

تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی

ابراهیم درتاج^۱، محمدحسین علیزاده^۲، حامد عباسی^۳، الهام شیرزاد عراقی^۴

۱. دانشجوی دکتری، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پردیس البرز دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)
۲. استاد، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران
۳. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پژوهشگاه علوم ورزشی، تهران، ایران
۴. استادیار، آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران

تاریخ ارسال ۱۳۹۸/۱۱/۰۶

تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۵/۱۹

چکیده

خستگی سبب اختلال در کنترل عصبی-عضلانی راه رفتن می‌شود. کف پای صاف می‌تواند موجب خستگی زودرس عضلات شود و عملکرد تحمل وزن پا را مختل کند. این پژوهش با هدف بررسی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی انجام شد. در این پژوهش نیمه تجربی از بین دانش‌آموزان پسر ۱۵ تا ۱۸ ساله شهر تهران، ۱۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف و ۱۰ نفر با کف پای طبیعی به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند. از ترمیم آنالیز گیت برای اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن استفاده شد. از خستگی ناشی از دویدن روی تردمیل برای اعمال خستگی براساس مقیاس درک فشار بورگ استفاده شد. پارامترهای راه رفتن به مدت یک دقیقه قبل و یک دقیقه بلافاصله پس از اعمال خستگی جمع‌آوری شدند. برای مقایسه درون‌گروهی و بین‌گروهی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن افراد دارای کف پای طبیعی و صاف، از آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و تی همبسته استفاده شد. براساس نتایج پژوهش، تفاوت معناداری در نمرات پس‌آزمون بین گروه‌ها در متغیر حمایت یگانه وجود داشت، اما تفاوت معناداری در متغیرهای زمان گام، زمان قدم، حمایت دوگانه، طول گام، طول قدم و عرض قدم وجود نداشت؛ با این حال، اندازه اثر به‌دست آمده برای غالب متغیرها حاکی از اثر تعاملی قوی خستگی و صافی کف پا بر پارامترهای ذکر شده بود. به‌علاوه خستگی تأثیر معناداری بر متغیرهای زمانی با افزایش زمان گام، زمان قدم، حمایت دوگانه، طول گام، طول قدم و عرض قدم داشت. با توجه به نتایج پژوهش،

1. Email: Dortaj_66@yahoo.com
2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com
3. Email: hamedabbasi26@gmail.com
4. Email: eshirzad@ut.ac.ir

به نظر می‌رسد خستگی تأثیر معناداری بر برخی پارامترهای زمانی و مکانی راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف و طبیعی دارد.

واژگان کلیدی: خستگی، راه رفتن، کف پای صاف، پارامتر مکانی، پارامتر زمانی.

مقدمه

راه رفتن به عنوان یکی از حرکات پایه، بیشترین بخش فعالیت بدنی روزمره انسان برای جابه‌جایی را به خود اختصاص می‌دهد (۱، ۲). راه رفتن در انسان شاخص هویت سبک و کیفیت زندگی فرد است. اهمیت شناخت ویژگی‌های راه رفتن در طول زمان، نظارت مداوم، صحت ارزیابی و تحلیل مناسب از ویژگی‌های راه رفتن انسان، نه تنها در مطالعات بالینی و پزشکی، بلکه در زمینه ورزش، توان‌بخشی، آموزش و پژوهش‌های رباتیک نیز نشان داده شده است (۳). عوامل گوناگونی از قبیل بیماری‌های عصبی-عضلانی، ضایعات مغزی-نخاعی، آسیب‌های رباطی-مفصلی و خستگی قادرند بر کینماتیک، کینماتیک، الگوی فعالیت عضلانی و مصرف انرژی در حین راه رفتن اثر بگذارند (۴، ۱). پا به عنوان انتهایی‌ترین بخش بدن در تعامل بین زمین و بدن انسان برای راه رفتن اهمیت ویژه‌ای دارد؛ بنابراین، ساختار و آناتومی پا بر راه رفتن اثرگذار است (۵). در راه رفتن پا انتهایی‌ترین بخش زنجیره حرکتی است و به عنوان تنها منبع تماس بدن انسان با محیط سه عملکرد مهم و حیاتی برعهده دارد: سازگاری با ناهمواری‌های زمین و حفظ تعادل، جذب ضربه و تحمل کردن وزن بدن و تولید حرکت و انتقال نیروهای جلوبرنده. به علاوه، کف پا نقش بسیار مهمی در سیستم حس عمقی ایفا می‌کند (۶). هرگونه انحراف و اختلال در وضعیت آناتومیک و عملکردی در پاها این پتانسیل را دارد که اثر خود را به شکل زنجیروار به مفاصل و اندام فوقانی انتقال دهد. به طور نظری، راستای غیرطبیعی پا باعث حرکت غیرطبیعی در حین راه رفتن می‌شود؛ از این رو، بروز ناهنجاری و انحرافات پا از لحاظ بیومکانیکی اهمیت دارد (۷). کف پای صاف یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌هاست (۸). در صافی کف پا قوس طولی داخلی از بین می‌رود یا کاهش می‌یابد (۹). این وضعیت علاوه بر افزایش بار و فشار بر ساختار پا و مفاصل مجاور، عملکرد طبیعی پا را به طور مستقل و در تعامل با دیگر مفاصل نیز مختل می‌کند (۱۰). براساس مطالعات، پاسخ پا بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی (۱۱) و کینماتیک مفاصل (۱۴-۱۲) در طول راه رفتن اثرگذار است. افراد دارای صافی کف پا در مقایسه با افراد با قوس پای طبیعی دو برابر بیشتر در معرض شکستگی ناشی از فشار و شکستگی ناشی از خستگی قرار می‌گیرند (۱۵). صافی کف پا به تغییرات بیومکانیکی در هر سه صفحه پا و مچ پا منجر می‌شود و به‌ویژه بر عملکرد مفصل قاپی-پاشنه‌ای تأثیرگذار است. کف پای صاف به‌طور ویژه با عملکرد تغییر یافته پا شامل اورژن طولانی مدت پاشنه، افزایش چرخش داخلی درشت‌نی، افزایش دورشدن جلوی پا، کاهش کارآمدی

راه رفتن و جذب ضربه در ارتباط است (۱۶، ۱۷)؛ در نتیجه، فشار بیشتری ممکن است به ساختارهای درگیر در کنترل این حرکات در طول مرحله استقرار راه رفتن وارد شود. به علاوه، حرکت غیر طبیعی پا می‌تواند به اعمال فشار بیشتری بر ساختارهای پروگزیمال مثل مفصل زانو منجر شود (۱۷). در مطالعات کینماتیکی متعددی به مقایسه افراد با پای صاف و چرخیده به خارج با افراد با پاسچر پای طبیعی پرداخته شده است (۱۲-۱۴)؛ با این حال، نتایج این مطالعات به دلیل تفاوت در طبقه‌بندی پاسچر پا و روش‌های مدل‌سازی بیومکانیکی متناقض‌اند.

