AUMJ Journal Alborz University of Medical Sciences
Alborz University of Medical Sciences Journal, Summer 2026, Vol. 15, No 3: 300-313

Frequency pattern of lower limb muscle activity in athletes with hamstring injury and chronic nonspecific low back pain during walking

Farhad Rezazadeh[1*]
Shirin Aali[2]
Mahshid Yousefi[3]

1 Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2 Department of Sport Science Education, Farhangian University, P.O., Tehran, Iran.
3 Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Corresponding author:
Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

Abstract

Introduction: Walking is a fundamental indicator of motor performance and functional neuromuscular control, and alterations in gait patterns among athletes have been associated with an increased risk of musculoskeletal injury and the persistence of low back pain. The coexistence of hamstring injury and chronic nonspecific low back pain may disrupt normal neuromuscular coordination and modify the activation patterns of lower-limb muscles during locomotion. Such alterations may reflect adaptive or compensatory strategies adopted to maintain gait stability and lumbopelvic control. Therefore, this study aimed to compare the frequency spectrum of electrical activity in selected lower-limb muscles during walking between athletes with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain and healthy athletes.

Methods: This cross-sectional comparative study included 40 athletes aged 16–35 years who were assigned to a case group with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain (n = 20) and a healthy control group (n = 20). Surface electromyography (sEMG) was used to record the electrical activity of eight selected lower-limb muscles, including the tibialis anterior, gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, and gluteus medius, during walking. The median frequency of muscle electrical activity was calculated during three distinct phases of the gait cycle: heel strike, mid-stance, and push-off. Between-group differences were analyzed using independent-samples t-tests. The study was reviewed and approved by the Research Ethics Committee of the University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1404.029).

Results: Statistically significant between-group differences were identified in the frequency spectrum of the vastus medialis (p = 0.028) and rectus femoris (p = 0.006) during the heel-strike phase. During mid-stance, significant differences were observed in the tibialis anterior (p = 0.012), vastus lateralis (p = 0.021), and vastus medialis (p = 0.018). During the push-off phase, significant between-group differences were detected in the rectus femoris (p = 0.049) and biceps femoris (p = 0.019). These findings indicate phase-specific alterations in the frequency characteristics of lower-limb muscle activation among athletes presenting with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain compared with healthy athletes.

Conclusion: The observed alterations in the frequency spectrum of lower-limb muscle activity across different phases of gait may reflect compensatory neuromuscular adaptations aimed at maintaining dynamic stability and controlling the lumbopelvic region in athletes with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain. The identification of phase-

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

.Copyright © 2026 The Authors. Published by Alborz University of Medical Sciences
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/).
.Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited

AUMJ Journal Alborz University of Medical Sciences
Alborz University of Medical Sciences Journal, Summer 2026, Vol. 15, No 3: 300-313

specific changes in muscle activation patterns may provide clinically relevant information for understanding altered gait mechanics in this population. These findings may also contribute to the development of individualized and targeted rehabilitation programs designed to restore optimal neuromuscular coordination, correct abnormal muscle activation patterns, improve lumbopelvic stability, and potentially reduce excessive mechanical loading on the lumbar spine.

Keywords: Surface Electromyography; Gait; Hamstring Injury; Low Back Pain; Muscle Activation

Farhad Rezazadeh[1*]
Shirin Aali[2]
Mahshid Yousefi[3]

1 Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2 Department of Sport Science Education, Farhangian University, P.O., Tehran, Iran.
3 Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Corresponding author:
Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

How to cite this article: Rezazadeh F, Aali S, Yousefi M. Frequency pattern of lower limb muscle activity in athletes with hamstring injury and chronic nonspecific low back pain during walking. Alborz University Medical Journal 2026; 15 (3) 300-313

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

AUMJ Journal
Alborz University of Medical Sciences
نشریه دانشگاه علوم‌پزشکی البرز، تابستان ۱۴۰۵، دوره ۱۵، شماره ۳، صفحه‌های ۳۱۳-۳۰۰

الگوی فرکانسی فعالیت عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی حین راه‌رفتن

فرهاد رضازاده[1]
شیرین عالی[2]
مهشید یوسفی[3]

چکیده

مقدمه: راه‌رفتن شاخص مهم ارزیابی عملکرد حرکتی است و در ورزشکاران، اختلال در الگوی آن با افزایش خطر آسیب و تداوم کمردرد مرتبط است. هم‌زمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی می‌تواند الگوی فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی را تغییر دهد. هدف این پژوهش، مقایسه طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی حین راه‌رفتن در ورزشکاران مبتلا به این هم‌زمانی با افراد سالم بود.

روش کار: در این مطالعه مقطعی مقایسه‌ای، ۴۰ ورزشکار ۱۶ تا ۳۵ساله در دو گروه شاهد (۲۰ نفر) و گروه مورد (۲۰ نفر) تقسیم شدند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی هشت عضله منتخب (تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس، وستوس مدیالیس، وستوس لترالیس، رکتوس فموریس، سمی‌تندینوس، بایسپس فموریس و گلوتئوس مدیوس) حین راه‌رفتن ثبت و میانه فرکانس در فازهای برخورد پاشنه، میانه اتکا و هل‌دادن محاسبه شد. برای مقایسه بین‌گروهی از آزمون تی مستقل استفاده گردید.

یافته‌ها: طیف فرکانس عضلات وستوس مدیالیس (p=۰/۰۲۸) و رکتوس فموریس (p=۰/۰۰۶) در فاز برخورد پاشنه، تیبیالیس آنتریور (p=۰/۰۱۲)، وستوس لترالیس (p=۰/۰۲۱) و وستوس مدیالیس (p=۰/۰۱۸) در فاز میانه اتکا ، رکتوس فموریس (p=۰/۰۴۹) و بایسپس فموریس (p=۰/۰۱۹) در فاز هل‌دادن اختلاف معناداری بین دو گروه شاهد و مورد مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: تغییرات طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف راه‌رفتن احتمالاً بیانگر پاسخ عصبی–عضلانی جبرانی برای تثبیت ناحیه کمری–لگنی در این ورزشکاران است و می‌تواند برای طراحی برنامه‌های توان‌بخشی هدفمند جهت اصلاح الگوی فعال‌سازی عضلات و کاهش بار وارده بر ستون فقرات به کار رود.

واژگان کلیدی: ورزشکاران، کشیدگی، کینتیک، کمردرد

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

*نویسنده مسئول:
rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

مقدمه

آسیب‌های همسترینگ یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در ورزشکاران است که ۳۷ درصد از کل آسیب‌های عضلانی را شامل می‌شود و اغلب با کشش شدید در فلکشن همزمان مفصل ران و اکستنشن زانو در حین انقباضات اکسنتریک رخ می‌دهد (۱, ۲). در ورزش‌هایی که شامل دویدن با سرعت و شتاب بالا، کاهش سرعت و تغییر جهت هستند، عضلاتی که بیشترین آسیب را می‌بینند، عضلات همسترینگ هستند که عواقب جدی برای ورزشکاران مانند کاهش عملکرد، افزایش زمان دوری از فعالیت‌های ورزشی، خطر آسیب بیشتر و ضررهای مالی دارد (۳). گبه و همکارانش (۲۰۰۵) گزارش دادند که در طول یک سال، ۱۶ درصد از بازیکنان فوتبال استرالیایی دچار آسیب همسترینگ شده‌اند، در حالی که رو و همکارانش (۲۰۱۸) گزارش دادند که ۲۱ درصد از کل آسیب‌ها، آسیب‌های همسترینگ بوده‌اند (٤).

