Avicenna Journal of Clinical Medicine No 95, Volume 27, Issue 1, Spring 2020, Pages: 53-60

Original Article

doi: 10.29252/ajcm.27.1.53

Effects of Using Insoles with Different Wedges on Static and Dynamic Balance

Ali Yalfani[1,*], Azadeh Asgarpoor[2], Zahra Raeisi[3]

[1] *Associate Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran*
[2] *PhD Student of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran*
[3] *Assistant Professor, Department of Sport Injuries and Physiology, School of Sport Sciences, Arak University, Arak, Iran*

**** Corresponding Author:*** *Ali Yalfani, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, School of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran. Email: Ali_yalfani@yahoo.com*

Received: 10.12.2019
Accepted: 14.04.2020

How to Cite this Article:
Yalfani A, Asgarpoor A, Raeisi Z. Effects of Using Insoles with Different Wedges on Static and Dynamic Balance. *Avicenna J Clin Med*. 2020; 27(1): 53-60. DOI: 10.29252/ajcm.27.1.53

Abstract

Background and Objective: The improvement of balance control is essential for conducting daily activities as a basic functional ability. The important role of external intervention on foot balance as the main point of contact between the land and body has been indicated in the literature. The aim of the present study was to compare and investigate the effects of using insoles with different wedges on balance control with and without visual input before and after fatigue.

Materials and Methods: A total of female students with a mean age of 24.31±2.47 years were selected as the study population according to study inclusion criteria. Three semi-rigid insoles (with no wedge, as well as with 10-degree lateral and medial wedges) were used in this study. The subjects' balance was recorded using the Biodex Balance System while wearing three types of the insoles before and after applying the fatigue protocol and in the presence and removal of the visual information. Data analysis was carried out using repeated measures and analysis of variance.

Results: The obtained results of the statistical analysis showed significant differences in terms of static balance while using medial (P=0.03) and lateral (P=0.001) wedge insoles with the closed eyes before and after fatigue. However, further analysis demonstrated no significant difference in the improvement of dynamic balance.

Conclusion: Using the wedge insoles can reduce the effects of fatigue which leads to a decrease in the static balance of the individuals; nevertheless, there was no improvement in relation to dynamic balance.

Keywords: Dynamic Balance, Fatigue, Static Balance, Wedge Insole

Copyright © 2020 Avicenna Journal of Clinical Medicine

مقاله پژوهشی

doi: 10.29252/ajcm.27.1.53

مقایسه تأثیر کفی با ویج‌های مختلف بر تعادل ایستا و پویا

علی یلفانی[۱،*]، آزاده عسگرپور[۲]، زهرا رئیسی[۳]

[۱] دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

[۲] دانشجو دوره دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران

[۳] استادیار، گروه آسیب‌شناسی و فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

* **نویسنده مسئول:** علی یلفانی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

ایمیل: Ali_yalfani@yahoo.com

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۰۹/۱۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۱/۲۶

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

چکیده

سابقه و هدف: بهبود کنترل پاسچر به عنوان یک توانایی اساسی عملکردی برای انجام فعالیت‌های روزمره زندگی ضروری می‌باشد. نقش اساسی هرگونه مداخله خارجی اثرگذار بر تعادل پا به عنوان نقطه اصلی برخورد میان زمین و بدن در مطالعات صورت‌گرفته نشان داده شده است. در این ارتباط، مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر کفی با ویج‌های مختلف بر کنترل تعادل پا با ورودی بینایی و بدون آن قبل و بعد از خستگی انجام شد.

مواد و روش‌ها: ۲۰ نفر از دانشجویان زن با میانگین سنی ۲۴/۳۱±۲/۴۷ سال با توجه به معیارهای ورود به مطالعه به عنوان نمونه انتخاب شدند. از سه مدل توکفشی نیمه سخت (بدون ویج، ۱۰ درجه ویج لترال و مدیال) استفاده گردید. تعادل آزمودنی‌ها با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج بایودکس هنگام پوشیدن کفی‌ها قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی و در شرایط وجود و حذف اطلاعات بینایی به ثبت رسید. از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای تجزیه و تحلیل اطلاعات به دست آمده استفاده شد.

یافته‌ها: تجزیه و تحلیل آماری، تفاوت معناداری را در تعادل ایستا هنگام استفاده از کفی لترال ویج (P=۰/۰۰۱) و مدیال ویج (P=۰/۰۳) در وضعیت انجام آزمون با چشمان بسته قبل و بعد از خستگی نشان داد؛ اما تفاوت معناداری در زمینه بهبود تعادل پویا مشاهده نگردید.

نتیجه‌گیری: استفاده از کفی‌های ویج‌دار می‌تواند عوارض ناشی از خستگی را که موجب افت تعادل ایستای افراد می‌شود، کاهش دهد؛ اما در ارتباط با تعادل پویا بهبودی مشاهده نشد.

