

ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ПОКАЗНИКІВ КОАКТИВАЦІЇ ДЛЯ АНАЛІЗУ ВЗАЄМОДІЇ СКЕЛЕТНИХ М'ЯЗІВ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ РУХІВ

Любомир ВОВКАНИЧ¹, Марія ФЕДЬКІВ²

¹ Львівський державний університет фізичної культури імені Івана Боберського, Львів, Україна

² Львівський національний університет імені Івана Франка, Львів, Україна

PROSPECTS OF THE CO-ACTIVATION COEFFICIENTS USAGE FOR THE EXAMINATION OF SKELETAL MUSCLES INTERACTION DURING MOVEMENTS EXECUTION

Lyubomyr VOVKANYCH¹, Mariia FEDKIV²

¹ Ivan Boberskyi Lviv State University of Physical Culture, Lviv, Ukraine

² Ivan Franko National University of Lviv, Ukraine

Анотація.

Метою нашого дослідження став аналіз наявних у літературі підходів до визначення коефіцієнтів коактивації та графічний аналіз їхніх змін за різної відносної електричної активності м'язів-антагоністів.

Матеріали й методи. Виконано аналіз публікацій, у яких зазначено формули для кількісного визначення коефіцієнта коактивації (КК) скелетних м'язів людини на основі величини електричної активності цих м'язів. Аналіз змін КК за умов різної нормалізованої амплітуди інтерференційної електроміограми м'язів-антагоністів виконували шляхом побудови графічних залежностей та їх подальшого опису.

Основні результати дослідження. У літературі наявний широкий спектр математичних підходів до розрахунку КК скелетних м'язів. Графічний аналіз першого варіанту формул вказує на мінімальні значення КК за умови однакової активності обох груп м'язів, збільшення КК спостерігають за збільшення різниці в активності м'язів-ан-

Abstract.

We aimed at the examination of the methods of the calculation of coactivation coefficients (CC) and also at the graphical analysis of CC changes under different values of the relative electrical activity of the antagonist muscles.

Methods. We performed an analysis of publications, in which the equations for the calculation of the CC of human skeletal muscles based on the magnitude of the electrical activity of these muscles were described. Analysis of changes in CC under conditions of the different normalized amplitude of the surface electromyogram of the antagonist muscles was performed by constructing the graphical models and their further description.

Results. A wide range of mathematical approaches to calculating the CC of skeletal muscles has been documented in the literature. Graphical analysis of the first mathematical approach reveals that the minimum values of CC are observed under the condition of the same activity of both muscle groups. An in-

тагоністів чи підвищення активності обох м'язів. У другому варіанті КК досягає певних значень за однакової активності м'язів-антагоністів та змінюється різноспрямовано залежно від того, активність яких м'язів стає більшою. Згідно з третім варіантом, за умови однакової активності м'язів значення КК дорівнюють одиниці чи певному числу, але змінюються непропорційно за переважання активності різних груп м'язів. Є також моделі, за яких максимальні значення КК спостерігають в умовах однакової активності м'язів-антагоністів. У цих моделях за найбільшої різниці в активності двох груп м'язів КК прямує до нуля. Отже, деякі з проаналізованих математичних підходів дають можливість лише визначити співвідношення активності м'язів-антагоністів, інші – установити, активність яких м'язів переважає.

Висновок. Наявні у сучасній науковій літературі підходи до визначення коефіцієнтів коактивації можна представити у вигляді чотирьох графічних моделей. Оскільки кожна з них має свої переваги та обмеження, добір підходу для визначення коефіцієнта коактивації необхідно виконувати згідно із завданнями конкретного дослідження.

