Archive of SID
Published Online: 2016.October.29

Research Article

Immediate Effect of Foot Insole on Electromyography Activity Ratio of VMO and VL Muscles During One-Leg Drop Jump

Mehrdad Anbarian*[1], Mohammad Hosein Ghasemi[2], Amir Reza Seddighi[3]

1. Associate Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. PhD student in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
3. MSc. in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Received: 2016.June.09 Revised: 2016.August.04 Accepted: 2016.September.24

Abstract

Background and Aim: Although the biomechanical effects of insole on optimization of movement patterns, especially in the lower limbs in rehabilitation sciences, have been documented, the effect of applying it in modifying sports basic movement patterns is not well-known. The aim of present study was to investigate the effect of three foot insoles (rigid, semi-rigid, and soft) on electromyography activity ratio of VMO and VL muscles.

Materials and Methods: A total of 13 male participants took part in the present semi-experimental study. Electromyography activities of Vastus Medialis Obliqe (VMO) and Vastus Lateralis (VL) muscles were recorded and VMO/VL ratio was compared in four conditions: wearing only shoes, soft-sole, semi-sole, and rigid-sole during one-leg drop jump. ANOVA with Repeated measures test was used for data analyses ($p<0.05$).

Results: The VMO muscle activation in soft-sole condition significantly increased in comparison with semi-rigid condition in the eccentric phase ($P<0.05$). There was a significant increase in electromyography activation for Vastus lateralis muscle in soft-sole condition compared to non-sole and rigid-sole in the eccentric phase ($P<0.05$). Also, there was no significant difference observed for VMO and VL activation in conditions during concentric and pre-activation phases. Finally, VMO/VL activation ratio in rigid-sole significantly increased in comparison with semi-sole in the eccentric phase.

Conclusion: Considering the influence of rigid insole on increasing the VMO/VL ratio during the execution of drop jump task, it seems that using rigid insole may be useful in improving and expediting individuals' rehabilitation with imbalance problems between VMO and VL muscles during jumping tasks.

Keywords: Insole; One-leg drop jump; Electromyography; VMO/VL ratio

Cite this article as: Mehrdad Anbarian, Mohammad Hosein Ghasemi, Amir Reza Seddighi. Immediate Effect of Foot Insole on Electromyography Activity Ratio of VMO and VL Muscles During One-Leg Drop Jump. J Rehab Med. 2017; 6(3): 68-76.

* **Corresponding Author**: Mehrdad Anbarian. Hamedan, Bu-Ali Sina University, Faculty of Sport Sciences, Sport Biomechanics Department
Email: anbarian@basu.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID
Published Online: 2016.February.12 Research Article

اثر فوری انواع کفی طبی بر نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی مایل به پهن خارجی در حرکت فرود–پرش تک‌پا

مهرداد عنبریان*[۱]، محمدحسین قاسمی[۲]، امیررضا صدیقی[۳]

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳. دانش‌آموختهٔ کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۲۰ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۵/۱٤ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۷/۰۳ *

چکیده

مقدمه و اهداف

اثرات بیومکانیکی کفی طبی بر بهینه کردن الگوی حرکتی به ویژه در اندام تحتانی در علوم توانبخشی مستند شده است؛ اما نتایج کاربرد آن در تغییرات الگوهای حرکات پایه‌ای ورزشی به خوبی شناخته نشده است. هدف مطالعه ی حاضر، بررسی اثر فوری سه نوع کفی طبی سخت، نیمه‌سخت و نرم بر نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه نیمه تجربی حاضر تعداد ۱۳ مرد شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی حین انجام تکلیف فرود–پرش تک‌پا در وضعیت های: پوشش کفش بدون کفی، کفی نرم، نیمه سخت و کفی طبی سخت ثبت و نسبت VMO/VL مقایسه شد. از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای تجزیه و تحلیل داده ها استفاده شد ($P<۰/۰۵$).

یافته¬ها

میزان فعالیت عضله ی پهن داخلی مایل در مرحله انقباض اکسنتریک در انجام تکلیف فرود– پرش با کفی نرم به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود. میزان فعالیت عضله ی پهن خارجی نیز در مرحله اکسنتریک در کفی نرم به طور معناداری بیشتر از حالات بدون کفی و کفی سخت بود. در مراحل پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری در فعالیت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی میان وضعیت–های مختلف مشاهده نشد. نهایتاً، نسبت VMO/VL در مرحله ی اکسنتریک در کفی سخت به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود.

بحث و نتیجه‌گیری

کفی طبی سخت می‌تواند نسبت VMO/VL را حین اجرای تکلیف فرود–پرش افزایش دهد. به نظر می رسد که استفاده از کفی سخت به بهبود و تسریع توانبخشی افراد با مشکلات عدم تعادل بین عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در اجرای حرکات پرشی مفید باشد.

