اثر کوتاه مدت کفی طبی بر فعالیت الکتریکی و هم‌انقباضی عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا

حامد اسماعیلی[۱]، مهرداد عنبریان[*]، بهروز حاجیلو[۲]، محمد علی سنجری[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: عوامل ساختاری قادر هستند روی عملکرد پای انسان اثرگذار باشند. هدف از این مطالعه، تعیین اثر آنی کفی طبی بر میزان فعالیت الکتریکی و هم‌انقباضی عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا در مقایسه با گروه شاهد بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۳۰ نفر دانشجوی پسر در دو گروه دچار صافی کف پا و شاهد جای گرفته و در این مطالعه شرکت کردند. از الکترومایوگرافی سطحی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل، دو قلوی داخلی و نعلی استفاده شد. آزمودنی‌ها مسیر ۱۵ متری آزمایش را ۳ بار در حالت پابرهنه راه رفتند. آزمودنی‌های گروه دچار صافی کف پا علاوه بر حالت پابرهنه، در وضعیت‌های تنها با کفش و کفش همراه با کفی طبی مسیر را طی کردند.

یافته‌ها: یافته‌های این پژوهش نشان داد که افراد دچار صافی کف پا میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بیشتری در مراحل میداستانس (P = ۰/۰۰۱) و پروپالژن (P = ۰/۰۰۳) از خود نشان می‌دهند. استفاده از کفی باعث افزایش میزان هم‌انقباضی در مرحله تماس پاشنه (P = ۰/۰۰۹) و کاهش میزان هم‌انقباضی در مرحله میداستانس (P = ۰/۰۱۵) شد.

نتیجه‌گیری: کفی طبی می‌تواند از فعالیت اضافی عضلات جلوگیری کند. همچنین با توجه به اثر کفی بر میزان هم‌انقباضی در مرحله تماس پاشنه، می‌توان حرکت اضافی پاشنه در این مرحله را به منشأ غیر عضلانی نسبت داد.

کلید واژه‌ها: کفی طبی، هم‌انقباضی، راه رفتن، صافی کف پا

ارجاع: اسماعیلی حامد، عنبریان مهرداد، حاجیلو بهروز، سنجری محمد علی. **اثر کوتاه مدت کفی طبی بر فعالیت الکتریکی و هم‌انقباضی عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۲): ۳۰۷-۲۹۵.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۸/۱۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۳/۲

این مقاله حاصل پایان‌نامه کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان می‌باشد.

* دانشیار، گروه تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: m_anbarian@yahoo.com

۱- دانشجوی دکتری، گروه تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۲- کارشناس ارشد، گروه تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۳- استادیار، گروه علوم پایه توانبخشی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

مقدمه

پای انسان ساختار مکانیکی پیچیده و چند مفصلی است که در عملکرد اندام تحتانی نقش مهمی بازی می‌کند (۱). در فعالیت‌هایی که با تحمل وزن همراه است، پا تنها منبع تماس بدن با زمین است و وظیفه انتقال نیروهای بین بدن و زمین را بر عهده دارد. برای این منظور، پا باید نیروهای پیچشی، خمشی، برشی و قیچی‌وار را به طور مناسبی توزیع کند. عدم توزیع مناسب این نیروها سبب ایجاد صدماتی به اندام تحتانی می‌شود (۲). عوامل بسیاری مانند انحرافات وضعیتی، بیماری‌های عصبی- عضلانی و دیابت عملکرد طبیعی پا را بر هم می‌زنند (۷-۳). ساختار آناتومیکی پای افراد سالم و فاقد بیماری تحت تأثیر عوامل گوناگونی نظیر ضعف عضلانی و سن می‌تواند از ساختار کف پای صاف تا کف پای گود متغیر باشد (۸). به نظر می‌رسد که ارتباط بین تغییرات در ساختار پا و افزایش خطر آسیب‌پذیری اندام تحتانی، ناشی از فعالیت غیر طبیعی عضلات باشد (۹). یکی از شایع‌ترین انحرافات ساختاری پا، صافی کف پا است که با تغییرات بیومکانیکی پا همراه می‌باشد (۱۰). صافی کف پا وضعیتی است که در آن ارتفاع قوس طولی داخلی پا از بین رفته یا کاهش پیدا می‌کند (۱۱). به طور معمول، صافی کف پا با حرکات اضافی در نواحی پا و ساق همراه است که می‌تواند باعث بروز صدمات ثانویه شود. برای نمونه، این عارضه با صدماتی مانند تندونیت آشیل (۱۲)، التهاب نیام کف پایی (۱۳)، استرس فراکچر درشت نی (۱۴) و سندرم درد کشکی رانی (۱۵) در ارتباط است.

بررسی‌های انجام شده بر روی فعالیت عضلات ناحیه ساق افراد دچار صافی کف پا نشان داده است که عضلات اینورتور فعالیت بیشتر و عضلات اورتور فعالیت کمتری را نسبت به افراد با ساختار پای نرمال دارند (۱۶). از نظر بیومکانیکی، همزمانی انقباض عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل برای حفظ وضعیت و پایداری مفصل از اهمیت بالایی برخوردار است (۱۷). به فعالیت همزمان عضلات اطراف مفصل، هم‌انقباضی (Co-contraction) می‌گویند. به طور کلی دو نوع هم‌انقباضی عمومی (General co-contraction) و هم‌انقباضی جهت‌دار (Directed co-contraction) وجود دارد. هم‌انقباضی عمومی از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل محاسبه می‌شود؛ در حالی که هم‌انقباضی جهت‌دار از نسبت فعالیت عضلات مخالف (Antagonist) به موافق (Agonist) محاسبه می‌شود و عامل مهمی در ثبات مفصل است (۱۸). مطالعات زیادی به بررسی فعالیت عضلات افراد دچار صافی کف پا پرداخته‌اند، اما محققین مطالعه‌ای که مکانیزم‌های کنترلی حرکات پا را از طریق هم‌انقباضی فعالیت عضلات موافق و مخالف مشخص کرده باشد، پیدا نکردند.

