

УДК
DOI:

ЕЛЕКТРИЧНА АКТИВНІСТЬ М'ЯЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК КАРАТИСТІВ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ ПРЯМОГО УДАРУ НОГОЮ

Любомир ВОВКАНИЧ¹, Богдан КІНДЗЕР², Марія ФЕДЬКІВ³

^{1,2} Львівський державний університет фізичної культури імені Івана Боберського, Львів, Україна

³ Львівський національний університет імені Івана Франка, Львів, Україна

ELECTRICAL ACTIVITY OF THE MUSCLES OF THE LOWER LIMBS OF KARATEKAS DURING THE PERFORMANCE OF A FRONT KICK

Lyubomyr VOVKANYCH¹, Bogdan KINDZER², Mariia FEDKIV³

^{1,2} Lviv State University of Physical Culture named after Ivan Boberskyj, Lviv, Ukraine

³ Ivan Franko National University of Lviv, Lviv, Ukraine

Анотація. *Предмет.* Дослідження спрямовано на аналіз процесів активації м'язів представників кіокушинкай-карате у процесі виконання ударів. Процес активації скелетних м'язів вивчено на основі аналізу їхньої електричної активності. *Метою* дослідження було вивчення електричної активності м'язів нижніх кінцівок каратистів під час виконання ударних рухів. *Методи.* У дослідженні взяли участь 3 висококваліфіковані каратисти (I дан) віком 18–21 рік з досвідом занять карате 12–15 років. Інтерференційну електроміограму (ІЕМГ) реєстрували під час виконання удару мае-гері зі стійки зенкутсу-дачі для таких м'язів: великого сідничного м'яза, прямого м'яза стегна, двоголового м'яза стегна, півсухожилкового м'яза, литкового м'яза (бічна головка), переднього великогомілкового м'яза. За ІЕМГ визначали період активності (ПА, мс) та усереднене значення амплітуди (СА, % від максимального) і частоти (СЧ, % від максимального) упродовж ПА. *Результати.* Встановлено, що тривалість ПА різних м'язів

Summary. *Subject.* The study was aimed at analyzing the processes of muscles activation of Kyokushin karate practitioners during the kick performance. The process of skeletal muscle activation was studied by the analysis of their electrical activity. Our study aimed at the examination of the electrical activity of the muscles of the lower extremities of karate athletes during kick performance. *Methods.* The study involved 3 highly qualified karatekas (I Dan), aged 18–21 years, with a training experience of 12–15 years. Surface electromyogram (sEMG) was recorded during the Mae geri performance from Zenkutsu dachi stance for the following muscles: *m. gluteus maximus*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus*, *m. gastrocnemius (caput lateralis)*, *m. tibialis anterior*. The activity period (AP, ms), mean amplitude (MA, % from maximal), and mean frequency (MF, % from maximal) were determined by sEMG analysis. *Results.* It was found that the duration of AP of different muscles ranges from 0.19 to 2.02 s during a Mae geri kick performance. The shortest AP was

зів під час виконання удару мае-гері коливається від 0,19 до 2,02 с. Найкоротші ПА характерні для великого сідничного м'яза та прямого м'яза стегна. Найвищі значення СА зареєстровані для лівого переднього великогомілкового м'яза (55 %) та правого литкового м'яза (47 %), СЧ – для передніх великогомілкових м'язів (41–56 %), правого двоголового м'яза стегна (52 %) та правого прямого м'яза стегна (47 %). Здебільшого ПА, СА та СЧ м'язів опорної ноги спортсменів перевищували аналогічні показники симетричних м'язів ударної ноги. Для багатьох м'язів, зокрема великих сідничних м'язів, прямих м'язів стегна та двоголових м'язів стегна, підвищення СЧ електроміограми під час удару значно перевищує зміни СА.

Висновки. Виявлено основні особливості активації м'язів ударної та опорної ноги каратистів під час виконання удару мае-гері. Одним із важливих механізмів активації, вірогідно, є підвищення частоти імпульсації мотонейронів.