واژگان کلیدی: تعادل ایستا، تعادل پویا، خستگی، ویج توکفشی

مقدمه

کنترل پاسچر به عنوان یک توانایی اساسی عملکردی برای انجام فعالیت‌های روزمره زندگی، ضروری می‌باشد [۱]. کنترل پاسچر عملکردی پیچیده است که شامل نگهداری مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا می‌باشد. بدن در طول فعالیت‌ها به طور مداوم در حال تغییر وضعیت بوده و هرگونه تغییر در وضعیت بدن، کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار می‌دهد [۲]. برای کنترل تعادل، سیستم عصبی مرکزی اطلاعات بینایی، دهلیزی (وستیبولار) و حس عمقی (پروپریوسپتیو) را برای تولید دستورات حرکتی و الگوهای فعال‌سازی عضلات ادغام می‌کند [۳]. در این میان، پروپریوسپشن به عنوان توانایی یک فرد برای ادغام سیگنال‌های حسی از گیرنده‌های مکانیکی مختلف به منظور تعیین موقعیت بدن و حرکات در فضا تعریف شده و نقش مهمی در کنترل تعادل دارد [۳]. کنترل حرکات بدن انسان توسط دو سیستم کنترل فیدبکی (پاسخ پس از دریافت محرک حسی) و فیدفورواردی (پاسخ قبل از دریافت محرک حسی از طریق پیش‌بینی) انجام می‌شود. اطلاعات حسی (حس عمقی (سوماتوسنسوری)، بینایی و وستیبولار) اگرچه دارای روش‌های پردازش متفاوتی هستند؛ اما برای هر دو شکل کنترل حرکت ضروری می‌باشند [۴]. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که سهم هریک از سیستم‌های حسی در کنترل پاسچر با توجه به مداخلاتی که در طول موقعیت و شرایط محیطی اعمال می‌شود، تغییر می‌کند. به فرایند تنظیم سهم ورودی‌های حسی برای کنترل تعادل با عنوان تعویض حسی (Sensory Reweighting) یاد می‌شود [۵]. تئوری تعویض حسی معتقد است که سیستم عصبی مرکزی می‌تواند جهت بهبود کنترل تعادل، وابستگی را به منابع قابل اطمینان‌تری از اطلاعات تغییر دهد. با توجه به مطالعات انجام شده، بخشی که

از بینایی برای ردیابی فعالیت در محیط خارجی مورد استفاده قرار می‌گیرد، سیستم عصبی مرکزی ممکن است بیشتر بر اطلاعات پروپریوسپتیو حاصل شده از قسمت‌های خاصی از بدن برای کنترل تعادل تکیه کند. همان طور که سایر مطالعات نشان داده‌اند، هنگامی که در ورزش، محرک‌های بینایی اغلب با پردازش اطلاعات در مورد رقیب و یا حرکت توپ مشغول به کار هستند، محرک‌های دیگری (مانند اطلاعات پروپریوسپتیو) مورد نیاز است [۳،۵،۶]. پروپریوسپشن مچ پا یکی از اجزای مهم در کنترل تعادل حین فعالیت است؛ زیرا در این زمان، مجموعه مچ و کف پا تنها بخشی از بدن است که با زمین در تماس قرار می‌گیرد. پروپریوسپشن مچ پا اطلاعات ضروری را برای تنظیم موقعیت‌های مچ پا و حرکات بالاتنه فراهم می‌کند تا وظایف پیچیده حرکتی به طور موفقیت‌آمیزی انجام شود [۳].

به غیر از اطلاعات آوران، مطالعات نشان داده‌اند که خستگی نیز نقش مهمی در کنترل تعادل دارد [۷]. خستگی پدیده‌ای پیچیده شامل مکانیزم‌های عصبی- عضلانی است که ظرفیت نیروی عضلانی را تغییر می‌دهد [۸]. همان‌گونه که در نتایج مطالعه ویلیم و همکاران مشاهده شد، اعمال خستگی عضلانی موجب کاهش دقت و سازگاری در تطبیق نیروها در افراد مورد مطالعه می‌شود [۹]. تجمع اسید لاکتیک و تغییر pH در زمان خستگی بر عملکرد گیرنده‌های حسی از جمله دوک عضلانی و اندام وتری گلژی که وضعیت حرکت اندام‌ها را به مراکز بالاتر گزارش می‌کنند، اثر گذاشته و موجب ارسال پیام‌های بازدارنده از دستگاه عصبی به دستگاه حرکتی می‌شود که با کاهش بازده عضلانی و نیرو همراه می‌باشد [۱۰]. بروز اختلال در عملکرد گیرنده‌های حسی دیگر نیز با کاهش تعادل در ارتباط است [۱۱]. با توجه به نقش مجموعه مچ و کف پا به عنوان اولین پاسخ‌دهنده به حفظ تعادل در مقابل اختلالات خارجی، گیرنده‌های حسی کف پا یکی از منابع اصلی تأمین ورودی حسی برای حفظ تعادل محسوب می‌شوند [۱۲]. مداخلات فعال و غیر فعال به منظور بهبود حس عمقی مچ پا و کنترل تعادل به طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد. از جمله مداخلات غیر فعال کینزیوتیپ (نوارپیچی)، کفی‌های کفش و بریس را می‌توان نام برد [۳]. در میان این رویکردها مشاهده شده است که مداخلات ارتوزی با تحریک کف پا و تغییر در موقعیت زاویه‌ای آن می‌توانند بر بهبود تعادل اثرگذار باشند [۱۳]. از کفی‌ها با اهداف از جمله افزایش سفتی در مفصل مچ پا، تغییر در موقعیت زاویه‌ای مفصل، اصلاح وضعیت پا و همچنین اهداف درمانی در بیماران از جمله افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو استفاده می‌شود [۱۴]. با توجه به نتایج مطالعه نیگ و همکاران، بازخورد حسی حاصل از گیرنده‌های کف پایی را می‌توان از طریق ساختار و شکل هندسی کفی‌ها تغییر داد [۱۵]. مورایس و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی تأثیر کفی بر تعادل سالمندان پرداختند و بیان نمودند که کفی با تحریک گیرنده‌های کف پایی و افزایش ورودی‌های حسی باعث بهبود تعادل می‌شود [۱۶]. اگلیسیس و همکاران (۲۰۱۲) نیز در نتایج مطالعه خود اظهار نمودند که کفی‌های نیمه سخت و سخت با این مکانیسم که به احتمال زیاد پا را در یک موقعیت طبیعی قرار می‌دهد، منجر به افزایش کنترل ثبات پاسچر می‌شوند [۱۷]. از سوی دیگر، هیروشی در مطالعات خود به بررسی تأثیر کفی‌های لترال ویج بر جابه‌جایی مرکز فشار و فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام آغاز راه رفتن در افراد مبتلا به استئوآرتریت پرداخت و گزارش نمود که کفی‌های لترال ویج باعث کاهش جابه‌جایی قدامی مرکز فشار و در نتیجه بهبود تعادل می‌شوند [۱۸]. سینکلایر و همکاران نیز به بررسی تأثیر کفی ۵ درجه لترال و مدیال ویج بر بارگذاری مفصل زانو و مچ پا در زنان سالم دونده پرداختند و بیان نمودند که ویج‌های لترال ممکن است در کاهش خطر ابتلا به استئوآرتریت مفصل زانو و تاندونوپاتی آشیل مؤثر باشند [۱۹].

