

Dynamic Postural Comparison during Gait Analysis in Men with Pes Cavus and Pes Planus

MostafaBazvand¹,
Seyyed Kazem Mosavi²,
Raghad Mi'mar³,
Heydar Sadeghi⁴

¹ MSc in Sports biomechanics, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

² MSc in Sports Injury and Corrective Exercises, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

³ Assistant Professor in Sport Biomechanics, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

⁴ Full professor in Sport Biomechanics, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran

(Received January 4, 2013 ; Accepted August 16, 2014)

Abstract

Background and purpose: Pes cavus and pes planus are common foot abnormalities and posture plays an important role in this concern. The aim of this study was to analyze the dynamic posture in male with pes cavus and pes planus in gait analysis by a force plate and compare that with male with pes rectus

Material and Methods: In this semi-practical study, 30 men were divided into three groups including pes cavus, pes planus and pes rectus (n=10 per group). The subjects were recruited based on their availability. The Navicular drop test was used to screen the foot type. The subjects performed five walking trails across two platforms, which were embedded in a 10m walkway. The data was analyzed using a one-way ANOVA and Tukey's HSD Post-hoc test was used to investigate the significance of the differences.

Results: During second double support, significant differences were found between the subjects in pes planus and pes rectus and pes cavus and pes rectus in anterior-posterior and mediolateral directions ($P < 0.05$). However, the mean position and velocity of the COP position in the first double support and single support in the mentioned directions were not significant ($P > 0.05$).

Conclusion: Mal-anatomical changes of foot may change the dynamic posture during daily activities, which can cause different injuries. The data of this study could help in performing better rehabilitation and corrective programs for people with foot abnormalities.

Keywords: Dynamic postural, gait, pes cavus, pes planus

مقایسه پاسچر پویا در ناهنجاری‌های کف پای صاف و گود در راه رفتن مردان

مصطفی بازوند
سید کاظم موسوی^۲
رغد معمار^۳
حیدر صادقی^۴

چکیده

سابقه و هدف: با توجه به این که کف پای صاف و گود از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی به شمار می‌آیند و تعادل در راه رفتن نقش به‌سزایی دارد، به همین منظور هدف از انجام این تحقیق اندازه‌گیری تعادل پویا در مردان دارای ناهنجاری کف پای صاف و گود در طی راه رفتن با استفاده از دستگاه صفحه نیرو و مقایسه آن با مردان دارای کف پای نرمال بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق نیمه تجربی تعداد ۳۰ نفر در سه گروه کف پای نرمال، صاف و گود (هر گروه ۱۰ نفر) از طریق نمونه‌گیری غیر تصادفی در دسترس انتخاب شدند. از تست ناوی برای تعیین نوع پا استفاده شد. آزمودنی‌ها ۵ بار در مسیر راهرو که صفحه نیرو در آن تعبیه شده بود، به سمت جلو راه رفتند و اطلاعات مربوط به تعادل با صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار Matlab و SPSS نسخه ۲۱ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. برای مقایسه متغیرهای مورد نظر بین سه گروه از آزمون تحلیل واریانس یک طرفه و برای تعیین معنی‌دار بودن تفاوت بین میانگین‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد.

یافته‌ها: در مرحله حمایت دوپای ثانویه بین افراد گروه کف پای صاف با نرمال و کف پای گود با نرمال در جهت قدامی - خلفی و داخلی خارجی تفاوت معنی‌دار بود ($P < 0/05$)، اما بین میانگین جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در مراحل حمایت دو پا اولیه و حمایت تک پا در دو جهت مورد نظر تفاوتی مشاهده نشد ($P > 0/05$).

استنتاج: به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، پاسچر پویا را در طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تأثیر قرار می‌دهد که متعاقباً می‌تواند الگوهای آسیب را تغییر دهد، نتایج این تحقیق می‌تواند در برنامه‌ریزی موفقی‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به ساختار غیرطبیعی پا مؤثر واقع شود.

واژه‌های کلیدی: پاسچر پویا، کف پای صاف، کف پای گود، راه رفتن

مقدمه

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد جهت حرکت از مکانی به مکان دیگر است - راه رفتن می‌تواند باهدف حفظ تندرستی سیستم قلبی - عروقی انجام پذیرد (۱). در راه رفتن، پا یکی از اندام‌های مهم بدن است، زیرا سه

مؤلف مسئول: سید کاظم موسوی - تهران - کارشناس ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی تهران - دانشگاه خوارزمی تهران
E-mail: kazem_mosavi6486@yahoo.com

۱. کارشناس ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه خوارزمی تهران، دانشگاه خوارزمی تهران
 ۲. کارشناس ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران
 ۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران
 ۴. استاد تمام، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران
- تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱۰/۱۴ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۳/۵/۱۴ تاریخ تصویب: ۱۳۹۳/۵/۲۵

