SPECJALNOŚĆ ZMIAN CZASOWYCH W ELEKTROMIOGRAMIE INTERFERENCYJNYM MIĘŚNI NOG WYKWALIFIKOWANYCH KARATEKÓW PODCZAS WYKONYWANIA KOPNIĘCIA

ОСОБЛИВОСТІ ЧАСОВИХ ЗМІН ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНОЇ ЕЛЕКТРОМІОГРАМИ М'ЯЗІВ НІГ КВАЛІФІКОВАНИХ КАРАТИСТІВ ПІД ЧАС ВИКОНАННЯ УДАРУ НОГОЮ

FEATURES OF THE TIME CHANGES IN SURFACE ELECTROMYOGRAM OF THE LOWER LIMBS MUSCLES OF HIGH-SKILLED KARATEKAS DURING THE KICK PERFORMANCE

Любомир Вовканич[1], Богдан Кіндзер[1], Марія Федьків[1]

[1] *Львівський державний університет фізичної культури ім. Івана Боберського, м. Львів, Україна*

Słowa kluczowe: Kyokushin Karate, Mae Geri, Zenkutsu Dachi. elektromiogram interferencyjny
Ключові слова: кіокушинкай карате, Mae Geri, Zenkutsu Dachi. інтерференційна електроміограма
Keywords: kyokushin Karate, Mae Geri, Zenkutsu Dachi, surface electromyogram

Streszczenie

Celem pracy było zbadanie zmian czasowych amplitudy elektromiogramu interferencyjnego mięśni kończyn dolnych karatystów podczas kopnięcia. W badaniu wzięło udział 11 wysoko wykwalifikowanych karatystów (I Dan), w wieku 18-21 lat. Elektromiogram interferencyjny (IEMG) został zarejestrowany podczas uderzenia mae geri ze stojaka Zenkutsu dachi. Ustalone wartości szczytowe IEMG dla mięśni (dext./sin.): m. gluteus maximus – 32/43%, m. rectus femoris – 47/48%, m. biceps femoris – 61/53%, m. semitendinosus – 59/51%, m. gasterocnemius (caput lateralis) – 70/52%, m. tibialis anterior – 53/76%. Jeden szczyt aktywności jest opisany dla m. gluteus dext. i m. tibialis anterior sin.; dwa piki – dla m. gluteus sin., m. dext./sin. rectus femoris, m. biceps femoris sin. oraz m. gasterocnemius dext.; trzy piki – dla m. biceps femoris dext., m. semitendinosus dext., m. gasterocnemius sin., m. tibialis anterior dext. Krzywe zmian czasu są opisane i okresy maksymalnej (szczytowej) aktywności elektrycznej dwunastu mięśni kończyn dolnych przedstawicieli karate kyokushin są ustalane, gdy uderzają Mae Geri ze stojaka Zenkutsu dachi. Analizowany jest związek aktywności mięśni z poszczególnymi technicznymi elementami wykonania uderzenia.

Анотації

Метою дослідження було вивчення часових змін амплітуди інтерференційної електроміограми м'язів нижніх кінцівок каратистів під час виконання удару ногою. У дослідженні взяли участь 11 висококваліфікованих каратистів (I Дан), віком 18–21 років Інтерференційну електроміограму (ІЕМГ) реєстрували під час виконання удару Mae Geri із стійки Zenkutsu dachi. Встановлені пікові величини ІЕМГ для м'язів (dext./sin.): *m. gluteus maximus* – 32/43 %*, m. rectus femoris* – 47/48 %*, m. biceps femoris* – 61/53 %*, m. semitendinosus* – 59/51 %, *m. gasterocnemius (caput lateralis)* – 70/52 %, *m. tibialis anterior* – 53/76 %. Один пік активності описаний для *m. gluteus dext.* та *m. tibialis anterior sin.;* два піки – для *m. gluteus sin., m. dext./sin. rectus femoris, m. biceps femoris sin.* та *m. gasterocnemius dext.;* три піки – для *m. biceps femoris dext., m. semitendinosus dext., m. gasterocnemius sin., m. tibialis anterior dext.* Описані криві часових змін та встановлені періоди максимальної (пікової) електричної активності дванадцяти м'язів нижніх кінцівок представників кіокушинкай карате при виконанні ними удару Mae Geri з стійки Zenkutsu dachi. Проаналізований взаємозв'язок активності м'язів з окремими технічними елементами виконання удару.

