



Original Paper

Effect of Shoes with Spikes Containing Two Different Stiffness on Frequency Spectrum of Muscles during Running in Patients with Pronated Feet

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)^{*1} , Ehsan Fakhri² , Aydin Valizadeh Orang (Ph.D)³ , Raziye Alizadeh² 

¹ Associate Professor, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
² M.Sc Student in Sport Biomechanics, Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ³ Assistant Professor, Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background and Objective: Foot pronation could increase injury occurrence during running. This study was done to investigate the effect of shoes with spikes containing two different stiffness on frequency spectrum of muscles during running in patients with pronated feet.

Methods: This quasi-experimental study was done on 15 pronated feet runners with mean age of 27.2 ± 6.4 years. Running was done in two conditions including double density and usual spikes Track and field shoes with between rests of 5 minutes. A wireless 8 channels electromyography system (UK) with bipolar electrodes was used to record the electrical activity of the lower limb muscles. Electrodes were located on tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, retus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinosus, and gluteus medius muscles in accordance with SENIAM European protocol.

Results: Frequency content of tibialis anterior and gluteus medius at loading phase were significantly greater during running with spikes double density Track and field shoes compared with usual spike shoes ($P < 0.05$). The frequency content of muscles did not demonstrate any significant differences during running with spikes double density Track and field shoes compared with usual spike shoes at both mid-stance and push-off phases.

Conclusion: The double density spikes track and field shoes increased frequency content of tibialis anterior and gluteus medius muscles during loading phase that could be associated with shock absorption.

Keywords: Pronated Feet, Shoes with Spikes, Running

*Corresponding Author: Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received 6 May 2020

Revised 27 Oct 2020

Accepted 10 Nov 2020

Cite this article as: Jafarnezhadgero AA, Fakhri E, Valizadeh Orang A, Alizadeh R. [Effect of Shoes with Spikes Containing Two Different Stiffness on Frequency Spectrum of Muscles during Running in Patients with Pronated Feet]. J Gorgan Univ Med Sci. 2021; 23(3): 40-46. [Article in Persian]





تحقیقی

اثر کفش با میخ‌های دارای دو سفتی مختلف بر طیف فرکانس فعالیت عضلات هنگام دویدن در بیماران با پای پرونیت

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو*^۱، احسان فخری^۲، دکتر آیدین ولی زاده اورنج^۳، راضیه علیزاده^۲

^۱ دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ^۳ استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: پرونیشن پا می‌تواند منجر به افزایش رخداد آسیب هنگام دویدن شود. این مطالعه به منظور تعیین اثر کفش با میخ‌های دارای دو سفتی مختلف بر طیف فرکانس فعالیت عضلات هنگام دویدن در بیماران با پای پرونیت انجام شد.

روش بررسی: این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ دوندۀ مرد با میانگین سنی $27/2 \pm 6/4$ سال دارای پای پرونیت انجام شد. آزمودنی‌ها در دو شرایط با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی دویدند. فعالیت الکتریکی ۸ عضله اندام تحتانی پس از ۵ دقیقه دویدن با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله با یومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دو قطبی ثبت شدند. محل قرار دادن الکترودها بر روی عضلات درشت‌تنی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی، نیم‌وتری و سرینی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنایم بود.

یافته‌ها: میزان فرکانس دو عضله درشت‌تنی قدامی و سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری در هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی نسبت به کفش میخی معمولی به لحاظ آماری بزرگ‌تر بود ($P < 0/05$). میزان فرکانس عضلات طی دو فاز میانه اتکا و هل دادن بین دو شرایط دویدن با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی اختلاف آماری معنی‌داری نداشتند.

نتیجه‌گیری: کفش میخی دبل دنسیتی طی فاز پاسخ بارگیری دویدن فرکانس دو عضله سرینی میانی و درشت‌تنی قدامی را افزایش داد که می‌تواند در جذب شوک مفید باشد.