برای درمان صافی کف پا از روش‌های درمانی متعددی استفاده می‌شود که یکی از آن‌ها استفاده از انواع کفی‌های طبی است. کفی‌های مختلف طبی به طور معمول برای اصلاح راستای بد اندام و تغییر راستای اعمال نیروهای مضر بر مفاصل و اثر کاهشی آن‌ها به کار گرفته می‌شوند (۱۹). کفی‌ها با کنترل کردن حرکات اضافی پا، اصلاح توزیع فشار کف پایی و بهبود وضعیت پا به عنوان روش درمانی برای بسیاری از موارد پاتولوژیکی پا مانند التهاب نیام کف پایی، تندونیت آشیل، شکستگی و تورم متاتارسال‌ها و صدمات ناشی از پرکاری استفاده می‌شود (۱۶). مطالعات گذشته بیشتر بر روی مکانیزم‌های تعدیل کننده حرکات پا توسط کفی‌ها متمرکز شده‌اند. برای نمونه اسلامی و همکاران گزارش کردند که استفاده از کفی باعث کاهش حرکت اورژن مفصل تحت قاپی می‌شود (۲۰). Murley و همکاران در مطالعه‌ای بیان کردند که استفاده از کفی‌ها، فعالیت عضلات افراد دچار صافی کف پا را به وضعیت نرمال نزدیک می‌کند (۲۱). با مروری بر مطالعات انجام شده در این حوزه، ملاحظه می‌شود که به اثر کفی‌های طبی بر میزان هم‌انقباضی عضلات عمل کننده بر مفصل مچ پا پرداخته نشده است. بنابراین هدف از این پژوهش، تعیین اثر آنی استفاده از کفی طبی بر فعالیت الکتریکی و میزان هم‌انقباضی عضلات ساق پا در افراد دچار صافی کف پا در مقایسه با گروه شاهد بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی با گروه‌های شاهد و دچار

صافی کف پا بود. پس از انجام معاینات دقیق و رعایت معیارهای مطالعه حاضر، تعداد ۳۰ نفر از بین دانشجویان پسر دانشگاه بوعلی سینا انتخاب و در دو گروه مساوی شامل صافی کف پا و ساختار طبیعی کف پا به عنوان گروه شاهد جای گرفتند. شرایط عمومی برای شرکت در این مطالعه عبارت از نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی- عضلانی، آسیب یا ضربات جدی در اندام تحتانی و عدم استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، عدم سابقه استفاده از هر نوع کفی یا کفش طبی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی بود.

از روش افتادگی استخوان ناوی (Navicular-drop) و ارتفاع ناوی نرمال شده برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها در گروه‌های شاهد و دچار صافی کف پا استفاده شد. نحوه انجام معاینه افتادگی ناوی به این صورت بود که ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد روی یک صندلی قرار گرفته و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهند. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل تحت قاپی قرار داده می‌شد؛ به طوری که محقق انگشت شست را در قسمت جلو و زیر قوزک داخلی پا قرار می‌داد و فرد به آرامی پا را به سمت داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرار بگیرد. در این حالت ابتدا زایده استخوان ناوی علامت زده می‌شد و سپس فاصله بین برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین به وسیله خط‌کش اندازه‌گیری می‌گردید. در انتها از آزمودنی خواسته می‌شد که در وضعیت ایستاده قرار بگیرد و در این حالت فاصله برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین مجدد اندازه‌گیری می‌شد. در صورتی که اختلاف اندازه‌های این دو حالت بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، کف پای فرد، طبیعی و اگر اختلاف بیشتر از ۱۰ میلی‌متر بود، کف پای فرد صاف در نظر گرفته می‌شد (۲۲).

برای به دست آوردن ارتفاع ناوی نرمال شده، با تقسیم ارتفاع ناوی بر طول محور بریده شده پا، یک شاخص به دست می‌آمد. در این روش تعریف ارتفاع ناوی برابر است با «فاصله سطح تماس پا با زمین تا برجستگی استخوان ناوی» و طول محور بریده شده پا برابر است با «فاصله عمودی بین اولین مفصل کف پایی- انگشتی تا خلفی‌ترین بخش پاشنه» (شکل ۱). مقیاس تعیین ساختار پا برای این شاخص به این ترتیب بود که اگر عدد به دست آمده بین ۰/۳۰- ۰/۲۴ بود، آزمودنی در گروه ساختار پای طبیعی جای می‌گرفت. هر چه میزان این نسبت کمتر بود [NNHt (Normalized navicular height) < ۰/۲۴]، بیانگر صافی کف پای آزمودنی بود (۲۴، ۲۳). برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساق افراد شرکت کننده در این پژوهش از دستگاه بیومانیتور ۱۶ کاناله (ME6000 T-16) ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد.

شکل ۱. بالا: ارتفاع ناوی (H) و پایین: طول محور بریده شده پا (L)
شاخص مورد نظر با تقسیم H/L به دست می‌آید

پس از آماده کردن پوست برای کاهش امپدانس با تراشیدن موهای زاید و شستشوی پوست با الکل طبی، الکترودها از جنس Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر و بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM روی عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل، دو قلوی داخلی و نعلی نصب شدند (۲۵). علت انتخاب این عضلات بر اساس نظر Murley و همکاران این بود که این عضلات یا تاندون‌هایشان از لحاظ کلینیکی در عارضه صافی کف پا

www.mui.ac.ir

مستعد آسیب هستند و دچار تغییرات مخرب می‌شوند و همچنین این عضلات در الکترومایوگرافی سطحی بیشترین قابلیت دسترسی را دارند (۲۶). برای ثبت مشخصه‌های زمانی مرحله استانس یعنی تماس پاشنه با زمین، تماس انگشتان با زمین، جدا شدن پاشنه از زمین و جدا شدن انگشتان از زمین (Toe-off) از دو عدد کلید پایی (Foot switch) استفاده شد. یکی از آن‌ها در ناحیه خارجی خلفی‌ترین بخش پاشنه و دیگری روی اولین مفصل کف پایی- انگشتی نصب شد. در طبقه‌بندی مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به عنوان مرحله تماس پاشنه، فاصله زمانی بین تماس انگشتان با زمین تا جدا شدن پاشنه به عنوان مرحله میداستانس و فاصله زمانی بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین، به عنوان مرحله پروپالژن در نظر گرفته شد (۲۶). پس از انجام معاینات لازم و تشخیص صاف بودن پای افراد، برای آن‌ها کفی مطابق با اندازه پای آزمودنی‌ها ساخته شد.