Summary

Our study aimed at the examination of the electrical activity of the muscles of the lower extremities of karate athletes during kick performance. Our study involved 11 high-skilled karatekas (I Dan), aged 18–21 years, with a training experience of 12–15 years. Surface electromyogram (sEMG) was recorded during the Mae Geri kick from Zenkutsu dachi stance. The peak levels of sEMG for the muscles were (dext./sin.): *m. gluteus maximus* – 32/43 %*, m. rectus femoris* – 47/48 %*, m. biceps femoris* – 61/53 %*, m. semitendinosus* – 59/51 %, *m. gasterocnemius (caput lateralis)* – 70/52 %, *m. tibialis anterior* – 53/76 %. One peak was defined for *m. gluteus dext.* and *m. tibialis anterior sin.;* two peaks – for *m. gluteus sin., m. dext./sin. rectus femoris, m. biceps femoris sin.* and *m. gasterocnemius dext.;* three peaks – for *m. biceps femoris dext., m. semitendinosus dext., m. gasterocnemius sin., m. tibialis anterior dext.* The shapes of temporal changes and the periods of maximum (peak) electrical activity of the twelve muscles of the lower extremities of Kyokushin karatekas during performance of Mae Geri kick from the Zenkutsu Dachi stance were described. The relationship between muscle activity and individual elements of the kick was analyzed.

Вступ

Вдосконалення техніки виконання ударів, які використовуються в змагальннях, у сучасних одноборствах досягається, зокрема, з використанням біомеханічного [1, 3, 7] та електроміографічного [4, 5, 8, 10] аналізу рухів. За результатами електроміографічних досліджень описують показники активації окремих м'язів спортсменів під час виконання ударів. Поєднання цього опису з аналізом переміщення ланок тіла спортсмена [2, 3, 5, 7, 10] дозволяє з'ясувати оптимальну техніку виконання вправи та виявити можливі індивідуальні відхилення від неї. З використанням таких підходів проаналізовано кілька технік виконання

ударів у кіокушинкай карате, зокрема Mae Geri [1], Mawashi Geri [3], Guiaku Zuki [5], Hiza Mawashi Geri [5], Junzuki [7]. Під час порівняння електроміографічних показників, отриманих під час виконання вправ досвідченими спортсменами та новачками [1, 6, 8, 9, 10, 12], виявлено, що досвідчені спортсмени-каратисти більшою мірою активують швидкі нейромоторні одиниці м'язів під час виконання ударів, наявні відмінності у часових характеристиках та послідовності активації м'язів. Виявлена важливість асинхронного підвищення електричної активності м'язів-антагоністів для прискорення переміщення ланок тіла під час виконання ударів [7]. Попри очевидну важливість дослідження електричної активності багатьох м'язів тіла каратиста під час виконання удару, у більшості досліджень [5, 6, 8, 9, 10] реєстрували електроміограму лише ударної кінцівки. Тому нами здійснено спробу описати особливості активації м'язів правої та лівої нижніх кінцівок спортсменів-каратистів під час виконання ударів Mae Geri, Mawashi Geri.

Метою нашого дослідження було вивчити особливості змін електричної активності окремих м'язів нижніх кінцівок представників карате Кіокушинкай під час виконання удару ногою.

Матеріали і методи. У дослідженні взяли участь 11 каратистів високої спортивної кваліфікації (I Дан), віком 18–21 рік, з досвідом занять кіокушинкай карате – 12–15 років. Усі учасники надали інформовану згоду на участь у дослідженнях. Дослідження відповідали встановленим стандартам Гельсінської декларації про етичні принципи проведення наукових медичних досліджень за участю людини. 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 Mae Geri правою ногою із стійки Zenkutsu dachi. Кожен із спортсменів виконував три спроби, дані яких усереднювали. Реєстрацію електроміограми виконували електроміографом «Нейро–МВП–Микро» згідно зі стандартними вимогами [11]. Під час запису ІЕМГ реєструючий 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: *m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gasterocnemius (caput lateralis), m. tibialis anterior*.