واژه‌های کلیدی: پای پرونیت، کفش میخی، دویدن

* نویسنده مسؤل: دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن و نمابر ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۴۹

وصول مقاله ۱۳۹۹/۲/۱۲، اصلاح نهایی ۱۳۹۹/۸/۶، پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۸/۲۰

مقدمه

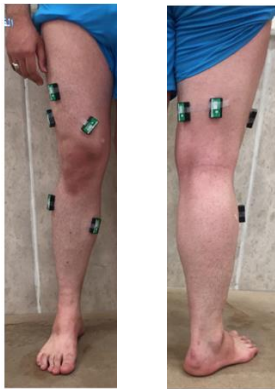
در پرونیشن پا (Pronated Feet) قوس داخلی پا کاهش یافته و در پی آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت کرده و برآمده می‌شود که این نیز می‌تواند سبب بروز دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک شود.^۱ قوس‌های کف پا از جمله قوس داخلی نقشی حساس در جذب و توزیع نیروها دارا هستند.^۲ کاهش ارتفاع قوس طولی ناشی از وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف پای، عضلات ساق و کف پا بوده و نقشی مهم در حفظ تعادل و اجرای مهارت‌های حرکتی عهده‌دار است.^۳ پرونیشن پا یکی از عوامل خطر مرتبط با آسیب‌های اندام تحتانی و تنه طی فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن و دویدن

است.^۴ تغییر الگوی فعالیت عضلانی (افزایش فعالیت عضلات اینورتور و کاهش فعالیت عضلات اورتور مچ پا) در افراد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم طی حرکات انتقالی نظیر راه رفتن و دویدن در بسیاری از مطالعات گزارش شده است.^۵ پرونیشن پا می‌تواند باعث بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسأله منجر به درد ساق پا، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و کوادریسپس شود.^۶ در طول پنج دهه اخیر، تغییرات بسیاری در طراحی کفش‌های دویدن با هدف کاهش نرخ آسیب و بهبود عملکرد صورت گرفته است.^۷ ویژگی‌های مختلفی به کفش‌های دویدن اضافه شده تا عوامل

معیارهای ورود به مطالعه شامل دارا بودن الگوی دویدن پاشنه - پنجه، افت استخوان ناوی بیش از ده میلی‌متر^۱ و یا شاخص وضعیت پا بزرگ‌تر از ده^۲ بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل سابقه استفاده از کفش‌های میخی مورد استفاده در پژوهش حاضر، سابقه جراحی اسکلتی - عضلانی در تنه و یا اندام تحتانی، اختلالات عصبی عضلانی یا ارتوپدی (به جز پای پرونیت بیش از حد)، وجود اختلاف طول اندام تحتانی بزرگ‌تر از ۵ میلی‌متر و وجود تمرینات بدنی شدید دو روز قبل از شروع مطالعه بودند.

یکی از متغیرهای حاصل از داده‌های الکترومایوگرافی، طیف فرکانس است. طیف فرکانس سیگنال الکترومایوگرافی نشان‌دهنده نرخ شلیک (نرخ آتش) در محل اتصال عصبی عضلانی است که توسط شاخص طیف فرکانسی اندازه‌گیری می‌شود. با توجه به این که منحنی طیف فرکانس فعالیت عضلات، دارای کجی یا چولگی به سمت راست است؛ لذا بهترین شاخص مرکزی نشان‌دهنده این متغیر، مقادیر میانه فرکانس است.^{۱۱}

فعالیت الکتریکی ۸ عضله اندام تحتانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله با یومتریک (ساخت انگلیس) با الکترودهای سطحی دو قطبی ثبت شدند. محل قرار دادن الکترودها بر روی عضلات درشت‌نهی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسرانی، نیم‌وتری و سیرینی میانی بر طبق پروتکل اروپایی سنایم بود (شکل یک).^{۱۳}



شکل ۱: محل الکتروگذاری روی عضلات از نمای قدامی (چپ) و خلفی (راست)

