



بررسی اثر فعالیت وامانده ساز بر متغیرهای تعادل دینامیکی راه رفتن افراد با کف پای صاف

صالح عزیزی^۱، نادر فرهپور^۲، کیوان شریف مرادی^{۳*}

۱. کارشناسی ارشد، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۲. استاد، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۳. استادیار، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

دریافت ۹ اردیبهشت ۱۳۹۸؛ پذیرش ۱۷ آذر ۱۳۹۸

واژگان کلیدی

کف پای صاف

مرکز جرم

تعادل

خستگی

چکیده

زمینه و هدف: تغییر در ساختار کف پا بر تعادل استاتیک و دینامیک اثرگذار است، اما تعامل بین صافی کف پا و خستگی فیزیکی در عملکرد تعادل دینامیکی راه رفتن افراد دارای کف پای صاف مشخص نیست. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر یک فعالیت وامانده ساز بر متغیرهای تعادل دینامیکی راه رفتن افراد با کف پای صاف بود.

روش بررسی: تعداد ۱۰ فرد کف پای صاف و ۱۰ فرد سالم در این تحقیق شرکت کردند. اطلاعات با استفاده از سیستم تحلیل حرکتی (۱۰۰ Hz) Vicon (چهار دوربین سری T) دو دستگاه صفحه نیروی Kistler (۱۰۰۰ Hz) ثبت شد. متغیرهای تعادل و متغیرهای فضایی زمانی از نرم افزار Visual 3D استخراج شد. این متغیرها قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی اندازه گیری شد. تحلیل آماری از آزمون تی مستقل و وابسته در محیط نرم افزار SPSS-19 و $\alpha < 0.05$ انجام شد. یافته ها: دامنه تغییرات عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف به طور معنی داری از گروه سالم بیشتر بود ($p=0.01$). خستگی باعث افزایش دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحه فرونتال و همچنین عرض گام، در گروه کف پای صاف شد ($p=0.03$).

نتیجه گیری: خستگی تعادل دینامیکی افراد کف پای صاف را کاهش می دهد که با افزایش جابجایی عمودی و جانبی مرکز جرم و افزایش عرض گام همراه است. بعد از خستگی افراد کف پای صاف در صفحه جانبی ناپایدارند و اجرای حرکات تعادلی در صفحه جانبی می تواند احتمال ابتلا به آسیب را در این افراد افزایش دهد لذا انجام چنین حرکاتی در این افراد بایستی با احتیاط بیشتری صورت گیرد.

مقدمه

کف پای صاف یک ناهنجاری پا است که در آن کاهش ارتفاع استخوان ناوی منجر به کاهش قوس طولی کف پا می‌شود که در توزیع وزن در بسیاری از حرکات مانند نگهداری تعادل ایستا و پویا نقش دارد. قوس‌های طولی داخلی، طولی خارجی و عرضی پا از ساختارهای جذب کننده نیرو می‌باشند که نیروی وزن بدن را در هنگام وضعیت‌های ایستا و پویا توزیع می‌کنند، قوس‌های کف پا توسط ساختارهای استخوانی، نیام کف پای، رباط‌ها و تاندون‌ها حفظ می‌شود (چانگ، هونگ، وو چیو و سو، ۲۰۱۰). کف پای صاف یک ناهنجاری پا است که در آن کاهش ارتفاع استخوان ناوی منجر به کاهش قوس طولی داخلی پا می‌شود (بوک و همکاران، ۲۰۱۶) و با پرونیشن پا، چرخش داخلی استخوان درشت نی و استخوان ران، والگوس زانو و تیلت قدامی لگن همراه است (برد و پایین، ۱۹۹۹). این ناهنجاری با اختلال در عملکرد عضله ساقی خلفی، ناهنجاری استخوان‌های پا، شل شدن رباط‌ها، کوتاه شدن تاندون آشیل، کشیده شدن نیام کف پای و ضعف عضلات پا ایجاد می‌شود (مورلی، منز و لندروف، ۲۰۰۹). این تغییر شکل‌ها به پرونیشن افزایش یافته مچ پا حین فاز تحمل وزن منجر می‌شود و باعث پلانٹارفلکشن و اداکشن استخوان تالوس و والگوس استخوان پاشنه می‌شود (پاندی، پال، کومر و ساین، ۲۰۱۳) و منجر به ارسال اطلاعات محیطی غیرطبیعی به مراکز عصبی بالاتر می‌گردد، اطلاعات محیطی غیرطبیعی از پا بر عملکرد مورد نیاز عضلات برای کنترل وضعیت بدنی و کنترل بدن (شان وی کوک و هوراک، ۱۹۸۶) و نگهداری مرکز ثقل بر روی سطح اتکا (فرانکو، ۱۹۸۷) اثرگذار است. چنین ناهنجاری‌هایی در قوس طولی داخلی منجر به از بین رفتن پایداری عملکردی پا می‌شود (فرانکو، ۱۹۸۷)، که به نوبه خود باعث ایجاد مشکلات تعادل می‌شود (هرتل، ۲۰۰۲؛ هیلستروم و همکاران، ۲۰۱۳؛ تسای و همکاران، ۲۰۰۶). با کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی، کاهش توزیع وزن در فعالیت‌های ایستا و پویا و کاهش عملکرد کلی اندام تحتانی صورت می‌پذیرد (لاندربرگ و همکاران، ۱۹۸۹). اختلاف ارتفاع ناشی از قوس‌های کف پای بین افراد دارای پاهای نرمال و کف پای صاف بر پارامترهای مختلف کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن نیز اثرگذار است (ویلیامز، مک کلی، همیل و باچنانن،

