

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۶
دوره ۹، شماره ۱، ص: ۳۵-۵۱
تاریخ دریافت: ۹۵/۰۲/۰۵
تاریخ پذیرش: ۹۶/۰۲/۲۳

تأثیر خستگی عملکردی بر الگو و شروع فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات کمری- لگنی و پروئال تکواندوکاران زن نخبه

مونا میرجانی^۱ - فواد صیدی^{۲*} - هومن مینونژاد^۳

۱. کارشناسی ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران ۲. دانشیار، گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران ۳. استادیار، گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

خستگی سبب اختلال در بازخورد آوران‌ها، زمان‌بندی فعالیت عضلات و بروز آسیب در اندام‌ها می‌شود. در تحقیق حاضر اثر یک دوره پروتکل خستگی عملکردی بر الگو و شروع فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات کمری- لگنی و پروئال بررسی شد. سیزده تکواندوکار زن سالم با میانگین سنی $20/92 \pm 1/25$ سال، وزن $52/69 \pm 4/17$ کیلوگرم، قد $166/92 \pm 5/00$ سانتی‌متر و سابقه فعالیت $7/92 \pm 1/75$ سال داوطلبانه در این مطالعه شرکت داشتند. ابتدا حین پرش- فرود تک‌پا زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات ارکتوراسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پروئوس لانگوس ثبت شد. سپس افراد در پروتکل خستگی شرکت کردند و بار دیگر فعالیت الکتریکی عضلات ثبت شد. آزمون آنالیز واریانس نشان داد اختلاف معناداری در زمان شروع فعالیت عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون وجود دارد ($P \leq 0/005$)، اما این الگو در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری را نشان نمی‌دهد. آزمون زوجی نشان داد زمان فعال شدن هر چهار عضله پس از خستگی سریع‌تر شد، که در سه عضله کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پروئوس لانگوس معنادار بود؛ ولی برای عضله ارکتوراسپاین معنادار نبود. در نتیجه سیستم عصبی مرکزی در زمان خستگی که پیش‌بینی می‌کند ریسک آسیب بیشتر است، حساس‌تر می‌شود و عضلات را زودتر به خدمت می‌گیرد تا از مفاصل در شرایط پرخطر محافظت کند. از این رو سعی دارد تا راهبردهای حرکتی را برای پیشگیری از آسیب احتمالی زودتر فراخوانی کند.

واژه‌های کلیدی

تکواندوکار نخبه، خستگی عملکردی، شروع فعالیت عضلانی، عضلات کمری لگنی، عضلات پروئال.

مقدمه

در بین رشته‌های ورزشی ماهیت رشته‌های رزمی به‌گونه‌ای است که از ضربه‌های دست و پا برای کسب امتیاز استفاده می‌شود. بر این اساس ورزشکاران این رشته‌ها با ریسک بالایی از آسیب‌های برخوردی و غیربرخوردی در اندام‌ها به‌خصوص اندام تحتانی مواجهند. رشته تکواندو به‌دلیل استفاده بیشتر از ضربات پا در مقابل ضربات دست (بیش از ۹۰ درصد)، از رشته‌های رزمی مشابه مانند کاراته و کونگ‌فو متمایز شده است (۴۰).

تکواندو با حدود ۷۵/۱۲۰ میلیون ورزشکار در بیش از ۱۴۰ کشور، جزء یکی از پرطرفدارترین رشته‌های ورزشی در سراسر جهان است، در عین حال با تخمین ۱۳۹/۵-۲۰/۶ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض خطر برای ورزشکاران مرد نخبه و ۱۰۵/۵-۲۵/۳ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در معرض خطر برای ورزشکاران زن نخبه، از پرآسیب‌ترین رشته‌های ورزشی به‌شمار می‌رود (۳). یکی از مفاصلی که در بین تکواندوکاران نرخ بالایی از آسیب در خصوص آن گزارش شده است، مفصل مچ پا است. برای مثال، در تحقیقی روی تکواندوکاران اسپانیایی در فاصله زمانی میان دو المپیک، مچ پا با نرخ ۱۲/۲ درصد سومین مفصل از لحاظ آسیب‌دیدگی و استرین و اسپرین نیز شایع‌ترین آسیب‌های ثبت‌شده بودند (۳۱). در تحقیقی دیگر مینجون^۱ نرخ بروز آسیب مچ پا را ۱۳/۸ درصد در بین تکواندوکاران کره‌ای در فاصله زمانی شش ماه گزارش کرده است، که بعد از پا و زانو سومین مفصل از لحاظ آسیب‌دیدگی است (۲۵).

از آنجا که مچ پا اولین مفصلی است که در فعالیت‌های روزمره با زمین در تماس است و فشارهای وارده بر بدن در جریان حرکات را جذب می‌کند (۸)، آسیب‌های وارده به این مفصل به‌خصوص در ورزشکاران اهمیت ویژه‌ای دارد.

عوامل مختلفی سبب افزایش ریسک وقوع آسیب به‌خصوص در محیط‌های ورزشی می‌شود که از جمله می‌توان به خستگی اشاره کرد، چراکه اغلب آسیب‌ها در اواخر زمان خستگی عبارت است از نارسایی سیستم عصبی-عضلانی در توانایی تولید نیروی مورد انتظار از عضله (۳۷، ۳۲، ۸). عوامل بالقوه دخیل در فرایند خستگی به دو دسته کلی عوامل مرکزی^۲ و عوامل محیطی^۳ تقسیم می‌شوند.

-
1. MinJoon Ji.
 2. Central Fatigue
 3. Peripheral Fatigue

خستگی مرکزی به وسیله اختلال در انتقال پیام بین سیستم عصبی- مرکزی و غشای عضلانی ایجاد می‌شود، که نتیجه آن به کارگیری واحدهای حرکتی کمتر یا کاهش فرکانس آتش^۱ در واحدهای حرکتی فراخوانده شده (۲۲، ۳۲) و کاهش توانایی سیستم عصبی مرکزی برای پیش‌رانی نورون حرکتی آلفاست (۳۵). علاوه بر روش‌های پیچیده اندازه‌گیری خستگی مرکزی، مقایسه میزان نیروی تولیدی در عضله قبل و بعد از خستگی اطلاعاتی را از میزان تحریک‌پذیری نورون حرکتی فراهم می‌کند که براساس آن می‌توان سطح خستگی را تعیین کرد. اگر حداکثر نیروی ارادی ایجاد شده از طریق محرک قبل از فعالیت خسته‌کننده بیش از این نیرو بعد از فعالیت باشد، می‌توان فرض کرد که در پی خستگی تحریکات و فرمان‌های مرکزی نیز کاهش یافته است (۲۶).

