بررسی اثر کوفتگی حاصل از تمرینات پلایومتریک بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلوی ساق پای مردان تمرین‌نکرده پس از انقباض‌های ایزومتریک

سعید ایل‌بیگی*[1]، محمدرضا پوربهرام[2]، مرضیه ثاقب‌جو[3]

۱. دانشیار، بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند
۲. کارشناس ارشد، تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند
۳. دانشیار، فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۸/۱۶   تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۹/۲۰

چکیده

هدف از این پژوهش، بررسی اثر کوفتگی حاصل از تمرینات پلایومتریک بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضله دوقلوی ساق پای افراد تمرین‌نکرده پس از انقباض‌های ایزومتریک بود. ۲۰ دانشجوی مرد تمرین‌نکرده (حداقل مدت ۶ ماه دور از تمرین)، تصادفی در دو گروه تجربی (۱۰ نفر) و کنترل (۱۰ نفر)، تقسیم شدند. ابتدا در مرحله پیش‌آزمون فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضله دوقلو آزمودنی ها با استفاده از دستگاه Biovision ۱۸ کاناله در دو انقباض ایزومتریک در دو حرکت (اسکات/ پلانتار فلکشن مچ پا)، و حرکت (سیمکش/ دورسی فلکشن مچ پا)، ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار Dasylab و Matlab مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و از آزمون آنوا با اندازه گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی نیز در سطح معنی‌داری P≤۰/۰۵ برای تجزیه و تحلیل آماری استفاده شد. به منظور ایجاد کوفتگی عضلانی، آزمودنی‌های گروه تجربی برای مدت ۱۰ دقیقه به تمرین پلایومتریک منتخب پرداخته‌اند و پس‌آزمون بلافاصله و ۴۸ ساعت پس از تمرین، انجام شد. نتایج نشان داد که کوفتگی حاصل از تمرینات پلایومتریک، فعالیت آمپلی‌تود عضله دوقلو را بلافاصله و ۴۸ ساعت پس از تمرین، در هنگام حرکت دورسی فلکشن به‌طور معنی‌داری کاهش می‌دهد (P=۰/۰۰۱)، در حالی‌که در هنگام حرکت پلانتار فلکشن تاثیر معنی‌داری در کاهش و یا افزایش فعالیت الکتریکی (آمپلی‌تود) این عضله، مشاهده نشد. با توجه به نتایج، ریسک پذیری بالای حرکات دورسی فلکشن و مشابه آن در مدت انقباض ایزومتریک نسبت به حرکات پلانتار فلکشن و مشابه آن در شرایط کوفتگی در میان افراد تمرین‌نکرده اشاره می‌گردد.

کلیدواژه‌ها: کوفتگی عضلانی، تمرینات پلایومتریک، الکترومایوگرافی، آمپلی‌تود عضلانی، انقباض ایزومتریک.

The effect of muscle soreness due to the plyometric training on electrical activity of Gastrocnemius muscle after concentric and eccentric contractions in un-trained male

Ilbeigi, S[1]., Poorbahram, M.R[2]., Saghebjoo, M[3].

1. Associate Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand, Iran
2. Master of Science, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand, Iran
3. Associate Professor, Sport Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand, Iran

Abstract

Purpose:The aim of this study was to investigate the effect of muscle soreness due to the plyometric exercises on leg muscle EMG activity after concentric and eccentric contractions in untrained people. 20 students from untrained male students (at least 6 months out of practice), were randomly assigned to experimental (n=10) and control (n=10) groups. At pre-test, surface electromyographic activity of gastrocnemius muscle were recorded using by the Biovision 18 channel device during the both concentric (squat / plantar flexion of the ankle) and eccentric (wirepuller / ankle dorsiflexion) contractions. Then, in order to build muscle soreness, experimental group exerted 10 minutes selected plyometric exercises, while the control group did not have any training. Finally, immediately after protocol training and also after 48 hours the same record was done. Data were analyzed by Dasylab and Matlab software, and the ANOVA Repeated Measure and Bonferroni post hoc also were used for statistical analysis at a significance level of P≤0/05. The results showed that fatigue resulting from plyometric exercises, could have significant reduction in activity of gastrocnemius muscle immediately and 48 hours after exercise during eccentric contraction (P=0/001), while it was not true for concentric. According to the results, the risk of eccentric contraction could be considered for untrained people during training.

Keywords: Muscle Soreness, Plyometric Exercises, Electromyography, Concentric Contraction, Eccentric Contraction.

