедуру усереднення до записаної електрофізіологічної інформації. Програми механостимуляції можна легко підготувати заздалегідь, а генеровані траєкторії руху можуть бути як лінійними, так і криволінійними; вони можуть містити сегменти прискорення та уповільнення, а швидкості руху також можна легко змінювати. Такий великий репертуар програм руху не може бути забезпечений жодним некомп’ютеризованим механічним пристроєм.

Також випробуваний може додатково контролювати інтенсивність тиску (величина сили) на рукоятку робочого органу МС, візуально порівнюючи створену силу з силою, заданою «активним» скороченням. цільові м'язи. Амплітуду та/або напрямок силової команди можна змінювати відповідно до поточного положення на траєкторії руху.

Загалом усі експериментальні серії досліджували динаміку центральних моторних команд, спрямованих до м’язів, які є згиначами та розгиначами ліктьового та плечового суглобів під час створення кистю зусилля з круговими та прямолінійними траєкторіями його напрямку в горизонтальній площині. У даній групі прийняли участь 10 випробуваних (вік 20-30 років). Всі експерименти були проведені на базі Інституту фізіології ім. О.О. Богомольця, Національної академії наук, м. Київ, Україна.

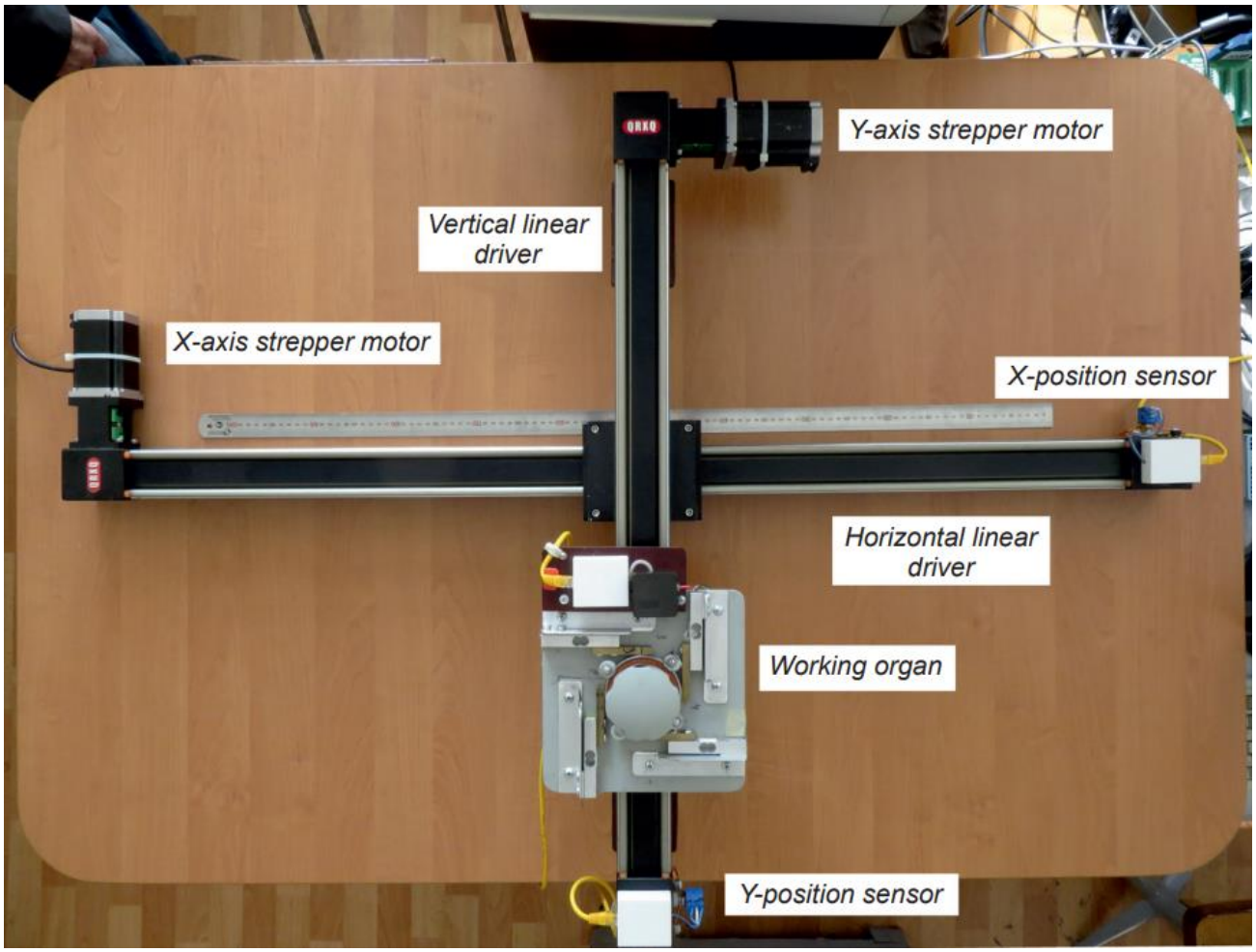

Рис. 3. Фото робочого прототипу робото-мехатронного пристрою із зазначенням окремих його компонентів. X-axis strepper motor – крокoвий двигун по осі X, Y-axis strepper motor – крокoвий двигун по осі Y, X-position sensor – датчик на вісі X, Y-position sensor – датчик на вісі Y, Vertical linear driver – лінійний вертикальний драйвер, Horisontal linear driver – лінійний горизонтальний драйвер, Working organ – робочий орган.

2.3. Реєстрація електроміографічної активності та її аналіз

ЕМГ відводили за допомогою поверхневих біполярних клейких електродів за схемою Конрада [41]. Реєстрували активність восьми м’язів плеча та плечового поясу: m. brachioradialis (Br, згинач ліктьового суглоба), m. biceps brachii, caput breve (BB cb, біартикулярний згинач плечового та ліктьового суглобів), m. biceps brachii, caput longum (BB cl, згинач ліктьового суглоба), m. triceps brachii, caput

laterale (TB clat, розгинач ліктьового суглоба), m. triceps brachii, caput longum (TB cl, біартикулярний розгинач плечового та ліктьового суглобів), m. pectoralis major (Pm, згинач плечового суглоба), m. delteoideus, pars clavicularis (D pc, згинач плечового суглоба), m. delteoideus, pars scapularis (D ps, розгинач плечового суглоба).

Щоб отримати максимальну амплітуду ЕМГ для м’язів плечового поясу і плеча випробуваному пропонували з максимальною силою реалізувати спочатку згинаюче ізометричне зусилля «до себе», а потім розгинаюче «від себе». Це дозволило отримати максимальну ЕМГ-активність для м’зів-згиначів та розгиначів, відповідно. Дане тестування проводилося перед виконанням основних моторних завдань. Перед виконанням основних завдань записувалася 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). В режимі off-line сигнали ЕМГ піддавалися двонапівперіодному випрямленню і подальшій фільтрації за допомогою пропускаючого низькочастотного фільтра з частотою фільтрації 5 Гц.

Записану активність посилювали за допомогою 16-канального підсилювача (CWE, Inc., PA 19003 США) та фільтрували в діапазоні 10–5000 Гц. ЕМГ разом із сигналами положення від мехатронного пристрою були зібрані за допомогою системи збору даних CED Power 1401 за допомогою програми Spike 2 (Cambridge Electronic Design, UK). Посилені сигнали оцифрували з частотою десять Гц, а для офлайнового аналізу даних використовували Origin 8.5 (OriginLab Corporation, США).

2.4. 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, 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.

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.

2.5. Висновок до розділу 2

В цьому розділі було описано механіку згинання та розгинання в двох суглобах правою рукою в декартовій та сферичній системах координат. Для виконання опису механіки було позначено плече як центр системи координат. Також було зазначено що відстань від кисті до ліктьового суглоба та від ліктьового

суглоба до плеча однакова. Це було зроблено для спрощення індивідуальних параметрів експериментаторів.

Також було описано експериментальну установку, зокрема робочий орган МС, в якому використовуються тензорні датчики. Ще потрібно зазначити перелік м'язів, які скорочувались для згинання та розгинання руки, і з яких знімалась ЕМГ в експериментах.

Параметри ЕМГ були введені в програмний пакет ORIGIN 2018 для подальшого аналізу.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Зміни ЕМГ-активності м'язів плечового поясу та плеча

Для аналізу ЕМГ-активності м'язів була застосована функція будування графіків в ORIGIN 2018. Для побудови графіку була використана проста функція побудови графіків з файлів CED (Cambridge Electronic Device) (приклад Рис. 4). З цього файлу ми виділили текстові файли і за допомогою спеціального скрипта перетворили в проміжний файл для ORIGIN, з яким можна працювати. В результаті утворюється таблиця 3.1.

В таблиці 3.1 показані: T – час, $[T] = c$; TT – теж час, але ці значення потрібно ігнорувати; FX та FY – сила (в Ньютонах), яку утворює людина при виконанні завдання; DX і DY – координати кисті руки ($[DX] = [DY] =$ см); PHIS та PHIE – плечовий і ліктьовий кути ($[PHIS] = [PHIE] =$ градуси); MS і ME – плечовий і ліктьовий моменти сил ($[MS] = [ME] =$ Н $*$ м); BrRad – m. Brachioradialis, BicBr – m. Biceps Brachii caput breve, BicLg – m. Biceps Brachii caput longum, TrLat – m. Triceps Brachii caput laterale, TrLg – m. Triceps Brachii caput longum, Pect – m. Pectoralis, DeltCl – m. Deltoideus pars clavicularis, DeltSc – m. Deltoideus pars scapularis.

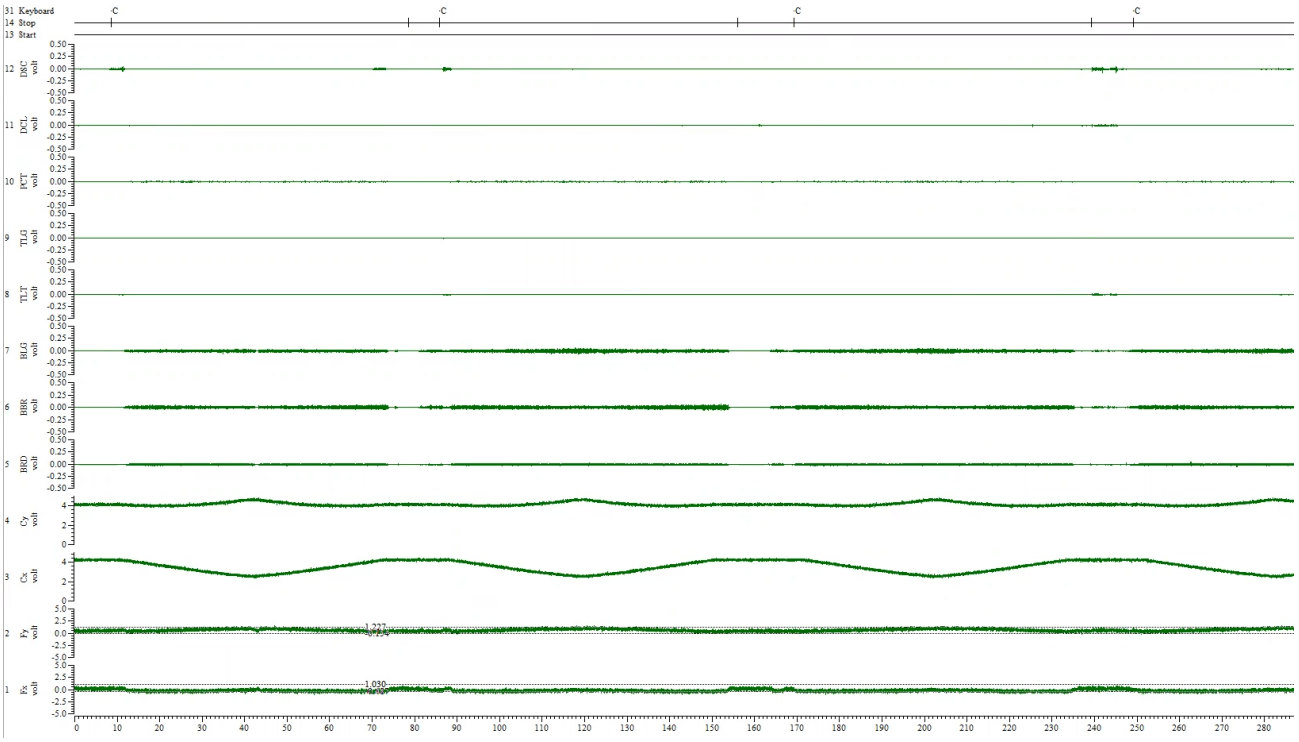

Рис. 4. Приклад ЕМГ в файлах CED, який є не обробленим.

