# اثر میزان سفتی کفی بر الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل

امیررضا صدیقی[۱]، مهرداد عنبریان*[۲]

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

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

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۳/۲۶ شماره صفحات: ۳۵ تا ۴۷

## چکیده

هدف این مطالعه تعیین اثر فوری سه نوع کفی روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل بود. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسررانی، درشت‌نئی قدامی و دوقلوی خارجی ۱۴ مرد ورزشکار در وضعیت‌های بدون کفی، کفی نرم، نیمه سخت و سخت حین دویدن روی تردمیل ثبت شد. فعالیت عضلهٔ راست رانی در فاز بارگذاری در وضعیت کفی نرم کمتر از وضعیت‌های دیگر بود. در فاز پیش نوسان/نوسان اولیه، در فعالیت عضلهٔ راست رانی بین وضعیت‌های کفی نرم/بدون کفی و نرم/نیمه‌سخت و همچنین در فعالیت عضلهٔ دوسررانی بین وضعیت‌های کفی نیمه‌سخت/ بدون کفی و نیمه‌سخت/سخت تفاوت وجود داشت. در فاز نوسان میانی، فعالیت عضلات راست‌رانی و ساقی قدامی در وضعیت بدون کفی/کفی نیمه‌سخت و عضلهٔ دوقلو در وضعیت بدون کفی با وضعیت‌های دیگر تفاوت داشت. فعالیت عضلهٔ دوسررانی در فاز پیش فعالیت نیز در وضعیت بدون کفی با وضعیت کفی نیمه سخت تفاوت داشت. فعالیت عضلات پهن خارجی و دوقلوی خارجی در وضعیت کفی نرم کمتر از کفی نیمه سخت بود. به نظر می‌رسد که شدت و الگوی انقباض عضلات حین دویدن با استفاده از کفی با میزان سفتی متفاوت، دچار تغییر شده که می‌تواند در انتخاب کفی با سطح سفتی مناسب با توجه به اهداف کلینیکی و تمرینی مفید باشد.

**کلیدواژه‌ها:** دویدن، کفی، الکترومیوگرافی، سفتی.

# The effect of shoe insole stiffness on electromyography activity pattern of selected lower extremity muscles during running on treadmill

**AmirReza Sedighi[1], Mehrdad Anbarian[2*]**

1. Msc., Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Professor, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

## Abstract

The purpose of this study was to determine the immediate effect of three types of shoe insoles, on electromyography activity of selected lower extremity muscles during running on treadmill. The electromyography activity of the rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius lateralis muscles of 14 male athletes were recorded in non-insole, wearing soft, semi-rigid and rigid insoles conditions during running on treadmill. Electromyography activity of the rectus femoris muscle in the loading phase was lower in soft insole condition than other conditions. In the pre-swing/early swing phase, there was difference of the rectus femoris muscle activity in the soft/non-insole and soft/semi-rigid conditions. In this phase, the biceps femoris muscle had different activity in the semi-stiff/non-insole and semi-rigid/rigid conditions. In the mid-swing phase, there was a difference in the activity of the rectus femoris and the tibialis anterior muscles in the non-insole/semi-rigid condition, and the gastrocnemius lateralis muscle in the non-insole condition with other conditions. There was difference also for biceps femoris muscle activity in the semi-rigid/non-insole condition in the pre-activation phase. The vastus lateralis and gastrocnemius lateralis muscles activity in the soft insole condition was lower than that of the semi-rigid condition. It seems that the intensity and contraction pattern of the muscles change while using different shoe insoles with different variety of stiffness during running. It could be useful in choosing a shoe insole with a suitable stiffness material level for clinical and training purposes.

**Keywords:** Running, Foot insole, Electromyography, Stiffness.

*.anbarian@basu.ac.ir

[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]

[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]

[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

**مقدمه**

امروزه، استفاده از وسایل کمک-اورتزی جهت جلوگیری و یا درمان آسیب‌های ناشی از ناهنجاری‌ها و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی پا به‌صورت گسترده‌ای رواج یافته است (۶–۱). یکی از مهم‌ترین دسته از این وسایل، انواع کفی‌ها هستند که برای بهبود وضعیت پا و مچ پا (۳،۷)، اصلاح توزیع مناسب وزن روی پاها (۱۰–۸) و اصلاح حرکات غیرطبیعی پا (۱۱) در داخل کفش قرار داده می‌شوند. اخیراً با توسعهٔ روزافزون علم و صنعت، کفی‌های مختلف با استفاده از مواد و جنس‌های متفاوت و در انواع گوناگونی ساخته می‌شوند. این در حالی است که این تنوع در ساخت می‌تواند میزان اثربخشی و تغییرات متفاوتی به همراه داشته باشد؛ به‌طوری‌که هر جنس کفی احتمالاً الگوی حرکتی اندام تحتانی را به شکل‌های متفاوتی تحت تأثیر قرار دهد (۷،۱۲). برخی از مطالعات پیشین، جنس و شکل کفی‌ها را از عوامل اثرگذار بر متغیرهای بیومکانیکی حرکات مختلف (مانند راه رفتن و دویدن) معرفی نموده‌اند (۱۲،۸،۱۴–۳). برای مثال، میلز و همکاران (۲۰۱۰) در یک مطالعهٔ مروری به این نتیجه رسیدند که جنس و ساختار متنوع کفی‌ها بر عملکرد حرکتی افراد اثرات مختلفی می‌گذارند (۱۲). نیگ و همکاران (۲۰۰۳) نیز تأثیر جنس بکار رفته در دو نوع کفی کفش با ابعاد و شکل کاملاً یکسان و سطح سفتی متفاوت را بررسی کردند و نشان دادند که تغییر در جنس کفی با تغییر در میزان اکسیژن مصرفی، سطح فعالیت عضلات به‌خصوص در فاز قبل از ضربهٔ پاشنه (فاز پیش‌فعالیت) و همین‌طور میزان میانگین فرکانس سیگنال عضلات همراه است (۱۴). آن‌ها این‌گونه استدلال کردند که برای هر جنس کفی میزان ویبراسیون خاصی به وجود می‌آید که باید به‌وسیلهٔ انقباض مناسب عضلات پیش از انجام حرکت و یا در زمان انجام آن تنظیم و تعدیل شود؛ این مسئله سطح فعالیت و عکس‌العمل حرکتی خاصی برای هر جنس کفی به وجود می‌آورد (۱۴). همچنین، دکر و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که اصطکاک کم زیره کفش با زمین، کنترل حرکتی سیستم عصبی- عضلانی را حین راه رفتن دچار چالش می‌کند (۱۵). میسیازک (۲۰۰۶) نیز جنس متفاوت کفش و کفی را عاملی اثرگذار روی مکانیک حرکت فرد و کنترل رفتار حرکتی دانست (۱۶). در یک مطالعهٔ دیگر، خضری (۱۳۹۳) میزان سختی کفی مشتمل بر نرم، نیمه‌سخت و سخت را بر تغییرپذیری الگوهای هماهنگی اندام‌های ساق و پاشنه حین دویدن دارد بررسی کرد. وی گزارش کرد که کفی با جنس سخت‌تر می‌تواند باعث کاهش الگوی هماهنگی و تغییرپذیری ساق و پاشنه در ۵۰ درصد ابتدایی فاز اتکای دویدن شود (۱۷). به‌علاوه، یاودونگ و همکاران (۲۰۱۴) نشان دادند که استفاده از کفش‌های ناپایدار، با افزایش فعالیت عضلات و افزایش هم‌انقباضی مفاصل (به‌منظور مقابله با اغتشاش) همراه است (۱۸).

