DOI: 10.22122/jrrs.v14i1.3032 Published by Vesnu Publications

تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در آزمون عملکردی اندام تحتانی

مجید فتاحی[۱]، غلامعلی قاسمی[۲]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: اندام تحتانی یکی از عوامل مهم تأثیرگذار بر عملکرد است و عضلات این ناحیه در عملکرد افراد نقش بسزایی ایفا می‌کند. عضلات اندام تحتانی نقش مهمی در حفظ کنترل وضعیت به خصوص در حرکات تک پا دارند. ناکارامدی یا ضعف این عضلات طی حرکات دینامیکی، ممکن است کنترل ناقص دینامیکی قامت را افزایش دهد. خستگی عضلانی، میزان فعالیت عضلات را تحت تأثیر قرار می‌دهد. هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی قبل و بلافاصله بعد از خستگی بود.

مواد و روش‌ها: ۲۰ دانشجوی پسر رشته تربیت بدنی در این مطالعه شرکت کردند. سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست رانی، همسترینگ خارجی، ساقی قدامی و دو قلوی داخلی، قبل و بعد از خستگی با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ارزیابی گردید. به منظور ایجاد خستگی در عضلات اندام تحتانی، از پروتکل خستگی به وسیله دستگاه بایودکس استفاده شد. داده‌ها با استفاده از آزمون Paired t در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری بین سطح فعالیت عضلات راست رانی ($P = ۰/۰۲۰$)، همسترینگ ($P < ۰/۰۰۱$)، ساقی قدامی ($P < ۰/۰۰۱$) و دو قلوی داخلی ($P < ۰/۰۰۱$) قبل و بعد از خستگی وجود داشت.

نتیجه‌گیری: خستگی عضلات اندام تحتانی، اثر منفی بر میزان فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو دارد. خستگی عضلات، احتمال آسیب‌پذیری مفاصل را افزایش می‌دهد. این نتایج را می‌توان در طراحی برنامه‌های بازتوانی و تمرینی ورزشکاران مورد توجه قرار داد تا از تغییر شاخص‌های بیومکانیکی راه رفتن یا آسیب جلوگیری به عمل آید.

کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی، خستگی، عضلات، اندام تحتانی، تعادل وضعیتی

ارجاع: فتاحی مجید، قاسمی غلامعلی. **تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در آزمون عملکردی اندام تحتانی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۶؛ ۱۴ (۱): ۵۸-۴۸

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۲۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۱۲/۲۰ تاریخ چاپ: ۱۳۹۷/۱/۱۵

مقدمه

اندام تحتانی علاوه بر این که پایه و سطح اتکای آدمی است، عامل جابه‌جایی او نیز محسوب می‌شود. فعالیت عضلات این بخش علاوه بر پایداری و ثبات اندام تحتانی در وضعیت ایستا، حرکات در وضعیت‌های دینامیکی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد و بر عملکرد افراد تأثیر می‌گذارد (۳-۱). نتایج برخی پژوهش‌ها حاکی از آن است که اندام تحتانی یکی از عوامل مهم تأثیرگذار بر عملکرد می‌باشد و عضلات اندام تحتانی در عملکرد افراد نقش بسزایی دارد (۴). در تحقیق حاضر، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست رانی، دو سررانی، درشت‌نی قدامی و دو قلو به دلیل نقشی که در عملکرد فرد دارند (۵)، مورد بررسی قرار گرفت. مطالعات گوناگونی نشان داده‌اند که این عضلات می‌توانند حین اعمال اندام تحتانی از جمله فرود و لی‌لی، نقش بسزایی در کنترل اندام تحتانی داشته باشند. Fu و Hui-Chan با انجام پژوهشی به این نتیجه رسیدند که هم‌انقباضی گروه‌های عضلانی آگونیست و آنتاگونیست مچ پا، منجر به ایجاد سفتی در مچ پا می‌شود و به دنبال آن، نیروهای بزرگ‌تری در هنگام تماس پا با زمین بر بدن وارد می‌شود (۶). رهنما و همکاران با بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی که با تمرین در شدت برابر با بازی فوتبال خسته شده بودند، دریافتند که این عضلات به عنوان عضلات منتخب اندام تحتانی در نظر گرفته می‌شوند (۷).

نتایج تحقیقات نشان داده است که عضلات اندام تحتانی نقش مهمی در حفظ کنترل وضعیت به خصوص در حرکات تک پا دارد. ناکارامدی یا ضعف این عضلات طی حرکات دینامیکی، ممکن است کنترل ناقص دینامیکی قامت را افزایش دهد و بر پایداری قامت در حرکات تک پا تأثیر بگذارد و منجر به حرکات ناقص شود (۸). از آن‌جایی که بیشتر فعالیت‌های ورزشی در محیطی پویا انجام می‌شود، می‌توان گفت که تعادل پویا یکی از عوامل مهم آمادگی جسمانی

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده مسؤول: مجید فتاحی Email: majidfatahi24@yahoo.com

به شمار می‌رود و برای اجرای مهارت‌های ورزشی اهمیت ویژه‌ای دارد (۹). تعادل، مهارت پیچیده‌ای است که پویایی وضعیت بدن را در جلوگیری از افتادن توصیف می‌کند (۱۰). عوامل متعددی می‌توانند بر توانایی فرد در حفظ و یا بازیابی کنترل وضعیت تأثیر داشته باشد و از آن جمله می‌توان به ایجاد آسیب در سیستم عصبی، ناکارامدی عصب‌های بینایی، فشار روانی، مکانیزم دهلیزی و خستگی اشاره کرد که برای بررسی میزان تأثیرات هر یک از این عوامل بر سیستم کنترلی، از ابزارها و وسایل آزمایشگاهی و میدانی خاصی استفاده می‌گردد (۱۱).

نتایج مطالعات حاکی از کاهش تعادل و ثبات وضعیتی ناشی از خستگی است (۱۳، ۱۲). خستگی با کاهش فعالیت دوک‌های عضلانی که نقش مهمی در نگهداری ثبات دارد، موجب کاهش کنترل وضعیت می‌شود (۱۴). خستگی عضلانی (Muscular fatigue)، عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی- عضلانی را کاهش می‌دهد که از تبعات آن، قطع انقباض عضلانی و کاهش استمرار فعالیت است و در نهایت، انقباض عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی تداوم یابد. نتایج پژوهش‌ها نشان داده است که خستگی عضلانی سبب افزایش دامنه نوسانات وضعیت و کاهش توانایی حفظ تعادل می‌شود (۱۵، ۱۲). خستگی، ناتوانی زودگذر در حفظ توان یا نیروی عضلانی به هنگام انجام انقباض‌های متوالی است (۱۶). بنابراین، خستگی عضلات اندام تحتانی می‌تواند اثرات زیادی بر عملکرد اندام تحتانی داشته باشد. Gribble و Hertel (۱۷) و Chang و همکاران (۱۸) نتیجه‌گیری کردند که خستگی عضلات ران منجر به نقص کنترل وضعیت در صفحه ساجیتال و فرونتال می‌گردد و می‌تواند بر عملکرد تأثیر بگذارد. Di Giulio و همکاران در مطالعه خود ارتباط زیادی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله درشتنی قدامی (Tibialis anterior) و نوسان بدن (به عنوان یک عملکرد) در حالت ایستادن مشاهده کردند. آن‌ها بیان نمودند که ارتباط متوسطی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوقلو و نعلی با نوسان بدن در حالت ایستادن وجود دارد (۱۹). این نتایج نشان می‌دهد که بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و میزان جابه‌جایی مرکز ثقل ارتباط وجود دارد.

در واقع، خستگی عضلانی در فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی، نیازمند ترکیبی از حفظ تعادل و اجزای خاص حرکتی می‌باشد. از این‌رو، تعادل یکی از شاخص‌های مهم ثبات در اجرا و عملکرد فعالیت‌های روزمره و به ویژه فعالیت‌های ورزشی تلقی می‌شود (۴). با توجه به ارتباط اجرای مهارت‌های ورزشی و حفظ تعادل و همچنین، تأثیر کاهش تعادل پویا بر افزایش احتمال آسیب (۲۰)، بررسی عوامل مؤثر بر تغییرات تعادل پویا از جمله خستگی، مورد توجه قرار گرفته است (۲۲، ۲۱).