خستگی محیطی دورتر از محل اتصال عصب و عضله رخ می‌دهد و موجب تغییراتی در داخل عضله می‌شود (۲۲، ۳۲). این تغییرات شامل اختلال در انتقال سیگنال، تحریک‌پذیری سارکولما، واکنش جفت‌شده تحریک انقباض^۲، مکانیسم انقباضی تار عضلانی و تأمین انرژی سوخت‌وساز بدن است (۲۶). از تأثیرات خستگی می‌توان به تغییر در کنترل عصبی- عضلانی اشاره کرد (۱۵). کنترل عصبی- عضلانی به‌عنوان فعل‌وانفعال بین سیستم عصبی و اسکلتی- عضلانی به‌منظور فراهم کردن اثر مورد نظر، به‌خصوص در پاسخ به یک محرک تعریف می‌شود (۲۳، ۲۲). خستگی سبب کاهش یا تغییر این فعل‌وانفعالات عصبی- عضلانی (۳۲، ۱۵) می‌شود. از جمله سایر این تغییرات می‌توان به افزایش نوسانات وضعیتی و کاهش ثبات بدن (۳۴، ۳۲، ۲۸، ۱۳)، اختلال در حس عمقی (هر دو حس وضعیت و حس حرکت مفصل) (۲۱، ۲۰، ۱۲، ۸)، اختلال در زوایای مفصلی (۲۱، ۱۲)، کاهش سیستم پس‌خوراندی (۲۲)، کاهش قدرت (۳۴، ۱۳)، اختلال در زمان عکس‌العمل، کاهش نرخ آتش^۳ در عضلات ثبات‌دهنده (۳۲، ۱۳) و کاهش نرخ آتش سلول‌های عصبی قشر حرکتی و عوامل فوق‌نخاعی (۸) اشاره کرد. همچنین خستگی آستانه تخلیه دوک‌های عضلانی را افزایش می‌دهد که موجب اختلال در بازخورد آوران‌ها می‌شود و در نتیجه آگاهی مفصل را تغییر می‌دهد (۱۲). به این دلایل خستگی از عوامل مهم در بروز آسیب‌های ورزشی به‌شمار می‌رود.

عمده تحقیقاتی که تأثیر خستگی را بر فعالیت عضلات سنجیده‌اند، عضلات اطراف مفاصل را بررسی کرده‌اند و نقش عضلات سایر مفاصل به‌خصوص ناحیه کمری- لگنی را نادیده گرفته‌اند (۹). ناحیه

-
- 1 . Firing frequency
 - 2 . Excitation-contraction coupling
 - 3 . Firing rate

کمری- لگنی شامل ساختارهای فعال و غیرفعال مجموعه مهره‌های کمری، لگن و مفاصل هیپ است که هر کدام خود مولد حرکت‌اند، یا در برابر حرکت مقاومت می‌کنند (۱). کنترل حرکت لگن برای حفظ ثبات در کل بدن ضروری است (۱۵). به‌ویژه حفظ ثبات در اندام تحتانی به عضلات لگن (که از اجزای ضروری ایجادکننده ثبات پروگزیمال برای حرکت اندام تحتانی‌اند)، بستگی دارد (۹). به‌علاوه مرکز ثقل^۱ در این ناحیه قرار گرفته است و تمام حرکات از آن آغاز می‌شود. اختلال در این بخش می‌تواند به کاهش کارایی عصبی-عضلانی منجر شود و توانایی زنجیره حرکتی را برای حفظ نیرو و ایجاد ثبات پویا کاهش دهد. در نتیجه به ایجاد الگوهای حرکتی جبرانی، جایگزین و ناکارآمد در سایر اندام‌ها منجر شود. این مسئله ممکن است سبب افزایش فشار مکانیکی بر ساختارهای انقباضی^۲ و بافت‌های غیرانقباضی شود و به تکرار ریز ضربه‌ها^۳، بیومکانیک غیرطبیعی و صدمه بینجامد (۱۶). به همین دلیل فعالیت و قدرت این عضلات نقش اساسی در جلوگیری از وقوع آسیب در اندام تحتانی دارد. به همین دلیل می‌توان گفت اختلال در این ناحیه ممکن است علت یا معلول آسیب در سایر قسمت‌های اندام تحتانی باشد. برای مثال، ساکستون^۴ و همکاران گزارش کردند که افراد مبتلا به چندین اسپرین در مچ پا تأخیر در شروع الگوی فراخوانی در گلوئوس ماگزیموس سمت آسیب‌دیده و سمت مخالف دارند (۷). در تحقیقی دیگر افراد با سابقه بی‌ثباتی و بیش‌حرکتی در مچ پا، تأخیر در فعال شدن گلوئوس مدیوس در سمت آسیب‌دیده داشتند (۹). در مقایسه زنان دارای پاتلوفمورال با افراد سالم، کاهش در حداکثر ابداکشن و اکسترنال روتیشن ران گزارش شده است. این کاهش قدرت می‌تواند نمایانگر کاهش ظرفیت برای مقاومت در برابر حرکت چرخش داخلی و اداکشن در زانو باشد (۳۸). همچنین ثبات ناحیه مرکزی در آسیب لیگامان صلیبی قدامی نقش دارد. ثبات کمتر در ناحیه مرکزی سبب می‌شود تنه افراد هنگام مواجهه با یک اغتشاش خارجی جابه‌جایی بیشتری نسبت به سایرین داشته باشد که این عامل سبب آسیب به لیگامان صلیبی قدامی می‌شود. همچنین تیلت جانبی تنه با حداکثر پیک خارجی زانو هنگام ابداکشن مرتبط است که این عوامل نیز سبب افزایش ریسک استرین و پارگی در لیگامان صلیبی قدامی می‌شود (۲۴). با توجه به مطالب عنوان‌شده تحقیقات اندکی تأثیر خستگی را بر فعالیت عضلات نواحی مرکزی و دیستال مانند مچ پا بررسی کرده‌اند. تحقیقاتی که تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت عضلات را

-
1. Center of mass
 2. Contractile
 3. Micro trauma
 4. Bullock-Saxton

سنجیده‌اند نیز عضلات را به صورت موضعی خسته کرده و اغلب از دستگاه ایزوکنتریک به منظور اعمال خستگی به صورت دورسی فلکشن-پلانتر فلکشن (۶، ۱۰، ۱۲، ۱۳) یا اورژن-اینورژن (۲۳، ۱۳) بهره گرفته‌اند که این وضعیت‌ها با آنچه در محیط‌های واقعی ورزشی رخ می‌دهد، متفاوت است. در نتیجه نمی‌توان نتایج این تحقیقات را به طور مستقیم به آنچه در محیط‌های ورزشی رخ می‌دهد، نسبت داد. بر این اساس در تحقیق حاضر اثر یک دوره پروتکل خستگی عملکردی بر الگو و شروع فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات کمری-لگنی و پروئال در تکواندوکاران زن نخبه بررسی شد.

