

## ОСОБЛИВОСТІ АКТИВАЦІЇ М'ЯЗІВ РУКИ ЛЮДИНИ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ ДВОСУГЛОБОВИХ РУХІВ

Надійшла 01.06.17

Досліджували координацію активності м'язів-згиначів та розгиначів ліктьових та плечових суглобів під час двосуглобових повільних циклічних рухів, які виконувалися рукою випробуваного в горизонтальній площині з відстежуванням траєкторії командного сигналу, представленого на моніторі. Тест-рухи відповідали переміщенню руків'я по колу проти ходу годинникової стрілки ( $L_{ccw}$ ) або за ним ( $L_{cw}$ ) в умовах наявності навантаження, яке також могло спрямовуватися проти ходу годинникової стрілки та за ним ( $M_{ccw}$  і  $M_{cw}$  відповідно). Тест-рух складався з двох етапів – прямого і зворотного обертання барабана. Послідовність таких етапів  $L_{ccw}$ – $L_{cw}$  виконувалася при навантаженні  $M_{cw}$ , а послідовність  $L_{cw}$ – $L_{ccw}$  – при навантаженні  $M_{ccw}$ . ЕМГ відводили від восьми м'язів правих руки та плечового поясу. Амплітуди ЕМГ при протилежних напрямках обходу цільової траєкторії істотно розрізнялися. В разі спрямування зовнішнього навантаження за годинниковою стрілкою ( $M_{cw}$ ) амплітуди ЕМГ під час руху проти годинникової стрілки ( $L_{ccw}$ ) у більшості досліджуваних м'язів були вищими, ніж амплітуди ЕМГ цих м'язів під час руху за годинниковою стрілкою ( $L_{cw}$ ). Показано залежність характеристик ЕМГ м'язів від механічних параметрів руху. Так, флексори обох суглобів активуються в зонах, де суглобові моменти зовнішнього навантаження мають позитивні значення, а екстензори – в зонах, де згадані моменти набувають негативних значень.

**КЛЮЧОВІ СЛОВА:** двосуглобові рухи, центральні моторні команди (ЦМК), м'язи плечового поясу та плеча, електроміографія, коактивація.

### ВСТУП

Характеристики центральних моторних команд (ЦМК) під час багатосуглобових рухів у людини традиційно вивчаються в умовах наявності візуального зворотного зв'язку. Звичайно при цьому реєструються механограми і ЕМГ відповідних м'язів [1–4]. У рамках подібного підходу ми досліджували ЕМГ-активність м'язів руки під час виконання людиною двосуглобових повільних (небалістичних) циклічних рухів на тлі дії зовнішнього навантаження, яке було спрямоване за ходом годинникової стрілки ( $M_{cw}$ ) або проти нього ( $M_{ccw}$ ). Подібний прийом дозволяє вивчати зв'язок змін суглобових кутів, зовнішнього навантаження і поточної амплітуди ЕМГ м'язів, що забезпечують реалізацію цього руху. Випрямлені та інтегровані ЕМГ можна розглядати як кореляти моторних команд –

еферентної активності мотонейронів, що надходить до м'язів; у разі довільних рухів такі команди є центральними (ЦМК). Проблема моторного контролю з боку ЦНС викликає значний інтерес дослідників, але загальноприйнятих уявлень у даній області досі не сформовано; наявні гіпотези багато в чому є кардинально розбіжними [5, 6].

Зміна характеру взаємодії окремих м'язів та їх функціональних груп є важливим фактором, що впливає на здійснення рухів кінцівки, оскільки кінцівка є нейромеханічною системою з надлишком ступенів свободи [7]. При двосуглобових рухах руки людини в горизонтальній площині наявні лише два ступеня свободи.

Є підстави вважати, що під час виконання моторних завдань м'язи руки об'єднуються в невелику кількість моторних модулів, або синергій [8]. Це спрощує та оптимізує контроль здійснення моторних актів, причому коактивація антагоністів модулює механічну жорсткість суглобів, що важливо в умовах багатосуглобових рухів [9].