با توجه به اهمیت تعادل به عنوان اولین پیش‌نیاز انجام کارهای انسان و همچنین نقش خستگی در کاهش آن، بهبود تعادل به ویژه در زمان بروز خستگی ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به استفاده روزافزون از کفی‌ها به عنوان روش درمانی کم‌هزینه با دسترسی آسان و نیز نقشی که در اصلاح راستای صحیح مفصل و پیشگیری از آسیب در افراد ورزشکار و غیر ورزشکار دارد و نیز با توجه به اینکه نقش کفی گوه‌ای بر تعادل ایستا و پویا در افراد سالم مورد توجه قرار نگرفته است؛ مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر سه نوع کفی مختلف بر توانایی کنترل تعادل در افراد سالم قبل و بعد از خستگی انجام شد.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌تجربی و پس‌رویدادی بود. این مطالعه که در آزمایشگاه تحقیقاتی توانبخشی دانشگاه بوعلی سینا همدان در سال ۱۳۹۵ انجام شد، شامل: پیش‌آزمون و پس‌آزمون در یک جلسه بود. با استفاده از نرم‌افزار جی پاور (G-power) ۲۰ داوطلب زن به عنوان نمونه آماری در این مطالعه شرکت نمودند. با توجه به اینکه کلیه شرکت‌کنندگان دانشجو بودند، سابقه ورزش حرفه‌ای نداشتند، دامنه سنی آن‌ها بین ۲۶-۲۱ سال بود و از نظر توده بدنی دارای BMI (Body Mass Index) نرمال بودند، تفاوت قابل ملاحظه‌ای در سطح قدرت عضلانی نداشتند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: عدم وجود آسیب‌دیدگی شدید در اندام تحتانی، بی‌ثباتی مزمن مچ پا [۲۰]، مشکلات عصبی- عضلانی، کمردرد در شش ماه گذشته منتهی به زمان مطالعه [۷]، برتر بودن پای راست، عدم ابتلا به دفورمیتی‌های بارز در اندام تحتانی و برخورداری از ارتفاع نرمال ناویکولار [۲۱]. پای برتر آزمودنی‌ها با استفاده از آزمودن ضربه به توپ فوتبال تعیین شد [۲۱]. همچنین جهت بررسی ارتفاع نرمال ناوی و عدم ابتلا به دفورمیتی‌های کف پای صاف و گود در شرکت‌کنندگان از آزمون برودی استفاده گردید [۲۲]. افراد شرکت‌کننده پس از دریافت توضیحات دقیق محققان در ارتباط

شکل ۱: نمونه‌ای از کفی‌های لترال ویج

شکل ۲: آزمودنی در حال انجام آزمون Fall risk

با اهداف و مراحل مطالعه، با ارائه رضایت‌نامه کتبی و به صورت آگاهانه در مطالعه شرکت نمودند. پس از ثبت اطلاعات اولیه آزمودنی‌ها و ارائه توضیحات مورد نیاز، آزمون‌های تعادلی با استفاده از کفش استاندارد و یکسان نایک آیرماکس (Nike Airmax) که در سایزهای مختلف تهیه شده بودند و در آن‌ها کفی‌های مورد نظر قرار داده شده بود، اجرا شدند.

در مطالعه حاضر از سه مدل کفی به ترتیب با شیب‌های ۱۰ درجه مدیال و لترال ویج [۲۰] و بدون شیب (نرمال) از جنس اتیل وینیل استات و نوع نیمه سخت که توسط متخصص ارتوپد فنی برای هر آزمودنی به صورت سفارشی ساخته شده بود، استفاده گردید (شکل ۱). به هر آزمودنی ۵ دقیقه زمان داده شد تا پس از پوشیدن هر کفی با آن آشنا شود. انتخاب نوبت پوشیدن کفی‌ها نیز به صورت تصادفی برای هر آزمودنی انجام شد. آزمودنی‌ها با هر کفی سه بار آزمون تعادلی را انجام دادند و در آنالیز نتایج، میانگین سه آزمون انجام شده لحاظ گردید. دستگاه تعادل‌سنج بایودکس (ساخت کشور آمریکا) به منظور سنجش تعادل افراد مورد استفاده قرار گرفت (ICC=۰/۸۹-۰/۹۳) [۲۳]. این دستگاه میانگین انحرافات پاسچرال را در قالب سه شاخص انحراف کلی، قدامی خلفی و داخلی خارجی ثبت می‌نماید [۲۴]. اطلاعات به کار برده شده در مطالعه حاضر مربوط به شاخص ثبات کلی می‌باشد. پس از تعیین نوبت پوشیدن کفی‌ها و قرار دادن آن‌ها در کفشی که برای آزمون‌ها در نظر گرفته شده بود، از دو برنامه Single Leg Stance و Fall Risk به ترتیب برای اندازه‌گیری تعادل ایستا و پویا به شرح زیر استفاده گردید.

