Immediate effects of unstable shoe on myoelectric activity level of selected trunk muscles during load lifting

Mahdi Dehghani Arani[1], Mehrdad Anbarian[2],Mohamad Hosein Ghasemi[3]
1.MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2.Professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran,Tel:081-38290750, Email: anbarian@basu.ac.ir
3.PhD candidate in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

ABSTRACT

Background and aim: Unstable shoes usually are used in work environments to reduce work-related disorders. The purpose of this study was to investigate the immediate effects of using unstable shoes on the activity of trunk muscles during load lifting.

Material and Methods: This semi-experimental study included 15 able-bodied men. Activation of rectus abdominis, external oblique, internal oblique, multifidus, erector spinae, latissimus dorsi, quadratus lumborum, and gluteus medius muscles in the dominant side of the body was recorded during load lifting in barefoot condition and with typical shoes, and unstable shoes on. We used analysis of variance with repeated measure test for data analysis (α=0.05).

Results: The results of this study showed significant decrease in the mean normalized muscle activation of the rectus abdominis, internal oblique, and quadratus lumborum during load lifting and also decreased normalized peak muscle activation of the rectus abdominis, quadratus lumborum, and erector spinae as well as an increase in the normalized peak muscle activation of multifidus with unstable shoes on ($P<0.05$). Morover, with unstable shoes on, we found significant increases in the mean frequency values of external oblique, internal oblique, multifidus, and erector spinae muscles, compared to barefoot condition and with typical shoes on ($P<0.05$). Also, use of unstable shoes compared to the two other conditions decreased co-contraction level of the rectus abdominis/ erector spinae, rectus abdominis/ multifidus, internal oblique/ erector spinae, and external oblique/ multifidus muscles ($P<0.05$).

Conclusion: Considering decreased activation and co-contraction levels of the selected trunk muscles use of unstable shoes may have some beneficial effects such as reduction of stress on the lumbar vertebrae and prevention of various injuries to the lumbar region such as low back pain. However, more investigations are needed in order to provide more precise results.

Key Words: Unstable shoe, Trunk muscles, Electromyography, Load lifting.
Received: Aug 12, 2017 **Accepted:** July 17, 2018

How to cite the article:
Mahdi Dehghani Arani, Mehrdad Anbarian,Mohamad Hosein Ghasemi.
Immediate effects of unstable shoe on myoelectric activity level of selected trunk muscles during load lifting.SJKU.2018;23(4):121-132.URL:http://sjku.muk.ac.ir/article-1-3586-fa.html

Copyright © 2018 the Author (s). Published by Kurdistan University of Medical Sciences. This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-Non Commercial License 4.0 (CCBY-NC), where it is permissible to download, share, remix, transform, and buildup the work provided it is properly cited. The work cannot be used commercially without permission from the journal.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیست و سوم / آذر و دی ۱۳۹۷/۱۳۱-۱۲۰

اثرات فوری کفش ناپایدار بر میزان فعالیت میوالکتریکی عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین بلندکردن بار

مهدی دهقانی آرانی[۱]، مهرداد عنبریان[۲]، محمدحسین قاسمی[۳]

۱. دانش‌آموختهٔ کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران، تلفن ثابت: ۰۸۱-۳۸۲۹۰۷۵۰، **anbarian@basu.ac.ir**

۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

=

چکیده

زمینه و هدف: کفش‌های ناپایدار در محیط‌های شغلی معمولاً به‌منظور کاهش اختلالات ناشی از کار استفاده می‌شود. هدف مطالعهٔ حاضر، بررسی اثرات فوری استفاده از کفش ناپایدار بر میزان فعالیت عضلات ناحیهٔ تنه حین بلندکردن بار بود.

روش بررسی: در این تحقیق نیمه تجربی، ۱۵ نفر از مردان سالم و در دسترس در این پژوهش نیمه تجربی شرکت کردند. فعالیت عضلات راست شکمی، مورب خارجی شکم، مورب داخلی شکم، مولتی‌فیدوس، ارکتوراسپاین، پشتی بزرگ، مربع کمری و سرینی میانی سمت پای برتر آن‌ها در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار حین بلندکردن بار ثبت گردید. از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری جهت تجزیه‌وتحلیل داده‌ها استفاده شد (α=۰/۰۵).

یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر کاهش معناداری در میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات راست شکمی، مورب داخلی شکم و مربع کمری هنگام پوشیدن کفش ناپایدار نشان داد. کفش ناپایدار کاهش قابل‌توجهی در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات راست شکمی، مربع کمری و ارکتوراسپاین را نشان داد. درحالی‌که پوشیدن کفش ناپایدار، افزایش در میزان حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلهٔ مولتی‌فیدوس را نسبت به وضعیت‌های دیگر نشان داد ($P<$۰/۰۵). به‌علاوه، میزان فرکانس میانهٔ عضلات مورب خارجی شکم، مورب داخلی شکم، ارکتوراسپاین و مولتی‌فیدوس حین استفاده از کفش ناپایدار نسبت به وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی افزایش معناداری را از خود نشان داد ($P<$۰/۰۵). همچنین، استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با دو وضعیت دیگر باعث کاهش میزان هم‌انقباضی عضلات راست شکمی/ ارکتوراسپاین، راست شکمی/ مولتی‌فیدوس، مورب داخلی شکم/ ارکتوراسپاین و مورب خارجی شکم/ مولتی‌فیدوس شد ($P<$۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش سطح فعالیت عضلات و نیز میزان هم‌انقباضی عضلات منتخب ناحیه تنه، استفاده از کفش ناپایدار ممکن است مزایای مختلفی همچون کاهش فشار وارده بر مهره‌های ناحیهٔ کمری و جلوگیری از آسیب‌های مختلف به ناحیهٔ کمر مانند کمردرد داشته باشد. اگرچه، مطالعات بیشتری برای ارائهٔ نتایج دقیق‌تر لازم است.

واژه‌های کلیدی: کفش ناپایدار، عضلات ناحیهٔ تنه، الکترومیوگرافی، بلندکردن بار.

وصول مقاله: ۹۷/۵/۲۱ اصلاحیه نهایی: ۹۷/۷/۲۴ پذیرش: ۹۷/۷/۲۵

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

مقدمه

امروزه در بیشتر صنایع و کارهای ساختمانی کشور، بخش عمده‌ای از فعالیت کارگران را حمل دستی بار تشکیل می‌دهد(۱). با توجه به فرایند کاری در این دسته از فعالیت‌ها، بلندکردن، پایین آوردن، هل دادن، کشیدن، نگه‌داشتن و حمل اشیاء با دست می‌توانند باعث ایجاد خستگی، کاهش بازده کاری و اختلالات اسکلتی- عضلانی مرتبط با کار شوند. گزارش‌ها نشان می‌دهد که اختلالات اسکلتی- عضلانی و مخاطرات محیط‌های شغلی، بزرگ‌ترین مشکل شغلی حتی در کشورهای توسعه‌یافته محسوب می‌شوند(۲). این اختلالات از دلایل عمدهٔ بروز ناراحتی و ناتوانی کارگران، افزایش هزینه‌های درمانی و کاهش بهره‌وری در کشورهای درحال‌توسعه و حتی صنعتی می‌باشند(۳).

