



## Effect of Fatigue on Spatiotemporal and Moment Variables during Walking in Flatfoot

Keyvan Sharifmoradi<sup>\*1</sup>, Nader Farahpour<sup>2</sup>, Saleh Azizi<sup>3</sup>

1. Department of Sport Sciences, School of Humanities Sciences, University of Kashan, Kashan, Iran

 <https://orcid.org/0000-0001-6123-0035>

2 Department of Kinesiology, School of Sport Science, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

 <https://orcid.org/0000-0002-5883-7845>

3. Department of Kinesiology, School of Sport Science, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

Received: 2017.September.12

Revised: 2017.December.11

Accepted: 2018.January.13

### Abstract

**Background and Aims:** Flat foot is associated with changes in the bone alignment and muscle activity. Yet, there is scarcity of information about kinetic and kinematic aspects of gait after exhaustion in flat foot people. The objectives of the present study were to evaluate the effects of exhaustion on temporal variables and kinetics of ankle foot during gait in flat foot people and control group.

**Materials and Methods:** A total of 10 flatfoot students at Bu Ali Sina University (Mean age, height, and weight, respectively: 24.4±2.16, 177.2±4.31, and 81.9±17.4) and 10 normal students with matched age, height, and weight participated in the study. A Vicon motion analysis system (100 Hz) with four cameras and as well as two Kistler force plates (1000 Hz) were used to measure the temporal variables and kinetics during the gait. For statistical analysis, independent student-t test, and repeated measure were used. The type one error was set at  $\alpha < 0.05$ .

**Results:** The inventory ankle moment of flat foot group was 0.16 N.m/BW and greater compared with that in control group. After fatigue protocol, walking speed ( $p=0.04$ ), stride length (0.62 N.m/BW), and ankle plantar flexor moment of flat foot group ( $p=0.00$ ) increased as compared with those of control group.

**Conclusion:** Plantar Flexor moment was lower in flat foot, compared with normal group. Maybe, weakness and malfunction of the plantar flexor muscles led to lower ankle plantar flexor. Higher inventor moment of the ankle joint may increase the pressure on the medial side of the foot during endurance activity. Fatigue change ankle Plantar Flexor moment and spatiotemporal gait variables, thus strengthening these muscles is recommended.

**Keywords:** Flat foot; Kinetic; Kinematic; Fatigue; Gait

**Cite this article as:** Keyvan Sharifmoradi, Nader Farahpour, Saleh Azizi. Effect of Fatigue on Spatiotemporal and Moment Variables during Walking in Flatfeet. J Rehab Med. 2018; 7(3): 189-198.

\* **Corresponding Author:** Keyvan Sharifmoradi, Department of Sport Sciences, School of Humanities Sciences, University of Kashan, Kashan, Iran  
Email: ksharifmoradi@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111004.1690

## اثر خستگی بر متغیرهای زمانی - مکانی و گشتاور عضلانی میچ پای افراد دارای صافی کف پا هنگام راه رفتن

کیوان شریف مرادی<sup>۱\*</sup>، نادر فرههپور<sup>۲</sup>، صالح عزیزی<sup>۳</sup>

۱. استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران
۲. استاد، گروه حرکت شناسی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳. کارشناس ارشد تربیت بدنی، گروه حرکت شناسی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۶/۲۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۲۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۱۰/۲۳ \*

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

کف پای صاف با تغییر راستای استخوانی و فعالیت عضلات همراه است و با خستگی زودرس این افراد حین ایستادن، راه رفتن و دویدن همراه است. هدف تحقیق حاضر بررسی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی-مکانی راه رفتن و گشتاور عضلانی میچ پای افراد دارای صافی کف پا هنگام راه رفتن و مقایسه آن با افراد سالم بود.

#### مواد و روشها

تعداد ۱۰ نفر از دانشجویان دارای کف پای صاف دانشگاه بوعلی سینا همدان با میانگین سن (۲۴/۴±۲/۱ سال)، قد (۱۷۷/۲±۴/۳ سانتی متر) و وزن (۸۱/۹±۱۷/۴ کیلوگرم) و ۱۰ دانشجوی سالم با دامنه سنی مشابه مورد مطالعه قرار گرفتند. با استفاده از یک سیستم تحلیل حرکتی Vicon (100Hz) با چهار دوربین سری T و دو دستگاه صفحه نیروی Kistler (1000Hz) متغیرهای فضایی-زمانی و گشتاور میچ پا در مرحله استقرار راه رفتن اندازه گیری شدند. بعد از حذف نویز و پردازش داده ها برای تحلیل آماری از آزمون تی تست مستقل و تحلیل آماری ویژه داده های تکراری در محیط نرم افزار SPSS19 و  $\alpha < 0.05$  استفاده شد.

#### یافتهها

در گروه دارای کف پای صاف در مقایسه با گروه کنترل، مقدار گشتاور اینونتوری میچ پا (۰/۱۶ N.m/BW) بیشتر و گشتاور پلاننار فلکسوری میچ پا (۰/۰۶ N.m/BW) کمتر بود ( $P < 0.05$ ). بعد از خستگی متغیرهای سرعت راه رفتن ( $P = 0.04$ ) و طول گام ( $P = 0.01$ ) و گشتاور پلاننارفلکسوری میچ پای ( $P = 0.00$ ) راه رفتن گروه کف پای صاف افزایش یافت.

