

М. ДОРНОВСЬКИЙ<sup>1</sup>, О. В. ЛЕГЕДЗА<sup>2</sup>, В. С. МІЩЕНКО<sup>1</sup>,  
А. В. ГОРКОВЕНКО<sup>2</sup>

## ГІСТЕРЕЗИС ЕМГ-АКТИВНОСТІ М'ЯЗІВ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ ЛЮДИНИ В УМОВАХ РОТАЦІЙ ВЕКТОРА ІЗОМЕТРИЧНОГО ЗУСИЛЛЯ

Надійшла 12.06.17

Досліджували динаміку ЕМГ-активності м'язів верхньої кінцівки в умовах змін напрямків вектора ізометричного зусилля, створюваного кистю. Аналізували усереднену ЕМГ-активність семи м'язів плеча та плечового поясу для дев'яти комбінацій кутів плечового та ліктьового суглобів. Порівнювали середні значення кутів максимальної активності (КМА) м'яза при повільних ротаціях згаданого вектора проти годинникової стрілки та за нею. Спостерігалась істотна залежність КМА значної частини м'язів від напрямку обходу цільового кола годографа вектором генерованого зусилля; ця залежність, вірогідно, значною мірою визначалася проявами гістерезису в активності досліджуваних м'язів. У докладно проаналізованому випадку значення КМА для *mm. triceps brachii*, *pectoralis major* та *deltoideus pars scapularis* були істотно більшими при обході за годинниковою стрілкою, тоді як значення КМА для *m. brachioradialis* демонструвало протилежну тенденцію.

**КЛЮЧОВІ СЛОВА:** ЕМГ, гістерезис, ізометричне зусилля.

### ВСТУП

Однією з невід'ємних властивостей м'язових скорочень та активності рухової системи в цілому є феномен гістерезису – залежність характеристик таких скорочень від їх передісторії. Результати численних досліджень даного явища на тваринах свідчать про те, що як в умовах скорочень/розслаблень м'яза, так і в разі генерації пропріоцептивних сигналів щодо цих процесів (забезпечення зворотних зв'язків при виконанні різноманітних рухів) прояви гістерезису (наявність відповідних петель) є досить чіткими [1]. Більшість теорій моторного контролю, проте, приділяють даному явищу – фундаментально важливій властивості системи рухового контролю та м'язового скорочення – явно недостатню увагу. Вивченню явища гістерезису при виконанні різноманітних рухів і розвитку зусиль людиною присвячено відносно небагато робіт [2–4].

Ми досліджували динаміку ЕМГ-активності м'язів верхньої кінцівки людини. Така активність генерувалася в режимі, близькому до ізометричного, при різних заданих конфігураціях кінцівки (комбінаціях кутів у ліктьовому та плечовому суглобах). Тестовані мали створювати кистю руки зусилля різних напрямків (вектор зусилля зазнавав ротації), відстежуючи цільове значення в умовах наявності зорового зворотного контролю. З попередніх робіт було відомо, що активація груп м'язів відбувається при цьому головним чином у межах певних секторів операційного простору [5]; такі сектори активації для груп м'язів-згиначів і розгиначів орієнтовані приблизно в протилежних напрямках [6]. Виявилось, що в таких умовах прояви гістерезису ЕМГ-активності є досить звичайними, але відзначаються великою варіабельністю, і намагання систематизувати і класифікувати їх зустрічаються із серйозними труднощами. У зв'язку з цим ми намагалися детальніше з'ясувати, яким чином орієнтація секторів активації конкретних м'язів плеча та плечового поясу може бути пов'язаною з гістерезисом м'язового скорочення і як даний показник залежить від передісторії активності того або іншого м'яза.

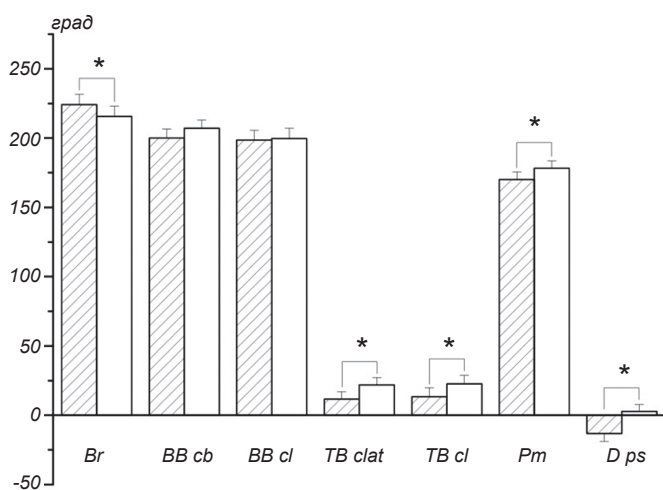
<sup>1</sup> Академія фізичного виховання і спорту, Гданськ (Польща).