در رابطه با انواع آسیب‌های همسترینگ، گفته شده است که از بین تمام عضلاتی که بر وضعیت لگن تأثیر می‌گذارند، قابلیت کشش همسترینگ مهم‌ترین آنها محسوب می‌شود به گونه ای که همسترینگ با کنترل تیلت قدامی لگن در طول وضعیت پویا، فلکشن تنه به جلو و عقب، لگن را در صفحه ساجیتال تثبیت می‌کند و مطالعات قبلی مشاهده کرده‌اند که سفتی همسترینگ، تیلت قدامی لگن را در بازیکنان فوتبال و بسکتبال محدود می‌کند و دامنه فلکشن تنه به جلو را محدود می‌کند، مگر اینکه با افزایش فلکشن کمر جبران شود و در ادامه این مطالعات گزارش می‌دهند که سفتی همسترینگ ممکن است تأثیر بالقوه‌ای بر وضعیت لگن، انحناهای ساجیتال ستون فقرات و کمردرد در ورزشکاران رقابتی داشته باشد (۵). یک مرور سیستماتیک در سال‌های اخیر در مورد آسیب کشیدگی همسترینگ نشان می‌دهد که حتی اگر توانبخشی موفقیت‌آمیز انجام شود و ورزشکاران بتوانند بدون هیچ علامتی به ورزش بازگردند، ممکن است برخی از اختلالات عضلانی به دلیل بهبودی ناقص سیستم‌های عصبی–عضلانی و حرکتی ادامه یابد (٦). به طور خاص، کاهش شدت فعالیت عضلانی در همسترینگ آسیب‌دیده و عضلات هماهنگ‌کننده مرتبط با آن در طول انقباضات اکسنتریک، همراه با تغییر عملکرد کنترل حرکتی، مانند سطوح پایین‌تر فعال‌سازی ارادی و افزایش مهار درون‌قشری با فواصل کوتاه، به دلیل مهار عصبی–عضلانی پس از کشیدگی همسترینگ مشاهده می‌شود (۷). همچنین از دیگر پیامدهای آسیب‌های همسترینگ می‌توان به کاهش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ اشاره کرد که، افزایش فلکشن ستون فقرات را در حالت نشسته به دنبال دارد که این اتفاق نیز به نوبه خود می‌تواند کمردرد را به‌دنبال داشته باشد (۸). در نتیجه از آن‌جا که عملکرد عضلات همسترینگ نقش مهمی در حفظ ثبات لگن و کنترل حرکات تنه دارد، هرگونه ضعف یا الگوی غیرطبیعی در فعال‌سازی این عضلات می‌تواند منجر به انتقال نادرست نیرو به ناحیه کمری شده و در نتیجه خطر بروز یا تشدید کمردرد را افزایش دهد (۹). همچنین، از عوارض کوتاهی و سفتی عضلات همسترینگ، ایجاد آسیب و استرس وارده بر ساختار کمر و ایجاد کمردرد می‌باشد که تحقیقات به ارتباط کوتاهی عضلات همسترینگ و کمردرد اشاره نموده‌اند (۱۰).

کمردرد به معنای درد، کشیدگی یا سفتی عضلانی بین ناحیه زیر دنده‌ها و بالای چین گلوتئال می‌باشد که این درد ممکن است با یا بدون درد سیاتیک رخ دهد و می‌تواند بر زندگی روزمره تأثیر بگذارد (۱۱). کمردرد با شیوع مادام‌العمر بیش از ۸۰٪ علت اصلی ناتوانی در سراسر جهان است که ٤٪ از مراجعات به بخش اورژانس را تشکیل می‌دهد (۱۲). این عارضه شایع‌ترین علت ناتوانی طولانی‌مدت در سراسر جهان است و از آن‌جایی که علت پاتوآناتومیک درد در ۹۰ درصد موارد قابل تعیین نیست، اصطلاح کمردرد غیراختصاصی معمولاً استفاده می‌شود، در حالی که اکثر موارد کمردرد حاد پس از یک دوره شش هفته‌ای، صرف نظر از درمان انجام شده، برطرف می‌شوند، برخی از بیماران در عرض یک سال به کمردرد مزمن و غیراختصاصی مبتلا می‌شوند (۱۳). کمردرد اغلب با درد خفیفی آغاز می‌شود که تنها باعث محدودیت در حرکت می‌شود اما در برخی موارد، این درد می‌تواند به شدت افزایش یابد تا جایی که حدود ۱۵ درصد از مبتلایان به دلیل شدت گرفتن بیماری، قادر به حرکت نخواهند بود و زمین‌گیر می‌شوند (١٤). یکی از دلایل اصلی درد در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، فعالیت بیش از حد عضالت گلوبال و کاهش فعالیت عضلات لوکال است (۱۵).

به نظر می‌رسد بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی رفتار عملکردی ناسازگارانه‌ای از خود نشان می‌دهند که شامل افزایش فعالیت عضلات تنه و کاهش تحرک تنه است (١٦). در همین راستا یک مرور سیستماتیک، فعال‌سازی بیشتر در عضلات کمر و شکم و کاهش تحرک تنه در حین حرکت را نشان داد (۱۷). عضله گلوتئوس مدیوس نیز که یک تثبیت‌کننده مهم لگن است و نقش مهمی در کنترل لگن در صفحه عرضی