#### نتیجه گیری

گشتاور پلاننار فلکسوری افراد کف پای صاف کمتر از گروه سالم بود. شاید ضعف و عملکرد بد عضلات پلاننار فلکسور به دلیل تغییر راستای استخوان های کف پا از دلایل کاهش گشتاور پلاننارفلکسوری باشد. افزایش گشتاور اینورتوری در افراد کف پای صاف، نشان از افزایش فشار بر ساختارهای داخلی میچ پا می باشد شاید فعالیت های استقامتی طولانی مدت ساختارهای داخلی پای این افراد را بیشتر در معرض خطر اضافه بار و آسیب قرار دهد؛ لذا پیشنهاد می شود فعالیت های استقامتی با احتیاط بیشتری در مورد این افراد صورت گیرد. خستگی متغیرهای زمانی-مکانی و گشتاور میچ پای افراد کف پای صاف را تغییر داد، تغییر در گشتاور پلاننار فلکسوری بعد از خستگی، تقویت قدرت این عضلات را برجسته می سازد.

#### واژه های کلیدی

کف پای صاف؛ کینماتیک؛ کینتیک؛ خستگی؛ راه رفتن

نویسنده مسئول: کیوان شریف مرادی، استادیار، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

آدرس الکترونیکی: ksharifmoradi@gmail.com

## مقدمه و اهداف

صافی کف پا با کاهش قوس طولی داخلی که تمام قسمت داخلی پا را در بر می‌گیرد همراه است. این عارضه در بین کودکان و بزرگسالان و جنس مذکر شایع است.<sup>[۱]</sup> در افراد دارای کف پای صاف، هنگام تحمل وزن، پاشنه به سمت والگوس، قوس طولی کف پا، صاف و جلوی پا به سمت ابداکشن می‌رود.<sup>[۲]</sup>

قوس طولی کف پا با کشیده شدن هنگام تحمل وزن، نیرو را در خود ذخیره کرده و با آزادسازی این نیرو در فاز پوش آف به حرکت رو به جلو بدن کمک می‌کنند. با کاهش قوس طولی کف پا و صاف شدن کف پا، ساختار استخوانی کف پا به هم خورده استخوان ناوی به زمین نزدیک می‌شود؛ بنابراین راستای استخوانی میچ پا که در فاز پیشروی مورد نیاز است آرایش جدیدی می‌گیرد که منجر به کاهش بهره مکانیکی می‌گردد و فعالیت عضلات کف پا دستخوش تغییر می‌شود.<sup>[۳]</sup> این تغییرات منجر به کاهش جذب و انتقال نیرو در قوس طولی کف پا می‌گردد. این وضعیت عملکرد عضلات اینورتور، اورتور و عضلات کف پای را تحت تاثیر قرار می‌دهد؛ به طوری که فعالیت عضلات اینورتور افزایش و فعالیت عضلات اورتور کاهش می‌یابد.<sup>[۴]</sup> در افراد دارای کف پای صاف افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی و کاهش فعالیت عضلات دوقلو، نعلی و نازک‌نی طولی حین راه رفتن گزارش شده است.<sup>[۳]</sup>

با تغییر فعالیت عضلات و صاف شدن کف پا، به مرور زمان بار اضافی مکانیکی به صورت فشار و استرس به بخش‌ها و مفاصل بالاتر اندام تحتانی مثل زانو، ران انتقال می‌یابد<sup>[۶]</sup> که با احساس رنجش در حین راه رفتن و خستگی یا واماندگی همراه است.

طی راه رفتن، در افراد دارای صافی کف پا نسبت به افراد سالم، از مرحله تماس پاشنه تا صاف شدن پا، عضله درشت‌نی قدامی فعالیت بیشتر و عضله نازک‌نی طولی فعالیت کمتری را نشان می‌دهد. در فاز پیشروی، عضله نازک‌نی طولی در افراد دارای کف پای صاف فعالیت کمتر و عضله درشت‌نی خلفی فعالیت بیشتری را نسبت به گروه دارای پای طبیعی نشان می‌دهند.<sup>[۳]</sup>

تغییر راستای استخوانی کف پا به همراه تغییر فعالیت الکتریکی عضلات کف پا در افراد مبتلا به صافی کف پا، هنگام راه رفتن منجر به تغییر الگوی جذب و تولید نیرو حین راه رفتن می‌شود که این تغییرات با خستگی زودرس همراه است. خستگی موجب کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و انتاگونیست و کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی می‌شود. عملکرد حس عمقی ضعیف و تعادل استاتیک و دینامیک نیز کاهش می‌یابد.<sup>[۷]</sup> خستگی عضلات اطراف مفصل (خستگی موضعی) می‌تواند باعث تغییر الگوی حرکت، تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل، تغییر در حس وضعیت آن مفصل و در نتیجه افزایش ریسک آسیب‌دیدگی شود.<sup>[۷]</sup>