<sup>2</sup> Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, Київ (Україна).  
Ел. пошта: olehedza@gmail.com (О. В. Легедза).

## МЕТОДИКА

Тестування було проведено в тій самій групі, котра досліджувалась у попередній роботі [6]. Ця група включала в себе шість молодих (20–29 років) чоловіків – здорових правшів без будь-яких вад опорно-рухового апарату і неврологічних захворювань. Випробувані були завчасно детально проінструктовані щодо модусу проведення тестів та мали змогу відтворити декілька ознайомчих реалізацій.

Випробуваний, перебуваючи в комфортному положенні сидячи, створював у горизонтальній площині довільне зусилля кистю правої руки, тримаючись за фіксоване руків'я. Амплітуду і напрямок зусилля реєстрували за допомогою спеціально



**Р и с. 1.** Значення кутів максимальної активності (КМА) м'язів плеча та плечового поясу при протилежних напрямках ротації вектора ізометричного зусилля.

Штриховані та білі стовпчики – величини КМА при ротації вектора зусилля проти годинникової стрілки та за нею відповідно. Наведені середні значення КМА та похибки середнього. Зірочками позначено випадки значущих різниць між КМА при протилежних напрямках ротації. Повні назви м'язів див. у Методиці.

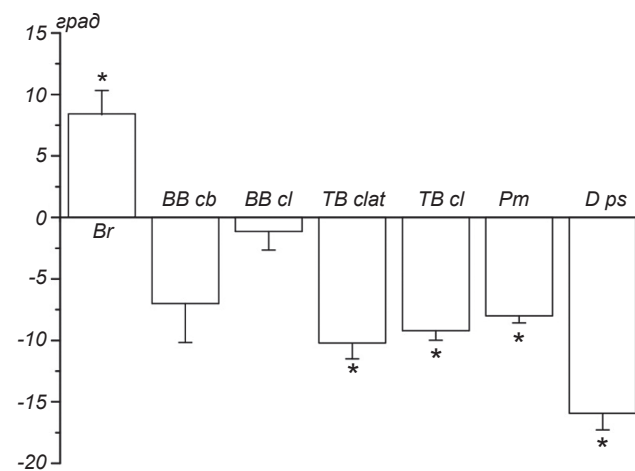
### Різниця середніх значень кутів максимальної активності м'язів плеча і плечового поясу при ротації вектора ізометричного зусилля проти годинникової стрілки та за нею

Показники	М'язи						
	<i>Br</i>	<i>BB cb</i>	<i>BB cl</i>	<i>TB clat</i>	<i>TB cl</i>	<i>Pm</i>	<i>D ps</i>
Різниця, градус	8.4	-7.0	-1.1	-10.2	-9.2	-8.0	-15.9
Значення <i>t</i>	4.24	-2.21	-0.76	-7.92	-11.60	-13.83	-11.78
<i>P</i>	<b>0.003</b>	0.058	0.471	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>

Пр и м і т к и. Різниця значень кутів вважалась вірогідною при  $P < 0.05$ . жирним шрифтом позначено величини  $P$  для статистично значущих різниць. Повні назви досліджених м'язів див. у Методиці.

сконструйованого двовимірного динамометра [6]; величини зміщень робочої точки дозволяли вважати режим скорочень м'язів ізометричним. На час проведення тестів руку на рівні ліктьового суглоба нерухомо фіксували з використанням невеликої платформи-опори. Експериментальна установка була детально описана у нашій попередній роботі [6].

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 і реальна силова траєкторія, котру створював, відслідковуючи згадану еталонну траєкторію, випробуваний. Другий комп'ютер використовували для реєстрації в перебігу тесту динамометричних сигналів, що відбивали розвинене зусилля, та ЕМГ, відведених від семи м'язів руки: *m. brachioradialis* (*Br*, згинач ліктьового суглоба), *m. biceps brachii caput breve* (*BB cb*, дво-



**Р и с. 2.** Різниця між середніми значеннями кутів максимальної активності м'язів при виконанні різних рухових задач. Позначення ті ж самі, що й на рис. 1.

суглобовий згинач), *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*, двосуглобовий розгинач), *m. pectoralis major* (*Pm*, згинач плечового суглоба) та *m. deltoideus pars scapularis* (*D ps*, розгинач плечового суглоба). Розгорнутий опис програмного забезпечення та обладнання був наведений у нашій попередній роботі [7]. Зміни амплітуди випрямленої та згладженої ЕМГ під час реалізації завдань розглядали як кореляти центральних моторних команд (ЦМК), адресованих відповідним м'язам при генерації довільного зусилля.