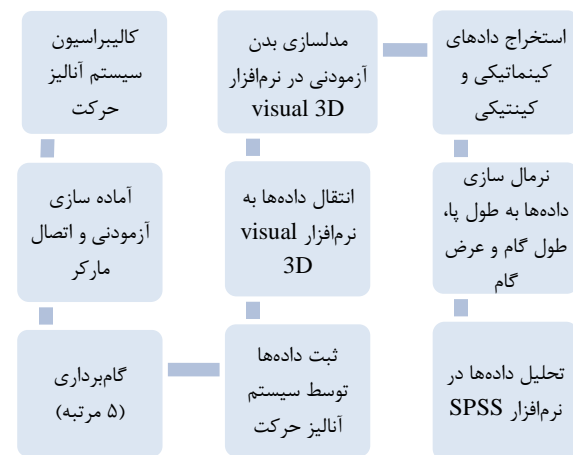
۲۰۰۱) و ممکن است خطر آسیب‌دیدگی را افزایش دهد (ویلیامز، مک کلی، همیل و باچنانن، ۲۰۰۱؛ هارادین، بوان، کارتر، ۲۰۰۶). موقعیت مرکز جرم بدن در ارتباط با موقعیت قرارگیری مرکز فشار، یکی از متغیرهای مرتبط با کینتیک^۱ است که می‌تواند معیار خوبی از تعادل دینامیکی بدن باشد. مشکلات ایجاد شده در ساختارهای کف پا، پارامترهای مرتبط با مرکز فشار کف پا (هان، کو، جونگ، کیم و لی، ۲۰۱۱) و گشتاور عضلانی (فرهپور، شریف مرادی و عزیززی، ۲۰۱۷) را تحت تأثیر قرار می‌دهد. لذا هرگونه تغییر شکل در ساختار کف پا (دنجر، ۲۰۰۲؛ سای، یو، مرکر و گراس، ۲۰۰۶) نه تنها بر مرکز فشار و پارامترهای مرتبط با آن اثرگذار است بلکه مرکز جرم را تغییر داده به تبع آن بر تعادل دینامیکی افراد تأثیر می‌گذارد. در مطالعات قبلی تفاوت معنی‌داری در تعادل ایستا و پویای افراد کف پای صاف حین ایستادن بعد از اجرای پروتکل خستگی در مقایسه با موارد نرمال گزارش شده است (یاگی و مک گرگور، ۲۰۰۲). خستگی یکی از مهم‌ترین عواملی است که می‌تواند پارامترهای بیومکانیکی و خطر صدمه را تغییر دهد (گفن، ۲۰۰۲). محققان با بررسی تأثیر خستگی بر تعادل ایستا و پویا، نتایج متضادی را ارائه کرده‌اند. برخی خستگی را عامل افزایش نوسانات تعادلی (یاگی و مک گرگور، ۲۰۰۲) و دیگر تحقیقات بی‌اثر بودن خستگی بر تعادل دینامیک را گزارش کرده‌اند (کتین، بیراموگلوایتار، سرنکوک و میسی، ۲۰۰۸؛ سرنکوک، کین آیسر، ایتار و گاتکین، ۲۰۰۸).