عملکرد جذب نیروهای برخورداردی پا با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلو برنده را بر عهده دارد (۲). آگاهی افراد جامعه از وضعیت جسمانی خود امری ضروری است چرا که ناهنجاری‌های جسمانی پیامدهایی از قبیل خستگی عضلانی (۳)، آسیب‌های مختلف (۴-۶)، برهم خوردن تعادل بیومکانیکی هر فرد (۷)، تغییر در تحرک پذیریمفاصل (۳)، تغییر فعالیت‌های عصبی-عضلانی (۸-۱۰) و در نهایت مشکلات روانی و اجتماعی را به دلیل عدم تناسب اندام (۱۱) برای افراد به وجود می‌آورد، بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابه‌جایی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. موقعیت ساختار آناتومیکی پا و توزیع نیروی عکس‌العمل زمین متناسب با آن، عملکرد پا را در طی تحمل وزن و پیشروی تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۲). تحقیقات نشان داده است که فشار بیش از حد در کف پا با ایجاد زخم، پینه، دفورمیتی‌های پا، کاهش ضخامت بافت کف پا و محدود شدن حرکت مفاصل نیز در ارتباط می‌باشد (۱۳). از طرف دیگر، پا به عنوان تنها محل تماس با زمین، در طی فعالیت‌های همراه با تحمل وزن، در حفظ ثبات پاسچر سهیم است (۱)، بنابراین، این احتمال وجود دارد که نقص در پاسچر به انعطاف پذیری، قدرت یا حس پا آسیب رسانده و فرد را مستعد از دست دادن تعادل کند (۷). کنترل پاسچر (Control Of Posture) به معنی حفظ اندام‌های مختلف بدن در راستای بیومکانیکی مناسب است که بدن را در وضعیت خاصی حفظ می‌کند. ثبات پاسچر به دو شکل ایستا و پویا وجود دارد. در کنترل پاسچر پویا، بدن و قسمت‌های مختلف آن در حال حرکت هستند و عضلات، نیروی مداوم و متعادل را برای حفظ پاسچر بر مرکز ثقل بدن اعمال می‌کنند (۱۴، ۱۵). مسیر عمودی نیروی عضلات که به طور مستقیم بر مرکز ثقل اعمال می‌شود، مرکز فشار (Center Of Pressure) نام دارد. در حالت ایستاده زیر هر دو پا مرکز فشار جداگانه‌ای

وجود دارد (۴) که هدف اصلی از کنترل پاسچر بدن، حفظ مرکز ثقل بر روی سطح اتکا و حفظ حالت عمودی سر و کنترل جهت‌گیری‌های مختلف اندام‌های بدن در فضا در حین ایستادن، راه رفتن، دویدن و دیگر فعالیت‌ها است (۱). با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن در پایین‌ترین بخش زنجیره حرکتی اندام تحتانی و سطح اتکانبستاً کوچکی که بدن روی آن تعادل خود را حفظ می‌کند، منطبقه نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر تأثیرگذار باشد. پای صاف و پای گود از جمله تغییراتی به شمار می‌روند که احتمالاً منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۱۶)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۵)، بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی (۵، ۶)، تغییر در تحرک پذیری مفاصل مچ پا و پا (۳) در زمان تماس پا با زمین می‌شوند. تحقیقاتی که در رابطه با تأثیر انواع پاسچر پا بر کنترل پاسچر و تعادل صورت گرفته استنتایج متفاوتی را نشان داده‌اند. بارنز همکاران مدعی شدند که ثبات پاسچر در شرایط ایستا و پویا تحت تأثیر نوع پا قرار می‌گیرد (۶). Hertel و همکاران گزارش کردند که افراد دارای پای گود، میزان انحراف مرکز فشار بیش‌تری نسبت به افراد دارای پای نرمال دارند، در حالی که تفاوتی در سرعت و میزان انحراف مرکز فشار بین افرادی با پای صاف و پای نرمال مشاهده نشده است (۷). Sandrey و همکاران زمان اندازه‌گیری تعادل، تفاوت معنی‌داری بین افراد با پای صاف و پای نرمال مشاهده نکرده‌اند (۱۷). شواهد حاکی از این است در زمان وقوع ناهنجاری اسکلتی و عضلانی، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر فعالیت کمتر، عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب فعالیت بیش‌تری دارند (۳، ۷)، در نتیجه احتمالاً فعالیت عضلات نسبت به افراد نرمال تغییر کند. هم‌چنین انحراف بخش‌های اسکلتی منجر به افزایش مصرف انرژی و فشارهای مکانیکی می‌گردد (۷، ۱۷، ۱۹). با توجه به شیوع بالای کف پای صاف و گود، تحقیقات اندک و گاه با

نتایج متناقض درباره اثر پاسچر پا روی کنترل پاسچر (۱۷،۱۹)، هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه پاسچر پویا در سه گروه کف پای نرمال، صاف و گود در طی راه رفتن مردان ۲۰-۲۸ سال بود.