از بین فعالیت‌های حمل دستی بار در محیط‌های کاری، بلندکردن بار بیشتر رایج است و ازجمله وظایف کاری مشخصی است که ارتباط بسیار نزدیکی با دردهای کمر دارد. مطالعات پیشین نشان داده‌اند، افرادی که اغلب با حرکات تکراری خم و راست شدن ستون فقرات سروکار دارند، دچار کمردرد می‌شوند(۴). از طرفی، برداشتن بار بین فعالیت‌های روزمره، بیشترین فشار را به ستون فقرات اعمال می‌کند(۵). برداشتن بار با توجه به موقعیت مهره‌های کمری، شدت فعالیت عضلات ارکتوراسپاین، وزن بار و تکرار حرکت می‌تواند فشار قابل‌توجهی به ستون فقرات تحمیل کند. با اینکه علت دقیق کمردرد همچنان ناشناخته مانده است (۶)؛ بروز کمردرد ناشی از فعالیت‌های کاری می‌تواند به دلیل تغییر در الگوی فعالیت عضلات ناحیهٔ تنه و در نتیجه تغییر و یا افزایش بارهای وارده بر مهره‌های ناحیهٔ کمر باشد (۷).

امروزه با گسترش علم و فناوری، در مواجهه و پیشگیری از ناراحتی‌های عضلانی-اسکلتی و دردهای کمر، استفاده از مداخلات متنوعی نظیر طیف گسترده‌ای از کفش، کفی طبی و بریس در محیط‌های شغلی در حال گسترش است. یکی از جدیدترین مداخله‌ها استفاده از کفش ناپایدار است؛ کفشی با یک لایه جذب‌کننده ضربه در قسمت پاشنه و زیرهٔ گرد در جهت قدامی- خلفی که هدف از طراحی آن شبیه‌سازی یک سطح ناپایدار جهت فعال‌سازی عضلات پایدارکنندهٔ تنه و اندام تحتانی برای حفظ تعادل است (۸). اخیراً استفاده از این نوع کفش‌ها به‌عنوان مداخله ارگونومیکی در جهت بهبود وضعیت کاری افراد و جلوگیری از ناراحتی‌های مختلف پیشنهاد شده است (۱۰، ۹). با توجه به اینکه برخی از مطالعات مروری حاکی از ناکارآمدی آموزش تکنیک‌های صحیح بلندکردن اشیاء به افراد برای پیشگیری از بروز کمردرد حکایت دارند (۱۱)؛ استفاده از این نوع مداخله‌ها می‌تواند از اهمیت بیشتری برخوردار شود. به‌علاوه، با ارزیابی متغیرهای بیومکانیکی مختلف نظیر مشخص کردن میزان فعالیت عضلات حین انجام وظایف شغلی مخاطره‌آمیز، می‌توان به وجود اثرات مثبت یا منفی استفاده از مداخلات مختلف مانند کفش ناپایدار پی برد.

مطالعات متعددی، اثرات بیومکانیکی کفش ناپایدار را در زمینه‌های مختلف موردبررسی قرار داده‌اند. برای مثال، گزارش‌شده است که کفش‌های ناپایدار منجر به بهبود پاسچر، کاهش بارگذاری و حرکات مفاصل اندام تحتانی، افزایش بازخورد حسی عمقی و تغییر الگوی فعالیت عضلات طی راه رفتن می‌شوند(۱۲). همچنین نتایج حاصل از مطالعات مختلف نشان داده که استفاده از کفش ناپایدار در طول ایستادن‌های طولانی باعث افزایش نوسانات پاسچر، افزایش فعالیت در برخی از عضلات و در نتیجه منجر به افزایش گردش خون وریدی و کاهش احتمال ابتلا به واریس شده است. همچنین، کفش ناپایدار در کاهش خستگی عمومی بدن و ناراحتی و خستگی موضعی در ناحیه ساق پا مؤثر بوده است(۱۰). در حوزه توان‌بخشی نیز کفش ناپایدار برای طیف گسترده‌ای از ناراحتی‌ها نظیر کمردرد، آرتریت و پوکی استخوان مورد استفاده قرار گرفته است؛ زیرا عقیده بر این است که کفش ناپایدار با تخت گهواره‌ای شکل، بیماران را مجبور به راه رفتن با قامتی صاف می‌کند

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

(۱۳). همچنین در تحقیقات دیگر نشان داده شده است که طراحی کفش با کف زیرین گهواره‌ای شکل، می‌تواند نیروهای اعمال‌شده هنگام راه رفتن و دویدن را کاهش داده و به‌نوعی نیروهای مکانیکی مفصلی را تحت تأثیر قرار دهد (۱۰).

با وجود انجام تحقیقات گسترده در زمینهٔ شناسایی اثرات مختلف استفاده از کفش ناپایدار، مطالعات اندکی به بررسی اثر این نوع کفش حین انجام وظایف کاری مانند برداشتن دینامیکی بار پرداخته‌اند. در فعالیت بلند کردن بار، تأثیر حمایت‌کننده‌های دیگری مانند کمربند و یا کفش پاشنه بلند مورد توجه قرار گرفته است. برای مثال، در برخی از تحقیقات و در نتیجهٔ استفاده از کمربند حین بلندکردن بار، کاهش فعالیت عضلات اکستنسور تنه کاهش و افزایش فعالیت عضلات شکمی گزارش شده است (۱۴). در تحقیق دیگری نشان داده‌شده است که پوشیدن کفش پاشنه‌دار باعث کاهش تغییرات جابه‌جایی تنه حین اجرای اسکات پشت می‌شود که این وضعیت به کاهش خطر ابتلا به صدمات کمک می‌نماید(۱۵). به‌طور کلی، با وجود شناسایی اثرات مختلف استفاده از این نوع کفش‌ها در وظایف حرکتی پایه و یا ایستادن‌های طولانی‌مدت، مطالعه‌ای که اثرات کفش ناپایدار را بر میزان فعالیت عضلات ناحیهٔ تنه حین بلندکردن بار بررسی کرده باشد، توسط محققین این مطالعه یافت نشد. با توجه به اهمیت بررسی و ارائه راه‌کارهای مناسب جهت کاهش اختلالات اسکلتی-عضلانی ناشی از بلندکردن بار، هدف مطالعه حاضر شناسایی اثرات استفاده از کفش ناپایدار بر میزان فعالیت عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین اجرای وظیفهٔ بلندکردن دینامیکی بار بود.