Таблиця 3.1

Приклад таблиці з значеннями ЕМГ

	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)	DeltSc(Y)
Long Name	T	TT	FX	FY	DX	DY					BrRad	BicBr	BicLg	TrLat	TrLg	Pect	DeltCl	DeltSc
Units																		
Comments																		
F(X)=	(i-1)*.01																	
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	1,96659	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	12,23122	2,35131	0,80211
35	0,34	0,3427	-8,43588	4,26729	32,31461	46,15729	45,83409	17,41651	5,27273	2,83613	18,031	34,19887	12,55417	3,60948	4,51272	12,08735	2,37345	0,80355
36	0,35	0,3528	-8,59923	4,2211	32,31276	46,1578	45,83143	17,42504	5,33317	2,87366	18,38234	34,76855	12,81275	3,66097	4,63327	11,91469	2,38621	0,79453
37	0,36	0,3629	-8,78249	4,15648	32,31231	46,15629	45,82043	17,44495	5,39673	2,91404	18,69277	35,23514	12,98281	3,71125	4,72269	11,73039	2,39238	0,77539
38	0,37	0,373	-8,9824	4,07585	32,31344	46,15276	45,80169	17,47484	5,46267	2,95674	18,96763	35,56314	13,05469	3,75859	4,77762	11,55314	2,39561	0,74723
39	0,38	0,383	-9,19493	3,98296	32,3161	46,14729	45,77569	17,51391	5,53035	3,0012	19,21128	35,72442	13,02504	3,80074	4,79598	11,40059	2,39946	0,71153
40	0,39	0,3931	-9,4149	3,88248	32,32018	46,14004	45,74299	17,5615	5,59886	3,04666	19,42702	35,69936	12,89662	3,8356	4,77697	11,29069	2,40708	0,66996
41	0,4	0,4032	-9,63682	3,77959	32,32543	46,13114	45,70373	17,61785	5,66734	3,09236	19,61417	35,47959	12,67682	3,86092	4,72003	11,23816	2,42105	0,62475
42	0,41	0,4133	-9,85507	3,68004	32,33149	46,12086	45,65842	17,68286	5,73505	3,13757	19,7678	35,0705	12,37848	3,87464	4,62652	11,25315	2,44321	0,57841
43	0,42	0,4234	-10,06395	3,5895	32,33791	46,1095	45,60769	17,75638	5,80121	3,18154	19,88125	34,4938	12,02159	3,8753	4,49889	11,34259	2,47459	0,533
44	0,43	0,4334	-10,25823	3,5131	32,3442	46,09736	45,55191	17,83884	5,86506	3,22357	19,94864	33,78944	11,62917	3,86234	4,3414	11,50822	2,51495	0,49038
45	0,44	0,4435	-10,43374	3,45516	32,34986	46,08474	45,49146	17,9306	5,9261	3,26312	19,96357	33,01163	11,22649	3,83589	4,15996	11,7464	2,56309	0,45253
46	0,45	0,4536	-10,58671	3,41848	32,35438	46,07201	45,42711	18,03145	5,98354	3,29956	19,91746	32,21734	10,83826	3,79663	3,96125	12,04767	2,6165	0,42092
47	0,46	0,4637	-10,71443	3,4045	32,35729	46,0595	45,35947	18,14132	6,03662	3,33235	19,80213	31,4733	10,48765	3,74627	3,75308	12,39754	2,67222	0,39727
48	0,47	0,4738	-10,81564	3,41318	32,35826	46,04757	45,28985	18,25865	6,08479	3,36112	19,61425	30,84324	10,19509	3,68735	3,54358	12,77793	2,72657	0,38244
49	0,48	0,4838	-10,8899	3,44236	32,35702	46,03661	45,21984	18,38128	6,12719	3,38545	19,35484	30,38258	9,97516	3,62281	3,34163	13,16614	2,77579	0,37634
50	0,49	0,4939	-10,93778	3,48842	32,35343	46,02697	45,15119	18,50651	6,16295	3,40498	19,03024	30,13459	9,83697	3,55578	3,15565	13,53868	2,81646	0,37912
51	0,5	0,504	-10,96083	3,54642	32,34763	46,01902	45,08657	18,62945	6,19125	3,41941	18,6526	30,12529	9,78451	3,48941	2,99291	13,87135	2,84561	0,39008
52	0,51	0,5141	-10,96148	3,61069	32,33997	46,01312	45,02908	18,74409	6,21141	3,4286	18,23905	30,36612	9,81422	3,42723	2,85995	14,14205	2,86151	0,41095
53	0,52	0,5242	-10,94303	3,67494	32,33087	46,00957	44,98166	18,84451	6,22298	3,43258	17,81047	30,85219	9,91703	3,37204	2,76176	14,33228	2,86306	0,43927
54	0,53	0,5342	-10,90895	3,73289	32,32091	46,00867	44,9476	18,92391	6,22557	3,43142	17,39198	31,555	10,07976	3,32574	2,70059	14,42949	2,85058	0,47124
55	0,54	0,5443	-10,8631	3,77913	32,31077	46,01054	44,9294	18,97656	6,21924	3,42543	17,00944	32,42273	10,28582	3,2891	2,6767	14,4268	2,82555	0,50394
56	0,55	0,5544	-10,80954	3,80913	32,30101	46,01527	44,92912	18,99778	6,20443	3,4151	16,68855	33,39364	10,51663	3,26277	2,68778	14,32307	2,79054	0,52678
57	0,56	0,5645	-10,75258	3,82019	32,29234	46,02286	44,94872	18,98274	6,18227	3,40124	16,45293	34,40453	10,7536	3,24586	2,72978	14,12551	2,74919	0,5501
58	0,57	0,5746	-10,69629	3,81063	32,28537	46,03313	44,98898	18,9288	6,15411	3,38472	16,32218	35,38241	10,9791	3,23675	2,79695	13,8457	2,70569	0,57298
59	0,58	0,5846	-10,64412	3,78041	32,28063	46,04581	45,04998	18,83464	6,12151	3,36646	16,30926	36,25768	11,17793	3,23394	2,88191	13,50087	2,66455	0,59451
60	0,59	0,5947	-10,59919	3,73142	32,27828	46,06053	45,13031	18,70227	6,08648	3,34752	16,41754	36,96786	11,33848	3,23537	2,9761	13,11255	2,62995	0,61381
61	0,6	0,6048	-10,56391	3,66694	32,27842	46,07691	45,22839	18,53411	6,05116	3,32899	16,64049	37,46662	11,45292	3,2388	3,07054	12,70331	2,60566	0,63007
62	0,61	0,6149	-10,54043	3,59097	32,28097	46,09436	45,34095	18,33583	6,01774	3,31194	16,9635	37,71799	11,51756	3,24243	3,15645	12,29348	2,59361	0,64262
63	0,62	0,625	-10,53001	3,50822	32,28557	46,11232	45,46398	18,11499	5,98828	3,29735	17,36274	37,69531	11,53054	3,24454	3,22622	11,89984	2,5949	0,65106
64	0,63	0,635	-10,53304	3,42335	32,29169	46,13014	45,59231	17,88152	5,96436	3,28594	17,80619	37,39236	11,49224	3,24393	3,27362	11,53541	2,60939	0,65526
65	0,64	0,6451	-10,54888	3,34085	32,2988	46,14729	45,72111	17,64485	5,94708	3,27816	18,25628	36,81811	11,40595	3,23926	3,29473	11,20762	2,63513	0,65529
66	0,65	0,6552	-10,57644	3,26435	32,30619	46,16323	45,84483	17,41601	5,93702	3,27425	18,67147	35,99582	11,2747	3,2307	3,28795	10,92014	2,66904	0,65152
67	0,66	0,6653	-10,61339	3,1956	32,31328	46,17748	45,95829	17,20525	5,9336	3,27389	19,01033	34,95981	11,1013	3,21901	3,25372	10,66863	2,70684	0,64462
68	0,67	0,6754	-10,65659	3,13523	32,31947	46,18957	46,05626	17,02291	5,93552	3,27638	19,23382	33,75748	10,88944	3,20581	3,19546	10,44418	2,74426	0,6356
69	0,68	0,6854	-10,70265	3,0822	32,32431	46,19928	46,13524	16,87609	5,94085	3,28075	19,31042	32,43484	10,64305	3,19363	3,11891	10,23347	2,77643	0,62554
70	0,69	0,6955	-10,74779	3,03409	32,3275	46,20639	46,19229	16,77063	5,94701	3,28572	19,22077	31,03202	10,36368	3,18488	3,0322	10,02303	2,79871	0,61567
71	0,7	0,7056	-10,78758	2,98767	32,32893	46,21075	46,22574	16,70971	5,9509	3,2897	18,95679	29,59465	10,05453	3,18143	2,94311	9,79936	2,80737	0,60735
72	0,71	0,7157	-10,81808	2,93893	32,32872	46,21236	46,23561	16,69309	5,94941	3,29111	18,52275	28,16469	9,71873	3,18512	2,86038	9,5507	2,80015	0,60185
73	0,72	0,7258	-10,8353	2,88345	32,32708	46,21143	46,22395	16,71676	5,93928	3,28828	17,93458	26,78081	9,3608	3,1971	2,79274	9,27019	2,77592	0,6002
74	0,73	0,7358	-10,83595	2,81724	32,32437	46,20808	46,19288	16,77632	5,91774	3,27978	17,22115	25,47988	8,98731	3,21818	2,74795	8,95588	2,73521	0,60322

3.1.1. Зміна ЕМГ-активності при нерухомому плечовому суглобі

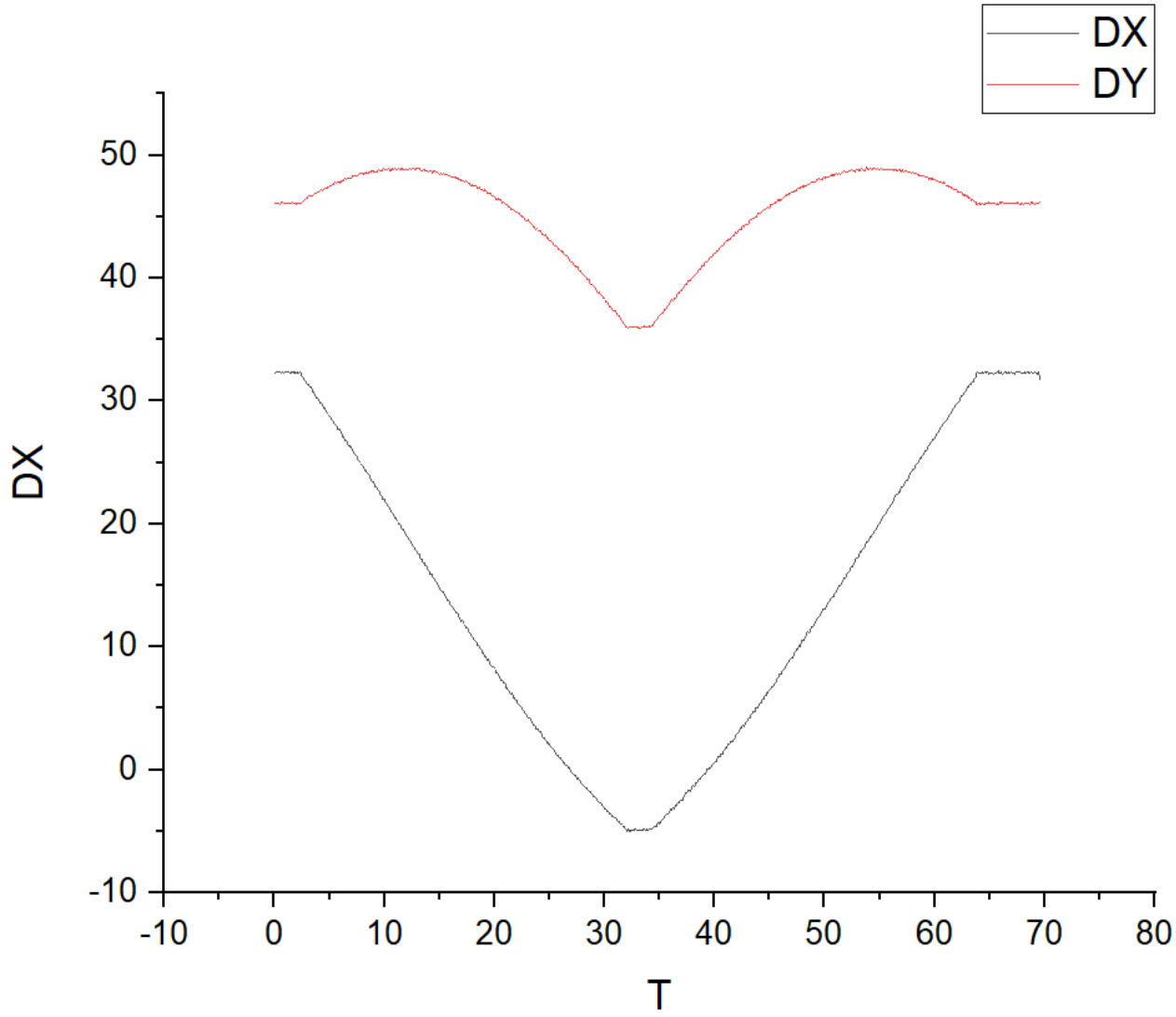

Рис. 5. Графік координат положення кисті руки в декартовій системі координат з нерухомим плечовим суглобом при згинанні ліктьового суглоба. Центром координат є плечовий суглоб правої руки. DX, DY – координати X та Y положення кисті руки. По осі X відкладено час (с), а по осі Y відстань (см).

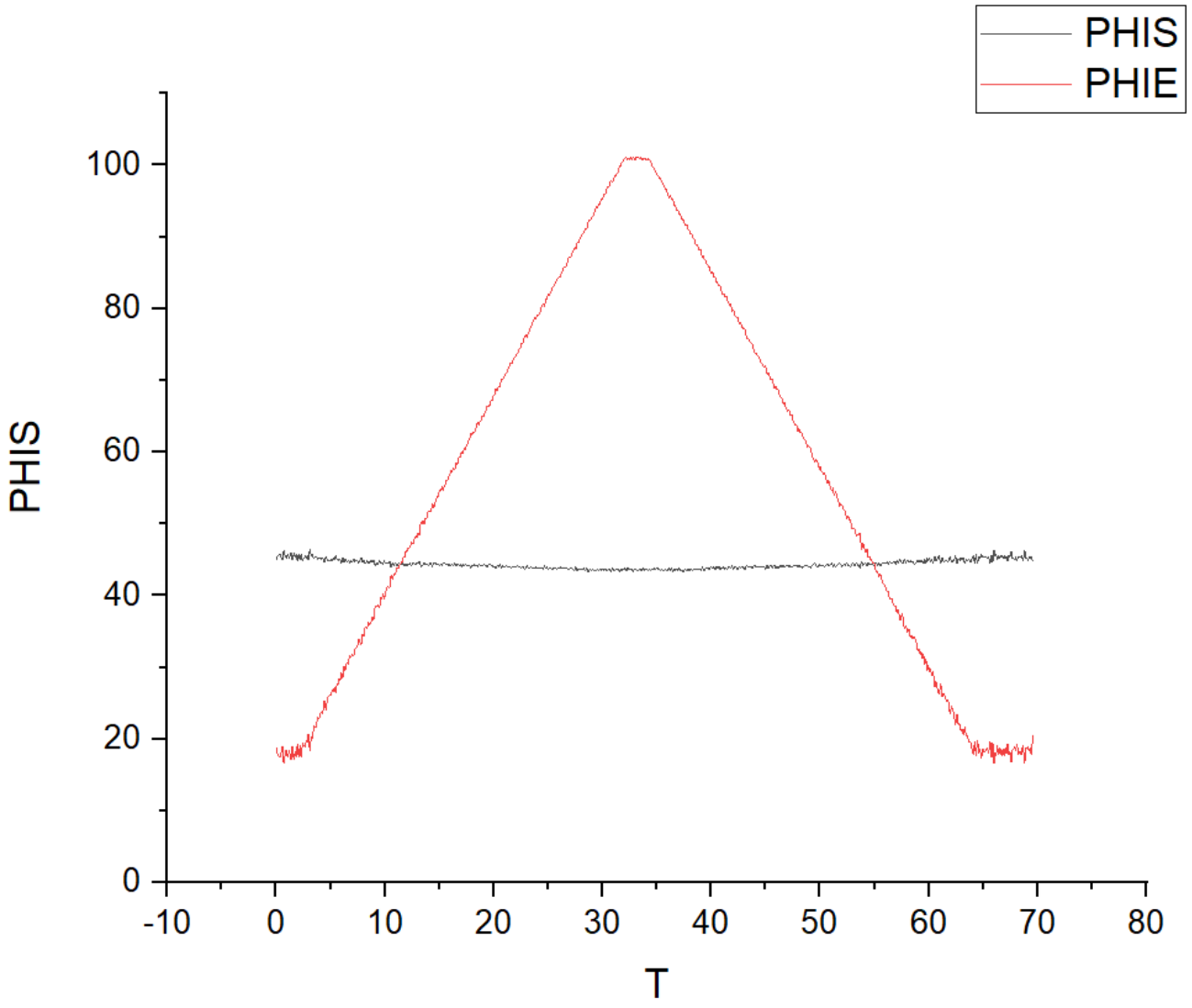

Рис. 6. Графік залежності суглобних кутів при виконанні рухового завдання з нерухомим плечовим суглобом при згинанні ліктьового суглоба. PHIS, PHIE – значення плечового та ліктьового кутів, відповідно. По осі X відкладено час (с), а по осі Y кут (градуси).