Загалом експеримент складався з реалізації дев'яти аналогічних рухових завдань. Кожному завданню відповідало певне положення руки випробуваного з такими значеннями зовнішніх кутів у плечовому та ліктьовому суглобах: 35 і 48, 37 і 100, 38 і 70, 43 і 88, 50 і 76, 58 і 60, 68 і 70, 69 і 40, 95 і 48 град. Випробуваному пропонували відслідковувати на екрані монітора маркер, що рухався по колу в горизонтальній площині при заданому рівні (20 Н) ізометричного зусилля на руків'ї. Одна спроба складалась із двох послідовних рухових завдань, які відрізнялися лише за напрямком руху маркера – проти годинникової стрілки та за нею. Тривалість окремого тесту складала 49 с; тривалість безпосереднього переміщення вектора зусилля по колу становила 20 с. Проміжок часу між послідовними реалізаціями рухових завдань протилежного напрямку дорівнював 2 с; тривалість стаціонарної фази перед стартом складала 4, а кінцева стаціонарна фаза – 3 с.

Нижче ми докладно описуємо характерні результати тестування одного з випробуваних; результати, продемонстровані іншими суб'єктами, були співставними та відрізнялись у деталях (див. нижче).

## РЕЗУЛЬТАТИ

Як вже вказувалося, ми оцінювали залежність рівня випрямленої (повне випрямлення) та згладженої ЕМГ-активності м'яза від напрямку зовнішнього зусилля, створюваного суб'єктом. При цьому точка відліку системи координат операційного простору співпадала з центром руків'я динамометра, а осі

координат  $X$  та  $Y$  співпадали з парафронтальною і парасагітальною площинами тіла тестованої людини відповідно. Значення кута орієнтації створюваного зусилля відкладалося від осі  $X$ , а напрямок ротації вектора даного зусилля проти годинникової стрілки вважався позитивним.

Максимальні рівні активності кожного м'яза спостерігались у певних досить вузьких секторах орієнтацій вектора зовнішнього зусилля. Середину подібного сектора ми розглядали як кут максимальної активності (КМА) м'яза. Середні значення КМА для всіх м'язів випробуваного наведено на рис. 1. Можна відмітити, що для м'язів-артикуляторів ліктьового та плечового суглобів значення КМА істотно залежать від анатомічних характеристик та функційного призначення цих м'язів. Так, середні значення КМА для м'язів-згиначів були близькими до 180, а відповідні величини у розгиначів – до 0 град. Такі результати цілком відповідають функційному призначенню відповідних м'язів.

Також варто відзначити, що конкретні значення КМА залежали від величини суглобних кутів. При цьому виявилася залежність КМА значної частини м'язів від напрямку ротації вектора створюваного зусилля. Так, із рис. 1 видно, що для м'язів *TB clat*, *TB cl*, *Pm* та *D ps* значення КМА були більшими в разі обходу за годинниковою стрілкою (білі стовпчики). Для м'яза *Br* була продемонстрована зворотна тенденція. Статистична вірогідність цих даних підтверджувалась і результатами парного  $t$ -тесту, наведеними в таблиці. Більш наочно зазначені результати показані на рис. 2. Згідно з результатами статистичного аналізу активності *BB cb* і *BB cl*, залежності величини КМА у цих м'язів від напрямку обходу не досягають рівня значущості. Відмітимо, однак, що різниця величин КМА при різних напрямках ротації для *BB cb* була досить значною, і величина  $P = 0.058$  лише трохи не досягала рівня статистичної значущості. У той же час відповідна різниця у *BB cl* була мінімальною (близькою до нуля).

У цілому подібні тенденції прослідковувались в інших тестованих, але при цьому спостерігались певні індивідуальні особливості. Співвідношення значень КМА при різних напрямках ротації вектора зусилля демонстрували в основному кількісні відмінності від наведених вище, але у деяких тестованих патерни цих співвідношень були й якісно дещо іншими.

## ОБГОВОРЕННЯ

Відзначимо, що з біомеханічної точки зору патерни активації м'язів руки в умовах наших тестів не мали б залежати від зміни напрямку обходу цільового кола годографа вектором цільового зусилля. Цілком можна уявити таку ситуацію, коли послідовність активації м'язів лише «прокручується» в зворотному напрямку. При цьому значення КМА мали б при протилежних ротаціях співпадати (хоча б у межах статистичної вірогідності), і парний *t*-тест не повинний був би виявляти значущої різниці відповідних величин. Тим не менш, у наших тестах ми спостерігали істотні відмінності величин КМА для більшості відповідних м'язів. Така різниця має принаймні частково визначатися наявністю гістерезису в системі еферентної активації м'яза, коли зусилля, створюване даним м'язом, залежить не тільки від рівня центральної активації, але й від попередньої історії скорочення і подовження цього м'яза.