Амплітудні показники ІЕМГ описували у відсотках від отриманих за умов максимального довільного скорочення м’язів. З цією метою спершу за допомогою програми "Нейро–МВП.NETω" (версія 3.01.29.0) отримували показники середньої амплітуди (мВ) послідовних сегментів ІЕМГ тривалістю 25 мс. Нормалізацію виконували шляхом порівняння з показниками електричної активності в умовах МДС кожного досліджуваного, які приймали за 100%. Отримані показники аналізували загальноприйнятими методами описової статистки з використанням математичних і статистичних функцій програми Microsoft Office Excel 2010.

Виклад основного матеріалу та аналіз результатів.

Встановлено (рис. 1), що пікова амплітуда електричної активності правого та лівого *m. gluteus* під час виконання удару досягає 32–43 % від максимальної.

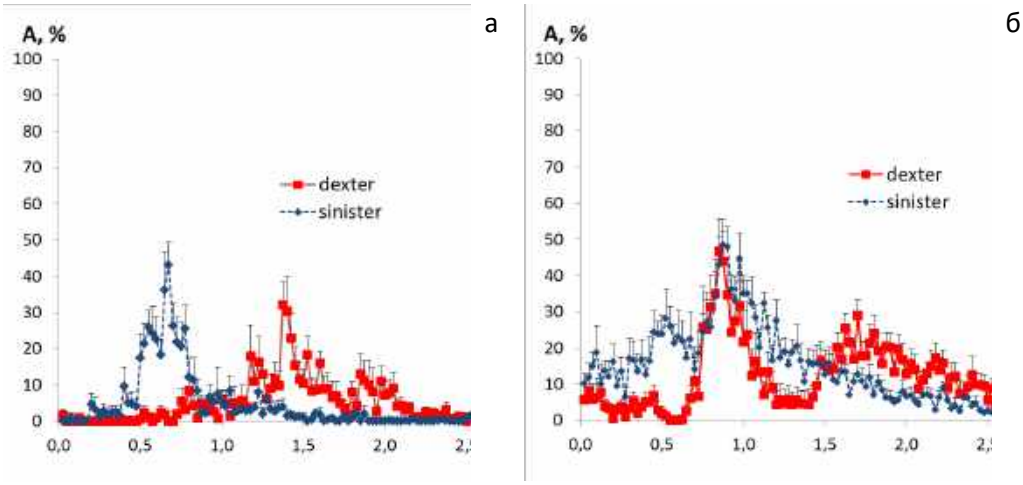

Рис. 1. Часова динаміка електричної активності *m. gluteus* (а) та *m. rectus femoris* (б) під час виконання удару Mae Geri. За вертикальною віссю – середня амплітуда ІЕМГ (А, % від максимальної), за горизонтальною – тривалість реєстрації (t, с). Амплітуда ІЕМГ правого (dexter) м’яза вказана суцільною лінією, лівого (sinister) – пунктирною. На графіках відображене середнє арифметичне значення амплітуди ІЕМГ та середнє квадратичне відхилення середнього арифметичного.

Амплітуда ІЕМГ лівого м’яза наростає швидше, пікова активність спостерігається на 0,7 с раніше, ніж правого. Період високої (понад 15% від максимальної) електричної активності цього м’яза коротший, ніж правого – 0,3 с та 0,8 с відповідно. У більшості випадків виявлено два піки

