

## تأثیر پای پرونیت و سوپی نیت بر فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات انتخابی ساق پا هنگام راه رفتن

سعداله عزیزپور<sup>۱</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۲</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۲/۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱۰/۲۷

### چکیده

هدف این تحقیق، بررسی اثر ساختار آناتومیکی پای پرونیت و سوپی نیت بر برخی پارامترهای الکترومیوگرافی سطحی عضلات ساق پا در هنگام راه رفتن در مقایسه با افراد دارای ساختار طبیعی پا بود. ۳۰ مرد سالم با استفاده از شاخص پاسچر، در سه گروه ساختاری پا مشتمل بر پای طبیعی، سوپی نیت و پرونیت تقسیم شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درشت نیمی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی، نازک نیمی و نعلی مطابق با پروتکل SENIAM با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شد. آزمودنی‌ها، در دو وضعیت با پای برهنه و کفش ورزشی و با سرعت خود انتخابی، مسیر ۱۰ متری را قدم زدند. پارامترهای الکترومیوگرافی برای هر عضله در فرایند کل چرخه راه رفتن، مرحله استقرار و مرحله نوسان محاسبه شد. آزمون آماری ANOVA با اندازه‌های تکراری برای مقایسه پارامترهای به دست آمده در بین گروه‌های تحقیق به کار رفت. فعالیت عضله درشت نیمی قدامی در چرخه کامل راه رفتن و مرحله استقرار در گروه‌های پای پرونیت و سوپی نیت نسبت به گروه پای طبیعی به طور معنی داری بیشتر بود، در حالی که عضله‌های نازک نیمی و نعلی فعالیت کمتری را نشان دادند. در یافته‌های این تحقیق نشان داد که ساختار غیرطبیعی پا، ممکن است بر تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی هنگام راه رفتن موثر باشد.

**کلیدواژه‌های فارسی:** الکترومیوگرافی، راه رفتن، پای پرونیت، پای سوپی نیت.

### مقدمه

از دیدگاه بیومکانیکی، ساختمان پا برای ایجاد عملکرد حرکتی مناسب شکل یافته است. از اصلی‌ترین عملکردهای پا می‌توان به جذب نیروی واکنش زمین، انعطاف‌پذیری کافی برای تطابق با سطوح مختلف و استحکام لازم در انتهای مرحله استقرار<sup>۱</sup> به منظور ایجاد پیشروی اشاره کرد (۱-۳). حرکات ویژه پا نظیر پرونیشن و سوپی نیشن در مفصل ساب‌تالار برای دستیابی به این عملکردها حیاتی است. برای حفظ کارایی موثر پا هنگام راه رفتن، انتقال بین پرونیشن و سوپی نیشن باید به خوبی انجام پذیرد که از ویژگی‌های طبیعی راه رفتن محسوب می‌شود. این ویژگی در افراد دارای ساختار طبیعی پا به نحو مناسب انجام می‌گیرد، در صورتی که عقیده بر این است که ساختار پای غیرطبیعی نظیر پای پرونیته و سوپی نیت<sup>۲</sup>، بر این روند در هنگام راه رفتن اثرگذار است. برای مثال افرادی با پای پرونیته، در هنگام راه رفتن تمایل بیشتری به افزایش پرونیشن پا دارند. در مقابل پای سوپی نیت با واروس پاشنه برای انجام دادن پرونیشن در نیمه اول مرحله استقرار محدودیت ایجاد می‌کند و در نتیجه سبب قفل شدن مفاصل میدتارسال می‌شود و پا ساختاری سخت پیدا می‌کند (۴-۶).

برخی محققان، اثر پاسچر پا بر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل هنگام راه رفتن را بررسی کرده‌اند. برای مثال، تعدادی از تحقیقات نشان داده‌اند که پای پرونیته سبب طولانی شدن زمان اورشن پاشنه پا هنگام راه رفتن می‌شود (۷، ۸). در برخی از تحقیقات نیز تأثیر متغیرهای بیومکانیکی دیگری مانند افزایش چرخش داخلی درشت‌نی (۸)، افزایش اوج گشتاور پلانترفلکسورهای مچ پا در مرحله جدا شدن پاشنه از زمین<sup>۳</sup> (۹)، افزایش حداکثر نیرو و اوج فشار در بخش داخلی پای میانی<sup>۴</sup> و کاهش آن در بخش خارجی پای جلو<sup>۵</sup> (۱۰)، که از آثار ساختاری پای ناهنجار به شمار می‌روند، مورد توجه قرار گرفته است. این متغیرها به طور کلی موجب کاهش جذب و تعدیل شوک‌های وارد به پا در تماس با زمین هنگام راه رفتن می‌شوند. در ساختار پای سوپی نیت به علت برهم خوردن توازن محورهای مفاصل میدتارسال، پا ساختاری سخت پیدا می‌کند که سبب ایجاد یک رشته تغییرات عمده در فرایندهای جذب و انتقال انرژی می‌شود. از جمله این تغییرات می‌توان به کاهش قابلیت پا در تطابق با سطوح مختلف و جذب

- 
1. Stance
  2. Pronated and Supinated feet
  3. Push off
  4. Midfoot
  5. Forefoot