فاصله مرکز تا مرکز الکتروود برابر ۲ سانتی‌متر مربع و سطح الکتروود ضدحساسیت بود. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. فیلترها پایین‌گذر و بالاگذر به ترتیب ۵۰ و ۲۰ هرتز و ناچ فیلتر ۵۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) به منظور هموارسازی داده‌های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفتند. همچنین GAIN دستگاه برابر ۱۰۰۰ بود.^{۱۴} محل دقیق قرارگیری هر الکتروود قبل شروع تست بر روی بدن آزمودنی مشخص و بعد از شیو نمودن به طور کامل با استفاده از پدهای ضدعفونی‌کننده الکلی تمیز شد.

خطر را هنگام دویدن کاهش دهند. به عنوان مثال ضربه‌گیرهایی به کفی‌های کفش اضافه شده‌اند که قادرند از محیط اطراف کفش به خوبی محافظت کنند.^۸ همچنین چگالی دوگانه کفی‌ها را می‌توان با هدف کاهش میزان حرکات اضافی در بخش ریر فوت استفاده نمود.^۹ یکی از کفش‌های رایج مورد استفاده طی دویدن، کفش‌های میخ‌دار است. میخ‌های موجود در کفش برای افزایش اصطکاک بین کف کفش و زمین است. افزایش اصطکاک بین کف کفش و زمین منجر به تولید نیروی جلوبرنده بیشتر در افراد طی دویدن می‌شود.^{۱۱} کفش‌های میخ‌دار مخصوص دویدن موجود در بازار دارای میخ‌هایی با سفتی تقریباً یکسان در امتداد همه بخش‌های کف کفش است. به نظر می‌رسد تغییر میزان سفتی میخ‌های موجود در جانب داخلی کف کفش در مقایسه با جانب خارجی آن بتواند در کاهش عوامل خطر ناشی از پای پرونیت موثر باشد. به ویژه زمانی که میخ‌های موجود در جانب داخلی دارای سفتی بیشتری در مقایسه با میخ‌های قرار گرفته در جانب خارجی کفش باشند. هرچند این موضوع تنها یک فرضیه است و به لحاظ علمی بررسی نشده است. این مطالعه به منظور تعیین اثر کفش با میخ‌های دارای دو سفتی مختلف بر طیف فرکانس فعالیت عضلات هنگام دویدن در بیماران با پای پرونیت انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه شبه تجربی روی ۱۵ دهنده مرد با میانگین سنی ۲۷/۲±۶/۴ سال دارای پای پرونیت در پاییز سال ۱۳۹۸ انجام شد. جامعه آماری شامل دوندگان مرد تفریحی شهر اردبیل بودند که به شیوه نمونه‌گیری در دسترس وارد مطالعه شدند.

از آزمودنی‌ها رضایت نامه کتبی آگاهانه شرکت در مطالعه اخذ شد. مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1398.408) قرار گرفت.

برای تعیین حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power استفاده شد.^{۱۱} برای استفاده از آزمون تی همبسته به منظور دستیابی به توان آماری ۰/۸، با اندازه اثر ۰/۸ و در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، حداقل ۱۵ نفر آزمودنی مورد نیاز بود. پای غالب آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون شوت فوتبال سنجیده شد^۲ و پای برتر همه ۱۵ شرکت‌کننده پای راست بود. سابقه ورزشی آزمودنی‌ها بین ۲ تا ۴ سال بود. آزمودنی‌ها در هفته ۲ تا ۳ جلسه تمرینات دویدن را در محدوده زمانی ۲۵ تا ۴۵ دقیقه در هر جلسه انجام دادند. دویدن طی دو شرایط با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی انجام گردید.

شاخص وضعیت پا از ارزیابی شش فاکتور شامل لمس سر استخوان تالوس، انحناى بالا و پایین قوزک، میزان اوژن و اینورژن پاشنه، زاویه تالو - نایکولار، ارتفاع قوس طولی - داخلی و آبداکشن / آداکشن فورفوت محاسبه می‌شود که برای هر فاکتور نمره‌ای بین ۲- تا ۲+ داده می‌شود.

