مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۶، تیر ۱۳۹۶، ۳۶۴-۳۵۳

مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در مردان جوان دارای پرونیشن پا و نرمال

زاهد منتشلو[۱]، حیدر صادقی[۲]، مهدی خالقی تازجی[۳]

دریافت مقاله:۹۶/۲/۳ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۶/۲/۱۸ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۶/۳/۳۰ پذیرش مقاله: ۹۶/۴/۳

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به بر هم خوردن راستای طبیعی بدن به دلیل از بین رفتن قوس داخلی پا در افراد با پرونیشن پا که ممکن است مقدار و جهت نیروهای وارده به پا و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا را طی حرکت دویدن دچار تغییر کند، هدف از انجام این پژوهش مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در مردان جوان با کف پای پرونیت‌شده و نرمال بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق توصیفی از بین دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۵، ۱۵ نفر دارای ناهنجاری کف پای پرونیت‌شده و ۱۵ نفر سالم به‌عنوان آزمودنی انتخاب شد. از صفحه نیرو برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون دویدن با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی که با دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان شده بود، انجام گرفت. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار متلب و از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها و از آزمون تی مستقل برای مقایسه دو گروه استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون آماری نشان داد اختلاف معنی‌داری در راستای داخلی-خارجی متغیر اوج نیروی عکس‌العمل زمین بین دو گروه نرمال و پرونیشن پا طی حرکت دویدن وجود دارد (p=۰/۰۱۸). در متغیر فعالیت الکتریکی عضلات طی حرکت دویدن در عضلات ساقی قدامی (p=۰/۰۲) و نازک‌نی طویل (p=۰/۰۱) بین دو گروه کف پای پرونیت‌شده و سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به‌دست‌آمده به نظر می‌رسد پرونیشن پا می‌تواند به‌عنوان عاملی اثرگذار بر بیومکانیک دویدن، موجب تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی و فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو داخلی و طاقی طی حرکت دویدن شود.

واژه‌های کلیدی: پرونیشن پا، نیروهای عکس‌العمل زمین، فعالیت الکتریکی عضلات، دویدن، مردان جوان

۱- (نویسنده مسئول) دانشجوی ارشد، گرایش بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، خوارزمی، تهران، ایران
تلفن: ۰۸۷۳-۵۴۴۳۰۷۸، دورنگار: ۰۲۱-۲۲۲۶۹۵۴۷، پست الکترونیکی: mantashloozahed@yahoo.com
۲- استاد گرایش بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار گرایش بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، خوارزمی، تهران، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

مقدمه

هدف علم بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی از بررسی حرکات مختلف بدن، بهبود عملکرد ورزشی و نیز جلوگیری از بروز آسیب در حین ورزش است. به‌هرحال، وضعیت بدنی نامطلوب الزاماً نشان‌دهنده بیماری نیست، اما می‌تواند علاوه بر تغییر شکل ظاهری بدن و ایجاد آثار روانی خاص، باعث بروز عوارض متعددی در سایر اندام‌های بدن شود [۱]. وظایف متعددی که پاها مانند جذب و توزیع نیروها و فراهم کردن ثبات بدن بر عهده دارند، به قوس‌های کف پا ازجمله قوس طولی داخلی بستگی دارد [۳-۲]. به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا با توجه به نقش پا در آخرین مرحله انتقال وزن و همچنین سطح اتکا نسبتاً کوچک آن بر کنترل پاسچر، جذب و توزیع نیروها تأثیر بگذارد [۴].