تعادل ایستا (آزمون Single Leg Stance): از آزمودنی خواسته شد با پای برتر روی محل تعیین شده روی صفحه دستگاه بایستد، زانوی پای چپ خود را خم نموده و آن را بالا نگه دارد، دست‌های خود را به صورت آزاد در کنار بدن قرار دهد و سعی در حفظ تعادل خود با کمترین نوسان ممکن در مدت زمان تعیین شده داشته باشد. هر آزمودنی، آزمون را سه بار و هر بار به مدت ۲۰ ثانیه انجام داد. این آزمون در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته (حذف اطلاعات بینایی) صورت گرفت و بین تکرارها ۱۰ ثانیه استراحت برای فرد در نظر گرفته شد.

تعادل پویا (آزمون Fall Risk): از آزمودنی خواسته شد در حالی که دست‌هایش به صورت آزاد در کنار بدن قرار دارند، روی محل تعیین شده روی صفحه دستگاه بایستد و سعی در حفظ تعادل خود در مدت زمان آزمون داشته باشد. سطح اندازه‌گیری صفحه قرارگیری روی سطح ۸ و ۲ تنظیم شده بود. همانند تعادل ایستا، آزمون به مدت ۲۰ ثانیه با سه بار تکرار و ۱۰ ثانیه استراحت بین تکرارها با پوشیدن هر سه کفی انجام شد (شکل ۲).

در این مطالعه از نوار گردان (مدل H/P/COSMOS-mercury، ساخت آلمان) و پروتکل استاندارد بروس [۲۵] که پروتکلی چند مرحله‌ای است و با تغییر سرعت و درصد شیب، افزایش فشار در آن ایجاد می‌شود، به منظور اعمال خستگی استفاده گردید و برای درک شدت میزان خستگی، مقیاس ۲۰ عددی اصلاح شده بورگ به کار گرفته شد [۲۶]. هنگامی که آزمودنی‌ها نمره ۱۷ را گزارش نمودند و ضربان قلب آن‌ها به ۸۰ درصد حداکثر رسید، پروتکل خستگی تمام شد و آزمودنی‌ها ۲ دقیقه سرد کردن را با سرعت انتخابی خود انجام دادند. ضربان قلب حداکثر آزمودنی‌ها با استفاده از فرمول ۲۲۰–سن به دست آمد. شایان ذکر است که ضربان قلب آزمودنی‌ها به طور همزمان با استفاده از ضربان‌سنج دیجیتالی مچی پلار (مدل A300، ساخت کمپانی پلار، کشور فنلاند) که قابلیت ارتباط با کامپیوتر را دارد، کنترل می‌شد (شکل ۳). پس از اعمال خستگی، بلافاصله

شکل ۳: آزمودنی در حال اجرای پروتکل خستگی

پس‌آزمون کاملاً مشابه با پیش‌آزمون انجام شد و اطلاعات مورد نظر ثبت گردید.

پس از جمع‌آوری اطلاعات، به منظور بررسی داده‌های مربوط به ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها از آمار توصیفی استفاده شد. سپس برای بررسی توزیع نرمال بودن داده‌ها، آزمون شاپیرو-ویلک مورد استفاده قرار گرفت و با توجه به نرمال بودن داده‌ها (P>۰/۰۵)، به منظور تعیین تفاوت بین فاکتورهای مورد بررسی از آزمون تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ بهره گرفته شد. در صورت وجود تفاوت معنادار از آزمون تعقیبی LSD (Least Significant Difference) استفاده شد. تمامی عملیات آماری در بسته نرم‌افزاری SPSS 22 انجام شدند.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار سنی آزمودنی‌ها ۲۴/۳۱±۲/۴۷ سال، قد ۱۶۲/۱۸±۶/۳۴ سانتی‌متر، وزن ۵۶/۸۴±۶/۹۴ کیلوگرم و شاخص توده بدنی آن‌ها ۲۱/۴۴±۲/۶۴ کیلوگرم بر متر مربع بود.

به منظور ارزیابی تفاوت بین حالت‌های مختلف (کفی ساده، کفی ۱۰ درجه لترال ویج و ۱۰ درجه مدیال ویج) قبل و بعد از خستگی در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته، آزمون آماری آنوا با اندازه‌های تکراری اجرا شد که نتایج آن در جدول ۱ ارائه گردیده است. همان گونه که مشاهده می‌شود، هر دو کفی ویج‌دار لترال (P=۰/۰۰۱) و مدیال (P=۰/۰۳) در وضعیت چشم بسته موجب کاهش معنادار نوسانات پوسچرال گردیدند؛ اما بهبود معناداری در میانگین نمرات تعادل پویا مشاهده نشد (P=۰/۶).

نتایج آزمون تعقیبی LSD بین وضعیت‌های مختلف نشان داد که در زمان پوشیدن کفی ۱۰ درجه لترال ویج در مقایسه با کفی بدون ویج (نرمال) در دو حالت چشم باز بدون خستگی (P=۰/۰۱) و چشم بسته با خستگی (P=۰/۰۰۵) تفاوت معناداری وجود دارد.

