



Research Article

Immediate Effects of Supportive Taping on Knee Muscle Electromyographic Activity During Walking in Patients with Non-Specific Low Back Pain

Ebrahim Piri¹, Mahrokh Dehghani²

¹ PhD, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

² Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

* **Corresponding author:** Mahrokh Dehghani, Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. Email: m.dehghani@uma.ac.ir

DOI: [10.61882/jams.29.2.125](https://doi.org/10.61882/jams.29.2.125)

How to Cite this Article:

Piri E, Dehghani M. Immediate Effects of Supportive Taping on Knee Muscle Electromyographic Activity During Walking in Patients with Non-Specific Low Back Pain. *J Arak Uni Med Sci.* 2026;**29**(2): 125- 31. DOI: [10.61882/jams.29.2.125](https://doi.org/10.61882/jams.29.2.125)

Received: 03.09.2025

Published: 31.05.2026

Keywords:

Low Back Pain;
Muscle Electrical Activity;
Walking

© 2024 Arak University of Medical Sciences

Abstract

Introduction: The aim of the present study was to investigate the immediate effects of supportive taping on knee muscle electromyographic activity during walking in patients with non-specific low back pain.

Methods: This study was a quasi-experimental and laboratory-based research. The statistical sample consisted of 20 patients without taping and 20 patients with taping, all suffering from non-specific low back pain, who voluntarily and purposefully participated in the study. Muscle activity during walking was recorded using an 8-channel electromyography device with surface electrodes. For the analysis of the electromyography data, Biometrics DataLITE software and a 10-450 Hz band-pass filter were used. A two-way analysis of variance (ANOVA) was used for statistical analysis at a significance level of $P < 0.05$.

Results: The median frequency of the gastrocnemius muscle during the pre-test propulsion phase showed a significant difference between the control and experimental groups ($P = 0.014$). Taping led to an increase in the median frequency of the tibialis anterior muscle during the loading response phase ($P = 0.032$, $d = 0.192$). Additionally, the interaction effect of taping and group significantly increased the median frequency of the tibialis anterior muscle during the loading response phase ($P = 0.033$, $d = 0.190$). Furthermore, taping significantly increased the median frequency of the tibialis anterior ($P = 0.025$, $d = 0.208$) and rectus femoris ($P = 0.016$, $d = 0.236$) muscles during the propulsion phase.

Conclusions: Based on the results of this study, kinesio taping can be used as an effective method to assist patients with non-specific low back pain. Furthermore, this method, by optimizing muscle function in the lower limbs, reduces the probability of injury during the walking phase and increases stability.

تأثیر فوری یک جلسه‌ای نواربندی حمایتی بر فعالیت الکتریکی عضلات مفصل زانو در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی طی راه رفتن

ابراهیم پیری^۱ ID، ماهرخ دهقانی^۲ ID*

^۱ دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۲ استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* نویسنده مسئول: ماهرخ دهقانی، استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ایمیل:

m.dehghani@uma.ac.ir

DOI: 10.61882/jams.29.2.125

چکیده مقدمه: هدف پژوهش حاضر، تأثیر فوری یک جلسه‌ای نواربندی حمایتی بر فعالیت الکتریکی عضلات مفصل زانو در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی طی راه رفتن بود.	تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۶/۱۲ تاریخ چاپ: ۱۴۰۵/۰۳/۱۰
روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر شامل ۲۰ بیمار بدون نواربندی و ۲۰ نفر بیمار بانواربندی دارای عارضه کمردرد غیراختصاصی بودند که به صورت داوطلبانه و هدفمند در این مطالعه شرکت کردند. از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله و با الکتروود سطحی فعالیت عضلات طی راه رفتن ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی، از نرم افزار Biometrics DataLITE و فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ استفاده شد.	واژگان کلیدی: کمردرد؛ فعالیت الکتریکی عضلات؛ راه رفتن
یافته‌ها: فرکانس میانه عضله دوقلو طی پیش‌آزمون در فاز هل دادن در گروه کنترل در مقایسه با گروه تجربی دارای اختلاف معناداری بود ($P = ۰/۰۱۴$). نواربندی باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی- قدامی طی فاز پاسخ بارگیری شد ($P = ۰/۰۳۲$). $P = ۰/۱۹۲$ = d. همچنین، اثر تعامل نواربندی و گروه باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی- قدامی طی فاز پاسخ بارگیری شد ($P = ۰/۰۲۳$). $P = ۰/۱۹۰$ = d. به علاوه نواربندی باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی- قدامی ($P = ۰/۰۲۵$). $P = ۰/۲۰۸$ = d) و راست رانی ($P = ۰/۰۱۶$). $P = ۰/۲۳۶$ = d) طی فاز هل دادن شد. نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این مطالعه، به کارگیری کنزیوتیپ می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر برای کمک به بیماران کمردرد غیراختصاصی مورد استفاده قرار گیرد. این روش علاوه بر این، با بهینه‌سازی عملکرد عضلانی در اندام تحتانی، احتمال بروز آسیب در فاز راه رفتن را کاسته و پایداری را افزایش می‌دهد.	تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی اراک محفوظ است.