<sup>1</sup>Інститут фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України, Київ (Україна).  
Ел. пошта: tetiana.ab@gmail.com (Т. А. Абрамович).

Ми досліджували організацію ЦМК, що надходять до м'язів руки людини під час реалізації двосуглобових небалістичних рухів у горизонтальній площині при різних комбінаціях навантаження і напрямку руху.

## МЕТОДИКА

В експериментах взяли участь шість здорових чоловіків віком від 21 до 27 років. Усі учасники тестів були правшами.

Методика тестів та аналізу їх результатів була описана раніше [4]. Під час тестування випробуваний, сидячи на стільці, правою рукою утримував руків'я механічного пристрою, який мав вигляд барабана з можливістю обертання в горизонтальній площині. Зовнішнє навантаження створювалося за допомогою розтягнутого гумового паса (довжина 6 м, опір паса змінювався від 1.3 до 2.0 Н), який був натягнутий по дотичній до барабана. Зовнішнє навантаження створювало обертальний момент, який міг бути направлений за рухом годинникової стрілки ( $M_{cw}$ ) або проти нього ( $M_{ccw}$ ). Параметри руху кисті руки задавалися за допомогою візуального зворотного зв'язку (зображення траєкторії на екрані монітора).

Тест складався з двох серій (1 та 2). Тест-рухи 1 являли собою повільні рівномірні обертання руків'я по колу проти руху годинникової стрілки ( $L_{ccw}$ , прямий хід). Після закінчення прямого ходу із затримкою 5 с рух виконувався у зворотному напрямку ( $L_{cw}$ , зворотний хід). Зовнішнє навантаження в цьому разі прикладалося за годинниковою стрілкою ( $M_{cw}$ ). Тест-рухи 2 також являли собою обертання руків'я по колу, але з початком руху за годинниковою стрілкою ( $L_{cw}$ ). При цьому зовнішнє навантаження було спрямоване проти руху годинникової стрілки ( $M_{ccw}$ ). Інші умови були аналогічні таким у тест-русі 1. Тривалість обходу повного циклу кола складала 45 с.

За допомогою поверхневих електродів відводили ЕМГ від восьми м'язів руки та плечового поясу: *m. brachioradialis* (*Br*), *m. biceps brachii, caput breve* (*BB cb*), *m. biceps brachii, caput longum* (*BB cl*), *m. triceps brachii, caput laterale* (*TB clat*), *m. triceps brachii, caput longum* (*TB cl*), *m. pectoralis major* (*Pm*), *m. deltoideus, pars clavicularis* (*D pc*), *m. deltoideus, pars scapularis* (*D ps*). ЕМГ піддавали повному випрямленню та низькочастотній фільтрації (інтеграції).