Ключові слова: графічні моделі, м'язи-антагоністи, інтерференційна електроміографія.

crease in CC is observed with an increase in the difference in the activity of the antagonist muscles or an increase in the activity of both muscles. In the second approach, the CC reaches certain values with the same activity of the antagonistic muscles and changes in different directions depending on which muscles are more active. According to the third approach, under the condition of the same activity of the muscles, CC is equal to one or other predetermined number, but changes disproportionately if the activity of different groups of muscles predominates. There are also models in which the maximum values of CC are observed under conditions of equal activity of the antagonist muscles. In these models, with the largest difference in the activity of the two muscle groups, the CC goes to zero. Therefore, some of the analyzed mathematical approaches can be used only to calculate the ratio of the activity of the antagonistic muscles, while others allow us to determine the activity of which muscles is predominant.

Conclusion. A variety of available in modern scientific literature approaches to calculation of the CC can be represented by four graphic models. Since each of the models has its advantages and limitations, the selection of the approach for determining the coactivation coefficient must be carried out according to the tasks of a particular study.

Keywords: graphical models, antagonistic muscles, surface electromyography.

Вступ. Постановка проблеми. На сьогодні відомо, що утримання пози тіла або фіксованого положення кінцівок, виконання різноманітних побутових дій або спортивних вправ супроводжують явища одночасної активації (коактивації) м'язів, що виконують антагоністичні функції в межах одного суглобового з'єднання [1]. Коактивація зумовлює підвищення жорсткості фіксації суглоба, хоча водночас може зменшувати стабільність його положення під впливом зовнішніх чинників [1].

Рівень коактивації м'язів залежить від рухових завдань, які виконують. Наприклад, підвищений рівень коактивації можна

спостерігати на початку швидкого руху, а також у разі підтримання положення тіла в ускладнених умовах [2]. Зазвичай рівень коактивації підвищується в осіб із порушенням рухової активності. Дехто з авторів вказує на підвищену коактивацію м'язів під час рухів у осіб літнього і старечого віку [1, 3, 4]. Явища підвищеного рівня коактивації описано для осіб з проявами синдрому Паркінсона [1, 5], спастичності [1, 6, 7] тощо. Деякі дослідження вказують на поліпшення виконання рухових завдань за умови зменшення рівня коактивації м'язів, зокрема в дорослих порівняно з дітьми, за набуття досвіду виконання рухових дій чи в разі

успішної терапії пацієнтів із порушенням рухової активності [1].

Хоч коактивація м'язів є поширеним явищем, проте її аналіз переважно обмежується поясненням взаємодії в межах одного суглоба, але не центральних механізмів реалізації. Механізми, які лежать в основі процесів коактивації, на сьогодні остаточно не з'ясовані. Вважають, що нейронні системи спинного мозку не відіграють значної ролі в коактивації м'язів, забезпечуючи переважно протилежні зміни тону м'язів-антагоністів у межах одного чи кількох суглобів [8]. Питання ролі моторних зон кори великого мозку в коактивації дискусійне, оскільки наявні докази як реципрокного, так і їхнього синергічного впливу на центри спинного мозку [1, 9]. Наявні докази важливої ролі мозочка у процесах коактивації м'язів [1, 10]. Водночас деякі автори [1] висловлюють припущення, що упродовж латентного періоду рухових реакцій за незмінного стимулювального впливу з боку центральних структур можуть відбуватися суттєві зміни коактивації м'язів на основі зворотної аферентації від пропріорецепторів [11].

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Для вивчення рівня одночасної активації м'язів-антагоністів застосовують розрахунок коефіцієнта коактивації (КК) або аналогічного йому коефіцієнта коконтракції. Такі коефіцієнти визначають як у разі вивчення ударних рухів представників однокласників [6, 12, 14, 15], так і під час аналізу рухової активності осіб із неврологічними патологіями [1, 16–19], різного віку [20–25], різної спортивної кваліфікації [14, 26] чи за розвитку втомі м'язів [27–30].