ارجاع: پیری ابراهیم، دهقانی ماهرخ. تأثیر فوری یک جلسه‌ای نواربندی حمایتی بر فعالیت الکتریکی عضلات مفصل زانو در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی طی راه رفتن. مجله دانشگاه علوم پزشکی/اراک ۱۴۰۵؛ ۲۹ (۲): ۱۲۵-۱۳۱.

مقدمه

راه رفتن، یک پدیده حرکتی پیچیده است که از یکپارچگی و همکاری سیستم‌های عصبی، عضلانی و اسکلتی ناشی می‌شود (۱، ۲). بر اساس مطالعات پیشین، راه رفتن طبیعی مستلزم سه عامل کلیدی است: ۱- فرمان‌دهی دقیق سیستم عصبی، ۲- تولید نیروی به‌اندازه توسط عضلات، ۳- دامنه حرکتی مناسب در مفاصل. به همین دلیل، ایجاد اختلال در هر یک از این مؤلفه‌ها می‌تواند به الگوی غیرطبیعی راه رفتن منجر شود (۳). کمردرد به عنوان یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اسکلتی، امروزه در سطح جامعه گستردگی زیادی دارد. این عارضه، یک اختلال پیچیده و چندعاملی است که معمولاً در پی انجام حرکتی خاص یا یک برخورد فیزیکی بروز

می‌کند (۴-۷). میزان شیوع این آسیب در ایران نیز متفاوت است به گونه‌ای که ۱۷ درصد در کودکان، ۶۲ درصد در پرستاران و ۸۴ درصد در زنان باردار گزارش شده است (۸).

علائم مختلفی که موجب کمردرد می‌شوند عبارت از عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب، مکانیکی و همچنین وزن زیاد می‌باشد (۹). شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی متعددی جهت درمان و یا پیشگیری از عوارض این ناهنجاری توسط متخصصین درمانی برای این افراد توصیه می‌شود (۱۰).

تکنیک نواربندی (Kinesio Taping) به عنوان یک رویکرد درمانی چندبعدی شناخته می‌شود که علاوه بر ارائه حمایت ساختاری

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر شامل ۲۰ بیمار با نواربندی و ۲۰ بیمار بدون نواربندی دارای عارضه کمردرد غیراختصاصی با به صورت هدفمند انتخاب شدند. کلیه آزمودنی‌ها به صورت نمونه در دسترس از بین دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی، انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه شامل: (۱) گروه کمر درد دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی قبل مطالعه بودند، (۲) دامنه سنی ۲۵-۴۵ سال، (۳) عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی، (۴) عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی، (۵) سابقه عمل جراحی ستون فقرات، (۶) مشکلات پاسجری و اسکلتی-عضلانی؛ عصبی.

معیار خروج از مطالعه، نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از کار و یا بروز هرگونه مشکل اسکلتی-عضلانی حین انجام پروتکل تحقیق بود. اهداف و نحوه اجرا تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شد و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در طرح، رضایت‌نامه کتبی گرفته شد. همه ثبت داده‌ها از عضلات پای غالب فرد انجام گرفت. برای مشخص کردن آن از فرد خواسته شد ۳ بار تویی را با پا شوت کند. پای که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به توپ استفاده شد پای غالب در نظر گرفته شد (۲۰). فرایندهای بکار رفته در پژوهش حاضر منطبق با استانداردهای اخلاقی در رابطه با آزمایش‌های انسانی و همچنین بیانیه هلسینکی در سال ۱۹۷۵ (بازبینی شده در سال ۲۰۰۸) بود. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با شماره IR.UMA.REC.1404.019 مورد تصویب قرار گرفت. این مطالعه در آزمایشگاه مرکز سلامت دانشگاه محقق اردبیلی انجام گردید.

پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Bio system, UK) ۸ کاناله و با الکتروود سطحی فعالیت عضلات مورد بررسی قرار گرفت. به منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکال آماده الکتروودگذاری شد. فاصله مرکز تا مرکز الکتروودها ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، پهنای باند ۵۰۰ هرتز ثبت شد و سپس با فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و فیلتر ۵۰ هرتز ناچ نویزهای موجود حذف شد. از آنجا که فعالیت عضلات اندام تحتانی با ساختار پا و آسیب اندام تحتانی مرتبط است، ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم وتر و سیرینی میانی در فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز صورت گرفت. پروتکل SENIAM در ۸ نقطه بدن نصب شد.

بعد از کامل شدن فرایند الکتروودگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام راه برود و از این طریق محدودیت‌های احتمالی از طریق الکتروودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد. سپس آزمودنی‌های دو گروه سه آزمون راه رفتن روی سطح زمین را به طور طبیعی انجام دادند. سپس فعالیت الکترومایوگرافی آنها طی راه رفتن ثبت شد و در مرحله بعدی آزمودنی از سومین مهره ی کمری تا انتهای

برای بیماران و ورزشکاران، دارای کاربردهای سودمند توانبخشی نیز می‌باشد. این روش درمانی همسو با تحولات نوین در طب ورزشی است که بر بازگشت زود هنگام بیماران به فعالیت‌های عملکردی با استفاده از پروتکل‌های حرکتی پویا تأکید دارد. در این راستا، رویکردهای سنتی مبتنی بر بی حرکتی مطلق از طریق آتل‌های گچی در حال جایگزینی با روش‌های پویا می‌باشد. از منظر مکانیکی، نواربندی به عنوان یک آتل دینامیک عمل کرده و با ایجاد یک محیط بیومکانیکی بهینه، موجب کاهش استرس‌های وارده بر ناحیه آسیب‌دیده و جلوگیری از پیشرفت آسیب می‌گردد. این سیستم با توزیع مناسب بارهای مکانیکی، شرایط مطلوبی برای فرایندهای ترمیمی و بازگشت به عملکرد طبیعی فراهم می‌سازد (۱۱).

با در نظر گرفتن ابعاد مختلف فرایند درمان، می‌توان بیان کرد که کاربرد تکنیک نواربندی در طول دوره توانبخشی، از طریق مکانیسم‌های متعددی به بهینه‌سازی روند بهبودی کمک می‌نماید. این روش با ارائه حملات‌های ساختاری هدفمند، یافت‌های آسیب‌دیده را در برابر اعمال فشارهای مکانیکی نامناسب و آسیب‌های ثانویه محافظت می‌کند. این عملکرد حفاظتی منجر به تسریع فرایندهای ترمیمی شده و در نتیجه دوره درمان را کوتاه‌تر می‌سازد. از این رو، با کاهش مدت زمان مورد نیاز برای بهبودی کامل، مدت زمان دوری فرد از محیط کار و فعالیت‌های حرفه‌ای نیز به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. این رویکرد در نهایت موجب بازگشت سریع‌تر به عملکرد طبیعی و کاهش پیامدهای منفی ناشی از دوره‌های طولانی عدم فعالیت می‌گردد (۱۲).

نواربندی و تمرینات حرکات اصلاحی به عنوان مداخلات غیرتهاجمی و پرکاربرد در حوزه پزشکی ورزشی، هم در پیشگیری از آسیب‌ها و هم در ارتقای عملکرد ورزشی نقش بسزایی ایفا می‌کنند. بر خلاف روش‌های جراحی، این رویکردها کم‌خطرتر و قابل دسترس‌تر هستند (۱۳). متخصصان ارتوپدی همواره بر توسعه و ترویج این گونه روش‌های غیرتهاجمی تأکید داشته و بر این باورند که برنامه‌های تمرینی اصلاحی، ابزار مؤثری در جهت پیشگیری و درمان ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی محسوب می‌شوند (۱۴). در این زمینه، یکی از پارامترهای کلیدی در ارزیابی الگوهای راه رفتن و دویدن، بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در حین اجرای این حرکات است که اطلاعات ارزشمندی را درباره عملکرد عصبی-عضلانی ارائه می‌دهد (۱۵).