Ключові слова: кіокушинкай-карате, мае-гері, зенкутсу-дачі, інтерференційна електроміограма.

found for the *m. gluteus maximus* and *m. rectus femoris*. The highest MA values were registered for the *m. tibialis anterior sinister* (55 %) and *m. gastrocnemius dexter* (47 %), MF – for the anterior tibialis muscles (41–56 %), right *m. gastrocnemius (caput lateralis)* (52 %), and the *m. rectus femoris dexter* (47 %). In many cases, the AP, MA, and MF of the supporting leg muscles exceeded those of the symmetrical muscles of a kicking leg. For many muscles, including the *m. gluteus maximus*, *m. rectus femoris*, and *m. biceps femoris*, the increase in MF of sEMG during kick significantly exceeds the MA changes.

Conclusions. The main features of the activation of the muscles of the kicking and supporting leg of karate practitioners during the performance of the Mae geri kick were revealed. Most probably, one of the important mechanisms of muscles activation during the kick is the increase in the firing rate of motoneurons.

Keywords: Kyokushin Karate, Mae geri, Zenkutsu dachi, surface electromyogram.

Вступ. Одним із сучасних напрямів удосконалення техніки виконання ударів в одnobорствах є впровадження результатів їх біомеханічного [1, 3, 7] та електроміографічного [5, 8, 10] аналізу. На основі біомеханічного аналізу дослідники намагаються створити зовнішню модель руху. Аналіз електроміограми спортсмена дає змогу сформуванню внутрішню модель руху, яка описує часові та амплітудні показники активації певних м'язів спортсменів під час виконання ударів. Вивчення переміщення деяких ланок тіла з паралельною реєстрацією електричної активності м'язів каратистів [2, 3, 5, 7, 10] допомагає встановити причинно-наслідкові взаємозв'язки внутрішньої та зовнішньої моделі рухової активності. Тож у сучасній науковій літературі наявні численні публікації, присвячені аналізу ударних технік, зокрема мае-гері [1], лаваші-гері [3], гіяку-цукі [5], хіза лаваші-гері [5], джун-цукі [7], а також ката [2] каратистів. Для вдосконалення

навчально-тренувального процесу дослідники порівнюють біомеханічні та електроміографічні показники, отримані під час виконання вправ досвідченими спортсменами та новачками [1, 6, 8, 9, 12]. Для цього вивчають зміни електричної активності м'язів після певного періоду тренувальних навантажень [5]. Завдяки аналізу електроміограми, зареєстрованої під час виконання ударних рухів, встановлено, що у спортсменів-каратистів вищої кваліфікації наявні відмінності у часових характеристиках та послідовності активації м'язів [4, 10] порівняно з новачками. Припускають, що досвідчені спортсмени-каратисти більшою мірою активують швидкі нейромоторні одиниці м'язів під час виконання ударів [6]. Відмінності певних часових та амплітудних показників інтерференційної електроміограми каратистів та нетренованих під час виконання удару мае-гері було виявлено для двоголового м'яза стегна, прямого м'яза стегна та бічного широкого м'яза [9]. Схожі

результати отримано під час аналізу ударів ногою у тхеквондо [8]. Вони вказують на різний відсоток активації нейромоторних одиниць та відмінності в піковій амплітуді електроміограми камбалоподібного м'яза, прямого м'яза стегна, двоголового м'яза стегна та присереднього широкого м'яза у тхеквондистів різної кваліфікації під час виконання удару ногою. Електроміографічний аналіз взаємодії м'язів-антагоністів під час виконання ударів [7] вказує на важливість цього процесу для пришвидшення переміщення ланок тіла. Завдяки біомеханічному аналізу удару мае-гері вдалося підтвердити, що поліпшення нервово-м'язової координації дає змогу оптимізувати просторово-часові параметри виконання удару [1]. Отже, численні сучасні публікації вказують на перспективність вивчення електроміограми спортсменів для вдосконалення техніки виконання ударів. Проте необхідно зазначити, що в більшості досліджень [5, 6, 8, 9, 10] реєстрували електричну активність м'язів лише тієї кінцівки, якою спортсмени виконували удар. Очевидно, що під час виконання удару відбувається активація м'язів інших кінцівок, що дає змогу виконати співдружні рухи та утримувати необхідне положення тіла спортсмена. На важливість переміщення багатьох ланок тіла та тулуба під час удару вказують автори деяких сучасних досліджень [1]. Тож було здійснено спробу описати електричну активність м'язів правої та лівої кінцівок спортсменів-каратистів під час виконання ударів.