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

و فرونتال ایفا می‌کند، در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی اختلال در عملکرد این عضله و متعاقباً از دست دادن پایداری لگن مشاهده می‌شود (۱۸). در پژوهشی ون در هورست و همکاران (۲۰۱۰) به بررسی الگوهای فعال‌سازی عضلات کمر در کمردرد مزمن هنگام راه رفتن پرداختند و به این نتیجه رسیدند که در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، افزایش فعالیت عضلات کمری در تمام دوره‌های گام برداشتن، با تغییرات قابل مقایسه بین فاز نوسان و اتکا راه رفتن، نشان‌دهنده مشکلاتی در شل شدن کامل عضلات است که بر اساس این ارزیابی، می‌توان بیان کرد که این بیماران در طول راه رفتن، مکانیسم محافظتی از خود نشان می‌دهند (۱۹). همچنین در مطالعه‌ای فخری میرزانق و همکاران (۲۰۲۵) بیان کردند که فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس ابدومینوس، سمی تندینوس و راست کننده ستون فقرات در بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم اختلاف معناداری را در فازهای متفاوت راه رفتن نشان داد (۲۰) با توجه به اینکه راه‌رفتن یکی از اصلی‌ترین شاخص‌ها برای ارزیابی عملکرد حرکتی محسوب می‌شود، بررسی ویژگی‌های آن، به‌ویژه از طریق تحلیل فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات خاص، می‌تواند اطلاعات دقیقی در مورد وضعیت بیومکانیکی و الگوهای حرکتی بدن فراهم کند. فرکانس عضلات نیز به‌عنوان یکی از معتبرترین و قابل‌اعتمادترین معیارها برای سنجش ویژگی‌های گام‌برداری شناخته می‌شود و تغییرات آن، نمایانگر وضعیت عملکرد عضلانی و الگوی حرکتی فرد است (۲۱). با توجه به اهمیت این موضوع در میان ورزشکاران و نبود مقاله پژوهشی در این حوزه، ضرورت انجام این پژوهش بیشتر احساس می‌شود. بنابراین هدف از مطالعه حاضر مقایسه مقادیر طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی دروزشکاران دچار همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم طی راه رفتن بود. در واقع محققین به دنبال پاسخ به این سوال هستند که چه تغییراتی در فعالیت الکتریکی عضلات ورزشکاران دچار همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن رخ می‌دهد؟

روش کار

طراحی مطالعه

پژوهش حاضر از نوع مقطعی مقایسه‌ای بود که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی در تابستان سال ۱۴۰۴ انجام گرفت. تمام مراحل تست برای تمامی شرکت‌کنندگان به‌طور کامل توضیح داده شد و پیش از آغاز اجرای تست، رضایت‌نامه کتبی مشارکت در پژوهش از آنان اخذ گردید. همچنین، تمامی مراحل تحقیق بر اساس دستورالعمل‌های چک لیست مطالعات کمی و مشاهده‌ای (STROBE) اجرا شد تا دقت و شفافیت در گزارش‌دهی نتایج تضمین شود (۲۲). این مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1404.029) قرار گرفت. شرکت‌کنندگان احتمالی از طریق پوسترهای تبلیغاتی و نیز تماس با باشگاه‌های ورزشی و کلینیک‌های فیزیوتراپی ورزشی شهر اردبیل جذب شدند. پیش از انجام مصاحبه و مجموعه‌ای از ارزیابی‌های بالینی به‌منظور تأیید وجود آسیب همسترینگ، رضایت‌نامه کتبی آگاهانه از افراد اخذ شد.

حجم نمونه و جامعه آماری

جامعه آماری تحقیق حاضر را مردان و زنان ورزشکار سالم و مبتلا به همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی با دامنه سنی ۱۶ تا ۳۵ سال تشکیل دادند. حجم نمونه براساس تحقیقات پیشین و با استفاده از نسخه ۳ نرم‌افزار جی‌پاور طراحی و برای محاسبه آن، آزمون تی مستقل با فرض آزمون دوطرفه در نظر گرفته شد، زیرا هدف پژوهش مقایسه تفاوت‌های احتمالی میان دو گروه مورد و شاهد بود. بر اساس اندازه اثر متوسط ۰/۹۳، توان آماری ۸۰ درصد و سطح معناداری ۰/۰۵، حجم نمونه مورد نیاز ۴۰ نفر برآورد گردید (۲۳). نمونه‌ها در دو گروه شاهد (۲۰ نفر) وگروه مورد (۲۰ نفر) به صورت هدفمند انتخاب شدند. گروه شاهد (میانگین سن: ۴/۵۵ ± ۱۹/۸۵ سال، وزن: ۱۴/۱۵ ± ۶۹/۸۰ کیلوگرم، قد: ۸/۸۹ ± ۱۷۰/۷۵ سانتی‌متر) و گروه مورد دارای همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی (میانگین سن: ۵/۱۱ ± ۲۱/۹۰ سال، وزن: ۱۷/۹۶ ± ۶۸/۴۵ ، قد: ۱۰/۶۷ ± ۱۶۹/۱۰ سانتی‌متر) بودند.

در این پژوهش برای ارزیابی شدت درد در افراد مبتلا به کمردرد مزمن، از مقیاس آنالوگ بصری (VAS) استفاده شد. این پرسش‌نامه دارای دو انتهای عددی است: صفر به معنای «بدون درد» و ۱۰ نشان‌دهنده «شدیدترین درد» است و شامل بخش‌های کمی و کیفی است. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با توجه به میزان درد خود، نقطه مناسب روی مقیاس را علامت‌گذاری کنند و عدد حاصل به‌عنوان شدت درد آن‌ها ثبت شد. این مقیاس یکی از معتبرترین ابزارهای اندازه‌گیری درد است که برای مقایسه شدت درد در زمان‌های مختلف کاربرد دارد و در پژوهش‌های مرتبط با

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

درد به طور گسترده استفاده می‌شود. همچنین روایی و پایایی آن تأیید شده و ضریب پایایی آن برابر با CCI =۰/۹۱ است.

معیارهای ورود و خروج

از معیارهای ورود می‌توان به داشتن دامنه سنی بین ۱۶ تا ۳۵ سال، سابقه کمردرد بیش از سه ماه (۲۴)، تشخیص کمردرد مزمن و ارزیابی عدم وجود هرگونه پاتولوژی خاص در ستون فقرات نظیر فتق دیسک، سابقه شکستگی یا جراحی در ناحیه ستون فقرات توسط یک متخصص ارتوپد با سابقه ۱۰ سال بررسی و انجام شد (۲۵)، نمره کسب شده در شاخص درد و ناتوانی طبق پرسشنامه معتبر رولاند موریس، بالاتر از ۱۴ باشد (۲۶)، داشتن سه جلسه تمرینی منظم در هفته (۲۷)، داشتن درد ناگهانی و حاد در ناحیه خلفی ران که بلافاصله ورزشکار را مجبور به توقف فعالیت، تمرین یا مسابقه کند به عنوان انواع آسیب همسترینگ (۲۸) می‌توان اشاره کرد. از معیارهای خروج نیز می‌توان به پوکی استخوان، درد با علت تومور یا عفونت، شکستگی مهره، متاستاز و آرتروز از نوع التهابی (۲۹)، دارا بودن عارضه‌های مادرزادی یا اکتسابی همچون اسکولیوز و کایفوز، سابقه جراحی در ناحیه کمر یا اندام تحتانی و احساس گزگز و بی‌حسی در پاها (۳۰)، هرگونه اختلالی که کنترل عصبی عضلانی را تحت الشعاع قرار دهد (۲۵) نام برد.