*. silbeigi@birjand.ac.ir

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]

[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

مقدمه

یکی از اثرات فعالیت‌های بدنی و ورزشی طولانی و شدید بر عضلات، ایجاد کوفتگی[1] یا حساسیت موضعی است (۱)، که معمولا با احساس درد، سفتی، ضعف و گرفتگی در عضلات همراه است (۲). به‌طور کلی، کوفتگی به دو گونهٔ کوفتگی تاخیری[2]، و کوفتگی حاد[3] ظاهر می‌شود. کوفتگی حاد، به شکل موقتی ایجاد می‌شود و معمولاً چند دقیقه تا چند ساعت پس از فعالیت بروز می‌کند (۳،۴)؛ در حالی‌که، کوفتگی عضلانی تأخیری، تا ۴۸ ساعت پس از یک فعالیت شدید آغاز شده و بسته به شدت آن، ممکن است، تا دو هفته ادامه داشته باشد (۱). نتایج پژوهش‌های گذشته نشان‌دهندهٔ آن است که در فعالیت‌های شدید و استقامتی در شرایطی که عضلات با کوفتگی و خستگی مواجه می‌شوند، توانایی آن‌ها در تحمل انقباضات شدید و مداوم کاهش می‌یابد، و این مساله علاوه بر تغییر در فرکانس الکترومایوگرافی عضلات، به تغییر در میزان توان عضلات و تولید نیروی عضله منجر می‌شود (۵). تغییر در فرکانس الکتریکی عضلات، اغلب نشانه‌ای از خستگی و کوفتگی عضلانی محسوب می‌شود، و جابجایی به سمت طیف فرکانس‌های کم‌تر طی یک انقباض مداوم، نشان‌دهنده خستگی موضعی عضله است (۵،۶)؛ همچنین، همراه با بروز خستگی در عضله و کاهش میزان کشش تارهای عضله، اغلب کاهش فعالیت الکتریکی عضله دیده می‌شود و بخش پر فرکانس سیگنال همراه با خستگی فرد، افت می‌کند، و این افت موجب کاهش فرکانس سیگنال‌های عضله می‌شود (۵). بر اساس یافته‌های پژوهشگران، میان برخی از انقباض‌های عضلانی (انقباضات ایزومتریک[4])، و دامنه سیگنال‌های الکترومیوگرافی رابطه مثبتی هست (۷)؛ همچنین، در بررسی فعالیت یک عضله با توجه به انقباضات درونگرا[5] و برونگرا[6] مشخص می‌شود که انقباضات درونگرا نسبت به انقباضات برونگرا، فعالیت الکتریکی کم‌تری در عضله تولید می‌کنند (۵). همچنین، بررسی اثر وضعیت پا بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بازکننده و خم‌کننده زانو، در مدت مراحل انجام حرکت اسکات در دو حالت پای جمع و پای باز نشان داد که فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دو سر رانی، پهن داخلی و خارجی در فاز انقباض درونگرا بیش‌تر از فاز انقباض برونگرا است (۸).

در پژوهشی که روی عضلات موافق و مخالف آرنج انجام شده، مشاهده شده است، که تمرین موجب افزایش فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات موافق حرکت و کاهش در عضلات مخالف حرکت هم در عضو تمرین‌کرده و هم در عضو تمرین‌نکرده شده است (۶). گرچه تا کنون پژوهش‌های نسبتاً زیادی دربارهٔ رابطه میان خستگی و سطح فعالیت الکتریکی عضلانی انجام شده است (۱۱-۲،۹)، اما دربارهٔ کوفتگی عضلانی و فعالیت الکتریکی عضله در مدت حرکات دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن متعاقب انقباضات ایزومتریک، پژوهش کمی به چشم می‌خورد. با توجه به شیوع بالای کوفتگی عضلانی در میان ورزشکاران، به ویژه در آغاز فصل و شروع تمرینات ورزشی، به نظر می‌رسد که بررسی تاثیر این آسیب ورزشی در فعالیت الکتریکی عضله می‌تواند، نتایج مطلوبی را برای این دسته از ورزشکاران، در رابطه با سطح عملکرد و اجراهای ورزشی فرد داشته باشد. علاوه بر این،

1. Soreness
2. Delayed onset muscle soreness (DOMS).
3. Acute soreness
4. Isometric
5. Concentric
6. Exentric

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

استفاده از EMG که روشی دقیق و قابل اتکا در تجزیه و تحلیل عملکرد عضلات و مهارت ورزشی است، می‌تواند کمک موثری برای ارایه روش‌های درمانی و همچنین روش‌های تمرینی مناسب برای این گروه از ورزشکاران داشته باشد؛ بنابراین، شناخت تاثیر کوفتگی و خستگی حاصل از ورزش بر عملکرد و توان عضلات بسیار مهم به نظر می‌رسد؛ لذا، این پژوهش با هدف بررسی اثر کوفتگی حاصل از تمرینات پلایومتریک بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلوی ساق پای مردان تمرین‌نکرده پس از انقباض‌های ایزومتریک در دو حرکت دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن انجام شد.