مواد و روش ها

تحقیق حاضر نیمه تجربیو طرح تحقیق توصیفی-مقایسه‌ای بود. کلیه دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی تهران که در خوابگاه‌های کرج سکونت داشتند و در سال تحصیلی ۹۱-۹۲ در این دانشگاه مشغول به تحصیل بودند، جامعه آماری تحقیق را تشکیل دادند. از بین جامعه آماری مورد نظر از طریق غربالگری اولیه که شامل نقش پا و تست افت ناوی بود تعدادی را به محیط آزمایشگاه دعوت و زیر نظر متخصص مجرب افت ناوی اندازه‌گیری شدو ۳۰ نفر (کف پای نرمال، صاف و گود هر کدام ۱۰ نفر) با توجه به تحقیقات قبلی (۱۲) از طریق نمونه‌گیری تصادفی در دسترس در سه گروه تقسیم شدند. معیارهای ورود افراد به مطالعه، محدوده سنی ۲۰-۲۸ سال، تمایل به شرکت در تحقیق، داشتن فقط یکی از عارضه‌های کف پای صاف و یا گود و نداشتن سایر آسیب‌های همراه (مانند زانو ضربداری، پرنرتزی و غیره)، ورزشکار حرفه‌این بودن، عدم اختلاف طول حقیقی پا بیش تر از یک سانتی متر، سلامتی از لحاظ شناختی، بینایی و شنوایی، عدم سابقه مشکلات نورولوژیک، ارتوپدیک، اختلال‌های سیستم دهلیزی، بدون نقص یا ضربه در اندام تحتانی، عدم استفاده از داروهای اعصاب و عدم استفاده از وسایل کمکی نظیر عصا، واکر بودند. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها و کسب رضایت از آن‌ها برای شرکت در تحقیق، از افراد مورد نظر خواسته شد تا در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی حضور یابند. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، فرم جمع‌آوری اطلاعات برای تحقیق حاضر طراحی و در آن سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات تمرین در هفته، سابقه بیماری، آسیب‌دیدگی و پای غالب افراد ثبت شد. قد و وزن

آزمودنی‌ها توسط قد سنج و ترازوی دیجیتالی اندازه‌گیری شد. برای تعیین دقیق و معتبر نوع پا و ارتفاع قوس طولی داخلی پا از تست افت ناویر اساس شیوه تعدیل شده برادی زیر نظر متخصص مجرب استفاده شد (۱۹).

برای اندازه‌گیری افت ناوی بر اساس شیوه برادی، از آزمودنی خواسته شد که روی صندلی نشسته و پاهایش به صورت صاف روی یک سطح سخت قرار دهد به طوری که ران و زانو زاویه ۹۰ درجه و مفصل ران هیچ‌گونه آبداکشن و اداکشن نداشته و مفصل مچ پا در وضعیت طبیعی قرار گیرد، برجسته‌ترین نقطه استخوان ناوی (مفصل تحت قاپی در وضعیت طبیعی) را تعیین و با مژیک علامت زده شد. در این حالت پای مورد ارزیابی به استثناء وزن خودش هیچ‌گونه وزن دیگری را تحمل نمی‌کرد. یک آزمون گر وضعیت طبیعی مفصل زیر قاپی مچ پا را نگه داشته و آزمون گر دیگر یک کارت شاخص را در قسمت داخلی پشت پا قرار داده و ارتفاع ناوی را مشخص و آن را علامت می‌زد. سپس از فرد خواسته می‌شد که بدون تغییر در وضعیت پاها روی دو پا بایستد به طوری که وزن بدن به طور مساوی روی دو پا توزیع گردد. در وضعیت ایستاده فاصله استخوان ناوی تا زمین دوباره روی کارت علامت زده شد. سرانجام اختلاف بین وضعیت اول (نشسته روی صندلی) و وضعیت دوم (ایستاده روی دو پا) را با کولیس اندازه گرفته و به عنوان میزان افت ناوی بر حسب میلی‌متر در نظر گرفته شد (۲۰، ۲۱).

میزان افتادگی استخوان ناوی فاصله برجستگی ناوی در حالت ایستاده-فاصله برجستگی ناوی در حالت نشسته میزان افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار برای هر پا به منظور مشخص کردن دو طرفه بودن اختلال اندازه‌گیری شدو میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در سه گروه پای نرمال، پای صاف و پای گود استفاده گردید. اگر میزان افت ناوی بین ۵-۹ میلی‌متر بود جزء گروه نرمال، افت بیش از ۱۰ میلی‌متر

تحلیل داده‌ها استفاده گردید. از آمار توصیفی برای به دست آوردن میانگین و انحراف استاندارد جابه جاییو سرعت‌های مرکز فشار استفاده شد. همچنین به منظور آزمون فرض‌های تحقیق، آزمون تحلیل واریانس یک طرفه، نسبت F فیشر به کار گرفته شد و برای تعیین معنی دار بودن تفاوت بین میانگین‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و سطح معنی داری $p < 0/05$ انجام شد.