کفش میخی معمولی و در صورت انتخاب حرف «د» ابتدا با کفش میخی دبل دنسیتی می‌دوید. برای تثبیت ویژگی‌های کفش جدید و برای سازگاری و تثبیت الگوی دویدن خود، هر دونه به مدت ۵ دقیقه قبل از آزمون اصلی در محیط آزمایشگاه دوید. مدت زمان استراحت بین دو شرایط دویدن ۵ دقیقه بود.

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شپروویلیک مورد تایید قرار گرفت و در صورت نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون‌های پارامتریک استفاده شد. برای بررسی اختلاف بین دو شرایط دویدن از آزمون تی زوجی استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS-20 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

آزمودنی‌ها دارای میانگین سنی $27/2 \pm 6/4$ سال، وزن $72/5 \pm 7/7$ کیلوگرم و قد $179/4 \pm 10/8$ سانتی‌متر بودند.

میان‌فرکانس عضلات دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی، و نیم وتری طی فاز پاسخ بارگیری بین دو شرایط دویدن با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی اختلاف معنی‌دار آماری نداشتند (جدول یک). میان‌فرکانس دو عضله درشت‌نهی قدامی ($P < 0/002$) و سرنینی میانی ($P < 0/007$) طی فاز پاسخ بارگیری در هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی نسبت به کفش میخی معمولی از نظر آماری بزرگ‌تر بود (جدول یک).

اختلاف میان‌فرکانس عضلات بین دو شرایط دویدن با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی طی فاز میان‌اتکا و نیز طی فاز هل دادن اختلاف معنی‌دار آماری نشان نداد (جدول یک).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه، در فاز پاسخ بارگیری، طیف فرکانس مربوط به عضلات درشت‌نهی قدامی و سرنینی میانی طی شرایط دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی نسبت به کفش میخی معمولی به طور معنی‌داری بالاتر بود. این مرحله از دویدن نرمال از زمان برخورد پاشنه پای مرجع با زمین شروع شده و تا بلند شدن انگشتان پای مقابل از زمین ادامه دارد.^{۱۵} هر دو عضله نام برده شده از مهم‌ترین عضلات فعال در این فاز هستند که سهم بالایی در فعالیت این فاز دویدن دارند.^{۱۶} فعالیت عصبی - عضلانی بر اساس نوع انقباض متفاوت است و در نتایج الکترومایوگرافی نمود دارد. به طوری که فعالیت عضلات در انقباض ایستریک نسبت به انقباضات کانستریک و ایزومتریک کمتر است. هرچند اختلاف بین انقباضات ایستریک و ایزومتریک خیلی زیاد نیست؛ اما فعالیت عضلات در انقباض ایستریک از دیگر انواع انقباض کمتر است.^{۱۷} قابل ذکر است که عضله درشت‌نهی قدامی در فازهای پاسخ بارگیری و انتهای نوسان نقش ویژه‌ای دارد.^{۱۵} همچنین ۷۳ درصد حاوی فیبرهای

برای مشخص کردن فازهای مختلف دویدن از دستگاه فورس‌پلیت برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با دستگاه الکترومایوگرافی سینک بود؛ استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد. صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. قبل از انجام آزمون از آزمودنی‌ها خواسته شد تا چند بار در مسیر راه رفتن گام بردارند و با مسیر آشنا شوند. هنگام اجرای تست هر آزمودنی سه بار مسیر ذکر شده را با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه دوید. مقادیر میان‌فرکانس سیگنال‌ها طی سه فاز پاسخ بارگیری، میان‌اتکا، و هل دادن دویدن ثبت و محاسبه شد. مقادیر میان‌فرکانس فعالیت عضلات توسط نرم‌افزار دیتالیت استخراج گردید. علت انتخاب مقادیر میان‌فرکانس این مطلب بود که توزیع طیف فرکانس فعالیت عضلات دارای کجی به راست است.^{۱۱} فازهای مورد بررسی شامل پاسخ بارگیری (۰ تا ۲۵ درصد فاز اتکا)، میان‌اتکا (۲۵ تا ۶۵ درصد فاز اتکا) و هل دادن (۶۵ تا ۱۰۰ درصد فاز اتکا) بودند.