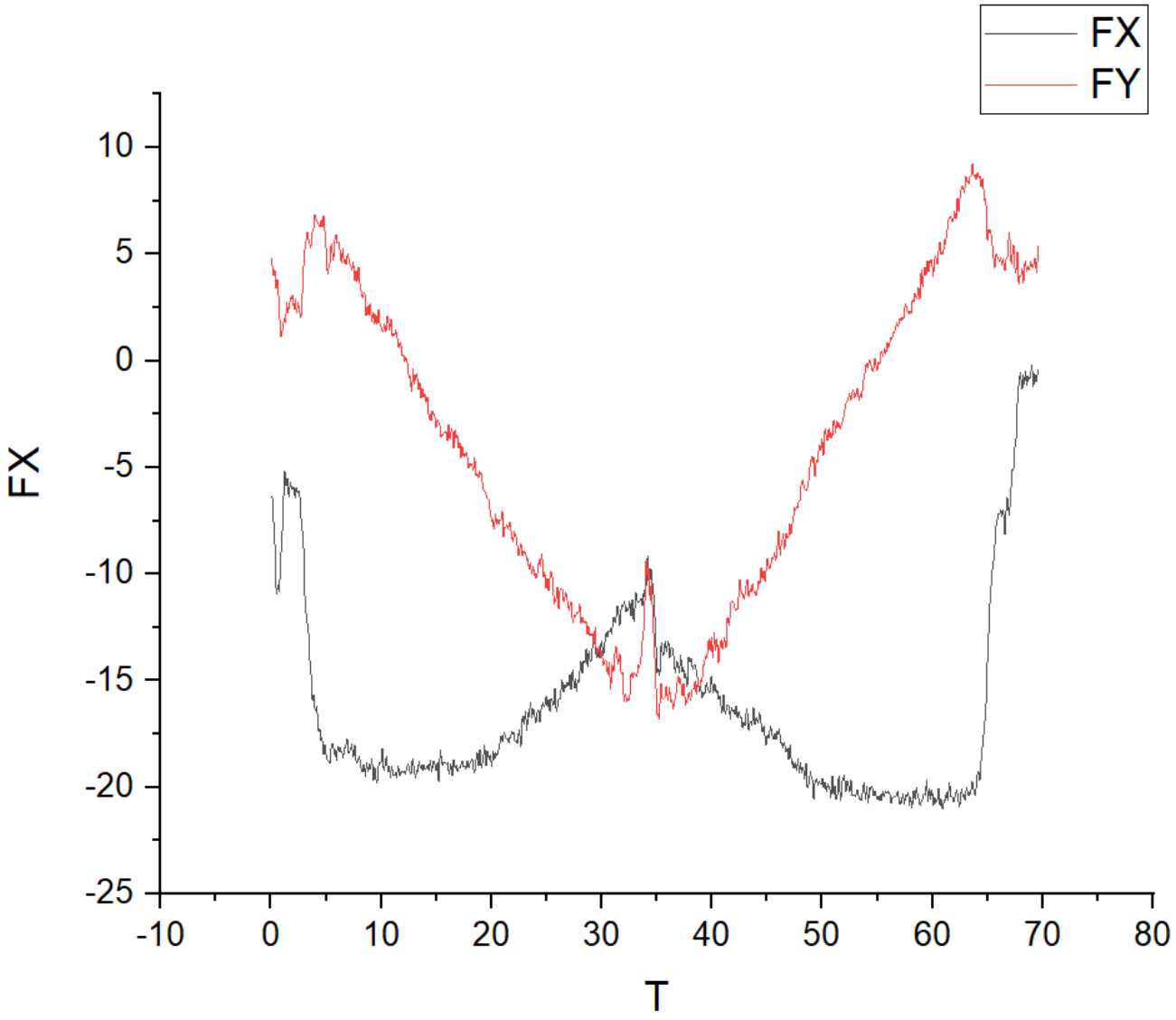

Рис. 7. Графік залежності сили від часу з нерухомим плечовим суглобом при згинанні ліктьового суглоба. FX, FY – декартові компоненти сили, що генерувалася кистю руки під час виконання рухового завдання. По осі X відкладено час (с), а по осі Y сила (Н).

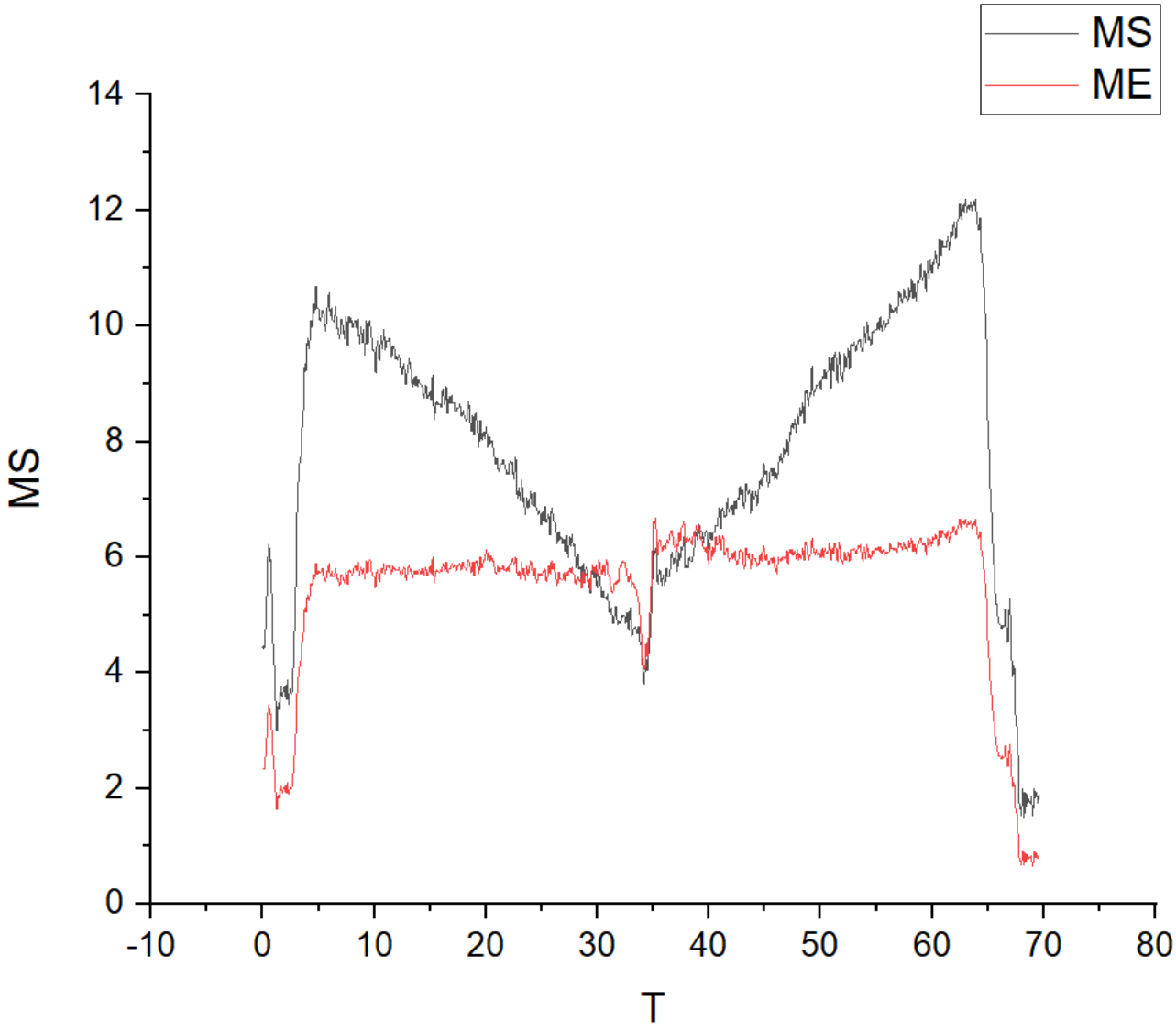

Рис. 8. Графік залежності плечового (MS) і ліктьового (ME) моментів сил від часу (нерухомим плечовим суглобом, згинання ліктьового). По осі X відкладено час (с), а по осі Y крутний момент (Н·м).

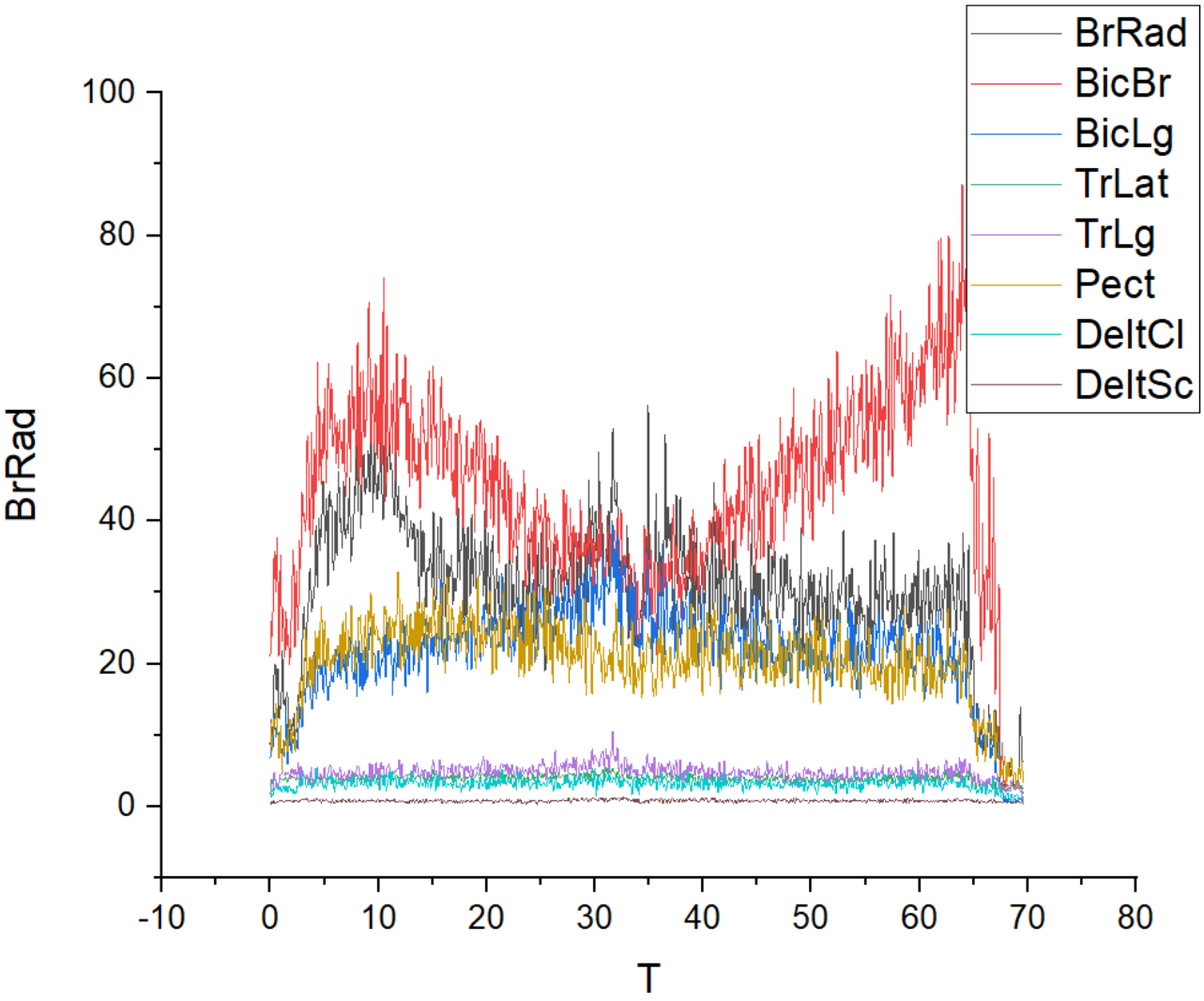

Рис. 9. Графік залежності ЕМГ-активності всіх м’язів від часу (нерухомим плечовим суглобом, згинання ліктьового суглоба).