داده‌های الکترومایوگرافی

پای برتر آزمودنی‌ها جهت اتصال الکترودها توسط شوت فوتبال مشخص شد و تمامی آزمودنی‌ها راست پا بودند (۳۱). جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس، وستوس مدیالیس، وستوس لترالیس، رکتوس فموریس، سمی تندینوس، بایسپس فموریس و گلوتئوس مدیوس حین راه رفتن از دستگاه الکترومایوگرافی بیومتریکس ال‌تی‌دی ساخت کشور انگلستان ۸ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی دو قطبی به صورت جفت الکترودهای سطحی نقره/ نقره کلرید به شکل دایره‌ای (قطر ۱۱ میلی‌متر، فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ میلی اهم) استفاده گردید. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز جهت فیلترکردن داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند (۳۲). نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز بود. الکترودها با استفاده از چسب دوطرفه و بر اساس پروتکل سنیام در مکان‌های مناسب بر روی عضلات قرار داده شدند. همچنین، برای آماده‌سازی محل قرارگیری الکترودها، شیو کردن و ضدعفونی کردن با الکل انجام شد (جدول ۳۳) (۱). به منظور یکسان بودن سرعت راه رفتن در تمامی آزمودنی‌ها از کورنومتر استفاده شد. هر فرد سه کوشش راه رفتن را با سرعت کنترل شده انجام داد و سپس از هر سه کوشش میانگین گرفته شد. مقادیر میانه فرکانس فعالیت عضلات مورد بررسی در فازهای برخورد پاشنه که صفر تا ۲۰ درصد از سیکل راه رفتن را تشکیل می‌دهد، میانه اتکا که ۲۰ تا ۴۷ درصد از سیکل را تشکیل می‌دهد و هل دادن که ۴۷ تا ۷۰ درصد از سیکل را تشکیل می‌دهد با استفاده از نرم‌افزار دیتالایت مورد تحلیل قرار گرفت (۳۴).

جدول (۱): الکترودگذاری عضلات بر اساس پروتکل سنیام

عضله	محل قرارگیری الکترود بر اساس پروتکل سنیام
تیبیالیس آنتریور	۳۰ درصد بالایی خط بین نوک استخوان
گاستروکنمیوس داخلی	برجسته‌ترین بخش داخلی عضله
وستوس لترالیس	در دو سوم مسیر خط از خار قدامی فوقانی ایلیاک تا سمت جانبی کشکک
وستوس مدیالیس	در ۸۰ درصد مسیر خط بین خار قدامی فوقانی ایلیاک و فضای مفصلی جلوی مرز قدامی لیگامنت داخلی
رکتوس فموریس	در ۵۰ درصد مسیر خط از خار قدامی فوقانی ایلیاک تا قسمت بالایی کشکک
سمی تندینوس	در ۵۰ درصد مسیر خط بین ایسکیال توبریسیتی و اپی‌کندیل داخلی تیبیا
بایسپس فموریس	در ۵۰ درصد مسیر خط بین ایسکیال توبریسیتی و اپی کندیل خارجی تیبیا
گلوتئوس مدیوس	در ۵۰ درصد مسیر خط از کریستا ایلیاک تا تروکانتر

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

روش آماری

جهت تجزیه و تحلیل داده‌های خام از آمار توصیفی استفاده گردید. آزمون شاپیروویلک و آزمون لون به ترتیب جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و بررسی همسانی واریانس‌ها مورد استفاده قرار گرفته و نرمال بودن داده‌ها تأیید گردیده. و از آزمون تی مستقل به منظور بررسی شرایط اولیه افراد و مقایسه فعالیت الکتریکی دو گروه مورد که دارای هم‌زمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی بودند و گروه شاهد که افراد سالم بودند به کار گرفته شد. در تعیین اندازه اثر در این مطالعه از Hedges' g استفاده شده است، زیرا Hedges' g برای نمونه‌های کوچک‌تر اصلاح شده است و برای جلوگیری از بایاس احتمالی ناشی از حجم نمونه کم، استفاده از آن به جای Cohen's d مناسب‌تر است. شاخص Hedges g به کار گرفته شد که به طور معمول ۰/۲ اثر کوچک، ۰/۵ اثر متوسط و ۰/۸ بزرگ محسوب می‌شود (۳۵). تمامی تحلیل‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گرفت.

یافته‌ها

آمار توصیفی مربوط به مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و شاخص درد در هر گروه مورد و شاهد در جدول ۲ گزارش شده است. یافته‌ها هیچ اختلاف معناداری را در مقادیر متغیرهای دموگرافیک بین دو گروه مورد و شاهد نشان نداد.

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی را طی پیش آزمون در دو گروه مورد و شاهد نشان می‌دهد. نتایج اختلاف معناداری را در طیف فرکانس وستوس مدیالیس (p=۰/۰۲۸ ، g=۰/۷۱) و رکتوس فموریس (p=۰/۰۰۶ ، g=۰/۹۰) در فاز برخورد پاشنه، بین فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس آنتریور (p=۰/۰۱۲ ، g=۰/۸۲) ، وستوس لترالیس (p=۰/۰۲۱ ، g=۰/۷۵) و وستوس مدیالیس (p=۰/۰۱۸ ، g=۰/۷۷) در فاز میانه اتکا، بین فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس (p=۰/۰۴۹ ، g=۰/۶۳) و بایسپس فموریس (p=۰/۰۱۹ ، g=-۰/۷۶) در فاز هل دادن اختلاف آماری معنا داری بین گروه شاهد و مورد مشاهده شد.

در فاز برخورد پاشنه عضلات وستوس مدیالیس (g=۰/۷۱) داره اندازه اثر متوسط رو به بزرگ و رکتوس فموریس (g=۰/۹۰) دارای اندازه اثر بزرگ بودند که نشان‌دهنده تفاوت‌های مهم و قابل توجه در فعالیت این عضلات بین دو گروه است. در فاز میانه اتکا اندازه اثر برای عضلات تیبیالیس آنتریور (g=۰/۸۲) بزرگ، وستوس لترالیس (g=۰/۷۵) دارای اندازه اثر متوسط رو به بزرگ و وستوس مدیالیس (g=۰/۷۷) نیز به اندازه کافی بزرگ بود تا نشان‌دهنده تفاوت‌های قابل توجه در این عضلات بین دو گروه باشد. در فاز هل دادن نیز ، عضلات رکتوس فموریس (g=۰/۶۳) و بایسپس فموریس (g=۰/۷۶) نیز دارای اندازه اثر متوسط رو به بزرگ بودند. این تفاوت‌های معنادار در فعالیت عضلات به وضوح نشان‌دهنده تفاوت‌های شدید در الگوهای عضلانی بین دو گروه است.