با توجه به نتایج این دسته از مطالعات، به نظر می‌رسد که احتمالاً الگوهای انقباض عضلات حین استفاده از انواع کفی دچار تغییر شده و استفاده از کفی‌های با جنس نرم‌تر فعالیت عضلات را افزایش داده و کفی‌های سفت‌تر شدت فعالیت عضلات را کاهش دهند. بااین‌حال، شواهد عینی و کافی برای حمایت از این موضوع وجود ندارد. همچنین، اینکه حین استفاده از انواع کفی سطح فعالیت کدام عضلات تغییر نماید نیز نکته‌ای مهم است که مورد توجه تحقیقات قبلی قرار نگرفته است. در این زمینه، تحقیقات پیشین عمدتاً به بررسی شناسایی



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

اثرات انواع کفی کفش بر میزان فعالیت عضلات (۲،۱۹،۲۰)، متغیرهای کینماتیکی (۵،۸،۹) و کینتیکی حرکت (۵،۹،۱۰)، میزان فرکانس عضلات ۲۱)، الگوی هماهنگی بین مفصلی و اندامی (۲۲،۲۳) و میزان انرژی مصرفی (۱۴) پرداخته‌اند؛ اما اثرات تغییر در سفتی کفی بر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی حین دویدن کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. در یک مطالعه، مورلی و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند که استفاده از کفی الگوی فعالیت عضلات ساق افراد با کف پای صاف را به‌سوی الگوی افراد با پای طبیعی حین راه رفتن سوق می‌دهد (۷)؛ بااین‌حال، آن‌ها به بررسی عامل جنس کفی در حین دویدن نپرداختند. از سویی دیگر، استفاده از الکترومیوگرافی سطحی روشی مطمئن برای بررسی میزان فعالیت، هماهنگی و الگوی انقباض عضلانی است. هماهنگی بین عضلانی و الگوی انقباضات نقش مهمی در بهبود عملکرد و یا جلوگیری از آسیب‌های مختلف دارا است (۲۳). مطابق با بررسی تحقیقات پیشین، الگوی فعالیت عضلات را می‌توان با بررسی میزان شدت انقباض، حداکثر انقباض و زمان رسیدن به حداکثر انقباض تفسیر کرد (۲۴،۲۵). با توجه به تفاوت‌های بیومکانیکی در انواع کفی، شناسایی این تغییرات ممکن است در انتخاب کفی با سطح سختی مناسب با اهداف کلینیکی (با هدف کاهش سطح فعالیت عضلات برای افراد آسیب‌دیده و یا بهبود الگوی انقباض عضلات) و تمرینی (با هدف طراحی برنامه‌های تمرینی اختصاصی و افزایش سطح فعالیت عضلات برای افزایش شدت تمرین و یا تغییر در سفتی مفاصل پایین‌تنه) مفید باشد. بنابراین، هدف از انجام مطالعهٔ حاضر بررسی اثر فوری سه نوع کفی نرم، نیمه سخت و سخت بر شدت و الگوی فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل بود.

## روش‌شناسی

**آزمودنی‌ها:** در این مطالعهٔ نیمه‌آزمایشگاهی، ۱۴ دانشجوی مرد ورزشکار در سطح دانشگاهی به‌صورت داوطلبانه شرکت نمودند (جدول ۱). تمامی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این تحقیق دارای سایز پای بین ۷ تا ۱۰ در مقیاس آمریکایی (۴۰ تا ۴۴ در مقیاس اروپایی) بودند. پای برتر این افراد، پای راست بود و هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب و یا محدودیت حرکتی که دویدن بر روی تردمیل را تحت تأثیر قرار دهد، نداشتند (۲۶). ساختار آناتومیکی پای آزمودنی‌ها با استفاده از روش افتادگی استخوان ناوی ارزیابی شد (۲۷). در این آزمون ارتفاع زائده استخوان ناوی در دو وضعیت بدون وزن و در وضعیت ایستاده روی پاها اندازه‌گیری و اگر اختلاف دو اندازه‌گیری بین ۵-۹ میلی‌متر بود، ساختار پا نرمال ارزیابی می‌شود. بر این اساس، آزمودنی‌های با ساختار پای نرمال در این مطالعه شرکت کردند. پیش از شروع فرآیند آزمون، همه آزمودنی‌ها فرم رضایت آگاهانه را بر اساس سیاست دانشگاه امضا کردند. در اجرای کلیه مراحل این مطالعه، اخلاق پژوهش بر اساس بیانیه هلسینکی رعایت شد.



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

جدول ۱. ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها

| متغیرها | انحراف استاندارد± میانگین |
|---|---|
| سن (سال) | ۲۴/۴۳ ± ۲/۹ |
| جرم (کیلوگرم) | ۶۶/۴۷ ± ۶/۷۸ |
| قد (سانتی‌متر) | ۱۷۷/۶۴ ± ۷/۲۷ |
| افتادگی ناوی (میلی‌متر) | ۶/۸ ± ۰/۸۹ |