واژگان کلیدی

کفی طبی؛ فرود–پرش تک‌پا؛ الکترومیوگرافی؛ نسبت VMO/VL

نویسنده مسئول: مهرداد عنبریان. همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی.
آدرس الکترونیکی: anbarian@basu.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

تکلیف فرود- پرش تک‌پا[1]، یکی از تمرینات رایج در پروتکل‌های تمرینات پلایومتریک طراحی شده برای رشته‌های مختلف ورزشی است که به منظور افزایش توانایی عصبی-عضلانی اندام تحتانی استفاده می‌شود.[۱] تولید نیروی عضلانی و گشتاور بزرگتر در زانو در ثبات این مفصل موثر است. تعادل عضلات زانو برای پایداری حیاتی است و عدم تعادل سبب بروز اختلالات مختلف می‌شود. عدم تعادل عضلات پهن داخلی مایل (VMO) و پهن خارجی (VL) در پایداری مفصل کشککی-رانی زانو موثر است و عدم تعادل در این عضلات خطر ابتلا به اختلالات مختلف زانو را افزایش می‌دهد.[۲] در ورزش‌هایی که با تغییرات ناگهانی در جابجایی بدن و پرش و فرود همراه است، آسیب های مرتبط با فرود تک‌پا رایج هستند.[۳-۴] در تکلیف فرود-پرش یک‌پا، نیروی عکس‌العمل زمین افزایش قابل توجهی خواهد داشت که شوک مکانیکی حاصل توسط هماهنگی عضلانی جذب شده تا میزان آن در مفاصل کاهش یابد.[۵] در صورت عدم وجود هماهنگی عضلانی لازم در جذب شوک حاصله، نیروهای وارده بر مفاصل اِعمال می‌شوند.[۶] عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی پایدارکننده‌های دینامیکی اصلی استخوان کشکک هستند و مطالعات اخیر به ضرورت تعادل بین این عضلات برای درمان اختلالات مختلف نظیر سندرم درد کشککی-رانی تأکید داشته‌اند.[۷] برای مثال، در سندروم درد کشککی- رانی نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به پهن خارجی به ۰/۸ کاهش می‌یابد. در حوزه‌ی ورزش همچون محیط‌های توانبخشی، متخصصان تلاش دارند تا از راه‌های مختلف تعادل عضلانی پهن میانی مایل و پهن خارجی را با افزایش فعالیت VMO در طول تمرین ایجاد نمایند. همچنین، مطالعات پیشین گزارش کرده‌اند که متعاقب اجرای پروتکل‌های تمرینی در افراد سالم، نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به پهن خارجی تغییر کرده و عملکرد مفصل کشککی-رانی بهبود می‌یابد.[۸] با این رویکرد، مطالعات متعددی تلاش کرده‌اند تا با دستکاری برخی از متغیرهای مربوط به تمرین، فعالیت عضله ی VMO را به طور انتخابی افزایش دهند. این متغیرها عبارتند از: تمرینات زنجیره باز و بسته‌ی حرکتی[۹]، نوع انقباض (به صورت کانسنتریک، اکسنتریک و ایزومتریک)[۹-۱۰]، موقعیت اندام تحتانی[۱۱]، درجات مختلف چرخش ساق و ران[۱۲-۱۴]، اداکشن و ابداکشن مفصل هیپ.[۱۵-۱۶] استفاده از کفی‌های طبی مختلف که بر اساس اصول بیومکانیکی طراحی شده‌اند، می‌توانند الگوی حرکتی اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار دهند.[۱۷] برای مثال، کفی‌های ناپایدار که با ایجاد ناپایداری اضافی در بدن، تعادل را بر هم زده و باعث افزایش نیازهای تعادلی می‌شوند، می‌توانند بیومکانیک اندام تحتانی را تغییر دهند که این مسئله احتمالاً بتواند به گسترش برنامه‌های تمرینی و توانبخشی کمک نماید.[۱۷] برخی مطالعات نیز نشان داده‌اند که استفاده از کفی طبی حین فعالیت می‌تواند میزان پرونیشن بیش از حد (عامل خطر برای اختلالات عضلانی و اسکلتی زانو) و گشتاور اداکتوری مفصل زانو را کاهش دهد.[۱۸-۱۹] Zifchock و Davis نیز نشان دادند که کفی پرونیشن اضافی پا را محدود کرده و متعاقباً از حرکات چرخشی اضافی اندام تحتانی که باعث افزایش فشارهای مکانیکی بر روی بافت‌های مستعد صدمه می‌شود، جلوگیری می‌کنند.[۲۰] این در حالی است که پرونیشن بیش از حد پا (که با چرخش داخلی تیبیا و فمور در ارتباط است) به عنوان یک ریسک فاکتور در ایجاد سندرم درد کشککی-رانی معرفی شده است.[۲۱] اگر زانو بخواهد به وضعیت اکستنشن برود و تیبیا در حالت چرخش داخلی قرار داشته باشد، فمور نیز مجبور به چرخش داخلی است؛ این امر باعث قرارگیری ناصحیح پاتلا داخل تروکلئای فمور شده و فشار را در فاست خارجی کشکک افزایش می‌دهد.[۲۲]