طیف فرکانسی سیگنال‌های الکترومایوگرافی به عنوان یک شاخص تحلیلی مهم شناخته می‌شود که تحت تأثیر مکانیسم‌های ادراک حسی-حرکتی و شناخت بدن قرار دارد. این پارامتر، بینش ارزشمندی در مورد الگوی فعالیت فیبرهای عضلانی و ویژگی‌های الکتروفیزیولوژیکی پتانسیل عمل واحدهای حرکتی ارائه می‌دهد (۱۶-۱۸). در تحلیل سیگنال‌های بیومکانیکی، از تبدیل فوریه به عنوان روشی استاندارد برای تجزیه حرکات دوره‌ای استفاده می‌شود. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس به عنوان یک روش تحلیلی پیشرفته، قادر به ارزیابی تغییرات مکانیکی در الگوهای حرکتی مانند راه رفتن است (۱۹). هدف پژوهش حاضر، تأثیر فوری یک جلسه‌ای نواربندی حمایتی بر فعالیت الکتریکی عضلات مفصل زانو در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی طی راه رفتن بود.

یافته‌ها

با توجه به یافته‌های به دست آمده فرکانس میانه عضلات ساقی- قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم وتر و سرینی میانی طی پیش‌آزمون در فاز تماس پاشنه بین گروه کمر درد و سالم اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. همچنین فرکانس میانه عضلات ساقی- قدامی، راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم وتر و سرینی میانی طی پیش‌آزمون در فاز هل دادن بین گروه کمر درد و سالم اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. فرکانس میانه عضله دو قلو طی پیش‌آزمون در فاز هل دادن در گروه کنترل در مقایسه با گروه تجربی دارای اختلاف معناداری بود ($P = 0/014$) (جدول ۱). به عبارتی می‌توان گفت که شرایط اولیه فعالیت عضلانی هر دو گروه یکسان است.

بر اساس جدول ۲، نتایج نشان داد نواربندی باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی- قدامی طی فاز پاسخ بارگیری شد ($d = 0/192$, $P = 0/032$). همچنین، اثر تعامل نواربندی و گروه باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی- قدامی طی فاز پاسخ بارگیری شد ($d = 0/190$, $P = 0/033$). به علاوه نواربندی باعث افزایش فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی قدامی ($d = 0/208$, $P = 0/025$) و راست رانی ($d = 0/236$, $P = 0/016$) طی فاز هل دادن شد. اثر عامل نواربندی، عامل گروه و تعامل نواربندی و گروه در فرکانس میانه الکترومایوگرافی دیگر عضلات اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0/05$).

مهره‌های خارجی توسط نوارکنزیوتیپ ساخت کشور کره جنوبی نواربندی شد. سپس پروتکل راه رفتن بعد از ۲۰ دقیقه تکرار شد و مجدداً فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ثبت گردد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های حاصل از الکترومایوگرافی، از نرم‌افزار Biometrics DataLITE و فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS (Root mean square) هر عضله به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید. برای این منظور هر عضله حداکثر فعالیت الکتریکی در بازه زمانی ۱ ثانیه ثبت شده و از آن به عنوان خط پایه (Base line) جهت مقایسه‌ها استفاده گردید. فعالیت عضلات در هر مرحله به عنوان درصدی از خط پایه بیان گردید. با توجه به کیفیت سیگنال‌های حاصل از کلیدهای پای، سیگنال Stride سوم به بعد راه رفتن مورد مطالعه قرار گرفت. تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ (version 20, SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیروویلک بررسی شد ($P < 0/05$). از آزمون آنالیز واریانس دوسویه برای مقایسه دو گروه استفاده شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۲۱).

$$\text{رابطه ۱. نحوه محاسبه اندازه اثر.} \quad d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

اندازه اثر (d)

جدول ۱. مقایسه میانگین فرکانس میانه (هرتز) الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون در بیماران مبتلا به کمر درد ($N = 40$)