یافته‌ها

در این تحقیق گروه‌های کف پای نرمال، صاف و گود به ترتیب دارای میانگین سنی $25/9 \pm 2/23$ ، $22/6 \pm 1/95$ و $23/8 \pm 2/25$ سال، میانگین قد $176/6 \pm 4/59$ ، $175/3 \pm 6/25$ و $176/4 \pm 4/24$ سانتی‌متر، میانگین وزن $72/5 \pm 5/28$ ، $74/8 \pm 7/71$ و $69/8 \pm 5/88$ کیلوگرم، میانگین شاخص توده بدنی $23/19 \pm 1/98$ ، $23/3 \pm 1/79$ و $23/56 \pm 2/14$ ، میانگین افست ناوی $6/89 \pm 1/16$ ، $6/86 \pm 1/54$ و $2/45 \pm 0/94$ میلی‌متر بودند. جدول شماره ۱ آمار توصیفی مربوط به جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در هر سه گروه را نشان می‌دهد.

نتایج تحلیل واریانس یک طرفه و تعقیبی توکی با سطح معنی داری $0/05$ برای آزمودن میانگین نمرات جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی - خلفیو داخلی - خارجیدر مراحل حمایت دوپا اولیه، حمایت تک پا و حمایت دوپا ثانویه در حین راه رفتن مردان هر سه گروه به ترتیب در جداول شماره ۲ و ۳ ارائه شده است. نتایج جدول شماره ۲ نشان می‌دهد که بین میانگین گروه‌ها در جهت قدامی - خلفی اختلاف وجود دارد ولی این اختلافات تنها در مرحله حمایت دوپا ثانویه بین افراد گروه کف پای صاف با نرمال و کف پای گود با نرمال از لحاظ آماری (جابه‌جایی مرکز فشار $p = 0/03$ و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار $p = 0/01$) در جهت قدامی - خلفی کف پای

جزء گروه پای صاف و افت کم‌تر از ۴ میلی‌متر در گروه پای گود قرار می‌گرفت (۱۹).

آزمون‌ها شامل ثبت پارامترهای مربوط به نوسانات قامتی شامل تغییرات مرکز فشار در صفحه فرونتال و ساجیتال بود. برای ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل پویا آزمودنی‌ها، تغییرات مرکز فشار هنگام راه رفتن بر روی دستگاه صفحه نیرو سه محوره تعیین شد. از صفحه نیرو سه محوره (مدل BERTEC، $7 \times 60 \times 40$ سانتی‌متر، ساخت کشور آمریکا) بافرکانس نمونه‌برداری ۴۰۰ هرتز که در راهرو ۱۰ متری جاسازی شده بود، برای اندازه‌گیری مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار استفاده شد. با استفاده از نرم‌افزار Matlab نسخه R2009a، مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار با استفاده از معادلات ۱، ۲، ۳ و ۴ در سه گروه محاسبه شدند.

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی با واحد سانتی‌متر: $L(X) = \sum |x_i - x_{i-1}|$ (معادله ۱).
مسافت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی با واحد سانتی‌متر: $L(Y) = \sum |y_i - y_{i-1}|$ (معادله ۲).
سرعت نوسان مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی با واحد سانتی‌متر بر ثانیه: $V(x) = L(x)/T$ (معادله ۳).

سرعت نوسان مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی با واحد سانتی‌متر بر ثانیه: $V(y) = L(y)/T$ (معادله ۴).

در هر مرتبه افراد از روی مسیر مشخص شده با سرعت دلخواه عبور می‌کردند، به نحوی که پای غالب آن‌ها از روی صفحه نیرو رد می‌شد. پای غالب پایبی در نظر گرفته شد که فرد با آن توپ راشوت می‌زد و حرکت فرودرآبا آن پا انجام می‌داد (۱۹). به منظور توصیف دو گروه از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها و اطلاعات خام از آمار استنباطی استفاده شد. با توجه به این که آزمون کولموگروف اسمیرنوف نشان داد که پراکندگی تمام فاکتورها از توزیع نرمال تبعیت می‌کنند، بنابراین از آزمون‌های پارامتریک جهت

جدول شماره ۱: آمار توصیفی مربوط به جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی

مراحل راه رفتن	گروه	جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی	سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی	جابه‌جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی	سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی
حمایت دو پا اولیه	کف پای صاف	۸/۸۲±۱/۳۴	۶۵/۴۳±۹/۷۵	۷/۶۵±۲/۷۲	۵۶/۹۶±۱۹/۵۲
	کف پای گود	۷/۹۲±۱/۷۶	۵۲/۷۷±۱۷/۲۱	۶/۳±۱/۷	۴۴/۸۴±۱۲/۲۸
	کف پای نرمال	۹/۸۱±۲/۷۵	۶۲/۸۹±۲۴/۱۶	۶/۶۶±۲/۳۲	۴۵/۴۸±۲۱/۱۳
حمایت تک پا	کف پای صاف	۱۳/۳۴±۱/۲۱	۳۲/۸۱±۳/۸۱	۷/۷۲±۱/۰۲	۱۸/۶۷±۲/۱۳
	کف پای گود	۱۲/۷۶±۲/۷۸	۲۹/۸۳±۷/۵۰	۷/۶۰±۱/۸۲	۱۸/۰۶±۵/۲۳
	کف پای نرمال	۱۲/۷۲±۱/۸۵	۲۹/۴۰±۴/۴۴	۷/۵۱±۱/۰۷	۱۷/۸۷±۲/۲۹
حمایت دو پا ثانویه	کف پای صاف	۴/۸۲±۱/۴	۴۳/۱۹±۹/۰۴	۳/۸۰±۱/۳۹	۲۹/۵۹±۷/۳۸
	کف پای گود	۵/۳۴±۱/۶۷	۳۸/۳۶±۴/۶۲	۵/۴۵±۲/۹۷	۳۹/۶۰±۱۱/۵۵
	کف پای نرمال	۳/۷۸±۱/۵۸	۲۴/۶۲±۶/۵	۲/۶۶±۱/۶۳	۱۷/۸۴±۸/۳۱