با اینکه تاثیرات بیومکانیکی کفی طبی بر تغییر فعالیت عضلانی و بهینه کردن الگوی حرکتی به ویژه در اندام تحتانی در علوم توانبخشی مستند شده است؛ اما نتایج کاربرد آن در تغییرات الگوهای حرکات پایه‌ای ورزشی به خوبی شناخته نشده است. Murley و Bird به بررسی سه سطح مختلف از کفی‌ها روی افراد دارای کف‌پای صاف پرداختند و نشان دادند که تغییر کفی باعث ایجاد تغییرات معناداری در فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی (TA) و نازک‌نی طویل (PL) می‌شود.[۲۳] Murley و همکاران همچنین نشان دادند که استفاده از کفی الگوی فعالیت عضلات ساق افراد دارای کف‌پای صاف را به سوی الگوی افراد دارای پای طبیعی سوق می‌دهد؛ آن‌ها نتیجه گرفتند که استفاده از کفی می‌تواند راهکاری برای تغییر فعالیت عضلانی افراد دارای کف‌پای صاف به سوی الگوی طبیعی راه رفتن باشد.[۲۴] Chen و همکاران نیز نشان دادند که استفاده از کفی مدت زمان تماس پا با زمین، حداکثر زاویه فلکشن زانو، حداکثر زاویه پلنتار فلکشن مچ‌پا، و طول گام افراد دارای کف‌پای صاف را حین راه رفتن پا برهنه افزایش داد.[۲۵] متاسفانه این تحقیقات کمتر اثر انواع کفی بر فعالیت عضلات اطراف زانو حین انجام حرکات عملکردی ورزشی را مورد توجه قرار داده‌اند. بنابراین، نمی‌توان نتایج آن‌ها را به این دسته از حرکات تعمیم داد. از طرفی، با توجه به تنوع کفش و سطح تمرینی متفاوت باید انتظار عکس‌العمل‌های خاص عضلانی و فردی را برای انواع متفاوت کفی داشت.[۲۶] با عنایت به مطالب ذکر شده، این پرسش مطرح است که آیا استفاده از کفی با ایجاد تغییرات بیومکانیکی در راستای اندام تحتانی قادر به تغییر نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی به خارجی به منظور ارتقای پایداری مفصل زانو به منظور پیشگیری از آسیب و اختلالات حین اجرای تکلیف پرش فرود خواهد بود؟ بنابراین، هدف

[1] One-leg drop jump

www.SID.ir

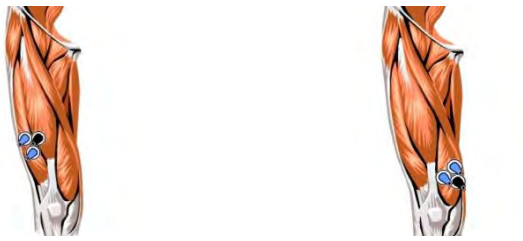
Archive of SID

از انجام مطالعه‌ی حاضر بررسی اثر فوری سه نوع کفی سخت، نیمه‌سخت و نرم بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در مراحل سه‌گانهٔ پیش‌فعالیت[1] ، اکسنتریک[2] و کانسنتریک[3] حین اجرای حرکت فرود- پرش تک‌پا بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه‌ی نیمه‌تجربی حاضر ۱۳ مرد (سن: ۱/۷±۲۴/۸ سال، وزن: ۷±۶۶/۹ کیلوگرم، قد: ۴/۶±۱۷۶/۳ سانتی‌متر) شرکت کردند. کلیه‌ی آزمودنی‌ها فاقد هر گونه اختلال و ناهنجاری در اندام تحتانی بوده و همه قادر به انجام حرکت فرود-پرش تک‌پا از ارتفاع رهایی ۳۰ سانتی‌متر بودند.[۲۷] پای برتر تمامی آزمودنی‌ها پای راست آن‌ها بود.

فعالیت الکتریکی عضلات VMO و VL پای برتر افراد با استفاده از دستگاه EMG ۱۶ کاناله (Biomonitor ME6000 T16, Finland) در فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰Hz ثبت گردید. از ثبت دوقطبی الکترومیوگرافی استفاده شد و فاصله مرکز تا مرکز الکترودها (که در راستای موازی با جهت تارهای عضلات نصب شده بودند) ۲ سانتی‌متر بود.[۲۸] الکترود زمین نیز روی استخوان درشت‌نی نصب شد. برای تعیین محل نصب الکترودها از پروتکل اروپایی SENIAM استفاده شد.[۲۹] الکترودهای عضله ی VMO در محل ۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خاصره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو و به موازات تارهای عضلانی نصب شد (شکل ۱-راست). الکترودهای عضله ی VL نیز در محل فاصله‌ی ۵۰ درصدی بین تروکانتر بزرگ ران و اپی کندیل خارجی ران و به موازات تارهای عضلانی نصب شد (تصویر ۱- چپ).