فاز	عضله	گروه سالم بدون نواربندی	گروه تجربی با نواربندی (کمردرد غیراختصاصی)	P
پاسخ بارگیری (هرتز)	ساقی قدامی	۹۲/۱۰±۱۳/۲۲	۸۸/۵±۱۰/۱۰	۰/۸۵۷
	دو قلو	۹۲/۱۲±۱۶/۳۴	۱۰۴/۱۷±۱۰/۰۶	۰/۱۴۹
	پهن خارجی	۷۴/۲۱±۲۴/۱۲	۹۱/۱۲±۲۴/۸۱	۰/۳۲۶
	پهن داخلی	۷۳/۱۶±۷۱/۰۴	۸۲/۲۱±۰۶/۷۶	۰/۶۶۱
	راست رانی	۷۱/۱۵±۹۱/۰۰	۷۵/۱۳±۳۴/۹۵	۰/۶۱۱
	دو سر رانی	۸۳/۱۹±۰۴/۰۱	۷۵/۲۰±۸۵/۰۰	۰/۴۱۱
	نیم وتر	۶۷/۱۰±۰۱/۳۳	۷۵/۱۵±۷۲/۳۹	۰/۷۰۲
	سرینی میانی	۸۵/۲۳±۲۴/۹۸	۷۸/۲۰±۹۳/۳۵	۰/۶۴۷
هل دادن (هرتز)	ساقی قدامی	۸۵/۱۲±۴۲/۹۹	۹۸/۱۸±۸۹/۸۲	۰/۴۴۴
	دو قلو	۹۶/۶±۲۳/۰۰	۹۵/۱۴±۳۸/۶۳	۰/۰۱۴
	پهن خارجی	۸۱/۱۲±۴۵/۷۵	۱۰۴/۱۸±۵۰/۰۵	۰/۴۸۰
	پهن داخلی	۸۸/۱۳±۳۰/۰۱	۱۰۰/۳۳±۸۶/۵۵	۰/۲۰۲
	راست رانی	۶۷/۵±۶۵/۱۲	۷۵/۳۸±۴۰/۱۶	۰/۱۷۴
	دو سر رانی	۸۰/۱۲±۰۰/۰۷	۱۲۴/۵۹±۹۶/۲۹	۰/۰۶۹
	نیم وتر	۶۸/۳±۳۴/۶۴	۸۰/۱۹±۴۰/۴۰	۰/۵۸۸
	سرینی میانی	۸۳/۱۲±۵۶/۸۳	۸۷/۱۹±۳۸/۳۸	۰/۱۴۶

سطح معنی‌داری $P < 0/05$

جدول ۲. میانه فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در دو گروه کنترل و تجربی طی راه رفتن (N = ۴۰).