پژوهشگران اختلال در نحوه توزیع مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و به دنبال آن تغییر در نیروی عضلات فعال در راه رفتن را به عنوان علل ایجاد خستگی در عضلات پا و احساس درد در افراد مبتلا به کف پای صاف یاد می‌کنند (۱۸). خستگی موجب افت عملکرد سیستم‌های متابولیک و عصبی-عضلانی برای استمرار فعالیت و در نهایت کاهش ظرفیت عملکردی می‌شود. خستگی عضلات یک مفصل به واسطه اعمال فشار و بار زیاد می‌تواند موجب تغییر الگوی حرکت، تغییر در هم‌انقباضی عضلات، تغییر در حس وضعیت و در نتیجه اختلال عملکرد و افزایش خطر آسیب شود (۱۹-۲۱). عملکرد عضلات اندام تحتانی برای تولید نیروی پیشروی و انتقال بدن ضروری است. عضلات این ناحیه ممکن است در طی فعالیت‌های گوناگون در معرض پرکاری و در نتیجه خستگی قرار گیرند (۲۳). خستگی این گروه‌های عضلانی می‌تواند باعث بروز تغییرات کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی در حین راه رفتن شود (۲۴). در مطالعات متعدد وضعیت تعادل ایستا و پویا متعاقب اعمال خستگی موضعی-عضلانی اندام تحتانی و چگونگی عملکرد سیستم‌های پایداری انسان بررسی شده است (۲۱، ۱۹). این پژوهش‌ها با خستگی موضعی گروه‌های عضلانی پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی سعی در کشف مکانیسم‌های درگیر در تعادل و چگونگی مشارکت این مکانیسم‌ها در جلوگیری از افتادن داشته‌اند. در مطالعات اثر خستگی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن در افراد سالم بررسی شده است (۲۵، ۲۶) و پژوهش‌هایی درباره اثرهای قوس‌های کف پا بر متغیرهای راه رفتن وجود دارد (۱۸)، با این حال تعداد مطالعاتی که به بررسی اثر خستگی بر پارامترهای فضایی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف در حین راه رفتن پرداخته‌اند، بسیار اندک است (۲۷-۲۹)؛ این در حالی است که بروز درد و خستگی زودرس در حین فعالیت فشار بیشتری را بر پا و دیگر مفاصل مجاور وارد می‌کند (۳۰)؛ بنابراین، بررسی صافی کف پا مستقل از عوارض آن (خستگی) شاید نتواند به خوبی اثرهای آن را بر عملکرد راه رفتن شناسایی کند؛ چه بسا در تعامل با خستگی مکانیسم اثرگذاری آن بر عملکرد بهتر پدیدار شود؛ بنابراین، بررسی اثر تعاملی صافی کف پا و خستگی می‌تواند یافته‌های جامع‌تری را درباره این عارضه و عواقب بالقوه آن بر راه رفتن ارائه کند. به علاوه در پژوهش‌هایی اندک که به بررسی تأثیر خستگی در افراد دارای کف پای صاف پرداخته شده است، تنها چند متغیر مانند تغییرات مرکز فشار

(۲۷) و نیروی عکس‌العمل زمین (۲۹) بررسی شده‌اند. همچنین مطالعات پیشین اثر خستگی را در افراد دارای کف پای صاف در حین راه‌رفتن روی صفحه نیرو بررسی کرده‌اند؛ حال آنکه در این پژوهش از تردمیل آنالیز گیت برای اندازه‌گیری پارامترهای راه‌رفتن استفاده می‌شود. این سیستم از قابلیت سنجش پارامترهای زمانی و مکانی در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن برخوردار است؛ به‌گونه‌ای که صفحه فشارسنج در زیر نوارگردان تعبیه شده است. تردمیل گیت برخلاف روش‌های کلاسیک ارزیابی گیت با دستگاه‌های آنالیز حرکت و صفحه نیرو نیازمند نصب لندهمارک و توجه به قدم‌گذاشتن کنترل‌شده روی صفحه مشخصی نیست که بتواند از اثر تصنعی بودن راه‌رفتن به‌واسطه ابزارهای ذکرشده دور باشد. به‌علاوه استفاده از تردمیل گیت زبریس می‌تواند پارامترهای راه‌رفتن هر دو پا را بلافاصله پس از پروتکل خستگی برای مدت موردنظر جمع‌آوری کند که این امر می‌تواند اطلاعات را از تعداد بیشتری گام برای تحلیل فراهم کند؛ بنابراین، در این پژوهش تغییرات پارامترهای فضایی و زمانی راه‌رفتن به‌واسطه خستگی، بین افراد با کف پای صاف (افتادگی قوس طولی داخلی) و کف پای طبیعی (قوس طولی داخلی طبیعی) در حین راه‌رفتن روی تردمیل بررسی می‌شود.

روش پژوهش

در این پژوهش نیمه‌تجربی ۲۰ دانش‌آموز پسر ۱۵ تا ۱۸ ساله شهر تهران شامل ۱۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف و ۱۰ نفر با قوس طبیعی به‌صورت هدفمند براساس معیارهای ورود به پژوهش و خروج از آن انتخاب شدند. معیارهای ورود شرکت‌کنندگان به پژوهش عبارت بودند از: داشتن کف پای صاف منعطف و طبیعی براساس شاخص افت ناوی و قراردادن در دامنه سنی ۱۵ تا ۱۸ سال. معیارهای خروج شرکت‌کنندگان از پژوهش عبارت بودند از: داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی و ستون فقرات در یک سال گذشته، داشتن سابقه بیماری‌های اسکلتی-عضلانی، داشتن سابقه آسیب‌هایی همچون استرین و اسپرین در اندام تحتانی و مبتلا بودن به بیماری‌های نورولوژیک (۳۱). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور^۱ برای هر کدام از گروه‌ها با در نظر گرفتن توان ۰/۸۰ و سطح معناداری ۰/۰۵ و اندازه اثر متوسط ۰/۰۶، ۱۰ نفر برای هر گروه در نظر گرفته شد (۳۲). آزمودنی‌ها پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه توسط والدین در مطالعه شرکت کردند. به آزمودنی‌ها اطمینان داده شد که اطلاعات آن‌ها محرمانه است و در صورت تمایل تنها در اختیار آن‌ها قرار می‌گیرد.