Метою нашого дослідження стало вивчення особливостей електричної активності певних м'язів нижніх кінцівок представників кіокушинкай-карате під час виконання ударних рухів. **Завданням було** дослідити амплітудні та частотні характеристики інтерференційної електроміограми м'язів нижніх кінцівок під час виконання удару мае-гері із стійки зенкутсу-дачі.

Матеріали і методи. У дослідженні взяли участь троє каратистів високої спортивної кваліфікації (I дан) віком 18–21 рік, досвід занять карате – 12–15 років. Усі учасники надали інформовану згоду на участь у дослідженнях. Дослідження відповідали встановленим стандартам Гельсінської декларації

Всесвітньої медичної асоціації про етичні принципи проведення наукових медичних досліджень за участю людини (1964–2008 рр.). Експерименти проводили у науковій лабораторії кафедри анатомії та фізіології Львівського державного університету фізичної культури імені Івана Боберського.

Показники інтерференційної електроміограми (ІЕМГ) визначали під час виконання досліджуваними удару мае-гері із стійки зенкутсу-дачі (удар виконували правою ногою). Кожен із спортсменів робив три спроби, дані яких усереднювали. Реєстрацію електроміограми виконували за допомогою електроміографа «Нейро-МВП-Микро» (ООО «Нейрософт», Російська Федерація) згідно зі стандартними вимогами [11]. Під час запису ІЕМГ використовували одноразові аргентум-хлорні електроди, реєструвальний електрод розташовували на шкірі досліджуваного над ділянками локалізації моторної точки відповідних м'язів [11]. Відстань між електродами становила 2 см. Реєстрували електричну активність м'язів нижніх кінцівок правої та лівої сторони тіла: великого сідничного м'яза, прямого м'яза стегна, двоголового м'яза стегна, півсухожилкового м'яза, литкового м'яза (бічна головка), переднього великогомілкового м'яза.

Амплітудні та частотні показники ІЕМГ під час виконання удару описано у відсотках від отриманих за умов максимального довільного скорочення м'язів (МДС). Для цього спершу за допомогою програми «Нейро-МВП.NET ω » (версія 3.01.29.0) отримували показники середньої амплітуди (мВ) та середньої частоти (Гц) послідовних сегментів ІЕМГ тривалістю 25 мс. Нормалізацію виконували порівнюючи з показниками електричної активності в умовах МДС кожного досліджуваного, які брали за 100 %. Під час аналізу отриманих даних було виявлено, що у зв'язку з індивідуальними особливостями виконання ударів (різна швидкість, відмінності в техніці тощо) усереднення даних усіх трьох спортсменів може призвести до некоректної інтерпретації даних. Тож отримані графіки проаналізовано візуально для отримання показників, які описали інші автори [9, 11] – точки активації м'яза (onset), точки деактивації м'яза (offset), періоду активності (ПА, time

peak) та усередненого значення амплітуди (СА, % від максимального) і частоти (СЧ, % від максимального) упродовж періоду активності. Отримані показники проаналізовано загальноприйнятими методами описової статистики з використанням математичних і статистичних функцій програми «Microsoft Office Excel 2010», у тексті вказано середні арифметичні значення та стандартну похибку середнього арифметичного.

Виклад основного матеріалу. Під час аналізу ІЕМГ великого сідничного м'язу було виявлено відмінність між амплітудою та часовою динамікою змін цього показника між симетричними м'язами правої та лівої сторони тіла спортсмена (рис. 1). Так, середня амплітуда (СА) ІЕМГ правого м'язу досягала $18,95 \pm 7,90$ %, а лівого – $26,99 \pm 6,78$ % ($p < 0,05$). На рисунку ліній тренду видно, що активацію правого м'язу спостерігаємо дещо пізніше. Можна припустити, що сила скорочень правого м'язу наростає під час відведення ударної ноги назад у завершальній фазі виконання удару, що не вимагає швидкого та інтенсивного скорочення. Значне раннє збільшення електричної активності лівого м'язу,

вірогідно, пов'язане зі швидким посиленням його скорочення для утримання тіла в положенні рівноваги під час виконання початкових фаз удару. Середня частота (СЧ) ІЕМГ сідничних м'язів у період активності становить 28–37 %. Співвідношення СЧ правого та лівого м'язів та часовий хід змін цього показника переважно аналогічні до змін СА, проте тривалість періодів активації (ПА) – більша.