عضله	پیش آزمون	پس آزمون	گروه سالم بدون نواربندی (N = ۲۰)	گروه کمردرد غیراختصاصی بانواربندی (N = ۲۰)	مقدار P (اندازه اثر)	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان و گروه	فاز
ساقی قدامی	۹۲/۱۰±۱۳/۲۲	۹۰/۲۶±۳۵/۹۶	۸۸/۵۵±۰/۱۱۰	۹۶/۱۸±۶۶/۱۸	۰/۰۳۳	۰/۹۰	۰/۰۳۳	۰/۱۹۰	
دوقلو	۹۲/۱۲±۱۶/۳۴	۹۶/۱۷±۵۶/۳۱	۱۰۴/۱۷±۱۰/۰۶	۸۵/۲۰±۸۱/۳۷	۰/۰۵۴	۰/۷۹۲	۰/۰۳۵	۰/۰۳۵	
پهن خارجی	۷۴/۲۱±۲۴/۱۲	۷۲/۲۵±۹۰/۶۸	۹۱/۱۲±۲۴/۸۱	۷۴/۱۷±۰۵/۷۴	۰/۱۳۹	۰/۱۲۲	۰/۰۳۳	۰/۰۹۷	
پهن داخلی	۷۳/۱۶±۷۱/۰۴	۶۹/۱۰±۸۴/۴۲	۸۲/۲۱±۰۶/۷۶	۷۴/۱۶±۶۲/۸۷	۰/۷۳۴	۰/۳۴۱	۰/۰۳۰	۰/۰۰۵	پاسخ بارگیری (هرتز)
راست رانی	۷۱/۱۵±۹۱/۰۰	۶۹/۱۷±۲۲/۸۲	۷۵/۱۳±۳۴/۹۵	۶۱/۱۲±۲۶/۷۶	۰/۳۹۰	۰/۹۲۷	۰/۳۰۳	۰/۰۳۴	
دو سر رانی	۸۳/۱۹±۰۴/۰۱	۷۰/۳۰±۱۵/۲۰	۷۵/۲۰±۸۵/۰۰	۷۴/۱۵±۱۳/۰۴	۰/۴۱۲	۰/۸۵۷	۰/۱۹۴	۰/۰۳۱	
نیم وتری	۶۷/۱۰±۰/۱۳۳	۷۲/۲۷±۶۰/۵۰	۷۵/۱۵±۷۲/۳۹	۷۱/۱۵±۶۵/۸۱	۰/۲۳۱	۰/۲۳۵	۰/۲۳۷	۰/۰۶۴	
سرینی میانی	۸۵/۲۳±۲۴/۹۸	۸۴/۲۳±۰/۱۱۰	۷۸/۲۰±۹۳/۳۵	۷۴/۲۰±۰۲/۴۰	۰/۹۱۷	۰/۴۴۷	۰/۸۳۹	۰/۰۰۱	
ساقی قدامی	۸۵/۱۲±۴۲/۹۹	۱۰۴/۲۴±۱۶/۴۱	۹۸/۱۸±۸۹/۸۲	۱۰۱/۲۴±۹۰/۴۱	۰/۰۵۳	۰/۶۱۲	۰/۰۲۵	۰/۲۷۹	
دوقلو	۹۶/۶±۲۳/۰۰	۹۱/۲۰±۰۶/۰۲	۹۵/۱۴±۳۸/۶۳	۹۲/۲۰±۰۶/۰۲	۰/۰۸۲	۰/۳۴۵	۰/۷۲۲	۰/۱۳۱	
پهن خارجی	۸۱/۱۲±۴۵/۷۵	۹۴/۱۵±۹۸/۴۴	۱۰۴/۱۸±۵۰/۰۵	۱۰۲/۱۶±۵۲/۱۲	۰/۴۳۹	۰/۰۱۸	۰/۲۴۸	۰/۰۲۷	
پهن داخلی	۸۸/۱۳±۳/۰۱	۱۰۴/۵۲±۳۵/۲۸	۱۰۰/۳۳±۸۶/۵۵	۹۲/۲۶±۲۸/۵۱	۰/۰۶۴	۰/۹۱۲	۰/۷۴۲	۰/۰۴۸	هل دادن (هرتز)
راست رانی	۶۷/۵±۶۵/۱۲	۹۳/۲۹±۲۳/۹۵	۷۵/۳۸±۴۰/۱۶	۹۲/۲۸±۸۷/۴۸	۰/۲۵۴	۰/۵۹۶	۰/۰۱۶	۰/۰۵۹	
دو سر رانی	۸۰/۱۲±۰۰/۰۷	۱۰۴/۵۰±۵۵/۵۵	۱۲۴/۵۹±۹۶/۲۹	۱۰۲/۵۷±۵۹/۲۵	۰/۰۶۱	۰/۳۱۰	۰/۵۰۶	۰/۱۵۰	
نیم وتری	۶۸/۳±۳۴/۶۴	۷۸/۲۸±۹۷/۸۸	۸۰/۱۹±۴۰/۴۰	۸۸/۱۵±۱۴/۱۳	۰/۸۰۴	۰/۰۸۲	۰/۵۲۷	۰/۰۰۳	
سرینی میانی	۸۳/۱۲±۵۶/۸۳	۷۷/۱۴±۸۶/۷۳	۸۷/۱۹±۳۸/۳۸	۹۱/۲۰±۴۷/۳۲	۰/۷۷۸	۰/۰۸۹	۰/۶۷۹	۰/۰۰۴	

سطح معنی داری P < ۰/۰۵

بحث

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که سرعت دویدن در افراد مبتلا به کمردرد به طور معناداری کمتر از گروه سالم بود. این کاهش سرعت می‌تواند ناشی از احتیاط بیشتر افراد مبتلا در حین حرکت باشد. همسو با این یافته، پژوهش سیمونز و همکاران نیز گزارش کرده است که نیروی ترمزی در جهت قدامی - خلفی در افراد دارای کمردرد در مقایسه با همسالان سالم کاهش نشان می‌دهد که این امر به نوبه خود می‌تواند ناشی از کاهش سرعت دویدن در این گروه باشد (۲۲).

بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، در بررسی پاسخ عصبی - عضلانی به فعالیت‌های تکراری با سرعت‌های مختلف، باید توجه داشت که انجام موفقیت‌آمیز فعالیت‌های سرعتی وابسته به راه‌اندازی بهینه سیستم عصبی در سطوح بالا می‌باشد. هرگونه ناتوانی در فعال‌سازی کامل واحدهای حرکتی که با الکترومایوگرافی سطحی قابل ارزیابی است، منجر به کاهش تولید نیرو و اختلال در اجرای حرکات با سرعت‌های تکراری می‌شود. یکی

از شاخص‌های مهم در تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی، محتوای فرکانسی آن است که عموماً از طریق تبدیل سریع فوریه محاسبه می‌گردد.

طالعات نشان دادند که با ایجاد خستگی عضلانی، فرکانس میانه سیگنال الکترومایوگرافی کاهش یافته که این پدیده با کاهش توانایی تولید نیرو در عضله همراه است. در پژوهش حاضر، مشاهده شد که فرکانس میانه عضله ساقی قدامی در مرحله پس‌آزمون و در فاز پاسخ بارگیری، در گروه تجربی حدود ۱۳ درصد نسبت به مرحله پیش‌آزمون افزایش داشته است. این افزایش می‌تواند ناشی از حمایت‌های بیومکانیکی و عصبی-عضلانی ایجاد شده توسط نواربندی باشد (۲۳، ۲۴). بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر و شواهد علمی موجود، کاهش سرعت دویدن در افراد مبتلا به کمردرد از طریق چندین مکانیسم به هم پیوسته قابل تبیین است. در سطح عصبی - عضلانی، سیستم عصبی مرکزی با ایجاد تغییرات تطابقی، الگوی فعال‌سازی عضلات را تعدیل می‌کند (۲۴).

در سطح بیومکانیکی، بررسی‌های سینماتیک و سینتیک نشانگر

مؤنث در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر بررسی عدم متغیرهای کینماتیک و کینتیک از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج این مطالعه، به‌کارگیری کنزیوتیپ می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر برای کمک به بیماران کمردرد غیراختصاصی مورد استفاده قرار گیرد. این روش علاوه بر این، با بهینه‌سازی عملکرد عضلانی در لندام تحتانی، احتمال بروز آسیب در فاز راه رفتن را کاسته و پایداری را افزایش می‌دهد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی خانم دکتر ماهرخ دهقانی با شماره ۱۵۲۶ می‌باشد. لذا از تمامی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

سهم نویسندگان

تمامی نویسندگان در تمامی قسمت‌های مقاله نقش داشتند.

تضاد منافع

نویسندگان تصدیق می‌کنند که هیچ تضاد منافی وجود ندارد.