Переважно для розрахунку КК використовують показники електричної активності м'язів. Зазвичай оцінювання активації відбувається після нормалізації електричної активності м'язів на основі максимального довільного скорочення [1], є спроби визначити КК на основі частотних характеристик електричної активності м'язів [29], індексів синхронізації [31] чи моментів активації [32]. Проте навіть у разі аналізу амплітудних показників інтерференційної електроміограми (ІЕМГ) виявлено кілька основних формул, за якими деякі автори обчислю-

ють КК. Попри наявність багатьох методик визначення КК на сьогодні є спільна думка щодо того, що «золотий стандарт» оцінювання коактивації не сформований [1, 33]. Це зумовлює необхідність аналізу наявних методичних підходів до оцінювання КК для опису їхніх переваг та недоліків для виконання експериментальних завдань.

Наукова гіпотеза й мета дослідження. Наявна у проаналізованій науковій літературі інформація недостатня для обґрунтованого добору методик визначення коефіцієнтів коактивації скелетних м'язів людини. У зв'язку з цим **метою** нашої публікації став аналіз описаних у літературі підходів до визначення коефіцієнтів коактивації та графічний аналіз їхніх змін за різної відносної електричної активності м'язів-антагоністів.

Матеріали й методи. Ми здійснили аналіз публікацій, у яких вказано формули для кількісного визначення КК скелетних м'язів людини на основі величини електричної активності цих м'язів. Додатково були проаналізовані оглядові статті, присвячені проблематиці вивчення КК за різних форм рухової активності людини. Пошук виконували у наукометричній базі PubMed із використанням ключових слів «coactivation», «cocontraction», «skeletal muscles». З отриманого переліку літературних джерел добирали ті, які містили формули розрахунку КК чи аналіз методик розрахунку й прикладного використання КК скелетних м'язів людини. Усього було проаналізовано 37 публікацій, датованих 2000–2022 роками, зміст яких узгоджували відповідно до вказаних критеріїв.

Аналіз змін КК за умов різної нормалізованої амплітуди ІЕМГ м'язів-антагоністів виконували шляхом побудови графічних залежностей. На основі залежностей описували характеристики, які важливі для добору та трактування коефіцієнтів коактивації, а саме зміни залежно від відносної активності різних груп м'язів, вид графічної залежності, максимальні та мінімальні значення КК, величину КК за однакових значень ІЕМГ м'язів-антагоністів тощо. Результати представлено у графічному та текстовому форматі.

Результати дослідження. Під час аналізу літературних джерел було виявлено кілька основних математичних підходів