برای آشنایی با مسیر ۱۴ متری راه رفتن، آزمودنی‌ها سه مرتبه مسیر را با سرعت خودانتخابی طی کردند. سپس آزمودنی‌های هر دو گروه، سه بار مسیر راه رفتن را با پای برهنه به عنوان آزمایش اصلی طی کردند. آزمودنی‌های دچار صافی کف پا، علاوه بر پای برهنه این مسیر را در وضعیت‌های تنها کفش و کفش همراه با کفی طی کردند. در انتها از آزمودنی‌ها کوشش انقباض حداکثری ارادی ایزومتریک (MVIC یا Maximum voluntary isometric contraction) به مدت سه ثانیه، برای عضلات مورد مطالعه ثبت گردید (۲۶).

عضله نازک‌نئی طویل

برای این عضله، پای آزمودنی در حالت سوپی‌نیشن قرار داده می‌شد و با فرمان آزمونگر، آزمودنی پای خود را به حالت پرونیشن تغییر می‌داد و از سوی آزمونگر در مقابل حرکت مقاومت اعمال می‌شد.

عضله درشت‌نئی قدامی

آزمودنی در حالت ایستاده قرار می‌گرفت و در حالی که سعی در انجام حرکت دورسی فلکشن با حداکثر انقباض داشت، در برابر حرکت وی مقاومت اعمال می‌شد.

عضله دو قلوی داخلی و نعلی

فرد روی زمین می‌نشست در حالی که پشت به دیوار قرار می‌گرفت و در برابر حرکت پلنتار فلکشن او مقاومت خارجی اعمال می‌شد. در این حالت از وی خواسته شد تا حداکثر تلاش خود را برای ایجاد پلنتار فلکشن حداکثری به کار بندد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی، از نرم‌افزار Mega Win و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS (Root mean square) هر عضله به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید. برای این منظور برای هر عضله حداکثر فعالیت الکتریکی در بازه ۱ ثانیه‌ای ثبت شده و از آن به عنوان خط پایه (Base line) جهت مقایسه‌ها استفاده گردید. فعالیت عضلات در هر مرحله به عنوان درصدی از خط پایه بیان گردید. با توجه به کیفیت سیگنال‌های حاصل از کلیدهای پایی، سیگنال‌های Stride سوم به بعد راه رفتن مورد مطالعه قرار گرفت.

برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی در مراحل مختلف راه رفتن از رابطه زیر استفاده گردید (۲۷، ۱۸):

$$\text{هم‌انقباضی} = ۱ - \frac{\text{میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضلات آگونیست}}$$

در رابطه بالا، با به دست آوردن درصد فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست می‌توان به تعیین میزان هم‌انقباضی در اطراف یک مفصل پرداخت. در این رابطه هر چه عدد به دست آمده به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی بیشتر و هر چه عدد به ۱ و ۱- نزدیک‌تر شود، میزان هم انقباضی کاهش می‌یابد (۲۷، ۱۸). داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ (version 18, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. برای مقایسه فعالیت عضلات در مراحل مختلف و میزان هم‌انقباضی بین دو گروه، از آزمون Independent t و برای مقایسه حالت استفاده از کفش و کفش همراه با کفی برای گروه دچار صافی کف پا از آزمون Paired t استفاده شد. سطح معنی‌داری (α = ۰/۰۵)

در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیکی و شاخص‌های مربوط به معاینات مربوط به پای آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است. همان گونه که ملاحظه می‌شود، هر دو گروه تنها در شاخص‌های مربوط به معاینه تشخیص ساختار پا با هم اختلاف دارند.

فعالیت عضلات ساق گروه‌های تحقیق در مرحله تماس پاشنه با زمین (Heel contact)، در نمودار ۱ نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود، فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در افراد دچار صافی کف پا به طور معنی‌داری بیشتر است (P = ۰/۰۱۰).

فعالیت عضلات ساق گروه‌های تحقیق در مرحله میداستانس در نمودار ۲ نشان داده شده است. در این مرحله فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی (P = ۰/۰۰۳)، دو قلوی داخلی (P = ۰/۰۰۱) و نعلی (P = ۰/۰۲۷) در افراد دچار صافی کف پا فعالیت بیشتری را نسبت به گروه شاهد داشت.

در مرحله پروپالژن، عضله درشت‌نئی قدامی گروه دچار صافی کف پا فعالیت بیشتری را نشان داد (P = ۰/۰۱۳)، این در حالی بود که در این افراد عضله نازک‌نئی طویل فعالیت کمتری (P = ۰/۰۴۷) را داشت (نمودار ۳).

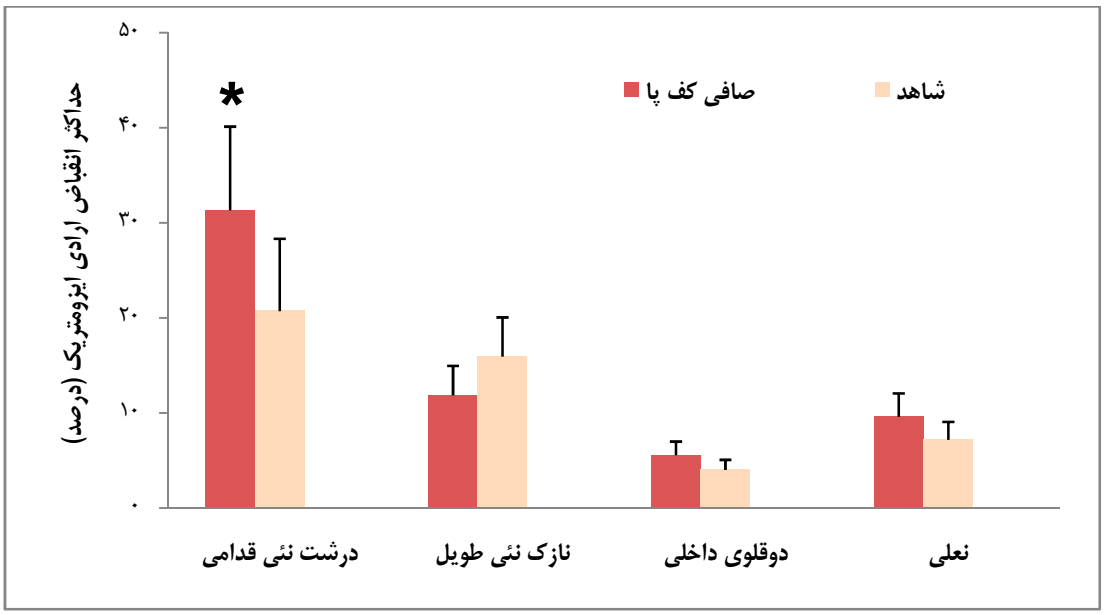
مقادیر میزان هم‌انقباضی در مراحل مختلف استانس بین دو گروه در نمودار ۴ نمایش داده شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود، مقادیر میزان هم‌انقباضی در مراحل میداستانس (P = ۰/۰۰۱) و پروپالژن (P = ۰/۰۰۳) در افراد دچار صافی کف پا به طور معنی‌داری بیشتر از گروه شاهد بود.