روش بررسی

آزمودنی‌ها: پژوهش حاضر به لحاظ هدف از نوع تحقیقات کاربردی و از لحاظ نحوهٔ گردآوری اطلاعات جزء تحقیقات نیمه تجربی با طرح اندازه‌گیری چند تکراری بود. بر اساس مطالعات پیشین مرتبط با اثرات کفش یا کفی طبی بر تغییرات میوالکتریکی عضلات، معمولاً تعداد آزمودنی‌ها از ۱۰ نفر و بیشتر تعیین شده است(۱۷و۱۶). همچنین از نرم‌افزار G-Power با توان آماری ۰/۸ در برآورد حجم نمونه استفاده شد؛ بنابراین، نمونه آماری این پژوهش شامل ۱۵ نفر از دانشجویان سالم مرد (سن= ۲/۶ ± ۲۲/۳ سال، قد= ۰/۰۶ ± ۱/۷۵ متر و وزن= ۵/۵ ± ۶۶/۵ کیلوگرم و سایز پا= ۰/۸۶ ± ۴۲/۲ در مقیاس اروپایی) بودند که از جامعهٔ آماری به‌طور در دسترس انتخاب شدند. شرایط شرکت در این مطالعه شامل نداشتن سابقه هر نوع ناهنجاری مختلف در بخش تنه، نداشتن سابقه جراحی مهم تأثیرگذار در عملکرد سیستم عصبی- عضلانی، نداشتن بیش از ۵ میلی‌متر اختلاف بین طول اندام‌های تحتانی راست و چپ و همین‌طور نداشتن درد کمر بود. آزمودنی‌ها در مورد مراحل مختلف انجام طرح توجیه شده و فرم رضایت‌نامه شرکت در طرح را تکمیل نمودند. در طول انجام آزمون‌ها یک مربی مسئول محافظت از آزمودنی‌ها و پیشگیری از افتادن آن‌ها بود. در کلیه مراحل این مطالعه، اخلاق پژوهش بر اساس بیانیه هلسینکی رعایت شد.

وسایل مورداستفاده: برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیهٔ تنه شامل عضلات راست شکمی، مورب خارجی شکم، مورب داخلی شکم، مولتی‌فیدوس، ارکتوراسپاین در ناحیهٔ کمری، پشتی بزرگ، مربع کمری و سرینی میانی از دستگاه بیومانیتور ۱۶ کاناله (ME6000) ساخت کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. به‌منظور آماده‌سازی آزمودنی‌ها برای نصب الکترود، موهای زائد با استفاده از تیغ تراشیده و پوست به‌وسیله پنبه و الکل طبی ضدعفونی شد. الکترودهای سطحی و چسبندهٔ یک‌بارمصرف Ag-AgCl حاوی ژل رسانا و به‌منظور کاهش مقاومت الکتریکی پوست و انتقال آسان‌تر ایمپالس‌های الکتریکی روی عضلات منتخب ناحیهٔ تنه بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM نصب شدند (۱۸). فاصلهٔ بین دو قطب مثبت و منفی الکترودها (فاصله مرکز تا مرکز) ۲۰ میلی‌متر انتخاب شد و الکترودها و

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

کابل‌ها روی پوست ثابت شدند تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند. همچنین، برای کنترل و تعیین زوایای زانو حین اجرای آزمون و جداسازی دقیق زمان شروع و پایان هر حرکت حمل بار، از یک الکتروگونیامتر بایومتریکس ساخت کشور انگلستان روی زانوی پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد. الکتروگونیامتر توسط چسب‌های مخصوص دوطرفه در قسمت خارجی ران و ساق به‌موازات خطی نصب می‌شد به شکلی که تروکانتر بزرگ مفصل ران در بالا، اپی‌کندیل خارجی ران در وسط و قوزک خارجی را در پایین به هم وصل کند(۱۹). پای برتر آزمودنی‌ها نیز با استفاده از سه آزمون ضربه به توپ، گام به بالا و بازیابی تعادل (پای مورد استفاده برای حداقل ۲ مورد از ۳ آزمون) تعیین شد(۲۰). ابعاد جعبهٔ حمل بار برابر ۲۶ سانتی‌متر ارتفاع، ۳۲ سانتی‌متر طول و ۳۵ سانتی‌متر عرض بود. این جعبه یک دسته در هر طرف داشت که در ۱۷ سانتی‌متری بالای کف آن قرار داشتند. وزن جعبه هم یک‌دهم وزن بدن هر آزمودنی در نظر گرفته شد. همچنین از کفش Asics Running Shoe ساخت کشور ویتنام به‌عنوان کفش معمولی و کفش پرفکت استپ ساخت شرکت آرمیس به‌عنوان کفش ناپایدار در این تحقیق استفاده شد (شکل ۱).



شکل ۱. کفش‌های استفاده‌شده در پژوهش حاضر (چپ: کفش ناپایدار، راست: کفش معمولی).

نحوهٔ انجام آزمون: پس از سازگاری با شرایط آزمایشگاه و چیدمان درست وسایل، آزمودنی‌ها در وضعیت ایستادهٔ کامل (شروع حرکت برداشتن بار) قرار گرفتند. نحوهٔ انجام برداشتن بار به این شکل بود که آزمودنی‌ها جعبه را از ارتفاع ۱۰ سانتی‌متری بالای مفاصل ران برمی‌داشتند و سپس صاف می‌ایستادند. در ادامه آن‌ها بدون خم کردن ناحیهٔ پشت خود و تنها با خم کردن مفاصل ران و زانو و در حالتی که دست‌ها موازی با سطح زمین باقی می‌ماند، با سرعت متوسط و طی زمان تقریبی یک و نیم ثانیه (با استفاده از مترونوم) جعبه را به پایین می‌بردند؛ تا جایی که استخوان‌های ران به موازات سطح زمین قرار می‌گرفت. سپس آزمودنی‌ها این وضعیت را یک و نیم ثانیه حفظ کرده و در انتها و در زمان مشابه به وضعیت شروع (ایستادن طبیعی) بازمی‌گشتند (شکل ۲). از آزمودنی‌ها خواسته شد تا وظیفهٔ برداشتن بار را ۹ مرتبه (به‌صورت موفق) برای ۳ وضعیت پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار اجرا نمایند. میانگین متغیرهای وابسته در هر وضعیت برای ۴ حرکت محاسبه شد. نحوهٔ انجام آزمون‌ها در وضعیت‌های مختلف به‌صورت تصادفی انتخاب شد تا اثر یادگیری و ترتیب اجرای آزمون روی‌داده‌های ثبت‌شده خنثی شود. همچنین بین تلاش‌های آزمون در هرکدام از ۳ وضعیت، حداقل ۱۵ دقیقه به آزمودنی‌ها استراحت داده می‌شد تا خستگی انجام آزمون برطرف گردد.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]



شکل ۲. نحوهٔ انجام آزمون برداشتن بار.