روش‌شناسی

جامعه آماری این پژوهش نیمه آزمایشی را تمام دانشجویان پسر غیرورزشکار دانشگاه بیرجند با دامنه سنی ۲۰ تا ۲۵ سال تشکل دادند. از درون جامعه آماری ۲۰ نفر به صورت هدفمند و براساس معیارهای این پژوهش (عدم فعالیت ورزشی در ۶ ماه اخیر، و داشتن سلامتی جسمی و عدم هرگونه درد، سوختگی و جراحی در اندام تحتانی)، برای نمونه آماری انتخاب شدند، و سپس براساس توده خالص بدنی BMI همگن‌سازی و در دو گروه (۱۰ نفر گروه تجربی)، (۱۰ نفر گروه کنترل)، قرار گرفته‌اند. تمام آزمودنی‌ها پیش از آزمون پرسشنامهٔ سلامت فردی (SF36) و فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را تکمیل کرده‌اند. سپس برای ایشان نحوه انجام تمرینات شرح داده شد، برای ثبت فعالیت الکتریکی عضله دوقلو در حرکت پلانتار فلکشن از حرکت اسکات با استفاده از هالتر و وزنه استفاده شد، و برای ثبت فعالیت الکتریکی این عضله در حالت دورسی فلکشن از دستگاه چند منظوره بدنسازی (سیمکش) پس از تعیین میزان 1RM[۱] هر فرد در دو حرکت استفاده شد. در این پژوهش به منظور بررسی فعالیت الکترومیوگرافی (آمپلی‌تود) از دستگاه (Biovision) ساخت کشور آلمان استفاده شد. این دستگاه ۱۸ کانال دارد و داده‌ها را همزمان نشان می‌دهد. برای ثبت و تجزیه و تحلیل داده‌های EMG از نرم‌افزار Dasylab نسخه ۱۰ و Matlab نسخه R2009a استفاده شد. هنگام اندازه‌گیری برای جلوگیری از ایجاد نویز و اختلال در اندازه‌گیری متغیرها و نیز آماده‌سازی پوست، موهای نواحی منظورشده در روز پیش از آزمون تراشیده می‌شد، و با استفاده از یک پنبه الکلی نقطه مورد نظر هنگام اندازه‌گیری تمیز می-گردید. معیار رسیدن به سطح مطلوب امپدانس پوست (مقاومت کم پوست) تغییر رنگ پوست به رنگ قرمز روشن بود؛ همچنین، برای کاهش نویز، دیگر دستگاه‌های برقی از دستگاه اندازه‌گیری دور نگه داشته شد و دمای اتاق نیز تا حد امکان ثابت (۲۵درجه سانتی‌گراد) بود. محل عضلات بررسی‌شده مطابق دستورالعمل نرم‌افزار SENIAM از سوی پژوهشگر تعیین و علامت‌گذاری شد، و الکترودها در محل مورد نظر (در فاصله یک سوم خط واصل میان سر نازک‌نی و پاشنه) نصب شدند. الکترودها از جنس کلریت- نقره Ag-AgCl دوقطبی فعال و با فاصله مرکز داخلی دو سانتی‌متر در محل‌های تعیین‌شده قرار گرفتند. جهت الکترودها موازی با جهت فیبرهای عضله مذکور تنظیم شد. الکترود صفر (زمین) در نزدیکترین برجستگی استخوانی برای عضله نصب شد (۱۲). (تصویر شماره ۱).

1. One-Repetition Maximum

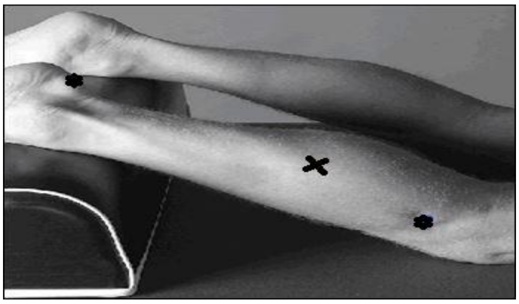
[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]