اثر پوشش پا بر میزان فعالیت افراد دچار صافی کف پا در مرحله تماس پاشنه با زمین در نمودار ۵ به نمایش گذاشته

جدول ۱. برخی مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌های تحقیق

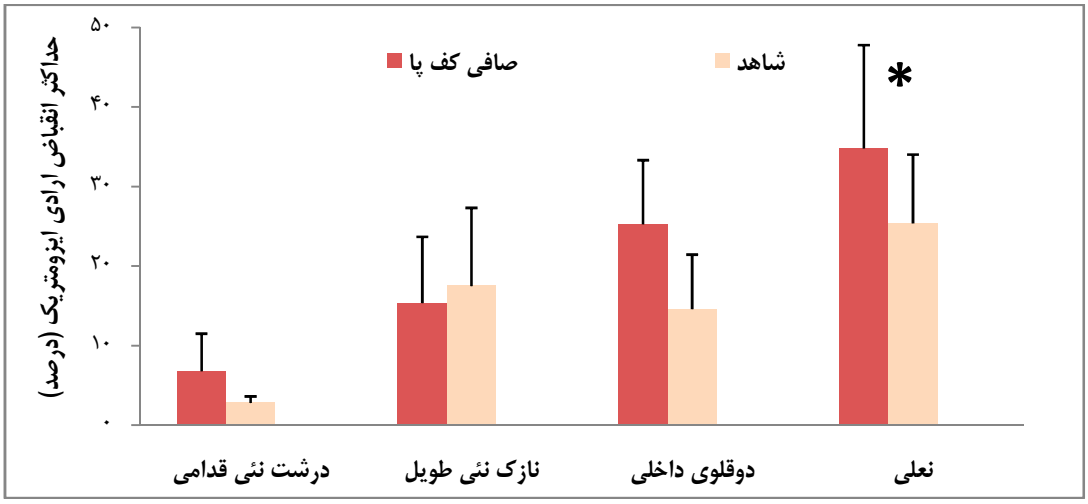
گروه‌ها	تعداد	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	افت ناوی (میلی‌متر)	ارتفاع ناوی نرمال شده
شاهد	۱۵	۲۵/۲ ± ۸۶/۳۲	۷۸/۱۳ ± ۲۶/۹۳	۱۶۸/۰۶ ± ۲۷/۷۱	۶/۶ ± ۱/۲۴	۰/۲۸ ± ۰/۰۲۹
صافی کف پا	۱۵	۲۴/۴ ± ۲/۱۶	۸۱/۹۳ ± ۱۷/۴۳	۱۷۷/۲۶ ± ۴/۳۱	*۱۵/۲ ± ۳/۰۰	*۰/۱۹ ± ۰/۰۱

* اختلاف معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

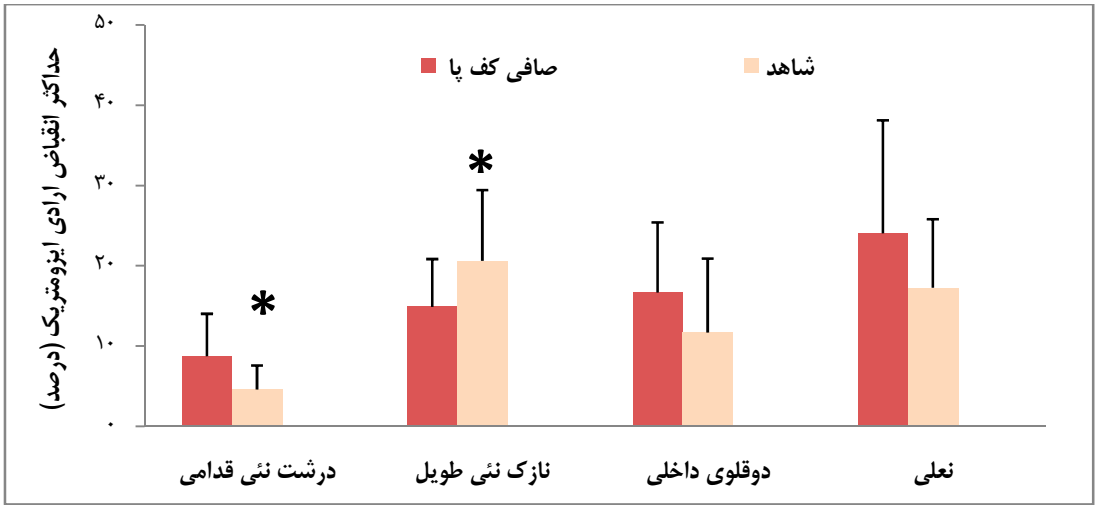


نمودار ۱. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات مورد مطالعه در مرحله تماس پاشنه با زمین بین گروه‌های تحقیق

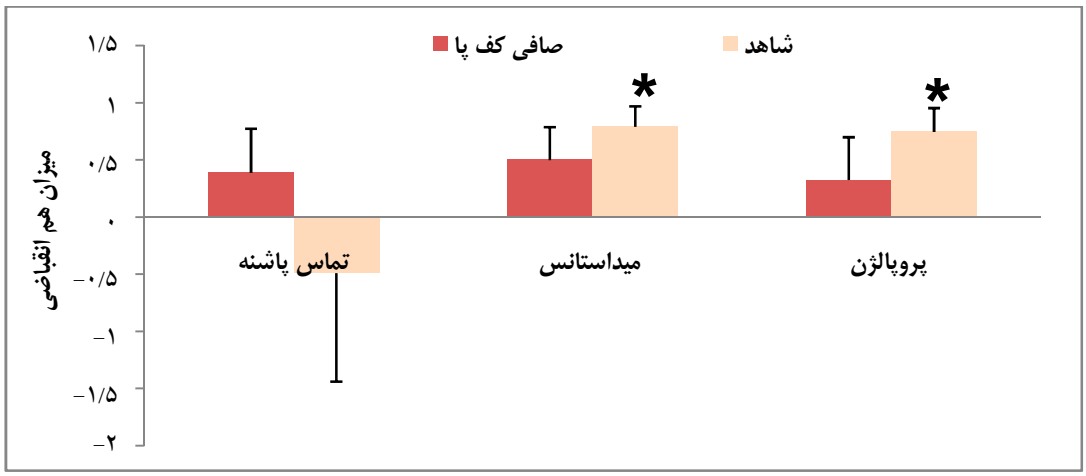
www.mui.ac.ir



نمودار ۲. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله میداستانس بین گروه‌های تحقیق