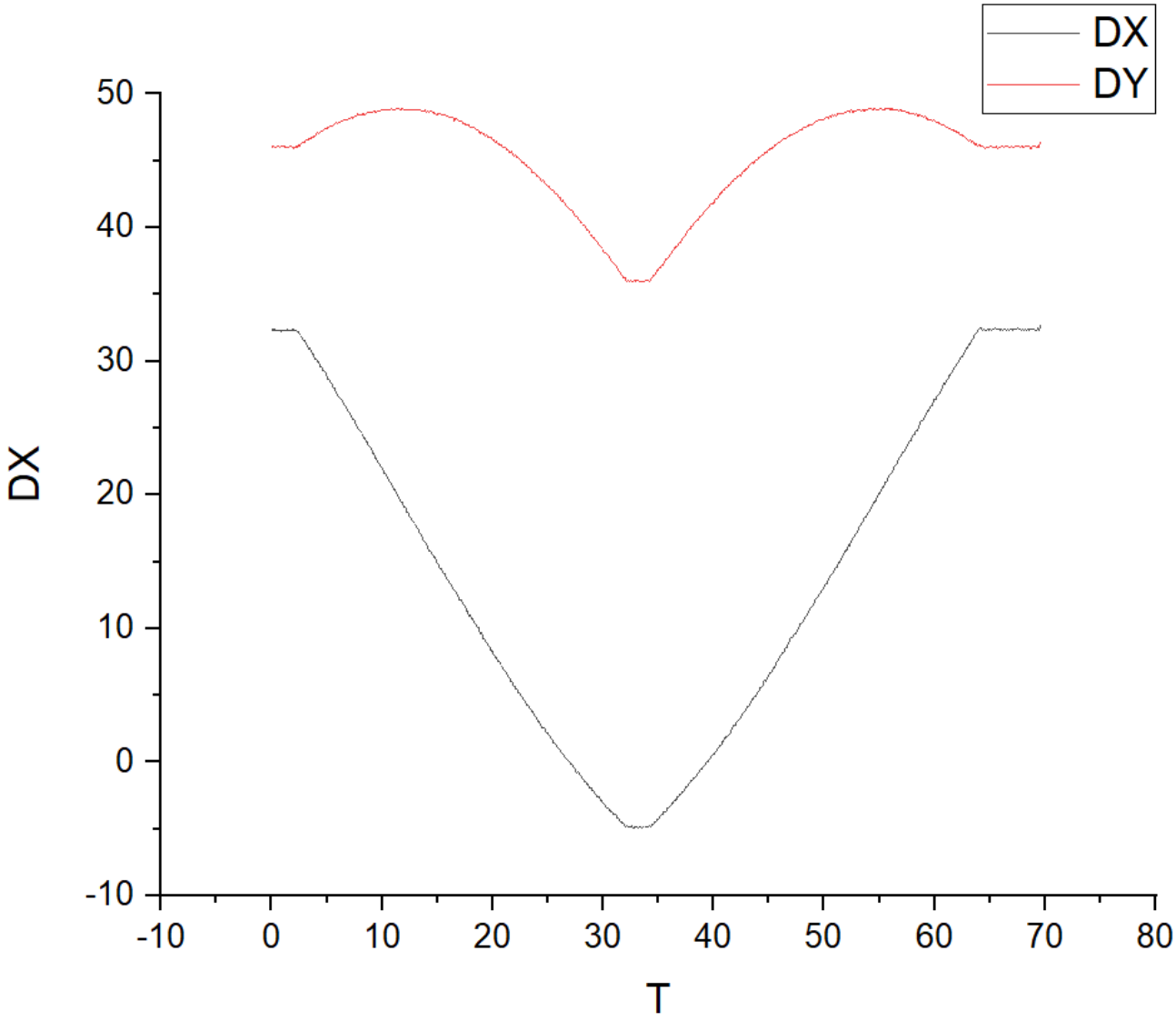

Рис. 10. Графіки координат положення кисті руки в декартовій системі координат з нерухомим плечовим суглобом при розгинанні ліктьового суглоба. Центром координат є плечовий суглоб правої руки. DX, DY – координати X та Y положення кисті руки. По осі X відкладено час (с), а по осі Y відстань (см).

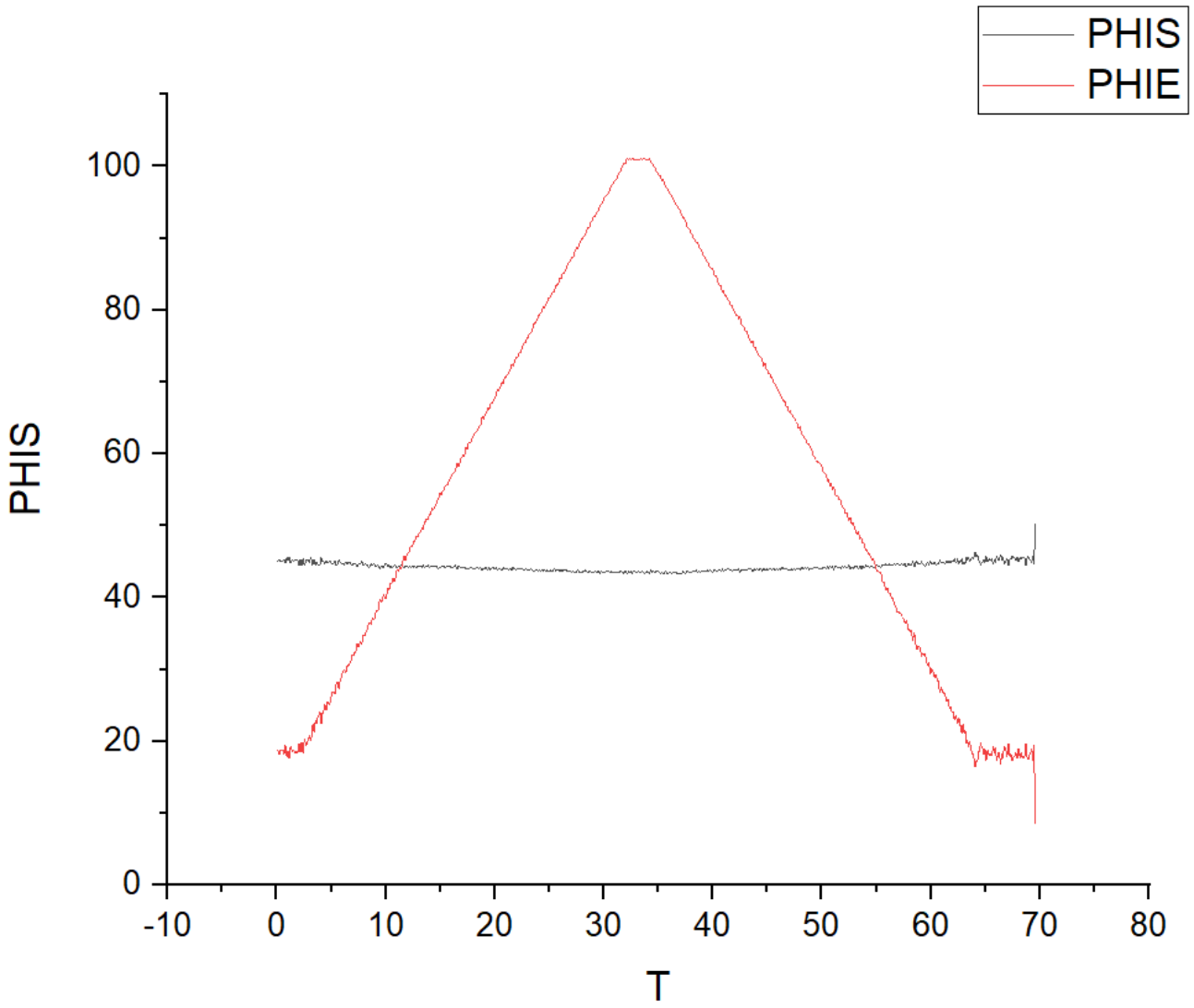

Рис. 11. Графік залежності суглобних кутів при виконанні рухового завдання з нерухомим плечовим суглобом при розгинанні ліктьового суглоба. PHIS, PHIE – значення плечового та ліктьового кутів, відповідно. По осі X відкладено час (с), а по осі Y кут (градуси).

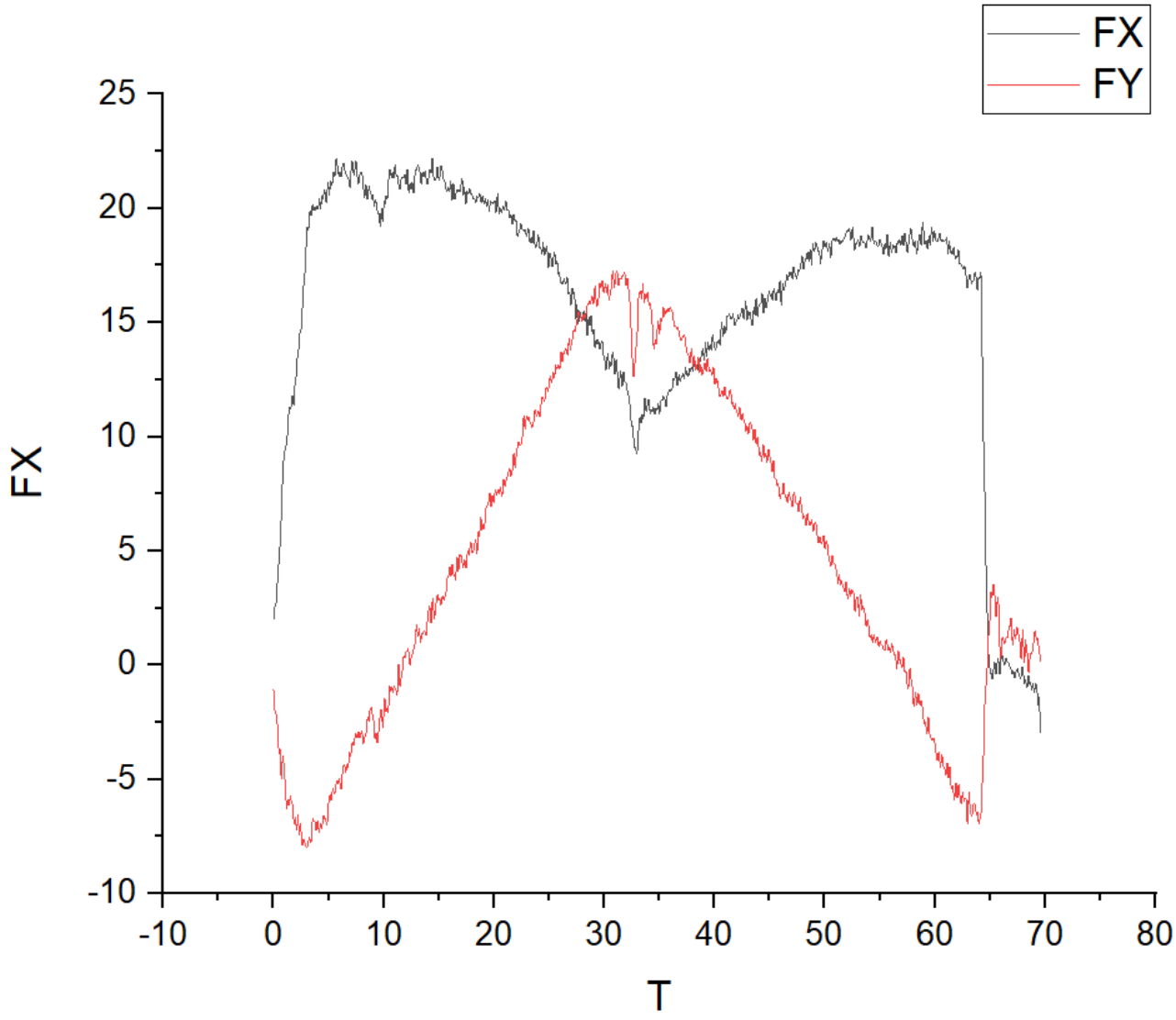

Рис. 12. Графік залежності сили від часу з нерухомим плечовим суглобом при розгинанні ліктьового суглоба. FX, FY – декартові компоненти сили, що генерувалася кистю руки під час виконання рухового завдання. По осі X відкладено час (с), а по осі Y сила (Н).

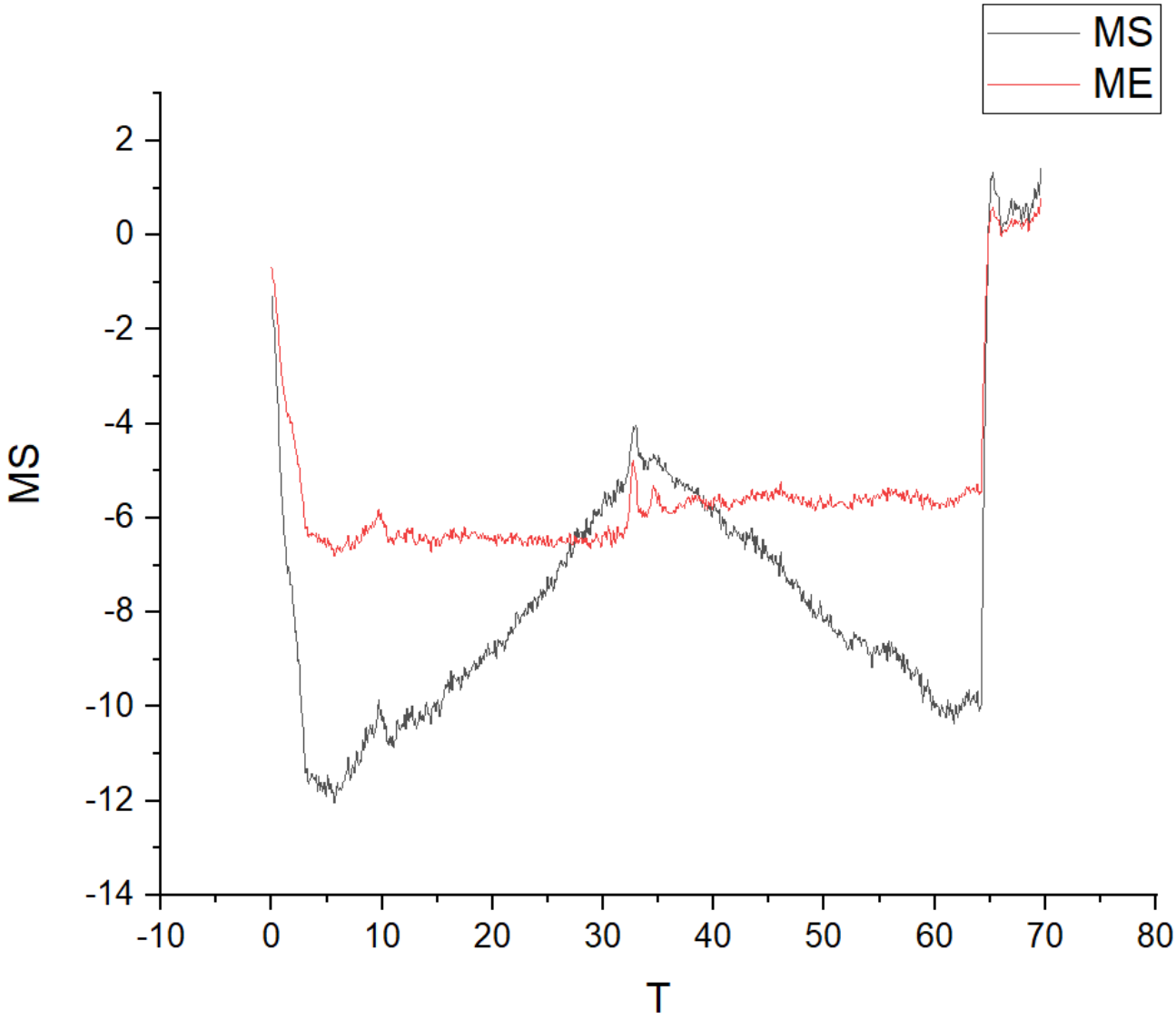

Рис. 13. Графік залежності плечового і ліктьового крутних моментів сил від часу (нерухомим плечовим суглобом, розгинання ліктьового суглоба). По осі X відкладено час (с), а по осі Y крутний момент (Н·м).