اندازه‌گیری افت ناوی

به‌منظور تعیین ناهنجاری پا، آزمون افتادگی استخوان ناوی (۳۳) به‌کار برده شد. افت ناوی یک روش ساده و پایا برای اندازه‌گیری پوسچر پاست (۳۴-۳۶). همچنین تکنیک افت ناوی با عملکرد دینامیک

قسمت عقب پا و سوء عملکرد اندام تحتانی مرتبط است (۳۷). برای اندازه‌گیری افت ناوی از آزمودنی خواسته شد با پای برهنه روی صندلی بنشیند؛ به طوری که زاویه ران و زانو ۹۰ درجه باشد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه دور شدن و نزدیک شدن نداشت و در حالت طبیعی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام (قله) مچ پا را در حالی که انگشت شست و انگشت اشاره در بخش قدامی استخوان نازک‌نی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده شد، لمس کرد. آزمودنی اندکی به مچ پا حرکت اینورشن و اورشن داد تا برآمدگی‌های استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن شود که مفصل تحت‌قاپی در حالت نوترال قرار دارد. در این حالت پای ارزیابی شده به جز وزن خودش هیچ وزن دیگری را تحمل نمی‌کرد. سپس برآمدگی استخوان ناوی که در زیر و جلوی قوزک داخلی قرار داشت، مشخص و علامت‌گذاری شد. یک برگه کاغذی عمود بر سطح جعبه و در کنار پا قرار گرفت تا محل علامت‌گذاری شده ناوی روی کاغذ نیز علامت‌گذاری شود. سپس از آزمودنی خواسته شد روی دو پای خود بایستد؛ به گونه‌ای که تمام وزنش به طور مساوی روی دو پا تقسیم شود. در این حالت نیز محل علامت‌گذاری شده ناوی روی کاغذ علامت‌گذاری شد. برای اندازه‌گیری افت استخوان ناوی فاصله بین دو محل علامت‌گذاری شده روی کاغذ با خط‌کش اندازه‌گیری و ثبت شد. اندازه‌گیری افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در گروه‌های پای طبیعی و پای صاف به کار رفت. آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی ناوی آن‌ها بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، در گروه پای معمولی و بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه کف پای صاف قرار گرفتند (۳۳، ۳۴). پایایی روش افت ناوی متوسط تا خوب گزارش شده است (۳۸). به منظور بیان کردن مقادیر طول گام و طول قدم براساس طول پا برای هر آزمودنی، نیاز بود طول پاها اندازه‌گیری شود. بدین منظور، طول پاها در حالت طاق‌باز به وسیله متر از خار خاصه‌ای قدامی هر پا تا قوزک داخلی همان پا برای هر آزمودنی اندازه‌گیری شد.

پروتکل خستگی

در این پژوهش از پروتکل خستگی ناشی از دویدن استفاده شد (۳۹). دلیل استفاده از این پروتکل این بود که دویدن شباهت زیادی با راه رفتن دارد و یک فعالیت عملکردی است. آزمودنی با سرعت شش کیلومتر در ساعت دویدن روی تردمیل را آغاز کرد. از آزمودنی‌ها خواسته شد میزان درک از خستگی را براساس مقیاس درک فشار بورگ بیان کنند. شایان ذکر است که دامنه این مقیاس از ۶ تا ۲۰ است (۴۰). سرعت تردمیل هر دو دقیقه یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت تا شدت ۱۳ در مقیاس بورگ حاصل شود. سپس آزمودنی با همین سرعت یکنواخت به دویدن روی تردمیل ادامه داد

تا شدت خستگی ۱۷ در مقیاس بورگ حاصل شود. در هر شدت معین، دویدن به مدت دو دقیقه دنبال شد.

اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن

در این پژوهش از تردمیل آنالیز راه رفتن زبریس^۱ برای اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن استفاده شد. پارامترهای زمانی شامل زمان گام (زمان طی شده بین تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس مجدد همان پا)، زمان قدم (زمان طی شده بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس اولیه پای مخالف)، زمان حمایت یگانه (مدت زمانی که فقط یک پا با زمین در تماس است)، زمان حمایت دوگانه (مدت زمانی که هر دو پا با زمین در تماس هستند) و پارامترهای مکانی شامل طول گام (فاصله بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس مجدد همان پا)، طول قدم (فاصله بین نقطه تماس اولیه یک پا تا نقطه تماس اولیه پای مخالف)، عرض گام (فاصله بین دو پا در یک دوره کامل راه رفتن) با پای برهنه استفاده شد (۴۱، ۴۲). آزمودنی‌ها به منظور گرم کردن و آشنایی، به مدت پنج دقیقه روی تردمیل راه رفتند. سپس داده‌های راه رفتن به مدت یک دقیقه قبل از اعمال خستگی و یک دقیقه بلافاصله پس از اعمال خستگی از تمام آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد. برای حذف اثرهای ناشی از داده‌های اغتشاش‌کننده، ۱۰ ثانیه ابتدایی و انتهایی در تحلیل آماری وارد نشد و ۴۰ ثانیه میانی مدنظر قرار گرفت. سرعت تردمیل گیت برای اندازه‌گیری پارامترها پنج کیلومتر در ساعت در نظر گرفته شد.

تحلیل آماری

متغیرهای پژوهش در دو بخش توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۲ نسخه ۲۲ تجزیه و تحلیل شد. از آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و تی همبسته برای مقایسه درون‌گروهی و بین‌گروهی تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن افراد دارای کف پای صاف و طبیعی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. اندازه اثر با استفاده از مقدار دی کوهن برآورد شد. براساس مقادیر اندازه اثر حاصل از دی کوهن، چنانچه مقدار به دست آمده تا ۰/۲ باشد، اندازه اثر ناچیز در نظر گرفته می‌شود، بین ۰/۲ و ۰/۵ به عنوان اندازه اثر کم، بین ۰/۵ و ۰/۸ به عنوان اندازه اثر متوسط و بیش از ۰/۸ اندازه اثر بزرگ در نظر گرفته می‌شود.

1. Zebris Medical GmbH - Gait analysis FDM-T
2. SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد و ویژگی عمومی شرکت کنندگان دو گروه شامل سن، قد و وزن در جدول شماره یک ارائه شده است. بر اساس نتایج جدول شماره ۱، گروه‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی در متغیرهای سن، قد، و وزن تفاوت معنادار نداشتند.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های عمومی شرکت کنندگان

گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	افت ناوی (میلی‌متر)
طبیعی	۱۶/۴۳±۱/۳۹	۶۳/۷۰±۷/۷۸	۱۷۱/۲۶±۶/۳۲	۷/۱۵±۱/۲۲
کف پای صاف	۱۶/۸۸±۱/۱۳	۶۵±۱۰/۳۳	۱۷۰/۹۳±۵/۱۷	۱۱/۶۵±۰/۸۷

جدول ۲- آزمون همگنی واریانس‌ها و میانگین‌های دو گروه دارای کف پای صاف و طبیعی در متغیرهای سن، قد و وزن

	آزمون تی مستقل برای برابری میانگین‌ها		آزمون لون برای برابری واریانس‌ها	
	مقدار تی	درجه آزادی	مقدار تی	F
سن	۱/۰۰۱	۱۸	۱/۳۳۱	۱
قد	۱/۵۷۵	۱۸	۱/۹۱۷	۱/۰۱۱
وزن	-۱/۱	۱۸	۱/۶۱۶	۱/۲۶۰