اگرچه پیش از این اثر خستگی مورد بررسی قرار گرفته است، اما تحقیقات کمی در مورد اثر خستگی بر نوسانات مرکز جرم بین افراد نرمال و افراد کف پای صاف حین راه رفتن وجود دارد. مطالعه افراد نرمال و افراد کف پای صاف تحت شرایط خستگی می‌تواند اثرات متفاوتی را نشان دهد (یاگی و مک گرگور، ۲۰۰۲؛ سرنکوک و همکاران، ۲۰۰۸؛ کتین و همکاران، ۲۰۰۸).

از آنجا که افراد کف پای صاف از درد کف پا بعد از انجام ورزش رنج می‌برند و خستگی و آزدگی کف پا می‌تواند تعادل آنها را تحت تأثیر قرار داده و آنها را در معرض خطر آسیب قرار دهد (سوکر و همکاران، ۲۰۱۸)، بنابراین اثر پروتکل خستگی در افراد نرمال و کف پای صاف در شرایط

شده از رادیوگرافی^۲ دارد و بر این اساس پا به سه حالت گود، سالم و صاف طبقه‌بندی می‌شود چنانچه شاخص به‌دست‌آمده کمتر از ۲۱٪ کل مساحت کف پا باشد کف پای گود می‌باشد، چنانچه شاخص به‌دست‌آمده بین ۲۱٪ تا ۲۶٪ مساحت کل کف پا باشد کف پا سالم می‌باشد و چنانچه شاخص به‌دست‌آمده بیشتر از ۲۶٪ مساحت کل کف پا باشد کف پا صاف می‌باشد (مرلی، منز و لندروف، ۲۰۰۹).

برای اندازه‌گیری متغیرهای کینماتیکی^۳ راه رفتن از سیستم تحلیل حرکتی Vicon (ساخت کمپانی Vicon Motion Systems کشور انگلستان) شامل چهار دوربین سری T، استفاده شد. دوربین‌ها در دو سمت یک مسیر پیاده‌رو و به فاصله ۵ متر از مرکز صفحه نیرو قرار داده شدند. یک مسیر پیاده‌روی ۱۵ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد که دو صفحه نیروی kistler (ساخت کمپانی kistler کشور سوئیس) در وسط مسیر قرار داشت. یک فضای کالیبراسیون^۴ با ابعاد (طول ۳۰۰ سانتی‌متر × عرض ۱۵۰ سانتی‌متر × ارتفاع ۲۰۰ سانتی‌متر) در نظر گرفته شد که صفحه در مرکز قاعده این فضای مکعبی قرار داشت. فاصله نقطه شروع راه رفتن آزمودنی‌ها تا صفحه نیرو ۷ متر بود. همچنین به خاطر طول فضای کالیبره (۳ متر) آزمودنی می‌توانست دو استراید کامل چپ و راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد.



نمودار ۱: نمای شماتیک مراحل اجرای طرح

ورزش مورد بررسی قرار گرفت. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر یک فعالیت وامانده‌ساز بر متغیرهای تعادل دینامیکی افراد با کف پای صاف می‌باشد.

مواد و روش‌ها

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 یا هرگونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت راه رفتن (مثل التهاب مفصل). شرایط پذیرش افراد کف پای صاف عبارت بودند از فقدان سابقه جراحی مهم، عدم اختلاف طول پا، درد بیماری‌های عصبی عضلانی، نداشتن سابقه ورزش قهرمانی. بعد از ارائه اطلاعات مربوط به اهداف و روش کار از آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش رضایت‌نامه کتبی دریافت شد.

۱۰ نفر از افراد سالم با میانگین سن $25/28 \pm 6/33$ سال، قد $168/6 \pm 27/71$ سانتی‌متر و جرم $78/13 \pm 26/93$ کیلوگرم و شاخص قوس کف پای $24/66 \pm 1/58$ و تعداد ۱۰ نفر از افراد با کف پای صاف با میانگین سن $24/4 \pm 2/6$ ، قد $177/26 \pm 4/331$ و جرم $81/93 \pm 17/43$ و شاخص قوس کف پا $33/0 \pm 2/93$ در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌های پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*POWER و مبتنی بر آزمون آماری تی تست $\alpha = 0/05$ و توان آماری $0/5$ ، ۱۰ نفر در نظر گرفته شد. کلیه آزمودنی‌ها از دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا بودند که در آن آزمودنی‌های گروه سالم به‌صورت تصادفی و آزمودنی‌های گروه کف پای صاف پس از معاینه و دارا بودن کف پای صاف به‌صورت نمونه در دسترس جهت شرکت در این تحقیق انتخاب شدند.

