مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/ دوره بیستم/ فروردین و اردیبهشت ۱۳۹۴/ ۷۹ -۷۱

مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در ناهنجاری‌های کف پای صاف و گود در راه رفتن مردان۲۰ -۲۸ سال

سیدکاظم موسوی[۱]، **مصطفی بازوند**[۲]، **رغد معمار**[۳]، **حیدر صادقی**[۴]

۱. کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران. (مولف مسوول)، تلفن ثابت:۰۲۴۳-۵۷۵۲۷۸۲، kazem_mosavi6486@yahoo.com

۲. کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

۴. استاد تمام، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: تغییرات وضعیتی اندام تحتانی با اختلال عملکرد حرکتی و بویژه راه رفتن همراه است. با توجه به اینکه کف پای صاف وگود از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی به شمار می‌آیند. هدف از انجام این تحقیق، مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در مردان دارای ناهنجاری کف‌پای صاف و گود در طی راه رفتن بود.

روش بررسی: در این تحقیق همگروهی تعداد ۳۰ نفر در سه گروه کف پای نرمال،صاف وگود از طریق نمونه‌گیری تصادفی انتخاب شدند.آزمودنی‌ها ۵ بار در مسیر راهرو که صفحه نیرو در آن تعبیه شده بود، به سمت جلو راه رفتند. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم افزار Matlab و spss نسخه۲۱ در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. برای مقایسه متغیرهای مورد نظر بین سه گروه از آزمون تحلیل واریانس یکطرفه و آزمون تعقیبی توکی استفاده شد.

یافته‌ها: سطح فعالیت عضلات دوقلو و نعلی در کل مرحله سکون بین سه گروه کف پا تفاوت معناداری نشان نداد($P>۰/۰۵$)، ولی سطح فعالیت عضله نازک‌نی بلند در مرحله حمایت‌دو پا اولیه و ثانویه و سطح فعالیت عضله ساقی قدامی در کل مرحله سکون تفاوت معناداری نشان داد($P<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، فعالیت عضلات را در طی فعالیت های روزانه و ورزشی تحت تاثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد، نتایج این تحقیق می تواند در برنامه ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به ساختار غیر طبیعی پا موثر واقع شود.

واژگان کلیدی: عضلات ساق، کف پای صاف، کف پای گود، راه رفتن

وصول مقاله:۹۳/۵/۱۳ اصلاحیه نهایی:۹۳/۸/۵ پذیرش:۹۳/۸/۲۴

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

مقدمه

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد جهت حرکت از مکانی به مکان دیگر است (۲و۱). در راه رفتن، پا یکی از اندام‌های مهم بدن است، زیرا سه عملکرد جذب نیروهای برخوردی پا با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلو برنده را بر عهده دارد، همچنین با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن، منطقی به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر(posture control) تأثیربگذارد (۳).

تحقیقات نشان داده است که فشار بیش از حد در کف پا با ایجاد زخم، دفورمیتی‌های پا و کاهش ضخامت بافت کف پا نیز در ارتباط است (۴). همچنین پا بعنوان تنها محل تماس با زمین، در طی فعالیت‌های همراه با تحمل وزن، در حفظ کنترل پاسچر و تعادل سهیم است (۱)، بنابراین این احتمال وجود دارد که نقص در پاسچر، انعطاف‌پذیری (Flexibility)، قدرت یا حس پا به این عملکرد حمایتی آسیب رسانده و فرد را مستعد از دست دادن تعادل کند (۵).

پای صاف (Pes Planus) و پای گود (Pes Cavus) از جمله تغییراتی به شمار می‌روند که ممکن است منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۵)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۶)، بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی (۷و۶) و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا (۸) شوند که بطور ثانویه احتمالاً باعث تغییر در الگوی فعال شدن عضلات (۹-۶) گردند، بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابجایی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد.