در جدول شماره سه نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای متغیرهای زمانی راه رفتن نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون (اثر تعاملی گروه و خستگی) در متغیرهای حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ وجود دارد. این یافته نشان می‌دهد در اثر خستگی، حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ در افراد دارای کف پای صاف به مقدار معناداری در مقایسه با افراد سالم کاهش پیدا کرده است، اما در سایر متغیرها تفاوت معنادار وجود ندارد.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی تعامل خستگی و گروه برای متغیرهای زمانی راه رفتن

متغیر	اثر تعاملی	F	مجذور میانگین	معناداری
زمان گام پای راست	خستگی × گروه	۱/۴۰۰	۰/۰۰۴	۰/۲۵۲
زمان گام پای چپ	خستگی × گروه	۲/۶۹۳	۰/۰۰۴	۰/۱۱۸
زمان قدم پای راست	خستگی × گروه	۰/۵۰۵	۰/۰۰۱	۰/۴۸۶
زمان قدم پای چپ	خستگی × گروه	۴/۱۴۶	۰/۰۰۳	۰/۰۵۷
حمایت یگانه پای راست	خستگی × گروه	۷/۶۸۶	۱۲/۸۰۴	۰/۰۱۳*
حمایت یگانه پای چپ	خستگی × گروه	۶/۲۹۲	۵/۴۰۰	۰/۰۲۲*
حمایت دو گانه	خستگی × گروه	۰/۰۱۳	۰/۰۵۱	۰/۹۰۱

* $p < 0.05$

در جدول شماره چهار میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای زمانی راه رفتن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه به‌همراه نتایج آزمون تی همبسته آمده است. نتایج این جدول نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای زمان گام پای چپ (پنج درصد افزایش) و زمان قدم پای چپ (۱۱۵ درصد افزایش) وجود دارد. همچنین تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کنترل در متغیرهای زمان قدم پای راست (چهار درصد افزایش) و زمان حمایت دوگانه (حدود چهار درصد کاهش) وجود دارد، اما تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های کنترل و کف پای صاف در سایر متغیرها وجود ندارد.

جدول ۴- نتایج آزمون تی همبسته برای بررسی اثر خستگی بر متغیرهای زمانی راه رفتن

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	T	معناداری	اندازه اثر دی کوهن
زمان گام پای راست (ثانیه)	طبیعی	۱/۰۳±/۰۳	۱/۰۶±/۰۶	۱/۵۰۷	۰/۱۶۶	۰/۶۳
	کف پای صاف	۱/۰۵±/۰۵	۱/۱۲±/۰۷	۲/۱۹۷	۰/۰۵۶	۱/۱۵
زمان گام پای چپ (ثانیه)	طبیعی	۱/۰۳±/۰۳	۱/۰۵±/۰۴	۱/۴۴۴	۰/۱۸۳	۰/۵۶
	کف پای صاف	۱/۰۵±/۰۶	۱/۱۱±/۰۴	۲/۵۴۲	۰/۰۳۲*	۱/۱۷
زمان قدم پای راست (ثانیه)	طبیعی	۰/۵۱±/۰۲	۰/۵۳±/۰۲	۲/۹۲۷	۰/۰۱۷*	۱
	کف پای صاف	۰/۵۴±/۰۲	۰/۵۶±/۰۳	۱/۶۶۵	۰/۱۳۰	۰/۷۸
زمان قدم پای چپ (ثانیه)	طبیعی	۰/۵۲±/۰۱	۱/۰۶±/۰۶	۰/۳۰۶	۰/۷۶۷	۱۲/۵۵
	کف پای صاف	۰/۵۲±/۰۳	۱/۱۲±/۰۷	۲/۴۰۸	۰/۰۳۹*	۱۱/۱۴
حمایت یگانه پای راست (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۳۷/۸۴±۱/۴۰	۳۸/۷۳±۱/۸۷	۱/۲۸۷	۰/۲۳۰	۰/۷۶
	کف پای صاف	۳۸/۹۰±۱/۵۱	۳۷/۵۴±۱/۶۵	۱/۸۱۰	۰/۱۰۴	۰/۸۵
حمایت یگانه پای چپ (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۳۸/۶۳±۱/۱۱	۳۸/۲۳±۱/۰۴	۱/۰۶۷	۰/۳۱۴	۰/۳۷
	کف پای صاف	۳۷/۴۹±۱/۴۸	۳۸/۵۵±۱/۰۹	۰/۰۶۷	۰/۹۴۸	۰/۸۱
حمایت دوگانه (درصد از کل زمان آزمون)	طبیعی	۲۴/۲۹±۲/۱۱	۲۳/۹۵±۱/۵۶	۱/۰۱۱	۰/۳۳۹	۰/۱۸
	کف پای صاف	۲۵/۴۰±۳/۲۰	۲۴/۹۲±۲/۳۲	۰/۴۰۳	۰/۶۹۷	۰/۱۷

* p < 0.05

در جدول شماره پنج نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای متغیرهای مکانی راه رفتن نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون (اثر تعاملی گروه و خستگی) در پارامترهای مکانی راه رفتن (متغیرهای طول گام پای راست، طول گام پای چپ، طول قدم پای راست، طول قدم پای چپ و عرض قدم) وجود ندارد.

جدول ۵- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی اثر تعاملی خستگی و گروه در

متغیرهای مکانی راه رفتن

متغیر	اثر تعاملی	F	مجدور میانگین	معناداری
طول گام پای راست	خستگی × گروه	۱/۴۰۰	۰/۰۰۵	۰/۲۵۲
طول گام پای چپ	خستگی × گروه	۲/۶۹۳	۰/۰۰۵	۰/۱۱۸
طول قدم پای راست	خستگی × گروه	۰/۵۰۵	۰/۰۰۱	۰/۴۸۶
طول قدم پای چپ	خستگی × گروه	۴/۱۴۶	۰/۰۰۴	۰/۰۵۷
عرض قدم	خستگی × گروه	۱/۳۰۲	۱/۱۵۸	۰/۳۲۳

در جدول شماره شش میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای مکانی راه رفتن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه به همراه نتایج آزمون تی همبسته آمده است. نتایج این جدول نشان می‌دهد که تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای طول گام پای چپ (پنج درصد افزایش)، طول قدم پای چپ (حدود ۳ درصد افزایش) و عرض قدم (حدود ۱۳ درصد کاهش) به واسطه اعمال پروتکل خستگی وجود دارد. همچنین تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه طبیعی در متغیرهای طول قدم پای راست (۳/۵ درصد افزایش) و عرض قدم (حدود هشت درصد کاهش) به واسطه اعمال پروتکل خستگی وجود دارد. تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های کنترل و کف پای صاف در سایر متغیرها وجود ندارد.