References

- Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: Normal and pathological function. *J Sports Sci Med*. 2010;9(2):353.
- Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clin Biomech (Bristol)*. 2011;26(3):318-23. [pmid: 21074913](#) [doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.10.005](#)
- Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. 2nd ed. St. Louis, Mosby Elsevier; 2010.
- Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: A comprehensive analysis. 5th ed. Philadelphia, F.A. Davis Company; 2011.
- Deyo RA. Diagnostic evaluation of low back pain: Reaching a specific diagnosis is often impossible. *Arch Intern Med*. 2002;162(13):1444-7. [pmid: 12090877](#) [doi: 10.1001/archinte.162.13.1444](#)
- Shamji MF, Hurlbert RJ. My aching back. *World Neurosurg*. 2012;78(3-4):248-51. [pmid: 22366745](#) [doi: 10.1016/j.wneu.2012.02.045](#)
- Katz JN. Lumbar disc disorders and low-back pain: Socioeconomic factors and consequences. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(Suppl 2):21-4. [pmid: 16595438](#) [doi: 10.2106/JBJS.E.01273](#)
- Wilson E, Payton O, Donegan-Shoaf L, Dec K. Muscle energy technique in patients with acute low back pain: A pilot clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33(9):502-12. [pmid: 14524509](#) [doi: 10.2519/jospt.2003.33.9.502](#)
- Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad-Shirvani M, Bagheri-Nessami M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M, et al. Low back pain in 1,100 Iranian pregnant women: Prevalence and risk factors. *Spine J*. 2009;9(10):795-801. [pmid: 19574106](#) [doi: 10.1016/j.spinee.2009.05.012](#)
- Seifi-Skishahr F, Alavi Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Katanchi M. Effect of elastic gait training on foot pressure variables in subjects with low back pain during running. *Anesthesiology and Pain*. 2018;9(2):47-59.
- Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Human Kinetics; 2013.
- Macdonald R. Taping techniques: Principles and practice. 2nd ed. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann; 2004.
- Moazzami M, Mohamadi M. The effect of resistance training on static balance and pain in elderly women with varus knee and osteoarthritis by using elastic band [in Persian]. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2016;5(2):14-24. [doi: 10.22038/jpsr.2016.6907](#)
- Britnell S, Cole J, Isherwood L, Stan M, Britnell N, Burgi S, Harris L. Postural health in women: The role of physiotherapy. *J Obstet Gynaecol Can*. 2005;27(5):493-500. [pmid: 16100646](#) [doi: 10.1016/s1701-2163\(16\)30535-7](#)
- Abdollahpour Darvishani M, Jafarnezhadgero AA. Effects of school sports spaces on electromyography frequency spectrum of medial gastrocnemius muscle during running in students. *J Neuroeng Rehabil*. 2018;14(4):672-8. [pmid: 41299725](#) [doi: 10.1186/s12984-025-01774-x](#)
- Merletti R, Avenaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TM. Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques. *Crit Rev Biomed Eng*. 2010;38(4):347-79. [pmid: 21133837](#) [doi: 10.1615/critrevbiomedeng.v38.i4.10](#)
- Prosser LA, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy - A frequency analysis. *J Electromyogr Kinesiol*.

- 2010;20(5):851-9. **pmid:** 20472460 **doi:** 10.1016/j.jelekin.2010.04.005
18. Tsepi E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis, A. Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *J Biomech.* 2004;37(6):857-64. **pmid:** 15111073 **doi:** 10.1016/j.jbiomech.2003.11.009
 19. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996;21(19):2235-42. **pmid:** 8902968 **doi:** 10.1097/00007632-199610010-00011
 20. Abdollahpour Darvishani M, Barghamadi M, Jafarnejadgero AA, Katanchi M. The effect of quadriceps muscular fatigue on knee joint kinetics and kinematics in professional soccer players [in Persian]. *J Rehab Med.* 2019;8(2):86-96. **doi:** 10.22037/jrm.2018.111398.1962
 21. Cottell Jr, PG, Millis BJ. Cooperative learning in accounting. *Journal of Accounting Education.* 1992;10(1):95-111. **doi:** 10.1016/0748-5751(92)90019-2
 22. Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. (2012). The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Res Treat.* 2012;2012:214980. **pmid:** 22550576 **doi:** 10.1155/2012/214980
 23. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM R.* 2011;3(10):920-8. **pmid:** 22024323 **doi:** 10.1016/j.pmrj.2011.06.002
 24. Greig M, Siegler JC. Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. *J J Athl Train.* 2009;44(2):180-4. **pmid:** 19295963 **doi:** 10.4085/1062-6050-44.2.180
 25. Azizian N, Abdollahpour Darvishani M, Jafarnejadgero A, Dehghani M, Momenifar F. Effects of school sports spaces on electromyography activity of lower limb and erector spinae muscles during running in students [in Persian]. *Journal of Advanced Sport Technology.* 2020;4(1):52-60.
 26. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, Milot M-H, Gravel D, Requião LF. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clin Biomech (Bristol).* 2008;23(6):769-78. **pmid:** 18384921 **doi:** 10.1016/j.clinbiomech.2008.02.007
 27. Farahpour N, Jafarnejad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech.* 2016;49(9):1705-10. **PMID:** 27086117 **doi:** 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056.
 28. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther.* 2003;8(1):21-8. **pmid:** 12586558 **doi:** 10.1054/math.2002.0476
 29. Begon, M., Leardini, A., Belvedere, C., Farahpour, N., & Allard, P. (2015). Effects of frontal and sagittal thorax attitudes in gait on trunk and pelvis three-dimensional kinematics. *Med Eng Phys.* 2015;37(10):1032-6. **pmid:** 26337553 **doi:** 10.1016/j.medengphy.2015.08.001.