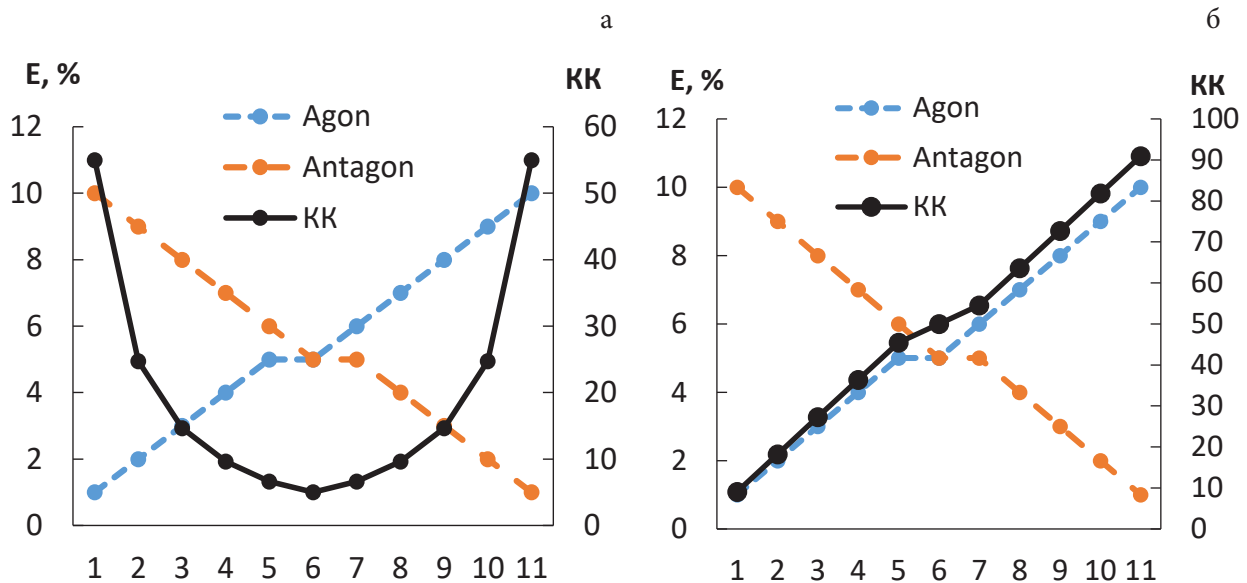


Рис. 1. Графічний аналіз змін значення коефіцієнта коактивації за умови різного співвідношення активності м'язів-антагоністів. На вкладках «а» та «б» зображено графіки змін коефіцієнтів коактивації, отримані за формулами різних авторів. За горизонтальною віссю – точки, для яких був виконаний розрахунок коефіцієнта коактивації. За лівою вертикальною віссю – відносна активність м'язів (E,%). За правою вертикальною віссю – величина коефіцієнта активації (KK, ум. од.). Зміни значень коефіцієнта активації зображені суцільною лінією, зміни активності м'язів-антагоністів (Agon – Antagon) – штриховими лініями

(формул) до розрахунку KK. За особливостями залежності отриманого коефіцієнта від співвідношення активності м'язів-антагоністів ці формули можна поділити на чотири групи.

Графічний аналіз першого варіанту формул (рис. 1а) вказує на мінімальні значення KK за умови однакової активності обох груп м'язів [6, 18, 24, 34]. Це мінімальне значення пропорційне до величини нормалізованої амплітуди ІЕМГ обох м'язів. Отже, збільшення коефіцієнта спостерігають за двох умов – збільшення різниці в активності двох м'язів або синхронному підвищенні активності обох м'язів. Визначення KK за нульової активності одного з м'язів неможливе, а максимальне значення може перевищувати кілька тисяч одиниць.

Здебільшого автори [14–16, 19, 26, 35] використовують підхід, за якого KK досягає певних значень в умовах однакової активності агоністів та антагоністів і змінюється різнонаправлено залежно від того, актив-

ність яких м'язів стає більшою (рис. 1б). Значення KK за умови однакової активності обох груп м'язів не залежать від величини нормалізованої амплітуди ІЕМГ. Оскільки автори використовують різні формули, то в точці рівноважної активності агоністів та антагоністів KK може дорівнювати 0 [19], 0,5 [16, 26], 1 [35] чи 50 [14, 15]. Такий підхід дає змогу наочно описати величину й напрямок відхилення від точки рівноваги сил, що впливають на положення ланок тіла в суглобі, проте не допомагає визначити, наскільки значним є рівень одночасної активації м'язів.

Відомі також формули розрахунку (рис. 2а), згідно з якими величини KK поступово зростають залежно від підвищення міри одночасної активації м'язів. В умовах однакової активності м'язів отримані коефіцієнти можуть дорівнювати одиниці [17, 27, 30], 100 одиницям [28, 35, 36] чи змінюватися пропорційно до сумарної активності м'язів [3].