جدول ۶- نتایج آزمون تی همبسته برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای مکانی راه رفتن

متغیر	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	T	معناداری	اندازه اثر دی کوهن
طول گام پای راست (درصد از طول پا)	طبیعی	۱/۱۵±۰/۴	۱/۱۷±۰/۷	۱/۳۷۸	۰/۲۰۱	۰/۳۵
طول گام پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۱/۱۶±۰/۷	۱/۲۵±۰/۸	۲/۱۸۳	۰/۰۵۷	۱/۱۹
طول قدم پای راست (درصد از طول پا)	طبیعی	۱/۱۵±۰/۴	۱/۱۶±۰/۵	۱/۴۴۵	۰/۱۸۲	۰/۲۲
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۱/۱۷±۰/۶	۱/۲۳±۰/۵	۲/۵۳۳	۰/۰۳۲*	۱/۰۸
طول قدم پای راست (درصد از طول پا)	طبیعی	۰/۵۷±۰/۲	۰/۵۹±۰/۲	۳/۰۴۲	۰/۰۱۴*	۱
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	کف پای صاف	۰/۶۰±۰/۳	۰/۶۳±۰/۴	۱/۶۴۶	۰/۱۳۴	۰/۸۴

ادامه جدول ۶- نتایج آزمون تی همبسته برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای مکانی راه رفتن

متغیر	گروه	پیش آزمون	پس آزمون	T	معناداری	اندازه اثر دی کوهن
طول قدم پای چپ (درصد از طول پا)	طبیعی	۰/۵۸±۰/۲	۰/۵۸±۰/۳	۰/۲۳۴	۰/۸۲۰	۰
	کف پای صاف	۰/۵۸±۰/۴	۰/۶۳±۰/۴	۲/۴۱۸	۰/۰۳۹*	۱/۲۵
عرض قدم (سانتی متر)	کنترل	۸/۶۸±۳/۵۹	۷/۹۵±۳/۳۹	۳/۲۸۳	۰/۰۰۹*	۰/۲۰
	کف پای صاف	۱۱/۰۹±۳/۹۹	۹/۶۹±۳/۶۵	۱/۳۹۹	۰/۱۹۵	۰/۳۶

* p < 0.05

بحث و نتیجه گیری

در این پژوهش به بررسی اثر خستگی بر پارامترهای زمانی و فضایی راه رفتن در افراد با و بدون کف پای صاف پرداخته شد. ارزیابی نتایج متغیرهای زمانی در پس آزمون راه رفتن نشان داد که اثر تعاملی گروه (کف پای صاف و طبیعی) و خستگی، تفاوت معناداری بین گروه‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی در متغیرهای حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای چپ وجود داشت. همچنین تفاوت معناداری بین پیش آزمون و پس آزمون در گروه کف پای صاف در متغیرهای زمان گام پای چپ و زمان قدم پای چپ وجود داشت که نشان دهنده تأثیر خستگی بر این متغیرهاست. در گروه کنترل نیز تفاوت معناداری بین پیش آزمون و پس آزمون در متغیرهای زمان قدم پای راست و حمایت دوگانه پای راست وجود داشت که نشان دهنده تأثیر خستگی بر این متغیرهاست.

علت ایجاد کف پای صاف منعطف، ضعف عضلات نگهدارنده قوس داخلی پا به خصوص عضله درشت‌نی خلفی است. این عضله از زیر رباط پاشنه‌ای نازکننی عبور می‌کند. این رباط در پا نقش اساسی دارد؛ به طوری که در رأس قوس طولی قرار دارد و عامل کلیدی در حفظ آن است (۴۳). وزن بدن توسط سر قاپ به این رباط منتقل می‌شود و از آنجا نیروها به طرف جلو (سر استخوان متاتارس) و به طرف عقب (پاشنه) تقسیم می‌شوند. همان‌طور که اشاره شد، عضله تیبیالیس خلفی از زیر این رباط عبور می‌کند و تاحدودی به آن کمک می‌کند و از سنگینی کارش می‌کاهد. به هر اندازه‌ای که عضله درشت‌نی خلفی دچار ضعف شود، به همان اندازه هنگامی که پاها زیر نیروی وزن قرار می‌گیرند، رباط پاشنه‌ای نازکننی کشیده می‌شود و به علت شل شدن نمی‌تواند سر استخوان قاپ را حمایت کند؛ در نتیجه، استخوان‌های وابسته به این رباط کمی دچار جابه‌جایی و توزیع نیرو می‌شوند و از حالت عادی خارج می‌شوند و سازوکار راه رفتن در این جهت‌ها نیز دچار اختلال می‌شود (۴۳)؛ در نتیجه، به نظر می‌رسد خستگی همراه با ضعف عضله درشت‌نی خلفی و در ادامه رباط پاشنه‌ای نازکننی در افراد دارای کف پای صاف باعث تغییر متغیرهای زمانی راه رفتن مانند حمایت یگانه پای راست و حمایت یگانه پای

چپ می‌شود و افراد دارای کف پای صاف با کاهش حمایت یگانه سعی در افزایش تعادل خود در راه رفتن می‌کنند.

براساس نتایج پژوهش، در گروه کف پای صاف بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در متغیرهای زمان گام پای چپ (پنج درصد افزایش) و زمان قدم پای چپ (۱۱۵ درصد افزایش) تفاوت معنادار وجود داشت. این تفاوت آماری به واسطه اندازه اثر نیز به‌طور قوی حمایت می‌شود؛ به‌گونه‌ای که اثر بسیار قوی خستگی در افراد دارای کف پای صاف بر افزایش زمان گام و زمان قدم در پای چپ است. با توجه به اینکه افزایش زمان گام و قدم متناظر نیازمند افزایش زمان استقرار روی پای راست (پای غالب) است، به این معنی می‌تواند باشد که خستگی در تعامل با صافی کف پا نیاز به حفظ تعادل بر روی پای غالب را تحمیل کرده است و نتیجه آن به‌صورت افزایش زمان گام و قدم در پای غیرغالب نمود کرده است. قوس طولی کف پا با فعالیت عضلات اینترینسیک و اکسترینسیک کف پا در ارتباط است. همچنین گزارش شده است که خستگی عضلات اینترینسیک و اکسترینسیک کف پا می‌تواند به افت بیشتر استخوان ناوی و در نتیجه کاهش بیشتر ارتفاع کف پا منجر شود. کاهش بیشتر ارتفاع استخوان ناوی خود می‌تواند عاملی برای افزایش نوسانات مرکز جرم در گروه کف پای صاف در مقایسه با گروه طبیعی باشد (۴۴) که در نتیجه می‌تواند باعث افزایش زمان حمایت دوگانه و کاهش زمان حمایت یگانه شود. عوامل بسیاری بر جای‌گذاری پا اثر دارند که مهم‌ترین آن‌ها گشتاور عضلانی دورکننده‌ها و نزدیک‌کننده‌های ران در حین نوسان است. مرکز فشار گروه کف پای صاف در مقایسه با گروه طبیعی در سمت داخل‌تر پا قرار می‌گیرد و طبیعی است که مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان نیز در یک فاصله دورتر از مرکز مفصل مچ پا قرار می‌گیرند (۴۵) که به نیروی بیشتری برای حفظ این گشتاور نیاز دارد. بخشی از این گشتاور توسط عضلات مچ پا و بخش بیشتر آن توسط عضلات دورکننده ران کنترل می‌شود. از آنجاکه بیشتر گشتاور لازم به‌منظور نگهداری مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان توسط عضلات دورکننده ران کنترل می‌شود، فعالیت خستگی و امانده‌ساز می‌تواند فشار بیشتری بر عضلات دورکننده ران وارد کند و آن‌ها را در مقایسه با گروه کنترل سریع‌تر خسته کند (۴۶). خستگی این عضلات در دامنه نوسان بیشتری را تجربه می‌کنند که نشان‌دهنده کاهش کنترل پاسچر این افراد است و برای افزایش کنترل پاسچر سعی در کاهش زمان حمایت یگانه دارند.