عملکرد اندام تحتانی در تعامل با استخوان، راستای مفصل، مصرف انرژی و خستگی است. بنابراین فعالیت عضلانی اندام تحتانی ممکن است ارتباط پیچیده‌ای با آسیب‌های پرکاری داشته باشد (۱۰). برای مثال افرادی که کف پای صاف دارند، در زمان فعالیت‌های ورزشی زودتر خسته می‌شوند که باعث ایجاد آسیب‌های متنوعی از جمله شکستگی فشاری (Stress Fractures) درشت‌نئی می‌گردد (۱۱). تحقیقات گذشته نمایانگر نقش حیاتی عضلات در تأمین ثبات مفاصل می‌باشند که این امر برای مفاصل اندام تحتانی از اهمیت دو چندان برخوردار است. در نتیجه حضور هرچه موثرتر عضلات در تأمین ثبات دینامیکی مفاصل اندام تحتانی طی فعالیت‌های عملکردی روزمره امری ضروری است (۱۲). هماهنگی و موفقیت عضلات در تأمین چنین ثباتی مدیون کارایی سیستم کنترل‌کننده عصبی-عضلانی است (۱۳).

شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری اسکلتی-عضلانی(Musculoskeletal Deformity) در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند (۱۴و ۸) در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد نرمال تغییر کند. در این حالت مفاصل و عضلات دیگر جهت جبران این اختلال، فعالیت‌های جبرانی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی و روزمره انجام می‌دهند، بنابراین منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییر بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر و تعادل تأثیر بگذارد (۱۴-۱۲). با توجه به اینکه اکثر تحقیقات انجام شده تاثیر ناهنجاری‌های پا برکنترل پاسچر و تعادل ایستا و پویا را بررسی کرده‌اند که نتایج ضد و نقیضی بدست آورده‌اند (۱۶و۱۵)، از این رو در این تحقیق سعی شد که فعالیت عضلات ساق پا در سه گروه کف پای نرمال، صاف و گود در طی راه رفتن مردان ۲۰-۲۸ سال، مورد مقایسه و بررسی قرار گیرد.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