پرونیشن پا شامل کاهش قوس طولی داخلی پا است که همراه با آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت می‌کند و برآمده می‌شود که می‌تواند همراه با دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک باشد [۵]. این کاهش ارتفاع قوس طولی به وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف‌پایی، عضلات ساق و کف پا بستگی دارد و نقش مهمی در حفظ تعادل، اجرای توانایی‌ها و مهارت‌های حرکتی ایفا می‌کند [۶]. افراد دارای پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند [۷]. پرونیشن پا می‌تواند موجب بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله نیز منجر به درد تاندون آشیل، درد ساق، کشیدگی همسترینگ و کشیدگی عضلات چهارسر رانی می‌شود [۸]؛ بنابراین کف پای پرونیت‌شده منجر به اختلال در کنترل پاسچر [۹]، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا [۱۰]، بروز آسیب‌های اندام تحتانی [۱۱-۱۰] و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا می‌شود [۱۲] که به‌طور ثانویه احتمالاً باعث تغییر فعالیت عضلات می‌گردد [۱۳]؛ بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابه‌جایی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد.

احتمال ابتلای افراد دارای پرونیشن پا به شکستگی ناشی از فشار بیشتر از افراد نرمال است [۱۴]. در همین راستا، Tsai و همکاران مدعی شدند که افراد دارای کف پای صاف، هنگام انجام فعالیت ورزشی با فشار بیشتر به یک‌طرف بدن، دارای تعادل کمتری هستند [۱۵]. همچنین مطالعاتی که روی دویدن انجام شده است، عنوان شده است که تراکم قسمت میانی کف پا ممکن است تأثیر معنی‌داری روی نیروی عکس‌العمل زمین نداشته باشد [۱۶]. باوجوداین، در مورد مهارت‌های مختلف نیاز به تحقیقات بیشتری است [۱۷]. Khodaveisi و همکاران گزارش کردند که فعالیت عضله درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی در افراد دارای پرونیشن پا بزرگ‌تر از افراد دارای سوپینیشن پا و نرمال در لحظه تماس پاشنه با زمین می‌باشد [۱۸]. در همین راستا، Beinabaji و همکاران مدعی شدند که فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی و خارجی طی مرحله انتقال وزن راه رفتن در افراد با پای نرمال نسبت به گروه با پرونیشن پا به‌طور معنی‌داری بیشتر است [۱۹]. اکثر تحقیقات گذشته حرکت راه رفتن

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

رو مورد بررسی قرار دادند [۱۹-۱۸] که به نتایج ضدونقیضی هم رسیدند [۲۱-۲۰]. با توجه به اینکه تحقیقات اندکی روی افراد دارای پرونیشن پا طی حرکت دویدن صورت گرفته است [۱۶] و حرکت دویدن یکی از پرتکرارترین حرکات ورزشی محسوب می‌شود که با توجه به پرتکرار بودن آن احتمال بروز آسیب را نیز بیشتر می‌کند [۲۶]، بنابراین هدف از انجام این پژوهش مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در مردان جوان با کف پای پرونیت‌شده و نرمال بود.

مواد و روش‌ها

در این تحقیق توصیفی از بین دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۵، تعداد ۳۰ نفر شامل ۱۵ نفر دارای ناهنجاری پرونیشن پا و ۱۵ نفر سالم که ازنظر سن و وزن با گروه دارای پرونیشن پا همسان بودند به‌عنوان گروه کنترل به کار گرفته شدند و به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند.

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها به دو گروه کف پای پرونیت‌شده و سالم استفاده شد. از آزمودنی ها خواسته شد روی یک صندلی قرار بگیرند و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهند. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل تحت قاپی قرار داده شد، به‌طوری‌که محقق انگشت شست خود را زیر قوزک داخلی قرار می داد و فرد به آرامی پا را به داخل و خارج می چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرا گیرد. در این حالت ابتدا زائده ناوی علامت زده شد و سپس فاصله بین برجستگی ناوی و کف با خط کش اندازه گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در وضعیت ایستاده قرار گیرد و به طور مساوی وزن خود را روی دو پا توزیع کند. در این حالت نیز ارتفاع ناوی از کف اندازه‌گیری شد. درصورتی‌که اختلاف اندازه‌های این دو حالت ۹ تا ۵ میلی‌متر بود، کف پای فرد نرمال و اگر مساوی و یا بیشتر از ۱۰ میلی‌متر می‌شد فرد دارای پرونیشن پا بود [۲۳].