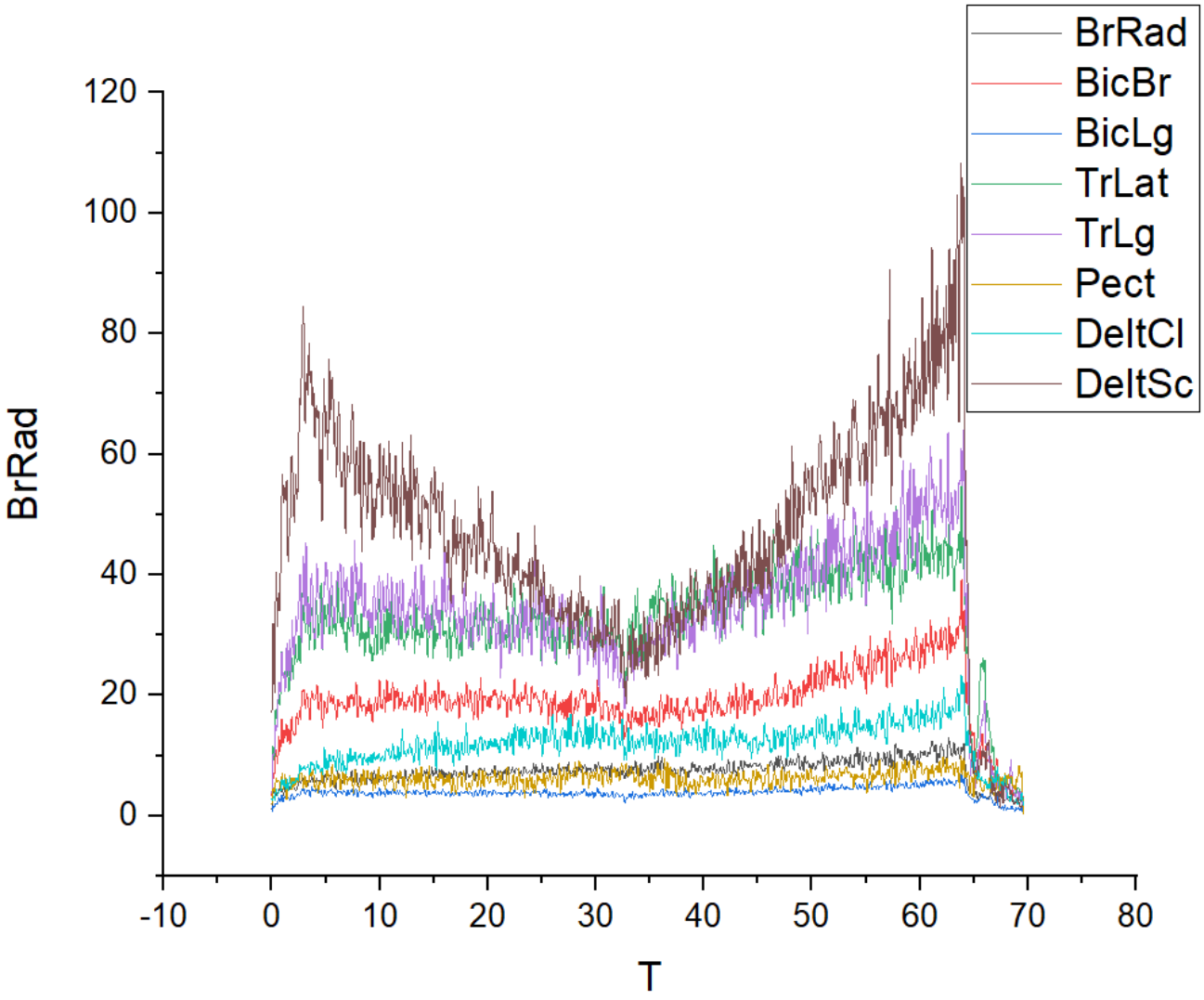

Рис. 14. Графік залежності ЕМГ-активності всіх м’язів від часу (нерухомим плечовим суглобом, розгинання ліктьового суглоба).

3.1.2. Зміна ЕМГ-активності при нерухомому ліктьовому суглобі

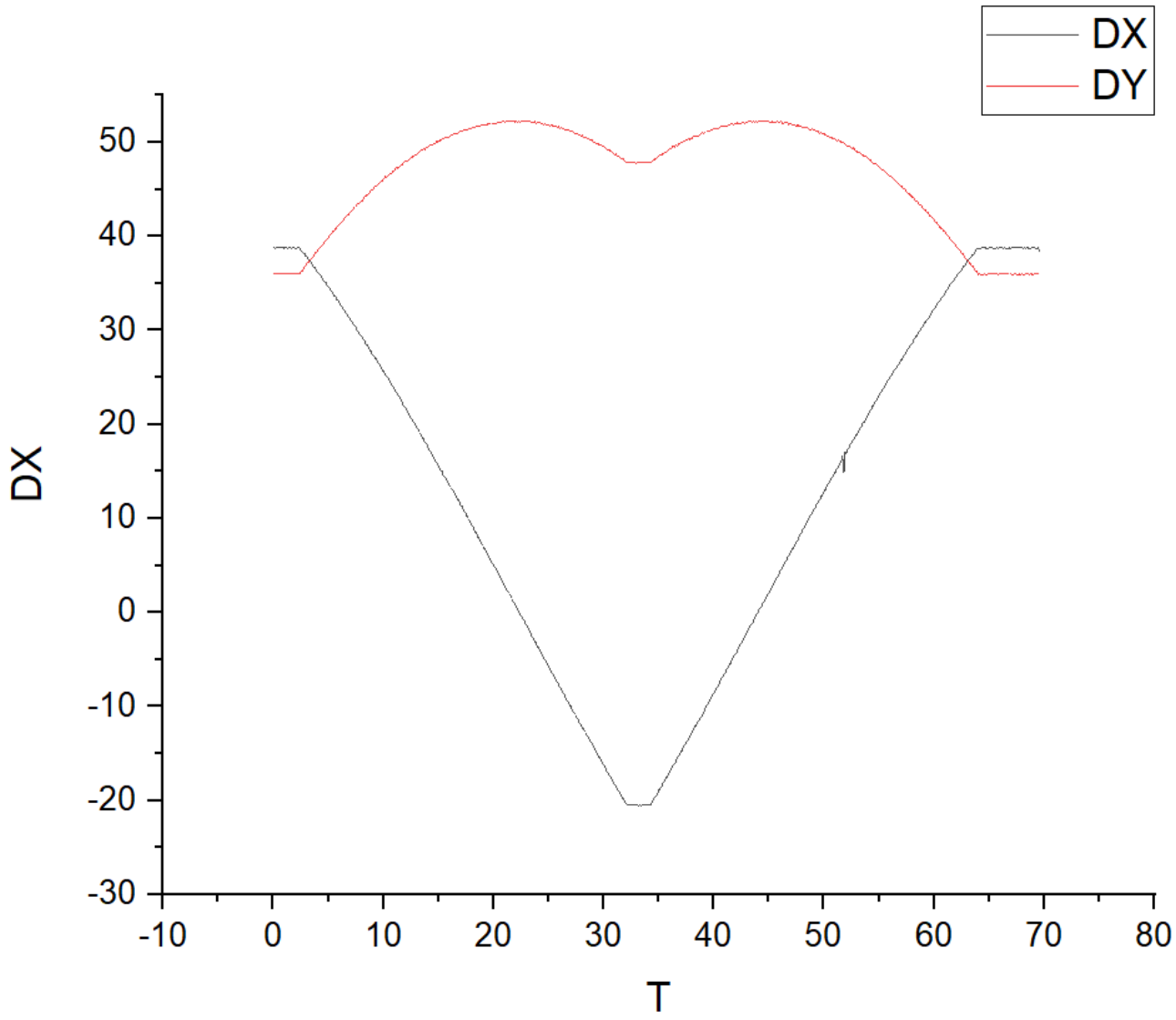

Рис. 15. Графіки координат положення кисті руки в декартовій системі координат з нерухомим ліктьовим суглобом при згинанні плечового суглоба. Центром координат є плечовий суглоб правої руки. DX, DY – координати X та Y положення кисті руки. По осі X відкладено час (с), а по осі Y відстань (см)

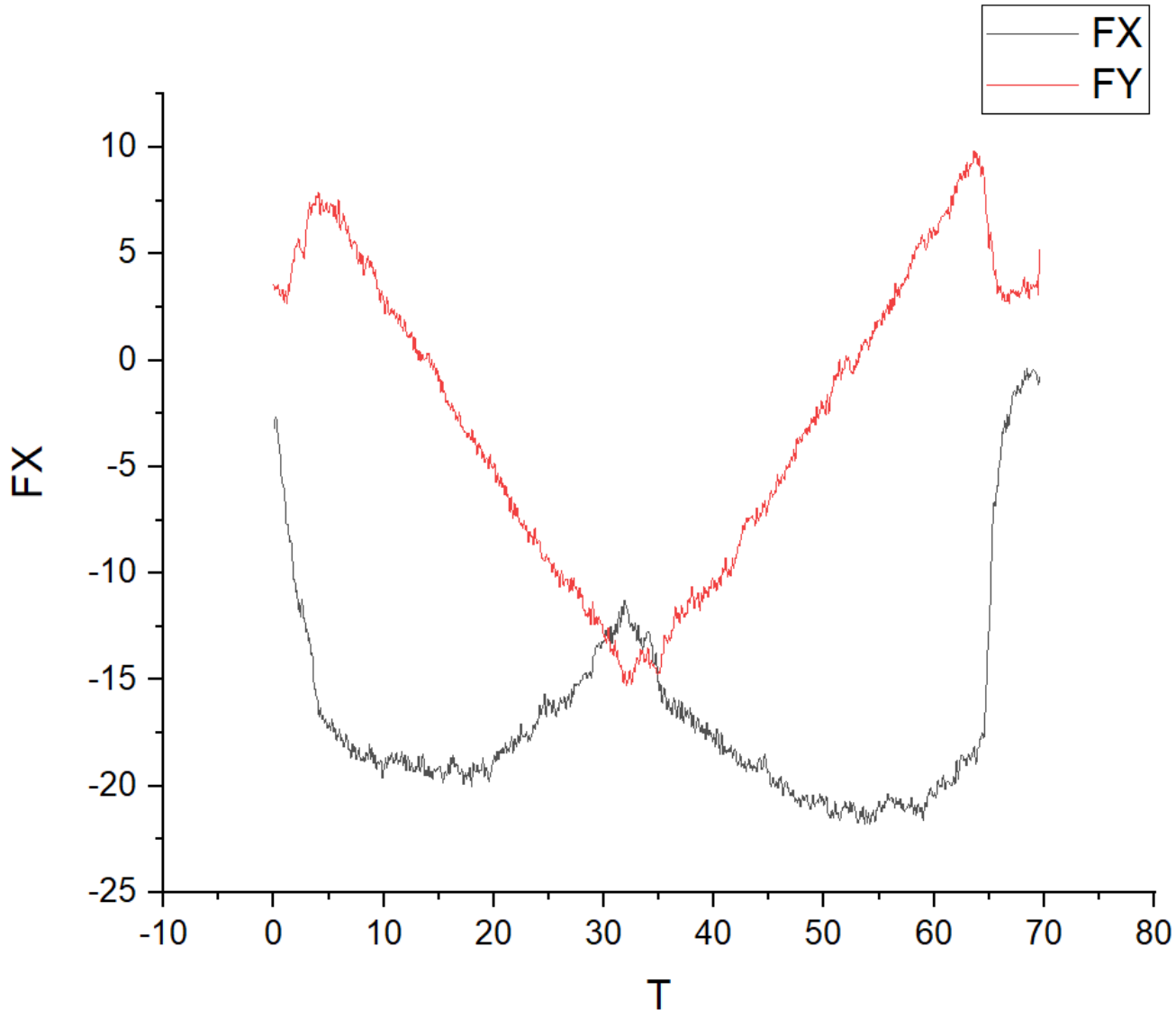

Рис. 16. Графік залежності сили від часу з нерухомим ліктьовим суглобом при згинанні плечового суглоба. FX, FY – декартові компоненти сили, що генерувалася кистю руки під час виконання рухового завдання. По осі X відкладено час (с), а по осі Y сила (Н).