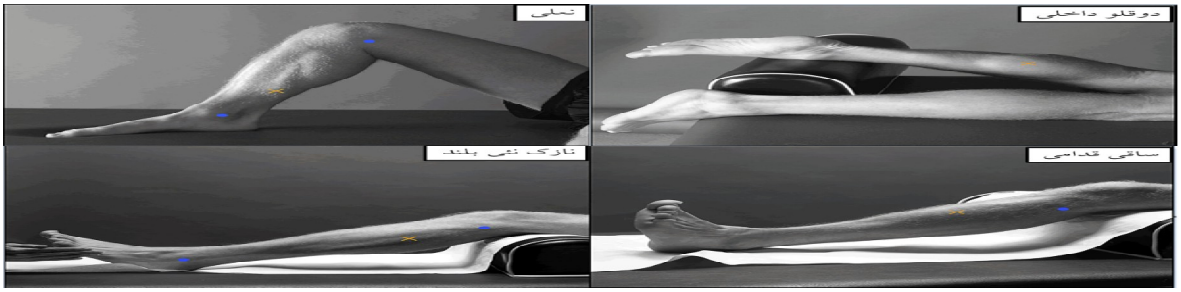
روش بررسی

تحقیق حاضر یک تحقیق همگروهی بود. کلیه دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی تهران که در خوابگاه‌های کرج سکونت داشتند و در سال‌تحصیلی ۹۱- ۹۲ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند، جامعه آماری تحقیق را تشکیل دادند. از بین جامعه آماری مورد نظر، تعدادی به محیط آزمایشگاه دعوت شدند ومیزان افت ناوی آنان زیر نظر متخصص مجرب اندازه‌گیری شد و ۳۰ نفر (کف پای نرمال، صاف و گود هر کدام ۱۰ نفر) با توجه به تحقیقات قبلی (۱۷) از طریق نمونه‌گیری تصادفی در سه گروه تقسیم شدند. معیارهای ورود افراد به مطالعه، محدوده سنی ۲۰-۲۸ سال، تمایل به شرکت در تحقیق، داشتن فقط یکی از عارضه‌های کف‌پای صاف و یا گود و نداشتن سایر آسیب-های همراه (مانند زانو ضربدری، پرانتزی و غیره)، ورزشکار حرفه ای نبودن، عدم اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر، سلامتی از لحاظ شناختی، بینایی و شنوایی، عدم سابقه‌ی مشکلات نورولوژیک، ارتوپدیک، اختلال‌های سیستم دهلیزی، بدون نقص یا ضربه در اندام تحتانی، عدم استفاده از داروهای اعصاب و عدم استفاده از وسایل کمکی نظیر عصا و واکر بودند. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها و کسب رضایت از آنها برای شرکت در تحقیق، از افراد موردنظر خواسته شد تا در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی حضور یابند. برای تعیین دقیق و معتبر نوع پا از تست افت ناوی بر اساس شیوه تعدیل شده برادی (Brody) زیر نظر متخصص مجرب استفاده شد (۱۸). میزان افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار برای هر پا به منظور مشخص کردن دو طرفه بودن اختلال اندازه‌گیری شد و میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در سه گروه پای نرمال، پای صاف و پای گود استفاده گردید. اگر میزان افت ناوی بین ۵-۹ میلی‌متر بود جزء گروه نرمال، افت بیش از ۱۰میلی‌متر جزء گروه پای صاف و افت کمتر از ۴ میلی‌متر در گروه پای گود قرار می‌گرفت (۱۸). پای غالب پایی در نظر گرفته شد که اغلب با آن شوت می‌زد و اول با آن پا از پله پایین می‌آمد (۱۸).

در تحقیق حاضر از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله مدل MIE ساخت انگلیس برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات و از صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، ساخت کشور آمریکا) برای مشخص کردن لحظه برخورد پا با زمین استفاده شد. الکترود ثبت‌کننده EMG مطابق توصیه (پروتکل)های SENIAM روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی قرار گرفتند (۲۰و۱۹) (شکل۱). قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۵ دقیقه به انجام حرکات کششی و گرم کردن عضلات اندام تحتانی پرداخت و سپس ۴ تا ۵ دقیقه به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت موردنظر را انجام داد و پیش از شروع آزمون اصلی به مدت ۵ دقیقه استراحت نمود. برای انجام تست به آزمودنی‌ها آموزش داده شد که مسیر ۱۰ متری را با سرعت دلخواه و با پای برهنه راه بروند (۲۱و۱۰) بطوریکه بدون تغییر در طول گام‌ها پای برتر روی صفحه نیرو اول و پای دیگر روی صفحه نیرو دوم قرار گیرد (شکل ۲) که ۸ کوشش در این مسیر راه بروند که ۲ کوشش به عنوان گرم کردن و ۶ کوشش دیگر برای ثبت داده‌ها بود که سرعت هر کوشش نباید از ٪۵± سرعت متوسط گرم کردن تجاوز می‌کرد (۱۰).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]



شکل۱ . محل قرارگیری الکترودها به توجه به توصیه‌هایSENIAM



شکل ۲. پروتکل راه رفتن

برای نرمال کردن سیگنال‌های EMG از حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی (MVICs) استفاده شد (۲۲و۱۹و۱۰). به منظور توصیف دو گروه از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. با توجه به اینکه آزمون کولموگروف - اسمیرنوف(kolmogorov-smirnov test) نشان دادکه پراکندگی تمام فاکتورها از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند، بنابراین از آزمون‌های پارامتریک جهت تحلیل داده‌ها استفاده گردید. به منظور آزمون فرض‌های تحقیق از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه استفاده شد و برای تعیین معنادار بودن تفاوت بین میانگین‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل های آماری با نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ وسطح معناداری P<۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

به منظور توصیف دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن، قد و میانگین افت ناوی، ابتدا شاخص های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از سه گروه محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ ارائه شده است.