بیشتر آسیب‌های ورزشی در اواخر فعالیت‌ها و مسابقات ورزشی اتفاق می‌افتد. این امر نشان می‌دهد که تأثیرات منفی و جمع شونده خستگی به ویژه در اواخر مسابقات بر کنترل عصبی- عضلانی، می‌تواند منجر به ایجاد استراتژی‌های حرکتی خطرناک و افزایش احتمال آسیب شود (۲۳). این تأثیر منفی از نظر پیشگیری از آسیب مهم است؛ چرا که عضلات علاوه بر انقباض، وظایف دیگری نیز به عهده دارند که شامل کاهش نیروهای شوکی، کاهش فشارهای خم‌کننده استخوان‌ها و افزایش ثبات‌دهی مفاصل می‌شود. اگر عضلات بتوانند وظیفه خود را به خوبی انجام دهند، باعث حمایت بدن در مقابل آسیب‌ها می‌شود. هرگونه تغییر در عملکرد عضلات ناشی از خستگی، منجر به کاهش توانایی عضلات در پیشگیری از آسیب‌های ورزشی می‌گردد (۲۴).

مطالعه حاضر با کمک دو نمونه از جدیدترین وسایل آزمایشگاهی موجود (الکترومیوگرافی سطحی و دستگاه بایودکس جهت انجام پروتکل خستگی)، به بررسی میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در میان دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه اصفهان پرداخت. در این تحقیق از آزمون تعادلی Y (Y Balance Test یا YBT) جهت ارزیابی قابلیت کنترل وضعیت استفاده شد (۲۵، ۱۶).

با توجه به مطالعات انجام شده، به نظر می‌رسد که عضلات اندام تحتانی نقش مهمی در عملکرد ورزشی فرد داشته باشند، اما بر اساس اطلاعات به دست آمده، تاکنون پژوهشی یافت نشد که میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی عضلات (چهار سرانی، همسترینگ خارجی، درشتنی قدامی و دو قلو) را قبل و بعد از اعمال خستگی بررسی کرده باشد. بدین منظور، هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در آزمون عملکردی اندام تحتانی بود. اطلاعات این مطالعه می‌تواند نقش عضلات را در حرکات عملکردی و اثر خستگی بر آن‌ها را به صورت دقیق مشخص نماید. این پژوهش در نظر داشت تا با شناسایی نقش عضلات اندام تحتانی در عملکرد اندام تحتانی به شکل دقیق و کمی، اقدامات لازم را در طراحی برنامه‌های تمرینی انجام دهد. امید است با استفاده از نتایج این تحقیق، اطلاعاتی از سطح فعالیت عضلات اندام حین فعالیت‌های پویای ورزشی برای کمک به درمانگران ورزشی در زمینه‌های کلینیکی و تحقیقی ارایه گردد.

مواد و روش‌ها

با توجه به اعمال متغیر مداخله‌ای (پروتکل خستگی)، انجام پیش‌آزمون و پس‌آزمون و معیارهای ورود و خروج، این مطالعه از نوع میدانی- توصیفی بود. بر اساس پژوهش‌های پیشین و به دلیل این که در تحقیقات همبستگی اغلب ۱۵ تا ۲۰ آزمودنی استفاده می‌شود، برای مطالعه حاضر ۲۰ آزمودنی (۲۰ تا ۲۶ ساله) از بین دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه اصفهان به صورت هدفمند انتخاب و برای شرکت در طرح به آزمایشگاه دعوت شدند. توان آزمونی ۰/۹۵ و اندازه اثر ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ بود. آزمودنی‌های دارای سابقه اختلالات عصبی- عضلانی- اسکلتی، سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، سابقه اسپرین مچ پا، سابقه ضربه یا شکستگی در اندام تحتانی، دارای ناهنجاری‌های اندام تحتانی مانند زانوی ضربدری، کف پای صاف، کف پای گود و نقص تعادلی و افرادی که علایم پاتولوژیک یا سابقه جراحی در ناحیه اندام تحتانی داشتند، در مطالعه شرکت داده نشدند. قبل از شروع، پروتکل آزمایش به هر یک از آزمودنی‌ها توضیح داده شد و همه آن‌ها فرم رضایت‌نامه را امضا کردند (۲۷، ۲۶).

ابزارها: اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات راست رانی (Rectus femoris)، دو سرانی (Biceps femoris)، درشتنی قدامی (Tibialis anterior) و دو قلوی داخلی (Gastrocnemius medialis) پای برتر با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی شانزده کاناله (مدل ME6000، شرکت MegaWin، فنلاند) با وزن ۳۴۴ گرم ثبت گردید. این دستگاه با استفاده از الکترودهایی که به طور مستقیم روی پوست نصب می‌شود، فعالیت الکتریکی ۱۶ عضله (در این تحقیق بر حسب نیاز از ۴ الکترود استفاده شد) را به طور همزمان ثبت می‌نماید. برای ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی، از الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف دایره‌ای (مدل OBS، شرکت Skintact، اتریش) استفاده شد. این دستگاه به طور کامل پرتابل می‌باشد و همین امر باعث استفاده آسان از آن می‌شود.

http://jrrs.mui.ac.ir

برنامه نرم‌افزاری MegaWin: برای ثبت و تحلیل داده‌های الکترومیوگرافی، از برنامه نرم‌افزاری MegaWin نسخه ۳ که بر روی کامپیوتر نصب می‌شود، استفاده گردید. در ابتدا با انتخاب گزینه Person از پنجره اصلی برنامه، صفحه‌ای باز شد که اطلاعات شخصی نمونه در آن وارد گردید. سپس با انتخاب گزینه Protocol از پنجره اصلی برنامه، وارد صفحه تنظیم آزمون و تعیین مشخصات از جمله فرکانس و مدت زمان نمونه‌برداری، انتخاب عضلات مورد نظر، نوع و اندازه سوکت مناسب برای رسیدن به بزرگنمایی شد و پس از تنظیم این موارد، با انتخاب گزینه Measure، تست گرفته شد.

پس از ثبت جریان، وارد منوی Result شد و سیگنال خام الکترومیوگرافی تحت پردازش در حوزه زمان قرار گرفت و به وسیله الگوریتم محاسبه ریشه میانگین مربعات (Root mean square یا RMS) پردازش گردید. عدد حاصل از پردازش به وسیله RMS، منعکس‌کننده میانگین توان یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت (Activity or activation level) عضله را نشان می‌دهد (۲۸).

در پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای این که امکان مقایسه عضلات مختلف در آزمون‌های عملکردی فراهم شود، فعالیت عضله باید به یک مقدار مرجع نرمال‌سازی (Normalization) شود (۲۸). برای نرمال کردن میزان فعالیت الکتریکی در تحقیق حاضر، از داده‌های حداکثر انقباض ارادی که بر روی دستگاه بایودکس ثبت شد نیز RMS گرفته شد. بدین منظور، داده‌های سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی استخراج گردید. با تقسیم مقدار فعالیت به دست آمده برای هر عضله بر مقدار حداکثر انقباض ارادی و ضرب عدد به دست آمده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله به دست آمد (۲۹).

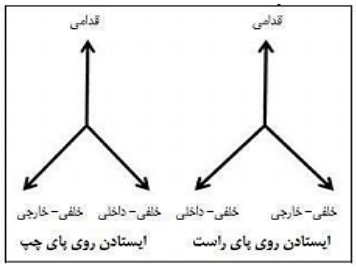
فرکانس نمونه‌برداری (Sampling rate) دستگاه قابلیت تنظیم به صورت دلخواه را داشت که برای پژوهش حاضر با توجه به نیاز، از فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز در هر ثانیه استفاده شد. پهنای باند دستگاه ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز و ولتاژ خروجی تحریکی دستگاه بین صفر تا ۴/۵ ولت می‌باشد. حساسیت دستگاه (Channel sensitivity) دو میزان متفاوت ۱ و ۳ میلی‌ولت بود که بر حسب نیاز در این مطالعه، ۱ میلی‌ولت انتخاب گردید.