## РЕЗУЛЬТАТИ

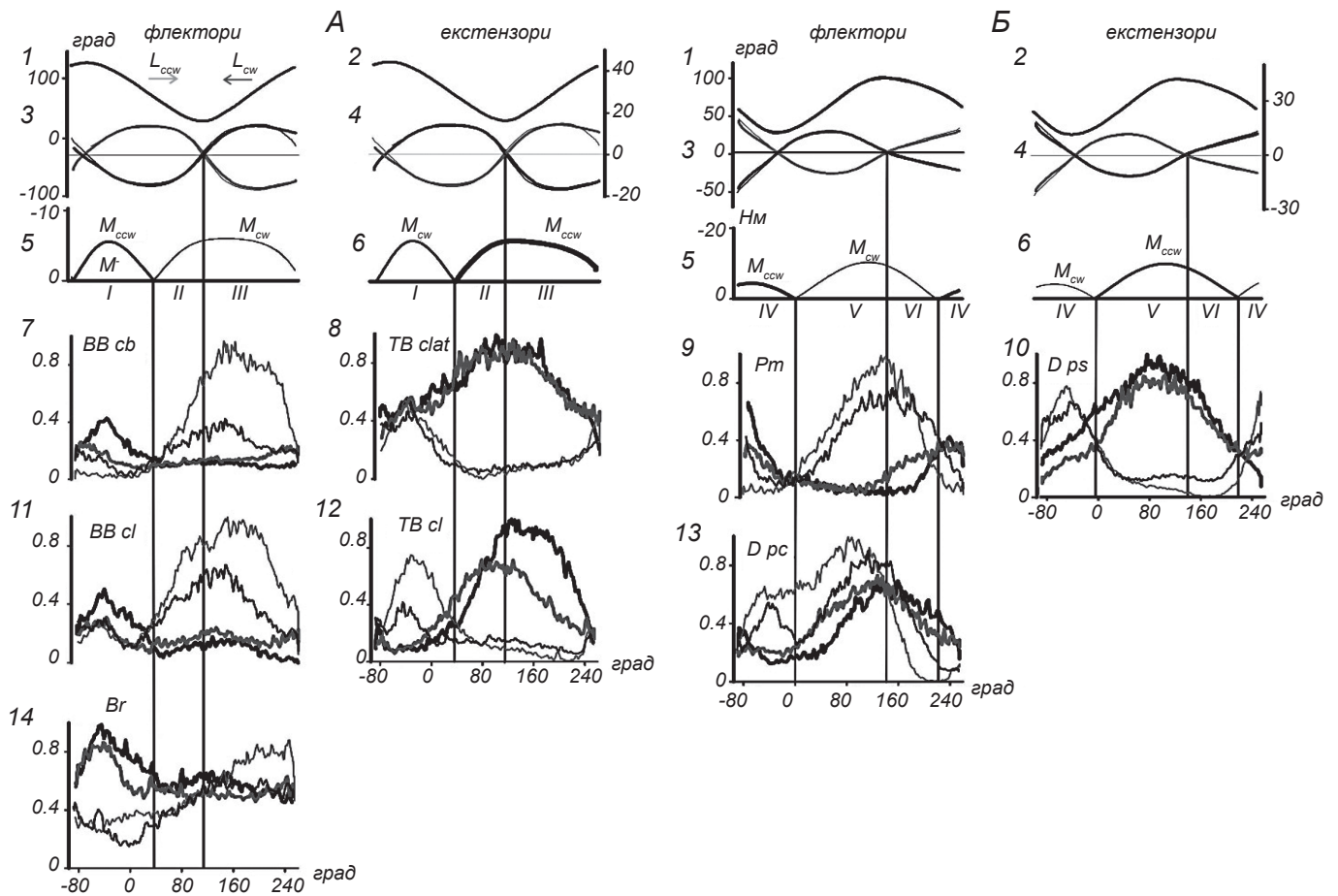
На рис. 1 наведено приклади змін суглобових кутів (1–2), моментів сил (5–6) та ЕМГ-активності під час тестів в умовах різних комбінацій навантаження і напрямку руху (7–13) та швидкості змін відповідних суглобових кутів (3–4).

При виконанні тестових рухів фази активації відповідних м'язів у цілому відповідали фазам змін моментів зовнішнього навантаження. Так, із рис. 1 видно, що згиначі ліктьового суглоба (*Br*, *Bic b*, *Bic l*) активувалися на ділянці 40–250 град. Це приблизно співпадає з дією негативної фази змін моменту сили ( $M$ ), який позначено на фрагменті 5 рис. 1, *A*. Відмітимо, що на даній ділянці рухового кола зовнішня сила була спрямована на розгинання ліктьового суглоба. Навпаки, активація м'язів розгиначів ліктя (*TB clat*, *TB cl*) спостерігалася здебільшого на іншій ділянці кола (від  $-90^\circ$  до  $40^\circ$ ), де зовнішня сила діяла в напрямку згинання ліктьового суглоба (*A*, 6, 8, 12). Подібні ж закономірності були справедливими і для м'язів плечового поясу (*Pm*, *D pc*, *D ps*) (*B*, 5, 6, 9, 10, 13).

