

ПРОЯВИ ГІСТЕРЕЗИСУ В ЕМГ-АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ ПРИ ГЕНЕРАЦІЇ ЦИКЛІЧНИХ ІЗОМЕТРИЧНИХ ЗУСИЛЬ

Надійшла 17.01.16

У семи випробуваних вивчали прояви м'язового гістерезису в умовах створення верхньою кінцівкою циклічних ізометричних зусиль у двосуглобовому режимі; обчислювали моменти сил під час створення довільних зусиль відносно плечового та ліктьового суглобів та аналізували усереднену ЕМГ-активність, відведену від восьми м'язів плеча та плечового поясу, при п'яти різних фіксованих положеннях верхньої кінцівки. Порівнювали петлі гістерезису для ЕМГ-активності в умовах двох протилежних напрямків обходу вектора ізометричного зусилля (за годинниковою стрілкою та проти неї). Було виявлено істотні невідповідності ділянок зростання («випередження») або спаду («запізнення») амплітуди ЕМГ щодо нульових значень відповідних моментів сил. При цьому напрями параметричних петель гістерезису ЕМГ-активності могли істотно розрізнятися і у певного м'яза на тлі різних конфігурацій ланок руки, і у різних випробуваних. Не виключено, що стандартної стратегії врахування гістерезисних ефектів в умовах керування моторними феноменами не існує. ЦНС обирає таку конкретну індивідуальну стратегію, котра виправдала себе при набутті моторного досвіду.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: верхня кінцівка, ізометричні зусилля, ЕМГ-активність, гістерезис, моменти сил.

ВСТУП

Однією з невід'ємних властивостей м'язового скорочення та активності рухової системи в цілому є феномен гістерезису. Результати чисельних досліджень даного феномену на тваринах засвідчили, що як в умовах скорочень/розслаблень м'яза [1, 2], так і в разі генерації аферентних пропріоцептивних сигналів щодо цих процесів (тобто при забезпеченні зворотних зв'язків під час виконання різноманітних рухів) прояви гістерезису (наявність відповідних петель на графіках механічної та електричної активності) є досить чіткими [3, 4]. У більшості теорій моторного контролю, проте, даному явищу – фундаментально важливій властивості системи рухового контролю та м'язового скорочення – приділяється явно недостатня увага. Однією з подібних теорій є широко розповсюджена теорія порога управління, або так звана теорія рівноважної точки, яка інтерпретує процеси управління

м'язовою системою в термінах лінійності спостережуваних феноменів [5].

Спеціальному вивченню явища гістерезису під час виконання різноманітних рухів людиною присвячено відносно небагато робіт [6–8]. Тестування з реалізацією різних моторних задач та використанням неінвазивних методик реєстрації м'язової активності (механографія та відведення поверхневої інтегральної ЕМГ) дозволяють досить докладно аналізувати динамічні параметри скорочень м'язів у часі, не порушуючи при цьому цілісності тканин організму. Такі показники, як форма та амплітуда ЕМГ-сигналів, відведених від м'язів під час реалізації довільних рухових завдань, розглядають як кореляти центральних моторних команд (ЦМК), адресованих даним м'язам.

Згідно із загальними міркуваннями слід припустити, що ЦНС, реалізуючи руховий контроль та забезпечуючи моторне навчання під час виконання людиною тих чи інших рухових актів, має враховувати прояви гістерезисних властивостей на двох рівнях – беручи до уваги гістерезис власне процесів скорочення/розслаблення м'язів та

¹ Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, Київ (Україна).
Ел. пошта: olehedza@gmail.com (О. В. Легедза).

гістерезис у перебігу генерації відповідних аферентних пропріоцептивних сигналів. Є підстави вважати, що істотні помилки позиціювання ланок кінцівок щодо заданих цільових значень під час виконання людиною певних рухів в умовах відсутності сигналів зорової сенсорної системи будуть залежати від феномену гістерезису в більшій мірі, ніж при наявності зорового контролю [9].