**نحوه اجرای آزمون:** پیش از شروع آزمون، پایی که حداقل دو بار از سه آزمون ضربه به توپ، جهش به بالا و بازیابی تعادل مورد استفاده قرار می‌گرفت به‌عنوان پای برتر آزمودنی انتخاب می‌شد (۲۸). در ابتدای از آزمودنی‌ها خواسته شد برای گرم کردن خود به مدت ۶ دقیقه و با سرعت ۳ متر بر ثانیه بر روی تردمیل بدوند (۲۹). سپس آزمودنی‌ها در ۴ وضعیت بدون کفی، با کفی نرم، نیمه‌سخت و سخت با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه روی تردمیل دویدند؛ به‌طوری‌که حداقل ۵ گام سالم و موفقیت‌آمیز برای هر وضعیت ثبت شد (۳۰). در طول دویدن، زمان یکنواخت شدن حرکت محل ثبت و پردازش داده‌ها در نظر گرفته شد و از چند گام ابتدایی و انتهایی به دلیل تغییر در سرعت تردمیل و شتاب‌دار بودن حرکت صرف‌نظر شد. همچنین، درصورتی‌که الگوی دویدن به شکل پاشنه–پنجه بود، آزمون مورد قبول قرار می‌گرفت. بعد از ثبت دادهٔ هر وضعیت، کفی آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی عوض می‌شد تا اثر سوءگیری در جمع‌آوری داده‌ها و یادگیری از بین برود. بین انجام آزمون‌ها، به آزمودنی‌ها استراحت کافی داده می‌شد تا از اثر خستگی بر روی داده‌ها جلوگیری شود. برای از بین بردن اثر مداخلهٔ سطح تردمیل با کفش، تمامی وضعیت‌های دویدن با استفاده از کفش‌های مخصوص دویدن (Asics running shoe) ساخت شرکت ویتنام به انجام رسید. همچنین برای جداسازی فازهای مختلف حرکت دویدن، دو عدد فوت سوییچ حساس به ضربه در نواحی خارجی خلفی‌ترین بخش پاشنه و زیر اولین مفصل کف‌پایی– انگشتی در زیر کفش نصب گردیدند. کفی‌های مورد استفاده در تحقیق حاضر همه در حالت بدون پنجه و با شکل، وزن و ابعاد تقریباً یکسان و مشابه تهیه شدند. کفی‌ها پیش‌ساخته و موجود در بازار بودند و از نوع سفارشی و قالب‌گیری شده از روی پای هر فرد نبود. جنس کفی نرم از سیلیکون و قسمت‌های پاشنه و پنجه آن دارای چگالی کمتر به‌منظور افزایش بهتر جذب شوک بود. کفی‌های سخت و نیمه‌سخت از لایه‌های فوم، پلی‌پروپیلن، پلی فوم استخوانی و پلی فوم سخت تشکیل شده بودند (۱۷). سفتی بیشتر نوع سخت از نیمه سخت هم به دلیل چگالی بیشتر فوم ($gr/cm^3$) مورد استفاده بوده است.

**پردازش سیگنال:** داده‌های خام فعالیت الکتریکی عضلات راست‌رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی، درشت‌نئی قدامی و دوقلوی خارجی پای برتر افراد با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کانالِ ME-6000 ساخت کشور فنلاند در فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز ثبت گردید. ابتدا تراشیدن موهای زائد آزمودنی‌ها، تمیز کردن و شستشوی کامل ناحیه موردنظر با الکل به‌منظور کاهش دادن امپدانس و مقاومت پوست اجرا شد و نهایتاً الکترودهای چسبنده و یک‌بارمصرف (از جنس Ag/AgCl و دارای ژل هادی) در آرایش دوقطبی بر



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

روی پوست عضلات ناحیهٔ مورد نظر آزمودنی‌ها قرار گرفت. فاصلهٔ بین الکترودها (حدود دو سانتی‌متر) و محل نصب آن‌ها به پیشنهاد پروتکل اروپایی SENIAM در نظر گرفته شد (۳۱). با استفاده از نرم‌افزار Megawin نسخه ۳/۱ داده‌های حاصل تجزیه‌وتحلیل شدند. ابتدا داده‌ها به‌منظور حذف نویز تولیدشده توسط الکترودها یا سیستم کابل‌ها (آرتیفک حرکتی) با فیلتر بالاگذر ۲۰ هرتز پیش‌پردازش شدند (۳۰). سپس، پوش خطی سیگنال EMG از طریق فرآیند پردازشی پالایش کردن تمام مسیر[1] و فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبهٔ ۴ با فرکانس قطع ۱۲ هرتز استخراج شد (۳۰). در ادامه و برای نرمال‌سازی کردن داده‌ها در حوزهٔ دامنه، تمامی اعداد به میانگین ۶ سیکل کامل دویدن وضعیت بدون کفی تقسیم شدند (۲۵). همچنین، برای نرمال‌سازی کردن داده‌ها در حوزهٔ زمان نیز از دستور درون‌یابی خطی[2] توسط نرم‌افزار Matlab نسخهٔ ۲۰۱۵ استفاده شد. در انتها، هر سیکل دویدن به‌صورت یک نمودار صفر تا ۱۰۰ درصد ترسیم شد (۳۱). یک سیکل کامل دویدن به زیر فازهای مرحلهٔ بارگذاری[3] شامل ۱۵-۰ درصد ابتدائی سیکل، مرحلهٔ پیش‌نوسان/ نوسان اولیه شامل ۳۰-۵۰ درصدی سیکل، نوسان میانی/ انتهایی[4] شامل ۷۰-۸۰ درصدی سیکل، نوسان انتهایی شامل ۹۰-۸۰ درصدی سیکل و مرحلهٔ پیش‌فعالیت[5] شامل ۱۰۰-۹۰ درصدی سیکل دویدن تقسیم‌بندی شد (۳۲). به‌علاوه، حداکثر فعالیت عضلات در طول سیکل دویدن و زمان رسیدن به این نقطه (برحسب درصد سیکل دویدن) نیز محاسبه شد. نهایتاً، متغیرهای میانگین فعالیت نرمال‌سازی شده، حداکثر فعالیت و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت به‌عنوان متغیرهای وابسته مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

**روش آماری:** پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون آماری شاپیروویلکو اطمینان از همگنی واریانس‌ها توسط آزمون آماری لِوِن، از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (با آزمون تعقیبی حداقل اختلاف معنادار) برای مقایسهٔ متغیرهای وابسته بین چهار وضعیت استفاده شد. داده‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ (Version 18, SPSS Inc., Chicago, IL) در سطح معناداری p≤۰/۰۵ تحلیل شد.