مطالعات زیادی وضعیت تعادل دینامیک و استاتیک را بعد از اعمال خستگی موضعی عضلات اندام تحتانی مورد بررسی قرار داده است و چگونگی عملکرد سیستم پایداری انسان بعد از شتاب‌های ناگهانی و جلوگیری از سقوط را بررسی کردند.<sup>[۸]</sup> این تحقیقات با خستگی موضعی گروه‌های عضلانی پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی سعی در کشف مکانیسم‌های درگیر در تعادل و چگونگی مشارکت این مکانیسم‌ها در تعادل بوده است. محققان اثر خستگی عضلانی موضعی بر تغییر سیگنال‌های عضلانی را مورد بررسی قرار دادند و کاهش فعالیت عضلانی عضلات دوقلو و ساقی قدامی را پس از خستگی ناشی از دویدن روی تردمیل گزارش کردند.<sup>[۹]</sup> همچنین اثر خستگی بر کینتیک مفصل زانو هنگام راه رفتن و دویدن، بررسی شده است. هنگام دویدن و راه رفتن، افراد دارای کف پای صاف مستعد آسیب‌های فشاری بافت نرم، ناشی از چرخش غیرطبیعی مفصل می‌باشند.<sup>[۱۰]</sup> مطالعات اندکی بر روی اثر خستگی عضلانی بر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن افراد دارای کف پای صاف انجام شده است. عارضه صافی کف پا به تغییرات بیومکانیک در هر سه صفحه پا و میچ پا منجر می‌شود و به ویژه بر عملکرد مفصل قاپی پاشنه‌ای تاثیرگذار است. کف پای صاف به طور ویژه با عملکرد تغییر یافته پا شامل اورژن طولانی مدت پاشنه، افزایش چرخش داخلی تیبیا، افزایش ابداکشن جلوی پا، کاهش کارآمدی راه رفتن و کاهش جذب ضربه در ارتباط است.<sup>[۱۲]</sup>

در نتیجه فشار بیشتری ممکن است به ساختارهای درگیر در کنترل این حرکات در طول فاز استانس وارد آید؛ لذا شناخت اثر خستگی بر گشتاور عضلانی و متغیرهای زمانی-مکانی راه رفتن این افراد از اهمیت برخوردار است. اطلاع از چگونگی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی-فضایی (طول گام، حمایت تک‌گانه، حمایت دوگانه، سرعت راه رفتن و کدنس) و گشتاور عضلانی میچ پا حین راه رفتن نگرش جدیدی در اختیار توانبخشان و متخصصان حرکات اصلاحی قرار می‌دهد. این نگرش، درمانگران و توانبخشان را در اجرای هر چه بهتر برنامه توانبخشی یاری خواهد رساند؛ لذا هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی-فضایی و گشتاور عضلانی میچ پای افراد دارای صافی کف پا حین راه رفتن بود.

## مواد و روش‌ها

تعداد ۱۰ نفر از دانشجویان مرد دانشگاه بوعلی سینا و تعداد ۱۰ نفر از افراد دارای کف پای صاف با میانگین سن، قد و وزن مشابه در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌های گروه سالم به صورت تصادفی انتخاب شدند و آزمودنی‌های گروه کف پای صاف به صورت نمونه در دسترس پس از معاینه و دارا بودن کف پای صاف در این تحقیق شرکت کردند. بین متغیرهای قد، جرم و سن گروه کنترل و کف پای صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد.

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. شرایط پذیرش افراد برای گروه تجربی عبارت بودند از جنسیت مرد، دارا بودن کف پای صاف، نداشتن سابقه جراحی مهم یا هر گونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت راه رفتن. شرایط پذیرش افراد سالم عبارت بودند از فقدان سابقه جراحی مهم و عدم سابقه ورزش قهرمانی.

جدول ۱: مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در پژوهش

متغیرها	گروه کف پای صاف	گروه سالم
تعداد (نفر)	۱۰	۱۰
سن (سال)	۲۴/۴±۲/۶	۲۵/۲۸۶/۳۳
جرم (کیلوگرم)	۸۱/۹۳±۱۷/۴۳	۷۸/۱۳±۲۶/۹۳
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۲۶±۴/۳۳۱	۱۶۸/۶±۲۷/۷۱
شاخص قوس پا	۳۳±۲/۹۳	۲۴/۶۶±۱/۵۸

علامت (\*) بیان‌گر اختلاف معنادار می‌باشد.

پروتکل تحقیق در کمیته پژوهش دانشگاه تصویب شد. بعد از ارائه اطلاعات مربوط به اهداف و روش کار از آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش رضایت‌نامه کتبی دریافت شد.

## ابزار و روش‌ها

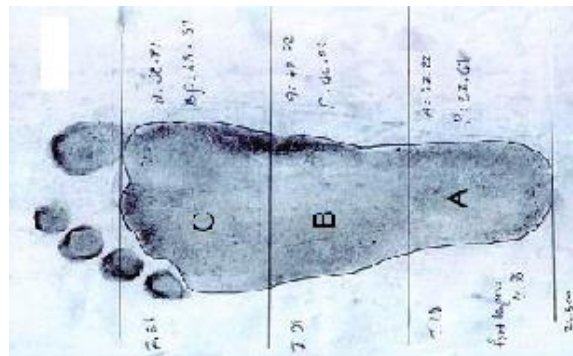
برای به دست آوردن شاخص قوس کف پا از روش فوت پرینت استفاده شد. در این روش مساحت کف پای فرد به وسیله پودر کربن صنعتی روی کاغذ A4 ثبت شد و سپس فایل اسکن شده این اثر در محیط نرم‌افزار Autocad وارد و مورد آنالیز قرار گرفت (شکل ۱)؛ بدین ترتیب که طول پا به سه قسمت مساوی تقسیم شده و مساحت هر سه قسمت حاصله به طور جداگانه محاسبه شد. این روش شاخصی با عنوان شاخص قوس پا، ارائه می‌دهد. این روش همبستگی متوسط تا بالایی با اندازه‌گیری زاویه‌ای مشتق شده از رادیوگرافی دارد<sup>[۱۳-۱۵]</sup> و روایی و پایایی بالایی با اندازه‌گیری راستای استخوانی از طریق رادیوگرافی دارد.<sup>[۱۶]</sup> برای طبقه‌بندی کلی ساختار پا این روش می‌تواند بر اساس آن می‌توان پا را به سه حالت کلی گود، سالم و صاف طبقه‌بندی کرد<sup>[۱۷]</sup> (شکل ۱).