خستگی موضعی عضلات چهارسر رانی باعث افزایش خطر افتادن و سرخوردن می‌شود. وولم^۱ و همکاران (۴۷) عنوان کردند که خستگی عضلانی موجب تغییرات بیشتری در متغیر تعادل پویا در مقایسه با تعادل ایستا می‌شود. براساس نتایج پژوهش آن‌ها، سیستم عصبی-عضلانی در کنترل تعادل

پویا بر روی پاها نقش بیشتری دارد. یکی از علل تغییر پارامترهای زمانی (زمان گام پای چپ و پای راست، حمایت دوگانه و زمان قدم پای چپ) بعد از خستگی، کاهش تمرکز آزمودنی‌ها در توجه به نوسانات بدن خودشان و علت دیگر آن تغییر در عملکرد عصبی-عضلانی اندام تحتانی به‌ویژه پاست (۴۷). در واقع، آزمودنی‌ها به‌ویژه اگر از گروه غیرورزشکاران باشند، نمی‌توانند خود را با وضعیت بعد از خستگی تطبیق دهند. این نبود تطابق با وضعیت به کاهش تعادل پویا و در نتیجه تغییر بعضی از پارامترهای زمانی راهرفتن می‌انجامد.

درباره متغیرهای مکانی راهرفتن نتایج نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه‌ها در پس‌آزمون در متغیرهای مکانی راهرفتن وجود نداشت. این یافته نشان می‌دهد در اثر خستگی، متغیرهای مکانی راهرفتن در افراد دارای کف پای صاف به مقدار معناداری در مقایسه با افراد سالم تغییر نکرده است. به‌طور کلی مقداری تفاوت بین اندام چپ و راست وجود داشت که این بی‌تقارنی می‌تواند به دلیل وجود اختلال و جابه‌جایی مرکز فشار و غالب بودن یک اندام باشد. منتشلو و همکاران (۴۸) گزارش کردند که در افراد طبیعی نیز مقداری بی‌تقارنی در راهرفتن وجود دارد که مقدار بی‌تقارنی کمتر از شش درصد است. به گفته آن‌ها، بی‌تقارنی در راهرفتن انسان باعث می‌شود یکی از اندام‌های تحتانی عملکرد اندام دیگر را کاهش دهد.

به‌طور کلی در مطالعات اندکی اثر خستگی بر پارامترهای راهرفتن بررسی شده است. پاینده و همکاران (۴۹) در پژوهش خود در بررسی نیروی عکس‌العمل در حین راهرفتن کودکان دارای کف پای صاف به این نتیجه رسیدند که تفاوت معناداری بین دو گروه در متغیر نیروی عکس‌العمل زمین در زمان انتقال وزن روی پاشنه، تماس کف پا با زمین و انتقال وزن روی پنجه وجود ندارد. به نظر می‌رسد نقش عضلات پلاتتارفلیکسورها در طول راهرفتن، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نهی و حفظ انرژی است. این نتایج باعث رشد این دیدگاه می‌شود که فعالیت عضلات دوقلو و نعلی که به تاندون آشیل منتهی می‌شوند، تحت تأثیر نوع پاسچر پا قرار نگیرند (۵۰) که این امر می‌تواند یکی از دلایل نبود تفاوت معنادار در اثر خستگی در گروه طبیعی و کف پای صاف منعطف باشد. همچنین الگوی راهرفتن آرام افراد کف پای طبیعی و کف پای صاف منعطف را به‌سختی می‌توان از هم متمایز کرد. در مجموع می‌توان نتیجه گرفت اگر افراد مبتلا به کف پای صاف منعطف فاصله کوتاهی را طی کنند، پارامترهای مکانی آن‌ها با افراد کف پای طبیعی تفاوت ندارد (۵۱). از نظر آماری خستگی تأثیر معناداری را بر پارامترهای مکانی راهرفتن در افراد دارای کف پای صاف منعطف در مقایسه با افراد طبیعی نشان نداد؛ با این حال بررسی اندازه اثر خستگی بین دو گروه حاکی از اثر بسیار قوی متغیر خستگی بین دو گروه دارای صافی کف پا و طبیعی است؛ به‌گونه‌ای که گروه دارای کف پای صاف در

غالب پارامترهای مکانی راه رفتن اثرات بیشتری شامل افزایش در زمان طول قدم، زمان طول گام و عرض قدم در مقایسه با گروه دارای کف پای طبیعی نشان داد.

یکی از دلایل تغییر در پارامترهای مکانی راه رفتن (طول قدم، عرض قدم و طول گام)، در اثر خستگی احتمالاً عملکرد سیستم حسی پیکری است. گیرنده‌های حس عمقی بخش مهمی از حس پیکری محسوب می‌شوند. پژوهشگران تاثیر حس عمقی را بر فعال کردن مناسب پاسخ‌های تعادلی در نواحی مچ پا یا نواحی بالاتر مانند عضلات ران تأیید کرده‌اند (۵۳، ۵۲). به نظر می‌رسد خستگی به‌عنوان عامل ایجاد نقص در اطلاعات آوران حس پیکری می‌تواند به تأخیر در پاسخ‌های پاسچر و اختلال در راه رفتن منجر شود. تغییرات عصبی ناشی از خستگی مربوط به ارسال پیام‌های آوران از عضلات خسته است که به کاهش انتقال پیام‌های وبران و توانایی تولید حرکات جبرانی کافی منجر می‌شود (۵۴). در واقع، هنگام خستگی توانایی پاسخ‌های عضلانی مناسب که برای حفظ راه رفتن طبیعی لازم است، کاهش می‌یابد که این موضوع موجب تغییر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن (طول قدم، عرض قدم و چرخش پای راست) می‌شود. در طول یک فعالیت حرکتی، خستگی ممکن است با تأثیر بر حس عمقی به کاهش توانایی ادراک موقعیت مفصل و اندام در فضا منجر شود، کنترل عصبی-عضلانی را تغییر دهد و موجب کاهش ثبات وضعیتی، هماهنگی، فعالیت و تولید نیرو در عضلات شود (۵۵). از سوی دیگر، بعد از خستگی زمان فعال بودن عضلات برای حفظ ثبات در تعادل افراد به‌شدت افزایش می‌یابد. همچنین خستگی می‌تواند اطلاعات رسیده از منابع حسی به مغز را مختل کند و به کاهش سرعت انتقال پیام‌های عصبی به سیستم اسکلتی-عضلانی منجر شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی و تعادل اثر بگذارد (۵۶) و در نتیجه بر الگوی راه رفتن فرد تأثیر بگذارد و موجب تغییر پارامترهای راه رفتن شود.