تصویر ۱: الکترودهای نصب شده عضلات VMO (راست) و VL (چپ)

از یک الکتروگونیامتر بایومتریکس (Biometrics Electrogoniometer) ساخت کشور انگلستان با دقت ۰/۱ درجه برای اندازه‌گیری تغییرات زاویه‌ای مفصل زانو و جداسازی مراحل اکسنتریک و کانسنتریک حرکت فرود-پرش تک‌پا استفاده شد. نحوه نصب الکتروگونیامتر به این شکل بود که الکتروگونیامتر توسط چسب‌های مخصوص دوطرفه در قسمت خارجی ران و ساق به موازات خطی نصب می‌شد که تروکانتر بزرگ مفصل ران در بالا، اپی کندیل خارجی ران در وسط و قوزک خارجی را در پایین به هم وصل کند.[۳۰] برای تشخیص لحظه‌ی دقیق برخورد پا با زمین و جداسازی مراحل پیش‌فعالیت و اکسنتریک، از یک حسگر حساس به نیرو (کلید کف‌پایی Foot Switch) استفاده شد. از آنجا که فرود قابل قبول شامل تماس پنجه پا در ابتدا بود، کلید کف‌پایی زیر کفش در ناحیه بند دیستال استخوان متاتارسال اول قرار گرفت.[۳۱] جداسازی مراحل مختلف حرکت به شرح زیر بود:

۱. مرحله ی پیش‌فعالیت: از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین تا لحظه تماس پا با زمین،

۲. مرحله ی اکسنتریک (ترمزی): از لحظه تماس پا با زمین تا حداکثر زاویه فلکشن زانو،

۳. مرحله ی کانسنتریک: از لحظه ایجاد حداکثر زاویه زانو تا پایان فشار به جلو (حداکثر زاویه اکستنشن زانو).[۳۲، ۲۷]

با استفاده از نرم‌افزار Megawin نسخه ۳/۱ داده‌های حاصل تجزیه و تحلیل شد. از فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۲۰ هرتز برای پردازش سیگنال و حذف نویز استفاده شد. مقدار RMS (Root Mean Square) با ثابت زمانی ۰/۰۵ ثانیه، در ۳ مرحله پیش‌فعالیت، اکسنتریک و کانسنتریک برای عضلات VMO و VL محاسبه و این مقادیر بر RMS Max انقباض ایزومتریک بیشینه آن عضلات تقسیم شد؛ سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید. نهایتاً، فعالیت عضله به عنوان درصدی از حداکثر فعالیت عضله محاسبه و نسبت VMO/VL در انواع مختلف کفی مقایسه شد.

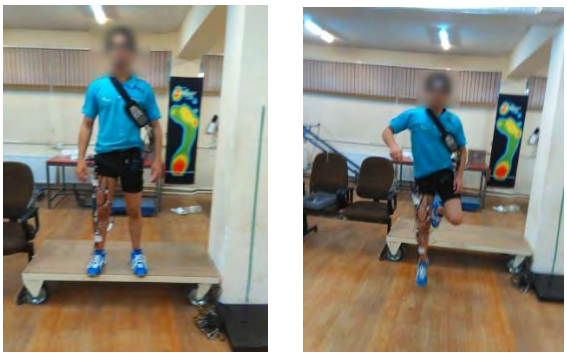
پژوهش حاضر در آزمایشگاه تحقیقاتی بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی‌سینا انجام شد. دما و نور اتاق برای همه آزمودنی‌ها حین آزمون ثابت باقی ماند. آزمایشگاه تمیز و عاری از سر و صدای اضافی بود. آماده‌سازی آزمودنی‌ها برای نصب الکترود شامل تراشیدن موهای زائد و سپس تمیز کردن ناحیه مورد نظر با الکل بود. پیش از شروع آزمون، پای برتر افراد با استفاده از سه آزمون زیر تعیین شد: تست ضربه به توپ، جهش به بالا، و بازیابی تعادل. پایی که حداقل ۲ بار از ۳ تست مورد استفاده قرار می‌گرفت به عنوان پای برتر آزمودنی انتخاب شد.[۲۷] هر آزمودنی از یک سکو با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری خود را رها نموده و بلافاصله بعد از تماس پای برتر با زمین، "هر چقدر بالاتر که ممکن بود" جهش کرد.[۲۷] لبه‌ی