روش تحقیق

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی است، که در آن شروع فعالیت عضلات کمری-لگنی و پروئال از طریق طرح اندازه‌گیری مجدد (پیش‌آزمون-پس‌آزمون) بررسی شد. جامعه آماری پژوهش شامل تکواندوکاران زن ۲۰ تا ۲۵ ساله حاضر در لیگ کشوری تکواندو و مسابقات انتخابی استان تهران در سال ۱۳۹۳ بود که دارای کمربند مشکی تکواندو بودند و هیچ‌گونه آسیبی در یک سال گذشته در اندام تحتانی خود نداشتند. از بین جامعه آماری سیزده آزمودنی به‌عنوان نمونه آماری در تحقیق حاضر مشارکت کردند. حجم نمونه تحقیق براساس فرمول زیر محاسبه شد:

$$N = (Z_{1-\text{Alpha}/2} + Z_{1-\text{Beta}})^2 \times (S_p)$$

1-Alpha = سطح اطمینان

1-Beta = توان آزمون

در این فرمول توان آزمون ۰/۸ و سطح اطمینان تحقیق حاضر نیز ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. میانگین و انحراف استانداردهای وارد شده در فرمول نیز از نتایج تحقیق مشابه استخراج شده است (۱). به دلیل اینکه چهار عضله در تحقیق حاضر و تحقیق ممثلی وجود داشت، برای هر عضله به صورت جداگانه فرمول زیر بررسی شد تا بیشترین تعداد آزمودنی برای تحقیق حاضر لحاظ شود. بیشترین عدد مربوط به عضله گلوئوس مدیوس می‌شد که عدد ۱۰ به دست آمد. برای اطمینان بیشتر سیزده آزمودنی برای تحقیق مذکور در نظر گرفته شد.

برای اجرای پژوهش مورد نظر پس از هماهنگی‌های اولیه، در روزهای تعیین شده از آزمودنی‌ها دعوت به عمل آمد تا در زمان مقرر در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران حاضر باشند. در ادامه پس از ارائه توضیحات کامل در مورد نحوه اجرای تست، فعالیت الکتریکی عضلات

ارکتور اسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پروئوس لانگوس حین فرود تک پا روی پای غالب ثبت شد. به منظور آماده سازی پوست پس از مشخص شدن محل اتصال الکترودها، موهای ناحیه مذکور با تیغ یک بار مصرف تراشیده شد، سپس با پنبه آغشته به الکل موضع به طور کامل تمیز شد و با پنبه خشک کاملاً خشک شد. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، از الکترودهای یک بار مصرف که قطر قسمت مرکزی رسانای آنها یک سانتی متر بود، استفاده شد. الکتروگذاری به روش دوقطبی صورت گرفت و فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۲۰ میلی متر در نظر گرفته شد. محل اتصال الکترودها مطابق با استاندارد اروپا^۱ و الکتروگذاری در وضعیت ایستاده روی عضلات ارکتور اسپاین حد فاصل مهره های L3 و L4، کوادراتوس لومباروم چهار سانتی متر خارج تر از محل الکتروگذاری عضله ارکتور اسپاین حد فاصل دنده دوازدهم و تاج خاصه^۲، گلوتوس مدیوس نقطه میانی تاج خاصه تا تروکانتر بزرگ و پروئوس لانگوس در ۲۵ درصدی خط میان سر استخوان نازکنی و قوزک خارجی انجام گرفت. تمامی الکتروگذاری ها در سمت پای غالب آزمودنی ها انجام گرفت.

برای ثبت لحظه تماس پا با زمین از سوئیچ پایی ساخت شرکت تجهیزات آزمایشگاهی تکانه استفاده شد. این سوئیچ ها به وسیله چسب کاغذی در زیر پاشنه و پنجه پای افراد متصل شدند. به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات نیز از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی ۱۶ کاناله مدل ME6000 ساخت شرکت Megawin فنلاند استفاده شد.

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات پای غالب در پیش آزمون پس از پاکسازی پوست و اتصال دستگاه الکترومایوگرافی به بدن فرد، آزمودنی ها از پله ای به ارتفاع ۴۰ سانتی متر به صورت تک پا روی پای غالب فرود می آمدند و سعی می کردند این وضعیت را به مدت ۳ ثانیه حفظ کنند. در صورت وقوع شرایط زیر، آزمون بار دیگر تکرار می شد: فرد هنگام فرود قادر به حفظ تعادل نباشد و ناچار شود جهش کند یا گام اضافی بردارد؛ پای غیر غالب حین فرود با زمین برخورد کند؛ فرد برای حفظ تعادل با دست ها جایی را بگیرد یا لمس کند. در ابتدا آزمودنی ها چند مرتبه این فرود را تمرین کردند، سپس فعالیت الکتریکی عضلات افراد حین ۵ مرتبه فرود تک پا (که با بررسی چشمی سیگنال ثبت شده از عضلات، سالم و فاقد نویز باشند) ثبت شد. ۳ تکرار از ۵ تکرار صحیح برای محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات مذکور در پیش آزمون استفاده شد.