جدول شماره ۲: تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی توکی، جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی

جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی		سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی		مراحل سکون	تحلیل واریانس یک طرفه	آزمون تعقیبی توکی
حمایت دو پا اولیه	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۲/۱۴	P
		کف پای صاف	کف پای گود		-۰/۹۹	P=۰/۱۴
		کف پای گود	کف پای نرمال		۰/۹۰	
حمایت تک پا	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۰/۲۸	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۰/۶۲	P=۰/۷۶	
		کف پای گود	کف پای نرمال	۰/۵۸		
حمایت دو پا ثانویه	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۳/۶۹	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۱/۰۴	P=۰/۰۳*	
		کف پای گود	کف پای نرمال	-۰/۵۲		
حمایت دو پا اولیه	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۱/۳۷	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۲/۵۴	P=۰/۲۶	
		کف پای گود	کف پای نرمال	۱۲/۶۵		
حمایت تک پا	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۰/۲۸	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۰/۶۲	P=۰/۷۵	
		کف پای گود	کف پای نرمال	۰/۵۸		
حمایت دو پا ثانویه	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۱۸/۹۷	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۱۸/۵۶	P=۰/۰۳*	
		کف پای گود	کف پای نرمال	۴/۸۳		
حمایت دو پا ثانویه	گروه	کف پای صاف	کف پای نرمال	اختلاف میانگین‌ها	F=۱۸/۹۷	P
		کف پای صاف	کف پای گود	۱۸/۵۶	P=۰/۰۳*	
		کف پای گود	کف پای نرمال	۱۳/۷۳		

نرمال و کف پای گود با نرمال از لحاظ آماری (سرعت جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۲) در جهت داخلی - خارجی کف پای صاف با کف پای نرمال، جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۱) و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۰) در جهت داخلی - خارجی کف پای گود با نرمال) معنی‌دار بود، بنابراین پاسپر پویا در جهت داخلی - خارجی در افراد کف پای صاف و گود نسبت به افراد کف پای نرمال ضعیف‌تر نشان داده شد.

صاف با کف پای نرمال، جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۰) و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۰) در جهت قدامی - خلفی کف پای گود با نرمال) معنی‌دار بود، بنابراین پاسپر پویا در جهت قدامی - خلفی در افراد کف پای صاف و گود نسبت به افراد کف پای نرمال ضعیف‌تر بود. نتایج جدول شماره ۳ بیانگر این است که بین میانگین گروه‌ها در جهت داخلی - خارجی اختلاف وجود دارد ولی این اختلافات تنها در مرحله حمایت دو پا ثانویه بین افراد گروه کف پای صاف با

جدول شماره ۳: تحلیل واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی توکی، جابه جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی

جابه جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی					
		آزمون تعقیبی توکی	تحلیل واریانس یک طرفه		مراحل سکون
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۵۹	-۰/۹۹	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۰/۹۴	حمایت دوپا اولیه
۰/۳۹	-۱/۳۵	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۴۰	
۰/۹۳	۰/۳۶	کف پای نرمال	کف پای گود		
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۹۳	-۰/۲۱	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۰/۰۶	حمایت تک پا
۰/۹۷	-۱/۲۲	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۹۴	
۰/۹۸	-۰/۰۹	کف پای نرمال	کف پای گود		
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۴۶	-۱/۱۴	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۴/۳۸	حمایت دوپا ثانویه
۰/۲۰	۱/۶۴	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۰۲*	
۰/۰۱*	-۲/۷۸	کف پای نرمال	کف پای گود		
سرعت جابه جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی					
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۳۴	-۱۱/۴۷	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۱/۴۲	حمایت دوپا اولیه
۰/۳۰	-۱۲/۱۲	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۲۵	
۰/۷۳	-۰/۶۴	کف پای نرمال	کف پای گود		
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۸۶	-۰/۸۰	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۰/۱۴	حمایت تک پا
۰/۹۲	-۰/۸۰	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۸۶	
۰/۹۹	-۰/۱۹	کف پای نرمال	کف پای گود		
P	اختلاف میانگین ها	گروه			
۰/۰۲*	-۱۱/۷۴	کف پای نرمال	کف پای صاف	F=۱۳/۸۳	حمایت دوپا ثانویه
۰/۰۵	۱۰	کف پای گود	کف پای صاف	P =۰/۰۰*	
۰/۰۰*	-۲۱/۷۵	کف پای نرمال	کف پای گود		