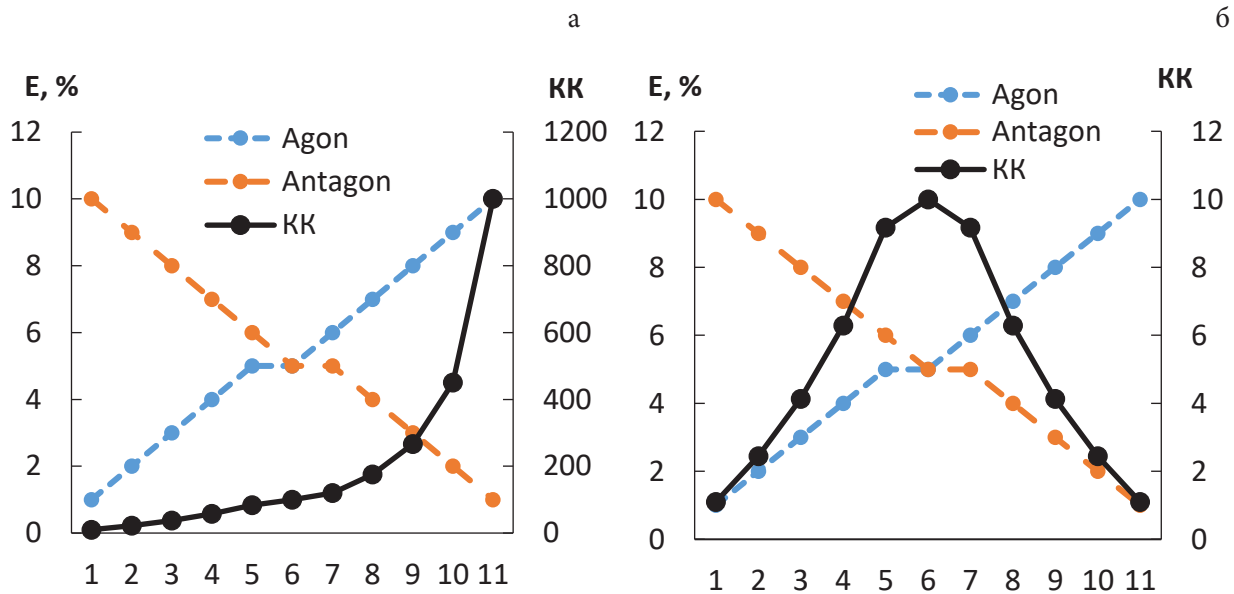


Рис. 2. Графічні залежності величини коефіцієнта коактивації за різного співвідношення активності м'язів-антагоністів. Інші позначення – див. рис. 1

Після перетину точки однакової одночасної активації м'язів, за умови зворотного співвідношення активності м'язів-антагоністів та зменшення коактивації, визначений за цими формулами KK продовжує зростати. Величини KK можуть змінюватись від 0 до 100 одиниць, у деяких випадках до 10 тис. одиниць. Розрахунок коефіцієнтів неможливий за нульового значення активності м'яза, що в знаменнику формули. На основі запропонованих формул можна встановити, наскільки близькі між собою рівні активності двох м'язів, а також виявити, активність якого м'яза вища. Загальним недоліком цих формул є непропорційність змін коефіцієнта за умови переважання активності різних м'язів. Після досягнення точки рівноваги невеликі відносні зміни активності одного з м'язів викликають значно більші зміни коефіцієнта, ніж до моменту досягнення точки рівноваги.

За використання інших формул (рис. 2б) можемо спостерігати максимальні значення KK в умовах однакової активності м'язів-антагоністів [18, 24, 34]. Отримані максимальні значення KK можуть збільшуватися пропорційно до підвищення рівня активації обох

м'язів [18, 24, 34] та досягати 200 одиниць за умови одночасної максимальної активації обох груп м'язів. За найбільшої різниці в активності двох груп м'язів KK наближається до нуля, математично він може бути обчислений за умови нульової активності одного з м'язів. Очевидно, що розрахований таким чином коефіцієнт найліпше характеризує фіксацію суглоба внаслідок значної симетричної активації м'язів. Окремим випадком є формули, за якими максимальне значення KK може дорівнювати одиниці [18, 24] незалежно від значень нормалізованої амплітуди ІЕМГ м'язів (мінімум – 0 одиниць). Такий підхід дає змогу оцінити лише співвідношення активності двох груп м'язів, але не їхній сумарний вплив на фіксацію положення ланок тіла в суглобі.