هیچ یک از آزمودنی‌ها سابقه استفاده از کفش‌های دویدن با میخ‌های دبل دنسیتی را نداشتند. سرعت دویدن برابر ۳/۳ متر بر ثانیه طی دو شرایط دویدن با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی بود که توسط کرومتر کنترل شد. کفش و جوراب مورد استفاده ساخت شرکت نایک (Nike, USA) بود. برای هر آزمودنی کفش و جوراب متناسب با سایز پا وی انتخاب شد. کفش‌ها طی دو شرایط دویدن همسان بود و فقط چیدمان میخ‌های آنها تغییر می‌کرد. میزان سفتی میخ‌های قرارگرفته در جانب داخلی کف کفش دبل دنسیتی بیشتر از میزان سفتی میخ‌های قرار گرفته در جانب خارجی کف کفش بودند (شکل ۲). در صورتی که سفتی میخ‌های کفش معمولی در همه بخش‌ها یکسان بود.



شکل ۲: کفش و میخ‌های مورد استفاده در مطالعه. الف) تصویر کفش مورد استفاده، ب) میخ‌های دبل دنسیتی، ج) میخ‌های معمولی

ترتیب آزمایش به طور تصادفی بود. به طوری که آزمودنی از داخل یک ظرف باید یک برگه را که روی آنها حرف «م» و «د» نوشته بود؛ انتخاب می‌کرد. در صورت انتخاب حرف «م» ابتدا با

جدول ۱: مقایسه میانه فرکانس فعالیت عضلات بین دو شرایط دویدن با کفش میخی معمولی و کفش میخی دبل دنسیتی طی فازهای پاسخ بارگیری، میانه اتکا و هل دادن				
فاز	عضلات	کفش میخی معمولی	کفش میخی دبل دنسیتی	p-value
پاسخ بارگیری	درشت نی قدامی	۱۲۶/۱±۲۵/۴	۱۴۵/۹±۲۶/۲	* ۰/۰۰۲
	دوقلو داخلی	۱۱۱/۸±۲۶/۲	۱۱۴/۷±۲۶/۱	۰/۴۸۱
	پهن خارجی	۹۷/۵±۱۹/۹	۹۳/۰±۱۸/۱	۰/۳۷۵
	پهن داخلی	۹۵/۴±۲۳/۸	۹۳/۴±۱۸/۹	۰/۴۰۱
	راست رانی	۹۵/۶±۲۰/۲	۹۹/۳±۲۱/۲	۰/۳۱۰
	دو سر رانی	۱۱۴/۷±۲۴/۴	۱۱۴/۱±۲۲/۵	۰/۹۴۹
	نیم وتری	۱۰۳/۹±۲۴/۵	۱۰۰/۴±۲۶/۱	۰/۲۹۵
میانه اتکا	سرینی میانی	۹۸/۲±۱۹/۱	۱۱۵/۷±۲۳/۳	* ۰/۰۰۷
	درشت نی قدامی	۱۲۶/۱±۲۵/۴	۱۴۵/۹±۲۶/۲	* ۰/۰۰۲
	دوقلو داخلی	۱۱۱/۸±۲۶/۲	۱۱۴/۷±۲۶/۱	۰/۴۸۱
	پهن خارجی	۹۷/۵±۱۹/۹	۹۳/۰±۱۸/۱	۰/۳۷۵
	پهن داخلی	۹۵/۴±۲۳/۸	۹۳/۴±۱۸/۹	۰/۴۰۱
	راست رانی	۹۵/۶±۲۰/۲	۹۹/۳±۲۱/۲	۰/۳۱۰
	دو سر رانی	۱۱۴/۷±۲۴/۴	۱۱۴/۱±۲۲/۵	۰/۹۴۹
هل دادن	نیم وتری	۱۰۳/۹±۲۴/۵	۱۰۰/۴±۲۶/۱	۰/۲۹۵
	سرینی میانی	۹۸/۲±۱۹/۱	۱۱۵/۷±۲۳/۳	* ۰/۰۰۷
	درشت نی قدامی	۱۰۴/۱±۳۰/۳	۱۰۳/۴±۲۹/۸	۰/۸۵۱
	دوقلو داخلی	۱۲۴/۰±۲۶/۲	۱۲۳/۲±۳۵/۱	۰/۸۵۵
	پهن خارجی	۱۰۹/۴±۲۹/۵	۱۰۴/۷±۲۷/۶	۰/۲۰۲
	پهن داخلی	۹۸/۵±۲۴/۱	۹۵/۱±۱۹/۳	۰/۵۱۰
	راست رانی	۱۰۱/۴±۳۱/۰	۱۰۲/۵±۲۲/۳	۰/۸۶۵
هل دادن	دو سر رانی	۱۰۷/۶±۲۸/۲	۱۰۷/۴±۲۶/۸	۰/۹۵۰
	نیم وتری	۹۰/۳±۳۴/۲	۸۷/۴±۲۵/۲	۰/۵۷۴
	سرینی میانی	۸۶/۷±۳۲/۵	۸۶/۹±۳۲/۸	۰/۹۷۵