بحث

در حین انجام یک تست بیش تر باشد فرد از کنترل پاسچر و تعادل ضعیف تری برخوردار است، بنابراین کنترل پاسچر و تعادل پویا در جهت داخلی-خارجی و قدامی-خلفی در افراد کف پای صاف و گود نسبت به افراد کف پای نرمال ضعیف تر می باشد. کف پای صاف ممکن است با پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی مرتبط باشد پرونیشن جبرانی غیرطبیعی در پا ممکن است موجب عدم ثبات و بیش حرکتی مفاصل پا شود، بنابراین احتمالاً افراد کف پای صاف پایداری کافی برای حفظ کنترل پاسچر و تعادل را نداشته باشند. Tsai و همکاران (۲۰۰۶) گزارش دادند که آزمودنی هایی با پای پرونیته حداکثر جابه جایی مرکز

هدف از تحقیق حاضر، مقایسه جابه جایی و سرعت جابه جایی مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در راه رفتن مردان دارای کف پای صاف، گود و نرمال بود. نتایج نشان دادند که در پاسچر پویا بین مردان با کف پای صاف، گود و نرمال در طی راه رفتن تفاوت وجود دارد. این تفاوت در مرحله حمایت دوپا ثانویه بین افراد گروه کف پای صاف با نرمالو کف پای گود با نرمال در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی بود، اما بین میانگین جابه جایی و سرعت جابه جایی مرکز فشار در مراحل حمایت دو پا اولیه و حمایت تک پا در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی تفاوتی مشاهده نشد. هرچه میزان جابه جایی و سرعت جابه جایی مرکز فشار

فشار بیشتری در جهت قدامی - خلفی نسبت به گروه نرمال دارند (۲۲).

Cote و همکاران (۲۰۰۴) گزارش دادند که افرادی که واروس بیش از ۷ درجه در جلو پا دارند کنترل پاسپر و تعادل ضعیف‌تری در جهت قدامی - خلفی دارند (۱۹). میزان واروس جلو پا در زمان عدم تحمل وزن توسط پا محاسبه می‌شود که احتمالاً با پرونیشن جبرانی پا در حین تحمل وزن همراه باشد، بنابراین بیشتر بودن جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی - خلفی با نتایج Tsai و همکاران و Cote و همکاران همخوانی دارد. اگرچه پارامترهای اندازه‌گیری شده برای کنترل پاسپر در سه تحقیق متفاوت می‌باشد. فرض می‌شود آزمودنی‌هایی با پاسپر پای پرونیته کنترل پاسپر و تعادل ضعیف‌تری نسبت به گروه نرمال داشته باشند که احتمالاً به علت کاهش پایداری در مفصل پا باشد. هرچند آزمودنی‌هایی با پای پرونیته مزیت‌هایی مثل افزایش سطح حمایت (Base Of Support) در جهت داخلی - خارجی دارند. کنترل پاسپر ضعیف‌تر شاید به خاطر ناپایداری غیرفعال در مفصل پا باشد که حتی اثر مثبت افزایش سطح حمایت در جهت داخلی - خارجی را نیز ضعیف‌تر می‌کند، بنابراین آنچه که گفته شد ممکن است دلیلی بر این مدعا باشد که چرا افراد کف پای صاف جابه‌جایی و سرعت جابه‌جایی بیشتری در جهت قدامی - خلفی نسبت به گروه نرمال دارد، بنابراین افرادی با کف پای صاف در معرض خطر بیش‌تری برای از دست دادن تعادل و افتادن در انجام فعالیت‌های روزانه و ورزشی هستند که می‌تواند مورد توجه واقع شود.

افراد با پای گود، ناحیه کمتری بین سطح کف پای و صفحه نیرو در مقایسه با افراد با پای صاف و معمولی دارند. سطح تماس کم به دو صورت می‌تواند کنترل پاسپر و تعادل را تحت تأثیر قرار دهد: (۱) در زمان پرونیشن، هنگامی که در پای گود مرکز فشار به سمت داخل حرکت می‌کند، هیچ‌گونه حمایت آناتومیکی بین