[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضله دوقلو در هر دو گروه از حرکت اسکات با انجام ۷۰درصد حداکثر قدرت آنها وزنه تعیین شد؛ سپس آزمودنی‌ها به آرامی با تحمل وزنه روی انگشتان و سینهٔ پای خود قرار می‌گرفتند و از لحظه ایجاد تعادل کامل در فرد فعالیت الکتریکی عضله دوقلو وی در حالت انجام حرکت پلانتار فلکشن به مدت ۱۵ ثانیه ثبت شد و این عمل برای هر آزمودنی سه‌مرتبه انجام شد، و میانگین آنها ثبت می‌شد، پس از هر بار اجرای آزمون، فرد ۳۰ ثانیه در حالت خنثی آناتومیکی استراحت می‌کرد. برای عمل دورسی فلکشن با وزنه‌ای برابر با ۷۰درصد حداکثر نیروی یکبار جابجایی (1RM) با دستگاه چندکاره بدنسازی (سیمکش)، ابتدا در حالتی که پاهای آزمودنی در وضعیت کشیده و کاملاً صاف بود و کنار این دستگاه قرار داشت، حلقه دستگاه چندکاره بدنساز بر سر انگشتان و مچ پای وی قرار می‌گرفت. سپس آزمودنی با فرمان آزمونگر، انگشتان پا را با تحمل وزنه به ساق پای خود نزدیک کرده و این عمل را سه‌مرتبه و هر مرتبه به مدت ۱۵ ثانیه انجام داد و میانگین برای هر فرد ثبت می‌شد (مرحله پیش‌آزمون). پس از انجام مراحل پیش‌آزمون، گروه کنترل آزمایشگاه را ترک کردند و هیچ گونه تمرین را انجام ندادند، در حالی‌که گروه آزمایشی، پروتکل تمرین پلایومتریک مطابق پروتکل تمرینی توفاس و همکاران (۲۰۰۸) را اجرا کردند. این پروتکل شامل ۹۶ پرش، از روی مانع ۵۰ سانتی‌متری (هشت ست با ۱۲ تکرار)، و ۹۶ جهش از روی جعبه ۵۰ سانتی‌متری (هشت ست با ۱۲ تکرار) بود؛ که فاصله استراحت میان ست‌ها، ۹۰ ثانیه، و یک فاصله زمانی استراحت سه‌دقیقه‌ای، میان مجموع پرش‌ها و جهش‌ها؛ در نظر گرفته شد (۱۳). بلافاصله دوباره میزان فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو آنها در سه‌مرتبه انجام و میانگین آنها ثبت شد. ۴۸ ساعت بعد دوباره هر دو گروه به آزمایشگاه آمدند، و مجدداً میزان فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو آزمودنی‌ها مشابه قبل انجام شد (پس‌آزمون). سیگنال‌های جمع‌آوری‌شده با نرم‌افزار Dasylab، به منظور پردازش به وسیله الگوریتم RMS[1] وارد نرم‌افزار Matlab نسخه R2009a شدند. نرمالیزه کردن داده‌های اصلی با در نظر گرفتن RMS کل سیگنال در ۱۵ ثانیه مورد نظر، و ماکزیمم (RMS) از سه مرتبه تکرار حرکاتی که انجام شده بود، بدست می‌آمد. مقدار آمپلی‌تود فعالیت عضله نیز، از تقسیم RMS کل به RMS ماکزیمم محاسبه شد؛ همچنین، به منظور تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها، از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معنی‌داری $\alpha \leq ۰/۰۵$ استفاده شد.



تصویرشماره ۱. محل قرارگیری الکترودها در عضله دوقلو

1. Root Mean Square

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

یافته‌ها

جدول زیر نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها است (جدول ۱).

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (میانگین ± انحراف استاندارد)

متغیر	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI (کیلوگرم بر متر^{۲})
گروه تجربی	۲۴/۲۲±۱/۰۳	۱۷۷±۲/۵۴	۶۸±۹/۰۲	۲۱/۵۸±۲/۵۱
گروه کنترل	۲۵/۰۱±۲/۰۷	۱۷۸±۲/۳۲	۷۴/۴±۹/۰۴	۲۳/۳۱±۱/۹۶

جدول شماره ۲، نشان‌دهنده نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر در خصوص فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلو در سه مرحله قبل از انجام تمرین، بلافاصله پس از انجام تمرین و ۴۸ ساعت پس از انجام تمرین در هر دو گروه تجربی و کنترل در دو حرکت دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن می‌باشد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، میان فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضله دوقلوی ساق پای آزمودنی‌های گروه تجربی در هنگام حرکت دورسی فلکشن میان مراحل مورد بررسی اختلاف معنی‌داری وجود دارد؛ همچنین، میان فعالیت آمپلی‌تود عضله دوقلوی ساق پای آزمودنی‌های این گروه در هنگام حرکت پلانتار فلکشن، میان مراحل مختلف مورد بررسی اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد، این در حالی است که به‌طور کلی میان فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضله دوقلوی ساق پای آزمودنی‌های گروه کنترل در هر دو حرکت دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن بین مراحل مورد بررسی اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. علاوه بر این به‌طور کلی از لحاظ تغییرات میان گروهی بین میانگین فعالیت آمپلی‌تود عضله ساق پای آزمودنی‌های دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P=۰/۰۰۰۱$).

جدول ۲. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر عضله دوقلو

گروه	انقباض	زمان (منبع تغییر)	میانگین و انحراف استاندارد آمپلی‌تود عضله	P Value درون‌گروهی	P Value بین‌گروهی
تجربی	برونگرا	پیش از تمرین	۵۰/۹۹±۱/۵۹	۰/۰۰۳*	۰/۰۰۰۱*
		بلافاصله پس از تمرین	۲۵/۱۷±۱/۰۶		
		۴۸ساعت پس از تمرین	۴۱/۷۹±۱/۸۰		
	درونگرا	پیش از تمرین	۴۶/۰۵±۱/۹۵	۰/۰۹۱	
		بلافاصله پس از تمرین	۳۸/۵۸±۱/۴۵		
		۴۸ساعت پس از تمرین	۳۵/۵۹±۱/۶۸		
کنترل	برونگرا	پیش از تمرین	۵۷/۱۷±۲/۳۱	۰/۶۹۹	
		بلافاصله پس از تمرین	۶۰/۸۹±۲/۳۸		
		۴۸ساعت پس از تمرین	۵۷/۱۷±۲/۳۳		
	درونگرا	پیش از تمرین	۵۰/۹۹±۱/۵۰	۰/۷۰۷	
		بلافاصله پس از تمرین	۳۱/۱۷±۰/۵۳		
		۴۸ساعت پس از تمرین	۴۱/۷۹±۱/۸۹		

*سطح معنی‌داری ($p\leq۰/۰۵$) در نظر گرفته شده است.