* P<۰/۰۰۵ (آزمون تی زوجی)

عضلات در جذب شوک نیروی عکس‌العمل زمین را توضیح دهد. به این صورت که در خلال انقباض عضلانی، با توجه به اصل اندازه ابتدا تارهای عضلانی با نوروں حرکتی کوچک‌تر به کار گرفته می‌شوند که غالباً تارهای عضلانی نوع یک را عصب‌رسانی می‌نمایند. عضلات برای کنترل شوک، واحدهای حرکتی بزرگ‌تر را فرا می‌خوانند. به نظر می‌رسد با توجه به این که تارهای عضلانی نوع یک زودتر تحت تاثیر عوارض بیماری قرار می‌گیرند و از طرفی به دلیل تلاش بیشتر عضلات برای کنترل نیروی عکس‌العمل زمین، واحدهای عضلانی بزرگ‌تر برای تولید نیرو فراخوانده می‌شوند که غالباً فیبرهای عضلانی نوع دو را در بردارند. همه این عوامل در کنار هم می‌تواند افزایش فرکانس عضلات را در فاز پاسخ بارگیری توجیه کند.

در فاز میانه اتکا کف پا کاملاً روی زمین قرار دارد و با حرکت دورانی ساق پا سعی می‌شود تا موقعیت پا تغییر کند. در این فاز مجموعه‌ای از عضلات اندام تحتانی فعال هستند. طبق تقسیم‌بندی که در پژوهش‌های پیشین در مورد الگوی فعالیت عضلات در مراحل مختلف راه رفتن و دویدن عنوان شده است؛ در مرحله میانی اتکا عضلات سرینی، چهار سر و درشت‌نئی قدامی نقش پررنگی در کنترل حرکت ایفا نموده و در مرحله آخر اتکا و پیش‌نوسانی عضله درشت‌نئی قدامی فعالیت بیشتری دارد.^{۱۶، ۱۵} فعالیت این عضلات هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی مشابه با شرایط دویدن با کفش میخی معمولی بود. افزایش سفتی کفش در محدوده بهینه

