مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره سی و چهار، شماره دو، اردیبهشت ۱۴۰۵
تاریخ دریافت:۱۴۰۴/۰۸/۰۹
تاریخ پذیرش:۱۴۰۴/۱۲/۰۴

مقایسه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد حین راه‌رفتن ورزشکاران دچار نقص عملکردی همسترینگ با درد لومبوساکرال و افراد سالم

فرهاد رضازاده*[۱]، شیرین عالی[۲]، پریناز فهیمی[۳]

مقاله پژوهشی

مقدمه: کمردرد مزمن غیراختصاصی و آسیب همسترینگ از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران هستند که وقوع همزمان آن‌ها الگوهای حرکتی را پیچیده تغییر می‌دهد. هدف این مطالعه، مقایسه شاخص‌های حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در ورزشکاران دارای این دو عارضه نسبت به افراد سالم بود.

روش بررسی: این پژوهش مشاهده‌ای، مقطعی_مقایسه‌ای روی ۳۸ ورزشکار مرد (۱۹ آسیب دیده و ۱۹ سالم) انجام شد. نمونه‌گیری به‌صورت هدفمند و در دسترس انجام شد. وجود کمردرد با مدت بیش از سه ماه و وقوع آسیب عضله همسترینگ در پنج ماه گذشته الزامی بود، به‌گونه‌ای که هر دو وضعیت هنگام ورود هم‌زمان حضور داشت. تایید موارد فوق توسط کارشناسان فیزیوتراپی انجام شد. نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد با استفاده از صفحه نیرو ثبت و با تبدیل فوریه به حوزه فرکانس منتقل شدند. چهار شاخص فرکانسی (فرکانس با توان ۹۹/۵٪، میانه فرکانس، پهنای باند و هارمونیک‌های ضروری) محاسبه شدند. داده‌ها با آزمون t مستقل و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ بررسی شد.

نتایج: نتایج نشان داد، در راستای قدامی خلفی Fy فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (p= ۰/۰۱۵) و تعداد هارمونیک ضروری (۰/۰۰۱ =p) دارای معنی‌داری بود. هم‌چنین در مولفه گشتاور آزاد Fm میانه فرکانس (p=۰/۰۱۵) دارای معنی داری بود. سایر شاخص‌ها و راستاها تفاوت معناداری نشان ندادند (p>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد، افزایش شاخص‌های فرکانسی در راستای قدامی-خلفی و گشتاور آزاد در ورزشکاران دارای آسیب، می‌تواند نشان‌دهنده استفاده از راهبردهای عصبی-عضلانی جبرانی در تنه و لگن و وجود ناپایداری حرکتی باشد. تحلیل حوزه فرکانس ابزاری حساس برای شناسایی این تغییرات است و باید در طراحی توانبخشی برای تثبیت لگن مورد توجه قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: عضله همسترینگ، کمردرد، راه رفتن

ارجاع: فرهاد رضازاده، شیرین عالی، پریناز فهیمی. **مقایسه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد حین راه‌رفتن ورزشکاران دچار نقص عملکردی همسترینگ با درد لومبوساکرال و افراد سالم**. مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۴۰۵؛ ۳۴ (۲): ۲۱-۹۹۰۹.

۱- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲- گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.
۳-دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۹۱۲۰۱۹۸۰۲۶، پست الکترونیکی: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir، صندوق پستی :۵۶۱۹۹-۱۱۳۶۷