۱. کف پای گود  $AI \leq 21\%$

۲. پای دارای قوس سالم  $21\% < AI < 28\%$

۳. کف پای صاف  $AI \geq 28\%$

$$AI = \frac{B}{(A + B + C)} \times 100$$



تصویر ۱: نواحی سه‌گانه کف پا و دستورالعمل محاسبه شاخص قوس یک نفر از آزمودنی‌ها

برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی راه رفتن از سیستم تحلیل حرکتی (UK) Vicon شامل چهار دوربین سری T، با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز استفاده شد. خطای اندازه‌گیری دوربین‌ها کمتر از ۰/۲ میلی‌متر بود. همچنین برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین بر پاها از دو صفحه نیرو Kistler (Kistler Instrument Switzerland) (۶۰۰\*۴۰۰ میلی‌متر) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. اطلاعات با استفاده از فیلتر پایین‌گذر (Butterworth) با برش فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شد.

دوربین‌ها در دو سمت یک مسیر پیاده‌روی و به فاصله ۵ متر از مرکز صفحه نیرو قرار داشت. یک فضای کالیبراسیون با ابعاد طول ۳۰۰ سانتی‌متر\*عرض ۱۵۰ سانتی‌متر\*ارتفاع ۳۰۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد که صفحه نیروها در مرکز قاعده این فضای مکعبی قرار داشت. یک مسیر پیاده‌روی ۱۲ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد که دو صفحه نیروی kistler در وسط مسیر و با فاصله ۱ سانتی‌متر از هم در امتداد یکدیگر قرار داشت؛ به طوری که آزمودنی می‌توانست دو استراید کامل چپ و راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد. فاصله نقطه شروع راه رفتن آزمودنی‌ها تا صفحه نیرو ۶ متر بود.

برای اندازه‌گیری کینماتیکی و کینتیکی، تعداد ۱۶ مارکر ۱۴ میلی‌متری منعکس‌کننده نور مادون قرمز بر خار خاصه قدامی فوقانی، خار خاصه خلفی فوقانی، ران (یک سوم فوقانی ران سمت راست، یک سوم تحتانی ران سمت چپ)، کندیل خارجی زانو، ساق (یک سوم فوقانی سمت راست، یک سوم تحتانی سمت چپ)، قوزک خارجی پا، پاشنه و انتهای استخوان کف پایي دوم در دو سمت چپ و راست اندام تحتانی طبق پروتکل Plug-In-Gait نصب گردید.

پروتکل خستگی بعد از پیش‌آزمون در فضای سالن سرپوشیده والیبال انجام شد؛ بدین ترتیب که آزمودنی مرحله گرم کردن (۸ دقیقه نرم دویدن) را انجام داد، سپس از آزمودنی خواسته شد تا مسیر ۹۰ متری را حداکثر در مدت زمان ۲۰ ثانیه طی نماید و دویدن در مسیر ۹۰ متری در مدت زمان ۲۰ آنقدر تکرار می‌شد تا آزمودنی ابراز واماندگی نماید. فواصل زمانی به وسیله یک دستگاه بیبر و توسط یک آزمونگر کنترل می‌شد. در هر ۲۰ ثانیه و پس از طی مسافت ۹۰ متر، یک بار مقیاس بورگ در ابعاد بزرگ در معرض دید آزمودنی قرار گرفت و از وی خواسته شد میزان درک فشار را مشخص نماید. در صورتی که آزمودنی در زمان کمتر از ۱۲ دقیقه دوید، نمره بالاتر از ۱۷ را برای درک فشار اعلام نماید، تست متوقف و آزمودنی از آزمایش حذف می‌شد. اتمام تست زمانی بود که آزمودنی پس از حداقل ۱۲ دقیقه دویدن، نمره درک فشار بالاتر از ۱۷ را اعلام و ابراز واماندگی از ادامه تست نماید.

راه رفتن آزمودنی در مسیر تعیین‌شده ۳ بار تکرار گردید و در هر یک از متغیرهای مورد نظر، میانگین ۳ بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. تصویر مارکرها هنگام راه رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت گردید. پارامترهای اصلی مطالعه حاضر شامل متغیرهای فضایی-زمانی راه رفتن (سرعت راه رفتن، طول گام (نرمالایز شده به طول پا)، کادانس (Cadance)، درصد حمایت تک‌گانه و دوگانه) و گشتاور مچ پا در صفحات ساجیتال فرونتال و هوریزنتال بود. داده‌ها کینماتیکی با استفاده از نرم‌افزار (Nexus 3.2.1, Vicon UK) و داده‌های گشتاور با استفاده از نرم‌افزار (Visual 3D) استخراج شد. فرکانس نمونه‌برداری داده‌های ۱۰۰ هرتز بود. با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شد.

جهت بررسی سالم بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک، از آزمون Shapiro-Wilks استفاده شد. اعداد پرت، پس از شناسایی، از تحلیل آماری کنار گذاشته شد. برای مقایسه بین گروهی از روش آماری «تی مستقل» برای مقایسه درون‌گروهی از آزمون «تی وابسته» و برای بررسی اثر تعاملی گشتاور در دو گروه کف پای صاف و سالم از آزمون تحلیل عاملی ویژه داده‌های تکراری (Repeated Measure) در نرم‌افزار SPSS ۱۹ و سطح معنادار ( $p < 0/05$ ) استفاده شد.