در تحقیق حاضر، الکترود زمین (مدل R200، شرکت Biometrics، آلمان) مورد استفاده قرار گرفت. این الکترود به شکل یک حلقه کشی می‌باشد که به وسیله یک دکمه به یک سیم وصل می‌شود. این الکترود باید در حین انجام آزمایش و اتصال به بدن نمناک باشد تا در انتقال آرتیفکت‌ها به زمین به خوبی عمل نماید. طول سیم این الکترود ۱/۲۵ متر است که در انتهای خود یک فیش از جنس نقره دارد و از طریق همین فیش به پانل دستگاه متصل می‌گردد (۳۰).

چسب‌های اتصال: یکی از مهم‌ترین مسایل در به دست آوردن نتایج صحیح و قابل استفاده در الکترومیوگرافی سطحی، اتصال صحیح و محکم الکترودها به سطح پوست می‌باشد که از این امر به عنوان Fixation یاد می‌شود. اتصال الکترودها به سطح پوست در هنگام ثبت امواج باید به گونه‌ای باشد که الکترودها به هیچ وجه از سطح پوست جدا نشود (۳۱، ۳۰). برای اتصال الکترودها به سطح پوست، از چسب‌های نواری که الکترودها را روی پوست ثابت می‌کند، استفاده گردید؛ چرا که به علت حرکت نمونه‌ها در هنگام انجام آزمایش، الکترودها روی سطح پوست ثابت نمی‌ماند و حرکت می‌کند که این امر باعث مخدوش شدن نتایج آزمایش می‌شود. در مطالعه حاضر از YBT جهت ارزیابی قابلیت کنترل وضعیت استفاده گردید. این تست ابزار معتبر و پایایی برای کمی‌سازی قابلیت کنترل وضعیت می‌باشد (۲۵، ۱۶).

YBT: از این آزمون برای اندازه‌گیری تعادل پویا استفاده می‌گردد. این مقیاس برگرفته از آزمون تعادل گردش ستاره می‌باشد که Soderberg و Knutson آن را یک آزمون معتبر برای ارزیابی تعادل پویا دانستند (۳۱). آزمون تعادل گردش ستاره، یک آزمون پایا و دارای اعتبار جهت پیش‌بینی آسیب‌های اندام تحتانی، مشخص کردن نقص تعادل پویا در افرادی که دچار آسیب‌های اندام تحتانی شده‌اند، مشخص کردن آثار ناشی از خستگی بر تعادل و همچنین، تعیین اثر تمرینات بر بهبود تعادل است (۳۲). Plisky و همکاران برای ثابت کردن نحوه ارزیابی آزمون تعادل گردش ستاره و کاهش خطاهای آن، YBT را ابداع کردند. ضریب پایایی درون آزمونگر و بین آزمونگر این ابزار برای جهات مختلف به ترتیب بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۱ و ۰/۹۹ تا ۱/۰۰ و ضریب پایایی درون آزمونگر و بین آزمونگر برای نمره ترکیبی (نمره کلی آزمون) نیز به ترتیب ۰/۹۱ و ۰/۹۹ گزارش شده است (۳۳). YBT جهت ارزیابی تعادل پویا به کار می‌رود و در آن سه جهت (قدامی، خلفی- داخلی و خلفی- خارجی) وجود دارد که با زاویه ۱۳۵ درجه نسبت به یکدیگر رسم می‌شود. به لحاظ این که آزمون مذکور با طول پا رابطه معنی‌داری دارد، به منظور اجرای این آزمون و نرمال کردن اطلاعات، طول واقعی پا از خار خاصره قدامی فوقانی تا قوزک داخلی در حالت خوابیده طاق‌باز بر روی زمین اندازه‌گیری می‌گردد (۳۴). وسایل مورد نیاز برای انجام YBT شامل خطوط آزمون و برگه ثبت امتیازات می‌باشد.

نحوه انجام YBT: برای اجرای آزمون، هر آزمودنی با یک پا (پای برتر) چهار بار آزمون را تمرین می‌کرد تا روش اجرای آن را فراگیرد (آزمودنی با پای برتر راست، آزمون را در خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌داد و آزمودنی با پای برتر چپ، آزمون را در جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌داد). آزمودنی در مرکز تست روی یک پا می‌ایستاد و با پای دیگر در جهتی که آزمونگر انتخاب می‌کرد، عمل دستیابی حداکثری را بدون خطا انجام می‌داد و به حالت اولیه برمی‌گشت (شکل ۱). به منظور از بین بردن اثر یادگیری، هر آزمودنی هر کدام از جهات را چهار بار به فاصله ۱۵ ثانیه استراحت تمرین می‌کرد. سپس آزمودنی آزمون را در جهتی که آزمونگر به صورت تصادفی انتخاب می‌کرد، شروع می‌نمود. محل تماس پا تا مرکز محل تست بر حسب سانتی‌متر توسط آزمونگر اندازه‌گیری گردید. آزمون برای هر آزمودنی سه بار تکرار شد. بهترین رکورد، بر طول پا تقسیم می‌شد و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌گردید تا فاصله دستیابی بر حسب درصد طول پا به دست آید. در صورت بروز خطا، اگر پایی که در مرکز قرار داشت حرکت می‌کرد یا تعادل فرد دچار اختلال می‌شد، از آزمودنی درخواست می‌شد که آزمون را تکرار کند (۳۵).



شکل ۱. نمای شماتیک Y Balance Test (YBT)

http://jrrs.mui.ac.ir

لازم به ذکر است که محققان برای انجام YBT و یا تعادل گردش ستاره از روش‌های مختلفی استفاده کرده‌اند. در ادامه نکاتی که هنگام انجام YBT در تحقیق حاضر رعایت گردید، ذکر شده است.

جهت یکسان‌سازی نحوه اجرای آزمون، از آزمودنی درخواست شد که در تمام طول آزمون دست خود را روی ستیغ خاصره (Iliac crest) نگه دارد.

آزمون فقط توسط پای برتر آزمودنی‌ها انجام شد. برای مشخص کردن پای برتر، آزمودنی از پشت به سمت جلو هل داده می‌شد، پایی که برای بازیابی تعادل مورد استفاده قرار می‌گرفت، به عنوان پای برتر در نظر گرفته می‌شد (۳۳).

آزمودنی اجازه نداشت کف پای تکیه‌گاه خود را از روی زمین بلند کند.

آزمودنی بین هر دو اجرا ۳۰ ثانیه استراحت می‌کرد.

اگر آزمودنی موفق به حفظ تعادل روی یک پا نمی‌شد (با پای متحرک زمین را لمس می‌کرد) و یا موفق به بازگرداندن پای متحرک به حالت تحت کنترل نمی‌شد، خطا محسوب می‌شد و آزمون دوباره تکرار می‌گردید.

کف پای تکیه‌گاه آزمودنی از روی زمین بلند می‌شد.

مراحل اندازه‌گیری به پنج بخش کلی شامل تکمیل کردن پرسش‌نامه و گرم کردن، آماده‌سازی شرکت‌کنندگان و الکترودگذاری، اندازه‌گیری میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی با استفاده از آزمون عملکردی اندام تحتانی در شرایط عادی (بدون حضور خستگی)، اجرای پروتکل خستگی عضلات اندام تحتانی به وسیله دستگاه بایودکس و اندازه‌گیری میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی با استفاده از آزمون عملکردی اندام تحتانی بعد از اعمال پروتکل خستگی بود.

تکمیل کردن پرسش‌نامه و گرم کردن: در ابتدای هر جلسه پژوهشگر در مورد موضوع تحقیق، ابزارهای اندازه‌گیری و روند تحقیق اطلاعات کاملی را در اختیار هر آزمودنی قرار می‌داد. پس از ارایه این توضیحات، در صورت رضایت آزمودنی برای شرکت در مطالعه، پرسش‌نامه‌ای در اختیار آزمودنی قرار می‌گرفت تا اطلاعات مورد نیاز در آن ثبت گردد. بعد از تکمیل کردن پرسش‌نامه توسط آزمودنی، از وی درخواست می‌شد تا با لباس‌های ورزشی در آزمون شرکت کند. قد و طول پای آزمودنی با کمک متر نواری و وزن او با استفاده از ترازوی دیجیتال اندازه‌گیری و ثبت می‌شد. سپس پای برتر توسط آزمونگر مشخص گردید. در ادامه، محقق نحوه انجام آزمون عملکردی اندام تحتانی را به آزمودنی آموزش می‌داد. ۱۵ دقیقه زمان برای گرم کردن (گرم کردن عمومی ۱۰ دقیقه دویدن با سرعت دلخواه و ۵ دقیقه انجام حرکات کششی ایستا با تأکید بر مفاصل مچ پا و زانو بود) اختصاص داده شد.