پردازش و تجزیه‌وتحلیل متغیرهای موردراندازه‌گیری: این متغیرها شامل میانگین فعالیت نرمالیزه شده، حداکثر فعالیت نرمالیزه شده، میزان فرکانس میانهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه و نیز میزان هم‌انقباضی عضلات منتخب ناحیهٔ تنه بودند. داده‌های اندازه‌گیری شده با استفاده از نرم‌افزار مگاوین نسخهٔ رایانه ارزیابی و پردازش شدند. جداسازی و تعیین زمان شروع و پایان هر حرکت برداشتن بار با توجه به هم‌زمان‌سازی داده‌های الکتروگونیامتر با داده‌های الکترومایوگرافی انجام گرفت. برای پردازش داده‌های خام اندازه‌گیری شده، ابتدا آن‌ها از یک فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتز عبور داده شدند؛ سپس سیگنال‌های حاصله با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبهٔ دوم و پایین‌گذر با فرکانس برش ۱۰ هرتز مورد پالایش قرار گرفتند تا پوش خطی فعالیت هر عضله برای هر حرکت استخراج شود. نهایتاً متغیرهای زیر از طریق نرم‌افزار مربوط به دستگاه و با استفاده از سایر نرم-افزارهای محاسباتی مانند نرم‌افزار Excel و Matlab محاسبه شدند:

۱. فعالیت عضله: با توجه به ماهیت دینامیکی بودن حرکت، تمامی مقادیر میزان فعالیت هر عضله در وضعیت‌های مختلف به مقدار حداکثر حداکثرهای ۴ حرکت برداشتن بار در وضعیت پابرهنه تقسیم و نرمالیزه شدند(۲۱). سپس از مقادیر ۴ حرکت میان‌گیری شد و نهایتاً این مقدار به‌عنوان میانگین فعالیت عضله در کل حرکت معرفی شد. همچنین به‌منظور بررسی دقیق‌تر متغیرهای میوالکتریکی عضلات، مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات نیز مورد محاسبه و بررسی قرار گرفت.

۲. فرکانس میانه: از روش Single Spectrum برای محاسبه این متغیر با FFT Frame Width=128 استفاده شد (با توجه به کوتاه بودن بازه زمانی، این مقدار از ۱۰۲۴ به ۱۲۸ کاهش یافت). این متغیر نیز در بازه زمانی کل حرکت محاسبه شد.

۳. مقدار هم‌انقباضی جهت‌دار: هم‌انقباضی جهت‌دار از طریق نسبت فعالیت عضلات آنتاگونیست به آگونیست اطراف مفصل محاسبه می‌شود. این شاخص عاملی مؤثر در ثبات مفاصل محسوب می‌شود. برای تعیین مقادیر هم انقباضی جهت‌دار بین عضلات راست شکمی/ ارکتوراسپاین، راست شکمی/ مولتی‌فیدوس، مورب داخلی شکم/ ارکتوراسپاین، مورب داخلی شکم/ مولتی‌فیدوس، مورب خارجی شکم/ ارکتوراسپاین و مورب خارجی شکم/ مولتی‌فیدوس در کل حرکت از رابطه شاخص هم‌انقباضی زیر استفاده شد:

$$\text{شاخص هم‌انقباضی جهت‌دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}}$$

در رابطه بالا هر چه عدد حاصله به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی بیشتر و هر چه عدد حاصله به ۱ نزدیک‌تر شود میزان هم‌انقباضی کاهش می‌یابد(۲۲).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها: داده‌ها به‌وسیله نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ تجزیه‌وتحلیل شدند. ابتدا با استفاده از آزمون شاپیرو- ویلک، از طبیعی بودن توزیع داده‌ها اطمینان حاصل شد. سپس از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری و همچنین برای شناسایی وضعیت‌هایی که با یکدیگر اختلاف دارند، آزمون تعقیبی حداقل تفاوت معنادار (LSD) مورد استفاده قرار گرفت. در تمامی آزمون‌های آماری، سطح معناداری برابر با α=۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۱. مقایسهٔ میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات مختلف ناحیهٔ تنه در وضعیت پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار.

عضلات	وضعیت پابرهنه	وضعیت کفش معمولی	وضعیت کفش ناپایدار
راست شکمی	۰/۴۲۷ ± ۰/۰۹*#	۰/۳۰۶ ± ۰/۱۰*†	۰/۲۸۰ ± ۰/۱۲#†
مورب خارجی شکم	۰/۳۵۷ ± ۰/۱۳	۰/۳۵۴ ± ۰/۱۸	۰/۳۳۹ ± ۰/۱۷
مورب داخلی شکم	۰/۳۸۳ ± ۰/۲۱*#	۰/۲۸۸ ± ۰/۱۷*	۰/۲۶۵ ± ۰/۱۵#
مربع کمری	۰/۵۶۰ ± ۰/۰۸#	۰/۵۱۵ ± ۰/۱۱†	۰/۴۶۷ ± ۰/۱۰#†
پشتی بزرگ	۰/۵۵۴ ± ۰/۰۷	۰/۵۱۷ ± ۰/۰۹	۰/۵۳۵ ± ۰/۱۰
ارکتوراسپاین	۰/۵۵۷ ± ۰/۰۶	۰/۵۶۴ ± ۰/۰۸	۰/۵۳۲ ± ۰/۰۸
مولتی‌فیدوس	۰/۴۶۸ ± ۰/۱۸	۰/۴۵۲ ± ۰/۱۹	۰/۴۴۴ ± ۰/۲۷
سرینی میانی	۰/۵۳۰ ± ۰/۰۸	۰/۵۱۹ ± ۰/۱۰	۰/۵۴۲ ± ۰/۱۳

* = p(پابرهنه- کفش معمولی) < ۰/۰۵

= p(پابرهنه- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

† = p(کفش معمولی- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

مقایسهٔ میزان حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین برداشتن بار: برای عضلهٔ مولتی‌فیدوس افزایش در وضعیت کفش ناپایدار نسبت به دو وضعیت پابرهنه و کفش معمولی (به ترتیب: p=۰/۰۱۲ و p=۰/۰۳) مشاهده شد. ارکتوراسپاین و مربع کمری افزایش فعالیت معناداری را در پوشیدن کفش معمولی نسبت به کفش ناپایدار را نشان دادند. فعالیت عضلهٔ مولتی‌فیدوس نیز وضعیت کفش ناپایدار نسبت به دو وضعیت دیگر، افزایش داشت (جدول ۲).