بعد از آماده‌سازی دستگاه‌ها و ابزارهای مورداستفاده، هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود که مهم‌ترین آن‌ها تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی- عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی می‌گردید، انتخاب شده بودند، به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. تمام آزمودنی‌ها راست‌پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد و سپس عمل الکترودگذاری با روش سنیام روی نقاط مدنظر برای ثبت دادها انجام شد [۳۴]. بعد از کامل شدن فرایند الکترودگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام بدود و از این طریق محدودیت‌های

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

احتمالی از طریق الکترودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد.

آزمودنی‌ها سه آزمون دویدن را با سرعت دلخواه انجام دادند. کوشش صحیح شامل جایگذاری مناسب گام روی دستگاه با الگوی دویدن صحیح پاشنه-پنجه است که از طریق ارزیابی نمودار نیروهای عکس‌العمل در دستگاه تأیید شدند. از صفحه نیرو سه محوره (مدل ITMI، CM ۷×۶۰×۴۰، ساخت کشور آمریکا) که در Walk way جاسازی شده بود، برای مشخص نمودن لحظه تماس آغازین پا با زمین و اندازه‌گیری متغیرهای کینیتیکی استفاده شد. این صفحه نیرو قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را دارد. اطلاعات حرکت دویدن توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز روی کامپیوتر ذخیره شد. ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی (Maximal Voluntary Contraction) و حرکت دویدن با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی که با دستگاه صفحه نیرو هم هم‌زمان شده بود، صورت گرفت. این دستگاه شامل واحدهای فرستنده و گیرنده است. واحد فرستنده که به‌صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد ۸ کاناله بوده و پهنای باند هر کانال ۱۰۰۰ هرتز است و قابلیت ارسال امواج به‌وسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده که حساسیت آن کمتر از ۱ میکرو ولت است را دارد. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک‌بارمصرف از جنس آلیاژ نقره یا کلرید نقره با قطر ۱ سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند. داده‌های الکترومایوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و با استفاده از نرم‌افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند. برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از روش باترورث میان‌گذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و برای داده‌های کینتیکی از باترورث پایین‌گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز با نرم‌افزار متلب استفاده شد [۳۲-۳۱]. برای نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی از آزمون MVC و برای نرمال‌سازی داده‌های ثبت‌شده توسط دستگاه صفحه نیروسنج از وزن بدن آزمودنی برحسب نیوتن استفاده شد. همچنین نرمال‌سازی زمانی برای مرحله استانس دویدن انجام شد، به‌طوری‌که کل این دوره ۱۰۰ درصد در نظر گرفته شد.

در این تحقیق برای تجزیه داده‌ها از نرم‌افزار متلب استفاده شد. همچنین از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ برای تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. آزمون شاپیروویک جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها و آزمون تی مستقل برای مقایسه دو گروه مورد استفاده قرار گرفت. داده‌ها به‌صورت میانگین±انحراف استاندارد برای هر گروه گزارش گردید. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد و ویژگی عمومی شرکت‌کنندگان شامل سن، قد، وزن و افت ناوی آنها در جدول ۱ ارائه شده است.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

جدول ۱- میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۵ (n=۱۵)

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)	افت ناوی (میلی‌متر)
نرمال	۲۴/۴۰±۱/۶۸	۱۷۹/۳۳±۶/۶۷	۷۸/۱۳±۸/۶۳	۲۴/۳۸±۳/۱۳	۷/۲۰±۰/۹۴
پرونیشن پا	۲۵/۲۰±۱/۹۳	۱۷۷/۷۳±۶/۴۶	۷۶/۵۳±۹/۲۵	۲۴/۲۸±۳/۰۵	۱۱/۷۳±۱/۱۶
P	۰/۲۳۷	۰/۵۱۰	۰/۶۲۸	۰/۹۲۷	۰/۰۰۰*