електричної активності лівого *m. gluteus*, розділені невеликим проміжком часу – 125 мс. Електрична активність правого *m. gluteus* характеризується наявністю кількох пікових моментів. Два найбільші піки (18% та 32% від максимуму) активності спостерігаються на 1,175 та 1,375 секунді, після них виявлений третій пік – на 1,850 секунді (11,5% від максимальної амплітуди ІЕМГ). Таким чином, можна зробити висновок про часову асиметричність активації правого та лівого *m. gluteus*, а також про наявність певних відмінностей у амплітуді їхньої активності. Рання активація м'яза опорної (лівої) ноги спортсмена може пояснюватись його напруженням у момент збільшення навантаження на опорну ногу при відриві ударної ноги від опори (підлоги). Два піки можуть бути обумовлені необхідністю корекції сили скорочення для підтримання вертикального положення тіла під час коливання центру мас, обумовленого переміщенням ударної нижньої кінцівки та тіла спортсмена. Необхідно зазначити, що активність правого *m. gluteus* у цей період порівняно невелика, наявне лише порівняно невелике підвищення амплітуди ІЕМГ до 8% на 0,8 с реєстрації. Вочевидь, для згинання стегна ударної (правої) ноги під час виконання удару напруження цього м'яза залишається на низькому рівні, дозволяючи уникнути протидії інтенсивному скороченню згиначів. Це сприяє високій швидкості удару. Збільшення ІЕМГ правого *m. gluteus*, вірогідно, пов'язане із рухом ударної ноги у вихідне положення, що спостерігається у другій фазі виконання вправи. Наявність кількох пікових моментів активності можна пояснити корекцією руху кінцівки та стабілізацією тіла спортсмена після завершення удару.

Для електричної активності *m. rectus femoris* обидвох ніг спортсменів характерна наявність двох пікових моментів (див. рис. 1). Максимальні величини амплітуди ІЕМГ правого та лівого м'язів спостерігаються майже одночасно – на 0,850–0,875 секундах, та мають однакову величину – 47–48 % від максимальної. Проте у часовій динаміці електричної активності *m. rectus femoris* правої та лівої кінцівки виявлено кілька відмінностей. Перш за все, на початку запису (до 0,700 с) електрична активність лівого м'яза вища, коливається у межах 12-19% від максимальної. З 0,450 секунди цей показник лівого м'яза починає зростати, а правого – знижується. Перший пік електричної активності лівого *m. rectus femoris* спостерігається на 0,525 секунди, активність досягає 28% від максимальної величини. У цей часовий момент амплітуда ІЕМГ правого м'яза досягає мінімальних величин. Надалі, після короткочасної синхронної активації, електрична активність лівого *m. rectus femoris* плавно спадає до завершення запису. На відміну від цього для правого *m.*

rectus femoris м'яза, електрична активність починає повторно зростати з 1,400 секунди, другий пік активності спостерігається на 1,700 секунді. Показник амплітуди ІЕМГ у цей момент досягає 29% від максимуму. Можна припустити, що пік максимальної активності обох *m. rectus femoris* припадає на момент виконання активного ударного руху, під час якого спостерігається як розгинання гомілки та згинання стегна ударної (правої) ноги, так і, з невеликим (0,025 мс) запізненням – підвищення напруження розгиначів гомілки опорної (лівої) ноги, обумовлене підвищеним навантаженням на неї. Надалі активність м'язів опорної ноги повільно спадає, що можна пояснити необхідністю стабілізувати положення тіла. Другий пік напруження правого *m. rectus femoris* може зумовлюватись необхідністю максимального випрямлення ударної ноги у вихідному положенні стійки та участю цього м'яза у стабілізації положення тіла спортсмена.

Електрична активність правого та лівого *m. biceps femoris* (рис. 2) має певні відмінності за кількістю, величиною та часом виникнення періодів максимальної активності.