Підвищення амплітуди ІЕМГ правого прямого м'язу стегна (див. рис. 1) короткочасне, ПА становить лише $200,00 \pm 28,87$ мс. Підвищення електричної активності лівого симетричного м'язу розпочинається дещо раніше, а ПА досягає $700,00 \pm 76,38$ мс ($p < 0,05$). Для правого м'язу виявлено на 20 % вищу СЧ порівняно з лівим ($p < 0,05$). Можна припустити, що правий м'яз активується короткочасно для швидкого розгинання гомілки в колінному суглобі в момент виконання удару. Активація лівого м'язу настає раніше, а його активність дещо триваліша та вища через необхідність підтримання у розігнутому положенні опорної кінцівки спортсмена у всіх фазах виконання ударного руху.

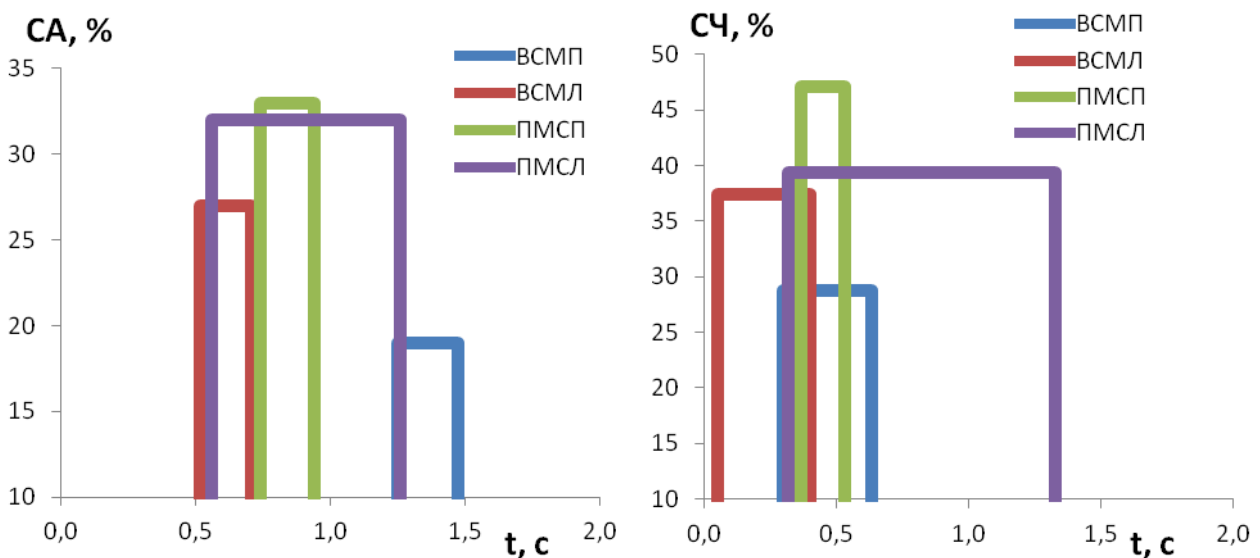


Рис. 1. Особливості електричної активності великого сідничного м'язу (ВСМП – правий, ВСМЛ – лівий) та прямого м'язу стегна (ПМСП – правий, ПМСЛ – лівий) під час виконання удару мае-гері. Висота графіків позначає: а – середню амплітуду (СА, % від максимального), б – середню частоту (СЧ, % від максимального) упродовж періоду активності. Довжина горизонтальної частини вказує на тривалість (t, c) періоду активності