جدول (۲): مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	گروه مورد (۲۰)	گروه شاهد (۲۰)	سطح معناداری	تفاوت میانگین (گروه مورد–گروه شاهد) [فاصله اطمینان۹۵٪]
	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار		
سن (سال)	۲۱/۹۰ ± ۵/۱۱	۱۹/۸۵ ± ۴/۵۵	۰/۱۸۹	۲/۰۵ (-۱/۰۵ ،۵/۱۵)
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۱۰ ± ۱۰/۶۷	۱۷۰/۷۵ ± ۸/۸۹	۰/۵۹۸	-۰/۰۱۶ (-۰/۰۷۹ ، ۰/۰۴۶)
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۴۵ ± ۱۷/۹۶	۶۹/۸۰ ± ۱۴/۱۵	۰/۷۹۳	-۱/۳۵ (-۱۱/۷۰ ، ۹/۰۰)
شاخص درد (سانتی‌متر)	-	۷/۱ ± ۰/۹۷	-	-
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۲۳/۷۰ ± ۴/۴۲	۲۳/۸۴ ± ۴/۰۴	۰/۹۱۳	-۰/۱۴۸ (-۲/۸۶ ، ۲/۵۶)

سطح معناداری $P \leq ۰/۰۵$

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

جدول (۳): مقایسه فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در فازهای مختلف راه رفتن بین دو گروه شاهد و مورد

عضلات	فاز	گروه مورد (n=۲۰) میانگین ± انحراف معیار	گروه شاهد (n=۲۰) میانگین ± انحراف معیار	[فاصله اطمینان ۹۵٪]	مقدار تی	سطح معناداری	اندازه اثر Hedges' (g)
تیبیالیس آنتریور	برخورد پاشنه	۷۰/۳۳ ± ۱۱/۶۸	۷۸/۳۹ ±۲۲/۵۱	(-۱۹/۵٤ ، ۳/٤۲)	-۱/٤۲۱	۰/۱٦۳	-۰/۳۳
گاستروکنمیوس داخلی		۵۸/۵۴ ± ۱۸/۰۸	۵۲/۳۹ ±۱۱/۵۲	(-۳/۵۵ ، ۱۵/۸٦)	۱/۲۸۳	۰/۲۰۷	۰/٤۰
وستوس لترالیس		۵۹/۳۸ ± ۱۱/۹۵	۶۳/۹۲ ± ۱۸/۴۱	(-۱٤/٤٦ ، ۵/٤۰)	-۰/۹۲۳	۰/۳٦۲	-۰/۲۹
وستوس مدیالیس		۶۳/۵۲ ± ۱۲/۵۴	۵۴/۳۹ ± ۱۲/۷۸	(۱/۰۲، ۱۷/۲٤)	۲/۲۸۰	*۰/۰۲۸	۰/۷۱
رکتوس فموریس		۶۱/۵۳ ± ۱۶/۴۶	± ۹/۲۴ ۴۹/۲۶	(۳/۷۲ ، ۲۰/۸۲)	۲/۹۰۸	*۰/۰۰٦	۰/۹۰
سمی تندینوس		۵۶/۸۲ ± ۱۸/۸۵	۵۶/۸۲ ± ۱۰/۰۵	(-۹/٦۷ ، ۹/٦٦)	-۰/۰۰۱	۰/۹۹۹	۰/۰۰
بایسپس فموریس		۵۸/۲۰ ± ۱۶/۸۵	۵۹/۵۳ ± ۱۴/۶۵	(-۱۱/٤٤ ، ۸/۷۸)	-۰/۲٦٦	۰/۷۹۲	-۰/۰۸
گلوتئوس مدیوس		۵۵/۳۳ ± ۱۶/۴۶	۵۶/۶۸ ± ۱۳/۲۹	(-۱۰/۹۲ ، ۸/۲۲)	-۰/۲۸۵	۰/۷۷۷	-۰/۰۹
تیبیالیس آنتریور	میانه اتکا	۸۷/۸۳ ± ۳۵/۳۶	۶۵/۱۸ ± ۱۴/۶۵	(۵/۳۲ ، ۳۹/۹۸)	۲/٦٤٦	*۰/۰۱۲	۰/۸۲
گاستروکنمیوس داخلی		۸۳/۲۱ ± ۲۳/۲۵	۸۴/۱۹ ± ۳۱/۸۵	(-۱۸/۸۳ ، ۱٦/۸٦)	-۰/۱۱۲	۰/۹۱۲	-۰/۰۳
وستوس لترالیس		۷۵/۳۰ ± ۲۴/۸۶	۵۸/۱۴ ± ۱۹/۸۸	(۲/۷۵ ، ۳۱/۵۷)	۲/٤۱۱	*۰/۰۲۱	۰/۷۵
وستوس مدیالیس		۶۳/۵۸ ± ۱۵/۰۴	۵۲/۹۰ ± ۱۲/۰۰	(۱/۹۷ ، ۱۹/٤۰)	۲/٤۸۳	*۰/۰۱۸	۰/۷۷
رکتوس فموریس		۵۶/۸۲ ± ۱۳/۱۶	۵۰/۷۲ ± ۱۲/۱۷	(-۱/۵۷ ، ۱٤/٦۵)	۱/٦۳۲	۰/۱۱۱	۰/۵۱
سمی تندینوس		۵۶/۰۳ ± ۱۲/۴۷	۵۹/۲۳ ± ۱۵/۹۹	(-۱۲/۳۸ ، ۵/۹۸)	-۰/۷۰۵	۰/٤۸۵	-۰/۲۲
بایسپس فموریس		۵۷/۷۹ ± ۱۵/۹۳	۵۲/۰۰ ± ۱۱/۰۷	(-۲/۹۹ ، ۱٤/۵۷)	۱/۳۳۳	۰/۱۹۰	۰/٤۱
گلوتئوس مدیوس		۶۷/۷۰ ± ۱۸/۳۰	۶۳/۷۶ ± ۱۵/۸۵	(-۷/۰۲ ، ۱٤/۹۰)	۰/۷۲۷	۰/٤۷۲	۰/۲۳
تیبیالیس آنتریور	هل دادن	۷۷/۰۲ ± ۲۰/۳۵	۶۶/۵۰ ± ۱۱/۷۲	(-۰/۱۱۵ ، ۲۱/۱٤)	۲/۰۰۲	۰/۰۵۲	۰/٦۲
گاستروکنمیوس داخلی		۷۶/۲۸ ± ۱۵/۷۸	۷۶/۸۷ ± ۱۸/۹۵	(-۱۱/۷۵ ، ۱۰/۵۷)	-۰/۱۰۸	۰/۹۱۵	-۰/۰۳
وستوس لترالیس		۴۶/۹۲ ± ۲۱/۴۲	۴۴/۲۸ ± ۱۴/۱۷	(-۸/۹۸ ، ۱٤/۲٦)	۰/٤٦۰	۰/٦٤۸	۰/۱٤