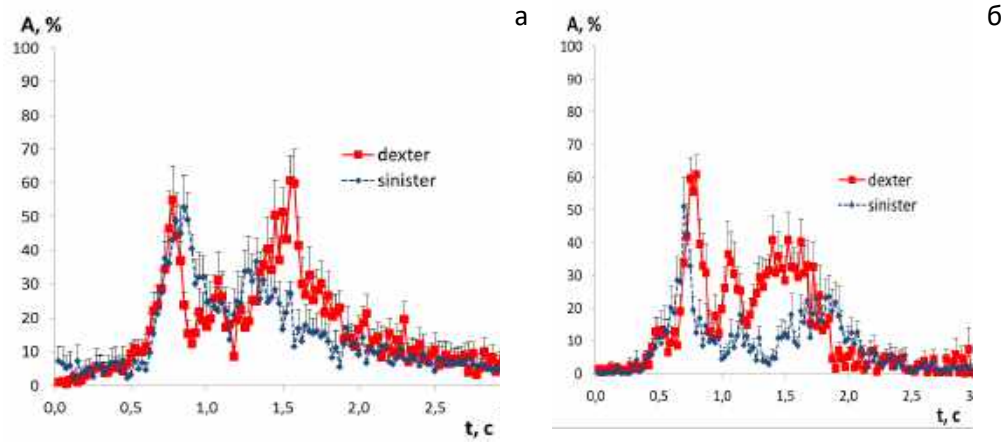

Рис. 2. Часова динаміка електричної активності *m. biceps femoris* (а) та *m. semitendinosus* (б) під час виконання удару Mae Geri. Інші позначення – див. рис. 1.

Для правого *m. biceps femoris* виявлено три піки електричної активності, а для лівого – два. Початок наростання електричної активності обох м'язів спостерігається одночасно – з 0,600 секунди запису, амплітуда пікової електричної активності також близька – до 55–53 % (правий/лівий м'яз). Пік активності правого *m. biceps femoris* досягається на 0,775 секунді, а лівого м'яза – на 0,850 секунді. Надалі амплітуда ІЕМГ правого м'яза спадає швидше, досягаючи мінімальних значить на 0,900 секунді від початку запису. Низькі рівні електричної активності лівого *m. biceps*

femoris виявлені дещо пізніше – на 1,050 секунді. Саме у цей момент спостерігається другий (проміжний) короткочасний пік активності правого м'яза, максимум якого досягає 31 %. У період 1,150–1,175 секунди активність обох м'язів досягає низького рівня – 8–13% (правий/лівий) та надалі підвищується, досягаючи завершального піку активності. Цей пік для лівого м'яза менший (до 37 % від максимуму) та досягається швидше – на 1,325 секунді. Пікова електрична активність правого м'яза досягає 61 % та спостерігається на 1,550 секунді реєстрації. Надалі електрична активність обох м'язів плавно знижується, досягаючи близьких рівнів з 1,925 секунді.

Необхідно зазначити, що електрична активність обох згиначів гомілки правої (ударної) ноги спортсмена – *m. semitendinosus* та *m. biceps femoris* – характеризується наявністю трьох пікових моментів, які виникають у аналогічні періоди часу – на 0,750–0,775, 1,050–1,075 та на 1,400–1,550 секундах відповідно (див. рис. 2). У випадку правого *m. semitendinosus* електрична активність під час першого піку досягає 59 %, під час другого – 36 %, а під час третього – 41 %. Третій пік посиленої активності *m. semitendinosus* дещо менший, ніж *m. biceps femoris*, проте ця активність підтримується на високому рівні тривалий час. Таким чином, можна припустити, що активація функціональної групи м'язів-згиначів гомілки ударної ноги спортсмена під час виконання удару відбувається тричі. Перший пік активності, вірогідно, пов'язаний із розгинанням стегна та згинанням гомілки на початку повернення ударної ноги у початкове положення, другий – внаслідок рефлекторного посилення активності м'язів під час торкання ударною ногою опорної поверхні (підлоги), а третій є наслідком активації м'язів стегна для підтримання сталого випрямленого положення ударної ноги та стабілізації положення тіла спортсмена після повернення у початкову стійку.

Проте активність двох м'язів-згиначів гомілки лівої (опорної) ноги дещо відрізняється (див. рис. 2). Так, для лівого *m. semitendinosus* виявлено три пікові моменти активності – на 0,700, 1,150 та 1,675 секунді. Амплітуда ІЕМГ досягає 51 %, 18 % та 22 % відповідно. Отже, перший пік його активності настає раніше, а третій – значно пізніше, ніж для *m. biceps femoris*. Цікаво те, що під час другого піку активації лівого *m. semitendinosus* (1,150 секунда) активність *m. biceps femoris* є мінімальною. Механізмом виникнення першого періоду пікової активності обох м'язів-згиначів гомілки лівої (опорної) ноги може бути посилення тонусу всіх м'язів стегна цієї ноги для фіксації положення колінного суглобу. Відмінність у кількості та амплітудно-часових показниках наступних періодів пікової активності можна пояснити різною участю цих м'язів

у протидії обертальним прискоренням, які виникають внаслідок удару та супровідних переміщень центру мас і тулуба спортсмена. Оскільки ці м'язи виконують антагоністичні функції під час обертальних рухів стегна та гомілки, то й характер їхньої активації на 1,150 секунді виконання удару виявився протилежним. Цим же можна пояснити часові розбіжності настання третього піку активації правого та лівого м'яза *m. semitendinosus*, оскільки у цьому випадку їхні зусилля спрямовані, вочевидь, на стабілізацію положення тулуба у горизонтальній площині.