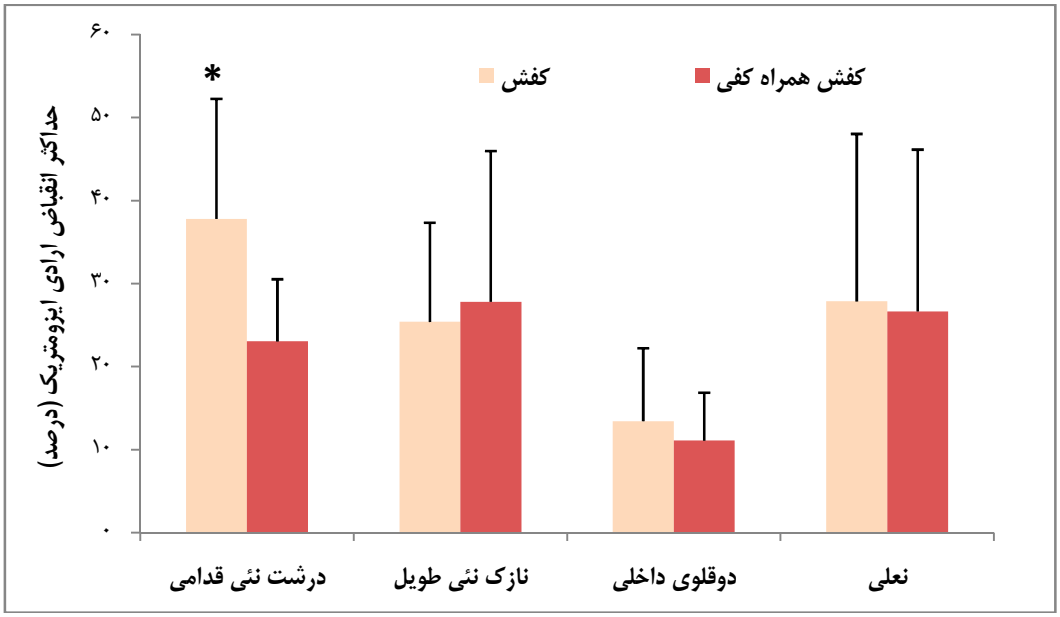


نمودار ۳. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله پروپالژن بین گروه‌های تحقیق



نمودار ۴. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان هم‌انقباضی عضلات ساق بین دو گروه شاهد و دچار صافی کف پا

www.mui.ac.ir

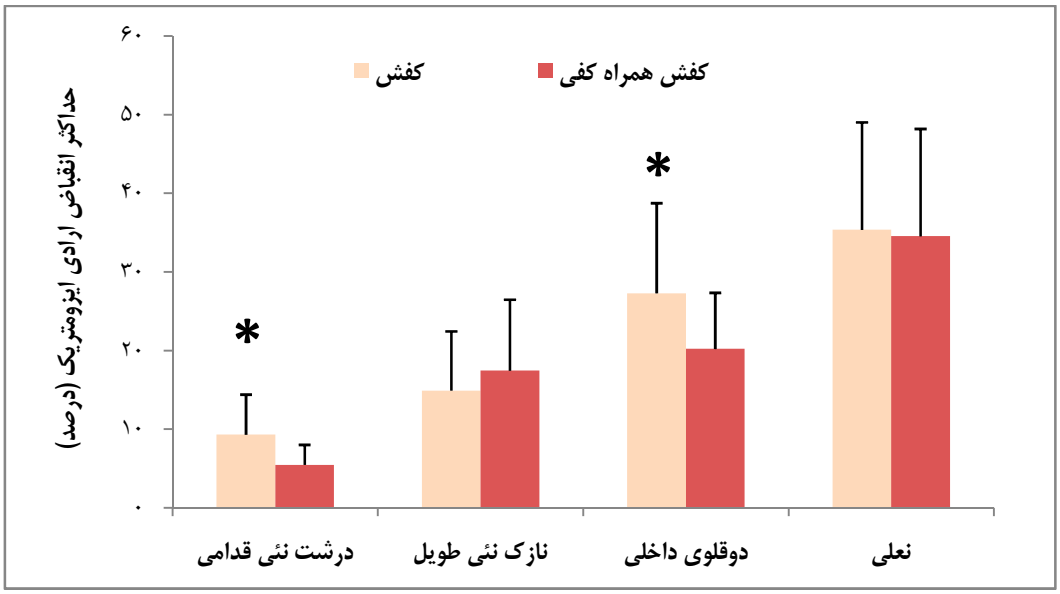


نمودار ۵. مقایسه فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله تماس پاشنه در سطوح پوشش پا در افراد دچار صافی کف پا

شده است. استفاده از کفی، فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی را در این مرحله کاهش داد (P = ۰/۰۰۱).