-
1. Seniam
 2. Iliac crest

در ادامه دستگاه الکترومایوگرافی از بدن فرد جدا شد و محل اطراف الکترودهای چسبیده به پوست با ماژیک مشخص شد تا محل الکتروگذار در پس‌آزمون تغییر نکند. سپس افراد در یک پروتکل خستگی ویژه تکواندو که محقق طراحی کرده بود و در تحقیق جداگانه اثربخشی آن آزمون شده بود، شرکت کردند (۲). پروتکل مذکور به این صورت بود که آزمودنی‌ها ضربه آبدلیو چاگی را با حداکثر توان و در حداقل زمان اجرا، در مسیر هشت متری (برابر با طول زمین تکواندو) به صورت متوالی (یک ضربه با پای چپ و یک ضربه با پای راست) و رفت‌وبرگشت، اجرا کنند. هر رفت‌وبرگشت در این مسیر یک ست در نظر گرفته شد و پیش از اجرای پروتکل خستگی به منظور آشنایی افراد با نحوه اجرا، هر آزمودنی دو مرتبه ست مذکور را اجرا کرد. پس از شروع در جریان پروتکل خستگی بین هر ست دو برابر زمان به دست آمده در ست اول (نسبت کار به استراحت یک به دو) به افراد استراحت فعال به صورت راه رفتن یا رقص پای آرام داده می‌شد، تا جایی که فرد به خستگی برسد. خستگی زمانی بود که افراد ۳۰ مرتبه این ست را در مدت زمان حداقل ۱۹ دقیقه طی کرده و براساس مقیاس بورگ، خستگی برابر با ۱۷ به بالا را گزارش کنند (۲).

بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی بار دیگر مشابه پیش‌آزمون پوست محل الکتروگذار پاکسازی شد (تا محل عاری از قطره‌های عرق ناشی از اجرای پروتکل خستگی باشد)، دستگاه الکترومایوگرافی به بدن آزمودنی متصل شد و مشابه با شرایط پیش‌آزمون، پس‌آزمون انجام گرفت. پس از جمع‌آوری سیگنال‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون و بازبینی آن از لحاظ سلامت و نبود نویز، با استفاده از برنامه نوشته شده در محیط نرم‌افزار Matlab زمان آغاز فعالیت عضلات محاسبه شد. برای پردازش اطلاعات در این برنامه ابتدا سیگنال‌های خام^۱ ثبت شده از تکلیف پرش - فرود به وسیله نرم‌افزار Megawin نسخه ۳ به فرمت ASCII تبدیل و ذخیره شد، سپس فایل ذخیره شده در محیط Matlab باز شد. نرم‌افزار نوشته شده ابتدا سیگنال‌ها را به صورت تمام موج یکسویه^۲ درمی‌آورد، سپس از یک فیلتر بالاگذر^۳ با فرکانس ۵۰ هرتز عبور می‌داد. بازه زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه قبل تا ۳۰۰ میلی‌ثانیه پس از تماس پا با زمین به عنوان بازه هدف برای شناسایی زمان شروع فعالیت در محیط نرم‌افزار Matlab انتخاب شد. بدین ترتیب در بازه زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه پیش از تماس پا با زمین، شروع اولین نقطه برابر

-
1. Raw EMG signals
 2. Full-wave rectified
 3. High-pass filter

با میانگین به‌علاوه ۳ انحراف استاندارد بالاتر از خط زمینه بود و حداقل ۵۰ میلی‌ثانیه ادامه داشت، به‌عنوان نقطه شروع فعالیت عضلات در نظر گرفته شد (۲۹).

سپس اختلاف بین زمان برخورد پنجه پا با زمین و زمان شروع فعالیت برای هر یک از عضلات محاسبه و ثبت شد. برای هر یک از عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در حین فرود آمدن میانگین سه زمان شروع فعالیت طی سه تکرار به‌عنوان زمان شروع فعالیت نهایی عضله در نظر گرفته شد.

اطلاعات به‌دست‌آمده از اندازه‌گیری متغیرها در این پژوهش با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ و با استفاده از آمار توصیفی و استنباطی تجزیه و تحلیل شد. از آزمون آنالیز واریانس و آزمون تعقیبی توکی برای مقایسه زمان شروع فعالیت عضلات برای هر مرحله از آزمون استفاده شد. برای بررسی اختلاف زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نیز، از آزمون t زوجی استفاده شد. سطح معناداری نیز در پژوهش حاضر برابر با ۰/۰۵ یا آلفای کوچک‌تر یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج و یافته‌های تحقیق

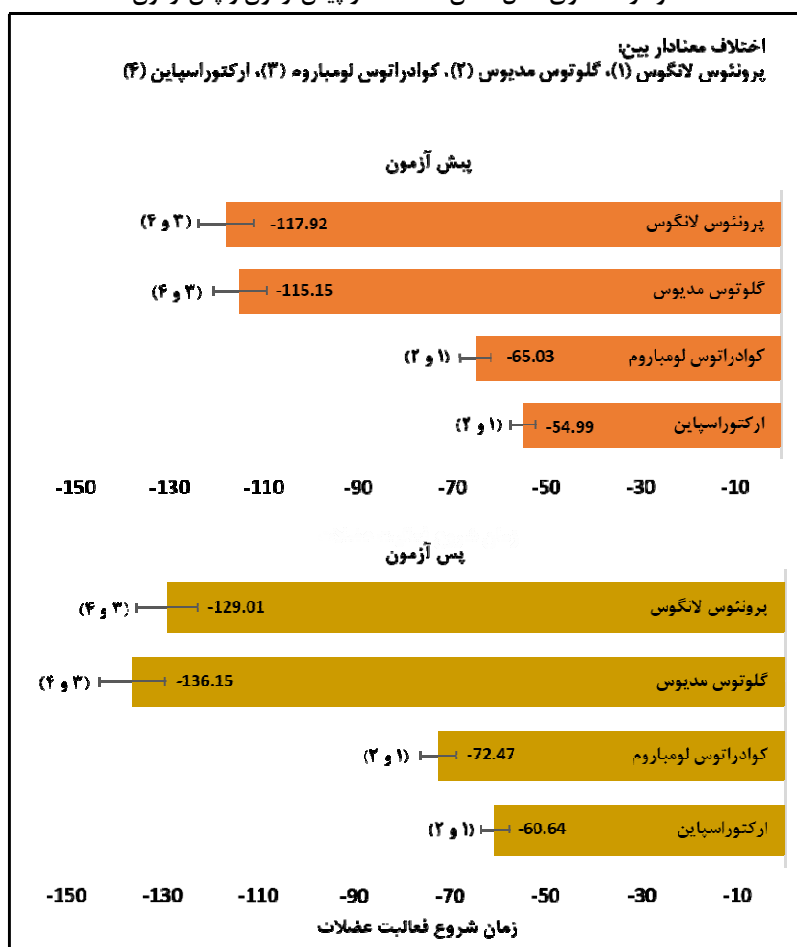
در ابتدا ویژگی‌های آنتروپومتریکی، اطلاعات مربوط به سابقه ورزشی و نتایج پروتکل خستگی نمونه‌های تحقیق ذکر شده است (جدول ۱)، سپس به‌منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویک استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که توزیع داده‌ها در زمان آغاز فعالیت عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون طبیعی بود ($\alpha \geq 0/05$).