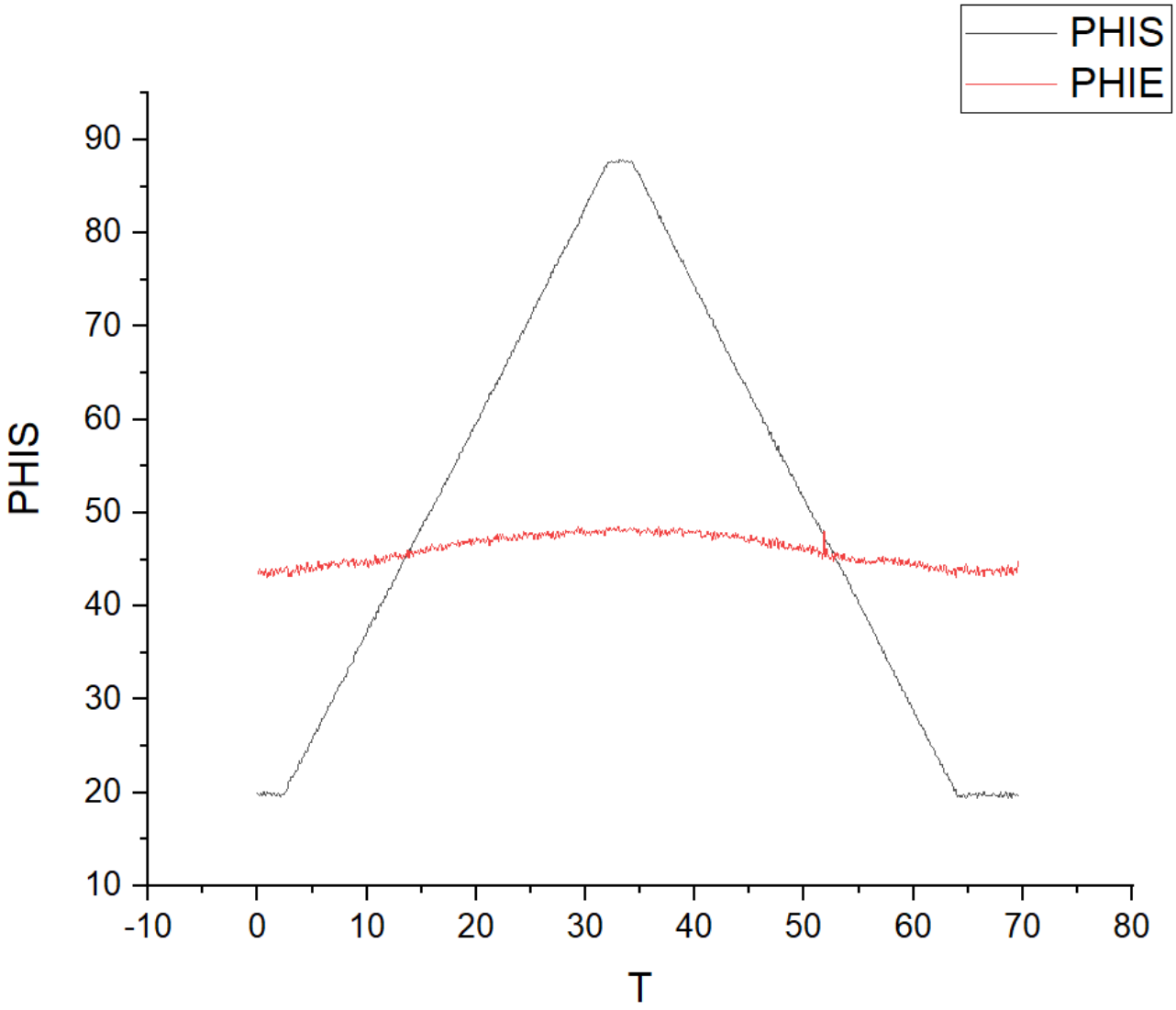

Рис. 17. Графік залежності кутових компонентів прикладених сил кистю з нерухомим ліктьовим суглобом при згинанні плечового суглоба в сферичній системі координат. PHIS, PHIE – значення плечового та ліктьового кутів, відповідно. По осі X відкладено час (с), а по осі Y кут (градуси).

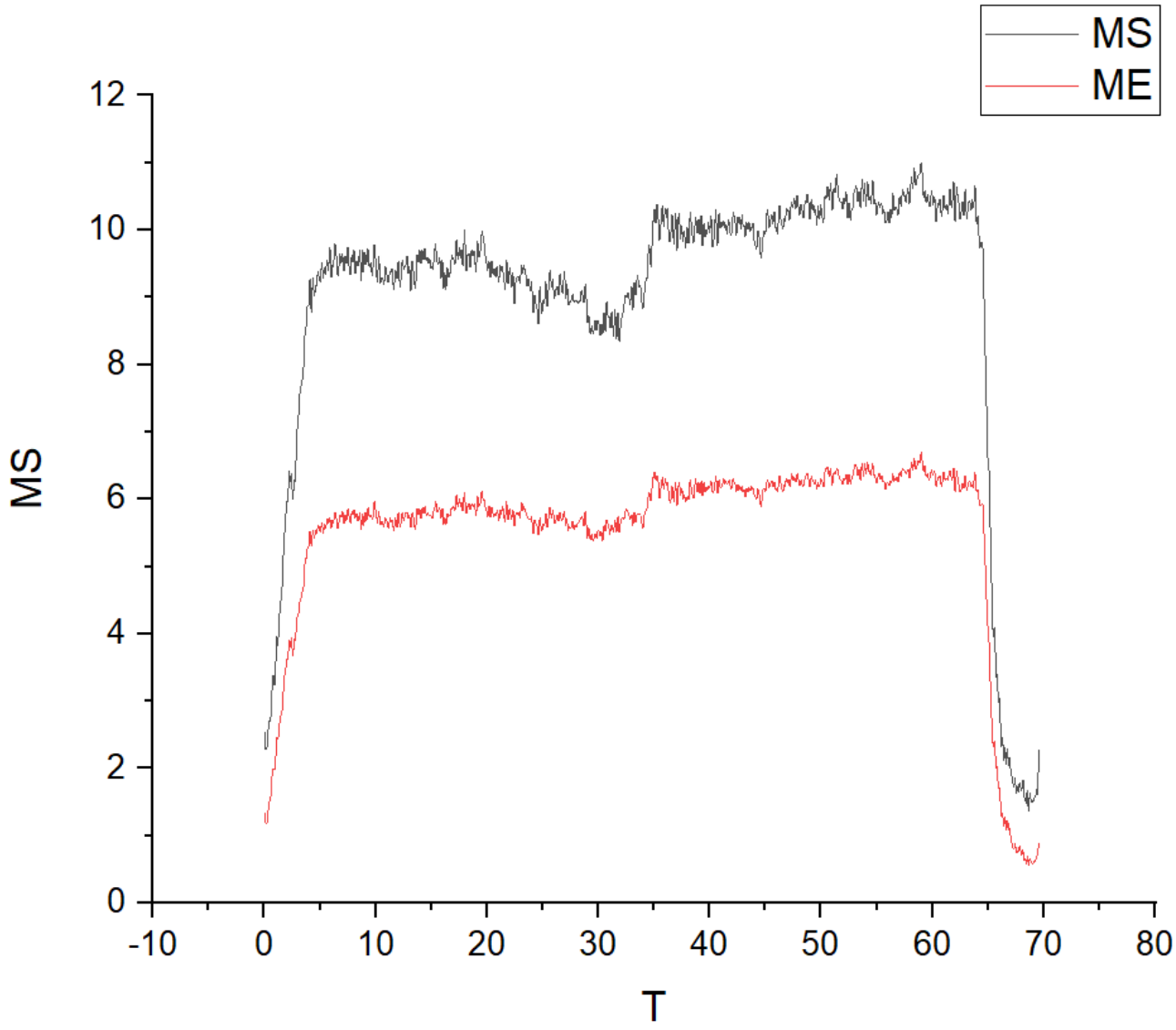

Рис. 18. Графік залежності плечового і ліктьового крутних моментів сил від часу (нерухомий ліктьовий, згинання плечового). По осі X відкладено час (с), а по осі Y крутний момент (Н·м).

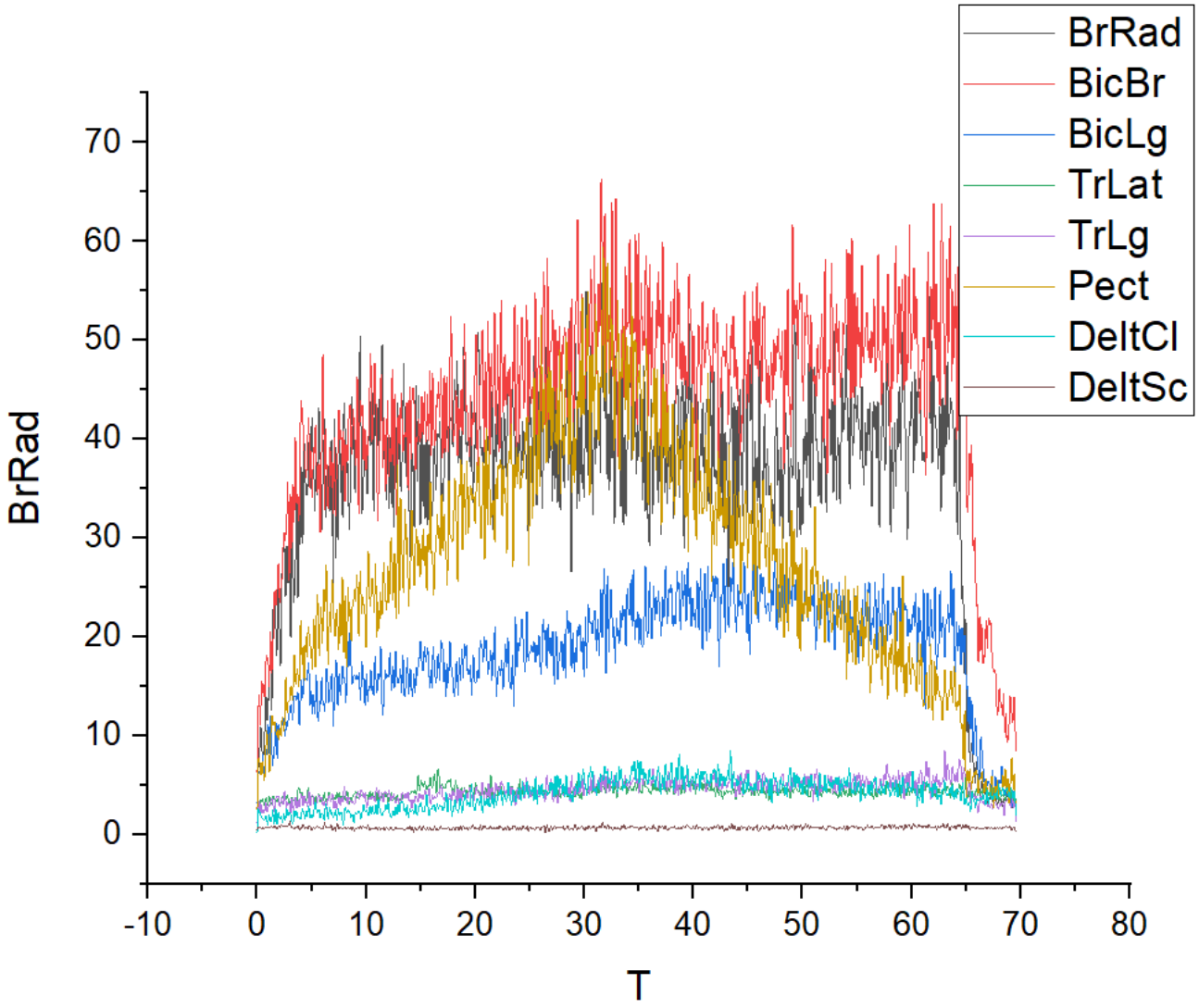

Рис. 19. Графік залежності ЕМГ-активності всіх м’язів від часу (нерухомим ліктьовим суглобом, згинання плечового суглоба).

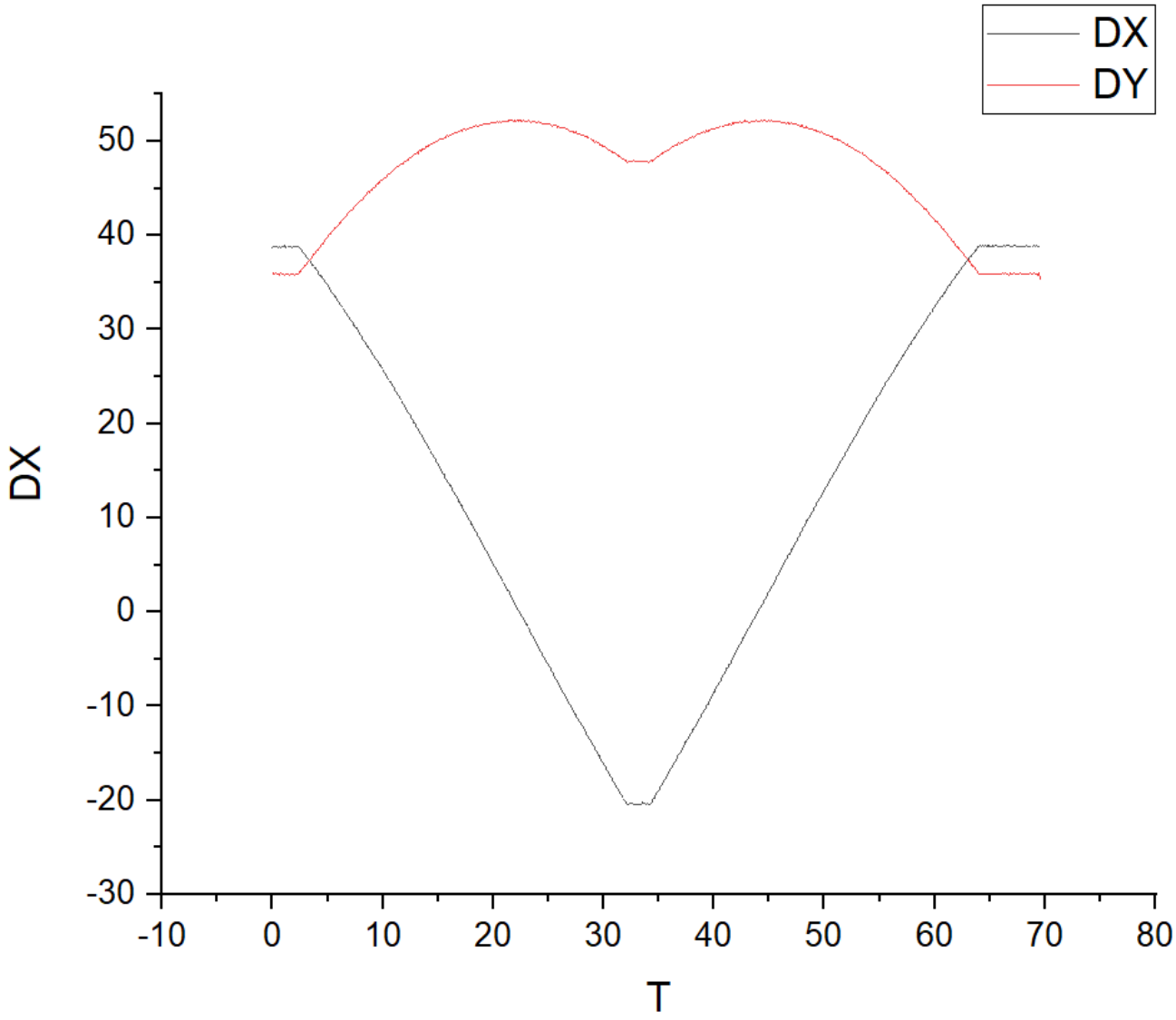

Рис. 20. Графіки координат положення кисті руки в декартовій системі координат з нерухомим ліктьовим суглобом при розгинанні плечового суглоба. Центром координат є плечовий суглоб правої руки. DX, DY – координати X та Y положення кисті руки. По осі X відкладено час (с), а по осі Y відстань (см)