آزمون تی مستقل، p≤۰/۰۵ اختلاف از نظر آماری معنی‌دار (*)

همان‌طور که ملاحظه می‌شود گروه‌های مختلف آزموده‌شده ازنظر متغیرهای سن، قد و وزن دارای اختلاف معنی‌داری نیستند. همچنین میانگین افت ناوی در گروه نرمال هفت میلی‌متر است که در دامنه طبیعی (۵-۹ میلی‌متر) قرار دارد و میانگین افت ناوی در گروه کف پای پرونیت‌شده نیز ۱۱ میلی‌متر می‌باشد و چون بیشتر از ۱۰ میلی‌متر است، جزء کف پای پرونیت‌شده محسوب می‌شوند [۲۳].

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد که در متغیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (p=۰/۳۵۷)، اوج توقف نیروی قدامی-خلفی (p=۰/۴۹۵) و اوج پیش‌برنده نیروی داخلی-خارجی (p=۰/۶۱۲) بین افراد گروه پرونیشن پا و سالم در حرکت دویدن اختلاف معنی‌داری وجود ندارد، اما در متغیر اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین (p=۰/۰۱۸) بین دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود دارد و مقدار آن در افراد دارای پرونیشن پا بیشتر از افراد سالم است.

همچنین نتایج آماری مربوط به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا بین دو گروه در جدول ۳ نشان می‌دهد که در متغیر فعالیت الکتریکی عضله بین گروه سالم و کف پای صاف منعطف در حرکت دویدن در عضلات دوقلو داخلی (p=۰/۱۱۴) و طاقی (p=۰/۰۸۳) اختلاف معنی‌داری وجود ندارد اما در عضلات ساقی قدامی (p=۰/۰۲۸) و نازک‌نی طویل (p=۰/۰۱۵) تفاوت معنی‌داری وجود دارد، به‌طوری‌که مقدار فعالیت عضله ساقی قدامی در افراد دارای پرونیشن پا بیشتر از افراد سالم است اما مقدار فعالیت عضله نازک‌نی طویل در افراد دارای پرونیشن پا کمتر از افراد سالم است.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

جدول ۲- میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت دویدن در آزمودنی‌های دارای پرونیشن پا و نرمال دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۵ (n=۱۵)

تکلیف	نیرو (نیوتن)	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	T	P
دویدن	عمودی	سالم	۱۸۱/۶۳±۱۳/۰۱	۰/۹۳۲	۰/۳۵۷
		پرونیشن پا	۱۷۶/۷۳±۱۵/۵۷		
	اوج توقف قدامی-خلفی	پرونیشن پا	۲۴/۲۳±۳/۹۸	۰/۶۲۷	./۴۹۵
		پرونیشن پا	۲۵/۱۰±۵/۵۸		
	اوج پیش برنده قدامی-خلفی	سالم	۳۰/۱۵±۲/۵۴	۰/۵۰۳	۰/۶۱۲
		پرونیشن پا	۲۹/۶۰±۳/۴۳		
		سالم	۱۲/۰۴±۱/۰۷	۲/۵۲۹	۰/۰۱۸*
		پرونیشن پا	۱۳/۳۶±۱/۷۲		

آزمون تی مستقل، p≤۰/۰۵ اختلاف از نظر آماری معنی‌دار(*)

جدول ۳- میانگین، انحراف استاندارد و نتایج آماری مربوط به فعالیت الکتریکی عضلات در حرکت دویدن در مردان جوان با پرونیشن پا و نرمال دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی در سال ۱۳۹۵ (n=۱۵)