مقایسهٔ میزان میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین برداشتن بار: پوشیدن کفش ناپایدار در مقایسه با دو وضعیت دیگر، کاهش معناداری را در عضلات راست شکمی و مربع کمری نشان داد. برای عضلهٔ مورب داخلی شکم نیز افزایش در وضعیت پابرهنه در مقایسه با وضعیت‌های کفش معمولی و کفش ناپایدار مشاهده شد (به ترتیب: p=۰/۰۴۹ و p=۰/۰۲۷). برای سایر عضلات، تفاوت معناداری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد (p>۰/۰۵)(جدول ۱).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

جدول ۲. مقایسهٔ حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه در وضعیت پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار.

عضلات	وضعیت پابرهنه	وضعیت کفش معمولی	وضعیت کفش ناپایدار
راست شکمی	۰/۸۴۲ ± ۰/۱۷*#	۰/۵۹۰ ± ۰/۲۱*	۰/۵۴۶ ± ۰/۲۹#
مورب خارجی شکم	۰/۸۱۲ ± ۰/۱۹	۰/۷۴۵ ± ۰/۲۷	۰/۷۴۷ ± ۰/۲۹
مورب داخلی شکم	۰/۵۸۸ ± ۰/۱۷	۰/۶۲۹ ± ۰/۲۶	۰/۶۵۱ ± ۰/۲۷
مربع کمری	۰/۸۸۶ ± ۰/۱۷	۰/۸۷۹ ± ۰/۲۹†	۰/۸۲۱ ± ۰/۲۵†
پشتی بزرگ	۰/۸۶۹ ± ۰/۱۱	۰/۸۳۴ ± ۰/۱۷	۰/۸۶۳ ± ۰/۱۸
ارکتوراسپاین	۰/۸۸۵ ± ۰/۰۸	۰/۹۴۸ ± ۰/۱۴†	۰/۸۵۶ ± ۰/۱۳†
مولتی‌فیدوس	۰/۷۹۳ ± ۰/۲۰#	۰/۸۹۱ ± ۰/۲۹†	۱/۰۶۷ ± ۰/۳۶#†
سرینی میانی	۰/۹۱۹ ± ۰/۱۰	۰/۸۹۹ ± ۰/۱۲	۰/۸۸۹ ± ۰/۱۸

* = p(پابرهنه- کفش معمولی) < ۰/۰۵

= p(پابرهنه- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

† = p(کفش معمولی- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

مقایسهٔ میزان فرکانس میانهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین برداشتن بار: برای عضلات مولتی فیدوس، ارکتوراسپاین، مورب داخلی و خارجی شکم، افزایش میزان فرکانس میانهٔ در وضعیت کفش ناپایدار نسبت به دو وضعیت دیگر مشاهده شد (p<۰/۰۵). برای دیگر عضلات و بین سایر وضعیت‌ها در مقدار فرکانس میانه تفاوت معناداری مشاهده نشد (p>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳. مقایسهٔ میزان فرکانس میانهٔ عضلات منتخب ناحیهٔ تنه (در مقیاس هرتز) حین بلندکردن بار در وضعیت پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار.

عضلات	وضعیت پابرهنه	وضعیت کفش معمولی	وضعیت کفش ناپایدار
راست شکمی	۵۰/۲۸۳ ± ۷/۹۹	۵۳/۷۵۰ ± ۷/۴۱	۵۴/۶۸۳ ± ۷/۱۰
مورب خارجی شکم	۸۰/۵۵۰ ± ۲۶/۰۷#	۸۲/۶۸۳ ± ۲۲/۷۲†	۸۹/۵۱۷ ± ۲۲/۷۶#†
مورب داخلی شکم	۴۸/۹۳۳ ± ۶/۵۶#	۵۱/۳۶۷ ± ۶/۴۱†	۵۴/۷۰۰ ± ۸/۰۶#†
مربع کمری	۴۹/۷۲۰ ± ۷/۰۱	۵۲/۲۹۳ ± ۸/۱۲	۵۱/۶۴۳ ± ۷/۹۴
پشتی بزرگ	۵۳/۲۵۰ ± ۱۲/۹۴	۵۳/۹۱۷ ± ۱۲/۱۳	۵۴/۵۵۰ ± ۱۴/۱۵
ارکتوراسپاین	۷۷/۲۳۳ ± ۱۹/۵۹#	۷۹/۹۶۷ ± ۲۱/۷۲†	۸۳/۹۰۰ ± ۲۳/۴۵#†
مولتی‌فیدوس	۵۸/۶۵۰ ± ۱۱/۲۵*#	۶۴/۱۸۳ ± ۱۲/۱۰*†	۶۸/۵۳۳ ± ۱۳/۸۴#†
سرینی میانی	۹۷/۳۳۳ ± ۲۴/۳۰	۱۰۲/۷۱۷ ± ۲۰/۱۲	۱۰۵/۶۱۷ ± ۲۱/۶۹

* = p(پابرهنه- کفش معمولی) < ۰/۰۵

= p(پابرهنه- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

† = p(کفش معمولی- کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

مقایسهٔ شاخص هم‌انقباضی عضلات منتخب ناحیهٔ تنه حین برداشتن بار: کاهش مقدار هم‌انقباضی عضلات راست شکمی/ ارکتوراسپاین، مورب داخلی شکم/ارکتوراسپاین در وضعیت پابرهنه نسبت به وضعیت‌های کفش معمولی و کفش ناپایدار مشاهده شد. افزایش شاخص هم‌انقباضی عضلات راست شکمی/ مولتی‌فیدوس و مورب خارجی شکم/ مولتی‌فیدوس در وضعیت کفش ناپایدار نسبت به وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی. برای دیگر شاخص

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

هم‌انقباضی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$) (جدول ۴).

جدول ۴. مقایسهٔ شاخص هم‌انقباضی عضلات ناحیهٔ تنه حین بلندکردن بار در وضعیت‌های پابرهنه، کفش معمولی و کفش ناپایدار.