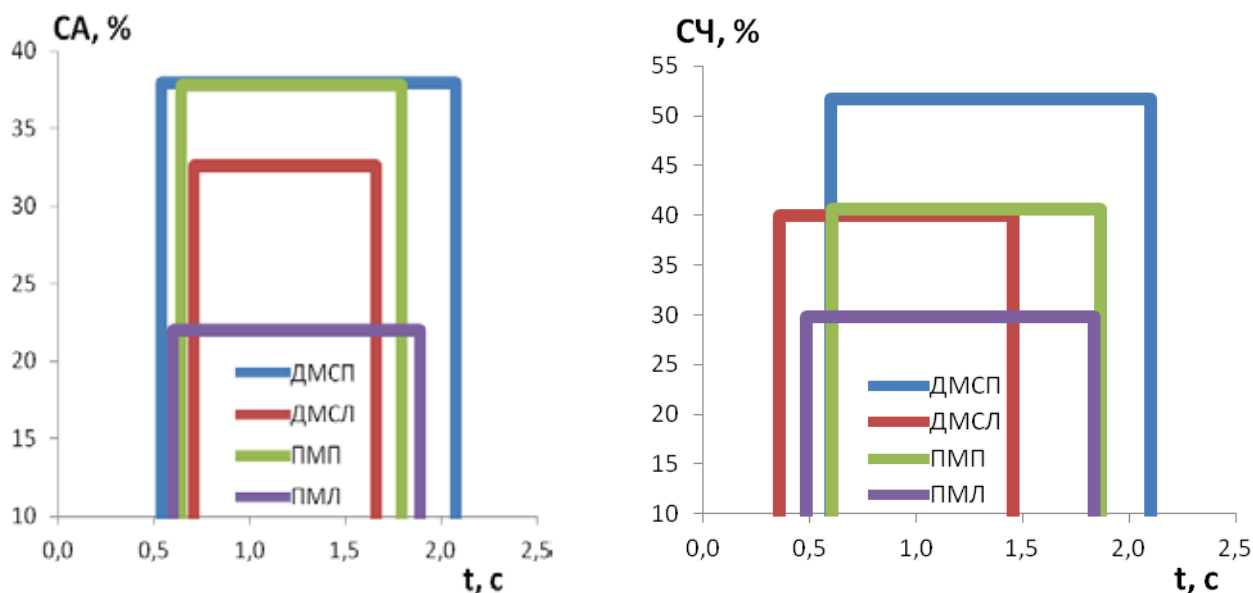


Рис. 2. Особливості електричної активності двоголового м'яза стегна (ДМСП – правий, ДМСЛ – лівий) та півсухожилкового м'яза (ПМП – правий, ПМЛ – лівий) під час виконання удару мае-гері. Інші підписи – див. рис. 1

Амплітуда електричної активності двоголового м'яза стегна під час виконання удару досягає значних величин (рис. 2). Показник СА правого двоголового м'яза стегна досягає $37,92 \pm 5,01$ %, лівого – $32,56 \pm 11,94$ %. Вищими за СА виявилися показники СЧ цих м'язів – $51,63 \pm 7,31$ % та $40,03 \pm 16,55$ % відповідно.

Високу активність правого м'яза можна пов'язати зі згинанням гомілки в колінному суглобі в момент повернення ударної ноги в початкове положення та з фіксацією ноги у цьому положенні, а лівого – з необхідністю стабілізації положення тіла під час переміщення центра маси тіла під час виконання удару.

Для правого півсухожилкового м'яза стегна (див. рис. 2) також виявлено високу електричну активність (СА досягає $37,76 \pm 5,63$ %, а СЧ – $40,64 \pm 4,30$ %).

Параметри електричної активності лівого м'яза значно нижчі (СА $21,99 \pm 2,72$ %, СЧ – $29,79 \pm 1,64$ %, $p < 0,05$). На основі аналізу цих даних можна припустити, що середня сила скорочення м'язів задньої поверхні правого стегна спортсменів більша, ніж симетричних м'язів зліва. Поясненням може бути додаткове навантаження, що припадає на ці м'язи під час рухів гомілки та фіксації

положення ноги після закінчення вправи.

Виразну асиметрію виявлено під час аналізу часової динаміки ІЕМГ правого та лівого литкового м'язів (рис. 3).

Показники СЧ та СА ($46,56 \pm 5,34$ % та $37,15 \pm 20,2$ %) правого м'яза значно більші порівняно з лівим ($23,44 \pm 5,66$ % та $20,65 \pm 1,57$ %, $p < 0,05$). Проте ПА правого м'яза коротший – $858,33 \pm 22,05$ мс (ПА лівого – $1083 \pm 58,33$ мс) ($p < 0,05$). Доцільно припустити, що відносно коротке значне підвищення електричної активності правого м'яза пов'язане з підошовним згинанням стопи в момент завершення ударного руху правою ногою. На відміну від нього, активація лівого м'яза може бути пов'язана із збільшенням навантаження на опорну ногу в момент відриву ударної ноги від опори, а також із необхідністю стабілізації суглобів лівої ноги під час переміщення тулуба та ударної кінцівки.