Ми намагалися виявити нелінійні закономірності або їх відсутність у структурі ЕМГ, відведених від досліджуваних м'язів плеча та плечового поясу людини (флексорів та екстензорів ліктьового та плечового суглобів), в умовах розвитку довільних цілеспрямованих моторних феноменів у режимі, близькому до ізометрії (тобто генерації цілеспрямованих зусиль) при певних конфігураціях верхньої кінцівки (тих або інших комбінаціях кутів у згаданих суглобах). Подібний методичний підхід, вірогідно, має певні переваги порівняно з іншими експериментальними методиками вивчення процесів м'язового скорочення. З одного боку, моторні завдання із залученням двох та більше суглобів (а не «односуглобові» завдання) є природнішими і комфортнішими для обстежуваних, більш відповідними перебігу проявів природної моторної активності. Такі завдання забезпечують більше рівнів свободи, аніж ті, у котрих залучення різних груп м'язів в односуглобових тест-рухах для реалізації типових рухових завдань є значно обмеженим. З іншого боку, вивчення корелятивів ЦМК у випадках генерації цілеспрямованих ізометричних тест-зусиль (а не рухів у просторі) в одній площині є значно простішим в аспекті аналізу та побудови теоретичних моделей, ніж таке при реалізації просторових переміщень кінцівки (дво- і, тим більше, тривимірних).

МЕТОДИКА

У тестування були залучені сім здорових чоловіків-добровольців (вік від 19 до 27 років). Всі вони були правшами, без будь-яких видимих порушень функцій опорно-рухового апарату і неврологічних захворювань. Випробувані були завчасно детально проінструктовані щодо методики проведення експерименту та мали змогу реалізувати декілька ознайомих тестів.

Під час тестування випробуваний, перебуваючи в комфортному положенні сидючи, кистю правої руки створював у горизонтальній площині довільне зу-

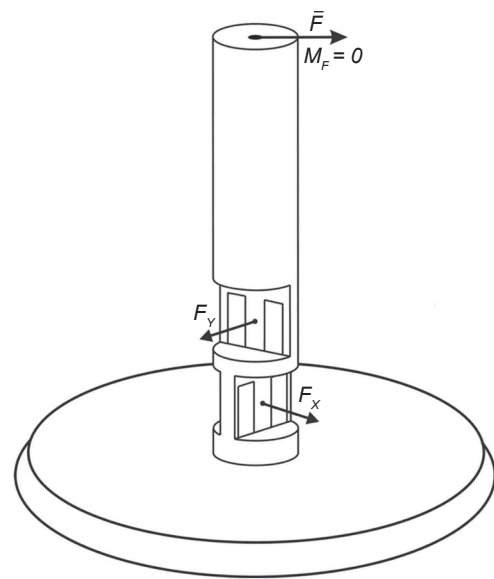


Рис. 1. Спрощена схема двовимірного динамометра.

F – вектор зусилля, прикладений у горизонтальній площині; M_F – момент сили; F_x , F_y – проекції вектора F на координатні вісі.

силля, тримаючись за фіксоване руків'я пристрою. Амплітуду і напрямок зусилля реєстрували за допомогою спеціально сконструйованого двовимірного динамометра [10] (рис. 1). Руку на рівні ліктьового суглоба на час проведення тестів нерухомо фіксували з використанням невеликої платформи-опори та системи з двох металевих стрижней, поєднаних між собою у взаємно перпендикулярних площинах. Горизонтальний стрижень фіксувався на вертикальній консолі, яка була нерухомо поєднана з основною платформою. Вертикальний стрижень знизу поєднувався з горизонтальним, а зверху – з платформою-опорою. У центрі основної платформи та зліва від вертикальної консолі розміщувався згаданий вище динамометр. Його механічна частина складалася з вертикальної металеві консолі, до верхнього зрізу якої кріпилося руків'я. Консоль була виготовлена зі сталевого циліндричного стрижня діаметром 20 мм. Поблизу місця фіксації консолі до платформи на двох відрізках стрижня 20 мм завдовжки кожний та з проміжком між ними 5 мм за допомогою фрезування з обох боків були зроблені симетричні взаємно перпендикулярні вибірки, на площини яких були наклеєні напівпровідникові тензорезистори. Це дозволяло вимірювати два взаємно перпендикулярних вектори сили, на які розкладалось у парасагітальній та парафронтальній площинах зусилля, прикладене до руків'я. Переміщення

динамометричного стрижня при реалізації використаних тест-зусиль не перевищували 2.0 мм. Конструкція пристрою дозволяла швидко підлаштуватися під кожного випробуваного з урахуванням антропометричних параметрів його плеча та передпліччя і змін кутів у відповідних суглобах.