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

مقدمه

کمردرد یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی و از مهم‌ترین علل ناتوانی حرکتی در جوامع امروزی به‌شمار می‌رود، به‌طوری‌که ۷۰ تا ۸۵٪ افراد در طول عمر خود حداقل یک بار آن را تجربه می‌کنند و در هر مقطع زمانی حدود ۱۸ تا ۲۳٪ بزرگسالان با کمردرد فعال روبه‌رو هستند (۱). کمردرد مزمن غیراختصاصی (Non-Specific Chronic Low Back Pain_NSCLBP) به دردی پایدار در ناحیه کمری گفته می‌شود که بیش از سه ماه ادامه دارد و علت مشخص ساختاری یا عصبی برای آن شناسایی نمی‌شود. این نوع کمردرد معمولاً با ضعف عضلات عمقی و اختلال در الگوهای کنترل حرکتی همراه است (۲). شواهد نشان می‌دهند اختلال در کنترل حرکتی نقشی محوری در بروز و تداوم این درد دارد (۳). در این افراد، تغییر الگوی فعالیت عضلات شکمی و اکستنسور (Extensor)، کاهش دامنه حرکتی و اختلال حس عمقی از نشانه‌های بارز اختلالات حرکتی محسوب می‌شوند (۴). این اختلالات با برهم‌زدن کنترل عصبی-عضلانی، چرخه راه رفتن را به‌طور معناداری تغییر می‌دهند (۵). کاهش سرعت راه‌رفتن و کوتاه شدن طول گام در پی افزایش سفتی عضلانی، به‌هم‌ریختگی الگوی فعالیت عضلات تنه و محدودشدن دامنه حرکتی لگن، از پیامدهای این عارضه است (۶). به بیان دیگر، درد با تغییر کنترل حرکتی و افزایش سفتی، بیومکانیک راه‌رفتن را دگرگون می‌کند و چرخه‌ای خودتقویت‌گر برای تداوم درد می‌سازد (۷). مطالعه Koch و همکاران در سال ۲۰۱۸، نشان می‌دهد افراد دارای NSCLBP، نسبت به افراد سالم دامنه حرکت لگن کمتر، نیروی عکس‌العمل زمین پایین‌تر، تغییرپذیری گام‌به‌گام بیشتر و فعالیت بالاتر عضلات راست‌کننده ستون فقرات دارند که همگی مؤید اختلال کنترل حرکتی است (۸). در مرور نظام‌مند و فراتحلیل Smith و همکاران در سال ۲۰۲۲، نشان داده شد که افراد مبتلا به درد کمر پایدار با سرعت پایین‌تری راه می‌روند و طول گام کوتاه‌تری دارند، هم‌فازی بیشتری میان حرکات تنه، لگن و کمر مشاهده می‌شود و فعالیت عضلات پاراسپاینال (Paraspinal) افزایش می‌یابد. در عین حال، شواهد منسجمی درباره تغییرات دامنه حرکت ستون فقرات یا مفصل ران به‌دست نیامد و الگوی ثابت و معناداری در بیومکانیک دویدن گزارش نشد. با این وجود، جمع‌بندی شواهد از وجود تغییرات گیت در درد کمر پایدار با قدرت شواهد متوسط تا قوی حمایت می‌کند (۹). مطالعات اخیر نشان می‌دهند که NSCLBP می‌تواند نه‌تنها کینماتیک و راهبردهای کنترلی تنه–لگن، بلکه شاخص‌های مرتبط با نیروهای عکس‌العمل زمین را نیز در راه‌رفتن تغییر دهد. Abd Rahman و همکاران در سال ۲۰۲۵، در یک مطالعه روی پرستاران مبتلا به NSCLBP گزارش کردند که این افراد در حین راه‌رفتن، الگوهای جبرانی بیشتری در تنه و اندام تحتانی (به‌ویژه در صفحه فرونتال) نشان می‌دهند و تغییراتی در شرایط مربوط به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و مکانیک حرکت نسبت به گروه سالم دارند. به‌طوری‌که افزایش فلکشن کمری به‌عنوان یک راهبرد جبرانی برای کاهش درد در راه‌رفتن مطرح شد (۱۰). تغییرات بیومکانیکی ناشی از کمردرد محدود به ناحیه کمری نیستند، بلکه می‌توانند کل زنجیره حرکتی اندام‌های تحتانی را تحت تأثیر قرار دهند. این اختلالات اغلب موجب تغییر در الگوهای حرکتی، کاهش کارایی عضلات همسترینگ و افزایش خطر آسیب‌دیدگی در این عضلات می‌شوند (۱۱). آسیب همسترینگ از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی ورزش‌های سرعتی است، که Gudelis و همکاران در سال ۲۰۲۴، در یک پایش ده‌ساله بر روی ۱۷ رشته ورزشی، میزان بروز این آسیب را ۱/۲۹ درصد گزارش کرده‌اند (۱۲). عوامل خطر کلیدی شامل ضعف ثبات عضلانی، عدم‌توازن همسترینگ و اختلال کنترل عصبی‌عضلانی‌اند، افزون بر آن، تغییر در الگوی الکترومایوگرافی و توزیع نامتوازن نیروهای عکس‌العمل زمین بار موضعی و ریسک عود را افزایش می‌دهد (۱۳). این آسیب می‌تواند الگوی راه‌رفتن را دگرگون کند، کنترل حرکتی را کاهش دهد و با برهم‌زدن تعادل آگونیست و آنتاگونیست زانو، خطر آسیب‌های ثانویه‌ای چون پارگی رباط صلیبی قدامی و اختلالات کمری را بالا ببرد (۱۴). از منظر مکانیسمی، همسترینگ در اواخر فاز