## یافته‌ها

**مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات در مرحلهٔ بارگذاری در چهار وضعیت با و بدون کفی:** در این فاز میزان فعالیت عضلهٔ راست‌رانی در وضعیت کفی نرم به‌طور معناداری کمتر از وضعیت‌های بدون کفی (P=۰/۰۴۴)، کفی نیمه‌سخت (P=۰/۰۴۶) و کفی سخت (P=۰/۰۳) بود. برای سایر عضلات در این فاز تفاوت معناداری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

**مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات در مرحلهٔ پیش نوسان/ نوسان اولیه در انواع مختلف کفی طبی:** در این فاز میزان فعالیت عضلهٔ راست‌رانی در وضعیت کفی نرم به‌طور معناداری بیشتر از حالت بدون کفی (P=۰/۰۳) و کفی نیمه‌سخت (P=۰/۰۳) بود. همچنین، میزان فعالیت عضلهٔ دوسررانی در کفی نیمه‌سخت به‌طور معناداری

1. Full wave rectification
2. Interpolation
3. Loading response
4. Mid-late swing
5. Pre-activation



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

کمتر از بدون کفی (P=۰/۰۳۳) و کفی سخت (P=۰/۰۲۲) بود. برای سایر عضلات در این فاز تفاوت معناداری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

**مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات در مرحلهٔ نوسان میانی در چهار وضعیت با و بدون کفی:** میزان فعالیت عضلات راست‌رانی، ساقی قدامی و دوقلوی خارجی در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود (به ترتیب: P=۰/۰۳، P=۰/۰۰۱ و P=۰/۰۲۵). میزان فعالیت عضلهٔ دوقلوی خارجی در حالت بدون کفی نیز به‌طور معناداری بیشتر از کفی نرم (P=۰/۰۰۳) و سخت (P=۰/۰۳۸) بود (جدول ۲).

**مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات در مرحلهٔ نوسان انتهایی در چهار وضعیت با و بدون کفی:** میزان فعالیت عضلهٔ پهن داخلی در این فاز در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی سخت بود (P=۰/۰۴). برای سایر عضلات در این فاز تفاوت معناداری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

**مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات در مرحلهٔ پیش فعالیت در چهار وضعیت با و بدون کفی:** میزان فعالیت عضلهٔ پهن داخلی در این فاز در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی سخت (P=۰/۰۳) بود. همچنین، میزان فعالیت عضلهٔ دوسررانی در این فاز در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت (P=۰/۰۳) بود. برای سایر عضلات در این فاز تفاوت معناداری بین حالات مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

**مقایسهٔ میزان حداکثر فعالیت عضلات در کل مراحل دویدن در چهار وضعیت با و بدون کفی:** حداکثر فعالیت نرمال‌سازی شده عضلات پهن خارجی و دوقلوی خارجی در کفی نرم به‌طور معناداری کمتر از کفی نیمه‌سخت بود (به ترتیب P=۰/۰۰۵ و P=۰/۰۲۸). حداکثر فعالیت نرمال‌سازی شدهٔ عضلهٔ دوسررانی نیز در کفی نرم و نیمه‌سخت نسبت به دو وضعیت دیگر کاهش غیرمعناداری داشت (P>۰/۰۵). برای سایر عضلات تفاوت معناداری بین وضعیت‌های مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

جدول ۲. میانگین± انحراف استاندارد میزان فعالیت نرمال‌سازی شدهٔ عضلات در چهار وضعیت با و بدون کفی

| مراحل دویدن | عضله | بدون کفی | کفی نرم | کفی نیمه‌سخت | کفی سخت |
|---|---|---|---|---|---|
| بارگذاری | راست‌رانی | 1.64 ± 0.35* | 1.44 ± 0.45*^# | 1.62 ± 0.57^ | 1.58 ± 0.48# |
| | پهن داخلی | 1.87 ± 0.52 | 1.86 ± 0.75 | 1.72 ± 0.47 | 1.82 ± 0.59 |
| | پهن خارجی | 1.92 ± 0.52 | 1.74 ± 0.65 | 1.86 ± 0.58 | 1.74 ± 0.49 |
| | دوسررانی | 0.66 ± 0.29 | 0.58 ± 0.28 | 0.62 ± 0.29 | 0.64 ± 0.30 |
| | ساقی قدامی | 0.50 ± 0.16 | 0.55 ± 0.34 | 0.49 ± 0.30 | 0.53 ± 0.26 |
| | دوقلوی خارجی | 1.56 ± 0.40 | 1.42 ± 0.31 | 1.51 ± 0.33 | 1.48 ± 0.44 |
| نوسان/نوسان اولیه | راست‌رانی | 0.81 ± 0.42* | 1.20 ± 0.76*^ | 0.96 ± 0.60^ | 1.11 ± 0.77 |
| | پهن داخلی | 0.61 ± 0.35 | 0.52 ± 0.35 | 0.51 ± 0.28 | 0.51 ± 0.35 |
| | پهن خارجی | 0.51 ± 0.32 | 0.46 ± 0.34 | 0.57 ± 0.55 | 0.55 ± 0.53 |
| | دوسررانی | 0.63 ± 0.22# | 0.51 ± 0.24 | 0.48 ± 0.31#& | 0.63 ±0.30& |
| | ساقی قدامی | 0.77 ± 0.29 | 0.79 ± 0.31 | 0.72 ± 0.18 | 0.73 ± 0.20 |
| | دوقلوی خارجی | 0.56 ± 0.24 | 0.62 ± 0.43 | 0.60 ± 0.32 | 0.57 ± 0.26 |
| نوسان میانی | راست رانی | 0.63 ± 0.29* | 0.59 ± 0.31 | 0.49 ± 0.16* | 0.60 ± 0.39 |
| | پهن داخلی | 0.41 ± 00.30 | 0.43 ± 0.35 | 0.42 ± 0.27 | 0.38 ± 0.28 |
| | پهن خارجی | 0.43 ± 00.25 | 0.43 ± 0.36 | 0.45 ± 0.33 | 0.51 ± 0.47 |
| | دوسررانی | 0.60 ± 0.27 | 0.61 ± 0.47 | 0.56 ± 0.33 | 0.65 ± 0.55 |
| | ساقی قدامی | 1.11 ± 0.23* | 1.01 ± 0.43 | 0.93 ± 0.25* | 1.06 ± 0.42 |
| | دوقلوی خارجی | 0.29 ± 0.11*^# | 0.22 ± 0.08^ | 0.25 ± 0.11* | 0.24 ± 0.11# |
| نوسان انتهایی | راست رانی | 0.44 ± 0.16 | 0.44 ± 0.23 | 0.38 ± 0.16 | 0.45 ± 0.23 |
| | پهن داخلی | 0.45 ± 0.14* | 0.45 ± 0.29 | 0.43 ± 0.22 | 0.36 ± 0.17* |
| | پهن خارجی | 0.46 ± 0.15 | 0.42 ± 0.19 | 0.46 ± 0.18 | 0.48 ± 0.20 |
| | دوسر رانی | 1.31 ± 0.46 | 1.34 ± 0.59 | 1.27 ± 0.49 | 1.25 ± 0.54 |
| | ساقی قدامی | 1.06 ± 0.29 | 1.35 ± 0.37 | 0.99 ± 0.31 | 1.03 ± 0.43 |
| | دوقلوی خارجی | 0.31 ± 0.15 | 0.23 ± 0.11 | 0.32 ± 0.34 | 0.23 ± 0.12 |
| پیش فعالیت | راست رانی | 0.80 ± 0.26 | 0.85 ± 0.50 | 0.79 ± 0.55 | 0.87 ± 0.59 |
| | پهن داخلی | 0.93 ± 0.30* | 0.85 ± 0.39 | 0.83 ± 0.33 | 0.79 ± 0.38* |
| | پهن خارجی | 1.10 ± 0.34 | 0.91 ± 0.36 | 0.94 ± 0.36 | 0.95 ± 0.34 |
| | دوسررانی | 2.04 ± 0.63# | 1.89 ± 0.81 | 1.78 ± 0.58# | 1.96 ± 0.55 |
| | ساقی قدامی | 1.98 ± 0.58 | 2.02 ± 0.52 | 2.02 ± 0.60 | 2.05 ± 0.69 |
| | دوقلوی خارجی | 0.57 ± 0.19 | 0.53 ± 0.26 | 0.55 ± 0.24 | 0.52 ± 0.21 |
| کل مراحل | راست رانی | 3.23 ± 0.82 | 3.22 ± 1.11 | 3.35 ± 1.29 | 3.34 ± 1.22 |
| | پهن داخلی | 3.96 ± 1.12 | 3.64 ± 1.45 | 3.63 ± 1.09 | 3.90 ± 1.20 |
| | پهن خارجی | 3.91 ± 1.12 | 3.44 ± 1.31* | 3.80 ± 1.27* | 3.68 ± 1.09 |
| | دوسررانی | 2.97 ± 0.55 | 2.60 ± 0.88 | 2.56 ± 0.83 | 2.89 ± 1.04 |
| | ساقی قدامی | 2.56 ± 0.71 | 2.61 ± 0.69 | 2.56 ± 0.69 | 2.70 ± 0.76 |
| | دوقلوی خارجی | 4.01 ± 0.48 | 3.83 ± 0.77* | 4.21 ± 0.81* | 3.85 ± 0.81 |