جدول ۱: نتایج آزمون آماری آنوا با اندازه‌های تکراری به منظور نشان دادن تفاوت‌ها

			قبل از خستگی میانگین±انحراف معیار	بعد از خستگی میانگین±انحراف معیار	df	F	Sig
کفی ساده	تعادل ایستا	چشم باز	۱/۸۶±۰/۱۷	۱/۵۵±۰/۱۶	۱۸	۴/۱۰۲	۰/۵
		چشم بسته	۳/۶۱±۰/۱۹	۳/۲۸±۰/۲	۱۸	۳/۳۸	۰/۸
	تعادل پویا		۱/۵±۰/۱۵	۱/۳۳±۰/۱۷	۱۸	۲/۴۳	۰/۱۳
کفی ۱۰ درجه لترال ویج	تعادل ایستا	چشم باز	۱/۴۷±۰/۱۱	۱/۷۴±۰/۲۰	۱۸	-۱/۳۵	۰/۱۹
		چشم بسته	۳/۴۶±۰/۱۹	۲/۷۲±۰/۰۹۸	۱۸	۴/۳۹	۰/۰۰۱*
	تعادل پویا		۱/۴۴±۰/۱۶	۱/۴۴±۰/۱۷	۱۸	۰/۰۰۰	۱
کفی ۱۰ درجه مدیال ویج	تعادل ایستا	چشم باز	۱/۶۰±۰/۱۶	۱/۶۸±۰/۱۷	۱۸	-۰/۵۲	۰/۶
		چشم بسته	۳/۴۲±۰/۲۲	۳/۰۳±۰/۱۹	۱۸	۲/۳۵	۰/۰۳*
	تعادل پویا		۱/۴۴±۰/۱۶	۱/۴۷±۰/۱۷	۱۸	-۰/۳۹	۰/۶

*: وجود تفاوت معنادار در سطح ۰/۰۵

بحث

تعادل یکی از مفاهیم بحث‌برانگیز سیستم حسی- حرکتی بوده و کف پای انسان با سطح اندک خود، نقش مهمی را در حفظ آن ایفا می‌کند؛ از این رو کوچکترین تغییرات در محدوده سطح اتکا می‌تواند کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار دهد [۲۷]. در این ارتباط، مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر کفی با ویج‌های مختلف بر تعادل ایستا و پویا انجام شد. در ارتباط با تعادل ایستا، نتایج مطالعه حاضر نشان دادند که استفاده از کفی ۱۰ درجه لترال و مدیال ویج بر بهبود تعادل ایستا در حالت چشم بسته به شکل مثبتی تأثیر می‌گذارد. در بسیاری از فعالیت‌های روزانه، اغتشاشات بیرونی از اولین ناحیه تماسی بدن با زمین یعنی مچ پا به بدن اعمال می‌گردد؛ بنابراین مفصل مچ پا به عنوان اولین ناحیه برای برگرداندن و حفظ تعادل باید وارد عمل شود [۲۸]. به نظر می‌رسد کفی از طریق حفظ راستای مفصل ساب تالار و مچ پا می‌تواند از حرکات جبرانی غیر طبیعی در مفصل جلوگیری کرده و موجب کاهش نوسانات پاسچر در حالت ایستا گردد [۲۹]. همچنین ایستادن روی گوه می‌تواند با افزایش سفتی (Stiffness) در مفصل مچ پا در ارتباط باشد [۱۱]. در این راستا، نتایج مطالعه لی و همکاران حاکی از آن بودند که ایستادن افراد روی کفی‌های ۱۰ درجه لترال و مدیال ویج و ایجاد اختلال در سمت راست شانه آن‌ها به طور خاص در سمت اختلال هم‌انقباضی عضلات تنه و ران و فعال‌سازی متقابل عضلات ساق پا و در سمت مقابل فعال‌سازی متقابل عضلات تنه و ران و هم‌انقباضی عضلات ساق پا مشاهده می‌شود؛ بنابراین می‌توان گفت که در شرایط ایستادن روی کفی ویج‌دار، افراد با فعالیت کمتر عضلات ساق پا در برابر اختلالات مقابله می‌کنند و نوسان پاسچر در آن‌ها کمتر می‌باشد. این یافته‌ها اهمیت افزایش سفتی در مفصل مچ پا در پی استفاده از کفی‌های ویج‌دار را بیان می‌کنند [۱۱]. افزون بر این موارد، ایستادن روی کفی بر موقعیت