Обговорення результатів дослідження. Аналіз, який ми здійснили, засвідчив, що в літературі наявний широкий спектр математичних підходів до розрахунку коефіцієнта коактивації м'язів, проте відсутні публікації, присвячені аналізу отриманих KK. Оскільки наявність багатьох підходів може зумовлювати неправильне розуміння та хибне трактування результатів, які

отримали різні автори, ми згрупували схожі за характером графічної залежності формули у певні групи. Такий підхід дав змогу описати особливості змін КК за різного співвідношення активності м'язів-антагоністів. Описані закономірності допоможуть виконати обґрунтований добір формули обчислення КК залежно від особливостей експериментальних даних і завдань дослідження. Зокрема, з'ясовано, що певні математичні підходи дають можливість визначити лише співвідношення активності м'язів-антагоністів [6, 18, 24, 34], а інші – встановити, активність якого саме з м'язів переважає [14–17, 19, 26, 27, 28, 30, 35, 36]. Якщо величини КК дають змогу оцінити лише співвідношення активності м'язів, то в умовах однакової активності м'язів-антагоністів величини КК можуть набувати як мінімальних [6, 18, 24, 34], так і максимальних [18, 24, 34] значень. Якщо запропоновані підходи допомагають визначити, активність якого з м'язів вища, то в точці рівноваги КК мають або фіксоване

значення (різне в різних формулах) [14–16, 19, 26, 35], або це значення може змінюватися залежно від відносної електричної активності м'язів [3]. Виявлено лише один підхід, за якого спостерігають непропорційні зміни коефіцієнта коактивації в разі відхилення активності м'язів у різних напрямках від точки рівноваги [3, 17, 27, 28, 30, 35, 36]. Очевидно, що такий підхід вимагає особливої уваги під час інтерпретації отриманих результатів, оскільки аналогічні зміни співвідношення електричної активності м'язів-антагоністів у двох напрямках від точки рівноваги спричинюватимуть непропорційні зміни величини КК.

Висновок. Наявні в сучасній науковій літературі підходи до визначення коефіцієнтів коактивації можна представити у вигляді чотирьох графічних моделей. Оскільки кожна з них має свої переваги та обмеження, добір підходу для визначення коефіцієнта коактивації необхідно виконувати згідно із завданнями конкретного дослідження.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ / REFERENCES