آماده‌سازی آزمودنی‌ها و الکترودگذاری: از آن‌جایی که بخش عمده‌ای از اطلاعات حاصل از متغیرهای مورد بررسی در مطالعه حاضر مربوط به طیف الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی می‌باشد، به منظور ثبت مناسب امواج الکترومیوگرافی به صورت سطحی از روی پوست، ابتدا مراحل آماده‌سازی و نصب الکترودهای سطحی انجام شد که در ادامه به تفصیل آمده است.

ابتدا با توجه به توضیحات ارایه شده از جانب آزمونگر، زوائدی همچون مو و کرک‌های ظریف روی پوست با استفاده از ژیلت‌های یک‌بار مصرف اختصاصی در محل مورد نظر برای نصب الکترودهای سطحی مربوط به عضلات راست رانی، دو سرانی، درشت‌نی قدامی و دو قلو برطرف شد و جهت کاهش مقاومت اهمی سطحی، پوست با سمباده بسیار نرم مخصوص به طور ظریف لایه‌برداری گردید. سپس با استفاده از الکل ایزوپروپیل ۵ درصد، ذرات حاصل از لایه‌برداری و تعریق پوست پاک و تمیز شد تا از این طریق شرایط مناسبی برای اتصال الکترودها به سطح پوست فراهم گردد. سپس محل الکترودگذاری عضلات طبق پروتکل اروپایی Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) مشخص شد (۳۶).

پس از تعیین کردن عضلات مورد نظر، مکان‌های الکترودگذاری برای عضلات مورد بررسی شناسایی گردید که این محل‌ها شامل «عضله راست رانی: وسط خط بین خاصره قدامی فوقانی (Anterior Superior Iliac Spine یا ASIS) و بخش فوقانی کشکک، عضله دو سررانی: وسط خط بین برجستگی نشیمن‌گاهی و اپی‌کندیل خارجی درشت‌نی، عضله درشت‌نی قدامی: از بالا روی نقطه یک سوم خط بین نوک نازک‌نی و قوزک پا، عضله دو قلوی داخلی: روی برآمده‌ترین قسمت عضله» بود (۱۴).

در تمام موارد برای حصول اطمینان از مکان عضله، از انقباض عضلانی ایزومتریک پیشنهاد شده توسط Kendall برای مشخص شدن بالک عضله کمک گرفته شد (۱۵).

بعد از مشخص شدن محل‌های الکترودگذاری، الکترودها به محل‌های مشخص شده چسبانده شد.

به دلیل این که حرکت‌های آزمون‌های عملکردی باعث جابه‌جایی الکترودها و حرکت کابل‌ها روی پوست می‌شد و نویز را افزایش می‌داد، الکترودهای سطحی و کابل‌ها با چسب بر روی پوست محکم گردید. جهت ثابت کردن، الکترودها روی بدن موازی با جهت‌گیری فیبرهای عضلات در نظر گرفته شد.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، با استفاده از الکترودهای سطحی صورت گرفت. الکترودهای مورد استفاده از نوع نقره/ کلرید نقره و یک‌بار مصرف با قطر ۱ سانتی‌متر بود. برای هر عضله دو الکترود مثبت و منفی و یک الکترود زمین لازم بود که به فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی‌متر روی استخوان کشکک چسبانده می‌شد. در ثبت الکترومیوگرام به روش الکترودگذاری سطحی، تکنیک ثبت دو قطبی روش مؤثری در جهت قابلیت حذف سیگنال‌های مشترک و نویز می‌باشد که در آن دو الکترود اصلی و یک الکترود رفرنس وجود دارد و محل آن روی استخوان کشکک می‌باشد (۳۷).

اندازه‌گیری میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی با استفاده از آزمون عملکردی اندام تحتانی در شرایط عادی (بدون حضور خستگی): مرحله انجام آزمون جهت ثبت میزان فعالیت الکترومیوگرافی: برای ثبت میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی، مقیاس YBT به عنوان آزمون عملکردی اندام تحتانی انجام شد. آزمودنی در مرکز آزمون روی یک‌پا می‌ایستاد و با پای دیگر در جهتی که آزمونگر انتخاب می‌کرد، عمل دستیابی حداکثری را بدون خطا انجام می‌داد و به حالت اولیه بازمی‌گشت. در صورت بروز خطا (اگر پایی که در مرکز قرار داشت حرکت می‌کرد یا تعادل فرد دچار اختلال می‌شد)، از آزمودنی درخواست می‌شد تا آزمون را تکرار کند (۳۵).

ابتدا نحوه انجام آزمایش برای هر آزمودنی توضیح داده شد و به وی گفته شد تا با شنیدن فرمان «آماده‌ای، شروع کن» (که هم‌زمان با استارت دستگاه الکترومایوگرافی بود)، با حداکثر قدرت و توان آزمون‌ها را انجام دهد. برای مقیاس YBT، مسافت طی شده به وسیله متر نواری محاسبه می‌شد و آزمونگر با در دست داشتن دستگاه الکترومایوگرافی فرمان شروع حرکت را می‌داد.

http://jrrs.mui.ac.ir

پس از پایان آزمون تا انتقال دادن کارت حافظه از دستگاه SEMG به کامپیوتر و بررسی صحت موج‌های الکترومیوگرافی ثبت شده، الکترودها از بدن آزمون شونده جدا نمی‌شد تا در صورت بروز هرگونه اشکال در ثبت امواج، تست دوباره تکرار گردد. پس از حصول اطمینان از ثبت صحیح امواج الکترومیوگرافی، الکترودها از بدن آزمودنی جدا می‌شد و محل‌های چسبیدن الکترودها با آب و سپس الکل تمیز می‌گردید.

پروتکل خستگی عضلات اندام تحتانی: در میان روش‌های گوناگون ارزیابی و ایجاد خستگی، استفاده از انقباضات ارادی همواره به عنوان انتخاب اول مطرح بوده و استفاده از انقباض ارادی حداکثر یا توان به عنوان معیار کمی کردن خستگی و استاندارد طلایی شناخته شده است (۳۸). پروتکل خستگی به صورت اجرای انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه در تحقیق حاضر، امکان دستیابی به بازخورد را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم آورد و علاوه بر این، معیار تکرارپذیر و استانداردی به شمار می‌شود. از طرف دیگر، به کارگیری پروتکل خستگی مذکور در برخی تحقیقات مشابه نیز منجر به تغییر معنی‌دار در شاخص‌های کنترل تعادل شده است (۳۶، ۱۴).

برای اعمال خستگی در گروه عضلات مورد نظر، از دستگاه بایودکس استفاده گردید. بدین منظور، ابتدا حداکثر گشتاور عضلات اکستنسور و فلکسور زانو ثبت شد. برای اعمال برنامه خستگی در ناحیه زانو، زاویه تنه ۱۱۰ درجه و زانو در حالت فلکشن ۹۰ درجه (در شروع حرکت) تعیین گردید. برای جلوگیری از کمک گرفتن از سایر عضلات یا اندام‌ها، تنه، لگن و زانوی آزمودنی با کمک کمربند به صندلی دستگاه بایودکس ثابت شد. برای گرم کردن عضلات و آشنایی آزمودنی‌ها با نحوه اجرای حرکات در دستگاه بایودکس در شروع اجرای برنامه، چند حرکت زیر بیشینه انجام شد. سپس برای ثبت حداکثر گشتاور هر آزمودنی، سه حرکت فلکشن و اکستنشن زانو (برای ثبت حداکثر گشتاور عضلات ناحیه زانو) با حداکثر تلاش انجام گرفت و میانگین سه حرکت به عنوان حداکثر گشتاور تولیدی آزمودنی ثبت گردید. طی اجرای برنامه در عضلات ناحیه زانو حالت انقباض انتخابی ایزوکینتیک و نوع انقباض کانسنتریک/ کانسنتریک و سرعت انقباض برای حرکات اکستنشن و فلکشن زانو ۳۶۰ درجه بر ثانیه در نظر گرفته شد. فرض بر این بود که اگر گشتاور تولیدی آزمودنی طی سه حرکت متوالی به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ثبت شده طی اولین حرکت تقلیل یابد، خستگی اتفاق می‌افتد (۴۰، ۳۹، ۱۴).