* = $P_{(\text{کفی نرم- بدون کفی})}<0.05$; ^ = $P_{(\text{کفی نرم- کفی نیمه‌سخت})}<0.05$; # = $P_{(\text{کفی نرم- کفی سخت})}<0.05$.



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]

[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]

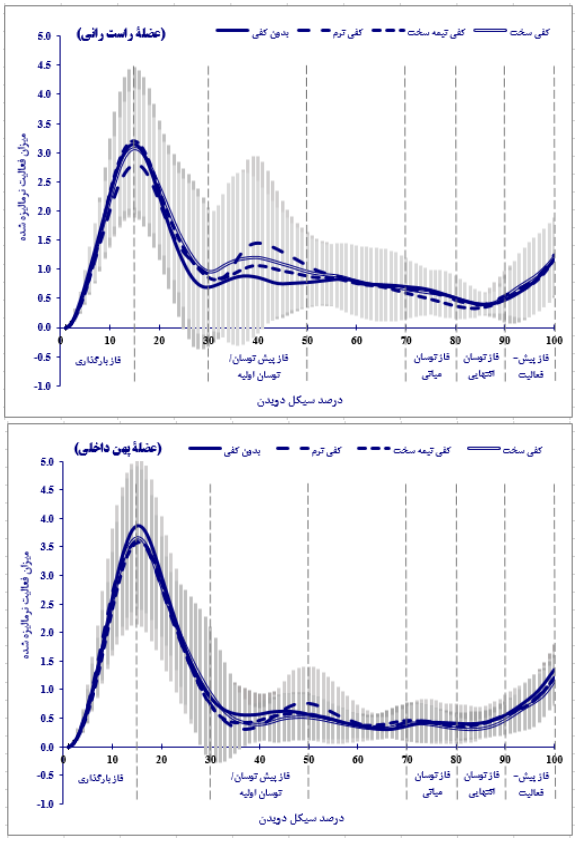
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

**مقایسهٔ زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات در کل مراحل دویدن در چهار وضعیت با و بدون کفی:** هیچ تفاوت معناداری برای تمامی عضلات در زمان رسیدن به حداکثر فعالیت بین حالات مختلف مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین±انحراف استاندارد زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات در چهار وضعیت با و بدون کفی برحسب درصد سیکل دویدن

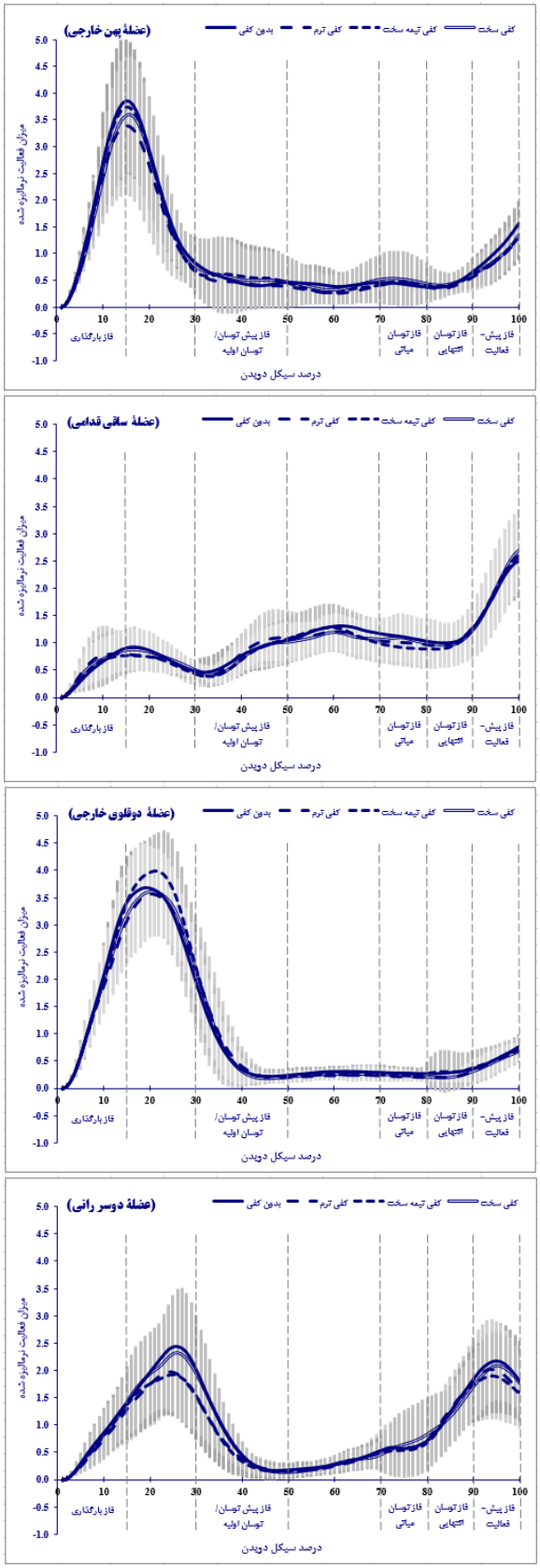
| عضله | بدون کفی | کفی نرم | کفی نیمه‌سخت | کفی سخت |
|---|---|---|---|---|
| راست‌رانی | 15.93 ± 6.27 | 18.60 ± 8.77 | 18.40 ± 9.12 | 19.2 ± 8.84 |
| پهن داخلی | 16.07 ± 3.02 | 17.43 ± 9.70 | 15.64 ± 1.15 | 16.57 ± 4.24 |
| پهن خارجی | 15.29 ± 1.38 | 14.86 ± 1.10 | 15.14 ± 1.29 | 15.50 ± 1.34 |
| دوسررانی | 50.21 ± 34.79 | 63.64 ± 35.49 | 63.43 ± 36.08 | 54.50 ± 36.65 |
| ساقی قدامی | 98.43 ± 2.10 | 98.71 ± 1.59 | 98.64 ± 1.60 | 99.00 ± 1.57 |
| دوقلوی خارجی | 20.14 ± 3.86 | 21.07 ± 3.73 | 20.5 ± 2.28 | 22.00 ± 4.28 |