جدول ۱. مشخصات آنتروپومتریکی، اطلاعات مربوط به سابقه ورزشی و نتایج پروتکل خستگی گروه مورد مطالعه؛ میانگین \pm انحراف استاندارد

متغیر (واحد)	میانگین \pm انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۱/۲۳ \pm ۱/۳۶	۲۰	۲۳
قد (متر)	۱۶۶/۹۲ \pm ۵/۰۰	۱/۶۰	۱/۷۵
وزن (کیلوگرم)	۵۳/۶۹ \pm ۴/۱۳	۴۸	۶۰
سابقه ورزشی (سال)	۷/۹۲ \pm ۱/۷۵	۶	۱۱
زمان سپری‌شده در هر ست (ثانیه)	۱۰/۹۷ \pm ۰/۶۳	۱۰/۳۳	۱۲/۰۰
زمان کلی پروتکل خستگی (دقیقه)	۱۹/۶۹ \pm ۰/۸۵	۱۹/۰۰	۲۱/۰۰
مقیاس بورگ	۱۸/۳۰ \pm ۰/۵۹	۱۷	۱۹

نتایج حاصل از آزمون آنالیز واریانس اختلاف معناداری را در زمان شروع فعالیت عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان داد ($P \leq 0/005$). آزمون تعقیبی توکی نیز نشان داد در پیش‌آزمون و پس‌آزمون عضلات پرونیوس لانگوس و گلوتوس مدیوس به‌طور معناداری ($P \leq 0/05$) زودتر از عضلات ارکتوراسپاین و کوادراتوس لومباروم شروع به فعالیت کرده‌اند (نمودار ۱).

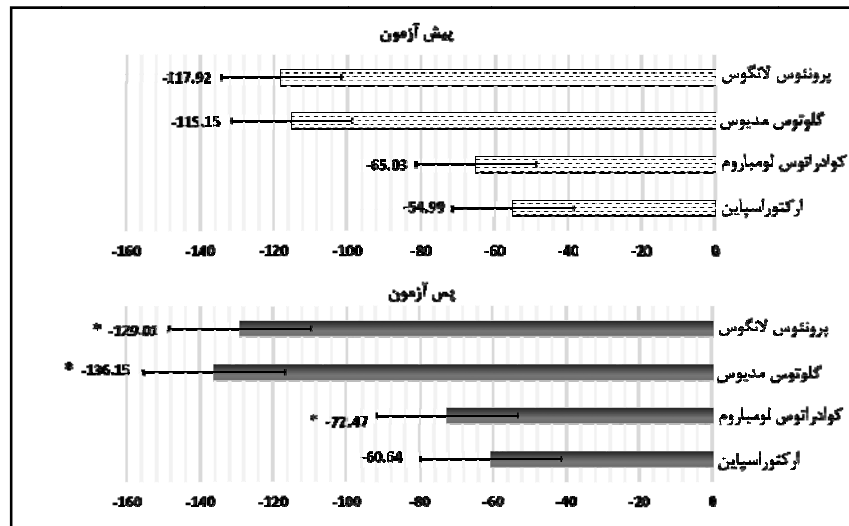
نمودار ۱. الگوی فعال شدن عضلات در پیش‌آزمون و پس‌آزمون



نتایج حاصل از آزمون t زوجی نشان داد تفاوت معناداری در عضلات کوادراتوس لومباروم ($P=0/046$)، گلوئوس مدیوس ($P=0/001$) و پرونتوس لانگوس ($P=0/022$) وجود دارد. اما این میزان در عضله ارکتوراسپاین ($P=0/281$) معنادار نیست (جدول ۲ و نمودار ۲).

جدول ۲. نتایج آزمون t زوجی به منظور بررسی تفاوت میان پیش‌آزمون و پس‌آزمون در عضلات مورد مطالعه

متغیر	زمان	میانگین \pm انحراف استاندارد	درجه آزادی	T	سطح معناداری
ارکتوراسپاین	پیش‌آزمون	$-54/99 \pm 12/47$	۱۲	۱/۱۲۹	۰/۲۸۱
	پس‌آزمون	$-60/64 \pm 17/85$			
کوادرآتوس لومباروم	پیش‌آزمون	$-65/03 \pm 11/59$	۱۲	۲/۲۳۰	۰/۰۴۶
	پس‌آزمون	$-72/47 \pm 11/04$			
گلوئوس مدیوس	پیش‌آزمون	$-115/15 \pm 14/82$	۱۲	۶/۳۴۶	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	$-136/15 \pm 17/56$			
پرونتوس لانگوس	پیش‌آزمون	$-117/92 \pm 14/24$	۱۲	۲/۶۱۷	۰/۰۲۲
	پس‌آزمون	$-129/01 \pm 17/50$			



نمودار ۲. مقایسه فعالیت عضلات قبل و بعد از خستگی

بحث و نتیجه‌گیری

خستگی نوعی نارسایی در سیستم عصبی-عضلانی در توانایی تولید نیروی مورد انتظار از عضله است که عامل وقوع بسیاری از آسیب‌های ورزشی به‌خصوص در زمان‌های پایانی فعالیت ورزشی است (۳۲، ۸). عضلات مرکزی بدن به‌دلیل انتقال نیرو از اندام فوقانی به اندام تحتانی و زمین، از مهم‌ترین عضلات بدن هستند که در نتیجه خستگی می‌توانند بر عملکرد اندام تحتانی تأثیر بگذارند. برای مثال هر گونه تغییر در قدرت و به خدمت‌گیری عضلات ابداکتور ران به مختل کردن ثبات طبیعی در صفحه فرونتال منجر می‌شود که این امر می‌تواند وقوع آسیب‌هایی را که در این صفحه رخ می‌دهد، افزایش دهد. ابداکتورهای ضعیف ران قادر به مقابله با نوسانات جانبی نیستند و در پی آن اسپرین در مچ پا رخ می‌دهد (۲۰، ۹). بر این اساس می‌توان گفت تغییر یا اختلال در مفاصل پروگزیمال می‌تواند بر فعالیت عضلات دیستال تأثیرگذار باشد.