اندازه‌گیری میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی با استفاده از آزمون‌های عملکردی اندام تحتانی بعد از اعمال پروتکل خستگی: برای انجام این بخش، مرحله انجام آزمون جهت ثبت میزان فعالیت الکترومیوگرافی در حالی که آزمودنی‌ها با اعمال پروتکل خسته شده بودند، تکرار گردید.

مرحله پردازش داده‌های الکترومیوگرافی: یکی از مهم‌ترین و دشوارترین مراحل در همه پژوهش‌های انجام شده جهت بررسی فعالیت‌های عضلانی با استفاده از ابزار الکترومیوگرافی، بررسی و مقایسه هم‌زمان سیگنال خام با سیگنال پردازش شده الکترومیوگرافی جهت حصول اطمینان از صحت شناسایی متغیر مورد بررسی می‌باشد. در تحقیق حاضر، سیگنال‌های الکترومیوگرافی با تأکید بر حوزه زمان مورد بررسی قرار گرفت. از آن‌جایی که عوامل بسیاری می‌تواند در کلیه مراحل تولید سیگنال (آزمون شونده)، ثبت، تقویت، انتقال و دریافت سیگنال (سخت‌افزاری)، نمایش سیگنال (نرم‌افزاری) و شناسایی و تفسیر متغیرهای مورد بررسی در سیگنال (نرم‌افزار و آزمونگر) منشأ بروز تفاوت و تغییرپذیری باشد، یادآور می‌شود که در پژوهش حاضر نکات مهمی به دقت رعایت شد که در ادامه آمده است.

در صورت بروز درد یا احساس خستگی غیر قابل برگشت به شرایط طبیعی و یا عدم تمایل و انگیزه کافی برای ادامه آزمون، امکان توقف آزمون و خروج فرد از مطالعه وجود داشت.

در زمان اجرای آزمون، چنانچه اختلالی در نمایش سیگنال‌های الکترومیوگرافی در صفحه نمایش پانل دستگاه SEMG مشاهده می‌گردید، آزمون متوقف می‌شد و مواردی همچون جدا شدن الکترودها از پوست، جدا شدن فیش انتهایی الکترودها از کانال‌های دستگاه و... بررسی می‌گردید. سپس با طی فواصل زمانی کافی به منظور استراحت، آزمون با رفع اشکال فوق تکرار می‌شد (۳۱).

پردازش نهایی داده‌های الکترومیوگرافی: اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع‌آوری شد (۳۷).

داده‌های الکترومیوگرافی در نرم‌افزار MegaWin 3.0.1 پردازش گردید. از آن‌جایی که ۴ الکترود به عضلات مورد نظر روی بدن هر فرد متصل شده بود، به ازای هر آزمودنی چهار موج خام الکترومیوگرافی وجود داشت.

سیگنال الکترومیوگرافی سطحی، نوعی ابزار تشخیص معمول برای تشخیص بیماری‌های عصبی- عضلانی می‌باشد که در توان‌بخشی، مهندسی، ورزش، ارگونومی و پژوهش نیز کاربرد دارد. زمان و ویژگی‌های انرژی، شاخص‌هایی از برآورد نیروی انقباض فراهم می‌کند. بنابراین، دقت در تشخیص شروع و پایان، اجازه ارزیابی از وضعیت و حرکت را می‌دهد. جهت تجزیه و تحلیل امواج خام الکترومیوگرافی، از روش محاسبات RMS استفاده گردید. برای نشان دادن فعالیت عضلانی طی آزمون عملکردی شروع حرکت و پایان حرکت داده‌های الکترومیوگرافی RMS، از الگوریتم Di Fabio استفاده شد (۴۱).

برای اندازه‌گیری زمان شروع انقباض (Onset)، سطح قسمت استراحت ابتدای الگوریتم نقطه‌ای به طور تصادفی به عنوان t_1 انتخاب می‌شد. در ادامه، زمان t_2 به فاصله ۳ تا ۵ میلی‌ثانیه بعد از زمان t_1 تنظیم می‌شد. سپس میانگین RMS بین زمان t_1 و t_2 محاسبه و به عنوان زمان شروع ثبت گردید. برای اندازه‌گیری زمان پایان انقباض (Offset) نیز سطح قسمت استراحت در انتهای الگوریتم نقطه‌ای به صورت تصادفی به عنوان t_3 انتخاب شد و زمان t_4 به فاصله ۳ تا ۵ میلی‌ثانیه پس از زمان t_3 تنظیم گردید و میانگین RMS آن به عنوان زمان پایان انقباض ثبت شد. در ضمن، برای نرمال‌سازی داده‌های زمان شروع و پایان، از رابطه ۱ استفاده گردید.

$$\text{آستانه ثابت} + \text{EMG} = ۳ \times \text{انحراف معیار} \qquad \text{رابطه ۱}$$

برای محاسبه آستانه ثابت (Th)، مقدار میانگین پایه EMG در حالت استراحت با عددی بالاتر از انحراف معیار جمع می‌شود. در ادامه، میانگین RMS بین زمان شروع و پایان انقباض به عنوان داده خام هر آزمودنی مورد استفاده قرار گرفت. با توجه به این که الگوریتم Di Fabio برای تشخیص زمان شروع فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد و همچنین، یک مرجع متداول برای یک تکنیک جدید می‌باشد (۴۱)، در مطالعه حاضر از این روش استفاده شد.

جدول ۱. نتایج آزمون Paird t و میانگین سطح فعالیت عضلات در مرحله قبل و بعد اعمال خستگی در مقیاس Y Balance Test (YBT)

عضلات (میلی‌ولت)	قبل از خستگی (میانگین ±انحراف معیار)	بعد از خستگی (میانگین ±انحراف معیار)	مقدار t	انحراف معیار	مقدار P
راست رانی	۰/۵۰۷ ± ۰/۱۱۶	۰/۴۲۷ ± ۰/۱۲۰	۲/۶۱	۰۰/۱۱	*۰/۰۲۰
همسترینگ خارجی	۰/۵۲۵ ± ۰/۰۸۶	۰/۴۰۴ ± ۰/۱۴۱	۱/۶۶	۰/۱۸	*< ۰/۰۰۱
ساقی قدامی	۰/۵۳۰ ± ۰/۰۹۵	۰/۴۱۵ ± ۰/۰۷۶	۴/۳۱	۰/۰۸	*< ۰/۰۰۱
دو قلوی داخلی	۰/۶۰۰ ± ۰/۰۹۳	۰/۴۳۸ ± ۰/۱۱۹	۴/۰۷	۰/۱۴	*< ۰/۰۰۱

*تفاوت معنی‌دار در سطح P < ۰/۰۵۰

جهت محاسبه سطح فعالیت عضلات مورد نظر، سیگنال‌های الکترومیوگرافی خام انتخاب و وارد نرم‌افزار MegaWin 3.0.1 شد. با توجه به ماهیت سیگنال RMS، در پژوهش حاضر نیازی به یک سویه کردن مقدماتی سیگنال نبود. از داده‌های حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک که بر روی دستگاه بایودکس ثبت شده بود، نیز RMS گرفته شد. سپس با تقسیم مقدار فعالیت انجام شده برای هر عضله بر مقدار Mean muscle activity (MVC) و ضرب عدد حاصل شده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله به دست آمد (۲۹).

هر کدام بر داده‌های RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک تقسیم شد تا اعداد حاصل به صورت نرمال شده ارایه گردد. تجزیه و تحلیل تمام داده‌های الکترومیوگرافی به دست آمده از همه آزمون شوندگان به اجرا گذاشته شد.

برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون Kolmogorov-Smirnov و جهت بررسی تفاوت میانگین آزمون عملکردی قبل و بعد از خستگی نیز از آزمون Paired t استفاده گردید. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ (version 21, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین وزن، قد و سن آزمودنی‌ها به ترتیب ۶/۹۹ ± ۶۹/۱۶ کیلوگرم، ۳/۷۴ ± ۱۷۵/۰۵ سانتی‌متر و ۱/۸۸ ± ۲۴/۱۱ سال بود. میزان شاخص توده بدنی (BMI یا Body mass index) شرکت‌کنندگان نیز ۲۲/۵۳ کیلوگرم بر مترمربع به دست آمد.

متغیرهای پیش‌بین و ملاک در تحقیق حاضر به ترتیب شامل کنترل قامت و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی بود. بر اساس یافته‌ها، میانگین YBT قبل و بعد از خستگی به ترتیب ۸/۷۶ ± ۸۰/۸۵ و ۱۰/۴۰ ± ۷۶/۸۵ گزارش گردید.

جهت بررسی میانگین متغیرهای اندازه‌گیری شده قبل و بعد از خستگی، از آزمون Repeated measures ANOVA استفاده گردید. برای بررسی اختلاف میانگین سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی آزمودنی‌ها در مرحله قبل و بعد از اعمال خستگی نیز آزمون Paird t مورد استفاده قرار گرفت (جدول ۱).

نتایج حاصل از آزمون Paird t نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین سطح فعالیت عضلات راست رانی، همسترینگ، ساقی قدامی و دو قلوی داخلی قبل و بعد از خستگی وجود داشت.

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از انجام پروتکل خستگی عضلات اندام تحتانی، میزان فعالیت الکتریکی این عضلات و نمره مقیاس YBT در تمامی جهات کاهش معنی‌داری داشت (P = ۰/۰۰۱). بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات اندام تحتانی، تأثیر منفی در تعادل پویای آزمودنی‌ها داشت.

اندام تحتانی علاوه بر این که پایه و سطح اتکای آدمی است، عامل جابه‌جایی او نیز محسوب می‌شود. بنابراین، فعالیت عضلات این بخش علاوه بر پایداری و ثبات اندام تحتانی در وضعیت ایستا، حرکات او را در وضعیت‌های دینامیک نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲). همچنین، عضلات اندام تحتانی به ثبات لگن و زنجیره حرکتی طی حرکات عملکردی کمک می‌کند. هنگامی که این عضلات به درستی کار کند، منجر به توزیع مناسب و تولید حداکثر نیرو با حداقل نیروهای فشارنده، انتقالی و برشی در مفاصل زنجیره حرکتی می‌گردد (۴۲).

کاهش در تعادل پویا بر اثر خستگی عضلات اندام تحتانی می‌تواند قابل توجیه باشد. خستگی سبب کاهش توانایی تولید نیرو، هماهنگی عصبی- عضلانی، دقت کنترل حرکتی، حس عمقی، ثبات مفصلی، هم‌انقباضی عضلات و افزایش زمان عکس‌العمل می‌شود که نتیجه اصلی آن، کاهش مشخص در عملکرد عضلات است (۴۳). Soderberg و Knutson عواملی همچون قدرت، انعطاف‌پذیری، کنترل عصبی- عضلانی، ثبات مرکزی، دامنه حرکتی مفاصل و حس عمقی را در اجرای موفق آزمون تعادل گردشی ستاره مؤثر دانستند و آن را آزمون مناسبی جهت بررسی اثرات خستگی بر تعادل پویا معرفی نمودند (۳۱). با در نظر گرفتن تأثیرات منفی خستگی بر عملکرد عضلات و عوامل مؤثر در اجرای آزمون تعادل گردش ستاره، کاهش نمره این آزمون بر اثر خستگی، امری منطقی به نظر می‌رسد (۳۲). لازم به ذکر است که در تحقیق حاضر به جای استفاده از آزمون تعادل گردش ستاره، از مقیاس YBT (که برگرفته از آزمون تعادل گردش ستاره است) استفاده گردید. برای اجرای این آزمون، آزمودنی به جای انجام هشت جهت در آزمون تعادل گردش ستاره، فقط سه جهت قدامی، خلفی- داخلی و خلفی- خارجی را اجرا کرد.

مقیاس YBT در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود و عضلات ران نقش بسیار مهمی در عملکرد و راستای اندام تحتانی در طول فعالیت‌های زنجیره حرکتی بسته دارد (۴۴). نتایج پژوهش‌ها نشان داده است که فعالیت عضلات ران بر حفظ تعادل بسیار تأثیرگذار است (۴۵).

زمانی که فرد تلاش می‌کند وضعیت خود را حفظ کند، انقباضات اصلاح‌کننده به طور دایم در پاسخ به اغتشاشات کوچک مفاصل اتفاق می‌افتد. به دلیل این که خستگی، سرعت انتقال عصبی را کاهش می‌دهد، ممکن است توانایی ایجاد انقباضات جبرانی در اطراف مفاصل نیز کاهش یابد و منجر به ضعف کنترل عصبی- عضلانی و تغییرات بیشتر در وضعیت مفاصل گردد. این دامنه تغییرات بیشتر در حرکت مفاصل در غیاب اعمال اصلاحی عضلات، ممکن است باعث کاهش تعادل شود (۴۶). با وجود این که هدف از انجام مطالعه

http://jrrs.mui.ac.ir

حاضر، بررسی تأثیر خستگی بر میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی و نمرات آزمون‌های عملکردی بود، نکته جالب توجه این بود که پس از انجام پروتکل خستگی عضلات اندام تحتانی، علاوه بر این که میزان فعالیت عضلات و نمرات تمام آزمون‌های عملکردی اندام تحتانی کاهش معنی‌داری را نشان داد، کیفیت انجام این آزمون‌ها نیز نسبت به زمان عادی (بدون حضور خستگی) بسیار کاهش یافت؛ به طوری که تعداد خطاهای آزمودنی‌ها در انجام این آزمون‌ها افزایش پیدا کرد و کاهش دقت کنترل حرکتی در هنگام اجرای آزمون‌های عملکردی اندام تحتانی بسیار محسوس بود (۴۷).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پس از اعمال پروتکل خستگی، فعالیت عضله راست رانی کاهش معنی‌داری داشت. عضلات چهار سران با انقباض کانسنتریک خود، فلکشن زانو را کنترل می‌کند و آماده باز کردن زانو و حمایت از وزن بدن می‌شود. کاهش فعالیت عضله، سبب کاهش گشتاور تولیدی و اختلال در کنترل فلکشن زانو و همچنین، حمایت از وزن بدن می‌گردد و در نتیجه، شاید باعث اختلال در کنترل قامت شود.

Di Giulio و همکاران گزارش کردند که ارتباط زیادی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله درشت‌نی قدامی و نوسان بدن (به عنوان یک عملکرد) در حالت ایستادن مشاهده شد. این نتایج نشان می‌دهد که بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و میزان جابه‌جایی مرکز ثقل ارتباط وجود دارد (۱۹).

نتایج مطالعه Neumann نشان داد که کاهش گشتاوری دورسی فلکسوری ممکن است ناشی از کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی باشد. عضله درشت‌نی قدامی با انقباض اکسنتریک، سبب کنترل برخورد کف پا با زمین می‌شود و کاهش فعالیت عضلانی، این ساز و کار کنترلی را مختل می‌کند. همچنین، کاهش فعالیت این عضله ممکن است سبب افزایش پرونیشن پا شود (۴۸). با توجه به مطالب گفته شده، می‌توان بیان کرد که کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی بعد از اعمال برنامه خستگی، گیرنده‌های حسی و اصلاحات تعادلی این ناحیه را دچار اختلال خواهد کرد. بنابراین، اعمال برنامه خستگی می‌تواند در به تأخیر انداختن اصلاحات تعادلی و در نتیجه، کسب فاصله کمتر در حین اجرای عمل دستیابی در مقیاس YBT نسبت به قبل از اعمال خستگی نقش بیشتری داشته باشد. در نتیجه، کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی منجر به کاهش فاصله دستیابی و تعادل پویا خواهد شد؛ چرا که در حین انجام عمل دستیابی، آزمودنی باید با تکیه بر کنترل عصبی- عضلانی اطراف مفاصل اندام تحتانی، برای کسب بیشترین فاصله تلاش کند که در صورت عدم شروع به‌موقع اصلاحات تعادلی در کنار عدم تولید نیروی کافی عضلات اطراف مفاصل، در اجرای بهینه حرکت مورد نظر دچار مشکل خواهد شد. با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که برای حفظ تعادل پویای بهینه در حین اجرای فعالیت‌های ورزشی، سطح فعالیت مناسب عضلات عمل‌کننده در اطراف مفاصل اندام تحتانی به ویژه در ناحیه قدامی ساق پا، از اهمیت زیادی برخوردار است.