ضعیف نیرو هنگام برخورد پا با زمین (۳،۴)، کاهش اطلاعات حسی کف پای (۳)، افزایش ثبات دینامیکی در جهت داخلی- خارجی (۱۲) و درد در ناحیه ساق پا (۱۱،۱۳) اشاره کرد. یکی از ابعاد مورد توجه در تجزیه و تحلیل راه رفتن عملکرد عضلانی اندام تحتانی در حین راه رفتن است. بررسی عملکرد عضلات اندام تحتانی به طور کلی نشان می‌دهد که عملکرد اصلی عضلات ساق پا، حفظ نیروهای مؤثر برای محافظت پا از حرکات غیرطبیعی هنگام راه رفتن است (۱۴). براساس برخی پژوهش‌ها، به نظر می‌رسد عملکرد عضلانی در فرایند راه رفتن در ساختارهای غیرطبیعی پا دستخوش تغییر می‌شود. برای نمونه، ساختار پای پرونیت سبب قرار گرفتن مفصل ساب‌تالار در حالت پرونیشن در انتهای مرحله استقرار می‌شود و ثبات استخوانی کاهش می‌یابد. بنابراین، ساختار پا، سختی مورد نیاز را برای پیشروی مؤثر در مرحله جدا شدن شست پا<sup>۱</sup> نخواهد داشت که افزایش فعالیت عضلات اینورتور از قبیل درشت‌نیی خلفی، درشت‌نیی قدامی و همچنین کاهش فعالیت اورتورها نظیر نازک‌نیی طویل را در پی خواهد داشت (۹،۱۵،۲۷). مورلی<sup>۲</sup> در سال ۲۰۰۹ میلادی افزایش فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی و کاهش فعالیت الکتریکی عضله نازک‌نیی طویل را در افراد با پای پرونیت در مرحله تماس پا با زمین در مقایسه با آزمودنی‌های پای طبیعی گزارش کرد (۱۵). هانت<sup>۳</sup> و همکاران در سال ۲۰۰۴ میلادی نیز در تجزیه و تحلیل عضلانی راه رفتن، در مرحله برخورد پا با زمین نسبت به اواسط مرحله استقرار، افزایش فعالیت عضلانی درشت‌نیی قدامی و کاهش فعالیت عضلات نازک‌نیی، دوقلو و نعلی را گزارش کردند (۹). البته در مقابل، برخی تحقیقات هم اختلاف زیادی را در فعالیت عضلانی افراد با دفورمیتی پای پرونیت در مقایسه با افراد دارای ساختار طبیعی پا گزارش نکرده‌اند (۱۷). احتمال دارد این تناقضات، به دلیل تفاوت در متغیرهای مورد بررسی و روش‌های اندازه‌گیری مانند استفاده از روش الکترومایوگرافی سطحی یا سوزنی (۱۵) یا تأثیر جمعیت‌های مورد بررسی مانند سالمندان مبتلا به روماتوئید آرتريت باشد که کینان<sup>۴</sup> و همکارانش در ۱۹۹۱ بررسی کردند (۱۸).

مرور تحقیقات صورت‌گرفته نشان می‌دهد که مستندات بسیار اندکی در مورد اثر پای سوپی نیت بر فعالیت عضلانی هنگام راه رفتن، وجود دارد. از معدود تحقیقات انجام‌گرفته می‌توان به تحقیق ویلیامز<sup>۵</sup> و همکاران (۸) در سال ۲۰۰۱ اشاره کرد. در این تحقیق، نشان داده شد که در

- 
1. Toe off
  2. Murley
  3. Hunt
  4. Keenan
  5. Williams

افراد دارای پای سوپی‌نیت، شروع فعالیت در عضله پهن خارجی نسبت به افراد دارای پای طبیعی زودتر اتفاق می‌افتد. با توجه به شواهد کینماتیکی و کینتیکی موجود می‌توان گفت در پای سوپی‌نیت به دلیل چرخش داخلی پاشنه و افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی، در نیمه اول مرحله استقرار، مفصل ساب‌تالار در وضعیت سوپی نیشن قرار می‌گیرد. از این‌رو سطح تماس با زمین برای توزیع وزن کاهش می‌یابد و می‌توان پیش‌بینی کرد که تلاش پا برای انجام دادن پرونیشن به احتمال زیاد سبب تغییر فعالیت عضلات اندام تحتانی از قبیل افزایش فعالیت اورتورها و همچنین کاهش فعالیت عضلات اینورتور، برای حفظ ثبات و عملکردهای واکنشی و تطبیقی پا شود. با وجود شیوع به نسبت زیاد پای سوپی‌نیت و پرونیته، تحقیقات اندک و گاه متناقضی همچنان که به برخی از آنان قبلاً اشاره شد، زمینه تأثیر پاسچر پا بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و الگوهای عضلانی حین راه رفتن وجود دارد (۱۵،۱۷). بنابراین، تحقیقاتی مبتنی بر تشریح پاسخ فیزیولوژیکی و فعالیت عضلانی به پاسچرهای مختلف پا در حین راه رفتن ضروری است که ممکن است به روشن شدن سازوکارهای وقوع و پیشگیری از آسیب‌های مختلف منجر شود. هدف از این تحقیق، ارزیابی تفاوت در سرعت راه رفتن و برخی پارامترهای الکترومیوگرافی شامل<sup>۱</sup>MPF، حداکثر دامنه میانگین و حداکثر دامنه<sup>۲</sup>RMS در سه گروه افراد با پای پرونیته، پای سوپی‌نیت و طبیعی در عضلات درشت‌نیی قدامی، نازک‌نیی طویل، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی و نعلی در دو حالت راه رفتن با پای برهنه و کفش است. انتخاب عضلات با توجه به حد دسترسی برای نصب الکتروود و نقش اصلی آنها در حرکات اصلی پا شامل پرونیشن، سوپی‌نیشن، پلانترفلکشن و دورسی فلکشن انجام گرفت.

### روش‌شناسی پژوهش

از میان دانشجویان مرد دانشگاه بوعلی سینا، ۳۰ نفر با معیارهای مورد نظر و روش نمونه‌گیری مبتنی بر هدف، انتخاب و با استفاده از شاخص<sup>۳</sup>FPI (۱۸،۱۹،۳۱) در سه گروه ۱۰ نفری مشتمل بر پای طبیعی، پای پرونیته و پای سوپی‌نیت قرار داده شدند (جدول ۱). در این روش، از آزمودنی خواسته شد به گونه‌ای بایستد که پاها موازی یکدیگر بوده و به اندازه عرض شانه‌ها باز باشند. سپس، آزمودنی در حالی که وزنش را به‌طور مساوی بین دو پای تقسیم می‌کرد، آزمونگر از نمای خلفی به مشاهده هشت شاخص مدنظر این روش می‌پرداخت. این شاخص‌ها

1. Median Power Frequency

3. Root Mean Square

4. Foot Posture Index

عبارت بودند از : لمس سر استخوان تالوس، انحنای بالا و پایین قوزک خارجی پا، زاویه تاندون آشیل در هنگام اتصال به پاشنه، ابداعشن یا اداکشن بخش جلوی پا، برآمدگی و فرورفتگی مفصل بین ناویکولار و تالوس، قوس طولی داخلی پا، تناسب و تجانس لبه جانبی پا و وضعیت پاشنه در صفحه فرونتال. به هر شاخص باتوجه به ملاک‌های تعیین شده عدد صحیحی از ۲- تا ۲+ تعلق می‌گرفت. پس از اتمام بررسی هر هشت شاخص و عددگذاری آنها، اعداد با یکدیگر جمع شدند. چنانچه عدد به دست آمده در دامنه ۰ تا ۵ قرار داشت، ساختار پا طبیعی، اگر از ۶ به بالا بود، صاف و اگر بین ۱- تا ۱۲- یا بیشتر بود، گود در نظر گرفته می‌شد (۱۸، ۱۹). بزرگ‌تر بودن عدد حاصل، بیانگر شدت ناهنجاری در نظر گرفته می‌شد. هیچ یک از آزمودنی‌ها در سه گروه مبتلا به بیماری مارکوواسکولار و بیماری‌های عصبی-عضلانی نبودند و سابقه سوختگی در ناحیه پا، شکستگی و جراحی نداشتند.

جدول ۱. مشخصات آزمودنی‌ها

گروه‌ها	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	سرعت راه رفتن (متر بر ثانیه)
					پای برهنه      با کفش
پای طبیعی	۱۰	۲۶/۵±۱/۵	۱۷۷±۷/۴۸	۷۵/۸۴±۱۰/۴۸	۱/۰۶±۰/۱۴      ۱/۱۱±۰/۱۶
پای پرونیت	۱۰	۲۵/۷±۲	۱۶۹/۷±۵/۸۶	۷۳/۸۱±۱۱/۱۸	۱/۱۵±۰/۱۵      ۱/۲۱±۰/۱۶
پای سوپینیت	۱۰	۲۶/۵±۱/۶۵	۱۷۷/۹±۴/۱۴	۷۰/۱۵±۸/۵	۱/۲۸±۰/۱۷      ۱/۳۴±۰/۰۹

در این تحقیق پای راست آزمودنی‌ها بررسی و تحلیل شد. توضیح اینکه پای راست کلیه آزمودنی‌ها پای برتر آنها بود. سیگنال‌های میوالکتریکی عضلات درشت‌نیی قدامی (TA)، نازکنیی طویل (PL)، دوقلوی داخلی (GM) دوقلوی خارجی (GL) و نعلی (SO) با استفاده از سیستم ۱۶ کاناله<sup>۱</sup> ME6000 با مبدل ۱۴ بیتی A/D با فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰۰HZ هرگز جمع‌آوری شد. از الکترودهای دوقطبی حاوی ژل و چسب رسانا، با فاصله مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر، در این تحقیق استفاده شد. پس از آماده کردن پوست (تراشیدن مو، مالش پوست با پنبه آغشته به الکل) مطابق دستورالعمل SENIAM (۲۰)، محل دقیق نصب الکترودها بین نواحی IZ و تاندون عضله برای کسب سیگنال‌های قوی‌تر و با کیفیت بهتر مطابق زیر مشخص شد :

1. Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland

درشت‌نیی قدامی: ۴۷/۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر فیبولا و سر قوزک داخلی (۲۱)، نازک‌نیی طویل: ۲۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر نازک‌نیی به سر قوزک خارجی (۲۰)، دوقلوی داخلی: ۳۸ درصد طول عضله از مرکز مفصل زانو تا برجستگی پاشنه روی بیشترین برآمدگی عضله (۲۱)، دوقلوی خارجی: روی ۱/۳ خط بین نوک سر فیبولا و پاشنه (۲۰) و نعلی: روی ۲/۳ خط بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی درست انتهای دوقلوی داخلی و وسط تاندون آشیل (۲۰).

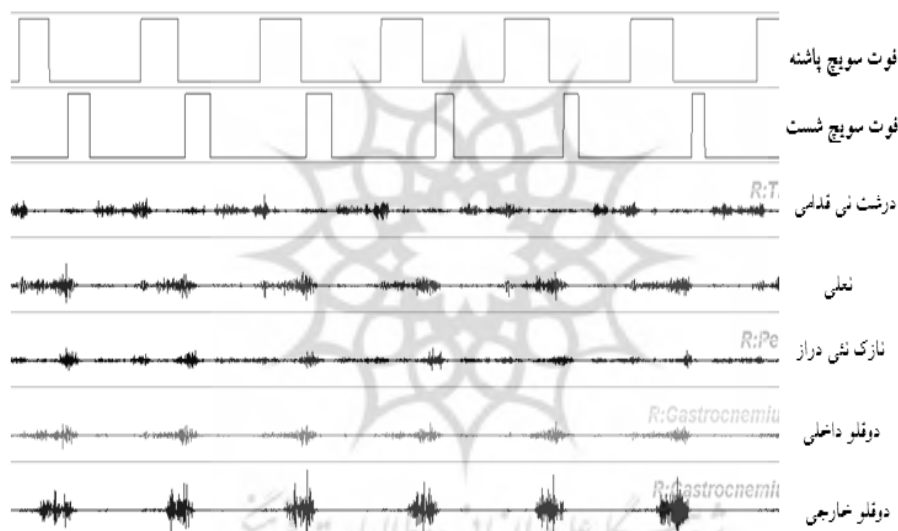
برای جلوگیری از سیگنال‌های مزاحم عضلات اطراف<sup>۱</sup> بین درشت‌نیی قدامی و نازک‌نیی طویل، الکتروود درشت‌نیی قدامی روی خط موازی با استخوان نازک‌نیی قرار داده شد. الکتروود زمین نیز روی برجستگی درشت‌نیی قرار گرفت. دو عدد سوئیچ فشاری حساس به نیرو، روی سطح کف پای در مفصل بین‌انگشتی انگشت شست و سطح خلفی پاشنه آزمودنی‌ها، به‌منظور ثبت مشخصه‌های زمانی چرخه راه رفتن، یعنی زمان برخورد و جدا شدن پاشنه از زمین و نیز برای مشخص کردن مراحل، قرار داده و نصب شد. آزمودنی‌ها، در دو وضعیت با پای برهنه و کفش ورزشی و با سرعت خودانتخابی به‌دلیل نزدیک کردن آزمایش با شرایط واقعی و طبیعی، مسیری ۱۰ متری را طی کردند. اجرای آزمایش‌ها با کفش و مقایسه با پای برهنه به‌منظور تحلیل و تفسیر دقیق‌تر اثر ساختار آناتومیکی پا بر فعالیت عضلانی اندام تحتانی در حین راه رفتن مدنظر قرار گرفت. تحقیقات، اثر کفش بر فعالیت عضلات و دیگر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن را نشان داده‌اند (۲۲). بنابراین، کنترل این عامل برای ارائه دقیق‌تر یافته‌ها ممکن است مؤثر باشد. برای تطابق با مسیر راه رفتن، آزمودنی‌ها به مدت دو دقیقه در هر دو وضعیت راهنمایی شدند و مسیر را طی کردند. هر وضعیت سه بار آزمایش شد و داده‌های جمع‌آوری شده از فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتز عبور داده شد (۲۳). سرعت راه رفتن با زمان‌سنج کنترل شد تا تفاوت و اثر آن بر پارامترهای الکترومیوگرافی، کنترل و بررسی شود (۲۴). به آزمودنی‌ها توضیح داده شد تا با سرعتی که راحت هستند و معمولاً با آن سرعت راه می‌روند، مسیر مشخص شده را طی کنند. برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت با سرعت‌سنج کنترل شد.

در بیشتر تحقیقات الکترومیوگرافی نرمالایز کردن داده‌ها با روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)<sup>۲</sup> انجام می‌گیرد. این روش محدودیت‌های خاصی مانند توانایی و مقدار انگیزشی آزمودنی در ارائه تلاش حداکثری دارد (۲). از سوی دیگر، با توجه به اینکه انقباضات

1. Cross talk

2. Maximum voluntary Isometric Contraction

عضلانی در طول راه رفتن ایزوتونیک هستند، تخمین سطح فعالیت عضله به روش MVIC از اعتبار زیادی برخوردار نیست (۲۵). روش‌های دینامیکی بر مبنای میانگین و نقاط اوج فعالیت عضله به انقباضات حداکثری وابسته نیستند و یافته‌های پیشین نشان داده‌اند که این روش‌ها ممکن است تفاسیر بهتری از فعالیت عضله مورد نیاز حین راه رفتن فراهم کنند (۲۶). به همین دلیل، در این تحقیق مشخصه‌های دامنه برای سیگنال‌های اصلاح‌شده با دامنه متناظر میانگین چرخه راه رفتن در حالت پابرهنه در هر گروه نرمالیز شد. در شکل ۱ نمونه‌ای از سیگنال‌های میووالکتریکی عضلات مورد بررسی در یک آزمودنی با ساختار آناتومیکی پای طبیعی نشان داده شده است.



شکل ۱. سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی سطحی عضلات در چرخه راه رفتن (نمونه یک آزمودنی با پای طبیعی)

داده‌های الکترومیوگرافی با در نظر گرفتن کیفیت سیگنال‌های سوئیچ‌های فشاری، برای هر عضله به‌طور میانگین ۴ گام در هر آزمون و در نهایت میانگین ۳ تکرار برای هر یک از دو وضعیت پای برهنه و پوشیدن کفش برای محاسبه پارامترهای حداکثر دامنه میانگین، ریشه دوم میانگین (RMS) و مقدار MPF طیف فرکانسی استفاده شد. مقادیر RMS و MPF طیف فرکانسی، برای هر عضله در فرایند چرخه راه رفتن، مرحله استقرار و مرحله نوسان محاسبه شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای مقایسه پارامترهای به‌دست‌آمده

[متغیر EMG) × ۳ (عضله) × ۵ (گروه) × ۳ (شرایط آزمون) × ۲ (آزمایش) × ۳ (گام) × ۴] در بین گروه‌های تحقیق به کار رفت. تجزیه و تحلیل آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام گرفت.

### یافته‌های پژوهش

جدول ۲ مقادیر فعالیت عضلانی در عضلات بررسی شده را در گروه‌های شرکت‌کننده نشان می‌دهد. حداکثر دامنه میانگین برای عضله درشت‌نیی قدامی در چرخه کامل در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش در گروه پای پرونیت به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه پای طبیعی ( $p=0/003$ ) و گروه سوپی نیت ( $p=0/001$ ) بود. در مرحله استقرار نیز اختلاف معنی‌داری بین گروه پای پرونیت و گروه پای طبیعی ( $p=0/021$ ) و گروه پای سوپی نیت ( $p=0/001$ ) مشاهده شد. حداکثر دامنه RMS نیز برای چرخه کامل و مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن در گروه پرونیت نسبت به گروه سوپی نیت به‌طور معنی‌داری بیشتر بود ( $p=0/043$  و  $p=0/041$ ). مقدار MPF طیف فرکانسی در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه در گروه پرونیت به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه پای طبیعی بود ( $p=0/043$ ).

حداکثر دامنه میانگین برای عضله نازک‌نیی طویل در حین چرخه کامل راه‌رفتن و مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش در گروه پای پرونیت به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه پای طبیعی بود (به ترتیب  $p=0/013$  و  $p=0/036$ ). اختلاف معنی‌دار دیگری برای هیچ یک از پارامترهای محاسبه‌شده برای این عضله به‌دست نیامد. حداکثر دامنه میانگین برای مرحله استقرار در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه برای عضله دوقلوی داخلی، در افراد دارای پای پرونیت در مقایسه با گروه طبیعی به‌طور معنی‌داری کمتر بود ( $p=0/04$ ).

نتایج اختلاف معنی‌داری را برای پارامترهای محاسبه‌شده عضلات دوقلوی خارجی و نعلی بین سه گروه در هیچ یک از شرایط نشان نداد.

مقایسه سرعت خودانتخابی بین سه گروه نشان داد که گروه سوپی نیت به‌طور معنی‌داری سریع‌تر از گروه طبیعی راه می‌روند. اگرچه سرعت راه‌رفتن بین دیگر گروه‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود، گروه پرونیت تا حدودی سریع‌تر از گروه طبیعی، ولی کندتر از گروه سوپی نیت راه رفتند.



جدول ۲. مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای EMG در پاسجرهای مختلف پا

عضله	گروه	حداکثر دامنه میانگین چرخه کامل		حداکثر دامنه میانگین مرحله استقرار		حداکثر دامنه میانگین مرحله نوسان	
		الف	ب	الف	ب	الف	ب
درشت‌نیی قدامی	نرمال	۹۶/۷۵ ±	۹۷/۷۳ ±	۸۲/۴۱ ±	۸۹/۹۸ ±	۴۶/۱۸ ±	۴۴/۸۸ ±
	پرونیت	* ۱۵۳/۵۳	* ۱۴۲/۴۶	* ۱۴۳/۱۷	* ۱۳۳/۸۳	۴۱/۱۲ ±	۵۰/۱۲ ±
	سوپی	** ۶۶/۶۲	** ۷۷/۶۴	** ۵۷/۵۷	** ۶۶/۵۵	۳۱/۵۵ ±	۳۶/۲۷ ±
نازک‌نیی طویل	نرمال	۹۶/۲۷ ±	۴۷/۸۷ ±	۸۷/۱۹ ±	۹۸/۷۱ ±	۳۶/۲۲ ±	۳۵/۷۲ ±
	پرونیت	* ۶۱/۹۶ ±	* ۶۲ ±	* ۴۶/۱۵ ±	* ۵۲/۷۲ ±	۳۱/۴۵ ±	۳۴/۴۵ ±
	سوپی	۴۹/۰۷ ±	۱۰۳/۳ ±	۴۷/۳۲ ±	۶۲/۱۷ ±	۳۳/۷۷ ±	۵۲/۴۲ ±
دوقلوی داخلی	نرمال	۴۸/۱۶ ±	۴۶/۰۳ ±	۴۱/۰۴ ±	۳۹/۴۳ ±	۲۸/۲۶ ±	۱۱/۸۹ ±
	پرونیت	* ۸۷/۱۶ ±	۱۰۴/۵۰ ±	۷۴/۰۷ ±	۸۰/۸۴ ±	۲۶/۳۴ ±	۲۹/۷۷ ±
	سوپی	۶۳/۰۲ ±	۸۰/۶۲ ±	۵۶/۲۲ ±	۷۳/۷۲ ±	۴۹/۱۷ ±	۲۸/۱۵ ±
دوقلوی خارجی	نرمال	۹۵/۰۸ ±	۹۵/۳۵ ±	۶۶/۴۸ ±	۶۶/۷۱ ±	۳۰/۶۱ ±	۵۸/۴۳ ±
	پرونیت	۹۶/۱۱ ±	۸۸/۸۲ ±	۸۳ ± ۶۷/۲	۶۰/۴۷ ±	۴۳/۱۴ ±	۵۴/۲۴ ±
	سوپی	۷۸/۶۹ ±	۸۵/۴۸ ±	۷۲/۹۵ ±	۷۵/۲۷ ±	۶۳/۴۲ ±	۵۴/۸۱ ±
نعلی	نرمال	۵۲/۰۲ ±	۵۸/۹۱ ±	۶۵/۱۱ ±	۷۳/۵۷ ±	۴۲/۴۲ ±	۱۷/۷۷ ±
	پرونیت	۷۹/۹۶ ±	۸۵/۳۷ ±	۶۶/۰۵ ±	۷۳/۲۵ ±	۴۶/۴۷ ±	۳۹/۲۵ ±
	سوپی	۵۰/۸۶ ±	۶۳/۷ ±	۴۵/۵۱ ±	۴۳/۸۹ ±	۴۱/۶۶ ±	۴۹/۱۸ ±
	نیت	۴۹/۶۷ ±	۴۶/۱۴ ±	۳۹/۸۲ ±	± ۳۷/۴۵	۳۷/۱۱ ±	۲۲/۹ ±

الف: شرایط راه رفتن با پای برهنه، ب: شرایط راه رفتن با کفش

\* معنی‌داری بین گروه‌های نرمال و پرونیت ( $P < 0.05$ )\*\* معنی‌داری بین گروه‌های سوپی نیت و پرونیت ( $P < 0.05$ )

### بحث و نتیجه گیری

هدف از این تحقیق، بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ساق پا در سه پاسچر متفاوت ساختاری پا شامل پای طبیعی، پرونیت و سوپی نیت حین راه رفتن بود. بر اساس اطلاعات محققان، این نخستین پژوهشی است که به بررسی همزمان فعالیت الکتریکی عضلانی در سه پاسچر متفاوت پا پرداخته است. نتایج این تحقیق نشان داد که فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی در چرخه کامل راه رفتن و مرحله استقرار در گروه پرونیت نسبت به گروه پای طبیعی به‌طور معنی‌داری بیشتر بود. همچنین مقایسه حداکثر دامنه RMS در مرحله استقرار بین دو گروه با پای پرونیت و سوپی‌نیت نیز نشان داد که در گروه با پای پرونیت، مقدار این پارامتر به‌طور معنی‌داری بیشتر است. این یافته‌ها با نتایج گزارش‌شده مورلی و همکاران در سال ۲۰۰۹ همسوست. همچنین مشاهده سیگنال‌های خام نشان داد که عضله درشت‌نیی قدامی در یک چرخه کامل راه رفتن، در دو زمان به اوج می‌رسد. نخست در مرحله برخورد پاشنه با زمین و جذب ضربه که به‌نظر می‌رسد عضله درشت‌نیی قدامی برای کنترل پلانترفلکشن و کاهش سرعت برخورد قسمت جلو پا با زمین، فعال است. این نتایج با گزارش هانت و همکاران (۲۰۰۱) همخوانی دارد (۹). این اتفاق ممکن است به این دلیل باشد که در طول این مرحله پلانترفلکشن غیرفعال انجام می‌گیرد که با انقباض برون‌گرای دورسی فلکسورها کنترل می‌شود. دوم، در انتهای مرحله استقرار و کل مرحله نوسان که عضله درشت‌نیی قدامی به همراه درشت‌نیی خلفی، پا را در وضعیت سوپی نیشن نگه می‌دارند. در توضیح این وضعیت می‌توان گفت از آنجا که در دفورمیتی پای پرونیت، مقدار، سرعت و زمان قرار گرفتن در حالت اورشن طی مرحله برخورد افزایش پیدا می‌کند (۱۱، ۴، ۱)، ممکن است افزایش MPF و حداکثر دامنه عضله درشت‌نیی قدامی، در واکنش به افزایش پرونیشن مفصل ساب‌تالار و تلاش برای کاهش گشتاور پرونیشن در این مفصل صورت گیرد. از طرفی افزایش فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی در گروه پای پرونیت سبب می‌شود که این عضله در طول مراحل راه رفتن، خارج از ریتم طبیعی کار کند. در نتیجه افزایش فعالیت، به مرور زمان، فشار روی عضله بیشتر می‌شود که به خستگی زودرس منجر خواهد شد. این حالت در نهایت به برخورد همراه با ضربه پا به زمین منجر می‌شود که ممکن است فرد را در معرض شین اسپینت، گرفتگی عضلات ساق، افزایش استرس کششی بافت نرم و استرس فشاری بخش خارجی ساختمان پا قرار دهد.

نتایج این تحقیق برای فعالیت عضله نازک‌نیی طویل نشان داد که در گروه پای پرونیت، حداکثر دامنه میانگین، نه تنها در چرخه کامل راه رفتن، بلکه طی مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه پای طبیعی بود. حال آنکه مقدار

این پارامتر طی مرحله نوسان بین دو گروه پای طبیعی و پرونیته تقریباً برابر بود. البته در گروه با پای سوپی نیت علی‌رغم معنی‌دار نبودن اختلاف، حداکثر دامنه PL در شرایط پابره‌نه نسبت به گروه پرونیته در مرحله استقرار ۳۱ درصد بیشتر و در مرحله نوسان حدود ۱۳ درصد کمتر بود که با نتایج تحقیق مورلی و همکاران (۲۰۰۹) مطابقت دارد. در توضیح این موضوع، می‌توان گفت که فعالیت بیشتر PL در گروه پای سوپی نیت نسبت به گروه پای پرونیته احتمالاً در واکنش به سوپی نیشن بیشتر در مفصل ساب تالار در این گروه صورت می‌گیرد، هرچند که کل فعالیت عضله در هر دو گروه نسبت به پای طبیعی به‌طور کلی کمتر بود. پیشگویی اثر کاهش دامنه EMG نازک‌نیی طویل بر عملکرد پا در هر دو گروه با پای پرونیته و سوپی نیت، با توجه به اثر همزمان این عضله بر حرکات پای عقب و پای جلو، مشکل است. از آنجا که سر متحرک عضله نازک‌نیی طویل در قاعده اولین استخوان کف پای و میخی میانی قرار دارد، انقباض عضله در طول مرحله تماس کف پا با زمین، احتمالاً به تسهیل سازوکار windlass کمک کرده و حرکات صفحه ساجیتال پای جلو و صفحه فرونتال پای عقب را حمایت می‌کند. کاهش فعالیت PL در گروه پای پرونیته ممکن است در نتیجه افزایش بی‌ثباتی جانب خارجی پا رخ دهد که فعالیت آن به عنوان اورتور اصلی پا کمتر شده است، یا اینکه مطابق یافته‌های مورلی بتوان بیان کرد که تفاوت‌های عملکردی پای پرونیته و پای طبیعی به دلیل عدم فعالیت جبرانی در عضله نازک‌نیی طویل برای اجتناب از اورلود بیشتر قوس طولی داخلی است (۱۵).

با مشاهده سیگنال‌های خام (شکل ۱) می‌توان گفت بیشترین فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی و خارجی در طول مرحله تماس کف پا با زمین<sup>۱</sup> اتفاق می‌افتد. حداکثر دامنه میانگین طی مرحله استقرار، در بخش داخلی عضله دوقلو در گروه پرونیته نسبت به گروه طبیعی به‌طور معنی‌داری کمتر بود، درحالی که مقدار این پارامتر برای دوقلوی خارجی در گروه پرونیته و سوپی نیت نسبت به پای طبیعی در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه، به ترتیب ۲۴/۸ و ۹/۷ درصد بیشتر بود، هرچند که هیچ‌کدام معنی‌دار نبود. اختلاف معنی‌داری برای هیچ‌یک از پارامترهای EMG در هر دو حالت راه‌رفتن برای عضله نعلی وجود نداشت. مطابق کارهای توصیفی اولیه، نقش پلانتارفلکسورها در طول راه رفتن، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نی و حفظ انرژی با به حداقل رساندن نوسان مرکز جرم تعریف شده است (۲۸). از طرفی نتایج مدل‌های فوروارد داینامیک (۲۷) نقش عضله نعلی را در تولید حرکت رو به جلو تنه و همچنین نقش عضله دوقلو را در ایجاد شتاب رو به جلو ساق اثبات کرده‌اند. در واقع این دو عضله با یک اثر سینرژیک مخالف روی ساق و تنه، علاوه بر حمایت عمودی بدن در مچ پا، سبب پیشروی رو

به جلو ساق و تنه می‌شوند. با توجه به اهمیت نقش عضلات دوقلو و نعلی در ایجاد شتاب رو به جلو ساق و تنه هنگام راه رفتن، به نظر می‌رسد که به احتمال زیاد این عضلات بیشترین اثر را بر سرعت راه رفتن داشته باشند. تحقیق در زمینه اثر سرعت راه رفتن بر دامنه EMG، نشان داده است که دامنه EMG به صورت خطی با سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد (۲۴). برای اجتناب از تأثیر سرعت، بر پارامترهای EMG در این تحقیق به آزمودنی‌ها گفته شد که در سرعت خودانتخابی که راحت هستند راه بروند. مشاهده شد که گروه پای سوپی نیت به طور معنی‌داری سریع‌تر از گروه پای طبیعی و گروه پرونیت نیز اندکی (حدود ۸/۵ درصد) سریع‌تر از گروه پای طبیعی راه می‌رفتند. تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که آمپلی تود سیگنال‌های الکترومایوگرافی با سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد (۲۴،۳۲)، اما در تحقیق حاضر، آزمودنی‌ها در گروه‌های با ساختار پای غیرطبیعی نسبت به گروه پای طبیعی با آهنگ سریع‌تری راه می‌رفتند. تحقیقات اشاره‌شده، تأثیر ساختار غیرطبیعی پا را در سرعت راه رفتن بررسی نکردند و بر افرادی با ساختار طبیعی متمرکز بودند، اما به هر حال افزایش سرعت راه رفتن افراد دارای ساختار غیرطبیعی پا نکته‌ای است که باید مورد توجه قرار گیرد. البته مورلی و همکاران نیز در تحقیق خویش به مورد مشابه سریع‌تر راه رفتن افراد پای پرونیت در مقایسه با گروه کنترل مواجه شدند (۱۵). مورلی به احتمال وجود نوعی سازوکار جبرانی عصبی - عضلانی اشاره کرد. با در نظر گرفتن نتایج این تحقیق، در توضیح این موضوع می‌توان گفت کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی و افزایش فعالیت عضله دوقلوی خارجی در گروه پای پرونیت، همچنان که نتایج این تحقیق نشان داد، ممکن است سبب افزایش سرعت راه رفتن در گروه پای پرونیت نسبت به گروه پای طبیعی باشد. برای مثال ممکن است افزایش شتاب در انتهای مرحله استقرار و سرتاسر مرحله نوسان برای ایجاد نیروی پیشروی در ساق پا و همچنین حفظ ثبات مج پا برای جدا شدن موثر پاشنه از زمین، بیشتر بر عهده بخش خارجی عضله دوقلو باشد. افزایش سرعت در پای سوپی نیت قبلاً گزارش نشده است و این امکان وجود دارد که دلایل بیولوژیکی یا جبرانی بیشتری نظیر واکنش به افزایش سختی ساختار اسکلتی پا داشته باشد. البته نتیجه‌گیری قطعی در این مورد، نیازمند تحقیقات دقیق است. فقدان مستندات مرتبط با فعالیت عضلانی و سرعت راه رفتن در افرادی با دفورمیتی‌های ساختاری پا و نتایج تحقیق حاضر، زمینه‌ای مناسب را برای افزایش اطلاعات و مدارک علمی بیشتر در این حوزه ایجاد می‌کند.

وجود اختلافات معنی‌دار در سطوح فعالیت عضلات درشت‌نیی قدامی، نازک‌نیی دراز و دوقلوی داخلی برای گروه پرونیت ممکن است تأییدی بر این نظر باشد که افراد مبتلا به دفورمیتی پای

پرونیت، بیشتر در معرض آسیب‌های بافت نرم ناحیه ساق پا و قسمت میانی کف پا قرار دارند (۲۹). البته باید توجه داشت که جنبه‌های وسیعی از پاسچر پا به همراه فاکتورهای خارجی مانند سن، محیط و سطح مهارت به شکل ترکیبی در احتمال وقوع آسیب‌های ورزشی دخالت دارند.

در مورد پای سوپی نیت، نتایج این تحقیق نشان داد که اگرچه به‌طور کلی می‌توان گفت فعالیت عضلانی در گروه سوپی نیت کمتر از گروه پای طبیعی بود، هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت. این نتایج، با فرض احتمال افزایش فعالیت اورتورها در افرادی با پای سوپی نیت که در یافته‌های کینماتیکی پیشین گزارش شده (۳۰)، همسو نیست. در دفورمیتی پای سوپی نیت، ممکن است در انتهای مرحله استقرار برای جدا شدن پاشنه از زمین، فعالیت عضلات کمتر باشد، اما با در نظر گرفتن ساختار اسکلتی، به‌نظر نمی‌رسد که قادر به پخش کردن شوک نیروهای منتقل‌شده به آن باشد. بنابراین نیروهای حداکثری به‌دلیل ساختار دوگانه<sup>۱</sup> (همراهی حرکت در مفصل ساب تالار با چرخش درشت‌نیی) اندام تحتانی به بالا منتقل می‌شوند و در درازمدت خطر وقوع آسیب‌های ساق، زانو و کمر بیشتر خواهد شد.

به‌عنوان نتیجه‌گیری نهایی می‌توان گفت یافته‌های این تحقیق فرض تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی را در گروه دارای پای پرونیت در مقایسه با گروه پای طبیعی تأیید کرد. همچنین مشخص شد که گروه پای پرونیت با درصد بیشتری از حداکثر دامنه برای عضله درشت‌نیی قدامی و در درصد کمتری از حداکثر دامنه عضله نازک‌نیی طویل در کل چرخه و مرحله استقرار، در مقایسه با گروه پای طبیعی، عمل می‌کنند. این تفاوت‌ها ممکن است در فعالیت عضلانی بازتاب جبران عصبی-عضلانی برای کاهش اورلود قوس طولی داخلی در افراد دارای پای پرونیت باشد. نتایج این تحقیق بر روی فعالیت عضلانی اندام تحتانی در دفورمیتی‌های ساختاری پا ممکن است در برنامه‌ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به ساختار غیرطبیعی پا مؤثر باشد.

### منابع:

1. Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy*, 68:1840-1849.
2. Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., Lida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the

- normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20: 550–557.
3. Cote, KP., Brunet, ME., Gansneder, BM., Shultz, SJ. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, 40 (1): 41–46.
  4. Manoli, A., Graham, B. (2005). The Subtle Cavus Foot, “the Underpronator,” a Review. *Foot & Ankle International*, 26 (3): 256-263.
  5. Razeghi, M., Batt, ME. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. A review of the literature. *Sports Medicine*, 29 (6): 425-438.
  6. Valmassy, RL. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremity*. Mosby-Year Book; 1st edition, Chapter1.
  7. Levinger, P., Murley, GS., Barton, CJ., Cotchett, MP., McSweeney, SR. Menz, HB. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32: 519–523.
  8. Williams 3rd, DS., McClay, IS., Hamill, J., Buchanan, TS. (2001). Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2): 153-163.
  9. Hunt, AE., Smith, RM. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 19 : 391–397.
  10. Chuckpaiwong, B., Nunley, JA., Mall, NA., Queen, RM. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28 (3): 405–411.
  11. Burns, J., Crosbie, J., Hunt, A., Ouvrier, R. (2005). The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 20 (9): 877–882.
  12. Khaleghi, M., Sadeghi, H., Shojaadin SD., Abbasi, A. (2007). Relationship between supinated and pronated foot with dynamic stability in jump-landing. *Journal of Biomechanics*, 40, Supplement 2: page S203.
  13. Nigg, BM. (2001). The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11: 2–9.
  14. Winter, DA, Yack, HJ. (1987). EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and intersubject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67: 402-411.
  15. Murley, GS., Mens, HB., Landorf, KB. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2:35.
  16. Backmann, CK. (1997). The effect of treadmill compliance and foot type on electromyography of lower extremity muscles during running, Western Washington University.

17. Keenan, MA., Peabody, TD., Gronley, JK., Perry, J. ( 1991). Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 73: 237-47.
18. Redmond AC., Crosbie J., Ouvrier AR. (2006). Development and validat a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clinical Biomechanics*, 21: 89-98.
۱۹. عنبریان م، خلیلی ش؛ نیکو م ر (۱۳۸۹). اثر یک دوره تمرین تعادلی هشت هفته‌ای بر عملکرد تعادلی دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتی. پژوهش در علوم ورزشی (طب ورزشی) شماره ۶: ۸۲-۶۷.
20. Hermens, HJ., and Feriks, B. (2005). Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscle (SENIAM). <http://www.SENIAM.com>.
21. Sacco, IC., Gomes, AA., Otuzi, ME., Pripas, D., Onodera, AN. (2009). A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods*, 180: 133-137.
22. Lythgo N., Wilson C., Galea M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*, 30: 502-506.
23. De Luca, CJ., Gilmore, LD., Kuznetsov, M., Roy, SH. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43: 1573-1579.
24. Chung, MG., Wang, MJ. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture* 31: 131-135.
25. De Luca CJ (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13:135-63.
26. Murley, GS., Mens, HB., Landorf, KB., bird, AR. (2009). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43 (4): 749-56.
27. Neptune, RR., Kautz, SA., Zajac, FE. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34: 1387-1398.
28. Sutherland, DL., Cooper, L., Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 62 (3): 354-363.

29. Ledoux W., Shafer J., Ahroni J., Smith D., Sangeorzan B., Boyko E. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot and Ankle International*, 24: 845-850.
30. Nawoczenski, DA., Saltzman, CL., Cook, TM. (1998). The effect of foot structure on the three dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rearfoot. *Physical Therapy*, 78(4): 404-416.
31. Evans, AM., Copper AW., Scharfbilling, RW., Scutter, SD., Williams, MT. (2003). Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93: 203-213.
32. Warren, GL., Maher, RM., Higbie, EJ. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & Posture*, 19:91-100.