نتایج تحقیق حاضر در خصوص نحوه الگوی فعال شدن عضلات نشان داد عضلات پیش از خستگی با ترتیب پرونتوس لانگوس، گلوتوس مدیوس، کوادراتوس لومباروم و ارکتوراسپاین فعال شدند؛ به این معنا که پیش از خستگی عضلات پرونتوس لانگوس و گلوتوس مدیوس به‌طور معناداری زودتر از عضلات کوادراتوس لومباروم و ارکتوراسپاین فعال شدند ($P = 0/005$). اما تفاوت معناداری بین عضلات پرونتوس لانگوس با گلوتوس مدیوس ($P = 0/951$) و کوادراتوس لومباروم با ارکتوراسپاین ($P = 0/234$) وجود نداشت.

در پس‌آزمون الگوی فعال شدن عضلات به این صورت بود که ابتدا عضله گلوتوس مدیوس وارد عمل شد و در ادامه عضلات پرونتوس لانگوس، کوادراتوس لومباروم و ارکتوراسپاین فعال شدند. این میزان مانند پیش‌آزمون برای عضلات گلوتوس مدیوس و پرونتوس لانگوس نسبت به کوادراتوس لومباروم و ارکتوراسپاین معنادار بوده است ($P = 0/005$). اما بین عضلات گلوتوس مدیوس با پرونتوس لانگوس ($P = 0/679$) و کوادراتوس لومباروم با ارکتوراسپاین ($P = 0/260$) تفاوت معناداری وجود نداشت.

در خصوص نحوه فعالیت عضلات پیش و پس از خستگی مشاهده شد که پس از اعمال خستگی تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت عضلات کوادراتوس لومباروم ($P = 0/046$)، گلوتوس مدیوس ($P = 0/001$) و پرونتوس لانگوس ($P = 0/022$) وجود دارد. اما این میزان برای عضله ارکتور اسپاین ($P = 0/281$) معنادار نبود. این نتایج بدین معناست که پس از اعمال خستگی زمان فعال شدن این سه

عضله کاهش یافته است؛ یعنی سیستم عصبی مرکزی این عضلات را زودتر از زمان عادی که خستگی وجود ندارد، به خدمت گرفته است. با توجه به زودتر فعال شدن عضلات مورد مطالعه در تحقیق حاضر می‌توان گفت سیستم عصبی مرکزی در زمان خستگی که ریسک آسیب بیشتر است، حساس‌تر می‌شود تا از وقوع آسیب در مفاصل جلوگیری کند (۲۲). در پی خستگی تغییرات شایان توجهی در تحریک‌پذیری نورون حرکتی آلفا ایجاد می‌شود که نشان‌دهنده تغییر در مکانیسم‌های کنترل حرکتی در سطوح نخاعی و فوق‌نخاعی است (۱۸). این تغییرات در نورون حرکتی می‌تواند معرف یک مکانیسم حمایتی قوی باشد که مانند یک آتل برای مفصل عمل می‌کند (۲۷). در تحقیقی مشابه با تحقیق حاضر جکسون^۱ و همکاران تأثیر خستگی بر زمان عکس‌العمل عضلات مچ پا را هنگامی که افراد با یک اینورژن ناخواسته روبه‌رو می‌شدند، بررسی کردند. نتایج نشان داد پس از خستگی زمان عکس‌العمل عضلات پروئیتال (پرونئوس لانگوس و پرونئوس برویس) کاهش معناداری پیدا می‌کند؛ یعنی این عضلات در هر دو گروه کنترل و تجربی زودتر فعال می‌شوند. به‌گونه‌ای که زمان شروع فعالیت در پس‌آزمون در گروه کنترل یک تا یک و نیم میلی‌ثانیه و در گروه خستگی سه تا چهار میلی‌ثانیه بهبود پیدا کرده بود. براساس این نتایج پس از خستگی آگاهی عضلات برای حمایت از مفصل در برابر شرایط آسیب‌زا هنگام پاسخ به اینورژن افزایش می‌یابد (۲۲). عضله کوادراتوس لومباروم به‌همراه عضله گلوئوس مدیوس کنترل‌کننده‌های اصلی حرکت ران، لگن و تنه در صفحه فرونتال هستند؛ که از ستون فقرات در برابر نیروهای برشی محافظت کرده و بار وارده بر اندام تحتانی در صفحه فرونتال را کنترل می‌کنند. بنابراین این عضلات به‌طور موضعی نقش بسیار مهمی در محافظت جانبی ستون فقرات و ران دارند (۱).

اختلال در عملکرد عضله گلوئوس مدیوس، موجب می‌شود که قدرت کافی در ابداکشن و چرخش خارجی ران فراهم نشود (۳۶)، کنترل در سر استخوان ران و تولید نیروی اسنتریک در ابداکشن کاهش یابد و چرخش داخلی و اداکشن ناخواسته در ران پدید آید. این تغییرات پروگزیمال به بخش دیستال منتقل شده و موجب بروز اختلال در عملکرد زنجیره‌های حرکتی در مفاصل پایینی می‌شود. چنین تغییراتی اندام تحتانی را در موقعیت آسیب‌پذیر قرار خواهد داد (۳۰، ۲۰). عضلات پروئیتال نیز عضلات اصلی اورتور مفصل مچ پا هستند که با فراهم کردن ثبات جانبی از طریق انقباض اسنتریک خود در صفحه فرونتال، از مچ پا در برابر آسیب خارجی محافظت می‌کنند (۱۴). زمان عکس‌العمل این عضله و بزرگی پاسخ آن نقش مهمی در جلوگیری از گشتاورهای اینورتوری مچ پا دارد و به حفظ تعادل کمک

1. Nicole D. Jackson

می‌کند (۳۳). همان‌طور که نتایج نشان داد، پس از خستگی عضلات عمل‌کننده در صفحه فرونتال (پرونئوس لانگوس، گلوئوس مدیوس و کوادراتوس لومباروم) به‌طور معناداری زودتر به خدمت گرفته شدند. یک دلیل این مسئله ممکن است نوع ضربه استفاده‌شده (آبدولیو چاگی) در پروتکل خستگی حاضر باشد، چراکه به‌هنگام اجرای این حرکت علاوه بر درگیری عمومی عضلات بدن، مچ پا باید وضعیت پلانتر فلکشن و ران وضعیت ابداکشن داشته باشد که تکرار این وضعیت می‌تواند سبب افزایش بروندهای عصبی پایین‌رو و در نتیجه تسهیل مسیرهای عصبی ایجادشده به سمت این عضلات باشد (۲). دلیل دیگر زودتر فعال شدن عضلات و تغییر در الگوی فعالیت عضله گلوئوس مدیوس در تحقیق حاضر را می‌توان با فراخواندن زودتر استراتژی‌های حرکتی در شرایط خستگی مرتبط دانست.