**مقایسهٔ الگوی فعالیت نرمال‌سازی شدهٔ عضلات حین دویدن در چهار وضعیت با و بدون کفی:** الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در شکل ۱ مشخص‌شده است. به نظر می‌رسد که باوجود شباهت‌های بسیار در چهار وضعیت، الگوی فعالیت عضلات راست رانی در فاز پیش نوسان/ نوسان اولیه و دوسررانی در فاز بارگذاری در بین وضعیت‌ها اندکی متفاوت است.






[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]




شکل ۱. میانگین±انحراف استاندارد، میزان و الگوی فعالیت نرمال‌سازی شدهٔ عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی، ساقی قدامی و دوقلوی خارجی در سیکل دویدن در چهار وضعیت بدون کفی، کفی نرم، نیمه‌سخت



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

## بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر میزان سفتی کفی بر الگوی فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل بود. الگوی فعالیت عضلات را می‌توان با میزان شدت انقباض، حداکثر انقباض و زمان رسیدن به حداکثر انقباض بررسی و تفسیر کرد (۲۴،۲۵). به‌طورکلی، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از انواع کفی باعث ایجاد تفاوت در میزان فعالیت برخی عضلات در فازهای مختلف دویدن می‌شود که با نتایج مطالعات میلز و همکاران (۲۰۱۰)، میسیازک (۲۰۰۶)، نیگ و همکاران (۲۰۰۳) و دکر و همکاران (۲۰۰۹) مطابقت دارد. میلز و همکاران (۲۰۱۰) در یک مطالعهٔ مروری بیان کردند که جنس‌های متفاوت اُرتزهای پا بر ایجاد نتایج مختلف اثرگذارند (۱۲). میسیازک (۲۰۰۶) نیز نشان داد که جنس متفاوت کفش و کفی بر مکانیک حرکت فرد و کنترل رفتار حرکتی مؤثر است. بااین‌حال، اینکه حین استفاده از انواع کفی سطح فعالیت کدام عضلات در چه فازی تغییر نماید نکته‌ای مهم است که موردتوجه تحقیقات قبلی قرار نگرفته است.

نتایج این تحقیق نشان داد که در فاز بارگذاری میزان فعالیت عضلهٔ راست رانی در کفی نرم به‌طور معناداری کمتر از وضعیت‌های بدون کفی، کفی نیمه‌سخت و سخت بود. با توجه به اینکه این عضله در این فاز نقش جذب شوک و ضربه را دارد، این مسئله احتمالاً به‌صورت غیرفعال و به دلیل خاصیت الاستیسیتهٔ کفی نرم و درنتیجهٔ جذب بخشی از ضربه توسط آن ایجادشده باشد. در مقابل، در فاز پیش نوسان/ نوسان اولیه میزان فعالیت عضلهٔ راست رانی در کفی نرم به‌طور معناداری بیشتر از حالت بدون کفی و کفی نیمه‌سخت و میزان فعالیت عضلهٔ دوسررانی در کفی نیمه‌سخت به‌طور معناداری کمتر از حالات بدون کفی و کفی سخت بود. در فاز نوسان میانی، میزان فعالیت عضلات راست رانی، ساقی قدامی و دوقلوی خارجی در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی نیمه‌سخت بود؛ میزان فعالیت عضلهٔ دوقلوی خارجی نیز در حالت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی نرم و سخت بود. میزان فعالیت عضلهٔ پهن داخلی در فاز نوسان انتهایی در وضعیت بدون کفی به‌طور معناداری بیشتر از کفی سخت بود. به نظر می‌رسد دلایل ایجاد این تغییرات این است که کفی‌های کفش با جنس سخت‌تر حمایت یا تعادل پا را بهتر نموده و از انجام حرکات اضافی این ناحیه جلوگیری به عمل می‌آورند که این مسئله به بهبود وضعیت پا کمک می‌نماید (۱۱،۲۰)؛ درنتیجه با کاهش حرکات اضافی و بهبود وضعیت تعادلی پا نیاز به انقباض عضلانی کاهش می‌یابد (و بالعکس). در همین زمینه، اسلامی و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند که استفاده از کفی نیمه‌سخت باعث کاهش حرکت اورژن مفصل تحت قاپی می‌شود و استفاده از این نوع کفی می‌تواند به کاهش بارهای اضافی وارد بر مفصل زانو در صفحه فرونتال نیز کمک نماید (۱۱). خضری (۱۳۹۳) نیز نشان داد که میزان سختی کفی اثر مهمی در تغییرپذیری الگوهای هماهنگی دارد؛ به‌طوری‌که کفی با جنس سخت‌تر باعث کاهش تغییرپذیری و افزایش پایداری در ایجاد الگوهای هماهنگی می‌شود (۱۷). یافته‌های تحقیق موندرمن و همکاران (۲۰۰۶) نیز می‌تواند مؤید همین مسئله باشد، چراکه آن‌ها پیشنهاد دادند ارتزهایی که از حرکت طبیعی مفصل حمایت می‌کنند باعث کاهش فعالیت عضلانی شده و ارتزهای جلوگیری کننده از حرکت طبیعی مفصل، فعالیت عضلانی را به‌منظور حفظ وضعیت طبیعی



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

مفصل افزایش می‌دهند (۲۱). ازآنجاکه در این پژوهش متغیرهای کینماتیکی موردبررسی قرار نگرفتند، ممکن است در این زمینه مطالعات آتی با بررسی هم‌زمان متغیرهای کینماتیکی و الکترومیوگرافیکی به تفسیر دقیق‌تر نتایج بپردازند.