با توجه به وجود اختلاف معنی‌دار در میان گروه تجربی در حرکت دورسی فلکشن، به منظور بررسی جزئیات میان مراحل از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاد شد. نتایج این آزمون در جدول ۵، گزارش شده است. با توجه به نتایج گزارش‌شده، آزمون تعقیبی بونفرونی نشان‌دهنده این موضوع است که میان فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) آزمودنی‌های گروه تجربی در هنگام حرکت دورسی فلکشن، در دو مرحله پیش از تمرین وامانده ساز و ۴۸ ساعت پس از انجام تمرین وامانده‌ساز تفاوت معنی‌داری وجود دارد $P\leq ۰/۰۵$؛ به‌طوری که این اختلاف موجب کاهش معنی‌داری در فعالیت آمپلی‌تود این عضله در مراحل پس از تمرین شده است.

جدول ۳. نتایج آزمون بونفرونی درباره فعالیت الکترومایوگرافی در انقباض برونگرا (گروه تجربی)

گروه	انقباض	منبع تغییر		اختلاف میانگین‌ها	خطای معیار اختلاف‌ها	سطح معنی‌داری
تجربی	برونگرا	۱	۲	۵۸/۸۸	۰/۲۶	p=۰/۴۱
			۳	۸۲/۹۴	۰/۲۰	p=۰/۰۷
		۲	۱	۵۸/۸۸	۰/۲۶	p=۰/۴۱
			۳	۶/۸۲*	۰/۲۸	p=۰/۰۰۱
		۳	۱	۸۲/۹۴	۰/۲۰	p=۰/۰۷
			۲	۶/۸۲*	۰/۲۸	p=۰/۰۰۱

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر کوفتگی حاصل از تمرینات پلایومتریک بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضله دوقلوی ساق پای مردان تمرین‌نکرده پس از انقباض‌های ایزومتریک در حرکات دورسی فلکشن وپلانتار فلکشن، انجام گرفت. نتایج این پژوهش نشان داد که به‌طور کلی خستگی و کوفتگی حاد و تاخیری بر فعالیت الکتریکی عضلات اثر معنی‌داری دارد. به‌طوری که فعالیت الکتریکی (آمپلی‌تود) عضلات بلافاصله پس از تمرین بیشنه با حداکثر کاهش مواجه خواهد شد و با گذشت زمان در ۴۸ ساعت پس از تمرین، مجددا نزدیک به سطوح پایه (قبل تمرین) نزدیک می‌شود. کوفتگی‌های عضلانی یکی از شایع‌ترین و پرتکرارترین آسیب‌های عضلانی است که با توجه به ادغام نظریه‌های مختلف می‌توان شروع آن را بر اساس نیروی زیاد کششی به همراه فعالیت برون‌گرا مانند تمرینات پلایومتریک معرفی کرد که موجب آسیب بافت عضلانی و بافت همبند می‌گردد (۱۴). در رابطه با دلیل ایجاد کوفتگی و درد ناشی از آن، چند نظریه از جمله آسیب بافت همبند و عضلانی، التهاب و نظریه برداشت آنزیم با هدف توضیح‌دادن محرک‌های درد همراه با گوفتگی عضلانی بیان شده است اما، توافق عمومی میان پژوهشگران وجود دارد که یک نظریه واحد نمی‌تواند به درستی و کامل ارائه‌دهنده مکانیزم کوفتگی باشد (۱۵). لذا، محققان توالی واحدی از رویدادها را به منظور توضیح پدیده کوفتگی پیشنهاد کرده‌اند که با توجه به آن؛ زمانی که نیروی زیاد کششی به همراه فعالیت برون‌گرا به عضلات اعمال می‌شود، آسیب بافت عضلانی و بافت شروع می‌شود. این آسیب ساختاری ایجادشده، موجب تغییر در نفوذپذیری غشای سلول و انتشار کلسیم به داخل سلول می‌گردد. سپس، آنزیم‌های تجزیه‌کننده پروتئین بر اثر کلسیم فعال‌شده تجزیه پروتئین‌های سلولی را آغاز می‌کنند و تخریب تدریجی

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

غشای سلول عضلانی موجب انتشار ترکیبات داخلی سلول کراتین کیناز[۱] و هیدروکسی پرولین[۲] به فضای میان بافتی و پلاسما می‌شود. این مواد ۶ الی ۱۲ ساعت گلبول‌های سفید را به سمت خود می‌کشانند و ماستوسیت‌ها[۳] و هیستامی‌ها[۴] را در محل آسیب‌دیده فعال می‌کنند (۱۴،۱۵).