При проведенні тестів використовували два комп'ютери. На моніторі першого з них у режимі реального часу одночасно відображались еталонна траєкторія годографа вектора зусилля в операційному просторі та реальна силова траєкторія, котру створював, відслідковуючи згадану еталонну траєкторію, випробуваний. Другий комп'ютер використовували для реєстрації в перебігу тесту двох динамометричних сигналів та ЕМГ, відведених від восьми м'язів плеча плечового поясу: *m.m. brachioradialis (Br)*, *biceps brachii caput breve (BB cb)*, *BB caput longum (BB cl)*, *triceps brachii caput laterale (TB clat)*, *TB caput longum (TB cl)*, *pectoralis major (Pm)*, *deltoideus pars scapularis (D ps)* та *deltoideus pars clavicularis (D pc)* [10].

ЕМГ відводили за допомогою поверхневих електродів («Віорас System EL 503», США) із застосуванням стандартних прийомів. Полоси пропускання ЕМГ-підсилювачів складала 0.1–1000 Гц; сигнали реєстрували із застосуванням АЦП РСІ 6071Е та 6023Е («National Instruments», США; частота дискретизації $2 \cdot 10^3 \text{ c}^{-1}$). В експериментах використовували пакети програм Lab View 6 та 7. Сигнали ЕМГ у режимі *off-line* піддавали повному (двонапівперіодному) випрямленню та низькочастотній фільтрації (цифровий фільтр Баттерворта четвертого порядку з частотою зрізу 5 Гц). Після цього сигнали ЕМГ нормували (%) щодо рівня ЕМГ при максимальному довільному скороченні відповідних м'язів, прийнятому за 100 %.

Протокол експериментів. Загалом кожний експеримент складався з реалізації п'ятих однакових ізометричних моторних завдань. Кожному завданню відповідала певна конфігурація руки випробуваного з такими значеннями зовнішніх кутів у плечовому та ліктьовому суглобах: 70 і 75, 70 і 55, 70 і 95, 50 і 75, 90 і 75 град. Випробуваному пропонували відслідковувати на екрані монітора маркер, що рухався по колу в горизонтальній площині при заданому рівні зусилля (20 Н) на руків'ї в умовах реалізації ізометричного скорочення. Одна спроба складалась із двох послідовних рухових завдань, які відрізнялися лише за напрямком руху маркера – за годинниковою стрілкою та проти неї. Тривалість окремої спроби складала 46 с. Кожне рухове за-

вдання в спробі тривало 20 с. Проміжок часу між послідовними реалізаціями рухових завдань протилежного напрямку дорівнював 2 с; тривалість стаціонарної фази перед стартом складала 4 с.

РЕЗУЛЬТАТИ

На рис. 2 наведено типовий приклад усередненої та обробленої ЕМГ-активності, відведеної від восьми м'язів плеча і плечового поясу одного з випробуваних при виконанні десяти реалізацій одного тест-завдання. Значення зовнішніх кутів у плечовому та ліктьовому суглобах при цьому склали 70 і 75 град, що відповідає вихідному положенню ланок руки щодо чотирьох інших конфігурацій останньої в окремому експерименті. Для кожного м'яза наведені усереднені ЕМГ для двох протилежних напрямів обходу траєкторії вектора зусилля – за годинниковою стрілкою та проти її ходу. Як видно, відбувалось акцентоване зростання амплітуд ЕМГ у межах позитивної фази змін моменту сили для згиначів та негативної фази змін моменту для розгиначів. Такий характер ЕМГ-активності є досить прогнозованим; він притаманний м'язам як плеча (флексорам та екстензорам ліктя), так і м'язам плечового поясу (що згинають та розгинають плечовий суглоб). Слід звернути увагу на чітку невідповідність точок початку зростання або спаду амплітуди ЕМГ-активності для обох напрямів щодо перехідних значень моментів сил, котрі дорівнюють нулю (лінії проекції позначені сірими тонкими лініями). Отже, можна говорити про «запізнення» або «випередження» змін амплітуди ЕМГ щодо проекцій нульових точок моменту сил. Принципово подібний патерн спостерігався у випадках усіх конфігурацій руки випробуваного.