ابزار

فوت پرنیت^۱ با استفاده از پودر کربن صنعتی روی کاغذ A4 ترسیم شد و در محیط نرم‌افزار AutoCAD مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و شاخص قوس کف پا با استفاده از تقسیم کف پا به سه ناحیه مساوی و حاصل تقسیم ناحیه میانی کف پا به مجموع مساحت سه ناحیه دیگر محاسبه شد. این روش همبستگی (منز، ۱۹۹۸) و همچنین روایی و پایایی بالایی (منز و مونتسو، ۲۰۰۵) با اندازه‌های مشتق

2. Radiography
3. Kinematic
4. Calibration

1. Foot print

پیش‌آزمون و پس‌آزمون از روش آماری آزمون تی تست مستقل و برای مقایسه بین گروهی از آزمون تی تست وابسته در نرم‌افزار SPSS 22 و سطح معنی‌دار ($p < 0/05$) استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تعادل دینامیکی بین دو گروه کف پای صاف و گروه سالم قبل و بعد از پروتکل خستگی در جدول ۱ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود دامنه تغییرات محل مرکز جرم در صفحه‌های فرونتال و ساجیتال بین دو گروه قبل از پروتکل خستگی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری نداشت ($p > 0/05$). دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحه هوریزنتال بین دو گروه در قبل از پروتکل خستگی تفاوت معنی‌داری را نشان داد جابجایی عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود ($p = 0/01$). دامنه تغییرات عمودی مرکز جرم نرمالایز شده به طول پا در صفحه هوریزنتال بین دو گروه در قبل از پروتکل خستگی تفاوت معنی‌داری را نشان داد جابجایی عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود ($p = 0/01$).

بعد از انجام پروتکل خستگی، دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحه فرونتال و ساجیتال بین دو گروه بعد از پروتکل خستگی مشابه بود ($p > 0/05$). دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحه هوریزنتال بین دو گروه در بعد از پروتکل خستگی به‌طور معنی‌داری متفاوت بود. جابجایی عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود ($p = 0/01$). دامنه تغییرات نرمالایز شده مرکز جرم به عرض گام و طول گام به ترتیب در صفحات فرونتال و ساجیتال بین دو گروه بعد از پروتکل خستگی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری نداشت ($p > 0/05$); اما دامنه تغییرات عمودی مرکز جرم نرمالایز شده به طول پا در صفحه هوریزنتال بین دو گروه بعد از پروتکل خستگی تفاوت معنی‌داری را نشان داد جابجایی عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود ($p = 0/001$).

تعداد ۱۶ مارکر^۱ منعکس‌کننده نور مادون‌قرمز با قطر ۱۴ میلی‌متر بر خار خاصه قدامی فوقانی، خار خاصه خلفی فوقانی، ران (یک‌سوم فوقانی ران سمت راست، یک‌سوم تحتانی ران سمت چپ)، کندیل خارجی زانو، ساق (یک‌سوم فوقانی سمت راست، یک‌سوم تحتانی سمت چپ)، قوزک خارجی پا، پاشنه و انتهای استخوان کف‌پایی دوم در دو سمت چپ و راست اندام تحتانی طبق پروتکل Plug-In-Gait نصب گردید. متغیرهای کینماتیکی راه رفتن توسط سیستم تحلیل حرکتی (۱۰۰Hz) Vicon (اشراقی، ۲۰۱۴) و متغیرهای کینتیکی توسط صفحه نیروی Kistler (۱۰۰Hz) اندازه‌گیری شدند (دوتز، ون میدلکوپ، هودیچ، نلیسن و وگر، ۲۰۰۷). داده‌ها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر با فرکانس برشی^۲ ۱۰^۲ هرتز فیلتر شدند. متغیرهای طول گام، عرض گام و طول پا، جابجایی عمودی مرکز جرم نرمالایز شده به طول پا، جابجایی افقی مرکز جرم نرمالایز^۳ شده به طول گام و جابجایی جانبی مرکز جرم نرمالایز شده به عرض گام استخراج شدند. داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم‌افزار (Nexus 3.2.1, Vicon UK) پردازش و استخراج شد. همچنین مدل هر آزمودنی در نرم‌افزار Visual 3D ساخته شد و داده‌های مرکز جرم در سه صفحه حرکتی به‌صورت مجزا برای هر آزمودنی از نرم‌افزار Visual 3D (به‌دست آمد. C-Motion, Inc.: Visual 3D).