عضلانی نوع یک است.^{۱۹} در توضیح نتایج مشاهده شده می‌توان گفت در این فاز به دلیل این که نیروی عکس‌العمل زمین به سرعت افزایش پیدا کرده و به کف پا وارد می‌شود؛ بیشترین احتمال آسیب وجود دارد. در افراد با پای پرونیت میزان فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی طی فاز پاسخ بارگیری نسبت به افراد سالم بالاتر است. دو مکانیسم برای کاهش این نیروها وجود دارد که یک مورد آن فعالیت عضله درشت‌نئی قدامی طی این فاز است. در واقع افزایش فرکانس عضله درشت‌نئی قدامی طی دویدن با کفش دبل دنسیتی طی این فاز می‌تواند کمک‌کننده در مکانیسم جبرانی برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین از طریق جذب شوک باشد. افزایش فرکانس عضله دوسررانی و نیم‌وتری به افزایش فلکشن زانو که مکانیسم دیگر جذب شوک در فاز پاسخ بارگیری است؛ کمک می‌کند.^{۲۱، ۲۰، ۱۵} با وجود این، فعالیت این عضلات هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی مشابه با شرایط دویدن با کفش میخی معمولی بود. در مورد عضله سرینی میانی باید عنوان کرد که بیشترین کنترل لگن در صفحه فرونتال طی راه رفتن توسط عضله سرینی میانی انجام می‌شود. افزایش فرکانس فعالیت این عضله طی فاز اتکای راه رفتن هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی نشان‌دهنده تلاش بیشتر این عضله برای حفظ پایداری لگن در صفحه فرونتال است.^{۱۵} به نظر می‌رسد در کنار هم قرار دادن اصل اندازه در کنترل نیروی تولیدی عضلات^{۲۲} و تاثیرپذیری بیشتر تارهای عضلانی نوع یک^{۲۳} بتواند علت افزایش فرکانس و تلاش مضاعف این

پژوهش حاضر مسیر راه رفتن از جنس تارتان (پیست استاندارد دو و میدانی) نبود. لذا پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آینده مقایسه دو کفش مورد استفاده در شرایط پیست استاندارد دو و میدانی انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که کفش میخی دبل دنسیتی در فاز پاسخ بارگیری دویدن، فرکانس دو عضله سیرینی میانی و درشت نی قدیمی در دونده‌های مرد دارای پای پرونیت را افزایش داده است که می‌تواند در جذب شوک‌های ناشی از نیروهای عکس العمل زمین مفید باشد. کفش میخی دبل دنسیتی فرکانس فعالیت عضلات را طی دو فاز میانه اتکا و هل دادن تحت تاثیر قرار نداد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی (شماره ۵۴۴۹) مصوب معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه محقق اردبیلی بود. بدین‌وسیله از همه شرکت‌کنندگان در مطالعه صمیمانه تشکر می‌نمایم.

References

- Farahpour N, Jafarnezhad AA, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech.* 2016 Jun; 49(9): 1705-10. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
- Farahpour N, Jafarnezhadgero AA, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018 Apr; 39: 35-41. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
- Oatis CA. *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement.* 2nd ed. New York: Lippincott Williams & Wilkins. 2008; pp: 600-726.
- Napolitano C, Walsh S, Mahoney L, McCrea J. Risk factors that may adversely modify the natural history of the pediatric pronated foot. *Clin Podiatr Med Surg.* 2000 Jul; 17(3): 397-417.
- Zhang X, Aeles J, Vanwanseele B. Comparison of foot muscle morphology and foot kinematics between recreational runners with normal feet and with asymptomatic over-pronated feet. *Gait Posture.* 2017 May; 54: 290-94. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.030
- Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PLoS One.* 2019 Sep; 14(9): e0223219. DOI: 10.1371/journal.pone.0223219
- Lafortune M. The role of research in the development of athletic footwear. *J Foot Ankle Res.* 2008; 1(Suppl 1): K3. DOI: 10.1186/1757-1146-1-S1-K3
- Davis IS. The re-emergence of the minimal running shoe. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014 Oct; 44(10): 775-84. DOI: 10.2519/jospt.2014.5521
- Nigg BM, Segesser B. [The running shoe--a means of preventing running complaints]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1986 Nov-Dec; 124(6): 765-71. DOI: 10.1055/s-2008-1045037 [Article in German]
- Zhang Y. Influence of Running Shoes Made of Different