چند ساعت پس از آسیب تعداد گلبول‌های سفید، در محل آسیب‌دیده افزایش می‌یابد و به دلیل عمل بیگانه‌خواری و از میان رفتن سلولی، هیستامین‌ها و پتاسیم در فضای میان‌بافتی تجمع می‌یابند. سرانجام، این رویدادها موجب احساس کوفتگی می‌شوند و درد ممکن است با تحریک بر اثر فشار متأثر از تورم و فشار بر گیرنده‌های درد افزایش یابد (۱۴). تمرینات پلایومتریک یکی از انواع تمریناتی است که با اعمال نیروی سریع هنگام انجام فعالیت و انجام تمرینات درونگرا و برونگرا موجب تغییر در گیرنده‌های عضلانی و مفصلی، تغییر در رفلکس کششی، فعالیت فیدفورواردی[5] و بازخوردی[۶] و ایجاد کوفتگی‌های عضلانی می‌شود (۱۵)؛ این تمرینات، نقش مهمی را در فعال‌شدن گیرنده‌های عضلانی و فعالیت پیش‌بین ایفا می‌کنند و اگر طولانی مدت، سنگین و بدون آمادگی بدنی انجام شود، فرد را با کوفتگی عضلانی و احساس درد مواجه خواهند کرد (۱۵،۱۶). نتایج پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه نشان‌دهنده این است که به‌طور کلی، کوفتگی عضلانی تأخیری از الگوی (U) وارونه پیروی می‌کند، به این ترتیب که ۲۴ ساعت پس از تمرین افزایش پیدا می‌کند و در ۲۴ تا ۴۸ ساعت به اوج خود رسیده و پس از ۵ تا ۷ روز کاهش می‌یابد (۱۶،۱۷). که در واقع این نیز، در آمپلی‌تود عضله دوقلوی آزمودنی‌های بررسی‌شده در این پژوهش، از این قاعده پیروی کرده است و با نتایج پژوهش‌های مسچی و همکاران (۲۰۱۰)، کوبو و همکاران (۲۰۱۷)، برگر و همکاران (۲۰۱۰)، دلی و همکاران (۲۰۱۷)، گوتیرز و همکاران (۲۰۰۷) همخوان می‌باشد (۲۱–۱۸،۱۰). این پژوهشگران نیز، در پژوهش‌های خود کاهش فعالیت الکتریکی عضلات را متعاقب ایجاد خستگی و کوفتگی عضلانی گزارش کرده‌اند؛ برای مثال: برگر و همکاران (۲۰۱۰)، در این زمینه با بررسی اثر خستگی اندام پایین‌تنه بر الکترومیوگرافی عضلات حرکت‌دهنده و بدون حرکت در عضلات پا، نشان دادند که پس از خستگی فعالیت الکتریکی عضلات پای حرکت‌دهنده با کاهش قابل توجهی روبرو شده است، در حالی‌که الکترومیوگرافی عضلات پای طرف مخالف که هیچ‌گونه حرکتی در هنگام تست ورزشی نداشتند، با افزایش فعالیت الکتریکی عضلات روبرو می‌شد (۱۹).

نتایج بیش‌تر پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه، نشان‌دهنده این است که بلافاصله پس از ایجاد خستگی و کوفتگی در عضلات میزان فعالیت الکتریکی عضلات کاهش پیدا می‌کند و هرچه از زمان ایجاد کوفتگی دورتر شویم، این کاهش کم‌تر می‌شود. از آن جایی که فعالیت الکتریکی عضلانی تا حد قابل توجهی متأثر از متغیرهای فراوانی همچون سرعت حرکت، گشتاورها، و نیروهای وارده بر مفاصل، هم‌انقباضی عضلات، زاویهٔ کشش تارهای عضلانی (۲۲) واکنش‌های آنزیمی (کراتین کیناز، لاکتات دهیدروژناز[۷] و آسپارتات آمینو ترانسفراز[۸])،

1. Creatine Kinase
2. Hydroxyproline
3. Mastocytes
4. Histamine
5. Feedforward
6. Feedback
7. Pre Activation
7. Lactate Dehydrogenase
8. Aspartate Aminotransferase

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

فعالیت‌های متابولیکی و تغییرات هورمونی سنتز و تجزیه آن‌ها است (۲۳،۱۴). زوبک و سمونیک (۲۰۱۷)، در این رابطه بیان می‌کنند که تمرین مقاومتی و پلایومتریکی به دلیل تأثیر بر فاکتورهایی همچون استرس‌های مکانیکی، کنترل عصبی، درخواست‌های متابولیکی و فعالیت‌های هورمونی منجر به تغییر در تار عضلانی وابسته به اندازه و قدرت می‌شود. و مجموع این عوامل، فرد را با گرفتگی عضلانی و کاهش دامنه حرکتی مواجه خواهد کرد (۱۷،۲۴)؛ بنابراین، منطقی به نظر می‌رسد که متعاقب تمرینات پلایومتریک و به دلیل وجود این تغییرات فعالیت الکتریکی (آمپلی‌تود) عضله دوقلو کاهش پیدا کند.