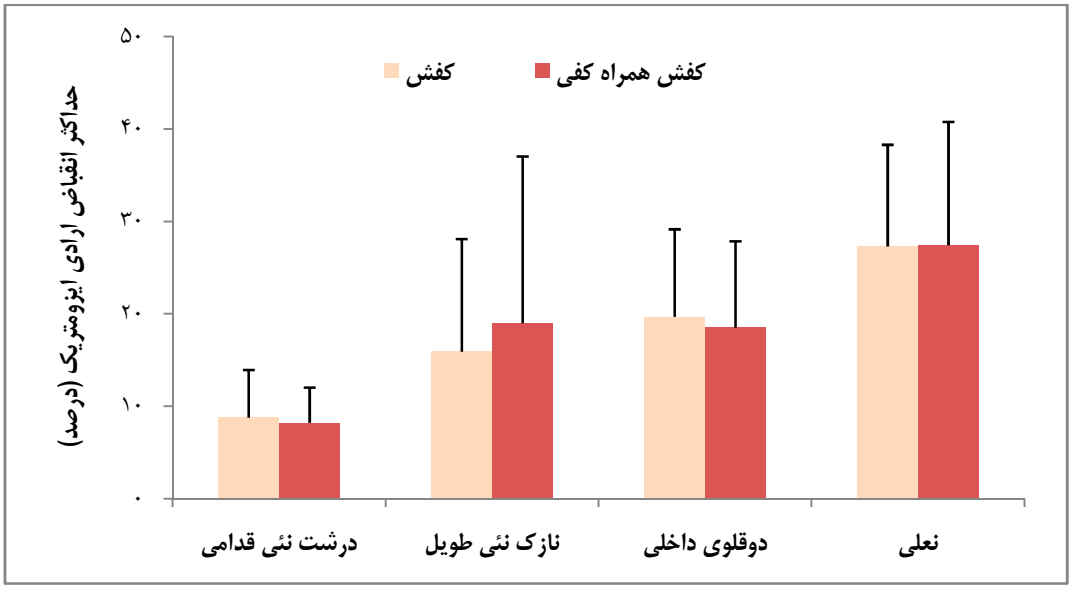
استفاده از کفی در مرحله میداستانس میزان فعالیت عضلات درشت‌نئی قدامی (P = ۰/۰۱۶) و دو قلوی داخلی (P = ۰/۰۱۹) را به طور معنی‌داری کاهش داد (نمودار ۶)، اما در مرحله پروپالژن هیچ اختلافی در میزان فعالیت عضلات در حالت‌های مورد مقایسه مشاهده نشد (نمودار ۷).

اثر استفاده از کفی بر میزان هم‌انقباضی در مراحل مختلف راه رفتن در نمودار ۸ نشان داده شده است. استفاده از کفی میزان مقادیر هم‌انقباضی در مرحله تماس پاشنه را افزایش (P = ۰/۰۰۹)، اما در مرحله میداستانس این میزان را کاهش (P = ۰/۰۱۵) داده است.

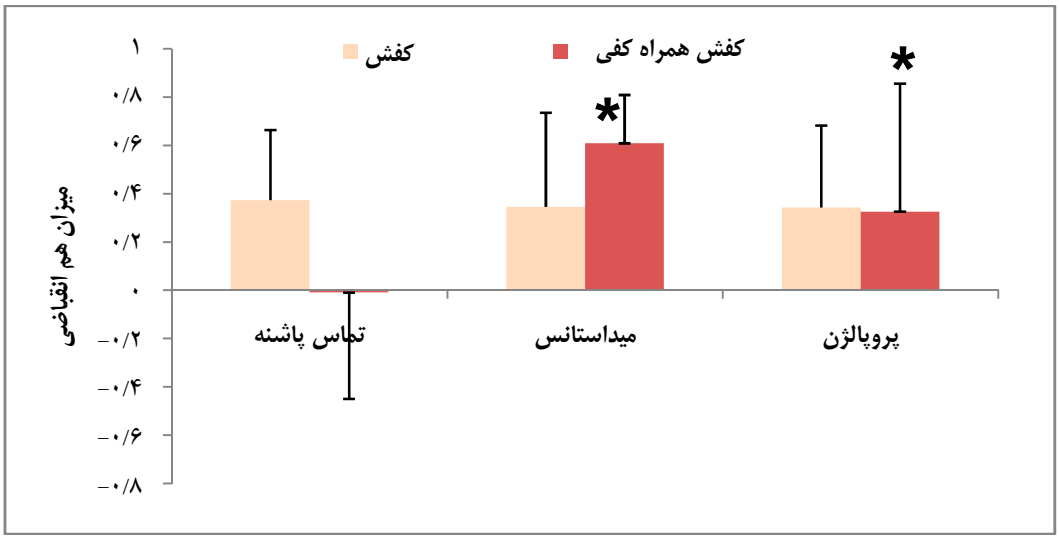


نمودار ۶. مقایسه فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله میداستانس در سطوح پوشش پا در افراد دچار صافی کف پا

www.mui.ac.ir



نمودار ۷. مقایسه فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله پروپالژن در سطوح پوشش پا در افراد دچار صافی کف پا



نمودار ۸. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان هم‌انقباضی عضلات ساق بین وضعیت‌های استفاده از کفش و کفش همراه کفی در گروه دچار صافی کف پا

بحث

هدف از این مطالعه، تعیین اثر کوتاه مدت استفاده از کفی طبی بر فعالیت الکتریکی عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا در مقایسه با گروه شاهد با تأکید بر پدیده هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات ساق بود. نتایج نشان داد که عضله درشت‌نئی قدامی در مرحله تماس پاشنه در افراد دچار صافی کف پا فعالیت بیشتری دارد. همچنین این عضله در مراحل میداستانس و پروپالژن نیز فعالیت بیشتری را در افراد دچار صافی کف پا نسبت به افراد گروه شاهد از خود نشان داد. هنگام برخورد پا با زمین در راه رفتن، پاشنه تمایل به اورژن در مفصل تحت قاپی دارد و در نتیجه با چرخش داخلی درشت‌نئی همراه خواهد بود تا به خوبی باعث جذب شوک شود (۲۸). البته مشخص شده است که در افراد دچار صافی کف پا، میزان اورژن مفصل تحت قاپی افزایش پیدا می‌کند

(۲۹). برای مثال مطالعات متعددی بر افزایش میزان اورژن مفصل تحت قاپی در مرحله استانس راه رفتن در افراد دچار صافی کف پا و از طرفی بر کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی پا در سیکل راه رفتن تأکید کرده‌اند (۳۴-۳۰). یکی از وظایف عضله درشت‌نئی قدامی، حفظ قوس طولی داخلی پا است (۳۵). با توجه به نقش عضله درشت‌نئی قدامی در حرکت اینورژن و این‌که اینورژن حرکتی مخالف با اورژن مفصل تحت قاپی است، می‌توان نتیجه گرفت که فعالیت اضافی عضله درشت‌نئی قدامی در افراد دچار صافی کف پا صرف جلوگیری از پرونیشن اضافی پا و حفظ ارتفاع قوس طولی داخلی می‌شود.