تکلیف	متغیر	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	T	P
دویدن	دوقلو داخلی	سالم	۵۲/۴۶±۶/۸۶	۱/۶۴۷	۰/۱۱۴
		پرونیشن پا	۵۶/۱۳±۵/۲۷		
	طاقی	سالم	۴۵/۲۰±۵/۸۷	۱/۸۰۴	۰/۰۸۳
		پرونیشن پا	۴۹/۲۰±۶/۲۴		
	ساقی قدامی	سالم	۱۶/۲۶±۳/۷۱	۲/۳۵۱	۰/۰۲۸*
		پرونیشن پا	۱۹/۶۶±۴/۱۸		
	نازک‌نی طویل	سالم	۲۶/۲۶±۴/۵۷	۲/۵۳۸	۰/۰۱۵*
		پرونیشن پا	۲۱/۹۳±۴/۸۰		

آزمون تی مستقل، p≤۰/۰۵ اختلاف از نظر آماری معنی‌دار (*)

بحث

هدف این پژوهش مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در مردان جوان با کف پای پرونیت‌شده و نرمال بود. نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی عمودی و اوج نیروی قدامی-خلفی در فازهای توقف و پیش‌رونده عکس‌العمل زمین طی حرکت دویدن بین گروه پرونیشن پا و سالم وجود ندارد. Nachbauer و همکارانش در تحقیقی که تحت عنوان تأثیر میزان قوس کف پا بر نیروی عکس‌العمل زمین در حرکت دویدن انجام داده بودند، بیان کرده‌اند اختلاف معنی‌داری بین افراد گروه سالم و پرونیشن پا در متغیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل و اوج

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در فازهای توقف و پیش‌برنده زمین وجود ندارد [۲۹]. Arastoo و همکاران گزارش دادند که اختلاف معنی‌داری در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین دختران دارای پرونیشن پا و سالم در حرکت راه رفتن وجود ندارد [۳۰]. Pauk که به آنالیز و ارزیابی وضعیت پای کودکان با کف پای صاف پرداخت، اشاره کرده است اختلاف معنی‌داری در راستای قدامی-خلفی در هیچ‌کدام از فازهای توقف و پیش‌برنده بین گروه کف پای صاف و سالم وجود ندارد [۲۴]. از نتایج ناهمخوان نیز می‌توان به تحقیق Payande و همکاران اشاره کرد که گزارش کرده‌اند که اختلاف معنی‌داری در مؤلفه قدامی-خلفی بین گروه کف پای صاف و سالم در لحظه برخورد پاشنه وجود دارد [۲۵]؛ از دلایل احتمالی این ناهمخوانی می‌توان به تعداد فازهای تقسیم‌شده و نوع حرکت انجام‌شده اشاره کرد. همچنین Bertani و همکاران به ارزیابی عملکرد کف پای صاف با استفاده از ثبت نیروی عکس‌العمل زمین پرداختند و به این نتیجه رسیدند که الگوی حرکت افراد با کف پای طبیعی و کف پای صاف را به‌سختی می‌توان از هم متمایز کرد [۲۲]. می‌توان نتیجه گرفت که اگر افراد مبتلا به پرونیشن پا برای مدت‌زمان کوتاهی راه بروند یا فاصله کوتاهی را طی نمایند، نیروهای وارده به پای آنها با افراد کف پای طبیعی تفاوتی ندارد [۲۲]. البته نتایج تحقیق نشان داد نیروهای وارده به کف پای افراد مبتلا به پرونیشن پا با افراد دارای کف پای طبیعی تفاوت جزئی دارد؛ به‌عبارت‌دیگر این تفاوت جزئی ناشی از اختصاصی بودن الگوی دویدن برای هریک از آزمودنی‌ها می‌باشد. بنابراین به نظر می‌رسد در مسافت کوتاه الگوی اعمال نیروی عکس‌العمل زمین در نمای عمودی و قدامی-خلفی به کف پا در افراد دارای پرونیشن پا به دلیل عدم خستگی عضلات به صورت طبیعی است [۳۰].