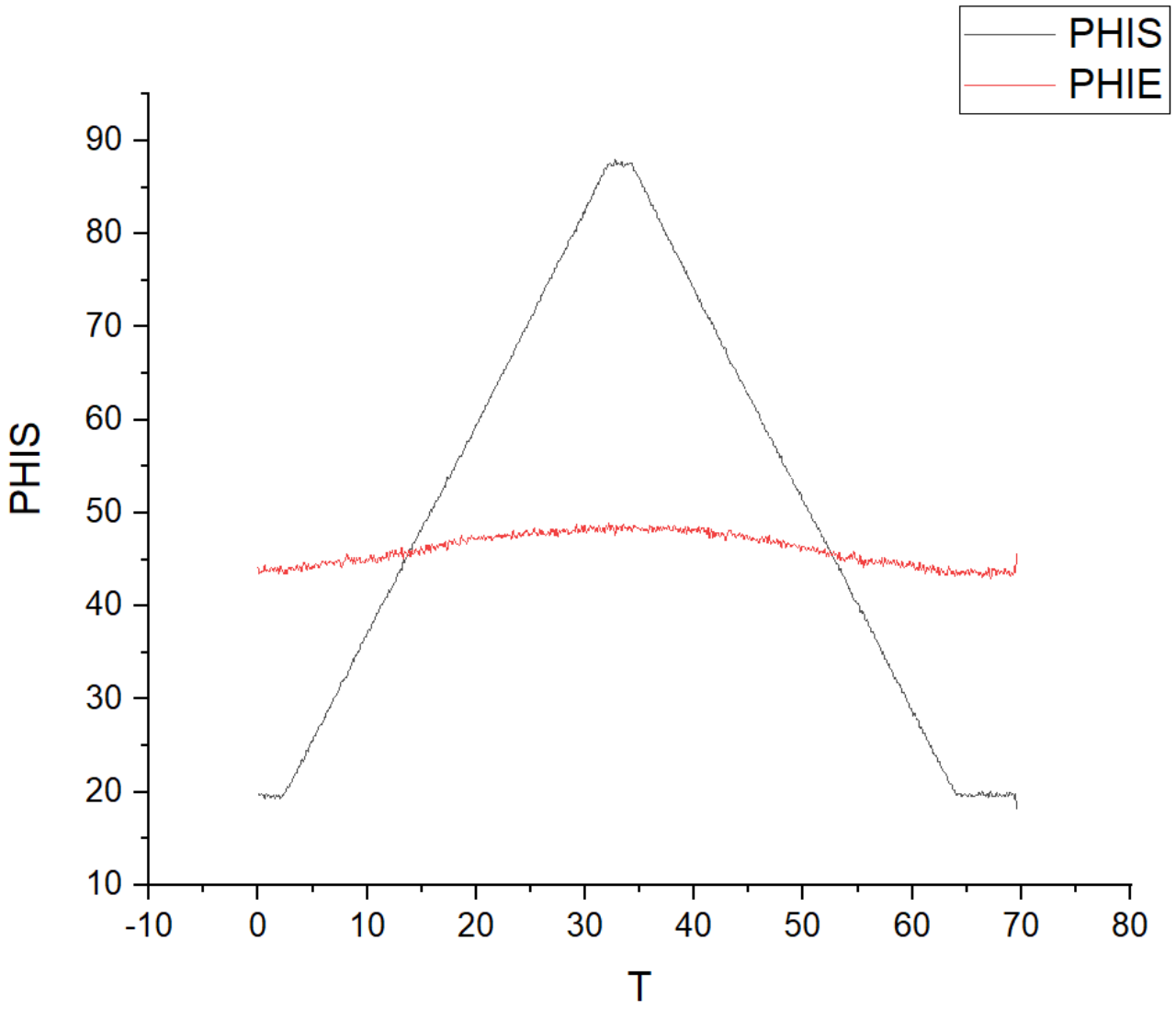

Рис. 21. Графік залежності кутових компонентів прикладених сил кистю з нерухомим ліктьовим суглобом при розгинанні плечового суглоба в сферичній системі координат. PHIS, PHIE – значення плечового та ліктьового кутів, відповідно. По осі X відкладено час (с), а по осі Y кут (градуси).

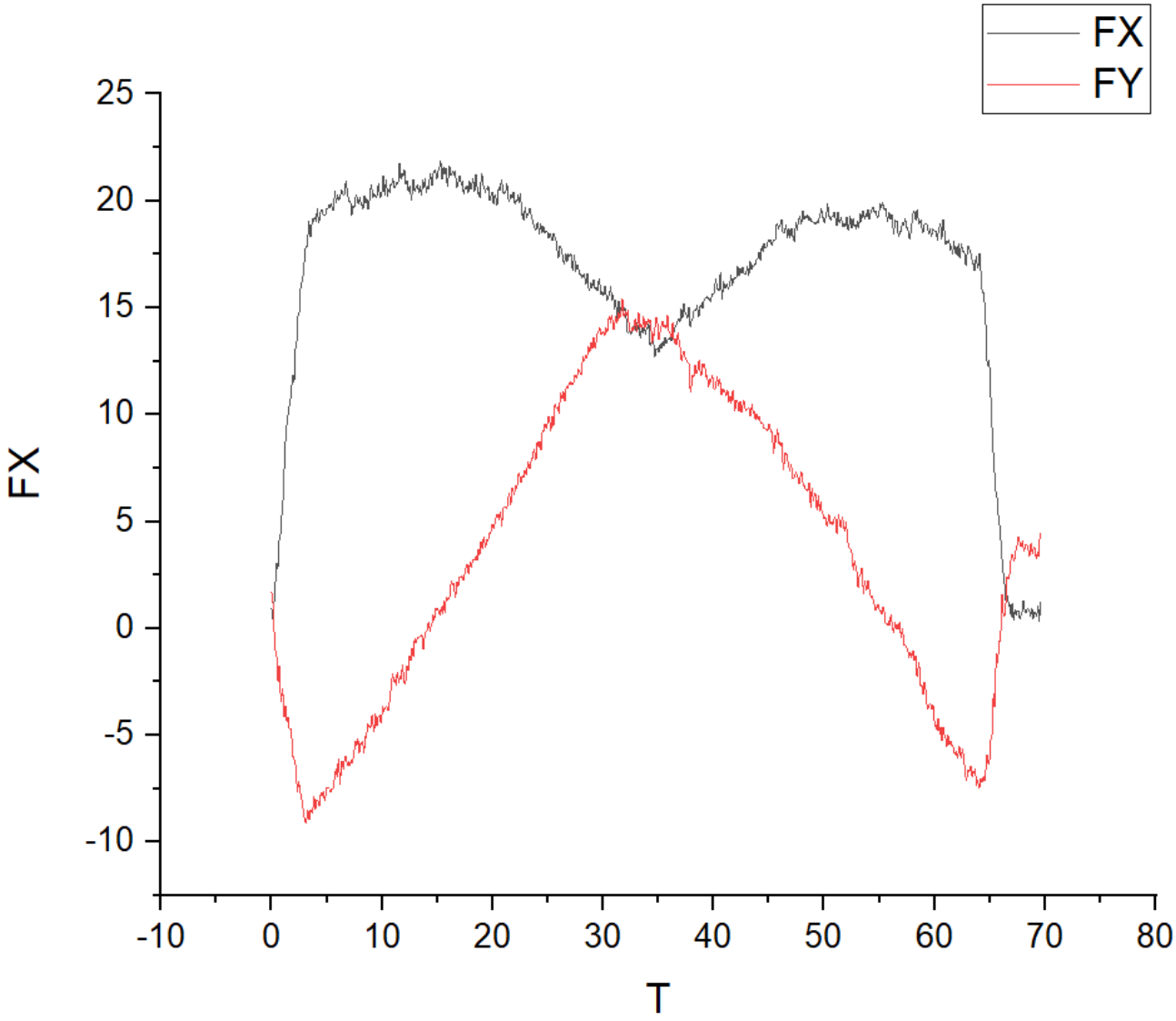

Рис. 22. Графік залежності сили від часу з нерухомим ліктьовим суглобом при розгинанні плечового суглоба. FX, FY – декартові компоненти сили, що генерувалася кистю руки під час виконання рухового завдання. По осі X відкладено час (с), а по осі Y сила (Н).

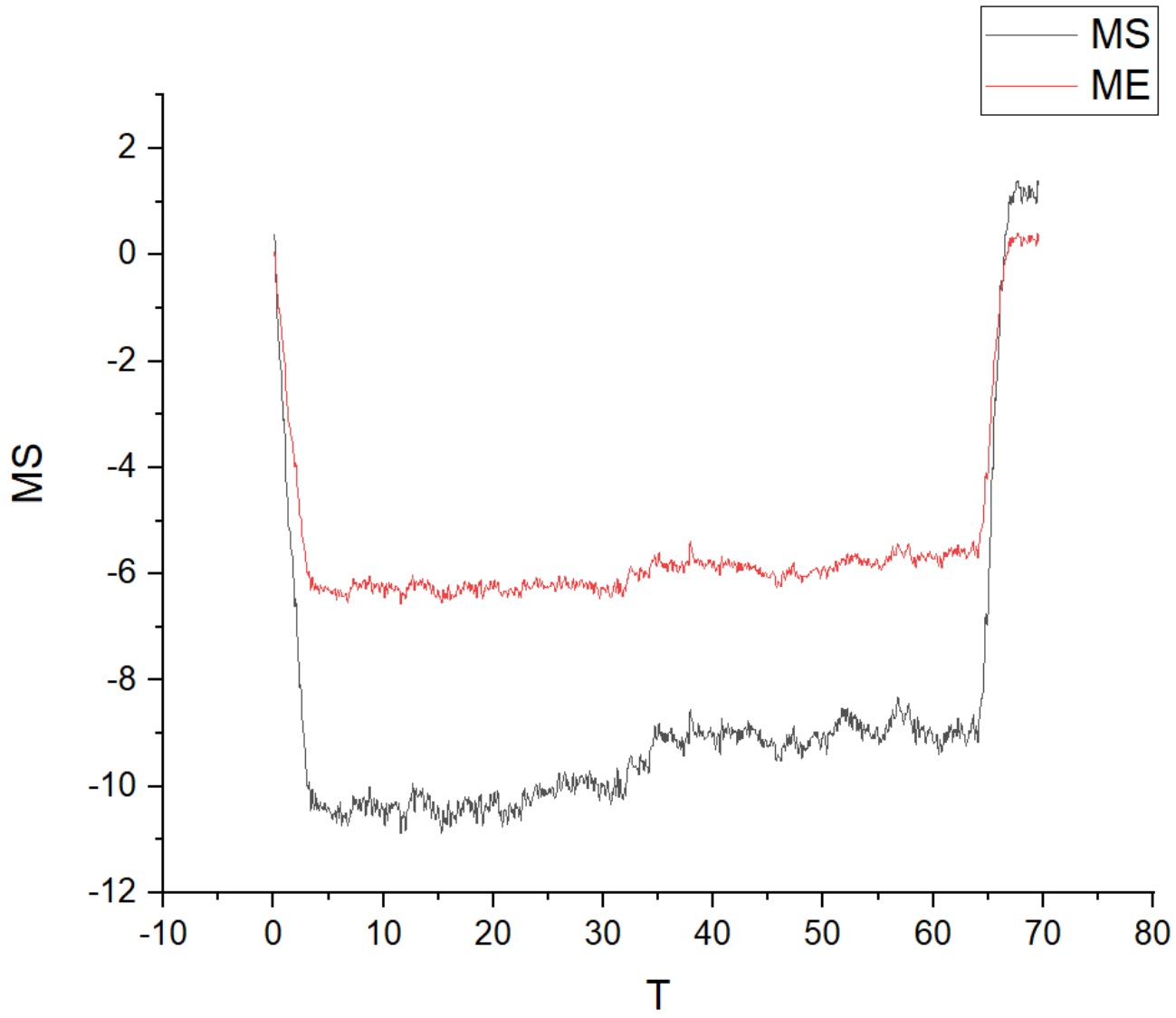

Рис. 23. Графік залежності плечового і ліктьового крутних моментів сил від часу (нерухомий ліктьовий, розгинання плечового). По осі X відкладено час (с), а по осі Y крутний момент (Н·м).