Для правого переднього великогомілкового м'яза (див. рис. 3) характерна порівняно невисока амплітуда електричної активності (СА становить $27,94 \pm 6,04$ %), що поєднується з високою частотою ІЕМГ (СЧ – $41,41 \pm 2,92$ %). Очевидно, це спричинено несуттєвим впливом цього м'яза на переміщення чи фіксацію положення стопи

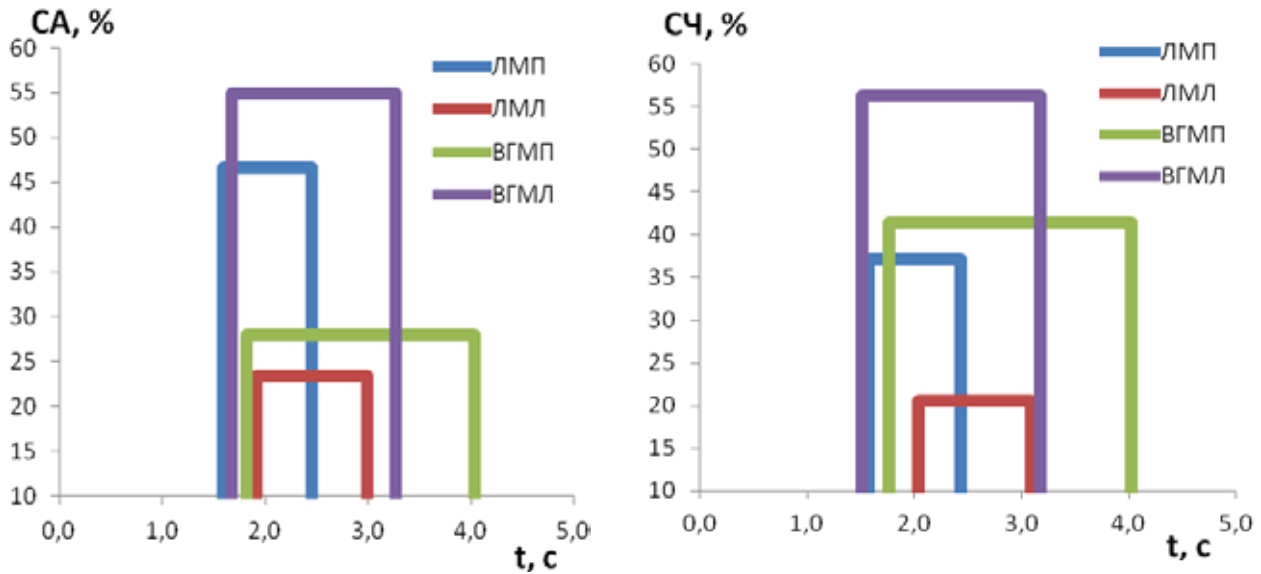


Рис. 3. Особливості електричної активності литкового м'язу (ЛМП – правий, ЛМЛ – лівий) та великогомілкового м'язу (ВГМП – правий, ВГМЛ – лівий) під час виконання удару мае-гері. Інші підписи – рис. 1

спортсмена. Показники СА та СЧ лівого переднього великогомілкового є вищими (СА – $54,87 \pm 1,19$ %, а СЧ – $56,28 \pm 2,55$ %) за аналогічний показник правого симетричного м'язу ($p < 0,05$). Можна припустити, що одразу після початку ударного руху напруження цього м'язу зростає, стабілізуючи положення опорної ноги. Така висока активність триває до завершення руху та повернення спортсмена в початкове положення.

Аналіз отриманих наукових результатів. Завдяки отриманим даним вдалося комплексно проаналізувати електричну активність м'язів нижніх кінцівок спортсменів під час виконання удару мае-гері. Водночас виявлено, що здебільшого тривалість ПА, а також показники СА та СЧ лівої (опорної) ноги спортсменів перевищували аналогічні показники симетричних м'язів правої (ударної) ноги. Такі особливості активації виявлено, зокрема, для прямого м'язу стегна, півсухожилкового м'язу, литкового м'язу та переднього великогомілкового м'язу. Активність м'язів правої та лівої кінцівки спортсмена під час виконання ударів описано лише в обмеженій кількості публікацій [4, 7]. Зокрема, неодинаковий рівень активації спостерігали для півсухожилкового м'язу, двоголового м'язу стегна та прямого м'язу

стегна [4]. Інші автори [7] описували явища коактивації м'язів, які відіграють важливу роль у забезпеченні високої швидкості ударних рухів. Таким чином, наші дослідження важливі для розуміння механізмів активації м'язів опорної ноги каратистів під час виконання ударних рухів та можуть слугувати передумовою для вдосконалення ударної техніки.