Під час руху «проти стрілки» ( $L_{ccw}$ ; тонка і товста сірі лінії) ЕМГ-активність м'язів-згиначів ліктьового (*Br*, *BB cb*, *BB cl*) та плечового (*Pm*, *D pc*) суглобів була більшою в разі дії зовнішнього навантаження за годинниковою стрілкою (тонка сіра лінія), ніж у разі спрямування такого навантаження проти годинникової стрілки (товста сіра лінія). В той же час амплітуди ЕМГ екстензорів ліктьового (*TB cl*) та плечового (*D ps*) суглобів були майже однаковими при обох напрямках зовнішнього навантаження (як  $M_{cw}$ , так і  $M_{ccw}$ ). Виняток становив екстензор ліктьового суглоба (*TB clat*), рівень ЕМГ якого був більшим в умовах спрямування зовнішнього навантаження проти годинникової стрілки.

За допомогою двофакторного дисперсійного аналізу ми оцінювали вплив двох факторів – режиму ( $M$ ) і «зони» ( $Z$ ) рухів. Перший фактор мав чотири рівня ( $M_{ccw} - L_{cw}$ ,  $M_{ccw} - L_{ccw}$ ,  $M_{cw} - L_{ccw}$ ,  $M_{cw} - L_{cw}$ ), а другий відповідав трьом рівням (зони I, II, III і IV, V, VI для м'язів ліктьового і плечового суглобів відповідно). За рівень, що відповідає статистичній вірогідності різниць, приймалися значення  $P < 0.05$ .

Як видно з таблиці, загальною ознакою ЕМГ-активності досліджуваних м'язів була явна залежність таких ЕМГ від експериментальних умов. Виняток становили м'язи *Br* та *D ps*, ЕМГ яких не