برای اجرای پروتکل خستگی، هر آزمودنی بایستی مسیر ۹۰ متری را در کمتر از ۲۰ ثانیه طی می‌کرد. به شرکت‌کنندگان آموزش داده شد تا حد امکان تا زمان خستگی کامل دویدن را ادامه دهند و تا پایان اجرا شرکت‌کنندگان تشویق کلامی می‌شدند. میزان درک فشار با مقیاس بورگ (بورگ، ۱۹۷۰) اندازه‌گیری شد مقدار درک فشار برای هر آزمودنی در معرض دید وی قرار می‌گرفت. اگر مقدار درک فشار یک آزمودنی در کمتر از ۱۲ دقیقه دویدن به بیش از ۱۷ می‌رسید از آزمایش حذف می‌گردید؛ اتمام تست پس از ۱۲ دقیقه دویدن با نمره درک فشار بالاتر از ۱۷ بود (استیب، زچ، هنشکه و پیفر، ۲۰۱۳).

جهت بررسی توزیع طبیعی داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilks استفاده شد. برای مقایسه بین گروهی در

1. Marker
2. Cut of Frequency
3. Normalize

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تعادل دینامیکی بین دو گروه کف پای صاف و گروه سالم قبل و بعد از پروتکل خستگی

ارزش p	بعد از خستگی		قبل از خستگی		ارزش t	ارزش p	کف پای صاف	گروه سالم
	ارزش t	گروه سالم	کف پای صاف	گروه سالم				
۰/۳۸	۰/۹	۷/۳±۲/۱۱	۸/۲±۳۹/۶۵	۰/۶۲	۰/۵	۶/۲±۴۴/۶۲	۷/۲±۰/۸/۸	عرض گام (سانتی متر)
۰/۰۲	۲/۵۲	۱۳۴/۷±۴۴/۳۶	۱۴۲/۶±۶۵/۸۲	۰/۰۰	۳/۴۴	۱۳۱/۵±۰/۶/۹۶	۱۴۱/۶±۳۵/۹۶	طول گام (سانتی متر)
۰/۲۴	-۱/۲۳	۹۸/۳±۸۹/۰۲	۹۶/۵±۳۵/۵	۰/۲۴	-۱/۲۳	۹۸/۳±۸۹/۰۲	۹۶/۵±۳۵/۵	طول پا (سانتی متر)
۰/۵۹	-۰/۵۵	۷۱/۳۳±۴۷/۳۵	۶۳/۲۷±۹۱/۰۹	۰/۲۳	-۱/۲۳	۱۰۱/۸۶±۲/۶۷	۶۵/۲۸±۵۹/۱۷	جابجایی مرکز ثقل (ML)*
۰/۱	-۱/۷۲	۱۰۸/۹±۸۶/۱۵	۱۰۲/۵±۹۶/۶	۰/۱۳	-۱/۵۸	۱۱/۱۲±۷۸/۷۱	۱۰۴/۸±۰/۴/۴۱	جابجایی مرکز ثقل (AP)**
۰/۰۰	۳/۵۸	۳/۰±۵۲/۴۴	۴/۰±۲/۳۸	۰/۰۱	۳/۱۸	۳/۰±۴۲/۶۴	۴/۰±۱۳/۲۷	جابجایی مرکز ثقل (V)***

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تعادل دینامیکی قبل و بعد از پروتکل خستگی در گروه سالم

ارزش p	ارزش t	گروه سالم		ارزش p	ارزش t	کف پای صاف		
		بعد از خستگی	قبل از خستگی			بعد از خستگی	قبل از خستگی	
۰/۲۳	-۱/۲۸	۷/۳±۲/۱۱	۶/۲±۴۴/۶۲	۰/۰۳	-۲/۵	۸/۲±۳۹/۶۵	۷/۲±۰/۸/۸	عرض گام (سانتی متر)
۰/۰۸	-۲/۰۴	۱۳۴/۷±۴۴/۳۶	۱۳۱/۵±۰/۶/۹۶	۰/۵۸	-۰/۵۷	۱۴۲/۶±۶۵/۸۲	۱۴۱/۶±۳۵/۹۶	طول گام (سانتی متر)
۰/۲۴	-۰/۱۸	۹۸/۳±۸۹/۰۲	۹۸/۳±۸۹/۰۲	۰/۷۴	۰/۳۴	۶۳/۲۷±۹۱/۰۹	۶۵/۲۸±۵۹/۱۷	طول پا (سانتی متر)
۰/۷۲	۰/۲۹	۴/۱±۵۲/۶۳	۴/۱±۷۹/۷۵	۰/۰۳	-۲/۵۳	۴/۱±۹۹/۶۳	۴/۱±۱۷/۰۸	جابجایی مرکز ثقل (ML)*
۰/۹۸	۰/۰۳	۱۴۶/۱۰±۰/۳/۶۱	۱۴۶/۱۴±۲۱/۷۱	۰/۹۸	۰/۰۳	۱۴۶/۱۰±۰/۳/۶۱	۱۴۶/۱۴±۲۱/۷۱	جابجایی مرکز ثقل (AP)**
۰/۶۲	-۰/۵۲	۳/۰±۴۸/۴۱	۳/۰±۳۸/۶۱	۰/۶۲	-۰/۵۴	۴/۰±۰/۴/۳۴	۳/۰±۹۷/۲۵	جابجایی مرکز ثقل (V)***