1. Latash M. L. (2018). Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *Journal of neurophysiology*, 120(1), 88–104. <https://doi.org/10.1152/jn.00084.2018>
2. Chen, B., Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2017). Role of point of application of perturbation in control of vertical posture. *Experimental brain research*, 235(11), 3449–3457. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-5069-2>
3. Lee, Y. J., Chen, B., & Aruin, A. S. (2015). Older adults utilize less efficient postural control when performing pushing task. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(6), 966–972. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.09.002>
4. Rozand, V., Seneffeld, J. W., Hassanlouei, H., & Hunter, S. K. (2017). Voluntary activation and variability during maximal dynamic contractions with aging. *European journal of applied physiology*, 117(12), 2493–2507. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3737-3>
5. Hirai, H., Miyazaki, F., Naritomi, H., Koba, K., Oku, T., Uno, K., Uemura, M., Nishi, T., Kageyama, M., & Krebs, H. I. (2015). On the Origin of Muscle Synergies: Invariant Balance in the Co-activation of Agonist and Antagonist Muscle Pairs. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 3, 192. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00192>
6. Rinaldi, M., Ranavolo, A., Conforto, S., Martino, G., Draicchio, F., Conte, C., Varrecchia, T., Bini, F., Casali, C., Pierelli, F., & Serrao, M. (2017). Increased lower limb muscle coactivation reduces gait performance and increases metabolic cost in patients with hereditary spastic paraparesis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 48, 63–72. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.07.013>
7. Chow, J. W., Yablon, S. A., & Stokic, D. S. (2017). Intrathecal baclofen bolus reduces exaggerated extensor coactivation during pre-swing and early-swing of gait after acquired brain injury. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 128(5), 725–733. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.02.017>
8. Nielsen J. B. (2016). Human Spinal Motor Control. *Annual review of neuroscience*, 39, 81–101. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-070815-013913>
9. Neige, C., Massé-Alarie, H., Gagné, M., Bouyer, L. J., & Mercier, C. (2017). Modulation of corticospinal output in agonist and antagonist proximal arm muscles during motor preparation. *PloS one*, 12(11), e0188801. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188801>
10. Mari, S., Serrao, M., Casali, C., Conte, C., Martino, G., Ranavolo, A., Coppola, G., Draicchio, F., Padua, L., Sandrini, G., & Pierelli, F. (2014). Lower limb antagonist muscle co-activation and its relationship with gait parameters in cerebellar ataxia. *Cerebellum (London, England)*, 13(2), 226–236. <https://doi.org/10.1007/s12311-013-0533-4>
11. Feldman AG. Referent Control of Action and Perception: Challenging Conventional Theories in Behavioral Science. New York: Springer, 2015. doi:10.1007/978-1-4939-2736-4.
12. Jemili, H., Mejri, M. A., Sioud, R., Bouhleb, E., & Amri, M. (2017). Changes in muscle activity during karate guiaku-zuki-punch and kiza-mawashi-guiri-kick after specific training in elite athletes. *Science & Sports*, 32(2), 73–81. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2016.11.002>
13. Rinaldi, M., Nasr, Y., Atef, G., Bini, F., Varrecchia, T., Conte, C., Chini, G., Ranavolo, A., Draicchio, F., Pierelli, F., Amin, M., Marinozzi, F., & Serrao, M. (2018). Biomechanical characterization of the Junzuki karate punch: indexes of performance. *European Journal of Sport Science*, 18(6), 796–805. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1455899>
14. Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2013). Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of different skill levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 140–150. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.09.006>
15. Quinzi, F., Camomilla, V., Felici, F., Di Mario, A., & Sbriccoli, P. (2014). Agonist and antagonist muscle activation in elite athletes: influence of age. *European Journal of Applied Physiology*, 115(1), 47–56. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2990-y>
16. Du, W., Li, H., Mumini, O. O., Chen, W., & Wang, L. (2018). The co-contraction features of the lumbar muscle in patients with and without low back pain during multi-movements. *Y 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*. IEEE. <https://doi.org/10.1109/bsn.2018.8329652>
17. Chae, J., Yang, G., Park, B. K., & Labatia, I. (2002). Muscle Weakness and Cocontraction in Upper Limb Hemiparesis: Relationship to Motor Impairment and Physical Disability. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 16(3), 241–248. <https://doi.org/10.1177/154596830201600303>
18. Li, G., Shourijeh, M. S., Ao, D., Patten, C., & Fregly, B. J. (2021). How Well Do Commonly Used Co-contraction Indices Approximate Lower Limb Joint Stiffness Trends During Gait for Individuals Post-stroke? *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.588908>
19. Eken, M. M., Dallmeijer, A. J., Doorenbosch, C. A. M., Dekkers, H., Becher, J. G., & Houdijk, H. (2016). Coactivation During Dynamometry Testing in Adolescents With Spastic Cerebral Palsy. *Physical Therapy*, 96(9), 1438–1447. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140448>
20. Chandran, V. D., Calalo, J. A., Dixon, P. C., Dennerlein, J. T., Schiffman, J. M., & Pal, S. (2019). Knee muscle co-contractions are greater in old compared to young adults during walking and stair use. *Gait & Posture*, 73, 315–322. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.501>
21. DaSilva, M. M., Chandran, V. D., Dixon, P. C., Loh, J. M., Dennerlein, J. T., Schiffman, J. M., & Pal, S. (2021). Muscle co-contractions are greater in older adults