عضلات	وضعیت پابرهنه	وضعیت کفش معمولی	وضعیت کفش ناپایدار
راست شکمی/ ارکتوراسپاین	۰/۲۴۷ ± ۰/۱۳*#	۰/۴۴۲ ± ۰/۱۷*	۰/۴۷۷ ± ۰/۲۰#
راست شکمی/ مولتی‌فیدوس	۰/۳۳۹ ± ۰/۱۶#	۰/۳۶۳ ± ۰/۲۱†	۰/۴۷۳ ± ۰/۲۳#†
مورب داخلی شکم/ ارکتوراسپاین	۰/۳۸۱ ± ۰/۲۵*#	۰/۵۱۸ ± ۰/۲۵*	۰/۵۱۲ ± ۰/۲۷#
مورب داخلی شکم/ مولتی‌فیدوس	۰/۴۱۳ ± ۰/۲۵	۰/۴۵۴ ± ۰/۲۶	۰/۴۴۰ ± ۰/۲۶
مورب خارجی شکم/ ارکتوراسپاین	۰/۳۹۴ ± ۰/۱۹	۰/۴۴۴ ± ۰/۱۹	۰/۴۰۴ ± ۰/۲۴
مورب خارجی شکم/ مولتی‌فیدوس	۰/۳۳۸ ± ۰/۲۰#	۰/۳۵۴ ± ۰/۲۱†	۰/۴۷۱ ± ۰/۲۲#†

* = p(پابرهنه-کفش معمولی) < ۰/۰۵

= p(پابرهنه-کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

† = p(کفش معمولی-کفش ناپایدار) < ۰/۰۵

بحث

نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از کفش ناپایدار حین برداشتن بار باعث کاهش سطح میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات راست شکمی، مورب داخلی شکم و مربع کمری نسبت به وضعیت‌های دیگر می‌شود. همچنین استفاده از کفش ناپایدار باعث کاهش مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه-شدهٔ عضلات راست شکمی، مربع کمری و ارکتوراسپاین و افزایش میزان حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلهٔ مولتی-فیدوس نسبت به وضعیت‌های دیگر حین برداشتن بار شد. با توجه به کاهش سطح فعالیت عضلات در این پژوهش، این نتایج می‌تواند با نتایج مطالعهٔ Benz و همکاران (۱۹۹۸) و Nigg و همکاران (۲۰۰۶) همسو باشد. Benz و همکاران (۱۹۹۸) گزارش کردند که استفاده از کفش ناپایدار هنگام راه رفتن باعث کاهش سرعت راه رفتن، کوتاه شدن طول گام و افزایش دورسی فلکشن مچ پا می‌شود که این تغییرات ممکن است تأثیرات قابل‌توجه درمانی و کاهش بار غیرضروری در اندام تحتانی و ستون فقرات ایجاد نمایند (۲۳). به‌علاوه، Nigg و همکاران (۲۰۰۶) نشان دادند که استفاده از کفش ناپایدار منجر به کاهش نیروهای اعمال‌شده به پا هنگام راه رفتن می‌شود که این مسئله می‌تواند در افراد دارای استئوآرتریت، احساس درد را تعدیل نموده و اثرات مفیدی داشته باشد(۱۱)، هر چند که Boyer و Andriacchi (۲۰۰۹) گزارش کردند که استفاده از این نوع کفش نیروی خلفی را هنگام ضربه پاشنه پا به زمین افزایش می‌دهد(۲۴). از طرف دیگر، نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات Yamamoto و همکاران (۲۰۰۰)، Landry و همکاران (۲۰۱۰)، Lohman و همکاران (۲۰۱۱)، Sousa و همکاران (۲۰۱۲)، Sacco و همکاران (۲۰۱۲) و Karimi و همکاران (۲۰۱۶) ناهمسو است. Yamamoto و همکاران (۲۰۰۰) با بررسی اثرات فیزیولوژیکی و بیوشیمیایی کفش‌های ناپایدار نشان دادند که پیاده‌روی با این نوع کفش‌ها موجب افزایش جریان خون در ساق پا و افزایش سوخت‌وساز گلیکوژن و ترشح نورآدرنالین می‌شود که این مسئله احتمالاً به دلیل افزایش فعالیت عضلات ناحیهٔ ساق پا باشد(۲۵). Landry و همکاران (۲۰۱۰) نیز نشان دادند که پوشیدن کفش ناپایدار در مقایسه با ایستادن پابرهنه و ایستادن با کفش کنترل پایدار، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب کوچک پا (فلکسور طویل شست، پرونئال و عضلات کمپارتمان قدامی ساق پا) و میزان نوسانات پاسچر را افزایش می‌دهد(۲۶). همچنین، Lohman و همکاران (۲۰۱۱) بیان کردند که مزایایی همچون بهبود قامت، کاهش درد، افزایش قدرت

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

عضلات ناحیه مرکزی، افزایش فعالیت عضلات ناحیهٔ پایین‌تنه، کاهش وزن و بهبود گردش خون هنگام راه رفتن با کفش ناپایدار وجود دارد(۲۷)، البته این ادعا در نمونه‌های با تعداد زیاد ثابت نشد. در پژوهش Sacco و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان داده شد که استفاده از کفش ناپایدار نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت عضله دوقلوی داخلی را هنگام راه رفتن افزایش می‌دهد(۲۸). به نظر می‌رسد که دلایل اصلی این ناهمسویی به نوع وظیفهٔ انجام‌شده و متفاوت بودن آن در این مطالعات، تفاوت در عضلات موردبررسی و یا حتی نوع کفش ناپایدار موردبررسی برمی‌گردد. در همین زمینه، بسیاری از تحقیقات پیشین از یک وظیفهٔ ایستا جهت بررسی اثرات مختلف کفش ناپایدار استفاده کرده‌اند؛ بااین‌حال، در پژوهش حاضر از یک وظیفهٔ دینامیکی برداشتن بار استفاده شد. درنتیجه، این مسئله می‌تواند اثرات بسیار مهمی در ایجاد این نتایج ضدونقیض داشته باشد(۲۹). برای مثال، Karimi و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که کاهش میزان ناراحتی و درصد تغییرات حجم ساق در ایستادن با کفش ناپایدار در مقایسه باحالت پابرهنه وجود دارد و سطح فعالیت عضله دوقلوی داخلی پای چپ و راست نیز به‌طور معناداری حین استفاده از این نوع کفش نسبت به وضعیت‌های پابرهنه و کفش با زیره صاف بالاتر بود؛ این تغییرات متعاقب استفاده از کفش ناپایدار می‌توانند باعث جلوگیری و کاهش احتمال ایجاد واریس حین ایستادن بلندمدت شوند(۱۰). از طرف دیگر، بسیاری از تحقیقات قبلی به بررسی اثرات کفش ناپایدار بر سطح فعالیت عضلات ناحیهٔ پایین‌تنه پرداخته‌اند؛ درحالی‌که در تحقیق حاضر سطح فعالیت عضلات ناحیهٔ تنه موردبررسی قرار گرفت. این مسئله ازآن‌جهت اهمیت دارد که ممکن است افزایش ناپایداری که در نتیجهٔ استفاده از کفش ناپایدار ایجاد می‌شود با انقباض مناسب عضلات پایین‌تنه کنترل شود؛ درنتیجه دیگر به انقباض بیشتر عضلات ناحیهٔ تنه نیازی نباشد. همچنین، نوع کفش ناپایدار نیز می‌تواند تفاوت‌های مهمی در الگوی انقباض عضلات ناحیهٔ تنه ایجاد کند. در همین زمینه، Buchecker و همکاران (۲۰۱۲) نشان دادند که بین انواع کفش ناپایدار تفاوت معناداری وجود دارد. آن‌ها همچنین هیچ اثر معناداری از کفش ناپایدار روی فعالیت عضلات دوقلو داخلی و دوسر رانی مشاهده نکردند. در مقابل، افزایش فعالیت در عضلات درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل و پهن خارجی تنها برای یک مدل از کفش ناپایدار مشاهده شد(۳۰). در همین زمینه، نتایج مطالعهٔ Cham و Redfern (۲۰۰۱) نیز نشان‌دهندهٔ اثرات مختلف ویژگی‌های سطح کفش مانند قابلیت ارتجاعی، سختی و ضخامت آن بر متغیرهای مختلف (مانند میزان ناراحتی) است (۳۱). به‌علاوه، King و همکاران (۲۰۰۲) نشان دادند که میزان راحتی بیشتری در زمان استفاده از کف‌پوش، کفی کفش و ترکیب این دو حالت در مقایسه با ایستادن بر روی سطح سخت وجود دارد(۳۲). همچنین، Lin و همکاران (۲۰۱۲) نشان دادند مداخلات ارگونومیک مانند تغییر سطح می‌تواند ورم در ناحیه ساق پا را برای کارگرانی که به مدت ۴ ساعت ایستاده‌اند، کاهش دهد (۳۳)، بنابراین، ممکن است نوع کفش ناپایدار و ویژگی‌های مختلف آن‌ها نیز باعث ایجاد نتایج متفاوتی شود.