زاویه‌ای مفصل مچ پا و لگن در صفحه فرونتال تأثیر می‌گذارد. یکی از دلایل مشاهده کاهش نوسان پاسچر می‌تواند تغییر در موقعیت زاویه‌ای مفصل لگن در صفحه فرونتال باشد [۲۷]. ویج مدیال اثر بیشتری بر تغییرات زاویه‌ای در مفصل ساب تالار و هیپ در صفحه فرونتال دارد. علاوه‌براین، کفی مدیال ویج جهت تاندون آشیل را تغییر می‌دهد که این امر می‌تواند منجر به تغییر بیشتر در صفحه فرونتال شود. از سوی دیگر، لترال ویج موجب تغییرات زاویه‌ای در مچ پا، زانو و هیپ در صفحه ساژیتال گشته و نتیجه این تغییرات، حرکت محدود مفصل ساب تالار و هیپ در صفحه فرونتال می‌باشد [۲۴]. از مطالعات صورت‌گرفته در این زمینه می‌توان به مطالعه کوت و همکاران که در آن به بررسی تأثیر گوه‌های داخلی و خارجی بر کنترل نوسانات پاسچر در حالت ایستاده پرداخته شده، اشاره کرد. در این مطالعه نشان داده شد که استفاده از کفی‌های لترال و مدیال ویج در هر دو حالت چشم باز و بسته با کاهش نوسان پاسچر همراه می‌باشد و پژوهشگران بر این باور هستند که دلیل اصلی مشاهده کاهش نوسان پاسچر، تغییر در موقعیت زاویه‌ای مفصل لگن در صفحه فرونتال است [۲۷]. مطابق با تئوری تعویض حسی [۳،۵،۶]، با حذف فیدبک‌های بینایی هنگام اجرای آزمون با چشم‌های بسته (بستن چشم‌ها)، اتکای فرد برای حفظ تعادل به اطلاعات حس عمقی بیشتر می‌شود. از سوی دیگر، استفاده از کفی ویج‌دار علاوه بر اینکه می‌تواند اثرات بیومکانیکی در جهت اصلاح وضعیت پا داشته باشد، می‌تواند موجب تقویت اطلاعات حسی- عمقی، عملکرد حرکتی و عصبی- عضلانی اندام تحتانی گشته و متعاقباً موجب بهبود تعادل گردد [۱۵]. در این ارتباط، یون و همکاران به بررسی تأثیر گوه داخلی بر تعادل ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا پرداخته و بیان نمودند که پوشیدن کفی ۴ درجه مدیال ویج در حالت چشم بسته و ایستادن روی تک پا باعث بهبود تعادل ایستا و پویا در این افراد می‌شود [۳۰]. همان طور که ذکر شد، خستگی به عنوان یکی از فاکتورهای اثرگذار بر کاهش تعادل شناخته شده [۷] و باعث افزایش اغتشاش و نوسان پاسچر می‌شود. نتایج مطالعه حاضر پس از اعمال پروتکل خستگی و حذف اطلاعات بینایی نشان‌دهنده تأثیر مثبت استفاده از کفی‌های ویج‌دار بر بهبود کنترل پاسچر در حالت ایستا بودند. این نتایج با یافته‌های به دست آمده از مطالعه اوچسندورف و همکاران تحت عنوان "تأثیر ارتوز بر نوسان پاسچر پس از خستگی پلنتار و دورسی‌فلکسورها" همسو بود. محققان مذکور به این نتیجه رسیدند که به کار بردن ارتوز برای کاهش نوسانات پاسچر قبل و بعد از خستگی عضلات اندام تحتانی، ابزاری مؤثر می‌باشد. همچنین بیان نمودند که تأثیر ارتوز ممکن است ناشی از ایجاد پایداری مکانیکی در مفصل تالوکرورال باشد [۳۱]. اسلامی و همکاران نیز با مطالعه ۱۴ فرد سالم که به مدت ۶۴ ثانیه روی یک قطعه چوبی با شیب ۴/۵ درجه به صورت تک پا با پای برتر ایستاده بودند، بیان کردند که گوه در مقایسه با شرایط بدون ویج باعث تغییر زاویه مفصل ساب تالار، مچ، زانو، هیپ، لگن و تنه در صفحات حرکتی خود شده و موجب بهبود تعادل ایستا می‌گردد [۳۲] که این مهم هم‌راستا با نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر می‌باشد. به طور کلی، مداخله کفی و کفش از سه طریق می‌تواند بر تعادل افراد تأثیر بگذارد و باعث آسیب‌دیدگی کمتر شود: از طریق تغییر در فشار کف پایی (مانند کفی‌های ساپورت‌کننده قوس کف پا)، از طریق تقویت بازخورد حسی کف پا (مانند کفی‌های لرزاننده و یا دارای برجستگی) و از طریق تغییر در راستای مچ پا (مانند تغییر در ارتفاع پاشنه) [۳۳]. نتایج به دست آمده در خصوص اثرگذاری کفی‌های مورد بررسی در مطالعه حاضر بر بهبود تعادل پویا تأثیر معناداری را نشان نداد. دو استراتژی مهم در حفظ تعادل، استراتژی مچ پا و لگن می‌باشد. استراتژی مچ پا معمولاً برای اختلالات کوچک و آهسته روی سطوح نرم و بزرگ و معمولاً برای حفظ تعادل در فعالیت‌های زندگی روزمره استفاده می‌شود. با این وجود، زمانی که اختلال بزرگ‌تر و سریع‌تر می‌شود، هر دو استراتژی مچ پا و استراتژی لگن برای بهبود تعادل مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲۹]. در ارتباط با تعادل پویا باید گفت که عدم اثرگذاری کفی‌های ویج‌دار بر تعادل پویا ممکن است به دلیل نقش مفاصل دیگر از جمله زانو، هیپ و حتی شانه در حفظ تعادل پویا باشد. افزون بر این موارد، فعالیت عضلات و زمان فعالیت آن‌ها نیز در حفظ تعادل بسیار مهم می‌باشد. به نظر می‌رسد که کفی ویج‌دار توانسته است در حالت ایستا، تحت چالش‌های کمتر به بهبود تعادل کمک نماید؛ اما با توجه به اینکه استراتژی‌های درگیر در تعادل تحت چالش‌های بیشتر متفاوت است، هیچ‌یک از کفی‌های به کار رفته نتوانستند در بهبود تعادل پویا مؤثر باشند. در این راستا، هسیه و همکاران تغییر معناداری را در تعادل پویای بیماران مبتلا به آرتروز زانو در یک، سه و شش ماه پس از استفاده از کفی با گوه خارجی مشاهده نکردند [۳۴]. از سوی دیگر، صیادنژاد و همکاران به بررسی تأثیر کفی لترال ویج در افراد مبتلا به استئوآرتریت پرداختند. با توجه به نتایج به دست آمده، کفی لترال ویج تعادل ایستا و پویا را در افراد مبتلا به استئوآرتریت بهبود می‌بخشد [۳۵]. ریاحی و همکاران نیز به مقایسه تأثیر لحظه‌ای بریس نرم و کفی گوه‌ای خارجی بر شاخص‌های کنترل وضعیتی پویا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا پرداختند و به این نتیجه رسیدند که بهبود معناداری در تعادل پویا مشاهده شده است که این بهبودی احتمالاً به علت افزایش کارایی راهبردهای لگنی و مچ پایی بیماران به دنبال به‌کارگیری کفی گوه‌ای خارجی است؛ زیرا به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا و درگیری عصبی- عضلانی در این ناحیه، کارایی عملکردی عضلات کمپارتمان‌های ساق و اطراف مچ پا کاهش می‌یابد [۳۶]. شاید دلیل عدم همخوانی نتایج این مطالعات با مطالعه حاضر، تفاوت در آزمودنی‌ها باشد. در ارتباط با تعادل پویا در افراد سالم، هیچ مطالعه مشابهی وجود ندارد که بتوان نتایج آن را به طور مستقیم با یافته‌های