بخش داخلی پا و صفحه نیرو وجود ندارد. همچنین حرکت پرونیشن در افراد با کف پای گود با محدودیت‌های فیزیولوژیکی دامنه حرکتی مفصل تحت قاپی و مفاصل بین استخوانی میچ پا محدود می‌شود. (۲) احتمال دوم این است که پای گود دارای اطلاعات حسی زیر جلدی کم‌تری در مقایسه با پای صاف و معمولی باشد زیرا ناحیه کم‌تری از سطح کف پا در تماس با صفحه نیرو می‌باشد. به اثبات رسیده است که فعالیت آوران‌های کف پای نقش مهمی در تنظیم کنترل پاسپر و تعادل دارند (۲۳). به طور کلی به نظر می‌رسد با کاهش و نقص در گیرنده‌های مکانیکی کف پا، به نوعی کنترل پاسپر و تعادل تحت تأثیر قرار می‌گیرد، بنابراین کاهش سطح تماس پا با زمین و در نتیجه کاهش درگیری گیرنده‌های کف پای می‌تواند بر حفظ تعادل موثر باشد، بنابراین کف پای صاف و گود ممکن است حین تحمل وزن ناپایدار باشند و کنترل پاسپر و تعادل را مختل کنند. از نقطه نظر دیگر اختلاف در کنترل پاسپر و تعادل پویا در بین گروه‌های کف پای صاف، گود و نرمال می‌تواند به دو دلیل اتفاق افتد: (۱) تفاوت در ساختار و بیومکانیک پا (۲) اختلاف در مشخصه‌های فیزیولوژیکی مانند اختلاف در گیرنده‌های حس عمقی، گیرنده‌های مفصلی یا اختلاف در استراتژی‌های عضلانی. اختلال در گیرنده‌های مکانیکی مفاصل، دوره تأخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان اصلاح و بازسازی تعادل را طولانی‌تر می‌کند (۲۴). از آن جا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی بازخورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و میچ پا متکی است بنابراین تعادل می‌تواند با نقص در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل یا ساختار زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۲۵). افراد کف پای صاف و گود می‌توانند ورودی‌های محیطی را از طریق تغییر در تحریک‌پذیری مفصل یا سطح تماس (۷) یا تغییر در استراتژی‌های عضلانی (۲۶) جهت حفظ سطح اتکا

پایدار تحت تأثیر قرار دهند. کف پای گود، با تحرک کم همراه است و به اندازه کافی با زمین منطبق نمی شود بنابراین تقاضا را روی ساختارهای اسکلتی-عضلانی اطراف پا جهت حفظ تعادل افزایش می دهد (۲۶). هم چنین عنوان می شود که پای گود دارای اطلاعات حسی کمتری نسبت به پای نرمال و صاف دارد (۷).

Hertel و همکاران (۲۰۰۲) در تحقیقی گزارش دادند که میزان انحراف مرکز فشار در افرادی با کف پای صاف و طبیعی در تست تعادلی ایستادن روی یک پا مشابه است (۷). Cote و همکاران (۲۰۰۵) گزارش دادند که اختلاف معنی داری بین گروه‌ها پای چرخیده به داخل و خارج در حالت استاتیک و دینامیک وجود ندارد (۱۹).

Sandrey و همکاران (۲۰۰۸)، نیز گزارش دادند که اختلاف معنی داری بین آزمودنی‌هایی با پرونیشن نرمال و آزمودنی‌هایی با پرونیشن بیش از حد هنگام اندازه‌گیری توسط تست تعادلی ستاره نیافتند (۱۷). بنابراین نتایج تحقیقات Hertel و همکاران، Cote و همکاران و Sandrey با نتایج تحقیق حاضر همخوانی ندارد. عدم تفاوت در کنترل پاسچر و تعادل پویا در تحقیقات دیگر و عدم همخوانی با تحقیق حاضر ممکن است ناشی از تفاوت در نوع، جنسیت، سن، تعداد آزمودنی‌ها و هم چنین تفاوت روش‌های اندازه‌گیری در تحقیقات باشد. به نظر می‌رسد ساختار آناتومیکی پا تنها عامل تأثیرگذار در کنترل پاسچر و تعادل پویا نباشد و امکان دارد عوامل تأثیرگذار دیگری نقش ساختار پا را کم رنگ‌تر نماید. بر اساس نظریه سیستم‌ها، توانایی کنترل وضعیت بدن در فضا، ناشی از اثر متقابل، همزمان و پیچیده سیستم عصبی و عضلانی-اسکلتی است که در مجموع سیستم کنترل پاسچر نامیده می‌شود (۲۵). این سیستم کنترل پاسچر برای حفظ تعادل و متعاقب آن ایجاد حرکت، مستلزم تلفیق (Integration) داده‌های حسی، جهت تشخیص موقعیت بدن در فضا و همین‌طور توانایی سیستم عضلانی-اسکلتی برای حفظ