نتایج مطالعهٔ حاضر همچنین نشان داد که میزان فرکانس میانهٔ عضلات مورب خارجی شکم، مورب داخلی شکم، ارکتوراسپاین و مولتی‌فیدوس حین استفاده از کفش ناپایدار نسبت به وضعیت‌های پابرهنه و کفش معمولی افزایش معناداری دارد. متأسفانه، در زمینهٔ داده‌های مربوط به فرکانس میانه اطلاعات زیادی در دسترس نیست. به‌هرحال، افزایش مقدار این متغیر می‌تواند نشان‌دهندهٔ مکانیزم افزایش سطح نیروی عضله در نتیجهٔ فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر است؛ بنابراین، به نظر می‌رسد که یکی از دلایل احتمالی افزایش مقدار این متغیر را می‌توان به کاهش سطح فعالیت عضلات این ناحیه نسبت داد. درنتیجه، ممکن است افزایش این مقدار باعث افزایش نیروی عضلات و در نتیجه افزایش نیروهای فشاری و یا برشی بر مهره‌های ناحیهٔ کمر شود. Roy و همکاران (۱۹۹۸) به بررسی الکترومیوگرافی

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

عضلات پشتی حین برداشتن بار پرداختند و نشان دادند که فعالیت‌های ایستا (ایزومتریک) و پویا (مانند بلند کردن بار) الگوهای متفاوتی از طیف تغییرات الکترومیوگرافیکی نشان می‌دهند که این مسئله می‌تواند به دلیل متفاوت بودن جریان متابولیکی خستگی در حرکات پویا باشد(۲۹)، بنابراین، لازم است تا در این زمینه مطالعات بیشتر و دقیق‌تری انجام گیرد.

نتایج مطالعهٔ حاضر همچنین نشان داد که استفاده از کفش ناپایدار باعث افزایش شاخص هم‌انقباضی عضلات راست شکمی/ ارکتوراسپاین، راست شکمی/ مولتی‌فیدوس، مورب داخلی شکم/ ارکتوراسپاین و مورب خارجی شکم/ مولتی-فیدوس شد. این وضعیت بیانگر کاهش نسبی میزان هم انقباضی جهت‌دار (طبق تعریف ارائه‌شده) این جفت عضلات در وضعیت کفش ناپایدار نسبت به دو وضعیت دیگر است. این نتایج با یافته‌های مطالعهٔ گندمکار (۱۳۹۲) و Horsak و همکاران (۲۰۱۵) ناهمسو است. گندمکار (۱۳۹۲) نشان داد استفاده از کفش ناپایدار حین دویدن باعث افزایش نیروی برشی در مفاصل زانو و مچ پا شده و آن‌ها را در معرض آسیب‌های ناشی از برخوردهای تکراری هنگام دویدن قرار دهد(۱۳). گندمکار گزارش کرد که کفش ناپایدار باعث افزایش اوج نیروی برشی در مفاصل زانو و مچ پا می‌شود. هرچند گندمکار میزان هم‌انقباضی عضلات را بررسی نکرد، اما به نظر نویسندگان مقاله حاضر می‌توان این‌گونه استدلال کرد که افزایش نیروی برشی احتمالاً با انقباض بیشتر عضلات باید همراه باشد و هم انقباضی بزرگ‌تری نیز در این مفاصل ایجاد شود تا بتواند با این نیروی برشی مقابله کند؛ اما نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که حین استفاده از کفش ناپایدار میزان هم انقباضی کاهش می‌یابد. همچنین Horsak و همکاران (۲۰۱۵) گزارش کردند که هنگام راه رفتن با کفش ناپایدار میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو افزایش می‌یابد(۳۴). به نظر می-رسد که دلایل ایجاد این نتایج ضدونقیض نیز می‌تواند به نوع وظیفهٔ انجام‌شده و مفاصل موردبررسی مرتبط باشد. از طرف دیگر، مطالعات مختلفی نشان داده‌اند که هم‌انقباضی عضلات ناحیهٔ تنه به بارگذاری نیرو روی ستون مهره‌ها منجر می‌شود که این مسئله به عنوان یک عامل خطر برای اختلالات ناحیه کمر پیش‌بینی شده است(۳۵). از طرف دیگر، Wong و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند که هنگام ایستادن روی سطح شیب‌دار در مقایسه با سطح زمین، کاهش قابل‌توجهی در میزان هم‌انقباضی عضلات سرینی میانی در دو سمت افراد دارای کمردرد وجود دارد و سطوح شیب‌دار منجر به کاهش درد ذهنی در ناحیه کمر طی ایستادن طولانی می‌شود؛ این مسئله نشان‌دهندهٔ تمایل افراد به استفاده از سطح شیب‌دار هنگام ایستادن طولانی‌مدت در محیط‌های شغلی بود(۳۶). به‌عنوان محدودیت‌های این مطالعه، اگر امکان بررسی عضلات عمقی تنه و میزان نیروهای وارد بر ستون فقرات در وضعیت‌های مختلف وجود داشت، تفسیر دقیق‌تری از نتایج حاصل می‌شد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه، به‌طور عمده کاهش سطح فعالیت عضلات و نیز میزان هم‌انقباضی جهت دار عضلات منتخب ناحیه تنه را حین بلند کردن بار نشان داد؛ بنابراین، به نظر می‌رسد که استفاده از کفش ناپایدار ممکن است در ثبات مفاصل و کاهش فشار وارده بر مهره‌های کمری هنگام بلندکردن بار مفید واقع شود. البته برای اظهار نظر دقیق‌تر، نیاز به بررسی بیشتر ضروری است.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی آقای مهدی دهقانی آرانی در دانشگاه بوعلی سینا است. نویسندگان از تمام آزمودنی‌هایی که در انجام این پژوهش با ما همکاری نمودند صمیمانه سپاس‌گزاری می-نمایند.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