این مطالعه مقایسه نمود. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، مدت زمان استفاده از کفی‌ها طولانی‌تر شود تا اثرات طولانی مدت‌تر این مداخلات نیز مشخص گردد. همچنین اثرگذاری استفاده از کفی‌های ویجدار بر تعادل پویا نیازمند بررسی بیشتر به ویژه در حین انجام فعالیت‌هایی چون راه رفتن، دویدن و پریدن می‌باشد.

نتیجه‌گیری

مطابق با نتایج مطالعه حاضر، استفاده از کفی‌های ویجدار با کاهش نوسان پاسچر در حالت ایستا قبل و بعد از خستگی همراه است. به عبارت دیگر، کفی ویجدار عوارض ناشی از خستگی را که موجب نقص در تعادل افراد هنگام ایستادن می‌شود، کاهش می‌دهد. اهمیت کلینیکی این یافته با توجه به سهولت استفاده از کفی این است که کفی ویجدار را می‌توان به راحتی به مراکز درمانی ورزشی و یا کلینیک‌های فیزیوتراپی پیشنهاد داد. از این اطلاعات می‌توان در بهبود وضعیت کفش برای افراد با مشکلات تعادل و همچنین بهینه‌سازی شرایط کار در وظایف دقیق استفاده نمود. نتایج در ارتباط با بهبود تعادل پویا نیازمند مطالعات بیشتری است.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از بخشی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی مصوب دانشگاه بوعلی سینای همدان می‌باشد. بدین‌وسیله از تمامی شرکت‌کنندگانی که محققان را در راستای انجام این مطالعه یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

تضاد منافع

بین نتایج مطالعه حاضر و منافع نویسندگان هیچ‌گونه تعارضی گزارش نشده است.

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه دارای تأییدیه از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با کد IR.UMSHA.REC.1396.652 و شناسه IRCT20171225038072N1 از مرکز ثبت کارآزمایی‌های بالینی کشور می‌باشد. افراد مورد بررسی پس از توضیحات دقیق محققان در ارتباط با اهداف و مراحل تحقیق، با ارائه رضایت‌نامه کتبی به صورت آگاهانه در مطالعه شرکت نمودند.

سهم نویسندگان

نویسنده اول (پژوهشگر اصلی): مسئول مکاتبات، طراحی پروژه، نظارت بر آنالیز آماری و تدوین بخش‌های روش‌شناسی، بحث و نگارش مقاله: ۴۰ درصد؛ نویسنده دوم (پژوهشگر اصلی): نگارش پروپوزال، تدوین بخش مقدمه و کمک در نگارش مقاله: ۳۰ درصد؛ نویسنده سوم (پژوهشگر همکار): مشارکت در نگارش پروپوزال، تدوین بخش نتایج، بارنگری متون و ویرایش مقاله: ۳۰ درصد

حمایت مالی

این پروژه از سوی هیچ سازمان و ارگانی تأمین مالی نشده است.

REFERENCES

1. Wilson V, Douris P, Fukuroku T, Kuzniewski M, Dias J, Figueiredo P. The immediate and long-term effects of kinesiotape® on balance and functional performance. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;**11**(2):247-53. PMID: 27104058
2. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci Biobehav Rev*. 2012;**36**(1):162-76. PMID: 21645543 DOI: 10.1016/j.neubiorev.2011.05.009
3. Han J, Anson J, Waddington G, Adams R, Liu Y. The role of ankle proprioception for balance control in relation to sports performance and injury. *Biomed Res Int*. 2015;**2015**:84804. PMID: 26583139 DOI: 10.1155/2015/842804
4. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;**37**(1):80-4. PMID: 16558671
5. Assländer L, Peterka RJ. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophysiol*. 2014;**111**(9):1852-64. DOI: 10.1152/jn.00669.2013
6. Haran FJ, Keshner EA. Sensory reweighting as a method of balance training for labyrinthine loss. Journal of neurologic physical therapy: *J Neurol Phys Ther*. 2008;**32**(4):186-91. PMID: 19265760 DOI: 10.1097/NPT.0b013e31818dee39
7. Yalfani A, Raeisi Z. The effect of different landing techniques on electromyography (EMG) activity of selected lower extremity muscles before and after fatigue in female athletes. *J Sports Med*. 2016;**8**(2):174-59. DOI: 10.22059/JSMED.2017.61460
8. Simoneau M, Bégin F, Teasdale N. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;**3**(1):22. PMID: 17007646 DOI: 10.1186/1743-0003-3-22
9. Vuillerme N, Boisgontier M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint. *Gait Posture*. 2008;**28**(3):521-4. PMID: 18434157 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2008.03.005
10. Allman BL, Rice CL. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. *Muscle Nerve*. 2002; **25**(6):785-96. PMID: 12115966 DOI: 10.1002/mus.10116
11. Lee YJ, Liang JN, Chen B, Ganesan M, Aruin AS. Standing on wedges modifies side-specific postural control in the presence of lateral external perturbations. *J Electromyogr Kinesiol*. 2017;**36**:16-24. PMID: 28662461 DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.06.005
12. Vie B, Nester CJ, Porte LM, Behr M, Weber JP, Jammes Y. Pilot study demonstrating that sole mechanosensitivity can be affected by insole use. *Gait Posture*. 2015;**41**(1):263-8. PMID: 25455433 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.10.012
13. Palluel E, Olivier I, Nougier V. The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly. *Behav Neurosci*. 2009;**123**(5):1141-7. PMID: 19824780 DOI: 10.1037/a0017115
14. Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandy MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. *Clin Biomech*. 2008;**23**(6):814-21. PMID: 18362043 DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.005
15. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;**31**(7 Suppl):S421-8. PMID: 10416543 DOI: 10.1097/00005768-199907001-00003
16. de Morais Barbosa C, Bértolo MB, Gaino JZ, Davitt M, Sachetto Z, de Paiva Magalhães E. The effect of flat and textured insoles on the balance of primary care elderly people: a randomized controlled clinical trial. *Clin Interv*