در فاز پیش فعالیت میزان فعالیت عضلهٔ پهن داخلی و دوسررانی در وضعیت بدون کفی به ترتیب به‌طور معناداری بیشتر از کفی سخت و نیمه‌سخت بود. ایجاد فعالیت پیش از فرود یک مکانیسم فیدفوروواردی از سیستم عصبی مرکزی است که ثبات مفاصل پایین‌تنه را ایجاد می‌کند (۳۳). همان‌طور که پیش‌تر اشاره شد، احتمالاً دلیل ایجاد این تغییرات ایجاد حمایت بهتر پا و جلوگیری از انجام حرکات اضافی در کفی کفش با جنس سخت‌تر است که نیاز به انقباض عضلانی را کاهش می‌دهد (۱۱،۲۰). در این زمینه، نیگ و همکاران (۲۰۰۳) نیز نشان دادند که انقباض عضلات پیش از ضربه و یا بعدازآن متناسب با هر جنس کفی و متفاوت از انواع دیگر آن ایجاد می‌شود (۱۴). بااین‌حال، این نتایج با یافته‌های مطالعهٔ وون تس چارنر و همکاران (۲۰۰۳) که نشان دادند که الگوی فعالیت عضلهٔ ساقی قدامی پیش و پس از ضربهٔ پاشنه با تغییر در شرایط خارجی سازگار می‌شود (۱۹)، ناهم‌سو است. شاید عدم تطابق نتایج مطالعهٔ وون تس چارنر و همکاران با یافته‌های مطالعه حاضر به دو دلیل باشد. اول اینکه آنان فعالیت عضله ساقی قدامی را حین دویدن پای برهنه و کفش مقایسه کردند، درحالی‌که مطالعه ما دویدن را در ۴ شرایط شامل کفش به‌تنهایی و کفش همراه با سه نوع کفی متفاوت بررسی کرد. دوم اینکه سرعت انتخابی مطالعه آنان ۴ متر بر ثانیه بود درحالی‌که در مطالعه حاضر سرعت دویدن ۳/۳ متر بر ثانیه در نظر گرفته شد.

ازآنجایی‌که تفسیر داده‌های الکترومیوگرافی به روش تجزیه‌وتحلیل آن وابسته است، لازم است تا احتیاط‌های لازم در مقایسهٔ نتایج مطالعات مختلف در این زمینه صورت گیرد (۲،۲۵). حداکثر فعالیت نرمال‌سازی شدهٔ عضلات پهن خارجی و دوقلوی خارجی در کفی نرم به‌طور معناداری کمتر از کفی نیمه‌سخت بود و هیچ تفاوت معناداری برای تمامی عضلات در زمان رسیدن به حداکثر فعالیت بین حالات مختلف مشاهده نشد. در این زمینه، نتایج این پژوهش با نتایج مطالعهٔ مورلی و همکاران (۲۰۱۰) همسو است. آن‌ها نشان دادند که استفاده از کفی بر حداکثر فعالیت برخی عضلات اندام تحتانی بدون اینکه تغییری در زمان رسیدن به حداکثر فعالیت ایجاد شود اثر می‌گذارد و الگوی فعالیت عضلات ساق افراد با کف پای صاف را به‌سوی الگوی افراد با پای طبیعی حین راه رفتن سوق می‌دهد (۷). این مسئله احتمالاً به این دلیل است که دونده‌ها هنگام دویدن روی سطوح با سفتی مختلف خود را با ویژگی‌های کینماتیکی و نیروی ضربهٔ سطح هماهنگ می‌کنند (۲۹)؛ درنتیجه، با توجه به ایجاد تغییرات عصبی-عضلانی مرتبط با این انطباق‌پذیری این انتظار وجود دارد که عکس‌العمل‌های خاص عضلانی و فردی برای انواع کفی با سفتی مختلف متفاوت باشد. علیرغم وجود یک توافق نسبی در اینکه کفی قادر به تغییر فعالیت عضلات است، در اینکه کدام ویژگی در طراحی و ساخت کفی نظیر نوع بافت، درجه تراکم و یا شکل هندسی بیشترین تأثیر را در تغییر فعالیت عضلات دارد هنوز به‌روشنی شناخته‌نشده است؛ بنابراین، نتایج حاصل از این مطالعه، به‌طور دقیق نتوانسته است تأثیر و عملکرد واقعی میزان



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

سختی کفی را در تغییر فعالیت الکتریکی عضلانی مشخص کند. به‌عبارت‌دیگر، نظرات متفاوتی در مورد مکانیزم‌های تغییر فعالیت عضلات متعاقب استفاده از کفی وجود دارد نظیر کنترل حرکتی، جذب شوک و تفاوت‌های فردی در بازخورد گیرنده‌های حسی موجود در کف پا؛ که هرکدام از این مکانیزم‌ها می‌تواند به رسیدن به نتایج دقیق‌تر و من‌جمله نتایج مطالعه حاضر مفید باشد.

درمجموع، به نظر می‌رسد که الگوهای فعالیت عضلات حین استفاده از انواع کفی دچار تغییر می‌شوند. به‌علاوه، این فرضیه که افزایش سطح فعالیت عضلات حین استفاده از کفی‌های با جنس نرم‌تر و کاهش سطح فعالیت عضلات حین استفاده از کفی‌های سفت‌تر ایجاد می‌شود را نمی‌توان به‌طورکلی و برای تمامی فازهای مختلف دویدن پذیرفت. این مسئله ممکن است به دلیل نقش‌های مختلف عضلات در فازهای مختلف دویدن و همین‌طور خاصیت جذب شوک و یا کنترل حرکات پا در انواع کفی ایجاد شود. به‌طوری‌که به نظر می‌رسد کفی نرم عموماً برای کمک به عضلات در جذب ضربه و کفی‌های سخت‌تر با هدف کنترل حرکات اضافی و کاهش سطح فعالیت عضلات مفید باشند. با توجه به تفاوت‌های بیومکانیکی در انواع کفی، شناسایی این تغییرات ممکن است در انتخاب کفی با سطح سختی مناسب با اهداف کلینیکی (با هدف کاهش سطح فعالیت عضلات برای افراد آسیب‌دیده و یا بهبود الگوی انقباض عضلات) و تمرینی (با هدف طراحی برنامه‌های تمرینی اختصاصی و افزایش سطح فعالیت عضلات برای افزایش شدت تمرین و یا تغییر در سفتی مفاصل پایین‌تنه) مفید باشد.