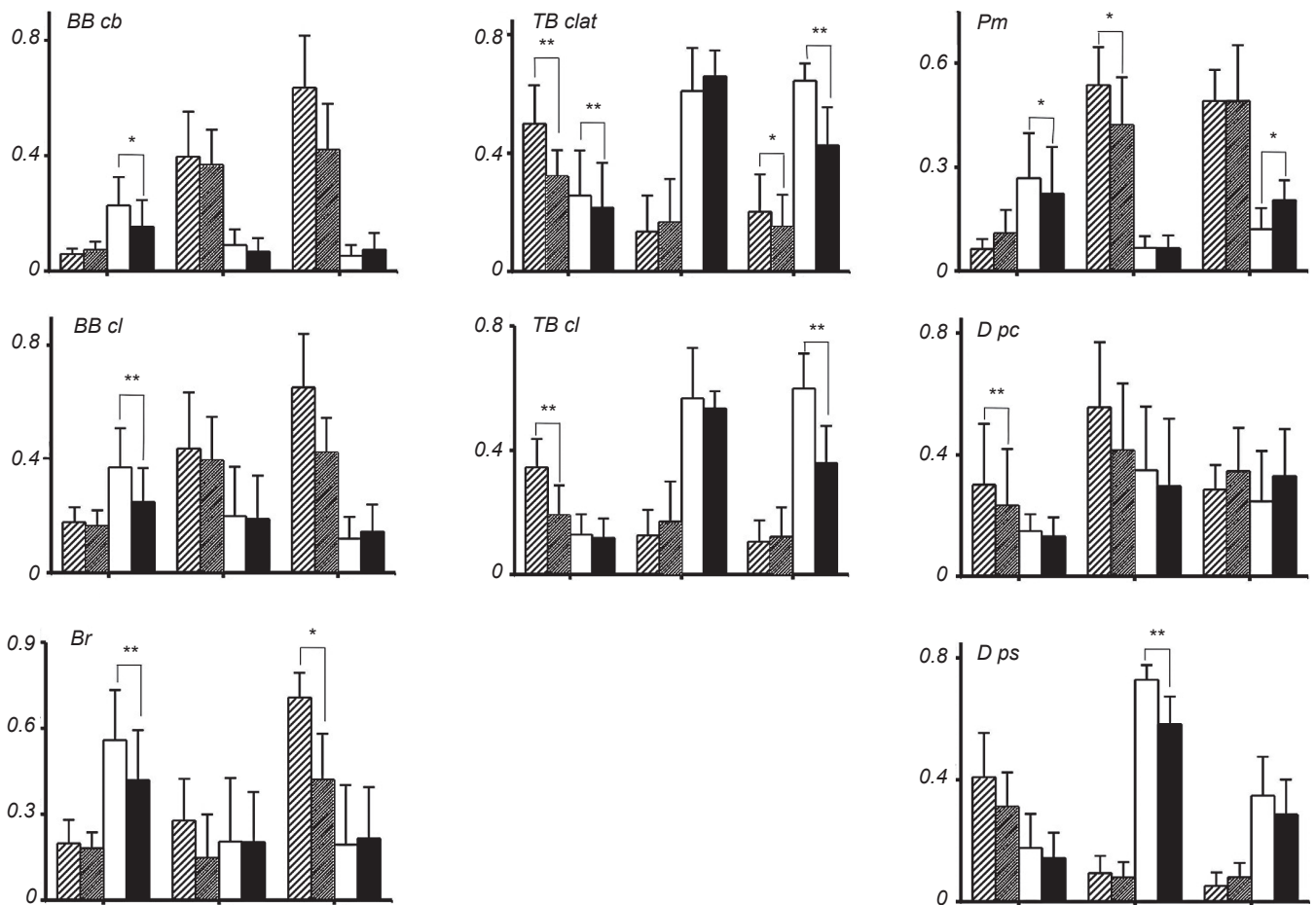
**Р и с. 1.** Усереднені записи змін суглобових кутів (1, 2), перших похідних цих змін (3, 4) та змін моментів сил (5, 6) у ліктьових (А) та плечових (Б) суглобах та ЕМГ-активності м'язів руки (7–14) під час реалізації тестів із різною комбінацією зовнішнього навантаження та напрямку руху.

Сірим та чорними тонкими лініями позначено записи прямого та зворотного ходу ( $L_{ccw}$  та  $L_{cw}$ ) при дії зовнішнього навантаження за годинниковою стрілкою ( $M_{cw}$ ), товстими сірими та чорними лініями – записи прямого та зворотного ходу ( $L_{cw}$  та  $L_{ccw}$  відповідно) при дії зовнішнього навантаження проти годинникової стрілки ( $M_{ccw}$ ). Вертикальні шкали на фрагментах 1 і 2 – зовнішні кути в зазначених суглобах, градус; шкали на фрагментах 5 і 6 – моменти сил, Нм. Наведено тільки позитивні частини змін моментів. Горизонтальні шкали на фрагментах 7–14 – кут повороту барабана, градус; вертикальні шкали на фрагментах 7–14 – інтенсивність ЕМГ, нормована щодо такої при максимальному довільному зусиллі, яка прийнята за одиницю.  $L_{cw}$ ,  $L_{ccw}$  – початок руху за годинниковою стрілкою та проти неї відповідно. Позначення м'язів, див. Методику.

**Результати двофакторного дисперсійного аналізу значень інтенсивності ЕМГ-активності м'язів**

М'язи	Фактори					
	режим руху (M)		зони рухів (Z)		режим руху×зони рухів (M×Z)	
	F	P	F	P	F	P
<i>BB cb</i>	16.905	0.000**	12.761	0.003**	22.140	0.000**
<i>BB cl</i>	8.615	0.003**	1.325	0.319	22.149	0.000**
<i>Br</i>	1.273	0.328	14.898	0.002**	46.318	0.000**
<i>TB clat</i>	10.154	0.001**	5.214	0.028*	54.282	0.000**
<i>TB cl</i>	38.544	0.000**	35.672	0.000**	36.109	0.000**
<i>Pm</i>	64.944	0.000**	17.841	0.001**	43.009	0.000**
<i>D pc</i>	2.536	0.096	10.738	0.003**	1.506	0.210
<i>D ps</i>	43.200	0.000**	19.927	0.000**	107.359	0.000**

П р и м і т к и. Межі зон визначаються відповідно до рис. 1. Зірочками позначені випадки статистично вірогідного значення даного параметра (\* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ ). Позначення м'язів див. у Методиці.