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت عضلات دو قلوی داخلی و نعلی در مرحله میداستانس در افراد دچار صافی کف پا نسبت به افراد حاضر در گروه شاهد بیشتر است. در راه رفتن و در مرحله‌ای که پا با زمین در تماس است، پا برای جذب بهتر شوک به حالت پرونیشن یا اورژن در می‌آید (۳۶). بلافاصله بعد از مرحله تماس پاشنه با زمین و در مرحله میداستانس، پا به حالت سوپی‌نیشن در می‌آید تا بتواند نیروی پیش برنده حاصل از انقباض پلنتار فلکسورها را به صورت بهینه‌تری به قسمت جلوی پا (Forefoot) منتقل کند (۳۶). حرکت سوپی‌نیشن در صفحه حرکتی فرونتال با اینورژن قسمت خلفی پا (Rearfoot) همراه است (۳۷). Hunt و همکاران بیان کردند که در مرحله میداستانس در مفصل مچ پای افراد دچار صافی کف پا، گشتاور اینورتوری وجود دارد، این در حالی است که در افراد با ساختار پای طبیعی این گشتاور اورتوری است (۲۸). Lee و Piazza در مطالعه خود نشان دادند که عضلات تشکیل دهنده تاندون آشیل در وضعیتی که پاشنه اورژن بیشتری دارد با گشتاور اینورتوری بیشتری نیز همراه است (۳۸). با توجه به بیشتر بودن میزان اورژن در افراد دچار صافی کف پا، در نتیجه قسمتی از فعالیت اضافی عضلات دو قلوی داخلی و نعلی صرف تولید گشتاور اینورتوری برای کمک به سوپی‌نیشن پا می‌شود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که عضلات دو قلوی داخلی و نعلی در افراد دچار صافی کف پا در این مرحله به عنوان عضلات اینورتور فعالیت می‌کنند. همچنین در مرحله پروپالژن، فعالیت عضله نازک‌نئی طویل در افراد دچار صافی کف پا فعالیت کمتری از خود نشان داد. به نظر می‌رسد کاهش فعالیت این عضله طی پروپالژن به علت جلوگیری از وارد آمدن بار اضافی به قسمت داخلی پا باشد.

نتایج این تحقیق نشان داد که میزان هم‌انقباضی عضلات ساق پای آزمودنی‌های دچار صافی کف پا در مراحل میداستانس و پروپالژن، نسبت به افراد گروه شاهد بیشتر است. مطالعات بسیاری نشان داده‌اند که افراد دچار صافی کف پا در این مراحل دارای بی‌ثباتی و حرکت‌پذیری بالایی هستند (۳۶، ۳۳، ۳۰). Gray و Basmajian طی مطالعه خود گزارش کردند که افراد دچار صافی کف پا از عضلات برون‌پایی خود برای حفظ ثبات و قوس طولی داخلی استفاده می‌کنند (۳۹). بنابراین برای جلوگیری از این حرکات اضافی و حفظ بیشتر ثبات در پا، عضلات ساق افراد دچار صافی کف پا میزان هم‌انقباضی بیشتری را از خود نشان می‌دهند.

نتایج نشان داد که در وضعیت استفاده از کفی توسط گروه دچار صافی کف پا، فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی در مراحل تماس پاشنه و میداستانس کاهش دارد. همچنین در مرحله میداستانس، فعالیت عضله دو قلوی داخلی به طور معنی‌داری کاهش یافت. اسلامی و همکاران طی مطالعه خود اظهار کردند که استفاده از کفی، میزان اورژن مفصل تحت قاپی را هنگامی که پا با زمین در تماس است کاهش می‌دهد (۲۰). از سویی دیگر استفاده از کفی، در مرحله میداستانس میزان سوپی‌نیشن پا را در افراد دچار صافی کف پا بیشتر می‌کند (۴۰). با توجه به نتایج این تحقیق و مقایسه آن با نتایج مطالعات قبلی، با استفاده از کفی، حرکات اضافی موجود در پای افراد دچار صافی کف پا محدود می‌شود. بنابراین عضلات درشت‌نئی قدامی و دو قلوی داخلی، نیازی به فعالیت اضافی برای جلوگیری از آن حرکات ندارند و فعالیتشان کاهش پیدا می‌کند.

به نظر می‌رسد که یکی از مکانیزم‌های جبرانی بدن برای حفظ ثبات و پایداری مفصل، پدیده هم‌انقباضی باشد (۱۸). نتایج این پژوهش نشان داد که استفاده از کفی طبی میزان هم‌انقباضی در مرحله تماس پاشنه را افزایش و در مرحله

www.mui.ac.ir

میداستانس این میزان را کاهش داده است. در مرحله تماس پاشنه با زمین، میزان فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی، در حالت استفاده از کفی کاهش پیدا کرد. این امر با توجه به کاهش در میزان اورژن مفصل تحت قاپی با استفاده از کفی توجیه می‌شود (۲۰). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که کفی سبب محدود شدن حرکات اضافی پا در مرحله میداستانس می‌شود (۳۰). با توجه به اثرات کفی بر تغییرات در حرکات اضافی پا و این‌که هنگام استفاده از کفی میزان هم‌انقباضی در مرحله تماس پاشنه افزایش پیدا می‌کند، می‌توان نتیجه گرفت که کنترل وضعیت پاشنه در مرحله تماس پاشنه، منشأ غیر عضلانی دارد و مکانیزم‌های کنترل کننده حرکت اورژن اضافی مفصل تحت قاپی هنوز نامشخص است. در مرحله میداستانس میزان هم‌انقباضی کاهش یافت و این امر بیانگر ثبات بیشتر عقب پا در این مرحله می‌باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که عضلات مورد بررسی در افراد دچار صافی کف پا در مراحل مختلف استانس نسبت به گروه شاهد از فعالیت بیشتری برخوردار است. شاید این فعالیت اضافی صرف غلبه بر بی‌ثباتی پا و جلوگیری از حرکات اضافی قسمت خلفی پا می‌شود. با توجه به میزان هم‌انقباضی در مراحل مختلف استانس و مقایسه آن بین دو گروه، افراد دچار صافی کف پا از میزان هم‌انقباضی بیشتری برای کنترل حرکات اضافی در ناحیه پا استفاده کردند. استفاده از کفی، میزان فعالیت عضلات ساق را در افراد دچار صافی کف پا کاهش داد و با کنترل حرکات اضافی پا باعث ثبات بیشتر این اندام در مرحله میداستانس شد. البته مطالعات بیشتری لازم است تا مکانیزم اثر دقیق استفاده از کفی‌ها را مورد ارزیابی قرار دهد.

محدودیت‌ها

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم استفاده از ثبت سوزنی جهت اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی خلفی به عنوان اینورتور اصلی پا، عدم توجه به عضلات نواحی بالاتر برای مطالعه اثرات جبرانی استفاده از کفی در ساختارهای بالاتر و استفاده از روش‌های استاتیک برای شناسایی صافی کف پا، نام برد.