از دلایل احتمالی دیگر در کاهش فعالیت آمپلی عضله دوقلو در حرکت دورسی فلکشن نسبت به حرکت پلانتار فلکشن در پس از تمرین، می‌توان به روی هم افتادگی فیلامان‌های اکتین میوزین به دلیل انقباض بیش از حد سارکومر ناشی از تمرینات پلایومتریک (۲۴)، انقباض ایزومتریک هنگام اجرای حرکت و رابطهٔ طول -تنش، اشاره کرد. در این رابطه طول بهینه هر واحد حرکتی نیروی بیش‌تری تولید می‌کند، لذا عضله، واحدهای حرکتی کم‌تری را برای تولید مقدار نیروی یکسان نسبت به شرایط نامطلوب، زمانی که عضله در طول بهینه قرار ندارد، فعال می‌نماید. کاهش تعداد واحدهای حرکتی فعال، فعالیت الکترومیوگرافی سطحی را کاهش خواهد داد (۲۶،۲۵). عکس این رابطه نیز ممکن است صدق کند. علاوه بر عواملی که ذکر شد، احتمالاً یکی دیگر از دلایل کاهش فعالیت الکتریکی (آمپلی‌تود) عضلانی در مدت بلافاصله پس از تمرین در عضله دوقلو، توان بالای این عضله و ساز و کارها و تئوری‌های عمل احتمالی (آسیب تزریق مجدد- ایسکمی) باشد. بر طبق این تئوری انقباضات عضلانی شدید (در این پژوهش تمرینات پلایومتریک) ممکن است موجب کاهش موقت جریان خون و در دسترس نبودن اکسیژن و در نتیجه ایسکمی شود (۲۷)، که این مساله نیز اساساً بر فعالیت الکتریکی این عضله موثر خواهد بود.

نتیجه‌گیری

براساس یافته‌های این پژوهش ضمن تبیین تاثیرپذیری فعالیت الکترومایوگرافی (آمپلی‌تود) عضلات در نتیجه خستگی و کوفتگی ناشی از تمرینات پلایومتریک، چنین به نظر می‌رسد که انجام ورزش‌ها و تمرینات با انقباض‌های مکرر به ویژه انقباض‌های برونگرا و درونگرا (پلایومتریک)، بر افرادی که سابقه انجام تمرینات منظم و با برنامه را ندارند، ممکن است بر ساختار عضلانی این گروه افراد تاثیر گذارد و آن‌ها را با کاهش میزان آمپلی‌تود این عضله (دوقلو) مواجه سازد. با توجه به نتایج این پژوهش آمپلی‌تود عضله دوقلو پس از انجام تمرینات پلایومتریک و وجود خستگی، در مدت انقباض ایزومتریک در هنگام اجرای حرکت دورسی فلکشن نسبت به حرکت پلانتار فلکشن با آمپلی‌تود عضلانی کم‌تری مواجه شد که این مساله می‌تواند به منظور ارایه برنامه‌های تمرینی و درمانی کمک قابل توجهی به پزشکان، فیزیوتراپ‌ها و مربیان ورزشی کند. کاهش آمپلی‌تود در نتیجه کوفتگی عضلانی می‌تواند در رشته‌های ورزشی با انقباض‌های ایزومتریک مانند وزنه‌برداری و دو و میدانی هنگام جداشدن از تخته استارت از اهمیت ویژه‌ای برخوردار باشد؛ لذا، بر این اساس پیشنهاد می‌شود این گروه از ورزشکاران هنگام کوفتگی‌های عضلانی در مدت اجرای حرکات دورسی فلکشن با انقباض‌های

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

ایزومتریک، جهت پیشگیری از هرگونه آسیب‌دیدگی‌های عضلانی، این حرکات را با احتیاط بیش‌تری انجام دهند.

تشکر و قدردانی

از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری کرده‌اند به‌ویژه دانشجویان دانشگاه بیرجند که در این پژوهش شرکت نموده‌اند، قدردانی و تشکر می‌شود.