- during walking at self-selected speeds over uneven compared to even surfaces. *Journal of Biomechanics*, 128, 110718. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110718>
22. Piche, E., Chorin, F., Zory, R., Duarte Freitas, P., Guerin, O., & Gerus, P. (2022). Metabolic cost and co-contraction during walking at different speeds in young and old adults. *Gait & Posture*, 91, 111–116. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.014>
 23. Woods, S., O'Mahoney, C., McKiel, A., Natale, L., & Falk, B. (2022). Child-Adult differences in antagonist muscle coactivation: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 102727. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102727>
 24. Falk, J., Strandkvist, V., Pauelsen, M., Vikman, I., Nyberg, L., & Röijezon, U. (2022). Increased co-contraction reaction during a surface perturbation is associated with unsuccessful postural control among older adults. *BMC geriatrics*, 22(1), 438. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03123-2>
 25. Divjak, M., Sedej, G., Murks, N., Geržević, M., Marusic, U., Pišot, R., Šimunič, B., & Holobar, A. (2022). Inter-Person Differences in Isometric Coactivations of Triceps Surae and Tibialis Anterior Decrease in Young, but Not in Older Adults After 14 Days of Bed Rest. *Frontiers in Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.809243>
 26. Moreira, P. V. S., Goethel, M. F., Cardozo, A. C., & Gonçalves, M. (2015). Neuromuscular Performance of Dollyo Chagui. *Y International Conference on Biomechanics in Sports*.
 27. Kellis, E., Zafeiridis, A., & Amiridis, I. G. (2011). Muscle Coactivation Before and After the Impact Phase of Running Following Isokinetic Fatigue. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 11–19. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.11>
 28. Arellano, C. J., Caha, D., Hennessey, J. E., Amiridis, I. G., Baudry, S., & Enoka, R. M. (2016). Fatigue-induced adjustment in antagonist coactivation by old adults during a steadiness task. *Journal of Applied Physiology*, 120(9), 1039–1046. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00908.2015>
 29. Sozen, H., Erdogan, E., Ince, A., & Soyulu, A. R. (2019). Determination of Electromyography-Based Coordinated Fatigue Levels in Agonist and Antagonist Muscles of the Thigh during Squat Press Exercise. *Annals of Applied Sport Science*, 7(3), 0. <https://doi.org/10.29252/aassjournal.738>
 30. Nara, S., Kaur, M., Shaw, D., & Bhatia, D. (2016). Significance of Bilateral Coactivation Ratio for Analysis of Neuromuscular Fatigue of Selected Knee Extensor Muscles during Isometric Contractions at 0° in Sportspeople. *Biomedical Science and Engineering*, 4(2), 31–36. DOI: 10.12691/bse-4-2-1
 31. Wang, L., Niu, W., Wang, K., Zhang, S., Li, L., & Lu, T. (2019). Badminton players show a lower coactivation and higher beta band intermuscular interactions of ankle antagonist muscles during isokinetic exercise. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 57(11), 2407–2415. <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02040-8>
 32. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Møller, F., & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 58–67. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010002058.x>
 33. Souissi, H., Zory, R., Bredin, J., & Gerus, P. (2017). Comparison of methodologies to assess muscle co-contraction during gait. *Journal of biomechanics*, 57, 141–145. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.03.029>
 34. Assila, N., Pizzolato, C., Martinez, R., Lloyd, D. G., & Begon, M. (2020). EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual Handling. *Applied Sciences*, 10(10), 3522. <https://doi.org/10.3390/app10103522>
 35. Ervilha, U. F., Graven-Nielsen, T., & Duarte, M. (2012). A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 45(10), 977–981. <https://doi.org/10.1590/s0100-879x2012007500092>
 36. Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(3), 161–167. <https://doi.org/10.3233/ies-2009-0348>
 37. Le, P., Aurand, A., Walter, B. A., Best, T. M., Khan, S. N., Mendel, E., & Marras, W. S. (2017). Development of a lumbar EMG-based coactivation index for the assessment of complex dynamic tasks. *Ergonomics*, 61(3), 381–389. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1360520>

Стаття надійшла до редколегії 4.08.2023.

Прийнята до друку 8.09.2023.

Підписана до друку 26.12.2023.