Згадані істотні прояви гістерезисних властивостей ЕМГ-активності при різних конфігураціях ланок руки демонстрували більшість досліджуваних м'язів. Слід відмітити, що отримані петлі гістерезису відрізнялись одна від одної не тільки різницею амплітуди між ділянками ЕМГ, котрі відповідали протилежним фазам зміни моменту сили (зростання та спаду). В деяких випадках амплітуда ЕМГ, що відповідала фазі спаду, демонструвала нехарактерне збільшення щодо такої у фазі зростання моменту сили. Даний феномен був причиною зміни напрямку початкової активації ЕМГ (далі – напрям) у часовому перебігу окремої спроби в координатах «ЕМГ – момент сили». На рис. 3 на-

ведено приклад двох петель гістерезису для ЕМГ одного із м'язів (*Pm*) при двох різних конфігураціях ланок руки; роль функції відіграла амплітуда ЕМГ, роль аргументу – момент сили, обчислений щодо плечового суглоба випробуваного. Невідповідність рівня амплітуди ЕМГ-активності щодо нульової позиції моменту сили прослідковується досить чітко. Особливо яскраво це видно із графіка *Б*, де зміни ЕМГ-активності (позначено тонкою лінією) істотно випереджають по фазі позитивну зміну моменту сили; при зворотному напрямі зменшення амплітуди до початкового мінімуму відбувається з певним запізненням. Така тенденція спостерігалась і для зворотного напрямку змін зусилля (позначено товстою лінією). Слід особливо зауважити, що початок ЕМГ-активації не завжди мав однаковий напрямок. Рис. 3

чітко демонструє, що напрями петель гістерезису для одного м'яза при різних конфігураціях ланок руки можуть розрізнятися. На графіку *А* обидві петлі мають однаковий напрям активації – за годинниковою стрілкою. Ми кваліфікували це як приклад «правильної» петлі. На графіку ж *Б* петля, позначена товстою лінією, змінює свій напрям на протилежний – проти годинникової стрілки (приклад «неправильної» петлі). При цьому амплітуда ЕМГ у тій фазі, коли момент сили прямує до нуля, була більшою в межах фази зростання моменту. Загалом кількісне співвідношення «правильних» та «неправильних» петель у сукупності всіх експериментів для восьми досліджуваних м'язів не демонструвало чітких статистично значущих закономірностей для певних конфігурацій ланок руки або тільки для окремих м'язів.