Aging. 2018;**13**:277-84. PMID: 29497286 DOI: 10.2147/CIA.S149038
17. Losa Iglesias ME, de Bengoa Vallejo RB, Palacios Peña D. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. *Geriatr Nurs*. 2012;**33**(4):264-71. PMID: 22401984 DOI: 10.1016/j.gerinurse.2012.01.007
18. Katoh H. Effect of lateral-wedge insole on the center of foot pressure and lower extremity muscle activity at gait initiation in patients with medial knee osteoarthritis. *J Phys Ther Sci*. 2019;**31**(10): 776-9. PMID: 31645805 DOI: 10.1589/jpts.31.776
19. Sinclair J, Stainton P. Effects of medial and lateral wedged orthoses on knee and ankle joint loading in female Runners. *Kinesiology*. 2019;**51**(2):189-97. DOI: 10.26582/k.51.2.9
20. Ganesan M, Lee YJ, Aruin AS. The effect of lateral or medial wedges on control of postural sway in standing. *Gait Posture*. 2014;**39**(3):899-903. PMID: 24365327 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.11.019
21. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athl Train*. 2007; **42**(1):42-6. PMID: 17597942
22. Yalfani A, Amini Sumiromi E, Raeisi Z. The effect of musculoskeletal abnormalities of pes planus, pes cavus and hallux valgus on postural sways during quiet stance. *J Sports Med*. 2015;**7**(1):143-62. DOI: 10.22059/JSMED.2015.53808
23. Hinman MR. Factors affecting reliability of the Biodex Balance System: a summary of four studies. *J Sport Rehabil*. 2000;**9**(3):240-52. DOI: 10.1123/jsr.9.3.240
24. Akbari A, Sarmadi A, Zafardanesh P. The effect of ankle taping and balance exercises on postural stability indices in healthy women. *J Phys Ther Sci*. 2014;**26**(5):763-9. PMID: 24926148 DOI: 10.1589/jpts.26.763
25. Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier JL, De Clercq D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *Int J Sports Med*. 2002;**23**(1):44-9. PMID: 11774066 DOI: 10.1055/s-2002-19374
26. Orth D, Davids K, Wheat J, Seifert L, Liukkonen J, Jaakkola T, et al. The role of textured material in supporting perceptual-motor functions. *PloS One*. 2013;**8**(4):e60349. PMID: 23565232 DOI: 10.1371/journal.pone.0060349
27. 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):41-6. PMID: 15902323
28. Karlsson A, Persson T. The ankle strategy for postural control--a comparison between a model-based and a marker-based method. *Comput Methods Programs Biomed*. 1997;**52**(3):165-73. PMID: 9051340 DOI: 10.1016/s0169-2607(96)01794-4
29. Ross SE, Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med*. 2004;**14**(6):332-8. PMID: 15523204 DOI: 10.1097/00042752-200411000-00002
30. Chang HY, Chang YC, Cheng SC, Wang CH. The effectiveness of rearfoot medial wedge intervention on balance for athletes with chronic ankle instability. *Medicine*. 2019;**98**(26):e16217. PMID: 31261576 DOI: 10.1097/MD.0000000000016217
31. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athl Train*. 2000;**35**(1):26-30. PMID: 16558604
32. Eslami M, Tanaka C, Hinse S, Farahpour N, Allard P. Effect of foot wedge positions on lower-limb joints, pelvis and trunk angle variability during single-limb stance. *Foot*. 2006;**16**(4):208-13. DOI: 10.1016/j.foot.2006.07.007
33. Janin M, Dupui P. The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neurosci Lett*. 2009; **461**(3):245-8. PMID: 19545613 DOI: 10.1016/j.neulet.2009.06.043
34. Hsieh RL, Lee WC. Immediate and medium-term effects of custom-moulded insoles on pain, physical function, physical activity, and balance control in patients with knee osteoarthritis. *J Rehabil Med*. 2014;**46**(2):156-65. PMID: 24241815 DOI: 10.2340/16501977-1254
35. Sayadnejad F, Esfandiarpour F, Rezazadeh A, Amin M, Derisfard F, Shaterzadeh MJ. Effects of lateral wedge insole on static and dynamic balance in patients with moderate medial knee osteoarthritis. *J Babol Univ Med Sci*. 2019; **21**(1):259-65.
36. Riahi N, Goharpey S, Hossein Nassaj G, Ravanbakhsh M, Haghighi M. The immediate effect of lateral heel wedge and soft brace on postural control in subjects with functional ankle instability. *Jundishapur Sci Med J*. 2019;**18**(4):329-38. DOI: 10.22118/JSMJ.2019.192400.1742