На прикладі результатів подібного тестування видно, що гістерезисні властивості м'язового скорочення можуть з'являтися як в умовах просторових переміщень окремих сегментів кінцівок, так і в разі ізометричної активності м'язів. Ми також отримали підтвердження того, що при виконанні циклічних рухових задач в ізометричному режимі сектори активації окремих м'язів можуть змінювати свій напрямок. Логічно вважати, що це в основному пов'язане саме з явищем гістерезису м'язового скорочення. В той же час можна припустити наступне. Різні патерни активації м'язів на різних етапах тестування або повністю, або частково зумовлюються специфікою центральної програми, котра формує цілісне виконання моторної задачі. Підтвердженням можливості такого сценарію слугують відсутність статистично значущої відмінності величин КМА для м'яза *BB cl* і позитивна різниця цих значень для м'яза *Br*. Функція м'яза *Br* не обмежується тільки згинанням ліктьового суглоба. Окрім цього, даний м'яз забезпечує супінацію передпліччя, що не може не накладати певних особливостей на характер відповідної низхідної активації.

Отримані нами результати в цілому узгоджуються з даними попередніх робіт і з висловленим раніше припущенням [6], що ЦНС в умовах реалізації рухового контролю обирає найбільш адекватну стратегію управління, враховуючи гістерезис на двох рівнях моторного акту – на рівні м'язового скорочення та на рівні генерації відповідних про-

пріоцептивних сигналів. Істотна варіабельність відповідних проявів, вірогідно, зумовлена тим, що така адекватна стратегія виробляється в перебігу набуття моторного досвіду конкретним індивідумом.

Відмітимо ще раз, що феномен м'язового гістерезису неодноразово виявлявся в дослідженнях моторного контролю [8, 9]. В той же час гістерезис недостатньо враховується при спробах теоретичного узагальнення; можна навести лише окремі приклади моделювання роботи м'яза з урахуванням цього феномену [10]. Наші попередні результати зайвий раз доводять, що вплив гістерезису м'язового скорочення на формування центральних моторних команд під час виконання цілісних рухів потребує подальшого вивчення як в експериментах, так і в теоретичних дослідженнях.

Виконання цього дослідження підтримувалося грантом 0024/RSA2/2013/52 Фонду розвитку академічного спорту (Rozwój Sportu Akademickiego, Польща).

Процедури тестування проводились у відповідності до норм Хельсинкської декларації 1964 р. з її пізнішими поправками. Всі учасники досліджень були попередньо проінформовані про зміст та процедуру експериментів і дали письмову згоду на участь у них.

Автори представленої роботи – М. Дорновський, О. В. Легедза, В. С. Міщенко та А. В. Горковенко – підтверджують відсутність будь-яких конфліктів щодо комерційних або фінансових відносин, відносин з організаціями або особами, котрі будь-яким чином могли бути пов'язані з дослідженням, а також взаємовідносин співавторів статті.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. 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).
2. A. Tal'nov and A. Kostyukov, "Hysteresis aftereffects in human single-joint voluntary movements," *Neurophysiology*, **26**, No. 2, 65-71 (1994).
3. 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).
4. J. C. Politti, C. J. Felice, and M. E. Valentinuzzi, "Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle," *Med. Eng. Physiol.*, **25**, No. 4, 317-320 (2003).
5. O. V. Lehedza, A. V. Gorkovenko, I. V. Vereschaka, et al., "Comparative analysis of electromyographic muscle activity of the human hand during cyclic turns of isometric effort vector

- of wrist in opposite directions,” *Int. J. Physiol. Pathophysiol.*, **7**, No. 2, 105-117 (2016).
6. O. V. Lehedza, “Manifestations of hysteresis in EMG activity of muscles of the human upper limb in generation of cyclic isometric efforts,” *Neurophysiology*, **49**, No. 3, 226-231 (2017).
  7. A. V. Gorkovenko, O. V. Legedza, I. V. Vereshchaka, 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).
  8. 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).
  9. D. M. Gillard, S. Yakovenko, T. Cameron, et al., “Isometric muscle length-tension curves do not predict angle-torque curves of human wrist in continuous active movements,” *J. Biomech.*, **33**, No. 11, 1341-1348 (2000).
  10. S. Walcott and S. X. Sun, “Hysteresis in cross-bridge models of muscle,” *Phys. Chem. Chem. Physiol.*, **11**, No. 24, 4871-4881 (2009).