* جابجایی مرکز ثقل در صفحه داخلی خارجی - ** جابجایی مرکز ثقل در صفحه قدامی خلفی - *** جابجایی مرکز ثقل در صفحه عمودی

($p=0/03$). در دیگر متغیرهای تعادل دینامیکی بعد از پروتکل خستگی هیچ گونه تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($p<0/05$).

بحث

در مطالعه حاضر، تغییر مرکز جرم در سه صفحه ساجیتال فرونتال و هوریزنتال نرمالایز شده به طول قدم، عرض گام و طول پا در نتیجه ی بروز خستگی بین افراد کف پای صاف هنگام پیاده روی مورد بررسی قرار گرفت. اگرچه مطالعات قبلی تأثیر خستگی بر تعادل ایستا و پویا را مورد بررسی

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تعادل دینامیکی قبل و بعد از پروتکل خستگی در گروه سالم در جدول ۲ آمده است. همان طور که مشاهده می شود در گروه کنترل قبل و بعد از پروتکل خستگی در هیچ کدام از متغیرهای دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحات مختلف و مقدار نرمالایز شده دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحات مختلف ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($p>0/05$).

دامنه تغییرات مرکز جرم در صفحه فرونتال و عرض گام، بعد از پروتکل خستگی در گروه کف پای صاف به طور معنی داری نسبت به قبل از پروتکل افزایش یافت

کوتاه فشار لازم بر بدن فرد وارد نمی‌شود که بتواند تعادل را تحت تأثیر قرار دهد و ممکن است نتواند تعادل را دچار تغییر کند. همچنین در دیگر تحقیقات نیز تعادل استاتیک مورد بررسی قرار گرفته بود (کیم و همکاران، ۲۰۱۸)؛ که به دلیل ماهیت متفاوت حرکت با نتایج حاصل از تحقیق حاضر که تعادل دینامیک حین راه رفتن را مورد بررسی قرار داده است متفاوت می‌باشد.

در گروه کف پای صاف نوسانات مرکز جرم در صفحه فرونتال در اثر خستگی افزایش معنی‌داری یافت که با افزایش معنی‌دار عرض گام در اثر خستگی همراه بود و نشان از کاهش تعادل در صفحه فرونتال دارد جابجایی جانبی مرکز ثقل با کاهش قدرت عضلانی افزایش می‌یابد. به طوری که ضعف عضلات ابدکتور ران منجر به راه رفتن پاندولی در صفحه فرونتال می‌شود که در آن مرکز جرم روی مفصل ران قرار می‌گیرد تا از گشتاور ابدکتوری جلوگیری کند (دوفی و همکاران، ۱۹۹۶) عوامل بسیار بر جایگذاری پا اثر دارند که مهم‌ترین آنها گشتاور عضلانی ابدکتورها^۳ و اداکتورها^۴ ران حین فاز نوسان می‌باشد (مککینن و وینتر، ۱۹۹۳). مرکز فشار گروه کف پای صاف نسبت به گروه نرمال در سمت داخل‌تر پا قرار می‌گیرد و بالطبع مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان هم در یک فاصله دورتر از مرکز مفصل مچ قرار می‌گیرد که به یک نیروی بزرگ‌تری جهت حفظ این گشتاور نیاز دارد بخشی از گشتاور توسط عضلات مچ پا و بخش اعظم آن توسط عضلات ابدکتور ران کنترل می‌شود از آنجا که بیشتر گشتاور لازم جهت نگهداری مرکز جرم بالاتنه و پای نوسان توسط عضلات ابدکتور ران کنترل می‌شود فعالیت خستگی وامانده ساز می‌تواند فشار بیشتری بر عضلات ابدکتور ران وارد کرده و آنها را نسبت به گروه کنترل سریع‌تر خسته کند خستگی این عضلات در کنترل جانبی مرکز جرم اثر گذاشته و بنابراین بعد از پروتکل خستگی افراد کف پای صاف دامنه نوسان بیشتری در جهت جانبی تجربه می‌کنند که نشان از کاهش تعادل دینامیکی این افراد در صفحه جانبی است و جهت افزایش تعادل جانبی سعی در افزایش عرض گام دارند. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نیز نشان داد