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

عضلات	فاز	گروه مورد (n=۲۰) میانگین ± انحراف معیار	گروه شاهد (n=۲۰) میانگین ± انحراف معیار	[فاصله اطمینان ۹۵٪]	مقدار تی	سطح معناداری	اندازه اثر Hedges' (g)
وستوس مدیالیس		۴۵/۱۳ ± ۲۰/۹۲	۴۱/۸۴ ± ۱۷/۰۹	(−۸/۹۴ ، ۱۵/۵۱)	۰/۵۴۴	۰/۵۸۹	۰/۱۷
رکتوس فموریس		۴۳/۱۸ ± ۲۳/۳۹	۳۱/۴۳ ± ۱۰/۹۲	(۰/۰۶۵ ، ۲۳/۴۳)	−۲/۰۳۶	*۰/۰۴۹	۰/۶۳
سمی تندینوس		۳۹/۳۳ ± ۱۰/۹۳	۴۵/۰۶ ± ۱۳/۳۵	(−۱۳/۵۴ ، ۲/۰۸)	−۱/۴۸۴	۰/۱۴۶	−۰/۴۶
بایسپس فموریس		۴۱/۴۹ ± ۱۲/۵۷	۵۲/۱۵ ± ۱۴/۸۰	(−۱۹/۴۵ ، −۱/۸۶)	−۲/۴۵۵	*۰/۰۱۹	−۰/۷۶
گلوتئوس مدیوس		۶۰/۶۶ ± ۴۵/۵۵	۵۷/۸۰ ± ۱۵/۱۷	(−۱۰/۵۹ ، ۱۶/۳۰)	۰/۴۲۹	۰/۶۷۰	۰/۱۳

سطح معناداری $P \leq ۰/۰۵$

بحث

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه مقادیر فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران دچار هم‌زمانی آسیب همسترینگ و کمردرد با افراد سالم طی راه‌رفتن بود. با توجه به نتایج مطالعه حاضر، بین فعالیت الکتریکی عضلات وستوس مدیالیس با اندازه اثر g=۰/۷۱ و رکتوس فموریس با اندازه اثر g=۰/۹۰ در فاز برخورد پاشنه، بین فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس آنتریور با اندازه اثر g=۰/۸۲، وستوس لترالیس با اندازه اثر g=۰/۷۵ و وستوس مدیالیس با اندازه اثر g=۰/۷۷ در فاز میانه اتکا، بین فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس با اندازه اثر g=۰/۶۳ و بایسپس فموریس با اندازه اثر g=−۰/۷۶ در فاز هل‌دادن اختلاف آماری معناداری بین گروه شاهد و مورد مشاهده شد.

کمردرد با تغییر در کاهش سرعت راه رفتن، افزایش سفتی تنه، افزایش فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات و خلف ران همراه می‌باشد (۳۶)همچنین بیان شده است که هنگام دویدن، افزایش فعالیت در عضلات ستون فقرات و ساق پا در افراد دارای کمردرد مشاهده می‌شود (۳۷). گزارش شده است که که فعالیت عضلانی بالاتر در بیماران مبتلا به کمردرد، یک پاسخ عصبی–عضلانی برای کاهش درد از طریق تثبیت بهتر ناحیه کمری–لگنی است (۳۲) که این موضوع با نتایج پژوهش حاضر نیز هم راستا می‌باشد و در تمامی اختلافات معنادار بین گروه شاهد و مورد افزایش میانگین فعالیت الکتریکی عضلات مشاهده می‌شود. در مطالعه‌ای گیمارس و همکاران (۲۰۱۰) فعالیت الکترومایوگرافی عضلات را در افراد مبتلا به کمردرد و بدون کمردرد حین کشش فعال مفصل ران به حالت دمر بررسی کردند و بیان کردند که هیچ تفاوت معناداری بین گروه‌ها برای هیچ یک از عضلات مورد بررسی مشاهده نشد که با نتایج پژوهش حاضر همسو نمی‌باشد (۳۸).

اختلال در عملکرد عضله کوادریسپس پس از ورزش هوازی در افرادی که دچار کمردرد مکرر می‌شوند، توضیحی برای این است که چرا آنها دچار کمردرد می‌شوند. و از آن‌جایی که عضلات کوادریسپس نقش مهمی در کاهش نیروی اندام تحتانی در حین راه رفتن دارند، اگر عضلات کوادریسپس قادر به جذب مؤثر نیروهای ضربه نباشند، منطقی است که باور کنیم این نیروها به سمت ستون فقرات منتقل می‌شوند و در آنجا فشاری را بر عضلاتی وارد می‌کنند که ممکن است از قبل خسته و ضعیف باشند که این چرخه‌ای از پاسخ‌های عصبی–عضلانی را در طول ورزش توصیف می‌کند که زانو و ستون فقرات کمری را در معرض خطر آسیب قرار می‌دهد (۳۹). یافته‌های زازولاک و همکاران (۲۰۰۷) که افزایش خطر آسیب زانو را در افراد دارای حس عمقی ضعیف تنه و افراد مبتلا به کمردرد گزارش کردند، از این نظریه پشتیبانی می‌کند (۴۰). نتایج پژوهش حاضر نیز اختلاف معناداری را بین دو گروه شاهد و مورد در فعالیت عضلات کوادریسپس حین راه رفتن در فازهای مختلف نشان داد.

مطالعات آینده‌نگر نشان می‌دهند که در فاز سوییگ فعالیت عضلاتی غیر از همسترینگ، مانند گلوتئوس ماکزیموس، راست‌کننده ستون فقرات و عضلات مایل داخلی و خارجی، برای پیشگیری از آسیب کشیدگی

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

همسترینگ مورد نیاز است و تغییراتی در فعالیت عضلانی، از جمله کاهش فعالیت در عضله بایسپس فموریس و افزایش فعالیت در عضلات تنه، در افراد با سابقه کشیدگی همسترینگ مشاهده شده است که احتمال دارد علت ناهمسویی این نتایج با یافته‌های پژوهش حاضر در فعالیت عضله بایسپس فموریس چنین توجیه شود که افراد مورد مطالعه در این پژوهش دچار همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیر اختصاصی هستند و همان طور که در بالا گفته شد در افراد دارای کمردرد فرض گرفته شده است که فعالیت عضلانی بیشتری نسبت به افراد سالم نشان می‌دهند، همچنین در این پژوهش فعالیت الکتریکی عضلات حین راه رفتن بررسی شده است که خود می‌تواند یک دلیل برای ناهمسویی نتایج در نظر گرفته شود (۴۱).

در مطالعه‌ای که نرس و همکاران (۲۰۲۳) بیومکانیک دویدن سرعتی را در شرکت‌کنندگان با و بدون سابقه آسیب کشیدگی همسترینگ بررسی کرده بود، تغییرات قدامی لگن در صفحه ساجیتال مشاهده شد و افراد دارای کشیدگی همسترینگ در فاز اتکای گام، افتادگی لگن را نشان دادند (۴۲). علاوه بر این گفته شده است، بیمارانی که افتادگی لگن بیشتری دارند، فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در همان سمت را به میزان بیشتری نشان می‌دهند (۴۳). با توجه به اینکه افراد مورد مطالعه در این پژوهش دچار همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد بودند، علت اینکه در پژوهش ما اختلافی بین دو گروه مورد و شاهد در فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس مشاهده نشد احتمال دارد که، مکانیسم جبرانی دیگری را به دنبال داشته باشد همچنین ما در این پژوهش نوع آسیب را کنترل نکردیم و می‌توان نوع آسیب نیز در این موضوع دخیل باشد.