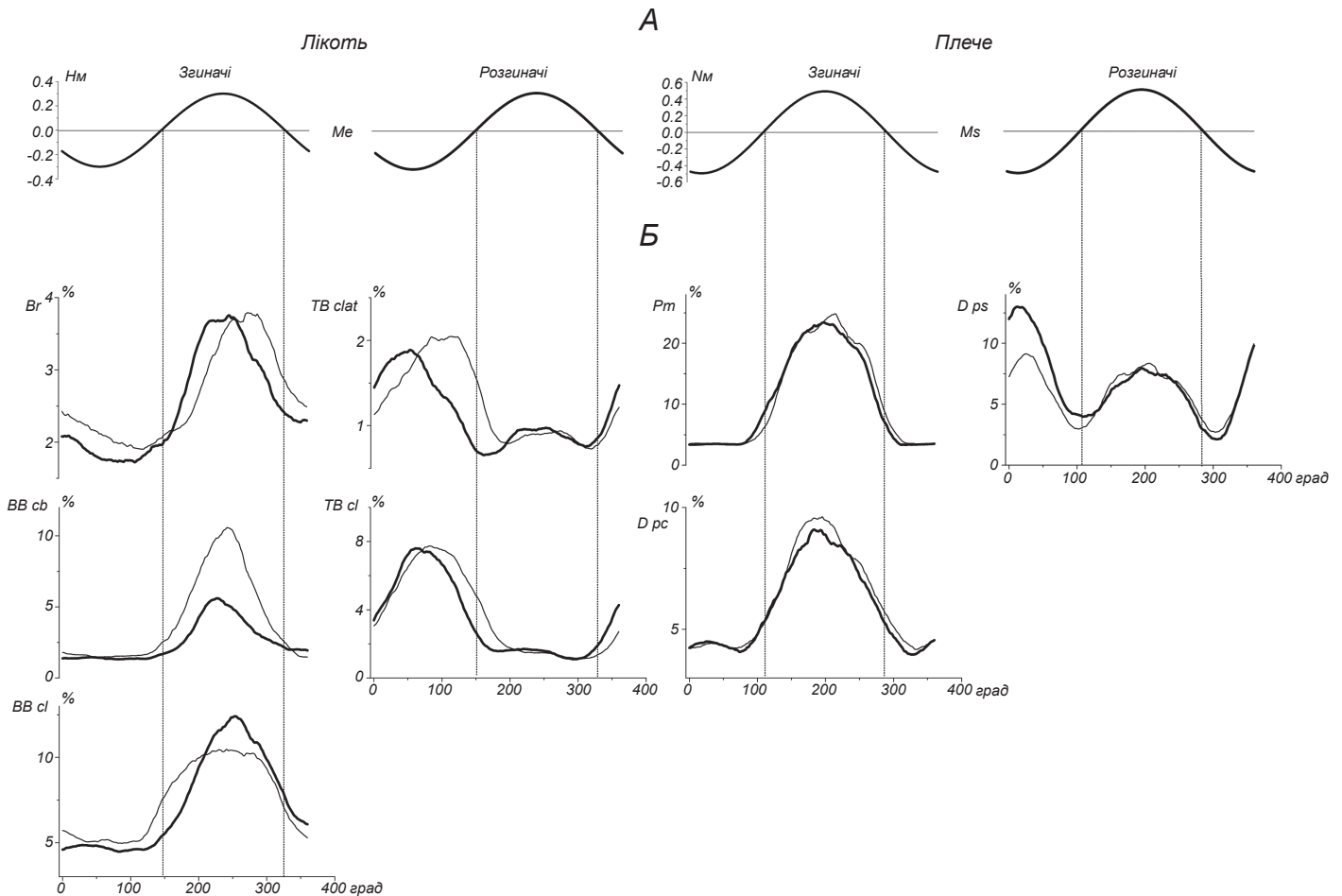


Рис. 2. ЕМГ-активність м'язів передпліччя, плеча та плечового поясу призначеннях кутів плечового та ліктьового суглобів 70 і 75 град.

А – моменти сил: *Me* – щодо ліктьового, *Ms* – щодо плечового суглоба. *Б* – нормована ЕМГ-активність м'язів. Тонкими лініями позначено дані для напрямку обходу вектора зусилля за годинниковою стрілкою, товстими – проти годинникової стрілки, тонкими сірими лініями – проекції нульових значень моментів сил щодо ЕМГ м'язів. Позначення м'язів див. у Методиці.