قرار داده بود، اما کمتر مطالعه‌ای به بررسی اثر خستگی بر پارامترهای تعادل حین راه رفتن در افراد کف پای صاف پرداخته بود.

تنها یافته قابل توجه، در مقایسه بین گروه کف پای صاف و گروه نرمال، افزایش جابجایی نرمالایز شده عمودی مرکز ثقل در گروه کف پای صاف در مقایسه با گروه نرمال بود همچنین تنها یافته قابل توجه در گروه کف پای صاف، افزایش معنی‌دار جابجایی جانبی مرکز ثقل و عرض گام در اثر خستگی بود. دیگر رفتارهای بیومکانیکی مرکز جرم در بین دو گروه و داخل هر گروه در اثر خستگی تغییرات معنی‌داری را نشان نداد.

جابجایی عمودی مرکز جرم در افراد کف پای صاف از افراد نرمال بالاتر بود و خستگی منجر به افزایش بیشتر جابجایی مرکز جرم در گروه کف پای صاف شد. نشان داده شده است که قوس طولی کف پا با فعالیت عضلات اینترینسیک^۱ و اکسترنسیک^۲ کف پا در ارتباط است. همچنین، گزارش شده است که خستگی عضلات اینترینسیک کف پا می‌تواند منجر به افت بیشتر استخوان ناوی (براون، باوزر و اورلان، ۲۰۱۰) و در نتیجه کاهش بیشتر ارتفاع کف پا شود. کاهش بیشتر ارتفاع استخوان ناوی خود می‌تواند عاملی بر افزایش نوسانات مرکز جرم در گروه کف پای صاف نسبت به گروه نرمال شود.

Kim و همکارانش نشان دادند اختلاف معنی‌داری در تعادل قدامی خلفی و تعادل جانبی بین دو گروه کف پای صاف و گروه سالم وجود دارد (کیم، لی و سو، ۲۰۱۸). دیگر محققان نشان دادند که تعادل افراد کف پای صاف بعد از دویدن کوتاه هیچ‌گونه تغییری نمی‌کند (بر، ونکوشی، دیاز، دندوران و بواس، ۲۰۰۱؛ سوکر و همکاران، ۲۰۱۸). نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد که جابجایی عمودی مرکز جرم در گروه کف پای صاف به‌طور معنی‌داری از گروه نرمال بیشتر است که با نتایج حاصل از تحقیق سوکر و همکاران مغایر است. شاید علت مغایرت به این دلیل باشد که در تحقیق حاضر اثر خستگی تا حد واماندگی بر تعادل افراد کف پای صاف بررسی شد در حالی که در تحقیق سوکر و همکارانش اثر دویدن کوتاه بر تعادل مورد بررسی قرار گرفت (سوکر و همکاران، ۲۰۱۸). به نظر می‌رسد در دویدن

3. Abductors
4. Adductors

1. Intrinsic
2. Extrinsic

نتیجه‌گیری

خستگی تعادل دینامیکی افراد کف پای صاف را کاهش می‌دهد که با افزایش جابجایی عمودی و جانبی مرکز جرم و افزایش عرض گام همراه است. بعد از خستگی افراد کف پای صاف در صفحه جانبی ناپایدارند و اجرای حرکات تعادلی در صفحه جانبی بعد از خستگی می‌تواند احتمال ابتلا به آسیب را در این افراد افزایش دهد لذا انجام چنین حرکاتی در این افراد بایستی با احتیاط بیشتری صورت گیرد.

تضاد منافع: ندارد

که عرض گام گروه کف پای صاف بعد از خستگی افزایش می‌یابد.

محدودیت اصلی این مطالعه، عدم امکان ثبت داده‌های الکترومیوگرافی به‌طور هم‌زمان از عضلات اندام تحتانی و تحلیل هم‌زمان با تغییرات مرکز ثقل بود.