**Рис. 2.** Результати статистичного аналізу значень інтенсивності ЕМГ-активності м'язів у межах різних зон руху. Стовпчиками з рідкою штриховкою позначені середні значення при русі прямого ходу ( $L_{cw}$ ), стовпчиками зі щільною штриховкою – при русі зворотного ходу ( $L_{cw}$ ) під час дії зовнішнього навантаження за годинниковою стрілкою ( $M_{cw}$ ); білими стовпчиками позначені аналогічні величини для прямого ходу ( $L_{cw}$ ), чорними – для зворотного ( $L_{cw}$ ) під час дії зовнішнього навантаження проти годинникової стрілки ( $M_{cw}$ ). По вертикалі – нормована інтенсивність ЕМГ (див. рис. 1) для чотирьох комбінацій зовнішнього моменту ( $M_{cw}$  та  $M_{ccw}$ ) і напрямків руху ( $L_{ccw}$  та  $L_{cw}$ ); по горизонталі вказані зони руху (зони I, II, III і IV, V і VI – для м'язів літкового і плечевого суглобів відповідно). Однією та двома зірочками позначені випадки статистично вірогідних відмінностей між значеннями ЕМГ для прямого та зворотного ходу ЕМГ з  $*P < 0.05$  та  $**P < 0.01$  відповідно. Позначення м'язів див. у Методиці.

залежала істотно від фактора режиму руху (M), що, ймовірно, пов'язано зі схожістю зареєстрованих ЕМГ при рухах як за годинниковою стрілкою, так і проти неї (рис. 1). Статистично невірогідними були різниці для м'яза *BB cl*, ЕМГ якого не залежала від фактора режиму руху (Z) (рис. 1). Амплітуди ЕМГ цього м'яза майже не розрізнялись у різних зонах руху.

Для подальшого аналізу було визначено ряд «функціональних точок», (детальніше це було описано в нашому попередньому повідомленні [4]). Дані точки ділять траєкторію руху на три зони (I–III для літкового суглоба і IV–VI – для плечевого). Виявилось, що в різних подібних зонах амплітуда ЕМГ м'язів під час прямого ходу переважно була вищою, ніж при зворотному, причому під час спрямування зовнішнього навантаження як за годинниковою стрілкою, так і проти неї (рис. 2). Це підтверджується наявністю статистично значущих відмінностей у більшості випадків. Слід зазначити, що більший рівень ЕМГ при зворотному ході був статистично вірогідним тільки в *Pm*.

літуда ЕМГ м'язів під час прямого ходу переважно була вищою, ніж при зворотному, причому під час спрямування зовнішнього навантаження як за годинниковою стрілкою, так і проти неї (рис. 2). Це підтверджується наявністю статистично значущих відмінностей у більшості випадків. Слід зазначити, що більший рівень ЕМГ при зворотному ході був статистично вірогідним тільки в *Pm*.

## ОБГОВОРЕННЯ

Згідно з отриманими даними можна дійти висновку, що спільною особливістю активності м'язів-

флексорів та екстензорів плечового поясу і плеча під час небалістичних тест-рухів є залежність ЕМГ-активності від зовнішнього навантаження, діючого на вказані м'язи. Більша амплітуда ЕМГ м'язів при певному напрямку цього навантаження пов'язана з модусом роботи м'язів – концентричним або ексцентричним [10]. Результати раніше виконаних робіт [10, 11] свідчать про те, що амплітуда ЕМГ м'язів під час ексцентричних скорочень є нижчою, ніж під час концентричних скорочень такої ж самої величини в умовах заданої кутової швидкості. Залучення моторних одиниць та інтенсивність їх активації при ексцентричних скороченнях можуть бути обмежені для захисту від пошкодження м'язів.