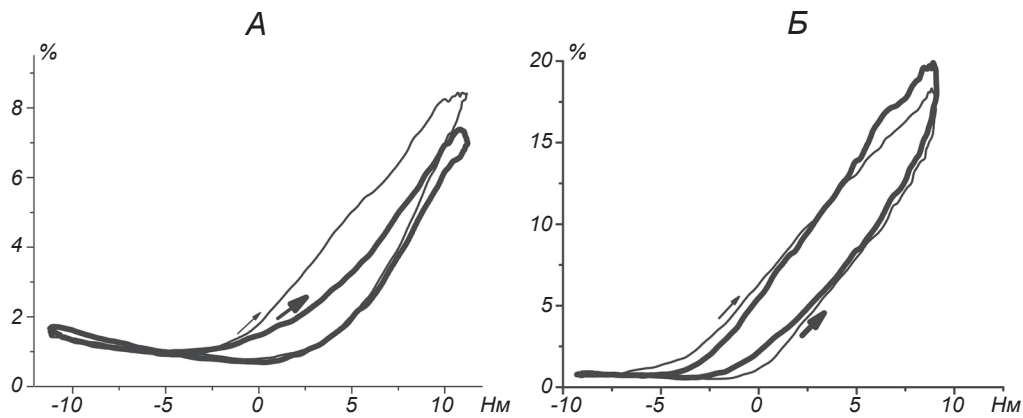


Рис. 3. Петлі гістерезису для ЕМГ, відведених від *m. pectoralis major*.

А – «правильна», Б – «неправильна» петля. Тонкою лінією позначено напрям обходу вектора зусилля за годинниковою стрілкою, товстою – проти неї. Стрілками вказано початковий напрям ЕМГ-активації для відповідних петель.

ОБГОВОРЕННЯ

У тестах на семи здорових випробуваних ми очікували отримати певну відповідь на запитання, наскільки є вираженим феномен гістерезису в ЕМГ-активності м'язів плеча та плечового поясу (згиначів та розгиначів ліктьового і плечового суглобів) у режимі розвитку «двосуглобового» зусилля в результаті ізометричного скорочення м'язів при п'яти різних кутових конфігураціях ланок руки.

Істотні прояви гістерезису в ЕМГ-активності досліджених м'язів спостерігалися в умовах різних згаданих конфігурацій у всіх випробуваних, причому в більшості реалізацій. Слід, проте, визнати, що якоїсь явної закономірності в даному разі виявлено не було. Розподіл петель гістерезису у всіх м'язів демонстрував дуже велику варіативність за напрямом, і при цьому не виявлялося статистично значущої чіткої кореляції з конфігурацією ланок руки випробуваного. Слід визнати, що напрям петель гістерезису ЕМГ-активності міг істотно розрізнятися як у певного м'яза на тлі різних конфігурацій ланок руки в одного і того ж самого випробуваного, так і у різних випробуваних. Рівень амплітуди ЕМГ усіх м'язів явно залежав від напрямку розвитку зусилля та відповідної фази змін моменту сили, що узгоджується з результатами наших попередніх досліджень [11–14], але ця залежність не була однозначною.

Результати наших попередніх робіт [2, 10] та дані, отримані в перебігу описаних тестів, свідчать про те, що гістерезис є досить важливою складо-

вою функціонування системи моторного контролю у ссавців. Зміни напрямку петель гістерезису та випадки істотного «запізнення» або «випередження» змін ЕМГ-активності щодо нульових значень моментів сил свідчать про значну нелінійність властивостей процесів рухового контролю. Як можна на підставі цього думати, ЦНС, адресуючи еферентні сигнали відповідним м'язовим групам, при реалізації моторного феномену (руху та/або генерації зусилля) обирає таку стратегію управління, яка при формуванні певних моторних команд враховує конкретні гістерезисні ефекти. Останні виникають не тільки на рівні формування пропріоцептивних сенсорних сигналів, але й на рівні процесів скорочення/розслаблення м'яза як таких. Не виключено, що якоїсь стандартної стратегії урахування гістерезисних ефектів при керуванні моторними феноменами (насамперед довільними рухами) взагалі не існує. ЦНС конкретного індивідуума обирає таку стратегію, котра виправдала себе в перебігу набуття даним індивідуумом моторного досвіду. Саме в цьому може полягати причина крайньої варіабельності проявів ефектів гістерезису.

Отже, результати проведеного нами дослідження поки є в основному описовими, феноменологічними. У той же час вони узгоджуються з констатацією того, що гістерезис є невід'ємною властивістю системи моторного контролю, причому його прояви очевидні навіть у відносно спрощених умовах, зокрема при реалізації цілеспрямованого довільного ізометричного зусилля. В таких експериментальних умовах прояви цієї

властивості далеко не в усіх випадках дозволяють чітко сформулювати статистично значущі висновки. Струнких закономірностей у феноменології описаних явищ встановити не вдається. Практично всі досліджені м'язи в усіх випробуваних демонстрували гістерезисні властивості, але ступінь і характер їх прояву були доволі різними. Очевидно, навіть в умовах реалізації наших досить спрощених моторних тестів ЦНС виявляє високу гнучкість як у виборі певної стратегії розподілу активності між окремими м'язами, так і у визначенні типу урахування нелінійності характеристик активності цих м'язів.