References

- Bare, A., Vankoski, S. J., Dias, L., Danduran, M., & Boas, S. (2001). Independent ambulators with high sacral myelomeningocele: the relation between walking kinematics and energy consumption. *Developmental medicine and child neurology*, 43(1), 16-21.
- Bird, A., & Payne, C. (1999). Foot function and low back pain. *The Foot*, 9(4), 175-180.
- Bok, S.-k., Lee, H., Kim, B.-o., Ahn, S., Song, Y., & Park, I. (2016). The effect of different foot orthosis inverted angles on plantar pressure in children with flexible flatfeet. *PLoS One*, 11(7), e0159831.
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator or somatic stress. *Scandinavian Journal*.
- Brown, C. N., Bowser, B., & Orellana, A. (2010). Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(12), 2258-2263.
- Cetin, N., Bayramoglu, M., Aytar, A., Surenkok, O., & Yemisci, O. U. (2008). Effects of lower-extremity and trunk muscle fatigue on balance. *The Open Sports Medicine Journal*, 2.(1)
- C-Motion, Inc.: Visual 3D <https://www.c-motion.com/products/visual3d/visual3d.htm> - Visual 3D system presentation. Doets, H. C., van Middelkoop, M., Houdijk, H., Nelissen, R. G., & Veeger, H. D. (2007). Gait analysis after successful mobile bearing total ankle replacement. *Foot & Ankle International*, 28(3), 313-322.
- Duffy, C., Hill, A., Cosgrove, A., Corry, I., Mollan, R., & Graham, H. (1996). Three-dimensional gait analysis in spina bifida. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 16(6), 786-791.
- ESHRAHGI, A. (2014). Vicon Motion System.
- Farahpour, N., Sharifmoradi, K., & Azizi, S. (2017). Effect of Fatigue on Knee Kinematics and Kinetics During Walking in Individuals with Flat Feet. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, 7(3), 0-0.
- Franco, A. H. (1987). Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Physical therapy*, 67(5), 688-694.
- Gefen, A. (2002). Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 40(3), 302-310.
- Han, J. T., Koo, H. M., Jung, J. M., Kim, Y. J., & Lee, J. H. (2011). Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(4), 683-685.
- Harradine, P., Bevan, L., & Carter, N. (2006). An overview of podiatric biomechanics theory and its relation to selected gait dysfunction. *Physiotherapy*, 92(2), 122-127.
- Hertel, J., Gay, M. R., & Denegar, C. R. (2002). Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of athletic training*, 37(2), 129.
- Kim, J., Lee, M., & Seo, J. (2018). Effects of short foot exercise with visual feedback on balance and knee joint function in subjects with flexible flatfeet. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, e169.
- Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G. (1989). Kinematics of the ankle/foot complex-part 2: pronation and supination. *Foot Ankle*, 9(5): 248-253.
- MacKinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole-body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633-644.
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3), 119-129.
- Menz, H. B., & Munteanu, S. E. (2005). Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static

- foot posture in older people. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(8), 479-486.
- Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res*, 2(1), 35-35.
- Pandey, S., Pal, C. P., Kumar, D., & Singh, P. (2013). Flatfoot in Indian population. *Journal of orthopaedic surgery*, 21(1), 32-36 .
- Shumway-Cook, A., & Horak, F. B. (1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance: suggestion from the field. *Physical therapy*, 66(10), 1548-1550 .
- Steib, S., Zech, A., Hentschke, C., & Pfeifer, K. (2013). Fatigue-induced alterations of static and dynamic postural control in athletes with a history of ankle sprain. *Journal of athletic training*, 48(2), 203-208.
- Sudhakar, S., Kirthika, S. V., Padmanabhan, K., Kumar, G. M., Nathan, C. V. S., Gopika, R., & Samuel, A. J. (2018). Impact of various foot arches on dynamic balance and speed performance in collegiate short distance runners: A cross-sectional comparative study. *Journal of Orthopaedics*, 15(1), 114-117. doi:
<https://doi.org/10.1016/j.jor.2018.01.050>
- Surenkok, O., Kin-Isler, A., Aytar, A., & Gültekin, Z. (2008). Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. *Journal of sport rehabilitation*, 17(4), 380-386.
- Tsai, L.-C., Yu, B., Mercer, V. S., & Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(12), 942-953.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & Posture*, 21(4), 379-387.
- Williams Iii, D. S., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341-347.
- Williams, D. S., McClay, I. S., Hamill, J., & Buchanan, T. S. (2001). Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics*, 17(2), 153-163.
- Yaggie, J. A., & McGregor, S. J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(2), 224-228.