References

1. Shahvarpour A, Preuss R, Sullivan MJL, Negrini A, Larivière C. The effect of wearing a lumbar belt on biomechanical and psychological outcomes related to maximal flexion-extension motion and manual material handling. Appl Ergon 2018; 69: 17-24.
2. Verbeek JH, Martimo K, Karppinen J, Kuijer PPFM, Viikari-Juntura E, Takala E. Manual material handling advice and assistive devices for preventing and treating back pain in workers. Occup Environ Med 2011; 69: 79–80.
3. Khansa I, Khansa L, Westvik TS, Ahmad J, Lista F, Janis JE. Work-related musculoskeletal injuries in plastic surgeons in the United States, Canada, and norway. Plast Reconstr Surg 2018; 141: 165e-75e.
4. Nourollahi M, Afshari D, Dianat I. Awkward trunk postures and their relationship with low back pain in hospital nurses. Work 2018; 59: 317-23.
5. Rohlmann A, Pohl D, Bender A, Graichen F, Dymke J, Schmidt H, et al. Activities of everyday life with high spinal loads. PLoS One 2014; 9: 1–9.
6. Wáng YXJ, Wu AM, Ruiz Santiago F, Nogueira-Barbosa MH. Informed appropriate imaging for low back pain management: A narrative review. J Orthop Translat 2018; 15: 21-34.
7. Spyropoulos E, Kyvelidou A, Stergiou N, Athanassiou G. Quantifying Muscle Fatigue of the Low Back during Repetitive Load Lifting Using Lyapunov Analysis. J Ergon 2016;6: 180.
8. Nigg B, Federolf PA, von Tscharner V, Nigg S. Unstable shoes: functional concepts and scientific evidence. Footwear Sci 2012; 4: 73–82.
9. Sousa AS, Macedo R, Santos R, Sousa F, Silva A, Tavares JM. Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. Hum Mov Sci 2016; 45: 142-53.
10. Karimi Z, Allahyari T, Azghani MR, Khalkhali H. Influence of unstable footwear on lower leg muscle activity, volume change and subjective discomfort during prolonged standing. Appl Ergon 2016; 53: 95–102.
11. Martimo K-P, Verbeek J, Karppinen J, Furlan AD, Takala E-P, Kuijer PPFM, et al. Effect of training and lifting equipment for preventing back pain in lifting and handling: systematic review. BMJ 2008; 336: 429–31.
12. Nigg B, Hintzen S, Ferber R. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. Clin Biomech 2006; 2: 82–8.
13. Gandomkar A. Effect of Unstable shoe on ankle and knee joint forces during stance phase of runnin**g** [dissertation**].** Sari: University of Mazandaran; 2013.
14. Frost DM, Abdoli-E M, Stevenson JM. PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. J Electromyogr Kinesiol 2009; 19: 403–12.
15. Sato K, Fortenbaugh D, Hydock DS. Kinematic changes using weightlifting shoes on barbell back squat. J Strength Cond Res 2012; 26: 28–33.
16. Maharaj JN, Cresswell AG, Lichtwark GA. The immediate effect of foot orthoses on subtalar joint mechanics and energetics. Med Sci Sports Exerc 2018; 50: 1449-56.
17. Wang X, Zhang S, Fu W. Changes in impact signals and muscle activity in response to different shoe and landing conditions. J Hum Kinet 2017; 56: 5-18.
18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10: 361–74.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]

19. Felson DT, Gross KD, Nevitt MC, Yang M, Lane NE, Torner JC, et al. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. Arthritis Care Res (Hoboken) 2009; 6: 1070–6.
20. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. J Athl Train1998; 33: 319–22.
21. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography ?J Electromyogr Kinesiol 2011; 21: 1–12.
22. Ghasemi MH. The study of cooling's effects on electrical activity of selected leg-dominant muscles during one-leg drop jump [dissertation]. Hamadan: BU-Ali Sina University; 2015.
23. Benz DA, Stacoff A, Balmer E, Durrer A, Stuessi E. Walking pattern with missing-heel shoes. J Biomech 1998; 31: 132.
24. Boyer KA, Andriacchi TP. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. Clin Biomech 2009; 24: 872–6.
25. Yamamoto T, Ohkuwa T, Itoh H, Yamazaki Y, Sato Y. Walking at moderate speed with heel-less shoes increases calf blood flow. Arch Physiol Biochem 2000; 108: 398–404.
26. Landry SC, Nigg BM, Tecante KE. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. Gait Posture 2010; 32: 215–9.
27. Lohman EB, Sackiriyas KSB, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. Phys Ther Sport 2011; 12: 151–63.
28. Sacco ICN, Sartor CD, Cacciari LP, Onodera AN, Dinato RC, Pantaleão E, et al. Effect of a rocker non-heeled shoe on EMG and ground reaction forces during gait without previous training. Gait Posture 2012; 36: 312–5.
29. Roy SH, Bonato P, Knaflitz M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting. J Electromyogr Kinesiol 1998; 8: 233–45.
30. Buchecker M, Pfusterschmied J, Moser S, Müller E. The effect of different Masai Barefoot Technology (MBT) shoe models on postural balance, lower limb muscle activity and instability assessment. Footwear Sci 2012; 4: 93–100.
31. Cham R, Redfern MS. Effect of flooring on standing comfort and fatigue. Hum Factors. 2001; 43: 381–91.
32. King PM. A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. Appl Ergon 2002; 33: 477–84.
33. Lin Y, Chen C, Cho M. Influence of shoe/ floor conditions on lower leg circumference and subjective discomfort during prolonged standing. Appl Ergon 2012; 43: 965–70.
34. Horsak B, Heller M, Baca A. Muscle co-contraction around the knee when walking with unstable shoes. J Electromyogr Kinesiol 2015; 25: 175-81.
35. Granata KP, Marras WS. Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. Spine (Phila Pa 1976). 2000; 25: 1398–404.
36. Wong EN, Callaghan JP. The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work : A biomechanical analysis. Appl Ergon 2010; 41: 787–95.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-14]

[DOI: 10.52547/sjku.23.5.120]