Зрозуміло, що детальніше виявлення закономірностей у нелінійностях моторного контролю, реалізованого ЦНС, потребує подальших досліджень.

Робота була проведена відповідно до положень Хельсинкської Декларації (1975, пізніші редакції 1996–2013). Всі учасники дослідження були добровольцями, і від усіх них була отримана попередня письмова інформована згода.

Автор роботи – О. В. Легедза – підтверджує відсутність будь-яких конфліктів щодо комерційних або фінансових відношень та відносин з організаціями або особами, котрі будь-яким чином могли бути пов'язані з дослідженням.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. A. I. Kostyukov, "Muscle hysteresis and movement control: a theoretical study," *Neuroscience*, **83**, No. 1, 303-320 (1998).
2. A. V. Gorkovenko, S. Sawczyn, N. V. Bulgakova, et al., "Muscle agonist-antagonist interactions in an experimental joint model," *Exp. Brain Res.*, **222**, No. 4, 399-414 (2012).
3. A. I. Kostyukov and V. L. Cherkassky, "Movement-dependent after-effects in the firing of the spindle endings from the deafferented muscles of the cat hindlimb," *Neuroscience*, **46**, No. 4, 989-999 (1992).
4. A. I. Kostyukov and V. L. Cherkassky, "Interaction of the movement-dependent, extrafusil and fusimotor after-effects in the firing of the primary spindle endings," *Neuroscience*, **76**, No. 4, 1257-1266 (1997).
5. A. G. Feldman and M. F. Levin, "The equilibrium-point hypothesis – past, present and future," *Adv. Exp. Med. Biol.*, **629**, 699-726 (2009).
6. A. Tal'nov and A. Kostyukov, "Hysteresis aftereffects in human single-joint voluntary movements," *Neurophysiology*, **26**, No. 2, 65-71 (1994).
7. A. N. Tal'nov, V. L. Cherkassky, and A. I. Kostyukov, "Movement-related and steady-state electromyographic activity of human elbow flexors in slow transition movements between two equilibrium states," *Neuroscience*, **79**, No. 3, 923-933 (1997).
8. J. C. Politti, C. J. Felice, and M. E. Valentinuzzi, "Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle," *Med. Eng. Phys.*, **25**, No. 4, 317-320 (2003).
9. A. P. Mel'nichouk, N. V. Bulgakova, A. N. Tal'nov, et al., "Movement-dependent positioning errors in human elbow joint movements," *Exp. Brain Res.*, **176**, No. 2, 237-247 (2007).
10. A. V. Gorkovenko, O. V. Legedza, I. V. Vereschaka, et al., "Hysteresis properties of EMG activity of the shoulder belt and shoulder muscles at the development of isometric efforts by the human arm," *Neurophysiology*, **47**, No. 1, 61-70 (2015).
11. И. В. Верещака, А. В. Горковенко, В. И. Хоревин и др., "Особенности активации мышц плечевого пояса и плеча при "двухсуставном" создании предплечьем изометрических усилий различного направления", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **42**, № 4, 316-328 (2010).
12. И. В. Верещака, "Активация мышц плечевого пояса и плеча человека при различных скоростях развития предплечьем "двухсуставных" изометрических усилий", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **42**, № 6, 500-509 (2010).
13. И. В. Верещака, А. В. Горковенко, "Центральная активация мышц руки человека при создании предплечьем изометрического усилия: зависимость от положения точки приложения силы в операционном пространстве", *Нейрофизиология/Neurophysiology*, **43**, № 3, 281-283 (2011).
14. I. V. Vereschaka, A. V. Gorkovenko, "Суперпозиція моторних команд у перебігу створення "двосуглобових" статичних зусиль м'язами руки людини", *Фізіол. журн.*, **58**, № 1, 41-50 (2012).