همان‌گونه که در تحقیق حاضر مشخص شد، ترتیب فعال شدن عضلات پس از خستگی به‌گونه‌ای بود که عضله گلوئوس مدیوس سریع‌تر از سایر عضلات فعال شد. این عامل را می‌توان به تمایل بدن به استفاده از استراتژی ران در زمان خستگی مرتبط دانست، چراکه در تحقیقات پیشین هم به این مسئله اشاره شده است؛ به این معنا که تمایل پس از خستگی اغلب به سمت استراتژی ران است که با افزایش فعالیت عضلات سعی در افزایش اطلاعات آوران در دسترس سیستم عصبی مرکزی دارد (۱۹،۳۹).

تعامل بین عضلات مچ پا و لگن اجازه استفاده از استراتژی‌های متفاوت حرکتی برای حفظ تعادل بدن را فراهم می‌کند. تأثیر خستگی بر استراتژی‌های حرکتی را می‌توان به‌وسیله تغییر در نوسانات بدنی توضیح داد. خستگی عصبی - عضلانی ناشی از ورزش بر ایستادن آرام و کنترل نوسانات بدنی تأثیر می‌گذارد و سیستم عصبی مرکزی به‌وسیله تغییر در استراتژی‌های حرکتی و تغییرات حسی اختلالات به‌وجودآمده را جبران می‌کنند. چنانچه فردی آگاهانه با یک اغتشاش روبه‌رو شود، عضلات پاسچرال وی به‌منظور به حداقل رساندن تأثیرات بی‌ثباتی زودتر وارد عمل می‌شوند. افراد خسته عضلات پوسچرالشان را حتی زودتر از حالت عادی از طریق کوچک کردن دامنه و افزایش نرخ هم‌فعالی عضلات، فعال می‌کنند (۲۶). با این حال به‌نظر می‌رسد خستگی عضلات پروگزیمال بیش از عضلات دیستال سبب بروز اختلال در کنترل وضعیت بدنی می‌شود (۵).

در شرایط عادی برای کنترل وضعیت بدنی به حداکثر فعالیت عضلات نیازی نیست. بنابراین سیستم عصبی مرکزی می‌تواند با افزایش واحدهای حرکتی، نیروی مورد نیاز برای حفظ وضعیت بدنی را در جریان خستگی فراهم کند. زمانی که فرد به آرامی ایستاده است و یک نیروی خارجی در تعادل او اغتشاش وارد می‌کند، سیستم عصبی مرکزی از استراتژی‌های وضعیتی استفاده می‌کند. بر این اساس

اطلاعات آوران از هر دوی مچ پا و ران برای سیستم عصبی مرکزی فرستاده می‌شود تا بتواند ثبات بدنی را حفظ کند (۳۹). با توجه به آنچه گفته شد و بررسی نتایج تحقیق حاضر، می‌توان گفت در شرایط خستگی تمایل سیستم عصبی مرکزی در به خدمت گرفتن عضلات مرکزی و بهره‌مندی از استراتژی ران بیشتر می‌شود.

از آنجا که در تحقیق حاضر فقط چهار گروه عضلانی بررسی شده و هدف از تحقیق مذکور مقایسه استراتژی‌های وضعیتی در شرایط استراحت و خستگی نبوده است، از این رو پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده به بررسی این مهم بپردازند.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که به‌هنگام خستگی عضلات سریع‌تر به خدمت گرفته می‌شوند. این شرایط گویای این مطلب است که سیستم عصبی در شرایطی که ریسک آسیب بیشتر است، سعی دارد تا با بهره‌گیری سریع‌تر از عضلات و آمادگی بیشتر بتواند در شرایط آسیب‌زا از مفاصل حمایت کند. همچنین زودتر فعال شدن عضلات در تحقیق حاضر را می‌توان با فرا خواندن زودتر استراتژی‌های حرکتی در شرایط خستگی مرتبط دانست.

منابع و مآخذ

۱. ممشلی، عقیل (۱۳۹۱). مقایسه زمان‌بندی عضلات هسته و پرونتال حین تکلیف فرود آمدن در افراد سالم و بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی.
۲. میرجانی، مونا (۱۳۹۳). تأثیر خستگی عملکردی بر زمان‌بندی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کمری- لگنی و پرونتال در تکواندوکاران زن نخبه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد دانشگاه تهران.
3. Altarriba-Bartes, A., Drobic, F., Til, L., Malliaropoulos, N., Montoro, J. B., & Iurtia, A. (2014). "Epidemiology of injuries in elite taekwondo athletes: two Olympic periods cross-sectional retrospective study". *BMJ Open*, 4(2), pp: 1-8.
4. Bisson, E. J., Chopra, S., Azzi, E., Morgan, A., & Bilodeau, M. (2010). "Acute effects of fatigue of the plantarflexor muscles on different postural tasks". *Gait Posture*, 32(4), pp: 482-486.

5. Bisson, E. J., McEwen, D., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2011). "Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance". *Gait & posture*, 33(1), pp: 83-87.
6. Bisson, E. J., Remaud, A., Boyas, S., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2012). "Effects of fatiguing isometric and isokinetic ankle exercises on postural control while standing on firm and compliant surfaces". *J Neuroeng Rehabil*, 9(39), pp: 1-9.
7. Bullock-Saxton, J., Janda, V., & Bullock, M. (1994). "The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension". *International journal of sports medicine*, 15(06), pp: 330-334 .
8. Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2002). "Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans". *Medicine and science in sports and exercise*, 34(1), pp: 117-122.
9. Friel, K., McLean, N., Myers, C., & Caceres, M. (2006). "Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain". *Journal of athletic training*, 41(1), pp: 74-78 .
10. Granacher, U., Gruber, M., Förderer, D., Strass, D., & Gollhofer, A. (2010). "Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in young and elderly men". *Gait & posture*, 32(1), pp: 107-112.
11. Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). "Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control". *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(4), pp: 589-592 .
12. Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). "The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control". *Journal of athletic training*, 39(4), pp: 321-329.
13. 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". *J Sport Rehabil*, 16(4), pp: 295-306.
14. Gutierrez, G. M., Knight, C. A., Swanik, C. B., Royer, T., Manal, K., Caulfield, B., & Kaminski, T. W. (2012). "Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability". *The American journal of sports medicine*, 40(1), pp: 193-201.
15. Haddas, R., James, C. R., & Hooper, T. L. (2015). "Lower Extremity Fatigue, Sex, and Landing Performance in a Population With Recurrent Low Back Pain". *Journal of athletic training*, 50(4), pp: 378-384.
16. Hammer, W. (2007). "Core Stability Relates to Distal Segments". *dynamic chiropractic*, 25(19), pp: 1-3.
17. Hart, J. M., Kerrigan, D. C., Fritz, J. M., & Ingersoll, C. D. (2009). "Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue". *J Athl Train*, 44(5), pp: 475-481.
18. Hass, C. J., Bishop, M. D., Doidge, D., & Wikstrom, E. A. (2010). "Chronic ankle instability alters central organization of movement". *The American journal of sports medicine*, 38(4), pp: 829-834.
19. Helbostad, J. L., Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Lord, S. R., & Pijnappels, M. (2010). "Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and