نتایج در راستای نیروی داخلی-خارجی نیز نشان داد که اختلاف معنی‌داری در ماکزیمم نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین طی حرکت دویدن وجود دارد. نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق Nachbauer و همکاران همخوان است که گزارش کرده‌اند اختلاف معنی‌داری در نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین بین افراد دارای پرونیشن پا و سالم در حرکت دویدن وجود دارد [۲۹]. مهم‌ترین دلیلی را که می‌توان برای توضیح این تفاوت بین افراد دارای کف پای صاف و کف پای نرمال عنوان کرد، این است که افراد دارای کف پای صاف به دلیل افت قوس نسبت به افراد دارای کف پای نرمال در مچ پا دچار پرونیشن یا چرخش خارجی مچ پا می‌شوند [۲۷]. این چرخش خارجی باعث می‌شود افراد دارای پرونیشن پا برخلاف افراد دارای کف پای نرمال در زمان ضربه پاشنه به سمت خارج نیرو وارد کنند. در حالت طبیعی و در زمان برخورد پاشنه با زمین، پا در وضعیت چرخش به داخل است و تماس اولیه سطح خلفی کالکانئوس با زمین صورت می‌گیرد. ازآنجایی که کالکانئوس در حالت اینورشن است، پا به‌صورت اهرم محکمی در می‌آید تا زمان جذب نیروی زمین را شروع کند. پس از برخورد پاشنه با زمین در مرحله بعد یعنی زمانی که پا می‌خواهد وزن را تحمل کند،

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

کالکانئوس به‌سرعت به اینورشن می‌رود و به‌صورت یک آداپتور متحرک در می‌آید و کمک بیشتری به جذب نیروهای زمین می کند. اینورشن کالکانئوس قفل مفاصل ترنسورس تارسال را باز می‌کند و درنتیجه چرخش به خارج اتفاق می‌افتد و جلو پا با تماس متناسب می‌شود و جذب نیرو در این مرحله نیز به‌خوبی صورت می‌گیرد [۳۳].

در رابطه با فعالیت عضلات، نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری در عضلات دوقلو داخلی و طاقی در حرکت دویدن بین گروه سالم و پرونیشن پا وجود ندارد، اما در عضلات ساقی قدامی و نازک‌نی طویل بین گروه سالم و پرونیشن پا اختلاف معنی‌داری وجود دارد. Hunt و همکاران در تحقیقی با عنوان مکانیک و کنترل در افراد کف پای صاف و نرمال به این نتیجه رسیدند که فعالیت عضلات دوقلو داخلی، دوقلو خارجی، طاقی، ساقی قدامی و نازک‌نی طویل بین گروه‌های با کف پای صاف و نرمال دارای تفاوت معنی‌داری است [۲۷]. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Wang و همکاران [۳۰] و Beinabaji و همکاران [۱۹] ناهمخوان بود که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیقات آنها با نتایج تحقیقات حاضر را می‌توان ناشی از تفاوت در جنسیت (آزمودنی‌های زن)، سن آزمودنی‌ها (نوجوانان) و تعداد آزمودنی‌ها (استفاده از ۸ آزمودنی) دانست. همچنین Khodaveisi و همکاران (۲۰۱۵) گزارش کردند که فعالیت عضلات ساقی قدامی و دوقلو داخلی در افراد دارای پرونیشن پا به‌طور معناداری بیشتر از افراد دارای سوپینیشن و نرمال است و فعالیت عضله نازک‌نی طویل در افراد دارای پرونیشن پا کمتر از دو گروه دیگر است [۱۸]. شواهد حاکی از این است که در زمان وقوع ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های فعالیت سمت تحدب کشیده می‌شوند [۲۸، ۲۰]، در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد طبیعی تغییر می کند که این امر با نتایج حاصله در این تحقیق نیز مطابقت داشت، به‌طوری که در افراد دارای صافی کف پا عضلات سمت داخل فعالیت بیشتر و عضلات سمت خارج فعالیت کمتری نسبت به افراد دارای کف پای طبیعی داشتند. در بررسی فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نعلی در دو گروه تفاوت معناداری مشاهده نشد. به نظر می رسد نقش پلانتارفلکسورها، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت نی و حفظ انرژی با به حداقل رساندن نوسان مرکز جرم تعریف می شود. این نتایج باعث رشد این دیدگاه می شود که فعالیت عضلات دوقلو و نعلی که به تاندون آشیل منتهی می گردند تحت تأثیر نوع پاسچر پا قرار نمی‌گیرند [۲۰]. نتیجه‌گیری قطعی در این مورد نیازمند تحقیقات بیشتری است. نتایج تحقیق حاضر، زمینه‌ای مناسب را برای افزایش اطلاعات و مدارک علمی بیشتر در این حوزه فراهم نموده است.