از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به تعداد کم نمونه و عدم امکان بررسی همه زیرگروه‌ها، طراحی مقطعی، عدم کنترل نوع آسیب همسترینگ و مدت‌زمان آن و نبود داده‌های کینماتیک اشاره کرد که سبب می‌شود نتایج را بااحتیاط بیشتری تفسیر کنیم. همچنین با توجه به هشت‌کاناله بودن دستگاه الکترومایوگرافی و وجود محدودیت در انتخاب عضلات در این پژوهش، طیف فرکانس عضلات ناحیه لومبار باوجود اهمیت موضوع بررسی نشده است و برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود که عضلات این ناحیه نیز بررسی شود. همچنین، طراحی‌های طولی یا پیش‌آینده به‌منظور بررسی علیّت به کار روند، اندازه‌گیری‌های کینماتیک اضافه شوند، و مداخلات توان‌بخشی با هدف بهبود هماهنگی عضلانی (به‌ویژه کوادریسپس و عضلات تنه) و ارزیابی اثر آن‌ها بر کاهش درد و پیشگیری از آسیب‌های آتی بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که هم‌زمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی با تغییرات معنی‌دار در الگوی فرکانسی فعالیت الکتریکی چندین عضله اندام تحتانی حین راه رفتن همراه است؛ به‌ویژه افزایش فعالیت در عضلات مختلف مثل وِستوس‌ها، رکتوس فموریس، تیبیالیس آنتریور و بایسپس فموریس در فازهای مختلف که احتمالاً بازتاب یک پاسخ عصبی–عضلانی جبرانی برای تثبیت بیشتر ناحیه کمری–لگنی است. ضعف یا اختلال در عملکرد کوادریسپس نیز می‌تواند مانع جذب مؤثر نیروهای ضربه‌ای شود و این نیروها را به ستون فقرات منتقل کند که احتمالاً در شکل‌گیری یا تشدید درد کمری نقش دارد. عدم مشاهده اختلاف بین دو گروه در طیف فرکانس عضله گلوتئوس مدیوس نیز ممکن است ناشی از مکانیسم‌های جبرانی دیگر، تفاوت در نوع یا محل آسیب، یا ماهیت آزمون باشد.

اعلان ها

تقدیر و تشکر: از تمامی آزمودنی‌ها که در این پژوهش شرکت کردند کمال تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

حمایت مالی: این مطالعه از هیچ حمایت مالی برخوردار نبود.

تعارض منافع: نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ گونه تضاد منافعی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی: پیش از آغاز مشارکت آزمودنی‌ها در پژوهش، ضمن توضیح اهداف مطالعه، رضایت آگاهانه آن‌ها برای شرکت در تحقیق اخذ شد. همچنین در تمام مراحل انجام پژوهش، اصول اعلامیه هلسینکی و موازین اخلاق پزشکی به‌طور کامل رعایت گردید. این مطالعه مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1404.029) قرار گرفت.

استفاده از هوش مصنوعی: از هوش مصنوعی در جهت نگارش این مطالعه استفاده نشده است.

مشارکت نویسندگان: نویسنده مسئول، گرداوری داده و تفسیر نتایج: دکتر فرهاد رضازاده؛ تایید نهایی مقاله: دکتر شیرین عالی؛ طراحی مطالعه و تهیه پیش‌نویس مقاله: خانم مهشید یوسفی

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

References

1. Chu SK, Rho ME. Hamstring Injuries in the Athlete: Diagnosis, Treatment, and Return to Play. Current sports medicine reports. 2016;15(3):184-90. [DOI:10.1249/JSR.0000000000000264]
2. Chebbi S, Chamari K, Van Dyk N, Gabbett T, Tabben M. Hamstring Injury Prevention for Elite Soccer Players: A Real-World Prevention Program Showing the Effect of Players' Compliance on the Outcome. Journal of strength and conditioning research. 2022;36(5):1383-8. [DOI:10.1519/JSC.0000000000003505]
3. Alonso-Fernandez D, Martinez-Fernandez J, Docampo-Blanco P, Fernandez-Rodriguez R. Impact of askling L-PROTOCOL on biceps femoris architecture, hamstring flexibility and sprint performance. International journal of sports medicine. 2022;43(04):373-80. [DOI:10.1055/a-1627-0957]
4. Brown JR, Macklin I, Waller M. Using the Nordic hamstring exercise to reduce hamstring injuries in Gaelic football. Strength & Conditioning Journal. 2020;42(2):1-5. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000516]
5. Cejudo A, Centenera-Centenera JM, Santonja-Medina F. The Potential Role of Hamstring Extensibility on Sagittal Pelvic Tilt, Sagittal Spinal Curves and Recurrent Low Back Pain in Team Sports Players: A Gender Perspective Analysis. Int J Environ Res Public Health. 2021;18(16). [DOI:10.3390/ijerph18168654]
6. Presland JD, Timmins RG, Maniar N, Tofari PJ, Kidgell DJ, Shield AJ, et al. Muscle Activity and Activation in Previously Strain-Injured Lower Limbs: A Systematic Review. Sports medicine (Auckland, NZ). 2021;51(11):2311-27. [DOI:10.1007/s40279-021-01487-w]
7. Jankaew A, Jan YK, Yang TH, Wu HW, Lin CF. Influence of Hamstring Injuries and Vision on Posterior Chain Muscle Activation during Challenging Single-Limb Balance Control among Athletes with Hamstring Strain Injuries. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions. 2024;24(4):343-52.
8. Shamsi M, Mirzaei M, Pourahmadi M. Comparison of the Effects of Static Stretching and Strengthening on Electromyographic Activity of Paravertebral Muscles in Patients with Chronic Non-specific LBP with Tightened Hamstring Muscles: A Randomized Controlled Clinical Trial. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2022;10(4):79-90. [Text in Persian]
9. Van Dillen LR, Sahrmann SA, Norton BJ, Caldwell CA, McDonnell MK, Bloom NJ. Movement system impairment-based categories for low back pain: stage 1 validation. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 2003;33(3):126-42. [DOI:10.2519/jospt.2003.33.3.126]
10. Jandre Reis FJ, Macedo AR. Influence of Hamstring Tightness in Pelvic, Lumbar and Trunk Range of Motion in Low Back Pain and Asymptomatic Volunteers during Forward Bending. Asian spine journal. 2015;9(4):535-40. [DOI:10.4184/asj.2015.9.4.535]
11. Chou R, Qaseem A, Owens DK, Shekelle P, Physicians* CGCotACo. Diagnostic imaging for low back pain: advice for high-value health care from the American College of Physicians. Annals of internal medicine. 2011;154(3):181-9. [DOI:10.7326/0003-4819-154-3-201102010-00008]
12. Edwards J, Hayden J, Asbridge M, Gregoire B, Magee K. Prevalence of low back pain in emergency settings: a systematic review and meta-analysis. BMC Musculoskelet Disord. 2017;18(1):143. [DOI:10.1186/s12891-017-1511-7]
13. Lima M, Ferreira AS, Reis FJJ, Paes V, Meziat-Filho N. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. Gait & posture. 2018;61:250-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.01.021]
14. MAYER TG, TENCER AF, Kristoferson S,