## یافته‌ها

جدول ۲ میانگین پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه سالم را نشان می‌دهد؛ همان طوری که مشاهده می‌شود خستگی هیچ‌گونه اثر معناداری بر پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن گروه سالم ندارد. بدین مفهوم که متغیرهای فضایی-زمانی راه رفتن گروه سالم بعد از اعمال خستگی مشابه قبل از اعمال خستگی بود ( $P > 0/05$ ).

جدول ۲: میانگین پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه سالم

P	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	متغیرهای فضایی-زمانی	
۰/۴۲	۱۱۷/۱±۹/۸	۱۱۵/۵±۶/۹	کادنس (گام در دقیقه)	
۰/۸۳	۳۶/۶۱±۳/۵۸	۰/۴۳±۰/۰۲	حمایت تک‌گانه (درصد)	
۰/۹۵	۰/۱۹±۰/۰۴	۰/۱۹±۰/۰۳	حمایت دوگانه (درصد)	راست
۰/۲۹	۱/۳۵±۰/۰۷	۱/۳۳±۰/۰۷	طول گام (متر)	
۰/۲۹	۱/۳۵±۰/۱۳	۱/۲۸±۰/۰۸	سرعت راه رفتن (m/s)	
۰/۱۵	۱۱۳/۹±۷/۳	۱۱۵/۵±۵/۷	کادنس (گام در دقیقه)	
۰/۳۴	۰/۴۳±۰/۰۳	۰/۴۳±۰/۰۲	حمایت تک‌گانه (درصد)	
۰/۷۲	۰/۲۰±۰/۰۴	۰/۲۰±۰/۰۳	حمایت دوگانه (درصد)	چپ
۰/۱۵	۱/۳۵±۰/۰۷	۱/۳۱±۰/۰۷	طول گام (متر)	
۰/۱۶	۱/۳۵±۰/۰۶	۱/۲۶±۰/۰۷	سرعت راه رفتن (m/s)	

جدول ۳ میانگین متغیرهای زمانی-مکانی راه رفتن پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کف پای صاف را نشان می‌دهد؛ همان طوری که مشاهده می‌شود خستگی متغیرهای زمانی-مکانی راه رفتن افراد کف پای صاف را تغییر می‌دهد ( $P < 0.05$ ). سرعت راه رفتن ( $P = 0.04$ ) و طول گام ( $P = 0.01$ ) افراد دارای کف پای صاف به طور معناداری پس از اعمال پروتکل خستگی کاهش یافت.

جدول ۳: میانگین پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کف پای صاف

P	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	متغیرهای فضایی-زمانی	
۰/۰۶	۱۱۵/۶±۸/۶	۱۱۱/۸±۷/۲	کادنس (گام در دقیقه)	
۰/۹۳	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۳±۰/۰۲	حمایت تک‌گانه (درصد)	
۰/۹۵	۰/۱۹±۰/۰۵	۰/۲۲±۰/۰۵	حمایت دوگانه (درصد)	راست
۰/۰۸	۱/۴۵±۰/۱	۱/۴±۰/۱	طول گام (متر)	
*۰/۰۴	۱/۴۱±۰/۰۶	۱/۳۱±۰/۱۶	سرعت راه رفتن (m/s)	
۰/۲۲	۱۱۳/۱±۹/۲	۱۰۹/۷±۹/۱	کادنس (گام در دقیقه)	
۰/۲۶	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۴±۰/۰۲	حمایت تک‌گانه (درصد)	
۰/۵۰	۰/۲۱±۰/۰۶	۰/۲۲±۰/۰۷	حمایت دوگانه (درصد)	چپ
*۰/۰۱	۱/۴۸±۰/۱۲	۱/۴۰±۰/۱۱	طول گام (متر)	
*۰/۰۴	۱/۴۰±۰/۰۲	۱/۲۸±۰/۱۷	سرعت راه رفتن (m/s)	

\* تفاوت معنادار بین گروه‌ها را نشان می‌دهد.

جدول ۴ گشتاورهای مختلف مچ پا در صفحات مختلف X, Y, Z را نشان می‌دهد؛ همان طوری مشاهده می‌شود گشتاور اینوتوری و چرخشی مفصل مچ پا در هر دو گروه کنترل و کف پای صاف مشابه بود ( $P > 0.05$ ). گشتاور پلانتر فلکسوری مچ پا در گروه کنترل به ترتیب در سمت راست و چپ ۰/۷ و ۰/۶۶ نیوتن متر وزن بدن از گروه کف پای صاف بیشتر بود که اختلاف معناداری را نشان داد ( $P < 0.05$ ).