Електрична активність бічної головки правого м'яза *m. gasterocnemius* характеризується двома вираженими піками з проміжком у 0,6 с (рис. 3). Вершина першого припадає на 1,725 секунду, другого – на 2,325 секунду. Амплітуда ІЕМГ значна – 63 % та 70 % відповідно. Зміни електричної активності симетричного м'яза лівої ноги дещо відрізняються. Перш за все, аналіз вказує на наявність кількох значно менших піків електричної активності – на 1,225, 1,500 та 1,975 секунді, які завершуються значним підвищенням амплітуди ІЕМГ до 52 % від максимального рівня на 2,550 секунді. Отже, посилення електричної активності цього м'яза відбувається раніше, а пікова активність досягається на 225 мс пізніше, ніж у правого м'яза *m. gasterocnemius*.

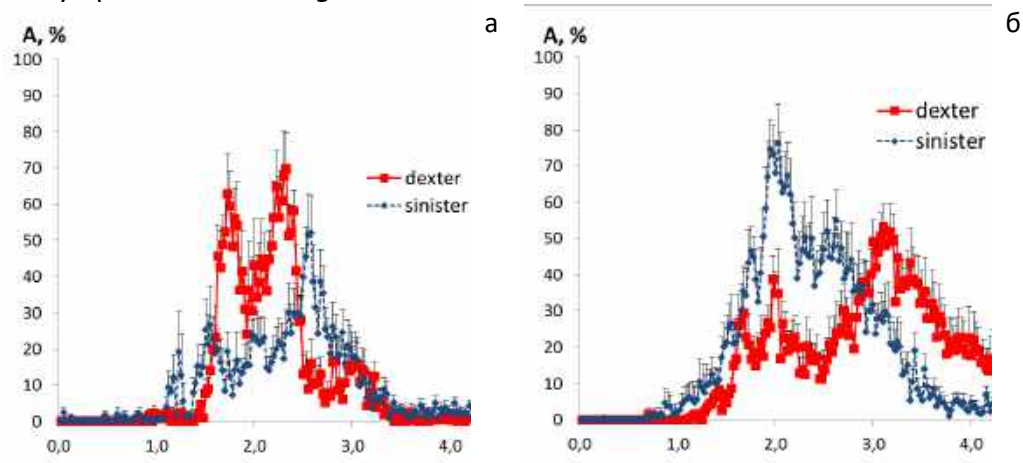

Рис. 3. Часова динаміка електричної активності *m. gstrocnemius (caput lateralis)* (а) та *m. tibialis anterior* (б) під час виконання удару Mae Geri. Інші позначення – див. рис. 1.

Можна припустити, що два чіткі піки активації м'яза *m. gasterocnemius* ударної (правої) ноги виникають внаслідок його скорочення під час відштовхування ноги від опори у момент початку удару, та у момент підошовного згинання стопи у завершальній фазі удару. Очевидно, що напруження м'яза *m. gasterocnemius* опорної (лівої) ноги значно менше,

а окремі піки його посилення зумовлені рефлекторними змінами тонусу цього м'яза, спрямованими на підтримання пози тіла. Найвищий пік, вірогідно, виникає у момент руху ударної ноги назад, у початкове положення стійки.