Ми виявили, що зміни СЧ багатьох м'язів під час виконання ударів перевищують зміни СА цих м'язів. Це явище не спостерігали лише для литкового м'язу. Особливо значні відмінності характерні для великих сідничних м'язів обох сторін тіла (СА – 19–27 % (правого–лівого), СЧ – 29–37 %), прямих м'язів стегна (СА – 33–32 %, СЧ – 47–39 %), двоголових м'язів стегна (СА – 38–33 %, СЧ – 52–40 %). Можна припустити, що у регулюванні напруження цих, а також багатьох інших м'язів під час виконання удару важливу роль відіграють механізми підвищення частоти імпульсації мотонейронів. Для литкового м'язу характерна інша закономірність активації, описані величини СА (47–23 %) більші за СЧ (37–21 %). Ми вважаємо, що у багатьох випадках аналіз змін частоти ІЕМГ суттєво розширює розуміння як ролі окремих м'язів у реалізації рухів, так і меха-

нізмів регулювання сили їхніх скорочень. На жаль, це явище не висвітлене у жодній відомій нам публікації.

Тривалість ПА м'язів, які ми дослідили, коливалася в широких межах – від 190 мс (лівий великий сідничний м'яз) до 2200 мс (правий передній великогомілковий м'яз). У деяких випадках, наприклад для прямого м'яза стегна, виявлено значну відмінність між ПА аналогічних м'язів правої та лівої сторони тіла. За даними інших авторів ПА м'язів під час ударів становив 130–260 мс [4, 10], у деяких випадках – 300–490 мс [9]. Оскільки за даними літератури загальна тривалість активної фази виконання ударів становить 600–730 мс [4, 9], то триваліший ПА, який ми виявили, можна пов'язувати з підвищеним напруженням м'язів у фазі підготовки до удару та стабілізації положення тіла після його завершення. Підтвердженням цього є коротший ПА двох м'язів ударної ноги (прямого м'яза стегна та литкового м'яза) порівняно з тими ж м'язами опорної ноги спортсмена. Тривалі періоди підвищеної електричної активності певних м'язів каратистів під час виконання удару, які ми зареєстрували, можуть вказувати на надмірно тривале напруження, що негативно впливає на швидкісні характеристики дій під час куміте. Проте для остаточних висновків необхідний детальніший аналіз отриманої ІЕМГ, зокрема виокремлення пікових моментів електричної активності м'язів із подальшим їхнім амплітудно-часовим аналізом.

Найвищі значення СА зареєструвано для лівого переднього великогомілкового м'яза (55 %) та правого литкового м'яза (47 %). В обох випадках СА тих самих м'язів протилежної сторони тіла значно відрізнялася. Показник СА інших м'язів коливався від 19 до 38 %. Для передніх великогомілкових м'язів характерна також висока СЧ (41–56 %), проте цей показник литкового м'яза досить низький (21–37 %). Натомість високі рівні СЧ характерні для правого двоголового м'яза стегна (52 %) та правого прямого м'яза стегна (47 %). Високі рівні амплітуди ІЕМГ литкового м'яза ударної ноги та прямого і бічного широкого м'язів стегна зареєстрували й інші автори [6, 8, 9]. У деяких випадках виявлено також високі рівні амплітуди електричної активності двоголового м'яза стегна [9]. Таким чином, отримані дані стосовно активації м'язів ударної ноги каратистів здебільшого узгоджуються з літературними даними. Проте ми виявили явища значної активності м'язів опорної ноги під час виконання удару та описали додатковий механізм збільшення напруження м'язів завдяки частотному механізму активувального впливу мотонейронів.

літуди електричної активності двоголового м'яза стегна [9]. Таким чином, отримані дані стосовно активації м'язів ударної ноги каратистів здебільшого узгоджуються з літературними даними. Проте ми виявили явища значної активності м'язів опорної ноги під час виконання удару та описали додатковий механізм збільшення напруження м'язів завдяки частотному механізму активувального впливу мотонейронів.