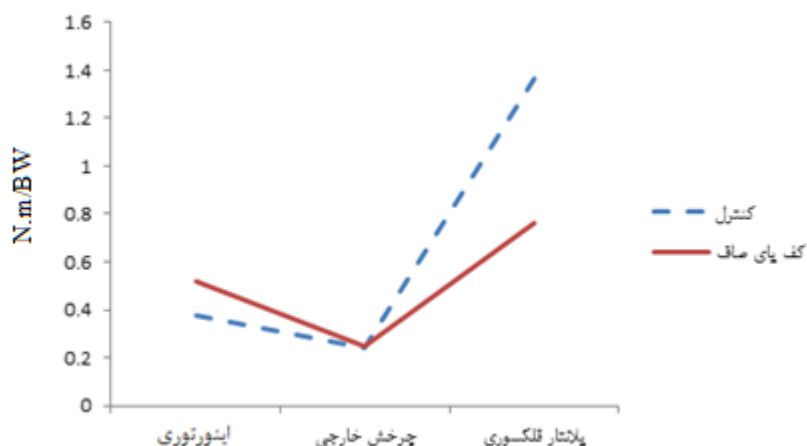
جدول ۴: گشتاورهای مختلف مچ پا قبل از خستگی بین گروه کنترل و کف پای صاف در صفحات مختلف X, Y, Z

Sig.	کف پای صاف	کنترل		
۰/۸۰	۰/۵۴±۰/۲۸	۰/۳۵±۰/۱۱	اینورتور	چپ
۰/۱۳	۰/۲۷±۰/۰۶	۰/۳۲±۰/۰۶	چرخش خارجی	
*۰/۰۰	۰/۷۴±۰/۴۶	۱/۴۴±۰/۲۹	پلنتر فلکسور	
۰/۹۱	۰/۴۵±۰/۲۵	۰/۴۴±۰/۱۶	اینورتور	راست
۰/۶۸	۰/۲±۰/۱۳	۰/۱۸±۰/۶۰	چرخش خارجی	
*۰/۰۰	۰/۸۲±۰/۳۸	۱/۴۸±۰/۳۵	پلنتر فلکسور	

جدول ۵ گشتاورهای مختلف مچ پا بعد از خستگی در گروه کف پای صاف را نشان می‌دهد. اگرچه گشتاورهای اینوتوری و چرخش خارجی بعد از پروتکل خستگی در گروه کف پای صاف تفاوت معناداری را نشان نداد ( $P > 0.05$ )، اما گشتاور پلانتر فلکسوری بعد از خستگی در گروه کف پای صاف به طور معناداری از پیش‌آزمون بالاتر بود ( $P = 0.001$ ).

جدول ۵: گشتاورهای مختلف مچ پا بعد از خستگی در گروه کف پای صاف در صفحات مختلف X, Y, Z

Sig.	پس‌آزمون	پیش‌آزمون		
۰/۷۳	۰/۵۳±۰/۲۵	۰/۵۴±۰/۲۹	اینورتور	چپ
۰/۴۸	۰/۲۵±۰/۱۱	۰/۳۲±۰/۰۵	چرخش خارجی	
۰/۵۹	۰/۶۲±۰/۳۲	۰/۶۹±۰/۳۹	پلنتر فلکسور	
۰/۱۷	۰/۵۵±۰/۲۴	۰/۴۵±۰/۲۵	اینورتور	راست
۰/۰۹	۰/۲۷±۰/۱۳	۰/۲۰±۰/۱۳	چرخش خارجی	
*۰/۰۰	۰/۸۹±۰/۴۱	۰/۸۱±۰/۳۸	پلنتر فلکسور	



نمودار ۱. تعامل معنادار بین گروه و گشتاور مچ پا در صفحات مختلف

نمودار ۱ تعامل معنادار بین گروه و گشتاور مچ پا در صفحات مختلف X, Y و Z را نشان می‌دهد؛ به طور کلی گشتاور چرخش خارجی گروه کنترل مشابه این گشتاور در گروه کف پای صاف می‌باشد. گشتاور اینوتوری گروه کف پای صاف ۰/۵۲ بود که ۰/۱۶

(N.m/BW) از گروه کنترل بیشتر بود، گشتاور پلاننار فلکسوری گروه کنترل ۱/۳۸ بود که ۰/۶۲ (N.m/BW) از گروه کف پای صاف بیشتر بود.

## بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی-مکانی و گشتاور عضلانی میچ پای افراد دارای صافی کف پا هنگام راه رفتن بود. نتایج نشان داد گشتاور پلاننار فلکسوری گروه کف پای صاف به طور معناداری از گروه سالم کمتر بود. در گروه کف پای صاف در پس‌آزمون، سرعت راه رفتن، طول گام و گشتاور پلاننار فلکسوری به طور معناداری از پیش‌آزمون بیشتر بود. نتایج نشان داد گشتاور اینورتوری میچ پای افراد کف پای صاف از گروه سالم بیشتر بود و گشتاور پلاننار فلکسوری گروه کف پای صاف از گروه سالم کمتر بود. این مطلب با تحقیقات گذشته که بر روی فعالیت الکترومیوگرافی افراد کف پای صاف انجام شد، مشابهت دارد. تحقیقات پیشین نشان دادند در افراد کف پای صاف فعالیت عضلات دوقلو، نعلی و نازک‌نی طویل و شدت فعالیت عضلات ساقی قدامی<sup>[۳]</sup> و عضلات اینورتور افزایش یافت.<sup>[۱۷، ۱۸]</sup> در تحقیق حاضر نیز مشخص شد که گشتاور عضلات اینورتور میچ پای افراد کف پای صاف بیشتر از گروه سالم بود، در افراد کف پای صاف، جلو پا در وضعیت پرونیشن قرار می‌گیرد. قرار گرفتن جلوی پا در وضعیت پرونیشن، و کاهش ارتفاع قوس کف پا در این گروه باعث می‌شود برای اینکه این افراد بتوانند پا را در وضعیت Close Pack قفل قرار دهند و روی جلوی پا Roll Up داشته باشند<sup>[۱۸]</sup> و در فاز Propulsion بدن را به جلو هدایت کنند، این عضلات باید با شدت بیشتری فعال شود. در تحقیق حاضر گشتاور پلاننار فلکسوری گروه کف پای صاف از گروه سالم کمتر بود. Murley و همکاران نشان دادند قدرت عضلات پلاننار فلکسور گروه کف پای صاف از گروه سالم کمتر بود. صافی کف پا با ضعف عضلات دوقلو و نعلی همراه است، ضعف این عضلات در گروه کف پای صاف منجر به کاهش قدرت پلاننار فلکسور در این گروه شد که با نتایج تحقیق حاضر هم‌خوانی دارد.<sup>[۳]</sup> طول گام گروه کف پای صاف به طور معناداری از افراد سالم بیشتر بود ( $P=0/01$ ). نتایج بخش گشتاور نشان داد که گشتاور پلاننار فلکسوری این گروه در پس‌آزمون به طور معناداری بیشتر از پیش‌آزمون بود؛ بنابراین علت افزایش سرعت راه رفتن ناشی از افزایش نیروی عضلات پلاننار فلکسور در پس‌آزمون بوده است. تحقیقات پیشین نشان دادند قدرت فلکسورهای کف پا در گروه کف پای صاف به طور معناداری از گروه سالم کمتر بود.<sup>[۱۹]</sup> عضلات فلکسور کف پا در این گروه در وضعیت کشیده‌شده قرار دارد؛ بنابراین نمی‌تواند حین دویدن با تمام قدرت منقبض شوند، قدرت انقباضی به رابطه طول تنش بستگی دارد.<sup>[۲۰]</sup> انقباض مطلوب عضله زمانی که عضله در طول استراحتی مناسب قرار گرفته است، اتفاق می‌افتد نه زمانی که زیاد کشیده شده است؛ بنابراین در افراد کف پای صاف که ارتفاع قوس کف پا کم است، عضلات کشیده شده‌اند و نمی‌توانند حین دویدن حداکثر قدرت خود را اعمال کنند، احتمالاً دچار خستگی می‌شوند. به علاوه دویدن به قدرت عضلات دوقلو، نعلی و دیگر پلاننار فلکسورهای میچ پا نیاز دارد که این عضلات نیز دچار ضعف می‌باشند.<sup>[۳]</sup> Hunt و همکارانش<sup>[۱۷]</sup> نشان دادند که فعالیت عضلات نازک‌نی طویل و کوتاه، نعلی، دوقلوی داخلی و خارجی بلافاصله بعد از ضربه پاشنه کاهش و قبل از پوش آف در گروه کف پای صاف افزایش می‌یابد. آنها نتیجه گرفتند که فعالیت عضلات از ابتدای استنس به انتهای استنس تغییر پیدا می‌کند که نشانگر یک چالش در ثبات کف پا در زمانی است که وزن بدن از پاشنه به سمت انگشتان منتقل می‌شود.<sup>[۱۷]</sup> همچنین Headlee و همکارانش<sup>[۲۱]</sup> و Lee و همکاران<sup>[۲۲]</sup> نشان دادند که خستگی باعث افت ارتفاع استخوان نایکولار به میزان ۱۰٪ ارتفاع اولیه می‌گردد؛ از آنجایی که عضلات اینترنسیک کف پا مسئول نگهداری قوس طولی کف پا می‌شوند، اختلال عملکرد این عضلات از طریق خستگی باعث کشیدگی بیش از حد نیام کف پای و افزایش پرونیشن پا می‌شود. به علاوه عضلات و ساختارهای کف پای باید به صورت چرخه کشش انقباض در فاز ضربه پاشنه تا میانه استنس فعال باشند تا نیرو را جذب و در فاز پروپالزن نیروی جذب‌شده را آزاد و باعث افزایش کارایی راه رفتن و دویدن شوند. ضعف عضلات اینترنسیک و اکسترینسیک میچ پا و کف پا و عدم استفاده از انرژی جذب‌شده در نیمه اولیه فاز استنس، فعالیت این عضلات هنگام دویدن را افزایش داده، خستگی بیش از حد را در این عضلات ایجاد می‌کند و در پس‌آزمون افراد کف پای صاف باید نیروی پلاننار فلکسوری بیشتری اعمال کنند تا بتوانند بر خستگی ایجادشده غلبه کنند که منجر به افزایش طول گام و سرعت راه رفتن گروه کف پای صاف شد. افزایش سرعت راه رفتن به دو عامل طول گام و کادنس وابسته است. افراد دارای کف پای صاف با افزایش طول گام سرعت راه رفتن خود را افزایش دادند، اگرچه کادنس افراد دارای کف پای صاف نیز بعد از پروتکل خستگی افزایش کمی داشت ( $p>0/05$ )؛ بنابراین هم افزایش کادنس و هم افزایش طول گام عامل افزایش سرعت راه رفتن گروه کف پای صاف بود.