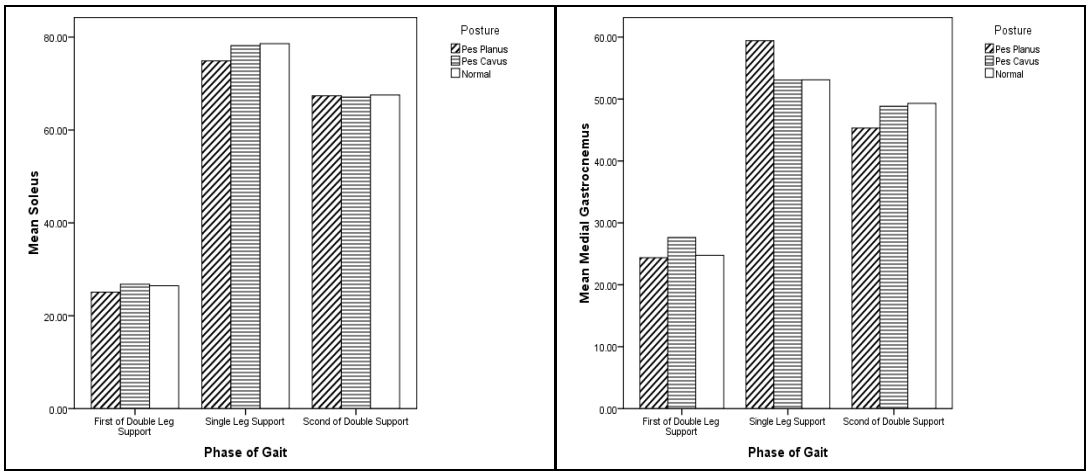
[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

جدول شماره ۱. میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن، قد و میانگین افت ناوی در سه گروه کف پای صاف و گود و نرمال

گروه	سن(سال)	وزن(کیلوگرم)	قد(سانتی‌متر)	میانگین افت ناوی(میلی‌متر)
کف پای نرمال	۲۲/۹۷±۲/۳۸	۷۳/۵۸±۸/۳۶	۱۷۶/۶±۵/۴۹	۶/۸۹±۱/۱۶
کف پای صاف	۲۳/۵۴±۳/۵۷	۷۴/۸۷±۱۰/۷۲	۱۷۵/۳۴±۷/۶۲	۱۲/۸۶±۱/۵۴
کف پای گود	۲۴/۲۸±۳/۱۳	۷۳/۸۸±۷/۴۱	۱۷۶±۸/۱۵	۲/۴۵±۰/۹۴

همان‌گونه که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تحلیل واریانس یک طرفه نشان داد که در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی تفاوت معناداری بین میانگین گروه‌ها وجود ندارد(P>۰/۰۵).

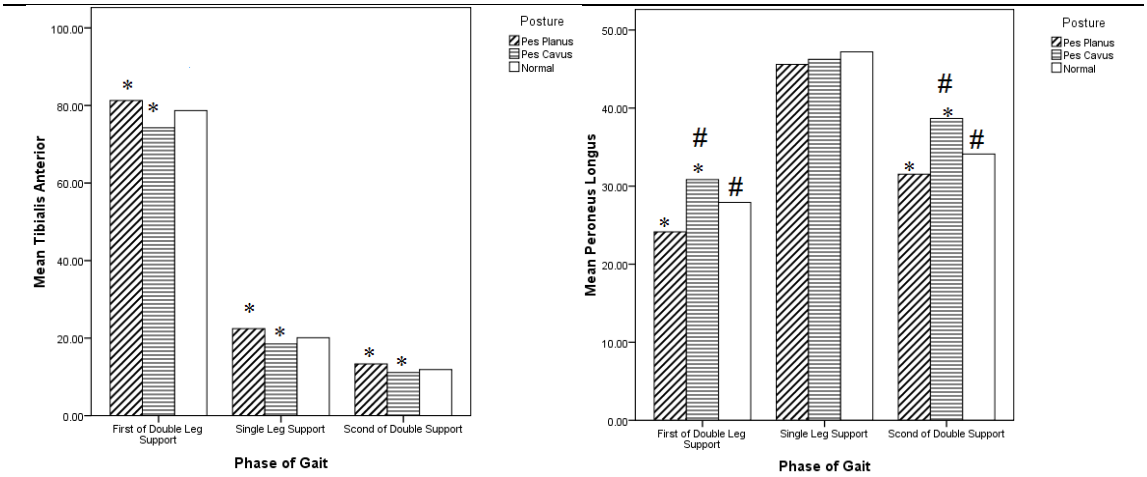


نمودار ۱. فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی در مراحل مختلف راه رفتن در سه گروه کف پای صاف،گود و نرمال

نتایج آزمون تحلیل واریانس یک طرفه نشان داد که در فعالیت عضلات نازک‌نی بلند و ساقی قدامی تفاوت معناداری بین میانگین گروه‌ها وجود دارد (P<۰/۰۵). عضله نازک‌نئی بلند درمراحل حمایت دو پا اولیه و ثانویه، در افراد با کف پای گود فعالیت الکترومایوگرافی بیش‌تری را نسبت به گروه کف پای صاف و نرمال نشان داد که از لحاظ آماری این تفاوت بین گروه کف پای گود با صاف و کف پای گود با نرمال معنادار بود (P<۰/۰۵). همچنین، عضله ساقی قدامی در گروه کف پای صاف فعالیت بیش-تری نسبت به دو گروه دیگر نشان داد که این تفاوت تنها بین گروه کف پای صاف با گود از لحاظ آماری معنادار بود (P<۰/۰۵)، که این تفاوت در کل مرحله سکون بین این دوگروه وجود داشت که در نمودار ۲ ارائه شده است.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]



نمودار ۲. فعالیت عضلات نازک‌نئی بلند و ساقی قدامی در مراحل مختلف راه رفتن در سه گروه کف پای صاف،گود و نرمال

* و # معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث

در بررسی سطح فعالیت عضله مشاهده شد که فعالیت عضله دوقلو داخلی در سه گروه در طی راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد که با نتایج تحقیق مورلی و همکاران (۱۶) و اسماعیلی و همکاران (۲۳) همخوانی دارد. به نظر می‌رسد نقش پلانتارفلکسورها در طول راه رفتن، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نئی و حفظ انرژی با به حداقل رساندن نوسان مرکز جرم تعریف می‌شود. این نتایج باعث تقویت این دیدگاه می‌شود که فعالیت عضلات دوقلو و نعلی که به تاندون آشیل منتهی می‌گردند تحت تأثیر انواع پاسچر پا قرار نگیرند. با توجه به این شواهد به نظر نمی‌رسد که عضلات دوقلو و نعلی در پرونیشن و سوپینیشن مچ نقش معناداری داشته باشند بنابراین این انحرافات در پاسچر پا منجر به تغییری در فعالیت عضلات دوقلو و نعلی نمی‌گردد. البته نتیجه‌گیری قطعی در این مورد، نیازمند تحقیقات بیشتری است نتایج تحقیق حاضر، زمینه‌ایی مناسب را برای افزایش اطلاعات و مدارک علمی بیشتر در این حوزه فراهم نموده است.

وانگ و همکاران (۲۰۱۱) در بررسی اثر اینورشن و اورشن مفصل زیر قاپی روی فعالیت پویای عضلات ساق پا در طی مرحله سکون راه رفتن ،گزارش دادند که اینورشن بیش از حد در مفصل زیر قاپی(همراه با کف پای گود) باعث کاهش فعالیت عضله دوقلو می‌شود و اورشن بیش از حد مفصل زیر قاپی(همراه با کف پای صاف) باعث افزایش فعالیت عضله دوقلو می‌گردد (۱۵). بینابا‌جی و همکاران (۱۳۹۱) تاثیر صافی کف پا بر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی، هنگام راه رفتن در نوجوانانی با این ناهنجاری با گروه نرمال را مورد بررسی قرار دادند و مشاهده کردند که فعالیت عضله دوقلو داخلی در افراد با پای صاف در مرحله تحمل وزن کمتر از گروه نرمال و در مرحله پایانی سکون بیشتر از گروه نرمال است (۲۴). بنابراین نتایج تحقیقات وانگ و همکاران و بینابا‌جی و همکاران با نتایج تحقیق حاضر همخوانی ندارند که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیقات آنها با نتایج تحقیق حاضر را می‌توان ناشی از تفاوت در جنسیت (آزمودنی‌های زن)، سن (نوجوانان)، تعداد آزمودنی‌ها (استفاده از ۸ آزمودنی سالم) و همچنین تفاوت روش‌های اندازه‌گیری در تحقیقات (استفاده از روش شاخص قوس طولی میانی پا) دانست.

در بررسی سطح فعالیت عضله مشاهده شد که فعالیت عضله نعلی در سه گروه در طی راه رفتن تفاوت معناداری وجود ندارد، که این نتایج در تحقیقات مورلی و همکاران (۲۰۰۹)

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

و بیناباجی و همکاران (۱۳۹۱) نیز گزارش شده است (۲۴و ۱۶) که علت این همخوانی در بالا برای پلانتار فلکسور ذکر شد.

فعالیت عضله نازک‌نئی بلند در بین افرادی با ناهنجاری کف پای صاف و گود در طی راه رفتن تفاوت وجود دارد. عضله نازک‌نئی بلند در افرادی با کف پای گود فعالیت الکترومایوگرافی بیشتری را نسبت به گروه کف پای صاف و نرمال نشان می‌دهد که از لحاظ آماری این تفاوت بین گروه کف پای گود با صاف و کف پای گود با نرمال معنادار بود. این تفاوت در مرحله حمایت دو پا اولیه و ثانویه است که نتایج حاصل با نتایج تحقیق هانت و همکاران (۲۰۰۴)، مورلی و همکاران (۲۰۰۹) و اسماعیلی و همکاران (۱۳۹۲) همخوانی دارد. در توضیح این موضوع، می‌توان گفت که فعالیت بیشتر عضله نازک‌نئی بلند بعنوان یک عضله پرونیتور مفصل تحت قاپی در گروه پای گود که همراه با سوپینیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی است نسبت با پای صاف و نرمال، احتمالاً در واکنش به سوپینیشن بیش از حد در مفصل تحت قاپی صورت می‌گیرد و تلاش می‌کند این عدم تعادل بیومکانیکی را جبران کند، همچنین فعالیت کمتر در گروه پای صاف که همراه با پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی است به صورت فعالیت جبرانی در جهت جلوگیری از بار زیادی بر قوس داخلی کف پا است. همچنین این یافته‌ها ممکن است باعث این نتیجه‌گیری شود که افرادی که کف پای صاف دارند پایداری کمتری در جانب خارجی مچ پا به خاطر فعالیت کمتر عضله نازک‌نئی بلند دارند در نتیجه این افراد را مستعد آسیب‌دیدگی در ناحیه خارجی مچ پا می‌کند (۱۰) ولی با نتایج بک‌مان (۱۹۹۷) (۲۵) و بیناباجی و همکاران (۱۳۹۱) همخوان نیست که علت این ناهمخوانی را می‌توان به این نسبت داد که بک‌مان فعالیت عضلات ساق را حین دویدن بررسی کرده است و آزمودنی‌ها در تحقیق بیناباجی و همکاران، کودکان بود که الگوهای کینماتیکی و کینتیکی کودکان با بزرگسالان همسان نیستند و همچنین از روش شاخص قوس طولی میانی پا برای تعیین نوع پا استفاده کرده بودند که ممکن است دلیلی بر ناهمخوانی با نتایج تحقیق حاضر باشد.

فعالیت عضله ساقی قدامی در بین افرادی با ناهنجاری‌های پای صاف و پای گود در طی راه رفتن تفاوت وجود دارد که این تفاوت در کل مرحله سکون بین گروه کف پای صاف با گود است که نتایج حاصل با نتایج تحقیق گری و همکاران (۱۹۶۸)، هانت و همکاران (۲۰۰۴)، مورلی و همکاران (۲۰۰۹)، وانگ و همکاران (۲۰۱۱)واسماعیلی و همکاران (۱۳۹۲) همخوانی دارد. بر اساس این یافته‌ها عضله ساقی قدامی در گروه کف پای صاف فعالیت بیشتری نسبت به دو گروه دیگر نشان می‌دهد که این تفاوت تنها بین گروه کف پای صاف با گود از لحاظ آماری معنادار بود. در مرحله تماس پاشنه به زمین و جذب ضربه عضله ساقی قدامی برای کنترل پلانتارفلکشن پا و کاهش سرعت برخورد قسمت جلوی پا با زمین، فعال است این فعالیت عضله ممکن است به دلیل پلانتارفلکشن غیرفعال انجام گیرد که با انقباض برون‌گرای (Eccentric Contraction) دورسی فلکسورها کنترل می‌شود. در انتهای مرحله‌ی استقرار عضله ساقی قدامی به همراه ساقی خلفی، پا را در وضعیت سوپینیشن نگه می‌دارند، بنابراین در ناهنجاری پای صاف مفصل تحت قاپی در وضعیت پرونیشن قرار دارد ممکن است سبب تلاش بیشتر عضله ساقی قدامی در واکنش به افزایش پرونیشن مفصل تحت قاپی و تلاش برای کاهش گشتاور پرونیشن در این مفصل گردد. همچنین فعالیت کمتر در گروه پای گود که همراه با سوپینیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی است به صورت فعالیت جبرانی در جهت جلوگیری از افزایش قوس داخلی کف پا و بار زیادی در جانب خارجی پا است. ولی نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات بک مان (۱۹۹۷) و بیناباجی و همکاران (۱۳۹۱) همخوان نیست که علت این ناهمخوانی را نیز می‌توان به این نسبت داد که بک‌مان فعالیت عضلات ساق را حین دویدن بررسی کرده است و آزمودنی‌ها در تحقیق بیناباجی و همکاران، کودکان بود که الگوهای کینماتیکی

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

و کینتیکی کودکان با بزرگسالان همسان نیستند و همچنین از روش شاخص قوس طولی میانی پا برای تعیین نوع پا استفاده کرده بودند که ممکن است دلیلی برای ناهمخوانی با نتایج تحقیق حاضر باشد.

این تحقیق همچنین نشان داد که افراد گروه کف پای صاف نسبت به دو گروه دیگر به مقدار خیلی کمی سریع‌تر و افراد کف پای گود به مقدار خیلی کمی کندتر راه می‌روند که احتمالاًبه خاطر این است که افراد گروه کف پای صاف عضلات قوی‌تری و سطح حمایت بزرگ‌تری در ناحیه پا دارند، سریع‌تر راه می‌رفتند و همچنین افراد کف پای گود ممکن است به خاطر ضعف در کنترل پاسچر و تعادل و ترس از افتادن با سرعت کمتری راه بروند. این تفاوت غیرمنتظره ممکن است روی نتایج تأثیر بگذارد. لازم به ذکر است که به هر سه گروه پاسچر پا گفته شد که با سرعت دلخواه و سرعتی که راحت هستند راه بروند تا در شرایط مساوی اطلاعات جمع‌آوری شود. این تفاوت در سرعت راه رفتن مستلزم برخی ملاحظات است که تحقیقات قبلی نشان می‌دهند سرعت راه رفتن روی آمپلی‌تود سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات تأثیر می‌گذارند که رابطه‌ای خطی بین آمپلی‌تود سیگنال‌ها و سرعت راه رفتن وجود دارد (۲۶) که ممکن است دلیل بیولوژیکی یا جبرانی برای این نوع ناهنجاری‌ها داشته باشد به عنوان مثال افزایش پایداری پا یا اندام تحتانی در طی راه رفتن داشته باشد در این حالت ممکن است متغیر مستقل (پاسچر پا) تأثیرش با سرعت راه رفتن بر روی متغیر وابسته همپوشانی داشته باشد. به هر حال ما اعتقاد داریم که این تفاوت مشاهده شده در فعالیت عضلانی بین سه گروه بعید است ناشی از سرعت راه رفتن باشد. گروه کف پای صاف در مرحله حمایت تک پا فعالیت عضلانی کمتری نسبت به گروه نرمال داشتند هر چند از لحاظ آماری معنادار نبود.

عواملی مانند کنترل وضعیت روحی، تغذیه، تفاوت‌های فردی و سطح انگیزش آزمودنی‌ها خارج از محدوده کنترل محققان بودند.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، فعالیت عضلات و ویژگی‌های توزیع فشار کف پایی را در طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تاثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد. نتایج این تحقیق بر لزوم بررسی دقیق و جامع وضعیت غیر طبیعی پا بر عملکرد اندام تحتانی هنگام راه رفتن برای طراحی برنامه درمانی مناسب تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد می‌باشد. بدین وسیله ازهمکاری تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت کننده در این تحقیق قدردانی می‌شود.

References

1. Rose J, James G, Gamble MD. Homan walking.3th ed. Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia. 2006.p.1-234.
2. Winter DA, Yach HJ. EMG profiles during normal walking: stide-to-stride and inter-subject variability. Electromyography and Clinical Neurophysiology 1987;67:402-11.
3. Lusaradi MM, Nilsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2nd ed. UK: Butterworth Heneman.2007.p.182-3.
4. Pauk J, Daunoraviciene K, Ihnatouski M, Griskevicius J, Raso JV. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities.Actaof Bioengineering and Biomechanics 2010;12:29-34.
5. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. Journal of Gerontology 2005;60:1546-52.
6. Williams DS III, Mcclay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners.Journal of Clinical Biomechanic 2001;16:341-7.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]

7. Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 1991;14:70-4.
8. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking .Journal of Clinical Biomechanic 2004;19:391-7.
9. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effect of pronated and supinated foot postural stability. Journal of Athletic Training 2005;40:41-6.
10. 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. Journal of Gait and Posture 2009;29:172-187.
11. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S,Benjuya N, SimkinA, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. Journal of Biomechanic 2007;40:845-50.
12. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy2001;31:546-66.
13. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. Journal of Orthopedics Researching 2003;21:1131-7.
14. Gray EG,Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking. Journal of AnatRec 1968;161:1–15.
15. Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. Journal of Gait and Posture 2011;34:29-34.
16. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Journal of Foot and Ankle Research 2009:2-35.
17. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pesplanus feet. Gait and Posture 2002;15:1-9.
18. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise 2000;32:1635-41.
19. Peter K. The ABC of EMG. 1st. Noraxon INC.USA. 2005.p.1-60.
20. Pallvi K, Appor G, Zutchi K. Balance deficits and recovery time line after different fatigue protocols . Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy 2009;2:42-54.
21. Sadeghi H. Dynamic stability and propulsion during gait of the healthy elderly and young subjects using three dimensional kinetic data. World Journal of Sport Sciences 2011;5:205-15.
22. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. 5th ed. Hardcover Saunders.2008.p:1-159.
23. 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;9:295-307.
24. Beinabaji H, Anbarian M, Sokhangouei Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. J Res Rehabil Sci 2012;8:1328-41.
25. Backmann CK. The effect of treadmill compliance and foot type on electromyography of lower extremity muscles during running. Western Washington University 1997. p: 1-88.
26. Rosenbaum D, Hautmann S, Gold M, Claes L. Effect of walking speed on plantar pressure patterns and hind foot angular motion. Journal ofGait and Posture 1994;2:191-197.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-23]

[DOI: 10.22102/20.1.9]