[1] Pre-Activation Phase
[2] Eccentric Phase
[3] Concentric Phase

www.SID.ir

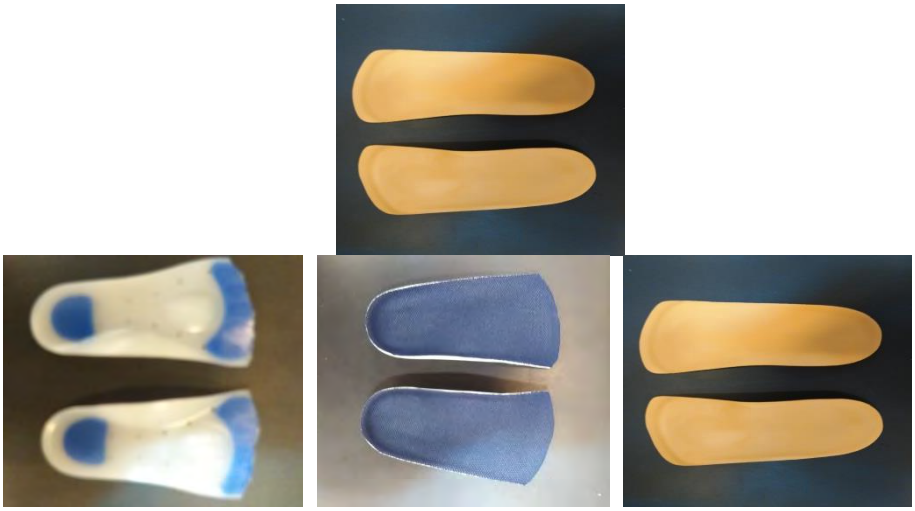
Archive of SID

جلویی سکو از محلی که برای فرود آزمودنی‌ها علامت‌گذاری شده بود، ۱۵ سانتی‌متر فاصله داشت.[۳۳] آزمودنی‌ها صرفاً عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند؛ در حالی‌که در سرتاسر تمرین دست‌شان روی لگن بود.[۳۳] فرود قابل قبول شامل تماس پنجه پا در ابتدا، حفظ تعادل و توانایی فرود آمدن بدون جهش بود.[۳۳] آزمودنی‌ها در حالی که سعی می‌کردند راستای تنه را حین فرود حفظ کنند، فرود طبیعی خود را انجام می‌دادند[۳۳] (تصویر ۲).



تصویر ۲: محل ایستادن آزمودنی‌ها و نحوه اجرای آزمون

کفی‌های مورد استفاده در تحقیق حاضر در سه سطح نرم، نیمه‌سخت و سخت با شکل و ابعاد تقریباً یکسان و مشابه بودند و همه در حالت بدون پنجه تهیه شدند (تصویر ۳). انتخاب این سه نوع کفی طبی با توجه به تفاوت اساسی آن‌ها در میزان سفتی صورت گرفت. برای از بین بردن تفاوت در میزان اثرگذاری کفی طبی مرتبط با تغییرات ابعادی پا، تلاش شد نمونه‌ی همگنی از افراد (دارای شماره‌ی پای ۱±۴۲ در مقیاس اروپایی) برای شرکت در تحقیق حاضر انتخاب شود. کفی‌های نرم و نیمه‌سخت ساخت شرکت طب و صنعت و کفی سخت محصول شرکت Longxin چین بودند که با توجه به تفاوت در میزان سفتی انتخاب شدند. جنس کفی طبی نرم از سیلیکون و قسمت‌های آبی‌رنگ آن دارای چگالی کمتر به منظور افزایش بهتر جذب شوک بود. حرکت فرود–پرش هفت بار ۷ بار در هر کدام از وضعیت‌ها با کفش و بدون کفی و ۳ نوع کفی نرم، نیمه‌سخت و سخت اجرا شد و میانگین ۳ اجرا برای هر فرد محاسبه شد. تمام آزمون‌ها با استفاده از یک کفش استاندارد بین‌المللی (Asics Running Shoe, Gel Nimbus 11 ساخت کشور ویتنام) اجرا گردید. در انتها و پس از استراحت آزمودنی‌ها، از آن‌ها خواسته شد تا دو بار به اجرای آزمون حداکثر کوشش انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) بپردازند. اجرای آزمون MVIC به این شکل انجام شد که آزمودنی روی یک صندلی نشست و بعد از فیکس شدن مچ‌پای او با استفاده از یک کمربند، به او فرمان داده شد تا زانوی خود را به حالت اکستنشن در بیاورد و در مقابل حرکت او با استفاده از کمربند مقاومت اعمال شد.[۲۳]



تصویر ۳: انواع کفی استفاده شده در این تحقیق (به ترتیب از راست به چپ: کفی نیمه سخت، سخت و نرم)

پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون آماری شاپیرو–ویلک (Shapiro-Wilk Normality Test)، از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری های مکرر (Repeated Measures ANOVA) برای مقایسه RMS نرمالیزه عضله در هر مرحله بین چهار وضعیت استفاده شد

www.SID.ir

Archive of SID

(α=۰/۰۵). از تست تعقیبی Least Significant Difference (LSD) برای بررسی تفاوت‌های معنادار در وضعیت‌های مختلف کفی استفاده شد.

یافته‌ها

مقایسهٔ میزان فعالیت عضلهٔ VMO در انواع کفی: همان طور که در جدول ۱ آورده شده است، میزان فعالیت عضله ی VMO در مرحله اکسنتریک در کفی نرم به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود (P=۰/۰۳۹). همچنین، در این مرحله افزایش غیرمعناداری در میزان فعالیت عضله ی VMO در کفی طبی نرم نسبت به حالات بدون کفی و کفی سخت وجود داشت. در دو مرحله ی پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری بین حالات مختلف مشاهده نشد (P<۰/۰۵).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت نرمالیزه شدهٔ عضلهٔ VMO در حالات مختلف (بدون کفی، کفی نرم، نیمه‌سخت و سخت) در سه مرحلهٔ حرکت فرود-پرش تک‌پا