افزایش طول گام به افزایش فعالیت عضلات پلاننار فلکسور پا نیاز دارد. نتایج نشان داد که افراد دارای کف پای صاف بعد از پروتکل خستگی ۰/۰۸ نیوتن‌متر وزن بدن، گشتاور پلاننارفلکسوری بیشتری داشتند. افزایش گشتاور پلاننارفلکسوری در میچ پای افراد کف پای صاف، باعث افزایش طول گام شد. این افزایش همراه با افزایش کادنس منجر به افزایش سرعت راه رفتن افراد کف پای صاف شد؛ این در حالی است که سرعت راه رفتن و طول گام افراد سالم هیچ‌گونه تفاوت معناداری نشان نداد. شاید بعد از انجام پروتکل، خستگی عضلات



افراد کف پای صاف از گروه سالم بیشتر بوده، در نتیجه خستگی عضلات افراد کف پای صاف، این افراد توان راه رفتن با سرعت و طول گام مشابه قبل از انجام پروتکل را نداشته، در نتیجه جهت جبران، احتمالاً الگوی فعالیت عضلانی خود را ناخودآگاه تغییر داده و عضلات پلانتر فلکسور را با شدت بیشتری منقبض می‌کنند. Boozari و همکاران<sup>[۱۳]</sup> در تحقیق مشابهی نشان دادند که قله دوم نیروی عکس-العمل زمین پس از اجرای پروتکل خستگی هم در گروه کف پای صاف و هم گروه سالم کاهش معناداری داشت، ولی هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین دو گروه در پس‌آزمون مشاهده نشد که با نتایج حاصل از این تحقیق مغایرت دارد؛ شاید علت نتایج متفاوت به این خاطر باشد که پروتکل خستگی در دو مطالعه با هم متفاوت است. پروتکل خستگی تحقیق Boozari و همکاران یک پروتکل چرخه کشش انقباض بود، در حالی که پروتکل خستگی تحقیق حاضر دوییدن در سالن سرپوشیده تا حد واماندگی بود.

### نتیجه گیری

گشتاور پلانتر فلکسوری افراد کف پای صاف کمتر از گروه سالم بود. شاید ضعف عملکرد بد عضلات پلانتر فلکسور به دلیل تغییر راستای استخوان‌های کف پا از دلایل کاهش گشتاور پلانتر فلکسوری باشد. افزایش گشتاور اینورتوری در افراد کف پای صاف، نشان از افزایش فشار بر ساختارهای داخلی مچ پا می‌باشد، شاید فعالیت‌های استقامتی طولانی‌مدت ساختارهای داخلی پای این افراد را بیشتر در معرض خطر اضافه بار و آسیب قرار دهد؛ لذا پیشنهاد می‌شود فعالیت‌های استقامتی با احتیاط بیشتری در مورد این افراد صورت گیرد. خستگی متغیرهای زمانی-مکانی و گشتاور مچ پای افراد دارای کف پای صاف را تغییر داد، تغییر در گشتاور پلانتر فلکسوری بعد از خستگی، تقویت قدرت و استقامت این عضلات را برجسته می‌سازد.

پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده اثر خستگی بر متغیرها کینماتیکی و کینتکی مفاصل زانو و ران افراد دارای کف پای صاف مورد بررسی قرار گیرد. همچنین پیشنهاد می‌شود الگوی فعالیت عضلانی افراد دارای کف پای صاف بعد از اجرای پروتکل خستگی مورد بررسی قرار گیرد.

### تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از معاونت پژوهشی و مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان تقدیر و تشکر می‌گردد. همچنین از آقای دکتر امیرعلی جعفرنژاد گروه که کلیه مراحل تست‌گیری بر عهده ایشان بود و از کلیه آزمودنی‌های شرکت‌کننده در تحقیق حاضر تقدیر و تشکر می‌گردد.

### منابع

1. Chen J-P, Chung M-J, Wang M-J. Flatfoot Prevalence and Foot Dimensions of 5-to 13-Year-Old Children in Taiwan. *Foot & ankle international*. 2009;30(4):326-32.
2. Mosca VS. Flexible flatfoot and skewfoot. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1995;77(12):1937-45.
3. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*. 2009;2(1):35-39.
4. Keenan M, Peabody T, Gronley J, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1991;73(2):237-47.
5. Ledoux WR, Hillstrom HJ. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. *Clinical Biomechanics*. 2001;16(7):608-13#
6. Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics*. 2001;17(2):153-63.
7. Walsh M, Peper A, Bierbaum S, Karamanidis K, Arampatzis A. Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(2):270-5.
8. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA, Wojcik LA. Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping. *Gait & posture*. 2009;29(4):552-7.
9. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Annals of biomedical engineering*. 2000;28(4):463-9.
10. Arendt EA. Stress fractures and the female athlete. *Clinical orthopaedics and related research*. 2000;372:131-8.
11. Arndt A, Ekenman I, Westblad P, Lundberg A. Effects of fatigue and load variation on metatarsal deformation measured in vivo during barefoot walking. *Journal of biomechanics*. 2002;35(5):621-8.
12. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008;98(6):436-44.

13. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1998;88(3):119-29.
14. Saltzman CL, Nawoczinski DA, Talbot KD. Measurement of the medial longitudinal arch. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1995;76(1):45-9.
15. McCrory J, Young M, Boulton A, Cavanagh P. Arch index as a predictor of arch height. *The Foot*. 1997;7(2):79-81.
16. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005;35(8):479-86.
17. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*. 2004;19(4):391-7.
18. Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*: FA Davis; 2011.
19. Tashiro Y, Fukumoto T, Uritani D, Matsumoto D, Nishiguchi S, Fukutani N ,et al. Children with flat feet have weaker toe grip strength than those having a normal arch. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(11):3533-6.
20. Fukunaga T, Roy R, Shellock F, Hodgson J, Edgerton V. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*. 1996;80(1):158-65.
21. Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(3):42-50.
22. Lee C-R, Kim M-K, Cho MS. The relationship between balance and foot pressure in fatigue of the plantar intrinsic foot muscles of adults with flexible flatfoot. *Journal of Physical Therapy Science*. 2012;24(8):699-701.
23. Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. *Journal of sport rehabilitation*. 2013;22(3):177-83.