نتایج مطالعات نشان داده است که بعد از اعمال خستگی، فعالیت عضله نیم‌وتری کاهش می‌یابد. شاید خستگی عضلات چهار سران بر الگوی هم‌انقباضی عضلات همسترینگ تأثیرگذار باشد (۵۰، ۴۹) و در نتیجه، عضله نیم‌وتری با کاهش فعالیت مواجه شود. Parijat و Lockhart در پژوهش خود، کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله تماس پاشنه را عنوان کردند، اما علت کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله تماس راه رفتن را افزایش سرعت تماس پاشنه پس از خستگی موضعی عضلات چهار سران دانستند (۵۰) که با نتایج بررسی حاضر همخوانی داشت.

Winter بیان نمود که کاهش فعالیت عضله دو قلوی داخلی در مرحله استانس راه رفتن، سبب افزایش حرکت رو به جلوی درشت‌نی و تغییر زاویه فلکشن زانو می‌شود و در نتیجه، ممکن است راه رفتن طبیعی را مختل کند (۵۱). Di Giulio و همکاران دریافتند که ارتباط متوسطی بین فعالیت الکترومیوگرافی عضله دو قلو و نعلی با نوسان بدن در حالت ایستادن وجود دارد (۱۹).

نتایج تحقیق Neptune و همکاران نشان داد که افزایش فلکشن زانو و تغییر در طول عضله، روی قابلیت عضله برای تولید نیروی انقباضی تأثیر دارد. این پدیده باعث کاهش فعالیت عضله دو قلوی ساق پا در مقایسه با دیگر عضلات برای تولید نیرو همراه با افزایش زاویه فلکشن زانو می‌شود (۵۲).

با توجه به نتایج مطالعه حاضر و مطالب بیان شده می‌توان گفت که با افزایش فلکشن زانو، طول عضله دو قلوی ساق پا کوتاه می‌شود؛ چرا که فاصله بین سر ثابت عضله روی قسمت خلفی و تحتانی استخوان ران و سر متحرک آن که روی پشت استخوان پاشنه است، کاهش می‌یابد (۹).

فعالیت الکترومیوگرافی در تمامی عضلات مورد مطالعه کاهش یافت که این یافته با نتایج بررسی‌های پیشین مانند پژوهش Pincivero و همکاران (۵۳) همسو بود. دلیل احتمالی این که بین سطح فعالیت عضلات اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی اختلاف معنی‌داری وجود دارد را می‌توان چنین توجیه کرد که به دنبال خستگی، گیرنده‌های حسی و اصلاحات تعادلی این ناحیه دچار اختلال می‌شود. بنابراین، اعمال برنامه خستگی می‌تواند در به تأخیر انداختن اصلاحات تعادلی و در نتیجه، کسب فاصله کمتر در حین اجرای عمل دستیابی در مقیاس YBT نسبت به قبل از اعمال خستگی نقش بیشتری داشته باشد. همچنین، در خصوص اثرات واضح‌تر اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت در پروتکل خستگی بایودکس می‌توان به پیام‌های رسیده به مغز از گیرنده‌های حسی تمام نقاط بدن و در نتیجه، واماندگی اشاره کرد؛ چرا که اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، موجب ارسال پیام‌هایی از گیرنده‌های حسی تمام عضلات به سیستم عصبی مرکزی مبنی بر کاهش فعالیت برای جلوگیری از آسیب می‌شود. بنابراین، به منظور افزایش تعادل پویا و کاهش اثرات خستگی و به دنبال آن، کاهش احتمال آسیب‌دیدگی در اواخر فعالیت‌های جسمانی، به دلیل بالا بودن میزان خستگی و شمار بالای آسیب‌های گزارش شده در این زمان، به مربیان توصیه می‌گردد که در طراحی برنامه‌های ورزشی و آمادگی جسمانی، به تمرینات افزایش استقامت عضلانی به ویژه در اندام تحتانی و ناحیه قدام اندام تحتانی توجه ویژه‌ای داشته باشند.

به طور خلاصه می‌توان بیان کرد که خستگی عضلات اندام تحتانی بدن شاید با تأثیر منفی بر هماهنگی عصبی- عضلانی، دقت کنترل حرکتی و ثبات مفاصل پروگزیمال و انتقال این تأثیر مخرب به مفاصل دیستال، موجب اختلال عملکرد در طول زنجیره حرکتی می‌شود (۴۵) و این کاهش هماهنگی عصبی- عضلانی بخش‌های پروگزیمال در اثر پروتکل خستگی، منجر به کاهش تعادل می‌گردد. در نهایت، کاهش تعادل، توانایی انجام مهارت‌های حرکتی را کاهش می‌دهد و سبب ایجاد محدودیت انجام حرکات عملکردی می‌شود (۵۴، ۴۶).

با توجه به مطالب بیان شده، چنین می‌توان استنباط کرد با توجه به این که مقیاس YBT در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود، تغییرات ایجاد شده ناشی

http://jrrs.mui.ac.ir

از خستگی در بخش‌های پروگزیمال، به بخش‌های دیستال اثر می‌گذارد و باعث کاهش نمرات مقیاس YBT می‌شود. بنابراین، در یک نتیجه‌گیری کلی می‌توان بیان کرد که کارکرد فعالیت عضلات اندام تحتانی بدن در تعادل پویای مردان ورزشکار دانشگاهی تأثیرگذار است.

محدودیت‌ها

در تحقیق حاضر فقط آزمودنی‌های مرد شرکت داده شدند. همچنین، شرایط روحی و روانی آزمودنی‌ها، انگیزه آن‌ها و سطح مهارتشان کنترل نشد که می‌تواند بر نتایج تحقیق تأثیر بگذارد.

پیشنهادها

با توجه به تأثیر منفی خستگی عضلات بر عملکرد عضلات اندام تحتانی ورزشکاران و در نظر گرفتن این نکته که تأثیر مخرب خستگی عامل قابل تعدیلی است، تمریناتی که باعث بهبود استقامت و تسهیل انقباض عضلات اندام تحتانی و افزایش توانایی آن‌ها در مقابله با خستگی می‌شود، شاید می‌تواند توسط مربیان به عنوان روشی برای جلوگیری از کاهش عملکرد اندام تحتانی بر اثر خستگی طی فعالیت‌های طولانی مدت ورزشی مورد استفاده قرار گیرد. همچنین، به منظور درک بهتر تفاوت‌های بیومکانیکی بین مرحله قبل از خستگی و بعد از خستگی، پیشنهاد می‌شود در تحقیقی ویژگی‌های کینماتیکی، کینتیکی و الکترومیوگرافی بین این دو مرحله مقایسه گردد.

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالب عنوان شده می‌توان این‌گونه استنباط کرد، با توجه به این که مقیاس YBT در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود، تغییرات ایجاد شده ناشی از خستگی در بخش‌های پروگزیمال، بر بخش‌های دیستال اثر می‌گذارد و باعث کاهش نمرات مقیاس YBT می‌شود. بنابراین، در یک نتیجه‌گیری کلی می‌توان بیان نمود که کارکرد عضلات اندام تحتانی بدن، در تعادل پویای مردان ورزشکار دانشگاهی تأثیرگذار است.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با شماره ۴۶۲، مصوب دانشگاه اصفهان می‌باشد. بدین وسیله از همکاری مسؤولان دانشکده تربیت بدنی دانشگاه اصفهان که برای استفاده از آزمایشگاه همکاری بسیاری کردند، سپاسگزاری می‌گردد. همچنین، از تمام شرکت‌کنندگان پژوهش تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

مجید فتاحی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، مسؤولیت حفظ و یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، غلامعلی قاسمی، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله را به عهده داشتند.