تشکر و قدردانی

محققین مقاله تشکر خویش را از مسؤولین دانشگاه و دانشجویان مشارکت کننده در تحقیق اعلام می‌نمایند.

References

1. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait Posture 2002; 15(1): 1-9.
2. Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. Current Orthopaedics 2002; 16(3): 165-79.
3. Nielsen RG, Rathleff MS, Moelgaard CM, Simonsen O, Kaalund S, Olesen CG, et al. Video based analysis of dynamic midfoot function and its relationship with Foot Posture Index scores. Gait Posture 2010; 31(1): 126-30.
4. Sanchez-Rodriguez R, Martinez-Nova A, Escamilla-Martinez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? Gait Posture 2012; 36(3): 591-5.
5. Chang WN, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. Gait Posture 2004; 20(1): 14-9.
6. Sawacha Z, Gabriella G, Cristoferi G, Guiotto A, Avogaro A, Cobelli C. Diabetic gait and posture abnormalities: a biomechanical investigation through three dimensional gait analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(9): 722-8.
7. Sacco IC, Hamamoto AN, Gomes AA, Onodera AN, Hirata RP, Hennig EM. Role of ankle mobility in foot rollover during gait in individuals with diabetic neuropathy. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(8): 687-92.
8. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. J Foot Ankle Res 2008; 1(1): 6.
9. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2004; 19(4): 391-7.
10. Thomas Haendlmayer K, John Harris N. (ii) Flatfoot deformity: an overview. Orthopaedics and Trauma 2009; 23(6): 395-403.

11. Farmani F, Sadeghi M, Saeedi H, Kamali M, Farahmand B. The effect of foot orthoses on energy consumption in runners with flat feet. Knowledge and Health 2010; 5(1): 36-40. [In Persian].
12. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J Sports Med 1999; 27(5): 585-93.
13. Messier SP, Pittala KA. Etiologic factors associated with selected running injuries. Med Sci Sports Exerc 1988; 20(5): 501-5.
14. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. J Biomech 2007; 40(4): 845-50.
15. Ilahi OA, Kohl HW. Lower extremity morphology and alignment and risk of overuse injury. Clin J Sport Med 1998; 8(1): 38-42.
16. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. 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.
17. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001; 34(10): 1257-67.
18. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. J Res Rehabil Sci 2012; 8(2): 298-309. [In Persian].
19. Fatone S. Challenges in lower-limb orthotic research. Prosthet Orthot Int 2010; 34(3): 235-7.
20. 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. J Sci Med Sport 2009; 12(6): 679-84.
21. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(7): 728-36.
22. Letafatkar A, Zandi Sh, Khodaei M, Belali Voshmesara J, Mazidi M. Relationship between flat foot deformity, Q angle and knee pain. J Res Rehabil Sci 2012; 8(1): 170-9[In Persian].
23. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. J Foot Ankle Res 2009; 2: 22.
24. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. Gait Posture 2007; 26(1): 68-75.
25. 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.
26. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. J Foot Ankle Res 2009; 2: 35.
27. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(10): 833-41.
28. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. Foot Ankle Int 2001; 22(1): 31-41.
29. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of Applied Biomechanics 2001; 17(2): 153-63.
30. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. Hum Mov Sci 2011; 30(1): 105-14.
31. Mann RA. Biomechanics of the foot. In: Coughlin MJ, Mann RA, Editors. Surgery of the Foot and Ankle. 2nd ed. Philadelphia, PA: Mosby; 1986.
32. Ness ME, Long J, Marks R, Harris G. Foot and ankle kinematics in patients with posterior tibial tendon dysfunction. Gait Posture 2008; 27(2): 331-9.
33. Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. Gait Posture 2008; 28(1): 29-37.
34. Tome J, Nawoczenski DA, Flemister A, Houck J. Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. J Orthop Sports Phys Ther 2006; 36(9): 635-44.
35. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
36. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999; 14(7): 484-93.

www.mui.ac.ir

37. Nicolopoulos CS, Scott BW, Giannoudis PV. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. Current Orthopaedics 2000; 14(6): 464-9.
38. Lee SS, Piazza SJ. Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. J Biomech 2008; 41(16): 3366-70.
39. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. Anat Rec 1968; 161(1): 1-15.
40. Ritchie C, Paterson K, Bryant AL, Bartold S, Clark RA. The effects of enhanced plantar sensory feedback and foot orthoses on midfoot kinematics and lower leg neuromuscular activation. Gait Posture 2011; 33(4): 576-81.

The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet

Hamed Esmaeili[1], Mehrdad Anbarian*, Behrouz Hajiloo[2], Mohammad Ali Sanjari[3]

Original Article

Abstract

Introduction: The human foot is a strong mechanical structure that can affect function of the feet. The aim of this study was to determine the immediate effect of foot insole on myoelectric activity and co-contraction of lower leg muscles in individuals with flatfeet in comparison with healthy subjects.

Materials and Methods: Thirty university male students participated in this study. Subjects were divided into two groups of flatfeet and control. Surface electromyography was used to record muscular activity of tibialis anterior, peroneus longus, medial gastrocnemius and soleus muscles. All subjects walked barefoot along a 15m walkway for three trials. Participants with flatfoot also walked on the walkway while wearing shoes with foot insole.

Results: Findings of this study showed that individuals with flat foot have more co-contraction ratio in midstance ($P < 0.050$) and propulsion ($P < 0.050$) sub-phases. The use of foot insole increased co-contraction ratio at heel contact sub-phase ($P = 0.009$), while co-contraction ratio decreased at midstance sub-phase ($P = 0.015$).

Conclusion: Results of this study demonstrated using of foot orthotics could reduce the extra muscular activity. According to the effect of foot orthotics on co-contraction ratio at heel contact sub-phase, it could be concluded that excessive motion of rear foot has a non muscular source.

Keywords: Foot orthotics, Co-contraction, Walking, Flat foot

Citation: Esmaeili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. **The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(2): 295-307.

Received date: 31/10/2012 Accept date: 23/05/2013

* Associate Professor, Department of Physical Education, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran (Corresponding Author) Email: m_anbarian@yahoo.com
1- PhD Student, Department of Physical Education, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran
2- Department of Physical Education, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Basic Rehabilitation Sciences, Rehabilitation Research Center, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran