تاریخ دریافت:۹۳/۰۸/۱۰ تاریخ پذیرش:۹۴/۰۴/۰۷ ص ص: ۱۲۲-۱۱۱

آیا کفش ناپایدار فعالیت عضلات منتخب مچ پا را در شرایط متفاوت راه رفتن افزایش می‌دهد؟

ناهید علافان[۱]، دکتر رضا رجبی[۲]، دکتر هومن مینونژاد[۳]، دکتر مهدی بیاتی[۴]

چکیده

سابقه و هدف: کفش‌های معمولی حمایت قابل توجهی از پا می‌کنند. به همین علت در طولانی مدت با ایجاد ضعف و عدم تعادل عضلانی، اندام تحتانی و کمر را مستعد آسیب می‌کنند. احتمالاً بی‌ثباتی طبیعی در کفش‌های ناپایدار منجر به افزایش فعالیت برخی از عضلات به منظور حفظ تعادل می‌شود، لذا هدف از پژوهش حاضر مقایسه میزان فعالیت برخی از عضلات مچ پا در دو نوع کفش معمولی و ناپایدار حین راه رفتن روی شیب مثبت و بالا و پایین آمدن از پله می‌باشد.

مواد و روش‌ها: ۱۲ نفر دانشجوی دختر دانشگاه تهران با میانگین سنی ۲/۲۷±۲۵/۸۲ سال، قد ۵/۷۱±۱۶۲/۸۶ سانتی‌متر و توده بدن ۸/۵۹±۵۳/۵۱ کیلوگرم به صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. فعالیت عضلات دوقلو داخلی، نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی و نعلی حین راه رفتن روی شیب مثبت، بالارفتن و پایین آمدن از پله در دو نوع کفش (ناپایدار و معمولی) ثبت گردید. داده‌ها با آزمون تحلیل واریانس چند متغیری در سطح معناداری $P\leq ۰/۰۵$ تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد اثر کفش ناپایدار بر فعالیت عضلانی معنادار نیست (راه رفتن روی شیب مثبت $P=۰/۹۶$، بالا رفتن از پله $P=۰/۹۶$ و پایین آمدن از پله $P=۰/۸۸$).

نتیجه‌گیری: کفش ناپایدار نمی‌تواند نسبت به کفش معمولی اثرات مفیدی روی فعالیت عضلات منتخب مچ پا حین راه رفتن روی شیب مثبت، بالا رفتن و پایین آمدن از پله داشته باشد.

واژه‌های کلیدی: پله، راه رفتن، الکترومایوگرافی، کفش ناپایدار.

۱. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران، تهران، ایران. n.allafan@ut.ac.ir

۲. استاد گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۳. استادیار گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۴. استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، پژوهشکده طب ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.

مقدمه

پا[۱] یکی از اعضای اصلی بدن، به دلیل قرارگیری در انتهای زنجیره حرکتی و تماس مستقیم با سطوح حرکتی، به قلب دوم مشهور است. از بین پوشش‌های متفاوت موجود برای پا، کفش‌ها بیشترین کاربرد را دارند. آن‌ها به عنوان تنها میانجی بین بدن و زمین نقش قابل توجهی را در سلامت پا و حمایت از آن در برابر نیروهای عکس العمل زمین[۲] ایفا می‌کنند (۱). در کنار این مزیت، کفش‌های معمولی (منظور هر نوع کفشی غیر از کفش‌های پاشنه بلند، جلو باز و تنگ) با حمایت قابل توجه پا منجر به عدم فعالیت یا فعالیت اندک در عضلات مچ پا و ضعف آن‌ها در درازمدت می‌شود (۲, ۳). این ضعف همراه با عدم تعادل عضلانی، اندام تحتانی و کمر را مستعد آسیب می‌سازد (۴).

بسیاری از عضلات مچ پا از جمله عضلات نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی و عضلات کوچک کف پا نقش مهمی در حفظ قوس‌های کف پایی دارند. وجود این قوس‌ها به منظور انتقال مناسب نیروها بین بدن و زمین، لازم و ضروری است (۵). علاوه بر این، عضلات نزدیک به محور حرکتی پا نیز با جذب نیروهای وارده به بدن، از اعمال فشار بیشتر به مفاصل جلوگیری می‌کنند (۶). پژوهشگران جهت پیشگیری از ضعف این عضلات، استفاده از وسایل تمرینی هم‌چون تخته تعادل و راه رفتن با پای برهنه را در کنار استفاده از کفش‌های معمولی توصیه می‌کنند (۷). در حالت پابرهنه به دلیل افزایش اطلاعات آوران از حس عمقی ناحیه کف پا، درگیری عضلانی بیشتر است (۸).

بنابراین کفش خوب باید علاوه بر جذب مناسب نیروهای عکس العمل زمین، از ضعف و عدم تعادل عضلانی نیز پیشگیری کند. اخیراً تبلیغات در زمینه استفاده کفش‌های ناپایدار[۳](با محبوبیت بیشتر میان زنان جوان) بسیار رو به گسترش است. این کفش‌ها به دلیل افزایش نوسانات مرکز ثقل در حوزه‌های مختلف حرکات اصلاحی برای بهبود پاسچر (۱۰-۸) و به دلیل کاهش دامنه حرکتی پا، در حوزه‌های کلینیکی به افراد با نوروپاتی‌های مختلف پا تجویز می‌شود (۱۱).

وجود راکر[۴] (زیره گهواره‌ای شکل) در کفش‌های ناپایدار، افزایش نوسانات مرکز ثقل و ناپایداری در محدوده سطح اتکاء را در پی خواهد داشت (۴, ۱۲, ۱۳). فرد برای کنترل اغتشاشات تولید شده توسط کفش ناپایدار نیازمند افزایش در فعالیت برخی از عضلات است. با توجه به نقش عضلات مچ پا در استراتژی مچ پا به منظور کنترل نوسانات مرکز ثقل (۱۴, ۱۵)، احتمالاً این عضلات در کفش‌های ناپایدار بیشتر درگیر می‌شوند. اهمیت قدرت در عضلات مچ پا و نادیده گرفتن آن در غالب افراد به خصوص افراد جوان، نشان دهنده ضرورت شناسایی ابزارهایی است که در قالب فعالیت‌های روزانه از ضعف عضلانی پیشگیری کند.

جمع‌بندی یافته‌های پژوهش‌های پیشین در رابطه با اثر کفش‌های ناپایدار بر فعالیت عضلات متناقض است و بیشتر این پژوهش‌ها به بررسی فعالیت عضلانی در حالت ایستاده (در حالی که کفش‌ها بیشتر با هدف جابه‌جایی ایمن مورد استفاده قرار می‌گیرند تا ایستادن) و راه رفتن روی سطح صاف (بدون توجه به عضلات اصلی درگیر در راه رفتن) تمرکز داشته‌اند. تاکنون مطالعه‌ای اثر این کفش‌ها بر عضلات اصلی مچ پا در راه رفتن (دوقلو داخلی[۵]،

۱. Foot
۲. Ground Reaction Force
۳. Unstable Shoes
۴. Rocker
۵. Medial Gastrocnemius

نازک نی بلند[۱]، درشت نی قدامی[۲] و نعلی[۳]) (۱۶) را در تکالیف پویایی مثل راه رفتن روی سطوح شیب‌دار و بالا و پایین آمدن از پله بررسی نکرده است. پژوهش حاضر برای پاسخ به این سوال که آیا کفش‌ناپایدار بر خلاف کفش معمولی، با ساختار متفاوت زیره خود می‌تواند فعالیت برخی از عضلات اصلی مچ پا را حین راه رفتن روی پله و شیب مثبت افزایش دهد؟ انجام شد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر مطالعه شبه تجربی بود. آزمودنی‌ها با توجه به ملاک‌های پژوهش به صورت در دسترس انتخاب شدند. فعالیت عضلات دوقلو داخلی، نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی و نعلی در دو حالت (کفش ناپایدار و معمولی) و در سه شرایط (راه رفتن روی شیب مثبت، بالا رفتن و پایین آمدن از پله) اندازه‌گیری شد. در نهایت بدین منظور که امکان مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود، می‌بایست فعالیت عضله به یک مقدار مرجع نرمال می‌شد (۱۷). حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)[۴] هر عضله نیز ثبت گردید و از آن به‌عنوان یک مقدار مرجع برای نرمال کردن استفاده شد.

آزمودنی‌ها

در ابتدا با استفاده از فراخوان دانشجویان دختر ۲۰ تا ۳۰ ساله دانشگاه تهران با شماره کفش ۳۸ (جامعه آماری) دعوت به همکاری شد. در نهایت ۳۰ نفر داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند و از این میان ۱۲ نفر، با میانگین سنی ۲/۲۷±۲۵/۸۲ سال، قد ۵/۷۱±۱۶۲/۸۶ سانتی‌متر و وزن ۸/۵۹±۵۳/۵۱ کیلوگرم واجد معیارهای ورود به پژوهش بودند. این معیارها شامل نداشتن سابقه استفاده از کفش‌های ناپایدار، عدم وجود ناهنجاری‌های اسکلتی در اندام تحتانی، نداشتن سابقه ورزش منظم، همچنین آسیب و یا درد در مچ پا و زانو حداقل ۶ ماه قبل از پژوهش بود. قبل از آزمون اصلی، غربالگری ناهنجاری‌های اسکلتیِ زانوی عقب رفته[۵] با استفاده از گونیامتر، زانوی ضربدری و پرانتزی با کولیس و کف پای صاف و طاقدیسی با شاخص استاهلی انجام شد (۱۸). تعداد آزمودنی‌ها با توجه به مطالعات قبلی انتخاب شد (۱۹) و با رضایت آگاهانه در پژوهش شرکت کردند.

روش جمع آوری اطلاعات

در این پژوهش برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات منتخب مچ پا، هنگام راه رفتن روی شیب مثبت، بالا و پایین آمدن از پله از الکترومایوگرافی سطحی ۱۶کاناله (ME6000 T-16) ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری[۶] ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. پس از آماده کردن پوست با تراشیدن موهای زاید و شستشوی پوست با الکل طبی (به منظور کاهش آمپدانس)، الکترودها (مدلF-55 ساخت شرکت استین تکت[۷] کشور آلمان، قطر سطح مقطع ۱۰

۱. Peroneus Longus
۲. Tibialis Anterior
۳. Soleus
۴. Maximum Voluntary Isometric Contraction
۵. Genu Recurvatum
۶. Sampling Rate
۷. Stintact

میلی‌متر و هادی ژل مانند با ترکیب نقره/کلرید نقره[۱]) به روش دو قطبی با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر بر اساس پروتکل اروپایی سنیام[۲] روی عضلات دوقلو داخلی، نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی و نعلی نصب شدند (جدول۱) (۲۰). الکترود زمین برای تمام عضلات روی برجستگی استخوان درشت‌نی[۳] نصب شد (۲۱). علت انتخاب این عضلات این بود که نقش مهمی را در راه رفتن (۱۶)، ثبات و کنترل حرکات پا (۱۱) ایفا می‌کنند و در الکترومایوگرافی سطحی بیشترین قابلیت دسترسی را دارند. برای ثبت مشخصه‌های زمانی (لحظات برخورد و بلند شدن پنجه و پاشنه از زمین) از دو کلید پایی[۴] که به سفارش پژوهشگر، توسط شرکت تجهیزات آزمایشگاهی تکانه ساخته شده بود، استفاده شد. یکی از الکترودها در محل پاشنه با تأکید بر قرارگیری در ناحیه خارجی و خلفی پاشنه و دیگری روی سر متاتارس‌ها با تأکید بر قرارگیری روی سر پروگزیمال متاتارس اول، داخل کفش تعبیه شد. فاصله زمانی بین برخورد پاشنه با زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین در تکالیف راه رفتن و بالا رفتن از پله، همچنین فاصله زمانی بین برخورد انگشتان با زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین در تکلیف پایین آمدن از پله به عنوان مرحله استانس در نظر گرفته شد، و سطح فعالیت عضلات در این بازه‌های زمانی تحلیل شد.

برای آشنایی با تکالیف و کفش‌های مورد آزمون (شکل ۱)، آزمودنی‌ها شش دقیقه با کفش‌های مختلف تکالیف متفاوت را انجام دادند، سپس با هر نوع کفش پنج بار تکلیف بالا رفتن و پایین آمدن از پله‌ی استاندارد (سه پله از جنس MDF، ارتفاع پله دوم ۴۰ سانتی‌متر و طول و عرض آن ۴۰×۸۰ سانتی‌متر و دو پله در طرفین پله مرکزی با ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و طول و عرض۴۰×۸۰ سانتی‌متر) (شکل ۲)، همچنین یک دقیقه راه رفتن روی نوارگردان (مدل HP/cosmos ساخت کشور آلمان) با شیب ۱۲ درصد و سرعت ۰/۹ متر بر ثانیه، را به‌صورت تصادفی انجام دادند. در انتها از آزمودنی‌ها کوشش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) به مدت پنج ثانیه برای عضلات مورد مطالعه ثبت گردید (جدول۲) (۲۲). به منظور تجزیه تحلیل داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی، از نرم افزار مگاوین[۵] استفاده شد. سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده و سپس در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردیدند و به وسیله الگوریتم ریشه میانگین مربعات (RMS)[۶] با ثابت زمانی پنجاه میلی‌ثانیه در نسخه سه این برنامه پردازش شدند. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات mRMS[۷] هر عضله در بازه زمانی استانس به مقدار یک ثانیه از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید.

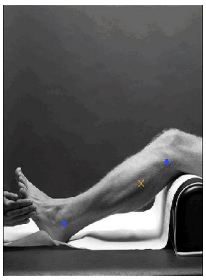
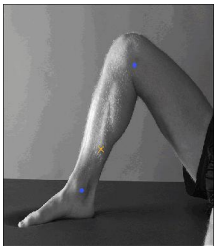
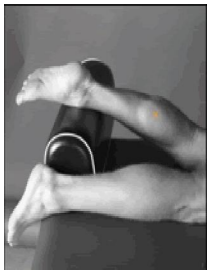
روش‌های آماری

تمام یافته‌ها با میانگین ± انحراف استاندارد گزارش شده است. آزمون کولموگروف اسمیرنوف نیز برای تعیین نحوه توزیع داده‌ها استفاده شد. اختلاف بین فعالیت عضلات در دو نوع کفش در سه شرایط متفاوت با آزمون تحلیل واریانس چند متغیری[۸] اندازه‌گیری شد. سطح معناداری در پژوهش حاضر ۹۵٪ و میزان آلفا کوچکتر یا

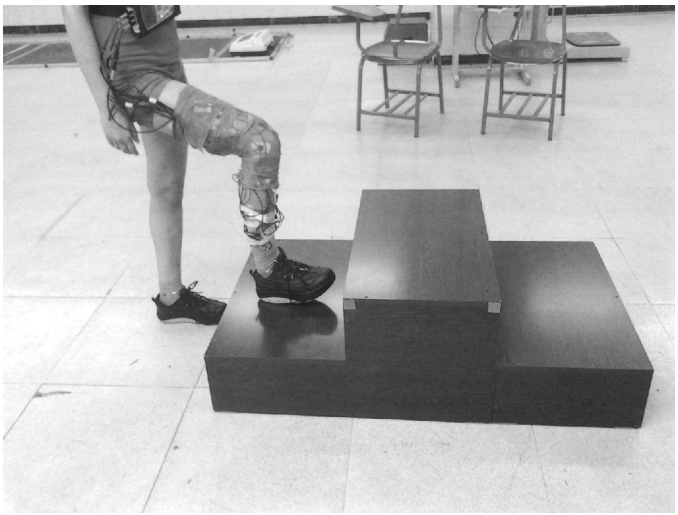
۱. Ag-AgCl
۲. SENIAM
۳. Tuberosity of the Tibia
۴. Foot Switch
۵. MegaWin
۶. Root Mean Square (RMS)
۷. Mean Root Mean Square (mRMS)
۸. Multivariate Analysis of Variance (MANOVA)

مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. کلیه تجزیه و تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام گرفت.

جدول ۱. دستورالعمل برای قرار دادن الکترودها روی عضلات اندام تحتانی و پا (۲۰)

	نام عضله	**درشت‌نی قدامی**
	وضعیت شروع	خوابیده به پشت یا نشسته
	محل الکترود	الکترودها در ۱/۳ خط فاصل بین رأس نازک نی و قوزک داخلی قرار می‌گیرند.
	تست کلینیکی برای پیدا کردن شکم عضله	مفصل مچ پا در حالت دورسی فلکشن و پا را بدون اینکه انگشت شست به اکستنشن رود، در حالت اینورژن قرار می‌دهیم، سپس از فرد می‌خواهیم در برابر نیروی اورژن و پلنتار فلکشن مقاومت کند.
	**نام عضله**	**نازک‌نی بلند**
	وضعیت شروع	نشسته با اندام چرخیده به داخل
	محل الکترود	الکترودها در ۲۵٪ خط فاصل بین رأس نازک نی و قوزک خارجی قرار می‌گیرند.
	تست کلینیکی برای پیدا کردن شکم عضله	مفصل مچ پا را در حالت پلانتار فلکشن و پا را در حالت اورژن قرار می‌دهیم، سپس از فرد می‌خواهیم در برابر نیروی اینورژن و دورسی فلکشن مقاومت کند.
	**نام عضله**	**نعلی**
	وضعیت شروع	نشسته در حالی که زانو در حدود ۹۰ درجه خم و کف پا روی زمین ثابت باشد.
	محل الکترود	الکترودها در ۲/۳ خط فاصل بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی قرار می‌گیرند.
	تست کلینیکی برای پیدا کردن شکم عضله	دست را روی زانو قرار داده و به سمت پایین فشار می‌دهیم، سپس از فرد می‌خواهیم پاشنه پا را از زمین جدا کند.
	**نام عضله**	**دوقلو داخلی**
	وضعیت شروع	همانند تصویر رو به شکم خوابیده، زانو باز و پا در انتهای میز بلند می‌شود.
	محل الکترود	الکترودها روی برجسته ترین قسمت عضله قرار داده می‌شوند.
	تست کلینیکی برای پیدا کردن شکم عضله	از فرد می‌خواهیم مچ پا را در حالت پلنتار فلکشن قرار دهد با تأکید بر فشار قسمت جلویی پا به پایین و کشش پاشنه به بالا. برای حداکثر فشار در این وضعیت لازم است که فشار هم به قسمت جلوی پا و هم پاشنه وارد شود.

شکل ۱. الف)کفش معمولی، ب)کفش ناپایدار.



شکل ۲. نمایی از بالا رفتن از پله

جدول ۲. دستور العمل ثبت حداکثر انقباض ارادی از عضلات اکسترنسیک مچ پا (۲۲)

نام عضله	شرح روش
درشت‌نی قدامی	آزمودنی در حالت ایستاده قرار می‌گیرد، سپس با حداکثر انقباض سعی در انجام حرکت دورسی فلکشن می‌کند درحالی‌که آزمونگر در برابر حرکت او مقاومت می‌کند.
نازک‌نی بلند	پای آزمودنی در حالت سوپینیشن قرار داده می‌شود، سپس با حداکثر انقباض سعی در انجام حرکت پرونیشن می‌کند درحالی‌که از سوی آزمونگر در مقابل حرکت او مقاومت می‌شود.
دوقلو داخلی و نعلی	فرد روی زمین نشسته و به دیوار تکیه می‌دهد، سپس با حداکثر انقباض سعی در انجام حرکت پلنتار فلکشن می‌کند در حالی که در برابر حرکت او مقاومت می‌شود.

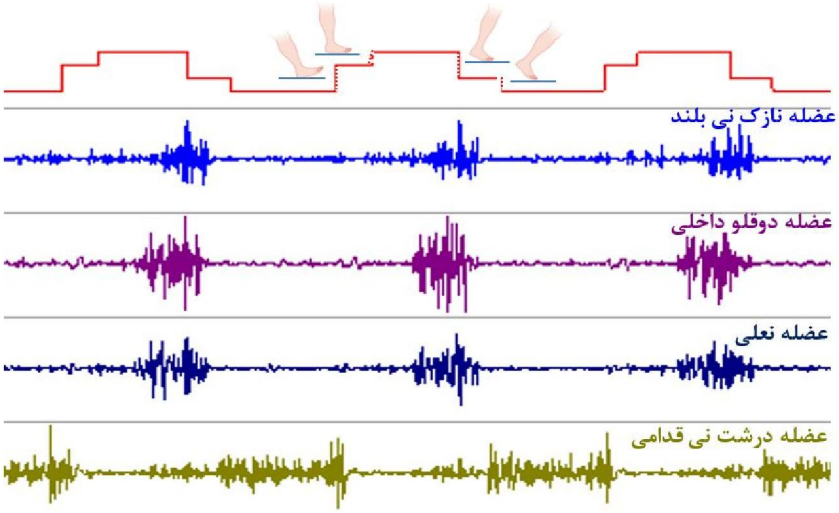
یافته‌ها

توصیف ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، توده بدن و شاخص توده بدنی در جدول شماره ۳ ارائه شده است.

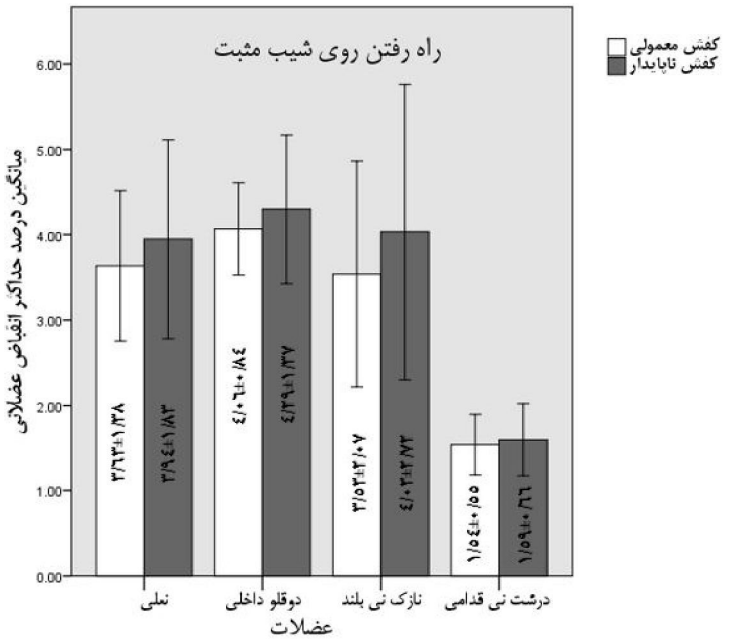
جدول ۳. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (N= ۱۲)

متغیر	سن (سال)	قد ایستاده (سانتی‌متر)	توده بدن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)
میانگین و انحراف استاندارد	۲۵/۸۱±۲/۲۷	۱۶۲/۸۶±۵/۷۱	۵۳/۵۱±۸/۵۹	۲۰/۲۰±۳/۳۲

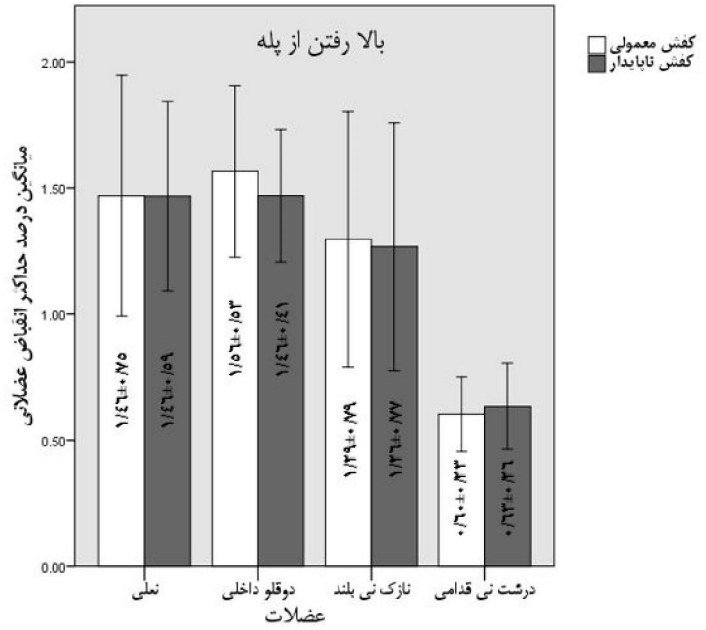
نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیری نشان داد فعالیت عضلات مورد مطالعه در هر سه شرایط راه رفـتن، بین دو نوع کفش معمولی و ناپایدار تفاوت معناداری ندارد (راه رفتن روی شیب مثبت $F(۴,۱۹)=۰/۱۶$,$P=۰/۹۶$، بالا رفتن از پله $F(۴,۱۹)=۰/۱۴$,$P=۰/۹۶$ و پایین آمدن از پله $F(۴,۱۹)=۰/۲۸$,$P=۰/۸۸$). در شکل شـماره ۳ نمونه‌ای از میزان فعالیت عضلانی حین راه رفتن روی شیب مثبت با کفش ناپایدار آورده شده اسـت. نمودارهـای شماره ۱ تا ۳ نتایج را حین اجرای سه تکلیف، در دو نوع کفش نشان می‌دهد.



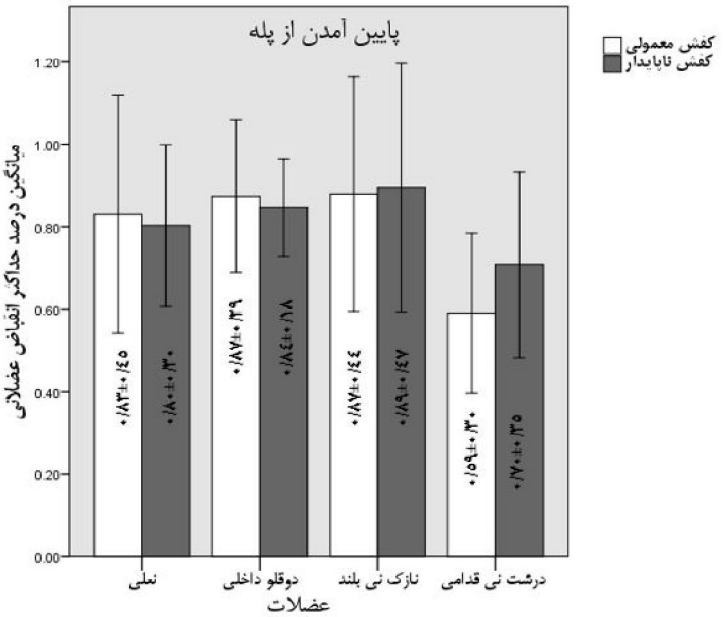
شکل۳. نمایی از میزان فعالیت عضلانی حین راه رفتن روی شیب مثبت با کفش ناپایدار



نمودار ۱. فعالیت عضلات منتخب مچ پا حین راه رفتن روی شیب مثبت در دو نوع کفش (MVIC٪).



نمودار ۲. فعالیت عضلات منتخب مچ پا حین بالا رفتن از پله در دو نوع کفش (MVIC٪).



نمودار ۳. فعالیت عضلات منتخب مچ پا حین پایین آمدن از پله در دو نوع کفش (MVIC٪).

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه فعالیت برخی از عضلات اصلی مچ پا در دو نوع کفش معمولی و ناپایدار حین راه رفتن روی شیب مثبت، بالا و پایین آمدن از پله بود. با توجه به نتایج این پژوهش، تغییرات فعالیت عضلانی بین دو نوع کفش در هیچ حالتی (راه رفتن روی سطح شیب‌دار و بالا و پایین آمدن از پله) معنادار نبود.

یافته‌های پژوهش حاضر با یافته‌های ژانگ و همکاران[۱] (۲۰۱۲) و لندری و همکاران (۲۰۰۹)[۲] هم‌خوانی نداشت. بر اساس گزارش ژانگ و همکاران (۲۰۱۲) فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلو در کفش ناپایدار بیش از کفش معمولی می‌باشد. آن‌ها دلیل نتایج خود را تغییر در الگوی راه رفتن با کفش ناپایدار نسبت به کفش کنترل بیان کردند. تغییر در کینماتیک مفصل مچ پا با کفش ناپایدار ایجاب می‌کند ثبات حرکت با هم انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلو فراهم شود، درحالی که تغییر کینماتیک و فعالیت عضلات زانو و ران در کفش ناپایدار کمتر از کفش کنترل بود (۲۳).

بر اساس یافته‌های لندری و همکاران (۲۰۰۹) نیز فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی و نازک‌نی بلند در حالت ایستاده با کفش ناپایدار بیش از کفش معمولی بود، چرا که عضلات کوچک و خارجی مچ پا (همانند درشت‌نی قدامی و نازک‌نی بلند) به دلیل داشتن بازوی گشتاور کوچک حول مفصل ساب‌تالار، عضلاتی مهم در ایجاد ثبات و کنترل اغتشاشات مچ پا حین ایستادن هستند، به همین دلیل بیشتر از عضلات بزرگ‌تر مثل نعلی درگیر کنترل اغتشاشات می‌شوند (۴).

۱. Zhang et al
۲. Landry et al

با توجه به تنوعی که در انواع کفش‌های ناپایدار از نظر جهت ناپایداری (جهت قدامی–خلفی و داخلی–خارجی) و مواد تشکیل دهنده کفش، وجود دارد. یکی از دلایل احتمالی برای این عدم هم‌خوانی ممکن است تفاوت در انواع کفش‌های ناپایدار و معمولی در پژوهش‌های مختلف باشد. همچنین در پژوهش حاضر از معیار RMS برای ثبت فعالیت الکتریکی عضله استفاده شد این در حالی است که معیارهای دیگری نیز از جمله IEMG[۳] وPeak EMG برای بررسی میزان فعالیت الکتریکی عضله وجود دارد. بر خلاف پژوهش حاضر ژانگ و همکاران (۲۰۱۲) از IEMG برای سنجش فعالیت عضلانی استفاده کرده‌اند. بنابراین یکی دیگر از دلایل، ممکن است تفاوت در معیار انتخاب شده برای سنجش فعالیت باشد. تفاوت در تکالیف مورد ارزیابی هم تفاوت دیگری است که در پژوهش‌های مختلف مشاهده می‌گردد. پژوهش‌های پیشین فعالیت عضلات را حین ایستادن و راه رفتن روی سطح صاف مورد بررسی قرار داده‌اند و این طبیعی است که عضلات درگیر در کنترل اغتشاشات مچ پا در تکالیف مختلفی هم‌چون ایستادن، راه رفتن روی سطح صاف، راه رفتن روی سطح شیب‌دار و بالا و پایین آمدن از پله متفاوت باشد.

نتایج این پژوهش با یافته‌های ساکو و همکاران[۴] (۲۰۱۲)، نیگ و همکاران[۵] (۲۰۰۶)، دمورا و همکاران[۶] (۲۰۱۲)، جرمنو و همکاران (۲۰۱۲) همسو بود. با توجه به یافته‌های این پژوهشگران هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین دو نوع کفش ناپایدار و استاندارد در درگیری عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلو[۷]، سرینی بزرگ[۸]، سرینی میانی[۹]، دوسر رانی[۱۰] و عضلات چهار رانی[۱۱] حین راه رفتن روی سطح صاف وجود ندارد. دلیل احتمالی این پژوهشگران برای مشاهده این نتایج، تفاوت در استراتژی فعالیت‌های عضلانی برای کنترل تعادل حین راه رفتن با پوشش‌های مختلف پا و سبک منحصر به فرد هر شخص در راه رفتن گزارش شد (۸, ۱۹, ۲۴, ۲۵). در راستای این نتایج، مرور مطالعات انجام گرفته روی کفش‌های ناپایدار توسط پاپلیا و همکاران[۱۲] (۲۰۱۵) نشان داد، افراد به دلیل تفاوت‌های بین فردی قابل توجهی که در ساختار عضلانی– اسکلتی و وضعیت بدنی دارند، ممکن است پاسخ‌های متفاوتی در برابر ناپایداری داشته باشند. هر فرد ممکن است به منظور بازیابی مجدد تعادل از انواع استراتژی‌های مچ پا، زانو، ران و حتی در بیشتر مواقع ترکیبی از آنها استفاده کند. بر این اساس میزان و الگوی فعالیت عضلانی می‌تواند در افراد مختلف بسیار متفاوت باشد و هر شخص پاسخ منحصر به فردی را در برابر ناپایداری با افزایش، کاهش و یا عدم تغییر در فعالیت عضلانی، نشان دهد (۲).

از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به تعداد کم آزمودنی‌ها و بررسی اثرات لحظه‌ای کفش‌های ناپایدار اشاره کرد. به همین خاطر دستیابی به یافته‌های دقیق‌تر مستلزم انجام پژوهش‌هایی با تعداد آزمودنی‌های بیشتر و بررسی‌های طولانی مدت اثرات کفش‌ناپایدار بر فعالیت عضلانی می‌باشد. نظر به اینکه راه رفتن نوعی فعالیت

۳. Integrated electromyography
۴. Sacco et al
۵. Nigg et al
۶. Demura et al
۷. Gastrocnemius
۸. Gluteus Maximus
۹. Gluteus Medius
۱۰. Biceps Femoris
۱۱. Quadriceps
۱۲. Papalia et al

پویا است و با توجه به اهمیت فعالیت فیدفورواردی عضله برای کسب ثبات پویا (۲۶)، پیشنهاد می‌گردد تغییرات فعالیت فیدفورواردی عضلات نیز در پژوهش‌های آتی مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه گیری

در مجموع پژوهش حاضر فعالیت عضلات مچ پا را حین راه رفتن روی شیب مثبت و بالا و پایین آمدن از پله در دو نوع کفش معمولی و ناپایدار مقایسه کرد. مهم‌ترین یافته‌ی این پژوهش این بود که کفش ناپایدار نمی‌تواند به صورت لحظه‌ای فعالیت عضلات دوقلو داخلی، نازک‌نی بلند، درشت‌نی قدامی و نعلی را حین راه رفتن روی شیب مثبت و بالا و پایین آمدن از پله نسبت به کفش معمولی افزایش دهد.

قدردانی

از کلیه آزمودنی‌های حاضر در این پژوهش که ما را در انجام این مطالعه یاری رساندند، کمال تقدیر و تشکر را داریم.

References:

1. Doi T, Yamaguchi R, Asai T, Komatsu M, Makiura D, Shimamura M, Hirata S, Ando H, Kurosaka M. 2010. The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. Gait & posture. 32(2):274-278.
2. Papalia R, Di Pino G, Tecame A, Vadala G, Formica D, Di Martino A, Albo E, Di Lazzaro V, Denaro V. 2015. Biomechanical and neural changes evaluation induced by prolonged use of non-stable footwear: a systematic review. Musculoskeletal surgery. 99(3):179-187.
3. Demura T, Demura S, Uchiyama M, Kitabayashi T, Takahashi K. 2015. Effect of shoes with rounded soft soles in the anterior–posterior direction on the center of pressure during static standing. The Foot. 25(2):97-100
4. Landry SC, Nigg BM, Tecante KE. 2010. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. Gait & posture. 32(2):215-219.
5. Oatis C. 2009. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement 2nd ed. Philadelphia. USA. Lippincott Williams & Wilkins. 928.
6. Nigg BM. 2004. The MBT shoe and ist biomechanical/ therapeutical effects. Orthopädie Schuhtechnik, 12: 29-30.
7. Elkjær EF, Kromann A, Larsen B, Andresen EL, Jensen MK, Veng PJ, de Zee M. 2011. EMG Analysis of Level and Incline Walking in Reebok EasyTone ET Calibrator. In: Dremstrup K, Rees S, Jensen M, editors. 15th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC 2011). IFMBE Proceedings. 34: Springer Berlin Heidelberg; 109-112.
8. Germano AMC, Schlee G, Milani TL. 2012. Balance control and muscle activity in various unstable shoes compared to barefoot during one-leg standing. Footwear Science, 4(2):145-151.
9. Nigg BM, G KE, Federolf P, Landry SC. 2010. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. Clinical biomechanics. 25(10):1047-1052.

10. Stoggl T, Haudum A, Birklbauer J, Murrer M, Müller E. 2010. Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes. Clinical biomechanics. 25(8):816-822.
11. Veiskarami M. 2010. The effect of the heel-to-toe rocker shoe on limitation of the foot and ankle joints motions. Tehran. University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences. (Persian).
12. Schiemann S, Lohrer H, Nauck T. 2015. Influence of three different unstable shoe constructions on EMG-activity during treadmill walking-a cross-sectional study with respect to sensorimotor activation. Footwear Science, 7(1):1-7.
13. Plom W, Strike SC, Taylor MJ. 2014. The effect of different unstable footwear constructions on centre of pressure motion during standing. Gait & posture. 40(2):305-309.
14. Forestier N, Terrier R, Teasdale N. 2015. Ankle muscular proprioceptive signals' relevance for balance control on various support surfaces: an exploratory study. American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists, 94(1):20-27.
15. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. 1990. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. Experimental brain research, 82(1):167-177.
16. Kirtley C. 2006. Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. Philadelphia. USA. Elsevier. 316.
17. Samadi H. 2013. The effect of neuromuscular training on electromyographic parameters of selective calf muscles in male athletes with functional ankle instability. Tehran. University of Tehran. (Persian).
18. Rajabi R. 2012. Determine lower extremity alignment indexes (Genuvalgum, Genuvarum) in Iranian men and women. Sports Sciences Research Institute of Iran.
19. Nigg B, Hintzen S, Ferber R. 2006. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. Clinical biomechanics. 21(1):82-88.
20. http://www.seniam.org.
21. Romkes J, Rudmann C, Brunner R. 2006. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. Clinical biomechanics. 21(1):75-81.
22. Esmaeili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. 2013. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. Journal of Research in Rehabilitation Sciences, 9(2):295-307.(Persian).
23. Zhang S, Paquette MR, Milner CE, Westlake C, Byrd E, Baumgartner L. 2012. An unstable rocker-bottom shoe alters lower extremity biomechanics during level walking. Footwear Science, 4(3):243-253.
24. Sacco IC, Sartor CD, Cacciari LP, Onodera AN, Dinato RC, Pantaleão E Jr, Matias AB, Cezário FG, Tonicelli LM, Martins MC, Yokota M, Marques PE, Costa PH. 2012. Effect of a rocker non-heeled shoe on EMG and ground reaction forces during gait without previous training. Gait & posture, 36(2):312-315
25. Demura T, Demura S. 2012. The effects of shoes with a rounded soft sole in the anterior-posterior direction on leg joint angle and muscle activity. The Foot. 22(3):150-155.
26. Caulfield BM, Crammond T, O'Sullivan A, Reynolds S, Ward T. 2004. Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint. Journal of Sport Rehabilitation,13(3):189-200.