Амплітуда ІЕМГ правого *m. tibialis anterior* характеризується наявністю трьох виражених піків, амплітудою 30 %, 39 % та 53 % від максимальної активності, які спостерігаються на 1,650, 1,975 та 3,100 секунді. У випадку лівого м'яза можна виділити один виражений пік активності (до 76 %), який майже збігається за часом із другим піковим моментом активності правого м'яза, оскільки виникає на 1,950–2,025 секунді. Надалі електрична активність лівого м'яза *m. tibialis anterior* швидко знижується до рівня 46–47 % від максимуму, залишаючись на цьому високому рівні до 2,600 секунди реєстрації. Цей високий період активності лівого м'яза спостерігається на фоні зниження активності правого м'яза m. tibialis anterior до 13–17 % від максимуму. Таким чином, можна вказати як на періоди синхронної активації обох м'язів, так і на моменти протилежних змін їхньої активності. Вірогідно, що перші два піки електричної активності м'яза ударної (правої) ноги зумовлені згинанням стопи на початку удару та у початкові моменти зворотного руху кінцівки у початкове положення. Третій пік, вочевидь, виникає при фіксації стопи на опорній поверхні (підлозі) після завершення удару. Основний пік активності м'яза *m. tibialis anterior* опорної (лівої) ноги можна пояснити підвищенням його напруження при переміщенні ударної ноги спортсмена назад. Таке підвищення напруження покликане протидіяти розгинанню стопи під впливом зміщення тулуба назад.

Висновок

Описані криві часових змін та встановлені періоди максимальної (пікової) електричної активності дванадцяти м'язів нижніх кінцівок представників кіокушинкай карате при виконанні ними удару Mae Geri з стійки Zenkutsu dachi. Проаналізований взаємозв'язок активності м'язів з окремими елементами виконання ударної вправи.

Список використаних джерел

1. Błaszczyszyn M, Szczęsna A, Pawlyta M, Marszałek M, Karczmit D. Kinematic Analysis of Mae-Geri Kicks in Beginner and Advanced Kyokushin Karate Athletes. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2019;16(17):3155.

2. Camomilla V, Sbriccoli P, Di Mario A, Arpante A, Felici F. Comparison of Two Variants Of a Kata Technique (Unsu): The Neuromechanical Point of View. J Sports Sci Med. 2009;8(CSSI3):29–35.
3. Hariri S, Sadeghi H. Biomechanical Analysis of Mawashi-Geri in Technique in Karate: Review Article. International journal of Sport Studies for Health. 2018;1(4):e84349.
4. Hu C, Li J, Hsieh F, Lu T. Muscle recruitment sequence and total reaction time during a karate roundhouse kick. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. Poitiers; 2015. p. 216-219.
5. Jemili H, Mejri M, Sioud R, Bouhlel E, Amri M. Changes in muscle activity during karate guiaku-zuki-punch and kiza-mawashi-guiri-kick after specific training in elite athletes. Science & Sports. 2017;32(2):73-81.
6. Quinzi F, Camomilla V, Felici F, Di Mario A, Sbriccoli P. Differences in neuromuscular control between impact and no impact roundhouse kick in athletes of different skill levels. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2013;23(1):140-150.
7. Rinaldi M, Nasr Y, Atef G, Bini F, Varrecchia T, Conte C et al. Biomechanical characterization of the Junzuki karate punch: indexes of performance. European Journal of Sport Science. 2018;18(6):796-805.
8. Valdés Badilla P, Barramuño Medina M, Pinilla R, Herrera-Valenzuela T, Guzmán-Muñoz E, Pérez-Gutiérrez M et al. Differences in the electromyography activity of a roundhouse kick between novice and advanced taekwondo athletes. Ido Movement for Culture. 2018;18(1):31–38.
9. Vencesbrito A, Branco M, Fernandes R, Ferreira M, Fernandes O, Figueiredo A et al. Characterization of kinesiological patterns of the frontal kick, mae-geri, in karate experts and non-karate practitioners. Revista de Artes Marciales Asiáticas. 2014;9(1):20-31.
10. VencesBrito A, Rodrigues Ferreira M, Cortes N, Fernandes O, Pezarat-Correia P. Kinematic and electromyographic analyses of a karate punch. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(6):1023-1029.
11. Weiss J, Silver J, Weiss L. Easy EMG. Elsevier; 2016.
12. Zago M, Mapelli A, Shirai Y, Ciprandi D, Lovecchio N, Galvani C et al. Dynamic balance in elite karateka. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2015;25(6):894-900.