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

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر، به نظر می‌رسد پای پرونیت‌شده عاملی اثرگذار بر بیومکانیک دویدن است، به‌طوری‌که باعث تغییر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی و همچنین تغییر فعالیت عضلات نازک‌نی طویل و درشت‌نی قدامی می‌شود. با توجه به تغییر نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات نازک‌نی طویل و درشت‌نی قدامی در افراد دارای پرونیشن پا به نظر می‌رسد ترکیب حرکت دویدن با ناهنجاری اندام تحتانی خصوصاً در مچ پا می‌تواند فرد را مستعد آسیب نماید. نتایج این تحقیق بر لزوم بررسی دقیق و جامع وضعیت غیرطبیعی پا بر عملکرد اندام تحتانی طی حرکت برش جانبی برای طراحی برنامه تمرینی مناسب تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

به این وسیله از تمام مسئولان آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی که آزمایشگاه را در اختیار ما قرار دادند و کاستی‌ها را در امر تست‌گیری برطرف کردند و نیز از تمام آزمودنی‌های شرکت‌کننده که کمال همکاری را برای انجام این تحقیق داشته‌اند، تقدیر و تشکر می‌کنیم. این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دوره کارشناسی ارشد در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد.

References

[1] Bahr, R, & Krosshaug, T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British J Sports Med* 2005; 39(6): 324-9.

[2] Franco AH. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. Phys Ther 1987; 67: 688–94.

[3] Razeghi M, Batt M. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait & Posture 2002; 15(3): 282-91.

[4] Shojaedin SS, Khaleghi Tazji M, Sadeghi H, Abasi A. Dynamic stability of the abnormality in the foot rotated in and out in motion of the jump – landing. *J Motor Sciences and Sport* 2008; 6(11): 28-13. [Farsi]

[5] Schoenecker P, Rich M. The lower extremity, (Ed. 6), Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins 2005; 39(1): 43-6.

[6] Videmšek M, Klopčič P, Štihec J, Karpljuk D. The analysis of the arch of the foot in three-year-old children–a case of Ljubljana. Kinesiology 2006; 38(1): 78-85.

[7] Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin* 2003; 8(3): 419-30.

[8] Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *Foot Ankle Surg* 2005; 44(2): 78-36.

[9] Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2005; 60(12): 1546-52.

[10] Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clinical Biomechanics 2001; 16(4): 341-7.

[11] Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Sports Physical Therapy* 1991; 14(2): 361-70.

[12] Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomechanics* 2004; 19(4): 391-7.

[13] Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Athletic Training* 2005; 40(1): 41-6.

[14] Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomechanics* 2001; 16(4): 341-7.

[15] Tsai LC YB, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2006; 36(12): 942-35.

[16] McNair PJ, Marshall RN. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *British J Sports Med* 1994; 28(4): 256-60.

[17] Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & Posture* 2009; 29(4): 582-6.

[18] Khodaveisi H, Sadeghi H, Memar R, Anbarian M. Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts Medicina De l'Esport* 2016; 19(4): 391-7.

[19] 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. [Farsi]

[20] Mosavi S.K, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. The comparsion of leg muscles electromyography during gait in pescavus and planus men aged 20-28 years. *Kurd Univ Med Sci* 2015; 20(1): 71-8. [Farsi]

[21] 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. *Gait & Posture* 2011; 34: 29-6.