مرحله	بدون کفی	کفی نرم	کفی نیمه‌سخت	کفی سخت
پیش فعالیت	۳۲ ± ۱۴/۲۹	۳۳/۲۳ ± ۱۸/۶۷	۳۴/۱۵ ± ۱۳/۵۹	۳۲/۷۷ ± ۱۶/۲۹
اکسنتریک	۶۵/۶۲ ± ۳۰/۰۸	۷۱ ±۳۳/۴۶*	۶۱/۷۷ ±۲۱/۸۸*	۶۷/۳۸ ± ۲۸/۴۲
کانسنتریک	۶۶/۶۲ ± ۲۱/۵۳	۶۶ ± ۲۳/۶۷	۶۴/۱۵ ± ۲۳/۲۵	۶۷/۳۸ ± ۲۸/۳۲

* P=≥۰/۰۵

مقایسهٔ میزان فعالیت عضلهٔ VL در انواع کفی: همان طور که در جدول ۲ مشاهده می شود، میزان فعالیت عضله ی VL در مرحله¬ی اکسنتریک در کفی نرم به طور معناداری بیشتر از حالات بدون کفی و کفی سخت بود (به ترتیب: P=۰/۰۵ و P=۰/۰۰۷). همچنین، در این مرحله افزایش غیرمعناداری در میزان فعالیت عضله ی VL در کفی نرم نسبت به کفی نیمه‌سخت وجود داشت. در دو مرحله ی پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری بین حالات مختلف مشاهده نشد (P<۰/۰۵).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت نرمالیزه شدهٔ عضلهٔ VL در حالات مختلف (بدون کفی، کفی نرم، نیمه‌سخت و سخت) در سه مرحلهٔ حرکت فرود-پرش تک‌پا

مرحله	بدون کفی	کفی نرم	کفی نیمه سخت	کفی سخت
پیش‌فعالیت	۳۴/۴۶ ± ۱۶/۵۴	۳۵/۴۶ ± ۱۷/۷۶	۳۵/۷۷ ± ۱۴/۲۲	۳۳/۳۸ ± ۱۵/۹۲
اکسنتریک	۷۲/۳۸ ±۳۶/۴۹*	۸۴/۲۳ ±۳۵/۹۳**	۷۶/۵۴ ±۲۹/۰۹	۷۲ ±۲۷/۸۱*
کانسنتریک	۷۱/۵۴ ± ۱۹/۱۸	۷۳/۳۱ ± ۲۳/۴۶	۶۹/۶۲ ± ۲۴/۸۵	۷۴ ± ۲۳/۰۷

* P=≥۰/۰۵

مقایسهٔ نسبت فعالیت VMO/VL در انواع کفی: همان طور که جدول ۳ نشان می‌دهد، میزان نسبت فعالیت VMO/VL در مرحله اکسنتریک در کفی سخت به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود (P=۰/۰۴۷). همچنین، در این مرحله افزایش غیرمعناداری در نسبت فعالیت VMO/VL در کفی سخت نسبت به کفی نرم وجود داشت. در دو مرحله ی پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری میان حالات مختلف مشاهده نشد (P<۰/۰۵).

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد نسبت VMO/VL در حالات مختلف (بدون کفی، کفی نرم، نیمه‌سخت و سخت) در سه مرحلهٔ مختلف حرکت فرود-پرش تک‌پا

مرحله	بدون کفی	کفی نرم	کفی نیمه‌سخت	کفی سخت
پیش‌فعالیت	۰/۹۹ ± ۰/۳۸	۱/۰۴ ± ۰/۴۵	۱/۰۴ ± ۰/۴۷	۱/۰۵ ± ۰/۵۵
اکسنتریک	۰/۹۷ ±۰/۴۴	۰/۸۸ ±۰/۳۴	۰/۸۴ ±۰/۲۶*	۰/۹۹ ±۰/۴۲*
کانسنتریک	۰/۹۹ ± ۰/۳۵	۰/۹۵ ± ۰/۳۵	۰/۹۷ ± ۰/۳۵	۰/۹۶ ± ۰/۴۲

*P=≥۰/۰۵

Archive of SID

بحث

هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، بررسی اثر فوری سه نوع کفی سخت، نیمه‌سخت و نرم بر فعالیت الکتریکی عضلات VMO و VL در سه مرحله پیش‌فعالیت، اکسنتریک و کانسنتریک حین اجرای حرکت فرود–پرش تک‌پا بود. میزان فعالیت عضله‌ی VMO در مرحله‌ی اکسنتریک در کفی نرم به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود. در دو مرحله‌ی پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری بین حالات مختلف مشاهده نشد. میزان فعالیت عضله‌ی VL نیز در مرحله‌ی اکسنتریک، در کفی نرم به طور معناداری بیشتر از حالات بدون کفی و کفی سخت بود. در دو مرحله پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری بین حالات مختلف مشاهده نشد. کفی‌های مختلف با کنترل کردن حرکات اضافی در پا و بهبود وضعیت آن به عنوان یک روش درمانی رایج استفاده می‌شوند.[۳۴] Nigg و همکاران اثر انواع کفی (الاستیک و ویسکوالاستیک) بر میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی و اکسیژن مصرفی را بررسی کردند.[۲۶] نتایج مطالعه‌ی آن‌ها نشان داد که میزان سفتی کفی در ناحیه‌ی پاشنه باعث تغییر در میزان شدت فعالیت عضلات اندام تحتانی پیش از تماس پاشنه در حین دویدن می‌شود؛ اما میزان اکسیژن مصرفی در کفی ویسکوالاستیک کاهش غیرمعناداری نسبت به کفی الاستیک داشت. نتایج مطالعه‌ی حاضر با نتایج آن‌ها به‌نوعی مطابقت دارد، زیرا فعالیت عضلات در کفی نرم افزایش یافت که این مسئله احتمالاً باعث افزایش انرژی مصرفی شود. اسلامی و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند که استفاده از کفی نیمه‌سخت باعث کاهش حرکت اورژن مفصل تحت‌قاپی شده و با کاهش گشتاور اداکتوری مفصل زانو نیز در ارتباط است؛ بنابراین آن‌ها نتیجه گرفتند که استفاده از کفی نیمه‌سخت می‌تواند به کاهش بارهای اضافی وارد بر مفصل زانو در صفحه فرونتال کمک نماید.[۱۸] با این‌حال، مطالعه‌ی آن‌ها انواع مختلف کفی (با توجه به میزان سفتی) را بررسی نکرد.

اسماعیلی و همکاران نشان دادند که اثر اصلی کفی طبی روی مرحله‌ی تماس پاشنه با زمین است و کنترل حرکات پا در لحظه‌ی تماس مهم ترین سازوکاری است که برای جلوگیری از حرکات اضافی پا توسط کفی انجام می‌شود؛ به طوری که تعادل پاشنه در لحظه تماس پا با زمین عامل مهمی در تعیین میزان فعالیت عضلات و عملکرد پا محسوب می‌شود.[۳۵] احتمالاً این مسئله می‌تواند افزایش فعالیت هر دو عضله‌ی VMO و VL در مرحله‌ی اکسنتریک را توجیه کند. به طوری که احتمالاً کاهش سطح پایداری پا در نتیجه‌ی استفاده از کفی طبی نرم باعث افزایش فعالیت عضلات شده است.

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که میزان نسبت VMO/VL در مرحله‌ی اکسنتریک در کفی سخت به طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت (و به طور غیرمعناداری نسبت به کفی نرم) بود. در دو مرحله‌ی پیش‌فعالیت و کانسنتریک تفاوت معناداری میان حالات مختلف مشاهده نشد. استفاده از کفی طبی حین فعالیت می‌تواند میزان پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی (عامل خطر برای اختلالات عضلانی و اسکلتی زانو) و گشتاور اداکتوری مفصل زانو را کاهش دهد.[۱۸-۱۹] این در حالی است که پرونیشن بیش از حد طبیعی مچ‌پا (که با چرخش داخلی تیبیا و فمور در ارتباط است) افراد را در معرض سندرم درد کشککی–رانی قرار داده و به عنوان یک ریسک فاکتور معرفی شده است.[۲۱] بدون داشتن داده‌های کینماتیکی، تنها می‌توان حدس زد که استفاده از کفی طبی سخت باعث جلوگیری از حرکات ناخواسته‌ی مچ‌پا شده و به بهبود فعالیت عضلات VMO/VL کمک کرده است.

به طور کلی، نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که استفاده از کفی سخت می‌تواند باعث افزایش نسبت VMO/VL حین اجرای یک حرکت پلایومتریکی (فرود و پرش تک پا) شود؛ بنابراین، استفاده از کفی سخت در این بخش از برنامه‌های ورزشی ممکن است به بهبود و تسریع توانبخشی افراد دارای مشکلات عدم تعادل عضلانی بین VMO و VL (نظیر سندرم درد کشککی–زانی) کمک کند. با توجه به محدودیت‌های پژوهش و در صورتی‌که در این زمینه نتایج بررسی مطالعات کینماتیکی و کینتیکی در مطالعات آتی مثبت باشد، می‌توان استفاده از کفی سخت را برای جلوگیری از سندرم درد کشککی–رانی و یا بهبود آن (حین اجرای حرکات فرودی–پرشی) توصیه نمود.

از جمله محدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر، عدم بررسی اثر بلندمدت انواع کفی بر فعالیت الکتریکی عضلات است؛ در حالی که استفاده از کفی‌ها به عنوان یک روش درمانی بلندمدت شناخته می‌شود.[۳۶] از آنجا که پاسخ سیستم حرکتی بدن انسان به انواع کفی در طولانی مدت ممکن است بسیار متفاوت از واکنش آنی باشد، بنابراین، نتایج مطالعه حاضر نمی‌تواند بیانگر بهینه‌سازی عملکرد عضلات اندام تحتانی در بلندمدت باشد. مطالعات آتی به‌منظور بررسی تاثیر بلندمدت استفاده از کفی طبی بر متغیرهای مکانیکی بدن و همچنین واکنش متقابل سیستم حرکتی بدن انسان به انواع کفی طبی در بلندمدت حائز اهمیت است.

نتیجه‌گیری

استفاده از کفی سخت باعث افزایش نسبت VMO/VL حین اجرای یک حرکت فرود–پرش یک‌پا شد. بنابراین، استفاده از کفی سخت در برنامه‌های ورزشی با محتوای پرش–فرود و یا مقاصد توانبخشی ممکن است به پیشگیری، بهبود و تسریع توانبخشی افراد دارای مشکلات عدم

www.SID.ir

Archive of SID

تعادل عضلانی بین VMO و VL کمک کند. از آنجا که استفاده از کفی‌ها به‌عنوان یک روش درمانی بلندمدت شناخته می‌شود، لازم است تا مطالعات آتی اثر بلندمدت انواع کفی را بر فعالیت الکتریکی عضلات بررسی نمایند.

منابع

1. Peng H-T, W. Kernozek T, Song C-Y. Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. Physical Therapy in Sport. 2011;12:127-32.
2. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Muscle activation of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during a dynamic leg press exercise with and without isometric hip adduction. , 2013. 14: p. 44-9. Physical Therapy in Sport. 2013;14:44-9.
3. Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. Phys Ther Sport. 2012;13:259-64.
4. Yeow C, Lee P, Honggoh J. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci. 2011;30:624-35.
5. McNitt-Gray J. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. Int J Sport Biomech. 1991;7:201-24.
6. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19:55-64.
7. Hargrave MD CC, Gansneder BM, Shultz SJ. (2003). . . 38 (1): 18. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of Athletic Training. 2003;38(1):18.
8. Wong Y, Gabriel N. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20:1.۴-۸۰
9. Herrington L, Blacker M, Enjuanes N, Smith P, Worthington D. The effect of limb position, exercise mode and contraction type on overall activity of VMO and VL. Physical Therapy in Sport. 2006;7:87-92.
10. Sheehy P, Burdett R, Irrgang J, VanSwearingen J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 1998;27:423-9.
11. Liaw S. A surface electromyographic study on the activation of vastus medialis oblique and vastus lateralis in different foot positions during step-up. Physiotherapy Singapore. 2000;31:4-9.
12. Livecchi N, Armstrong C, Cordova M, Merrick M, Rankin J. Vastus laterialis and vastus medialis obliques activity during a straight leg raise and knee extension with hip rotation. Journal of Sports Rehabilitation. 2002;11:120-6.
13. Miller J, Sedory D, Croce R. Leg rotation and vastus medialis oblique/vastus lateralis electromyogram activity ratio during closed chain kinetic exercises prescribed for patellofemoral pain. Journal of Athletic Training. 1997;32:216-20.
14. Sykes K, Wong Y. Electrical activity of vastus medialis oblique muscle in straight leg raise exercise with different angle of hip rotation. Physiotherapy. 2003;89:423-30.
15. Earl J, Schmitz R, Arnold B. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2001;11:381-6.
16. Hodges P, Richardson C. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine. 1993;25:57-62.
17. Gu Y, Lu Y, Mei Q, Li J, Ren J. Effects of different unstable sole construction on kinematics and muscle activity of lower limb. Human Movement Science. 2014;36:46-57.
18. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12:679-84.
19. D. Myer G, R. Ford K, D. Barber Foss K, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. Clinical Biomechanics. 2010;25:700-7.
20. Zifchock R, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. Clinical Biomechanics. 2008;23:1287-93.
21. C. Boling M, A. Padua D, W. Marshall S, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A Prospective Investigation of Biomechanical Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome. Am J Sports Med. 2009;37(11):2108-16.

www.SID.ir

Archive of SID

22. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 1987;9:160-5.
23. Murley G, Bird A. The effect of three levels of orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Clinical Biomechanics. 2006;21:1074-80.
24. Murley G, Landorf K, Menz H .Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clinical Biomechanics. 2010;25:728-36.
25. Chen Y, SZ L, Huang C, Su F. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clinical Biomechanics. 2010;25:265-70.
26. Nigg BM, Stefanyshyn D, Cole G, Stergiou P, Miller J. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. Journal of Biomechanics. 2003;36:569-75.
27. Schmid S, Moffat M, M. Gutierrez G. Effect of knee joint cooling on the electromyographic activity of lower extremity muscles during a plyometric exercise. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20:1075-81.
28. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride – to – stride and inter – subject variability. Electroencephalography and clinical neurophysiology. 1987:67.
29. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst C, Rau G. Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10:361-74.
30. Felson D, Gross K, Nevitt M, Yang M, Lane N, Torner J, et al. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. Arthritis Rheum. 2009;61(8):1070-6.
31. Hargrave M, Carcia C, Gansneder B, Shultz S. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. Journal of Athletic Training. 2003;38(1):18.
32. Viitasalo JT, Salo A, Lahtinen J. Neuromuscular functioning of athletes and nonathletes in the drop jump. Eur J Appl Physiol. 1998;78(5):432-40.
33. Mahaki M, Shojaeddin S, Memar R, K. Nazji M. The Comparsion of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee. Sport Medicine. 2012(9):87-106.
34. Murley G, Landorf K, Menz H, Bird A. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait Posture. 2009;29(2):172-87.
35. Esmaeili H. Longitudinal effects of foot orthotics on changes in muscular activity pattern in patients with pes planus during walking. hamedan: Bu-Ali SinaUniversity; 2011.
36. Nicolopoulos C, Scott B, Giannoudis P. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. Journal of Foot and Ankle. 2000;14:464-9.

www.SID.ir