نتایج آماری پژوهش تفاوت معناداری را بین دو گروه دارای صافی کف پا و طبیعی در تعدادی از پارامترهای زمانی (زمان قدم، زمان گام و حمایت دوگانه) و مکانی (طول قدم، طول گام و عرض قدم) نشان نداد؛ باین حال برآورد اندازه اثر بین دو گروه در مقادیر پس‌آزمون نشان داد که اثر تعاملی گروه (کف پای صاف و طبیعی) و خستگی اثر بسیار قوی بر تقریباً تمام پارامترهای راه رفتن گذاشته است. این موضوع را می‌توان این‌گونه تفسیر کرد که اگرچه نتایج از نظر آماری معنادار نیست، از لحاظ اثربخشی به‌دست‌آمده به‌وسیله اندازه اثر بسیار قوی است و تفاوت بین دو گروه درخور توجه است؛ در نتیجه شاید بتوان دلایلی از قبیل تعداد کم آزمودنی‌ها را دلیل معنادار نبودن آماری برشمرد.

با توجه به اینکه میانگین داده‌های جمع‌آوری شده در مدت یک دقیقه پس از اعمال خستگی برای تحلیل آماری استفاده شده است، شاید این بازه زمانی فرصت بازگشت از وضعیت خستگی را به آزمودنی داده باشد و اثر اوج خستگی بر پارامترهای راه رفتن پنهان مانده باشد؛ اگرچه اندازه اثر آن را

نمایان کرده است؛ باین حال می توان اذعان داشت که اندازه اثر به عنوان یکی از شاخص های ارزیابی مقدار اثرگذاری توانسته است اثر تعاملی را در دو گروه صافی کف پا و طبیعی در غالب پارامترها نمایان کند که این موضوع برای بحث درخور تأمل است.

شکی نیست که خستگی موجب افت کمی و کیفی عملکرد در تمامی حرکات و مهارت ها می شود؛ باین حال در پژوهش حاضر در پی یافتن اثر تعاملی این واکنش بدن در تعامل با افتادگی قوس پا در افراد جوان بودیم. با توجه به نتایج پژوهش می توان اذعان داشت که خستگی می تواند در تعامل با صافی کف پا اثرهای بیشتری بر پارامترهای راه رفتن بگذارد؛ اگرچه از نظر آماری معنادار نبوده است. پیشنهاد می شود در پژوهش های آینده با تعداد بیشتر آزمودنی این موضوع بررسی شود.

براساس نتایج این پژوهش به نظر می رسد خستگی بر برخی پارامترهای زمانی و مکانی راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف و طبیعی تأثیر دارد و این تأثیر در افراد با کف پای صاف بیشتر است. از آنجاکه راه رفتن یک فعالیت زیربیشینه محسوب می شود، چه بسا در فعالیت هایی مانند دویدن، پریدن و فرود آمدن که نیازمند نیروهای بیشتری هستند، این تفاوت ها آشکارتر باشد. با توجه پژوهش های اندک در این باره، نتیجه گیری قطعی نیازمند انجام دادن پژوهش های تکمیلی است.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی ها و مسئولان محترم پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی که ما در انجام دادن این پژوهش یاری کردند، تقدیر و تشکر می کنیم.

منابع

1. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. 1991;238-45.
2. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995;3(4):193-214.
3. Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. J Biomech. 2004;37(8):1271-80.
4. Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. J Biomech. 2004;37(8):1271-80.
5. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait Posture. 2002;15(1):1-9.
6. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. Gait Posture. 2007;26(1):68-75.
7. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. Clin Biomech. 2008;23(10):1287-93.

8. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, Miller SJ, Gassen SC. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *J Foot Ankle Surg.* 2005;44(2):78-113.
9. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech.* 2010;25(3):265-70.
10. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 2010;32(4):519-23.
11. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Rec.* 2009;2(1):1-9.
12. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture.* 2009;30(3):334-9.
13. Houck JR, Tome JM, Nawoczinski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture.* 2008;28(1):29-37.
14. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech.* 2004;19(4):391-7.
15. Hajilou, B. The effect of localized quadriceps muscles fatigue on COP deviation and EMG activity of selected lower limb muscles during gait: Comparison between athlete and non-athlete. [Masters's thesis]. [Hamedan]: Bu-Ali Sina University; 2012. (in Persian).
16. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(6):436-44.
17. Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *J Appl Biomech.* 2001;17(2):153-63.
18. Fan Y, Fan Y, Li Z, Lv C, Luo D. Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. *PloS One.* 2011;6(3):74-9.
19. 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.
20. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews.* 2012;36(1):162-76.
21. 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. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(2):270-5.
22. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. Lippincott Williams & Wilkins. 2006;368-74.
23. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech.* 2006;39(2):246-54.
24. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait Posture.* 2008;28(4):568-73.