- functional tasks in older people: a systematic literature review". *BMC Geriatr*, 10(56), pp: 1-8.
20. Hoozemans, M. A. M. J., Sabine, P. S. M. R. M., Verschueren, S., van Dieën, J., & Pijnappels, M. (2015). "Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults". *Gait Posture*, 42(4), pp: 545-9.
 21. Hosseinimehr, S. H., Daneshmandi, H., & Norasteh, A. A. (2010). "The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control". *Physics International*, 1(1), pp: 22-26.
 22. Jackson, N. D. (2006). The effects of fatigue reaction time during sudden ankle inversion (Honors Bachelor), University of Delaware.
 23. Jackson, N. D., Gutierrez, G. M., & Kaminski, T. (2009). "The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), pp: 75-84.
 24. Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C., & Chaudhari, A. M. (2013). "The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: implications for ACL injury". *Journal of Biomechanics*, 46(13), pp: 2236-2241.
 25. Ji, M. (2016). Analysis of injuries in taekwondo athletes. *Journal of physical therapy science*, 28(1), pp: 231-234.
 26. Kennedy, A. C. (2013). "Impact of neuromuscular fatigue on the postural response to externally initiated, predictable postural perturbations". (Doctor of Philosophy), Université de Nantes.
 27. Klykken, L. W., Pietrosimone, B. G., Kim, K.-M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2011). "Motor-neuron pool excitability of the lower leg muscles after acute lateral ankle sprain". *Journal of athletic training*, 46(3), pp: 263-369.
 28. Knight, A. C., & Weimar, W. H. (2011). "Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs". *Journal of sport rehabilitation*, 20(3), pp: 321-332.
 29. Konrad, P. (2006). "The abc of emg". A practical introduction to kinesiological electromyography, Version 1, 1-61.
 30. McMullen, K. L., Cosby, N. L., Hertel, J., Ingersoll, C. D., & Hart, J. M. (2011). "Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise". *Journal of athletic training*, 46(6), pp: 607-614.
 31. Pieter, W., Fife, G. P., & O'Sullivan, D. M. (2012). "Competition injuries in taekwondo: a literature review and suggestions for prevention and surveillance". *Br J Sports Med*, 46(7), pp: 485-491.
 32. Silva, B. A. R. S., Martinez, F. G., Pacheco, A. M., & Pacheco, I. (2006). "Effects of the exercise-induced muscular fatigue on the time of muscular reaction of the fibularis in healthy individuals". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 12(2), pp: 85-89.
 33. Suda, E. Y., Amorim, C. F., & de Camargo Neves Sacco, I. (2009). "Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), pp: 84-93.

34. Suponitsky, Y., Verbitsky, O., Peled, E., & Mizrahi, J. (2008). "Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), pp: 682-689.
35. Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2008). "A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions". *J Appl Physiol* (1985), 104(2), pp: 542-550.
36. Vuillerme, N., Anziani, B., & Rougier, P. (2007). "Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults". *Clinical Biomechanics*, 22(5), pp: 489-494.
37. Weeks, B. K., Carty, C. P., & Horan, S. A. (2015). "Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults". *BMC musculoskeletal disorders*, 16(1), pp: 1-9.
38. Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). "Core stability and its relationship to lower extremity function and injury". *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), pp: 316-325.
39. Wilson, E. L., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Nussbaum, M. A. (2006). "Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles". *Gait & posture*, 23(3), pp: 348-354.
40. Zahran, A. S., & ElSeoufy, A. A.-M. (2010). "Biomechanic's Determinants of the Trunk Front Semi-Circular Kick (Dollyo Chagi) in Tae-Kwon-Do". *World J Sport Sci*, 3, 921-929.

The Effect of Functional Fatigue on Pattern and Onset of Electromyography Activation of Selective Lumbo-Pelvic and Peroneal Muscles in Elite Female Taekwondo Athletes

Mona Mirjani¹ - Foad Seidi^{2*} - Hooman Minoonejad³

1.MCs of Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

2.Associate Professor, Department of Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran ³Assistant Professor, Department of Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

(Received:2016/4/24;Accepted:2017/5/13)

Abstract

Fatigue causes afferent feedback disorder, muscle timing disorder and injury in organs. In this study, the effect of a functional fatigue protocol on pattern and onset of electromyography activity of selective lumbo-pelvic and peroneal muscles. 13 healthy female taekwondo athletes (mean age 20.92 ± 1.25 years, weight 53.69 ± 4.17 kg, height 166.92 ± 5.00 m and activity experience 7.92 ± 1.75 years) took part voluntary in this study. Firstly, the onset of EMG activity of erector spinae, quadratus lumborum, gluteus medius and peroneus lunge muscles was recorded during single leg jump-landing. Then, subjects participated in the fatigue protocol and EMG activity of muscles was recorded again. The analysis of variance showed significant differences in onset of muscle activity in pretest and posttest ($P \leq 0.0005$), but this pattern showed no significant differences in pretest and posttest. Paired t test showed a faster onset of each four muscles after fatigue; that was significant in quadratus lumborum, gluteus medius and peroneus lunge. But it was not significant in erector spine. As a result, central nervous system is more sensitive in fatigue condition when it predicts more injury risk and employs muscles sooner so that it can protect joints in high-risk conditions. So it attempts to recall motor strategies to prevent probable injuries sooner.

Keywords

elite taekwondo athlete, functional fatigue, lumbo-pelvic muscles, onset of muscle activity, peroneal muscles.

*Corresponding Author: Email: Foadseidi@ut.ac.ir ; Tel: +989126781740