می‌تواند به بهبود عملکرد شود. برخی مطالعات نشان می‌دهند که کفش‌های محکم‌تر هزینه انرژی را کاهش می‌دهند.^{۲۰،۱۹} همچنین کفی‌های ضخیم‌تر می‌توانند اثرات جانبی بهتری داشته و ضربه را در هنگام دویدن کاهش دهند؛ اما ممکن است سبب کاهش حس پا گردند.^{۲۱} از مرحله بلند شدن پاشنه تا بلند شدن انگشتان پا فاز هل دادن است. عضلات دوقلو و نعلی بیشترین فعالیت و تاثیر را در این فاز دارند.^{۱۵} با وجود این، فعالیت این عضلات هنگام دویدن با کفش میخی دبل دنسیتی مشابه با شرایط دویدن با کفش میخی معمولی بود. از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به اجرای مطالعه روی مردان اشاره نمود که امکان تعمیم نتایج پژوهش حاضر را در گروه زنان نمی‌دهد. همچنین در این مطالعه تنها اثرات کوتاه مدت استفاده از کفش میخی دبل دنسیتی مورد ارزیابی قرار گرفت که توصیه می‌شود در مطالعات آینده اثرات طولانی‌مدت استفاده از این نوع کفش نیز مورد ارزیابی قرار گیرد. از سوی دیگر در پژوهش حاضر متغیرهای کینماتیکی مورد ارزیابی قرار نگرفتند که وجود این متغیرها می‌تواند در تفسیر نتایج کمک‌کننده باشد. همچنین در

- Materials on Athletes' Sprint Speed. *Advanced Materials Research.* 2014 Dec; 1061-1062: 724-27. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.1061-1062.724
- Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods.* 2009 Nov; 41(4): 1149-60. DOI: 10.3758/BRM.41.4.1149
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 4th ed. New York: Wiley. 2009; pp: 324-300.
- Hermens H, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography: Results of the SENIAM Project. 1999.
- Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009 Nov; 2: 35. DOI: 10.1186/1757-1146-2-35
- Whittle M. *An Introduction to Gait Analysis.* 4th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann. 2006; pp: 52-141.
- Al-Shuka HFN, Rahman MH, Leonhardt S, Ciobanu I, Berceanu M. Biomechanics, actuation, and multi-level control strategies of power-augmentation lower extremity exoskeletons: an overview. *Int J Dynam Control.* 2019; 7(4): 1462-88. DOI: 10.1007/s40435-019-00517-w
- Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *J Neurophysiol.* 2001 Oct; 86(4): 1764-72. DOI: 10.1152/jn.2001.86.4.1764
- Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee extensor exercise with increasing loads. *J Biomech.* 2008 Nov; 41(15): 3127-32. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.09.003
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci.* 1973 Jan; 18(1): 111-29. DOI: 10.1016/0022-510x(73)90023-3
- Katoulis EC, Ebdon-Parry M, Lanshammar H, Vileikyte L, Kulkarni J, Boulton AJ. Gait abnormalities in diabetic

- neuropathy. *Diabetes Care*. 1997 Dec; 20(12): 1904-907. DOI: 10.2337/diacare.20.12.1904
21. Kwon OY, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait Posture*. 2003 Aug; 18(1): 105-13. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00166-2
22. Schoenfeld B. *Science and Development of Muscle Hypertrophy*. 1st ed. Champaign: Human Kinetics. 2016; pp: 154-61.
23. Fritzsche K, Blüher M, Schering S, Buchwalow IB, Kern M, Linke A, et al. Metabolic profile and nitric oxide synthase expression of skeletal muscle fibers are altered in patients with type 1 diabetes. *Exp Clin Endocrinol Diabetes*. 2008 Nov; 116(10): 606-13. DOI: 10.1055/s-2008-1073126