Слід відмітити такий факт, як складне співвідношення кінематичних (зміни суглобових кутів) та динамічних (зміни моментів зовнішньої сили) параметрів руху. Конкретна комбінація цих параметрів може істотно впливати на особливості активації м'язів. Так, збільшення моменту зовнішнього навантаження на певну ланку кінцівки може відбуватися під час як її згинання, так і розгинання. Особливо важливо відмітити істотні принципи обмеження самої моделі руху руки як маніпулятора, в котрій суглоби представлені шарнірами [12].

Тестування проводилося відповідно до вимог біомедицинської етики, затверджених Хельсинкською декларацією Всесвітньої медичної асоціації (2000), та положень Комітету з біоетики Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця НАН України. Попередня письмова інформована згода була отримана від усіх суб'єктів, які брали участь у тестах.

Автор – Т. І. Абрамович – підтверджує відсутність будь-яких конфліктів щодо комерційних або фінансових відносин, відносин з організаціями або особами, котрі будь-яким чином могли бути пов'язані з дослідженням.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. N. Dounskaia, C. J. Ketcham, and G. E. Stelmach, "Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements," *Motor Control*, **6**, 366-387 (2002).
2. P. L. Gribble, L. I. Mullin, and A. Mattar, "Role of contraction in arm movement accuracy," *J. Neurophysiol.*, **89**, 2396-2405 (2003).
3. T. Tomiak, A. V. Gorkovenko, A. N. Tal'nov, et al., "The averaged EMGs recorded from the arm muscles during bimanual "rowing" movements," *Front. Physiol.*, **6**, article number 349 (2015); doi: 10.3389/fphys.2015.00349.
4. T. Tomiak, T. I. Abramovych, A. V. Gorkovenko, and I. V. Vereshchaka, "The movement – and load-dependent differences in the EMG patterns of the human arm muscles during two-joint movements (a preliminary study)," *Front. Physiol.*, **7**, article number 218 (2016); doi: 10.3389/fphys.2016.00218.
5. A. G. Feldman and M. F. Levin, "The equilibrium-point hypothesis—past, present and future," *Adv. Exp. Med. Biol.*, article number 629 (2009); doi: 10.1007/978-0-387-77064-2\_38.
6. A. G. Feldman, "Space and time in the context of equilibrium-point theory," *Wiley Interdiscip. Rev. Cogn. Sci.*, **2**, article number 3 (2011); doi: 10.1002/wcs.108.
7. S. Muceli, A. T. Boye, A. d'Avella, and D. Farina, "Identifying representative synergy matrices for describing muscular activation patterns during multidirectional reaching in the horizontal plane," *J. Neurophysiol.*, **103**, 1532-1542 (2010).
8. J. Roh, W. Z. Rymer, and R. F. Beer, "Robustness of muscle synergies underlying three-dimensional force generation at the hand in healthy humans," *J. Neurophysiol.*, **107**, 2123-2142 (2012).
9. N. Dounskaia, J. A. Goble, and W. Wang, "The role of intrinsic factors in control of arm movement direction: implications from directional preferences," *J. Neurophysiol.*, **105**, No. 3, 999-1010 (2011).
10. G. Guilhem, "Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise," *Ann. Physic. Rehabil. Med.*, **53**, article number 5 (2010); doi: 10.1016/j.rehab.2010.04.003.
11. V. Linnamo, T. Moritani, C. Nicol, and P. V. Komi, "Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **13**, 93-101 (2003).
12. C. D. Bryce and A. D. Armstrong, "Anatomy and biomechanics of the elbow," *Orthop. Clin. North Am.*, **39**, 141-154 (2008).