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

Mooney V. Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. Spine. 1984;9(6):588-95. [DOI:10.1097/00007632-198409000-00009]

15. Bashiri A, Letafatkar A, Yalfani A, Hadadnezhad M. The Effects of Hydrotherapy Prehabilitation Exercise on the Level of Pain and Core Muscles Electromyography in Chronic Low Back Pain Patients' Candidate of Laminectomy Surgery. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021;10(4):806-21. [Text in Persian] [DOI:10.32598/SJRM.10.4.22]
16. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(17):2017-23. [DOI:10.1097/01.brs.0000228728.11076.82]
17. Ghamkhar L, Kahlaee AH. Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation. 2015;7(5):519-26. [DOI:10.1016/j.pmrj.2015.01.013]
18. Sadler S, Spink M, Chuter V. Gluteus medius muscle activity during gait in people with and without chronic nonspecific low back pain: A case control study. Gait & posture. 2021;83:15-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.10.003]
19. van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Schaake L, Groothuis-Oudshoorn KG, Hermens HJ. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. The Clinical journal of pain. 2010;26(1):30-7. [DOI:10.1097/AJP.0b013e3181b40eca]
20. Fakhri Mirzanag e, barghamadi M, Imani s. Comparison of the Electrical Activity of Lower Limb and Core Muscles During Walking in Men With Chronic Low Back Pain Compared to Healthy Controls. Journal of Guilan University of Medical Sciences. 2025;34(1):92-103. [Text in Persian] [DOI:10.32598/JGUMS.34.1.2271.1]
21. Aali S, Letafatkar A, Ebrahimi I, Barati AH, Hadadnejad M. Does iliopsoas tightness affects synergistic muscle activity in hip extension during stance phase of gait? International Journal of Medical Research & Health Sciences. 2017;6(6):118-22.
22. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. Journal of clinical epidemiology. 2008;61(4):344-9. [DOI:10.1016/j.jclinepi.2007.11.008]
23. Porwal S, Rizvi MR, Sharma A, Ahmad F, Alshahrani MS, Raizah A, et al. Enhancing Functional Ability in Chronic Nonspecific Lower Back Pain: The Impact of EMG-Guided Trunk Stabilization Exercises. Healthcare (Basel, Switzerland). 2023;11(15). [DOI:10.3390/healthcare11152153]
24. Mohamadzadeh F, Letafatkar A, Abbaszadeh GH. Comparison the effects of stability training alone and in combination with pain education on pain, function and proprioception in patients with non-specific chronic low back pain. 2021.
25. alvani e, ziya M, Sahebozamani M. The effect of dynamic neuromuscular stability (DNS) training on dynamic balance and functional disability in athletes with non-specific chronic low back pain. Journal for Research in Sport Rehabilitation. 2020;8(15):127-38. [Text in Persian]
26. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry Disability Index, the Roland-Morris Disability Questionnaire, and the Quebec Back Pain Disability Scale: translation and validation studies of the Iranian versions. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(14):E454-9. [DOI:10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7]
27. Sebyani M, Minoonejad H, Shirzad E, Alizadeh M. Effect of Changing the Muscles Activation Patterns in Prone Hip Extension on Kinematical Variables Affecting the Hamstring Injury. Research in Sport

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

Medicine and Technology. 2023;21(25):114-29. [Text in Persian] [DOI:10.61186/jsmt.21.25.114]

28. Askling CM, Tengvar M, Thorstensson A. Acute hamstring injuries in Swedish elite football: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. British journal of sports medicine. 2013;47(15):953-9. [DOI:10.1136/bjsports-2013-092165]
29. Khodaei M, Letafatkar A, Shojaedin SS. The effect of therapeutic exercises on pain, function and fear avoidance beliefs in patients with chronic nonspecific low back pain. 2024. [Text in Persian]
30. Ghorbani S, Letafatkar A, Kasbparast M. Comparison of the effects and durabilities of isolated and combined core stabilization exercise and reflexology massage on muscle endurance and pain in females with chronic non-specific low back pain. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2018;7(2):90-102. [Text in Persian]
31. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 1993;18(4):553-8. [DOI:10.2519/jospt.1993.18.4.553]
32. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2018;39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006]
33. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2000;10(5):361-74. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4]
34. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 2020;73:55-62. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006]
35. Hedges D, Janis R, Mickelson S, Keith C, Bennett D, Brown BL. P300 amplitude in Alzheimer's disease: a meta-analysis and meta-regression. Clinical EEG and neuroscience. 2016;47(1):48-55. [DOI:10.1177/1550059414550567]
36. Jafarnezhadgero A, Alavi Mehr SM. The Effect of Thera-Band Resistance Training on the Electromyography Frequency Spectrum of Trunk and Lower Limb Muscles in Low Back Pain Patients with Pronated Feet During Walking: A Clinical Trial. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2019;18(5):427-40. [Text in Persian]
37. Jafarnezhadgero A, Ghane G, Valizadehorang A. Comparison of Lower Limb Muscular Activities during Three Different Running Patterns in Pronated Feet Individuals with and without Low Back Pain. Anesthesiology and Pain. 2020;11(4):1-18. [Text in Persian]
38. Guimarães CQ, Sakamoto AC, Laurentino GE, Teixeira-Salmela LF. Electromyographic activity during active prone hip extension did not discriminate individuals with and without low back pain. Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil)). 2010;14(4):351-7. [DOI:10.1590/S1413-35552010005000017]
39. Hart JM, Weltman A, Ingersoll CD. Quadriceps activation following aerobic exercise in persons with low back pain and healthy controls. Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 2010;25(8):847-51. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.05.009]
40. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. The American journal of sports medicine. 2007;35(7):1123-30. [DOI:10.1177/0363546507301585]

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]

41. Schuermans J, Danneels L, Van Tiggelen D, Palmans T, Witvrouw E. Proximal Neuromuscular Control Protects Against Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Prospective Study With Electromyography Time-Series Analysis During Maximal Sprinting. The American journal of sports medicine. 2017;45(6):1315-25. [DOI:10.1177/0363546516687750]

42. Nurse CA, Lewis CL, Shefelbine SJ. Frontal plane pelvic kinematics during high velocity running: Association with hamstring injury history. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine. 2023;64:133-9. [DOI:10.1016/j.ptsp.2023.10.002]

43. Burnet EN, Arena RA, Pidcoe PE. Relationship between gluteus medius muscle activity, pelvic motion, and metabolic energy in running (P190). The Engineering of Sport 7: Springer; 2008. p. 267-71. [DOI:10.1007/978-2-287-09413-2_33]

[Downloaded from aums.abzums.ac.ir on 2026-11-07]