## نتیجه‌گیری

یافته‌های این مطالعه نشان داد که فعالیت الکترومیوگرافی برخی از عضلات اندام تحتانی حین دویدن با کفش متفاوت از شرایطی است که از کفی با درجات سفتی مختلف استفاده می‌شود. همچنین، تغییر در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در شرایط استفاده از کفی‌های مختلف در مراحل مختلف دویدن مشاهده شد. شاید، بررسی کینماتیکی بتواند در شناسایی و تفسیر دقیق‌تر تغییرات ناشی از درجه سختی کفی کمک‌کننده باشد. شناسایی این تغییرات می‌تواند در انتخاب کفی با میزان سفتی مناسب با توجه به اهداف کلینیکی و یا تمرینی مفید باشد.

## تقدیر و تشکر

این مقاله از پایان‌نامه کارشناسی ارشد دانشگاه بوعلی سینا استخراج‌شده است. نویسندگان، از تمامی آزمودنی‌هایی که در انجام این تحقیق همکاری نمودند صمیمانه قدردانی می‌کنند.

## منابع

1. van Raaij, T.M., Reijman, M., Brouwer, R.W., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Verhaar, J.A.N. (2010). Medial knee osteoarthritis treated by insoles or braces: A randomized trial. Clinical Orthopaedics Related Research. 468(7):1926–32.
2. Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B., Bird, A.R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. Gait & Posture. 29(2):172–87.
3. Chen, Y.C., Lou, S.Z., Huang, C.Y., Su, F.C. (2010). Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clinical Biomechanics. 25(3):265–70.
4. Gross, M.T., Foxworth, J.L. (2003). The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 33(11):661–70.



[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]
[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]
[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]

5. MacLean, C.L., Van Emmerik, R., Hamill, J. (2010). Influence of custom foot orthotic intervention on lower extremity intralimb coupling during a 30-minute run. Journal of Applied Biomechanics. 26(4):390–9.
6. Barton, C.J., Munteanu, S.E., Menz, H.B., Crossley, K/M. (2010). The efficacy of foot orthoses in the treatment of individuals with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. Sports Medicine. 40(5):377–95.
7. Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B. (2010). Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clincal Biomechanics. 25(7):728–36.
8. Nester, C.J., van der Linden, M.L., Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & Posture. 17(2):180–7.
9. Mündermann, A., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J. (2003). Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. Clinical Biomechanics. 18(3):254–62.
10. McMillan, A.M., Payne, C. (2008). Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. Journal of Foot and Ankle Research. 1:13.
11. Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., Allard, P. (2009). Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 12(6):679–84.
12. Mills, K., Blanch, P., Chapman, A.R., McPoil, T.G., Vicenzino, B. (2010). Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. British Journal of Sports Medicine. 44(14):1035–46.
13. Nigg, B.M., Baltich, J., Maurer, C., Federolf, P. (2012). Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. Journal of Biomechanics. 45(9):1692–7.
14. Nigg, B.M., Stefanyshyn, D., Col,e G., Stergiou, P., Miller, J. (2003). The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. Journal of Biomechanics. 36(4):569–75.
15. Decker, L., Houser, J.J., Noble, J.M., Karst, G.M., Stergiou, N. (2009). The effects of shoe traction and obstacle height on lower extremity coordination dynamics during walking. Applied Ergonomics. 40(5):895–903.
16. Misiaszek, J.E. (2006). Neural control of walking balance: if falling then react else continue. Exercise and Sport Sciences Reviews. 34(3):128–34.
17. Kezri D, Eslami M, Rabiei M, Gandomkar A. (2016). The effect of variation of shoe insole stifness on coordination pattern and it's variability in leg-rearfoot joints During Stance Phase of Running. Journal of Applied Exercise Physiology. 12(24): 159-170. (Persian)
18. Gu, Y., Lu, Y., Mei, Q., Li, J., Ren, J. (2014), Effects of different unstable sole construction on kinematics and muscle activity of lower limb. Human Movement Science. 36:46–57.
19. Von Tscharner, V., Goepfert, B., Nigg, B.M. (2003). Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. Journal of Biomechanics. 36(8):1169–76.
20. Nawoczenski, D.A., Ludewig, P.M. (1999). Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 80(5):540–4.
21. Mündermann, A., Wakeling, J.M., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J. (2006). Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. Gait & Posture. 23(3):295–302.
22. Stackhouse, C.L., Davis, I.M., Hamill, J. (2004). Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. Clinical Biomechanics. 19(1):64–70.
23. Abbaszadeh-Amirdehi, M., Khademi-Kalantari, K., Talebian, S., Rezasoltani, A., Hadian, M.R. (2012). The effect of fatigue and velocity on the relative timing of hamstring activation in relation to quadriceps. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 16(4):488–92.
24. Huber, C., Nüesch, C., Göpfert, B., Cattin, P.C., von Tscharner, V. (2011). Muscular timing and inter-muscular coordination in healthy females while walking. Journal of Neuroscience Methods. 201(1):27–34.
25. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(1):1–12.
26. Schiemann, S., Lohrer, H., Nauck, T. (2015). Influence of three different unstable shoe constructions on EMG-activity during treadmill walking – a cross-sectional study with respect to sensorimotor activation. Footwear Science. 7(1):1–7.
27. Brody, D.M. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. (1982). Orthopedic Clinics of North America. 13: 541.
28. Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. Journal of Athletic Training. 33: 319–22.
29. Wang, L., Hong, Y., Li, J.X. (2014). Muscular activity of lower extremity muscles running on treadmill compared with different overground surfaces. American Journal of Sports Science and Medicine. 2(4):161–5.
30. O'Connor, K.M., Price, T.B., Hamill, J. (2006). Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. Journal of Electromyography and Kinesiology. 16(5):522–30.
31. Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 10(5):361–74.
32. Chumanov, E.S., Wille, C.M., Michalski, M.P., Heiderscheit, B.C. (2012). Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Gait & Posture. 36(2):231–5.
33. Garg, C. (2011). Functional performance in community-dwelling elderly people: six-minute walk test, berg balance scale, timed up and go test and gait speeds. Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy. 5: 29-33.



نحوه درج مقاله: امیررضا صدیقی، مهرداد عنبریان (۱۳۹۹). اثر میزان سفتی کفی بر الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۸(۲۰): ۴۷-۳۵. دی او آی **۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۸.۲۰.۳۵**

**How to cite this article**: AmirReza Sedighi, Mehrdad Anbarian. (2020). The effect of shoe insole stiffness on electromyography activity pattern of selected lower extremity muscles during running on treadmill. 18(20):35-47. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35.




[ Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29 ]

[ DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.7.0 ]

[ DOI: 10.29252/jsmt.18.20.35 ]