[22] Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catni F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomechanics* 1999, 14(7): 484-93.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

[23] Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. *Foot Ankle International* 1987; 7(5): 285-9.

[24] Pauk J. Analysis and assessment of foot posture in children with flat feet. *PAMM* 2009; 9(1): 27-30.

[25] Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M, Safari bak M. evaluation of the horizontal components ground reaction force during gait of children with flat foot. *J Paramed Sci Rehabi* 2015; 15: 23-8. [Farsi]

[26] Letafatkar A, Abdolvahabi Z. Corrective Exercise. Awaye Zohour. Tehran, Iran 2012; 1-209. [Farsi]

[27] Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomechanics* 2004; 31; 19(4): 391-7.

[28] Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & Posture* 2009; 29(2): 172-87.

[29] Nachbauer WE, Nigg BM. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exercise* 1992; 24(11): 1264-9.

[30] Arastoo M, Zahednezhad SH, Arastoo A, Negahban H, Goharpay SH. Measurement of ground reaction forces during walking toward the front and rear of the students with flexible flat foot. *Modern Rehabil School of Med Sci Tehran* 2012; 5(1): 1-7. [Farsi]

[31] Carlo J, De Luca L,Gilmore D,Kuznetsov M, Roy S. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J of Biomechanics* 2010; 43, 1573-9.

[32] Werner N, Benno M. Effect of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exercise* 1992; 95: 131-36.

[33] Sokhanguee Y, Sokhanguee M. Flat foot.Harkat Now. Tehran, iran 2006; 1-45. [Farsi]

[34] Peter K. The ABC of EMG. 1st. Noraxon INC.USA. 2005.1-60.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]

Comparison of Ground Reaction Forces and Muscles Electrical Activity of the Ankle during Running in Young Men with Pronation and Normal Foot

Z. Mantashloo[۱], **H. Sadeghi**[۲], **M. Khaleghi tazji**[۳]

Received: 23/4/2017 Sent for Revision: 8/5/2017 Received Revised Manuscript: 20/06/2017 Accepted: 24/06/2017

Background and Objective: Due to the disruption of the body's natural posture because of the loss of interior arch of the foot in people with foot pronation, which may change amount and direction of forces and muscles electrical activity exerted on the foot during running movement, the purpose of this study was to compare ground reaction forces and muscles electrical activity of the ankle during running movement in young men with normal and pronation feet.

Materials and Methods: In this descriptive study, from male students of Physical Education and Sport Science in Khwarizmi University (2016), 15 people with pronated foot deformity and 15 healthy people were selected as subject. Force plate was used to measure ground reaction force. Surface electromyography signals were recorded during the running test by using an Electromyography that was simultaneous with force plate. To analyze data, MATLAB was used, and to describe data, mean and standard deviation were measured. Independent t-test was used to compare the two groups.

Results: The findings indicated there was a statistically significant difference in the medial-lateral direction between normal and pronated foot groups during the running movement in the variable of peak ground reaction force (p=.018). In the variable of muscles electrical activity during running, a significant difference was observed in the tibialis anterior (p=.02) and peroneus longus (p=.01) muscles between the two groups.

Conclusion: According to the results, it seems that foot pronation can be regarded as a factor affecting the biomechanics of side cut with a change in the medial-lateral ground reaction forces and muscles electrical activity during running movement.

Key words: Pronation of the foot, Ground reaction forces, Electrical activity of muscles, Running, Young men

Funding: There was no fund for this study.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Kharazmi University approved the study.

How to cite this article: Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghi tazji M. Comparison of Ground Reaction Forces and Muscles Electrical Activity of the Ankle during Running in Young Men with Pronation and Normal Foot. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2017; 16(4): 353-64. [Farsi]

1- Graduate Student, Fields Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi, Tehran, Iran (Corresponding Author) Tel: (0873) 5443078, Fax: (021) 22269547, E-mail: mantashloozahed@yahoo.com
2- Prof., Fields Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi, Tehran, Iran
3- Assistant Prof., Fields Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi, Tehran, Iran

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-07-17]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4]