25. Gefen A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput.* 2002;40(3):302-10.
26. Stolwijk NM, Duysens J, Louwerens JW, Keijsers NL. Plantar pressure changes after long-distance walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2010;42(12):2264-72.
27. Sanjari MA, Boozari S, Jamshidi AA, Nikmaram MR. Fatigue effect on linear center of pressure measures during gait in people with flat feet. *Asian J Sports Med.* 2016;7(4):1-6. (in Persian).
28. Barbieri FA, dos Santos PC, Vitória R, van Dieën JH, Gobbi LT. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. *Gait Posture.* 2013;38(4):702-7.
29. Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. *J Sport Rehabil.* 2013;22(3):177-83. (in Persian).
30. Otsuka R, Yatsuya H, Miura Y, Murata C, Tamakoshi K, Oshiro K, Nishio N, Ishikawa M, Zhang HM, Shiozawa M, Kobayashi A. Association of flatfoot with pain, fatigue and obesity in Japanese over sixties. *Japanese Journal of Public Health [Nihon koshu eisei zasshi].* 2003;50(10):988-98.
31. Piri H, Rajabi R, Minoonejad H, Tabatabai Ghomshe F, Abbasi H. The comparison of kinetic parameters between flexible flatfoot and normal foot football players during single leg drop-landing. *Studies in Sport Medicine.* 2017;9(22):67-80. (in Persian).
32. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods.* 2007;39(2):175-91.
33. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982;13(3):541-58.
34. Shrader JA, Popovich Jr JM, Gracey GC, Danoff JV. Navicular drop measurement in people with rheumatoid arthritis: interrater and intrarater reliability. *Phys Ther.* 2005;85(7):656-64.
35. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(3):162-7.
36. Onodera AN, Sacco IC, Morioka EH, Souza PS, de Sá MR, Amadio AC. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *The Foot.* 2008;18(3):142-9.
37. Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. *The Foot.* 2007;17(2):65-72.
38. Vauhnik R, Turk Z, Piliš IA, Mičetić-Turk D. Intra-rater reliability of using the navicular drop test for measuring foot pronation. *Hrvatski Športskomedicinski Vjesnik.* 2006;21(1):8-11.
39. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture.* 2016;48:52-6. (in Persian).

40. Dishman RK, Sallis JF. Determinants and interventions for physical activity and exercise. In: Bouchard C, Shephard RJ, Stephens T, editors. Physical activity, fitness, and health: international proceedings and consensus statement. Champaign (IL): Human Kinetics. 1994: 214-38.
41. Reed LF, Urry SR, Wearing SC. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskeletal Disord*. 2013;14(1):249-55.
42. Kalron A, Dvir Z, Frid L, Achiron A. Quantifying gait impairment using an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. *ISRN Neurology*. 2013;26(2):1-6.
43. Sokhanguue Y, Sokhanguue M. Flat foot. *Harkat Now*. Tehran; 2006. p. 1-45. (In Persian). (in Persian).
44. Brown CN, Bowser B, Orellana A. Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2010;42(12):2258-63.
45. Kolasangiani A, Mantashloo Z, Salehi S, Moradi M. Examination of postural control of body and the onset time of electrical activity of selected ankle muscles during single-leg landing in subjects with pronated and normal foot. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2019;13(2):79-86. (in Persian).
46. Kim J, Lee M, Seo J. Effects of short foot exercise with visual feedback on balance and knee joint function in subjects with flexible flatfeet. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018;61(2):169-78.
47. Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clin Biomech*. 2007;22(5):489-94.
48. Mantashloo Z, Letafatkar A, Moradi M. Vertical ground reaction force and knee muscle activation asymmetries in patients with ACL reconstruction compared to healthy individuals. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019; 28(7):2009-14. (in Persian).
49. Payandeh M, Khoshraftar Yazdi N, Ebrahimi Atri A, Damavandi M. Comparison of vertical ground reaction force during walking in children with flat foot and a normal foot. *Paramed Sci Rehabil*. 2015;4(1):33-41. (in Persian).
50. Mosavi SK, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. Comparison of leg muscles electromyography during gait in pes cavus and planus in men aged 20-28 years. *Scientific Journal of Kurdistan University of Medical Sciences*. 2015;20(1):71-79. (in Persian).
51. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomech*. 1999;14(7):484-93.
52. Baroni BM, Wiest MJ, Generosi RA, Vaz MA, Junior L, Pinto EC. Effect of muscle fatigue on posture control in soccer players during the short-pass movement. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*. 2011;13(5):348-53.
53. Marchetti PH, Orselli MI, Duarte M. The effects of uni-and bilateral fatigue on postural and power tasks. *J Appl Biomech*. 2013;29(1):44-8.
54. Reimer III RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *J Sci Med Sport*. 2010;13(1):161-6.

55. Brøchner NN, Hug F, Guével A, Colloud F, Lardy J, Dorel S. changes in motor coordination induced by local fatigue during a sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc.* 2018;50(7):1394-404.
56. Feeney D, Jelaska I, Uygur M, Jaric S. Effects of unilateral muscle fatigue on performance and force coordination in bimanual manipulation tasks. *Motor control.* 2017;21(1):26-41.

ارجاع دهی

درتاج ابراهیم، علیزاده محمدحسین، عباسی حامد، شیرزاد عراقی الهام. تأثیر خستگی بر پارامترهای مکانی و زمانی راه رفتن در افراد با کف پای صاف منعطف و طبیعی. *مطالعات طب ورزشی.* بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۳۴-۱۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2020.8394.1415

Dorr taj E, Alizadeh M. H, Abbasi H, Shirzad Iraqi E. The Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in People with Normal and Flexible Flat Foot. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2020; 12 (27): 17-34. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2020.8394.1415

The Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in People with Normal and Flexible Flat Foot

E. Dorr taj¹, M. H. Alizadeh², H. Abbasi³, E. Shirzad Iraqi⁴

1. PhD student, Sports Injuries and Corrective Exercises, University of Tehran Alborz Campus, Iran (Corresponding Author)

2. Professor, Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Iran

3. Assistant Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Sport sciences Research Institute, Tehran, Iran

4. Assistant Professor, Sports Injuries and Corrective Exercises, Department of Sport Medicine and Health, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Iran

Received Date: 2020/01/26

Accepted Date: 2020/08/09

Abstract

Fatigue impairs the neuromuscular control of gait. A flat foot can cause early muscle fatigue and impair the weight-bearing function of the foot. The purpose of this study was to investigate the effect of fatigue on spatial and temporal parameters of gait in people with normal and flexible flat-foot. Methodology: In this Quasi-experimental study. 10 people with flexible flat foot and 10 people with normal foot arch participated were selected among 15-18 years male students in Tehran. Gait analysis treadmill was used to measure gait parameters. A running protocol on a treadmill was used to induce fatigue based on the Borg's Perceived Exertion scale. The gait parameters were collected for one minute before and one minute immediately after fatigue induced. Repeated measures and paired t-tests were used to compare the within-group and between-group effects of fatigue on the spatial and temporal parameters of gait in people with normal foot and flat foot. Results: Based on the results there was a significant difference in post-test scores between groups in the single support variable. However, there were no significant differences in the variables of stride time, step time, double support, stride length, step length, and step width. However, the effect size obtained for most variables indicated a strong interactive effect of flat foot and fatigue on these parameters. Besides, fatigue had a significant effect on the variables by increasing the stride time, step time, double support, stride length, step length, and step width. Conclusion: According to the results of this study, it seems that fatigue has a significant effect on some temporal and spatial parameters of gait in people with normal and flat-foot.

Keywords: Fatigue, Gait, Flat Foot, Temporal Parameter, Spatial Parameter

1. Email: Dortaj_66@yahoo.com

2. Email: mhalizadeh47@yahoo.com

3. Email: hamedabbasi26@gmail.com

4. Email: eshirzad@ut.ac.ir