منابع

1. Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., Besier, T.F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. Journal of Applied Biomechanics. 20(4):367-95.
2. Armstrong, R.B. (1990). Initial events in exercise-induced muscular injury. Medicine and Science in Sports and Exercise. 22(4):429-35.
3. Keller, T.S., Colloca, C.J. (2000). Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 23(9):585-95.
4. Wilmore, J.H., Costill, D.L. (2008). Physiology of Sport and Exercise, Fourth Edition, Translate into Persian, Moeini, Z., Rahmani Nia, F., Rajabi, H., Aghaalinejad, H., Slami, F. (2005) Tehran, Iran, Mobtakeran Publication.
5. HÄkkinen, K., Komi, P.V. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 55(2):147-55.
6. Talebian, S., Olyaei, G.H., Bagheri, H., Hadian, M.R., Hemad, N., Akbari, M. (2005). The Effect of Biceps Brachii Muscle Contraction Force in 45 and 90 Degrees of elbow flexion on frequency spectrum of electromyography signal. Tehran University Medical Journal. 63(12):1032-8.
7. Eston, R.G., Byrne, C., Twist, C. (2003). Muscle function after exercise-induced muscle damage: Considerations for athletic performance in children and adults. Journal of Exercise Science and Fitness. 1(2):85-96.
8. Mohebi, H., Norasteh, A.A., Farahani, H. (2009). Comparison of electromyographic activity of knee extensor and flexor muscles in two different modes of Scott motion. Journal of Olympic. 17(2):7-16.
9. Salehi, A., Rahmani-Nia, F., Mirzaei, B. (2013). Comparison the effect of two types of isotonic and isometric resistance training on untrained leg strength and EMG changes in untrained male students. Sport Physiology. 18:107-20.
10. Mischi, M., Rabotti, C., Cardinale, M. (2010). Electromyographic assessment of muscle fatigue during isometric vibration training at varying frequencies. Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
11. Pyne, D.B. (1994). Exercise-induced muscle damage and inflammation: a review. Australian Journal of Science and Medicine in Sport. 26(3-4):49-58.
12. Eslami, M., Jalali, H., Hosseini-Nejad, S.E. (2014). The relationship between targeting accuracy and fatigue of the ankle muscle in two postural Pistols. Journal of Applied Exercise Physiology. 10(20):107-14.
13. Tofas, T., Jamurtas, A.Z., Fatouros, I., Nikolaidis, M.G., Koutedakis, Y., Sinouris, E.A., Papageorgakopoulou, N., Theocharis, D.A. (2008). Plyometric exercise increases serum indices of muscle damage and collagen breakdown. The Journal of Strength & Conditioning Research. 22(2):490-6.
14. Cheung, K., Hume, P., Maxwell, L. (2003). Delayed onset muscle soreness: treatment strategies and performance factors. Sports Medicine. 33(2):145-64.
15. Chegini, J., Rahmani-Nia, F., Mirzaei, B. (2013). The effect of warm up on indices of delayed-onset muscle soreness after eccentric concentrations in non-athletes collegiate students. Sport and Biomotor Sciences. 5(10):5-12.
16. Rohani, H., Asjodi, F., Safarimosavi, S., Bahmanzadeh, M. (2017). The role of resistance training and whey protein intake on delayed onset muscle soreness indices after eccentric resistance exercise in untrained men. Iranian Journal of Nutrition Sciences & Food Technology. 12(1):11-20.
17. Zhou, Y., Li, Y., Wang, R. (2011). Evaluation of exerciseinduced muscle damage by surface electromyography. Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(2):356-62.
18. Kubo, K., Ishigaki, T., Ikebukuro, T. (2017). Effects of plyometric and isometric training on muscle and tendon stiffness in vivo. Physiological Reports. 5(15):e13374.
19. Berger, L.L., Regueme, S.C., Forestier, N. (2010). Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. Journal of Electromyography and Kinesiology. 20(5):947-52.
20. Deli, C.K., Fatouros, I.G., Paschalis, V., Georgakouli, K., Zalavras, A., Avloniti, A., Koutedakis, Y., Jamurtas, A.Z. (2017). A Comparison of exercise-induced muscle damage following maximal eccentric contractions in men and boys. Pediatric exercise science. 29(3):316-25.
21. Gutierrez, G.M., Jackson, N.D., Dorr, K.A., Margiotta, S.E., Kaminski, T.W. (2007) Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. Journal of Sport Rehabilitation.16(4):295-306.
22. Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Zheng, N., Barrentine, S.W., Wilk, K.E., Andrews, J.R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Medicine and Science in Sports and Exercise. 30(4):556-69.
23. Sabeti V., Khoshraftar Yazdi N., Bijeh n., Moghimi S. (2013). Comparison of electromyographic activity of leg muscles in female athletes with and without shin splint, Physical Treatments. 3(1):50-5.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]
[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]

24. Zubac, D., Šimunic, B. (2017). Skeletal muscle contraction time and tone decrease after 8 weeks of plyometric training. The Journal of Strength & Conditioning Research. 31(6):1610-9.
25. Farina, D., Merletti, R., Enoka, R.M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. Journal of Applied Physiology. 117(11):1215-30.
26. Isear, J.A. Jr., Erickson, J.C., Worrell, T.W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. Medicine and Science in Sports and Exercise. 29(4):532-9.
27. Burger-Mendonca, M., Bielavsky, M., Barbosa, FC.(2008). Liver overload in Brazilian triathletes after half-ironman competition is related muscle fatigue. Annals Hepatology. 7(3):245-8.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2025-12-07]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1398.17.17.7.7]

[DOI: 10.29252/jsmt.17.17.73]