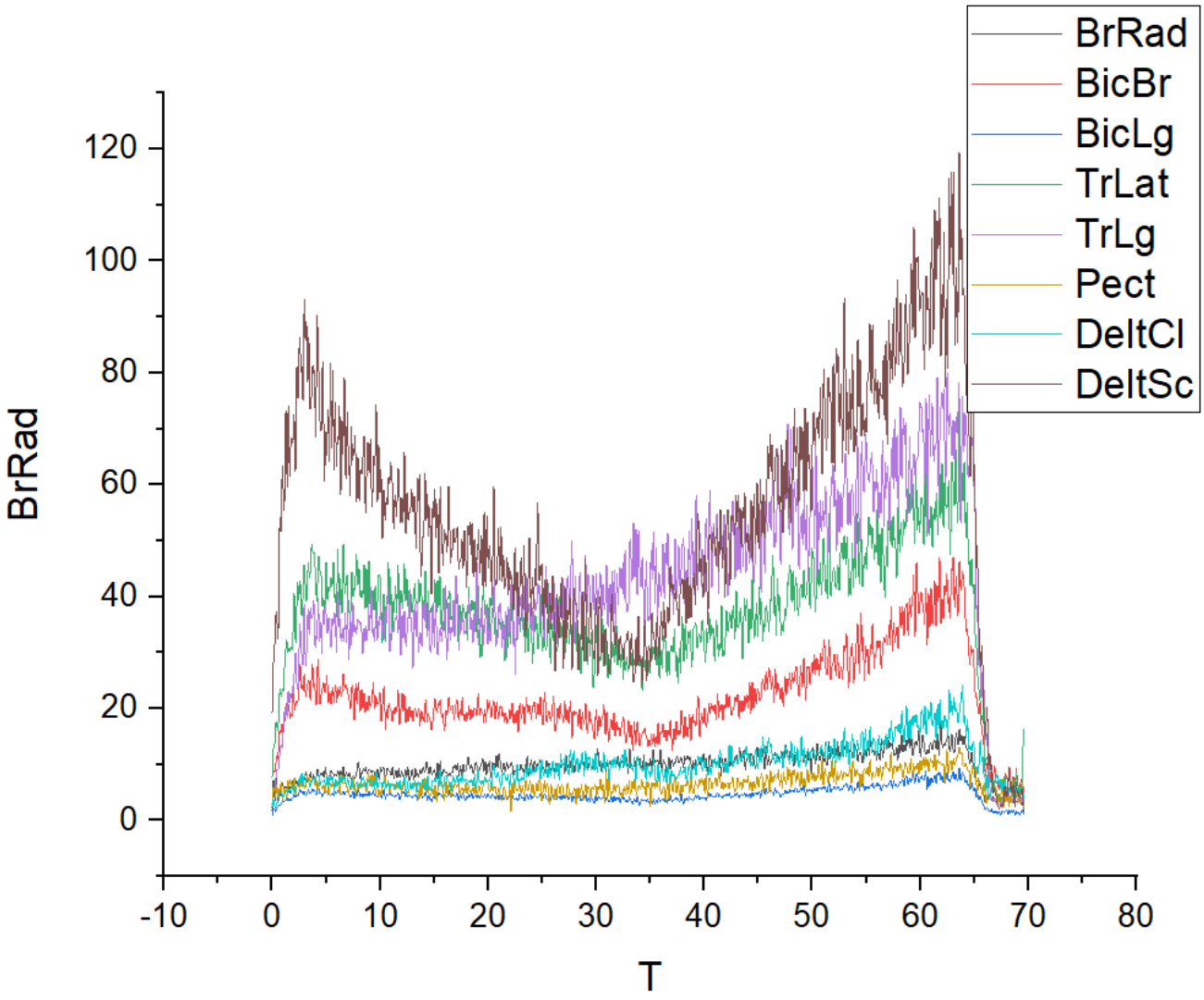

Рис. 24. Графік залежності ЕМГ-активності всіх м’язів від часу (нерухомий ліктьовий, розгинання плечового).

3.2. Висновок до розділу 3

На рис. 9 можемо побачити, що в данному випадку по більшій мірі активуються м'язи Brachioradialis та Biceps Brachii caput breve, тобто при русі руки яка веде на згинання. Але також помітно що Pectoralis та Biceps Brachii caput longum працювали до середини графіка. Це свідчить про те, що коли рух був по колу на правій половині шляху (тобто з верхньої точки коли до нижньої по правому краю), рука розгиналась, і тому були задіяні м’язи розгиначі. На іншій половині шляху – згиначі.

На рис. 14 ми можемо спостерігати таку тенденцію, що Deltoideus pars scapularis була задіяна більше за всіх в розгинанні руки. Ще потрібно зазначити, що всі інші м’язи теж приймали участь, зокрема Triceps Brachii caput longum, Triceps Brachii caput laterale та Biceps Brachii caput breve, де Biceps Brachii caput breve – згинач, а інші – розгиначі.

На рис. 19 були задіяні Brachioradialis, Biceps Brachii caput breve та Pectoralis – згиначі. Ще не в повній мірі був активований м’яз Biceps Brachii caput longum. А всі м’язи розгиначі взагалі майже не були задіяні. Можна зробити висновок, що тут був рух тільки на згинання, тому тільки м’язи згиначі приймали роль в ньому.

А на рис. 24 були задіяні м’язи розгиначі такі як Deltoideus pars scapularis, Triceps Brachii caput laterale та Triceps Brachii caput longum. Biceps Brachii також був задіяний, але можливо це пов’язано в основному із-за індивідуальності кожного експериметатора.

Навіть якщо дивитись на всі графіки не можливо остаточно сказати який з м'язів є головним, а який другорядним. По своїй суті ми можемо виділити 2-3 м'язи, які проявляють активність більше ніж інші.

ВИСНОВКИ

В результаті проходження практики було проведено аналіз ЕМГ. В результаті аналізу активації м’язів виходячи з графіків залежності було досліджено організацію центральних моторних команд, які надходять до м’язів плечового поясу та плеча людини при виконанні правою рукою повільних рухів в горизонтальній площині, при яких один з суглобів (ліктьовий або плечовий) залишався нерухомим.

При виконанні розгинальних зусиль, що створювались м’язами плечового та ліктьового суглобів, згиначі демонстрували відносно більшу ступінь коактивації з розгиначами на фоні переважаючої активності останніх; коактивація розгиначів на фоні переважної активації згиначів була менш помітною.

Прояв одночасної активації різних м’язових груп залежить від зміщення траєкторій руху у дистальному (далекому) напрямку, при цьому ефекти синергії збільшуються в згиначах і зменшуються в розгиначах, і навпаки. Позиційні зміни інтенсивності ЕМГ активності м’язів демонстрували складну модифікацію в дистальних траєкторіях руху і залежали від напрямків сили та руху.

Ще потрібно помітити один важливий фактор, який грає велику роль, в цьому експерименті – індивідуальність людини. Починаючи з свого дитинства кожна людина формує свій унікальний моторний репертуар та моторні стереотипи. Зовнішньо рухова задача може виконуватись приблизно однаково у всіх людей, але на рівні організації активації м'язів кожна людина може бути різна. Тобто на жаль варіативність активації м'язів може бути різна, і загального рішення задачі відносно коактивації і синергії м'язів при виконанні простих рухів не існує.

Список літератури

1. Muceli, S., Boye, A.T., d'Avella, A., & Farina, D. (2010). Identifying representative synergy matrices for describing muscular activation patterns during multidirectional reaching in the horizontal plane. J Neurophysiol, 103(3), 1532-42. doi: 10.1152/jn.00559.2009.

2. Boland, M.R., Spigelman, T., & Uhl, T.L. (2008). The function of brachioradialis. J Hand Surg Am, 33(10), 1853-9. doi: 10.1016/j.jhsa.2008.07.019.

3. Buchanan, T.S., Rovai, G.P., & Rymer, W.Z. (1989). Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. J Neurophysiol, 62(6), 1201-12. doi: 10.1152/jn.1989.62.6.1201.

4. Gribble, P.L., Mullin, L.I., Cothros, N., & Mattar, A. (2003). Role of cocontraction in arm movement accuracy. J Neurophysiol, 89(5), 2396-405. doi: 10.1152/jn.01020.2002.

5. Vereschaka, I.V., & Gorkovenko, A.V. (2011). 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, 248-250. doi.org/10.1007/s11062-011-9212-6.

6. Tal'nov, A.N., & Kostyukov, A.I. (1994). Hysteresis aftereffects in human single-joint voluntary movements. Neurophysiology, 26, 65-71. doi.org/10.1007/BF01053081.

7. Tal'nov, A.N., Cherkassky, V.L., & Kostyukov, A.I. (1997). Movement-related and steady-state electromyographic activity of human elbow flexors in slow transition movements between two equilibrium states. Neuroscience, 79(3), 923-33. doi: 10.1016/s0306-4522(96)00702-6.

8. Politti, J.C., Felice, C.J., & Valentinuzzi, M.E. (2003). Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle. Med Eng Phys, 25(4), 317-20. doi: 10.1016/s1350-4533(02)00218-7.

9. Feldman, A.G., & Levin, M.F. (2009). The equilibrium-point hypothesis--past, present and future. Adv Exp Med Biol, 629, 699-726. doi: 10.1007/978-0-387-77064-2_38.

10. Tal'nov, A.N., Serenko, S.G., Strafun, S.S., & Kostyukov, A.I. (1999). Analysis of the electromyographic activity of human elbow joint muscles during slow linear flexion movements in isotorque conditions. Neuroscience, 90(3), 1123- 36. doi: 10.1016/s0306-4522(98)00478-3.

11. Zasada, M., Gorkovenko, A.V., Strafun, S.S., Vasylenko, D.A., Pilewska, W., Kulyk, Yu.A., & Kostyukov, A.I. (2020). A New Approach to the Study of Two-Joint Upper Limb Movements in Humans: Independent Programming of the Positioning and Force. Neurophysiology, 52, 397-406. doi.org/10.1007/s11062-021-09896-3.

12. Smith, A.M. (1981). The coactivation of antagonist muscles. Can J Physiol Pharmacol, 59(7), 733-47. doi: 10.1139/y81-110.

13. Gottlieb, G.L., Corcos, D.M., & Agarwal, G.C. (1989a). Strategies for the control of voluntary movements with one mechanical degree of freedom. Behav Brain Sci, 12, 189-250. doi:10.1017/S0140525X00048238.

14. Aruin, A.S., Almeida, G.L., & Latash, M.L. (1996). Organization of a simple two-joint synergy in individuals with Down syndrome. Am J Ment Retard, 101(3), 256-68.

15. d'Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. Nat Neurosci, 6(3), 300- 8. doi: 10.1038/nn1010.

16. Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. J Physiol, 556(Pt 1), 267-82. doi: 10.1113/jphysiol.2003.057174.

17. Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., & Latash, M.L. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. Biol Cybern, 89(2), 152-61. doi: 10.1007/s00422- 003-0419-5.

18. Landsmeer, J.M., & Long, C. (1965). The mechanism of finger control, based on electromyograms and location analysis. Acta Anat (Basel), 60(3), 330-47. doi: 10.1159/000142668.

19. Piscitelli, D., Falaki, A., Solnik, S., & Latash, M.L. (2017). Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. Exp Brain Res, 235(3), 713-730. doi: 10.1007/s00221-016-4835-x.

20. Slijper, H., & Latash, M. (2000). The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. Exp Brain Res, 135(1), 81-93. doi: 10.1007/s002210000492.

21. Gorassini, M., Eken, T., Bennett, D.J., Kiehn, O., & Hultborn, H. (2000). Activity of hindlimb motor units during locomotion in the conscious rat. J Neurophysiol, 83(4), 2002-11. doi: 10.1152/jn.2000.83.4.2002.

22. Hoffer, J.A., Sugano, N., Loeb, G.E., Marks, W.B., O'Donovan, M.J., & Pratt, C.A. (1987). Cat hindlimb motoneurons during locomotion. II. Normal activity patterns. J Neurophysiol, 57(2), 530-53. doi: 10.1152/jn.1987.57.2.530.

23. Angel, R.W., Eppler, W., & Iannone, A. (1965). Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction. J Physiol, 180(4), 864-70. doi: 10.1113/jphysiol.1965.sp007736.

24. Crago, P.E., Houk, J.C., & Hasan, Z. (1976). Regulatory actions of human stretch reflex. J Neurophysiol, 39(5), 925-35. doi: 10.1152/jn.1976.39.5.925.

25. Feldman, A.G. (2015). Referent Control of Action and Perception: Challenging Conventional Theories in Behavioral Science. New York: Springer. doi:10.1007/978-1-4939-2736-4.

26. Latash, M.L. (2018). Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. J Neurophysiol, 120(1), 88-104. doi: 10.1152/jn.00084.2018.

27. Almeida, G.L., Hong, D.A., Corcos, D., & Gottlieb, G.L. (1995). Organizing principles for voluntary movement: extending single-joint rules. J Neurophysiol, 74(4), 1374-81. doi: 10.1152/jn.1995.74.4.1374.

28. Shiratori, T., & Latash, M.L. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. Clin Neurophysiol, 112(7), 1250-65. doi: 10.1016/s1388-2457(01)00553-3.

29. Bizzi, E., Cheung, V.C., d'Avella, A., Saltiel, P., & Tresch, M. (2008). Combining modules for movement. Brain Res Rev, 57, 125-133. doi:10.1016/j.brainresrev.2007.08.004.

30. Cheung, V.C.K., D'Avella, A., & Bizzi, E. (2009). Adjustments of motor pattern for load compensation via modulated activations of muscle synergies during natural behaviors. Journal of Neurophysiology, 101(3), 1235-57. doi: 10.1152/jn.01387.2007.

31. Alessandro, C., Delis, I., Nori, F., Panzeri, S., & Berret, B. (2013). Muscle synergies in neuroscience and robotics: From input-space to task-space perspectives. Frontiers in computational neuroscience, 7(43), 1-16. doi: 10.3389/fncom.2013.00043.

32. Wojtara, T., Alnajjar, F., Shimoda, S., & Kimura, H. (2014). Muscle synergy stability and human balance maintenance. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 11(1), 129. doi: 10.1186/1743-0003-11-129.

33. Wojtara, T., Alnajjar, F., Shimoda, S., & Kimura, H. (2014). Muscle synergy stability and human balance maintenance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, 129. https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-129

34. Alessandro, C., Delis, I., Nori, F., Panzeri, S., & Berret, B. (2013). Muscle synergies in neuroscience and robotics: From input-space to task-space perspectives. Frontiers in computational neuroscience, 7(43), 1-16. doi: 10.3389/fncom.2013.00043.

35. Sabzevari, V.R., Jafari, A.H., & Boostani, R. (2017). Muscle synergy extraction during arm reaching movements at different speeds. Technol Health Care, 25(1), 123-136. doi: 10.3233/THC-161256.

36. Bernstein, N. (1996). Dexterity and its Development. Hillsdale, NJ: Erlbaum.

37. Torres-Oviedo, G., & Ting, L.H. Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. J Neurophysiol, 103, 3084-3098. doi:10.1152/jn.00960.2009.

38. Feldman, A. G. (2011). Space and time in the context of equilibrium-point theory. Wiley Interdiscip. Rev. Cogn. Sci. 2, 287–304. doi: 10.1002/wcs.108

39. Feldman, A. G. (2016). The relationship between postural and movement stability. Adv. Exp. Med. Biol. 957, 105–120. doi: 10.1007/978-3-319-47313-0_6

40. О.В. Легедза, А.В. Горковенко, І.В. Верещака, М. Дорновський, О.І. Костюков. Порівняльний аналіз електроміографічної активності м’язів руки людини в умовах циклічних поворотів вектора ізометричного зусилля кисті у протилежних напрямках

41. Костюков, А.И., Корнеев, В.В., Иванов, А.Э. (1986). Неоднозначность установления равновесной длины активной мышцы. Нейрофизиология, 18(4), 561-563.

42. Alexander I. Kostyukov and Tomasz Tomiak. The Force Generation in a Two-Joint Arm Model: Analysis of the Joint Torques in the Working Space. Poland ORIGINAL RESEARCH published: doi: 10.3389/fnbot.2018.00077