Висновки:

1. Установлено, що тривалість періодів активності різних м'язів представників кіокушинкай-карате під час удару мае-гері зі стійки зенкутсу-дачі коливається від 0,19 до 2,02 с. Найвищі значення середньої амплітуди інтерференційної електроміограми зареєстровано для лівого переднього великогомілкового м'яза (55 %) та правого литкового м'яза (47 %), середньої частоти – для обидвох передніх великогомілкових м'язів (41–56 %), правого двоголового м'яза стегна (52 %) та правого прямого м'яза стегна (47 %).
2. Виявлено, що здебільшого тривалість періоду активності, середньої амплітуди та частоти електроміограми м'язів опорної ноги спортсменів перевищувала аналогічні показники симетричних м'язів ударної ноги.
3. Для багатьох м'язів, зокрема великих сідничних м'язів, прямих м'язів стегна та двоголових м'язів стегна, підвищення середньої частоти інтерференційної електроміограми під час удару значно перевищує зміни середньої амплітуди. Вірогідно, що в регулюванні напруження м'язів каратистів під час виконання удару важливу роль відіграють механізми підвищення частоти імпульсації мотонейронів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ / REFERENCES

1. Błaszczyszyn, M., Szczęśna, A., Pawlyta, M., Marszałek, M., & Karczmit, D. (2019). Kinematic analysis of MAE-Geri kicks in beginner and Advanced Kyokushin Karate athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(17), 3155. <https://doi.org/10.3390/ijerph16173155>
2. Camomilla, V., Sbriccoli, P., Mario, A. D., Arpante, A., & Felici, F. (2009). Comparison of two variants of a kata technique (unsu): the neuromechanical point of view. *Journal of sports science & medicine*, 8(CSSI3), 29–35.
3. Hariri, S., & Sadeghi, H. (2018). Biomechanical analysis of Mawashi-geri in technique in Karate: Review article. *International Journal of Sport Studies for Health*, In Press(In Press). <https://doi.org/10.5812/intjssh.84349>
4. Hu, C.-C., Li, J.-D., Hsieh, F.-H., & Lu, T.-W. (2015, July 3). Muscle recruitment sequence and total reaction time during a karate roundhouse kick. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. Retrieved from <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6364>
5. Jemili, H., Mejri, M. A., Sioud, R., Bouhlel, 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>.
6. 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>
7. 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>
8. Valdés Badilla, P., Barramuño Medina, M., Pinilla, R., Herrera-Valenzuela, T., Guzmán-Muñoz, E., Pérez-Gutiérrez, M., Gutierrez-Garcia, C., Martinez Salazar, C. (2018) Differences in the electromyography activity of a roundhouse kick between novice and advanced taekwondo athletes. *Ido Movement for Culture*, 18(1), 31–38. DOI: 10.14589/ido.18.1.5
9. Vences Brito, A. M., Branco, M. A., Fernandes, R. M., Ferreira, M. A., Fernandes, O. J., Figueiredo, A. A., & Branco, G. (2014). Characterization of kinesiological patterns of the frontal kick, Mae-Geri, in karate experts and non-karate practitioners. *Revista De Artes Marciales Asiáticas*, 9(1), 20. <https://doi.org/10.18002/rama.v9i1.1163>
10. Vences Brito, A. M., Rodrigues Ferreira, M. A., Cortes, N., Fernandes, O., & Pezarat-Correia, P. (2011). Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1023–1029. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.09.007>.
11. Weiss. (2016). *Easy EMG*. Elsevier.
12. Zago, M., Mapelli, A., Shirai, Y. F., Ciprandi, D., Lovecchio, N., Galvani, C., & Sforza, C. (2015). Dynamic Balance in elite karateka. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(6), 894–900. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.10.002>.

Стаття надійшла до редколегії 8.01.2023.

Прийнята до друку 10.02.2023.

Підписана до друку 27.03.2023.

e-mail:

¹ lsvovkanych@gmail.com,

² bogdankindzer@ukr.net,

³ mariyaf98@gmail.com

ORCID:

¹ 0000-0002-6642-6368,

² 0000-0002-7503-4892,

³ 0000-0001-9180-3164