منابع مالی

تحقیق حاضر بر اساس تحلیل ثانویه بخشی از اطلاعات مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی و با حمایت مالی دانشگاه اصفهان تنظیم گردید. دانشگاه اصفهان در جمع‌آوری داده‌ها تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. غلامعلی قاسمی بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با این پژوهش را از دانشگاه اصفهان جذب نمود و از سال ۱۳۹۳ به عنوان دانشیار آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی در این دانشگاه مشغول به فعالیت می‌باشد. مجید فتاحی از سال ۱۳۹۱ دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان می‌باشد.

References

1. Rehabilitation Techniques for sports medicine and athletic training with laboratory manual and esims password card. 4th ed. New York, NY: McGraw-Hill Humanities/Social Sciences/Languages; 2005.
2. Orr R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. Eur J Phys Rehabil Med 2010; 46(2): 183-220.
3. Aaronson LS, Teel CS, Cassmeyer V, Neuberger GB, Pallikkathayil L, Pierce J, et al. Defining and measuring fatigue. Image J Nurs Sch 1999; 31(1): 45-50.
4. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.
5. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. J Orthop Sports Phys Ther 2007; 37(2): 48-55.
6. Fu SN, Hui-Chan CW. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? Neurosci Lett 2007; 417(2): 123-7.
7. Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. J Electromyogr Kinesiol 2006; 16(3): 257-63.
8. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. J Athl Train 1999; 34(2): 150-4.
9. Earl JE, Hertel J. Lower-Extremity Muscle Activation during the Star Excursion Balance Tests. J Sport Rehabil 2001; 10(2): 93-104.
10. Kaminski TW, Gribble P. The Star Excursion Balance Test as a measurement tool. Athl Ther Today 2003; 8(2): 46-7.

11. Guskiewicz KM, Perrin DH. Research and clinical applications of assessing balance. J Sport Rehabil 1996; 5(1): 45-63.
12. Gribble PA, Robinson RH, Hertel J, Denegar CR. The effects of gender and fatigue on dynamic postural control. J Sport Rehabil 2009; 18(2): 240-57.
13. Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. J Athl Train 2008; 43(2): 164-71.
14. Harkins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. J Athl Train 2005; 40(3): 191-4.
15. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83(2): 224-8.
16. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. J Athl Train 2008; 43(3): 293-304.
17. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14(6): 641-6.
18. Chang SH, Mercer VS, Giuliani CA, Sloane PD. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(9): 1843-50.
19. Di Giulio I, Maganaris CN, Baltzopoulos V, Loram ID. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. J Physiol 2009; 587(Pt 10): 2399-416.
20. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000; 23(6): 573-8.
21. Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007; 22(5): 489-94.
22. Caron O. Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? Neurosci Lett 2004; 363(1): 18-21.
23. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. J Electromyogr Kinesiol 2003; 13(5): 491-8.
24. Parnianpour M, Nordin M, Kahanovitz N, Frankel V. 1988 Volvo award in biomechanics. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. Spine (Phila Pa 1976) 1988; 13(9): 982-92.
25. Sarshin A, Sadeghi H, Abbasi A. The effect of activity related fatigue on dynamic postural control as measured by the Star Excursion Balance Test. Posture and Balance 2007; 14(S6): 10-5.
26. O'Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F, Lin IB, et al. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(1): E1-E8.
27. Salehi S, Hedayati R, Bakhtiari A H, Sanjari MA, Ghorbani R. The comparative study of the effect of stabilization exercise and stretching-strengthening exercise on balance parameters in forward head posture patients. J Rehab 2013; 14(1): 50-60. [In Persian].
28. Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Scottsdale, AZ: Noraxon USA, Inc; 2006. p. 1-60.
29. Allison GT, Fujiwara T. The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002; 17(6): 464-9.
30. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10(5): 361-74.
31. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. Phys Ther 2000; 80(5): 485-98.
32. Brown C, Ross S, Mynark R, Guskiewicz K. Assessing functional ankle instability with joint position sense, time to stabilization, and electromyography. J Sport Rehabil 2004; 13(2): 122-34.
33. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. N Am J Sports Phys Ther 2009; 4(2): 92-9.
34. Chuter VH, Janse de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. Gait Posture 2012; 36(1): 7-15.
35. Reiman MP, Manske RC. Functional testing in human performance. Champaign, IL: Human Kinetics; 2009.
36. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. Gait Posture 2007; 26(2): 214-8.
37. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. Phys Ther Sport 2007; 8(4): 169-76.
38. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. J Neurosci Methods 1997; 74(2): 219-27.
39. Joyce C, Perrin D, Arnold B, Granata K, Gansneder B, Gieck J. Dorsiflexor and plantar flexor muscle fatigue decreases postural control. J Athl Train 2001; 36(2): 45-9.
40. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. J Athl Train 2000; 35(1): 26-30.

41. Staude G, Flachenecker C, Daumer M, Wolf W. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. EURASIP J Adv Signal Process 2001; 1(1): 67-81.
42. Lees A. Methods of impact absorption when landing from a jump. Eng Med 1981; 10(4): 207-11.
43. Ortiz A, Olson SL, Etnyre B, Trudelle-Jackson EE, Bartlett W, Venegas-Rios HL. Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. J Strength Cond Res 2010; 24(4): 1019-27.
44. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. J Am Acad Orthop Surg 2005; 13(5): 316-25.
45. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. J Athl Train 2011; 46(6): 607-14.
46. Sporns O, Edelman GM. Solving Bernstein's problem: A proposal for the development of coordinated movement by selection. Child Dev 1993; 64(4): 960-81.
47. Orishimo KF, Kremenic IJ, Mullaney MJ, McHugh MP, Nicholas SJ. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2010; 18(11): 1587-93.
48. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. Philadelphia, PA: Mosby; 2013.
49. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(1): 82-7.
50. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait Posture 2008; 28(4): 568-73.
51. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, NY: Wiley; 2009.
52. Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ. Muscle coordination and function during cutting movements. Med Sci Sports Exerc 1999; 31(2): 294-302.
53. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. J Biomech 2006; 39(2): 246-54.
54. Sidaway B, Anderson J, Danielson G, Martin L, Smith G. Effects of long-term gait training using visual cues in an individual with Parkinson disease. Phys Ther 2006; 86(2): 186-94.

DOI: 10.22122/jrrs.v14i1.3032 Published by Vesnu Publications

The Effects of Fatigue on Electromyography Activity of Lower Extremity Muscles in their Functional Testing

Majid Fatahi[1], Gholam Ali Ghasemi[2]

Original Article

Abstract

Introduction: The lower extremity is one of the important factors affecting performance, and lower limb muscles play a significant role in the performance of individuals. Lower limb muscles play an important role in maintaining postural control, especially in single movements. Ineffectiveness or weakness of these muscles during dynamic movements may increase incomplete dynamical control, and muscle tiredness affects muscle activity. The aim of this study was to compare the electromyography activity of lower extremity muscles before and immediately after fatigue.

Materials and Methods: 20 men students in the field of physical education participated in this study. Surface electromyography activity of rectus femoris, lateral hamstring, tibialis anterior, and medial gastrocnemius muscles before and after using the device were evaluated. Lower extremity muscle fatigue protocol to exhaustion by Biodex machine was used. The paired t test was used for statistical analysis with a significance level of $P < 0.050$.

Results: There was significant difference between before and after fatigue in the level of activity of rectus ($P = 0.020$), hamstrings ($P < 0.001$), tibialis anterior ($P < 0.001$), and medial gastrocnemius ($P < 0.001$) muscles.

Conclusion: Lower extremity muscle fatigue has negative effect on the activity of the muscles around the knee joint. Muscle fatigue may cause changes in lower limb muscles, which may increase joints vulnerability. These results can be addressed in the design of athletes' rehabilitation and training programs to prevent biomechanical parameters changes which lead to loss or damage.

Keywords: Electromyography, Fatigue, Lower extremity, Muscles, Postural balance

Citation: Fatahi M, Ghasemi GA. **The Effects of Fatigue on Electromyography Activity of Lower Extremity Muscles in their Functional Testing.** J Res Rehabil Sci 2018; 14(1): 48-58.

Received: 14.02.2018 Accepted: 11.03.2018 Published: 04.04.2018

1- MSc Student, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
2- Associate Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Majid Fatahi, Email: majidfatahi24@yahoo.com