تعادل، اعمال نیروی مناسب می‌داند. بر اساس این نظریه عوامل عضلانی-اسکلتی موثر در تنظیم تعادل، شامل مواردی مانند خصوصیات و ویژگی‌های عضله، دامنه حرکت مفصل و ارتباط مکانیکی قسمت‌های مختلف بدن است. ضمن این که سیستم عصبی نقش مهمی در کنترل پاسچر دارد، بنابراین با استناد به نظریه سیستم‌ها نباید ساختار و راستای آناتومیکی مفصل میچ پا را تنها عامل تأثیرگذار در کنترل پاسچر دانست و باید نقش سایر سیستم‌ها را در نظر گرفت. در مجموع، دلایل احتمالی عدم تفاوت مشاهده شده را می‌توان به صورت زیر بیان کرد: ۱) با پذیرفتن نقش پرونیشن و سوپینیشن جبرانی بیش از حد مفصل تحت قاپی در اختلال کنترل پاسچر ممکن است به مرور بدن انسان به طور ناخودآگاه در جهت رفع این اختلال باشد و سیستم‌های دیگری مانند سیستم عصبی-عضلانی نقش جبرانی را ایفا کنند. برای مثال ممکن است گیرنده‌های حسی واقع در عضلات مانند دوک‌های عضلانی به مرور زمان دچار حساسیت شوند که این امر موجب آمادگی بهتر عضله برای کمک به حفظ تعادل می‌شود، ۲) پای صاف ممکن است موجب افزایش کنترل پاسچر شود این امر ممکن است نقش بیش جبرانی در مقابل بیش حرکتی مفصل تحت قاپی داشته باشد و اثر آن را خنثی کند، ۳) آمادگی بدنی می‌تواند در حفظ تعادل نقش مهمی داشته باشد عواملی هم چون استقامت عضلانی، انعطاف‌پذیری و قدرت در کنترل پاسچر تأثیر دارند. با توجه به نتایج به دست آمده مبنی بر این که گروه نرمال پاسچر بهتری نسبت به دو گروه دیگر دارند، به نظر می‌رسد در رشته‌های ورزشی نیازمند کنترل پاسچر، بایستی بر نوع پا ورزشکاران توجه شود. پیشنهاد می‌شود محققان جهت کسب بینش بهتر تحقیقی مشابه روی حجم نمونه بیشتر و دو جنس مذکر و مؤنث انجام داده و نتایج را باهم مقایسه کنند.

آزمودنی‌های این تحقیق را دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی تهران با محدوده سنی ۲۰-۲۸ سال که فقط

سپاسگزاری

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

دارای یکی از ناهنجاری‌های پای صاف یا گود به صورت دوطرفه بودند و آزمون‌ها قبل از ظهر و در شرایطی که آزمودنی‌ها حداقل دو روز قبل از آزمون فعالیت شدید بدنی خصوصاً خستگی عضلات اندام تحتانی نداشتند برگزار شد. عواملی مانند کنترل وضعیت روحی، تغذیه، تفاوت‌های فردی و سطح انگیزش آزمودنی‌ها خارج از محدوده کنترل محقق بودند.

References

- Rose J, Gamble JG. Homan walking. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2006.
- Lusardi MM, Nilsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2nded. Washington D.C:Saunders Elsevier; 2007.
- Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. J Clin Biomech. 2004; 19(4): 391-397.
- Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. J Biomech. 2007; 40(4): 845-850.
- Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture. 2002; 15(3): 282-291.
- Burns J, Keenan AM, Redmond A. Foot Type and overuse injury in triathletes. J Am Podiatr Med Assoc. 2005; 95(3): 235-241.
- Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. J Athl Train. 2002; 37(2): 129-132.
- Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. Gait Posture. 2009; 29(2): 172-187.
- 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(35) PMID: 19939283.
- Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. Gait Posture. 2011; 34(1): 29-34.
- Sokhanguei Y, Ebrahimi E, Salavati M, Keyhani MR, Kamali M. Effect of corrective exercises on chest expansion in kyphotic girls, aged 11-15. Journal of Rehabilitation Researching. 2008; 9,1(33): 33-36.
- Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pesplanus feet. Gait Posture. 2002; 15(1): 1-9.
- Pauk J, Daunoraviciene K, Ihnatouski M, Griskevicius J, Raso JV. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities. Acta Bioeng Biomech. 2010; 12(1): 29-34.
- Kisner C, Colby L. Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques. 5th rd. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2007.

15. Landorf KB, Keenan AM. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(3): 149-158.
16. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *J Gerontol a Biol Sci Med.* 2005; 60(12): 1546-1552.
17. Sandrey MA, Saintvil AB. Effect of Foot Pronation on Dynamic Balance as Measured by the Star Excursion Balance Test: 2394. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2008; 40(5): 449.
18. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res.* 2003; 21(6): 1131-1137.
19. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005; 40(1): 41-46.
20. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment.* 5th ed. Washington D. C: Saunders; 2008.
21. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(12): 942-953.
22. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(12): 942-953.
23. Perry J, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function,* Thorofare, New Jersey: SLACK Inc. 1992.
24. Huber FE, Wells C. *Balance.* Wrisley, D.M. Brown, K.E. *Therapeutic Exercise: treatment planning for progression.* Washington DC: Elsevier; 2006.
25. Riemann BL, Myerse JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train.* 2002; 37(1): 78-85.
26. Franco AH. *Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment.* *Phys Ther.* 1987; 67(5): 688-694.
27. Lin CH1, Lee HY, Chen JJ, Lee HM, Kuo MD. Development of a quantitative assessment system for correlation analysis of footprint parameters to postural control in children. *physiol Meas.* 2006. 27(2): 119-130.