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

نوسان و آغاز اتکاء فعال است و درست در همین بازه‌ها بیشینه بارگذاری اکسنتریک رخ می‌دهد، شواهد تک‌موردی نیز وقوع محرک آسیب را در انتهای نوسان نشان داده‌اند (۱۵). مرور نظام‌مند Danielsson و همکاران در سال ۲۰۲۰ دو مکانیسم اصلی را برجسته کرده است، کشش بیش‌ازحد در فلکسیون لگن با زانوی صاف شده و بارگذاری اکسنتریک در انتهای نوسان هنگام دویدن (۱۶). در دوندگان با آسیب‌های فرسایشی همسترینگ، با وجود شکل موج مشابه نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری عمودی در اوایل اتکاء به‌طور معناداری بالاتر است یافته‌ای که می‌تواند به تداوم آسیب دلالت داشته باشد (۱۷). علاوه بر این، الگوی فعال‌سازی غیرطبیعی همسترینگ با کاهش ثبات لگن و کنترل تنه، انتقال نیرو به ناحیه کمری را مختل و احتمال بروز یا تشدید کمردرد را افزایش می‌دهد (۱۸). مجموع این شواهد، ضرورت پایش کمی نیروهای عکس‌العمل زمین، به‌ویژه شاخص‌های حساس به تغییرات بارگذاری و راهبردهای جبرانی در فرآیند بازتوانی را برجسته می‌کند (۱۳). در نتیجه، تحلیل فاز ویژه و گروه ویژه پارامترهای نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن می‌تواند به شناسایی نشانگرهای خطر و هدایت مداخلات پیشگیرانه و درمانی دقیق‌تر برای ورزشکاران مبتلا کمک کند (۱۶). راه‌رفتن، به‌عنوان یکی از بنیادی‌ترین الگوی حرکتی انسان، امکان سنجش نیروهای عکس‌العمل زمین را در سه راستای عمودی، قدامی–خلفی و میانی–جانبی طی فازهای تماس اولیه، میانه اتکاء و مرحله پوش‌آف (Push Off) فراهم می‌کند (۱۹). فراتر از بررسی در حوزه زمان (بیشینه‌ها و نرخ‌های بارگذاری)، می‌توان از تحلیل حوزه فرکانس با شاخص‌هایی مانند (میانه‌فرکانس، فرکانس ۹۹/۵ درصد) راه‌رفتن بهره برد. این شاخص‌ها به تغییرات سفتی اندام، راهبردهای جذب ضربه و کنترل تنه و لگن حساس هستند و جابه‌جایی انرژی میان باندهای کم، میانی و بالا را آشکار می‌کنند، حتی زمانی که شکل موج در حوزه زمان تفاوت آشکاری نشان نمی‌دهد (۲۰). با وجود شواهد گسترده درباره دگرگونی‌های راه‌رفتن در کمردرد مزمن غیراختصاصی و مکانیسم‌های آسیب همسترینگ، اغلب مطالعات این دو وضعیت را جداگانه و عمدتاً در حوزه دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین بررسی کرده‌اند. در این راستا، تحقیقات موجود عموماً به تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد با هر یک از این مشکلات پرداخته‌اند، بدون آنکه توجه کافی به هم‌زمانی این دو وضعیت در افراد مبتلا به کمردرد مزمن و آسیب همسترینگ داشته باشند. تحلیل حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن در ورزشکاران با هم‌زمانی این دو عارضه تاکنون گزارش نشده است. این شکاف پژوهشی بر اهمیت و ضرورت مطالعه حاضر تأکید دارد که هدف از پژوهش حاضر، مقایسه شاخص‌های حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راه‌رفتن بین ورزشکاران دارای هم‌زمانی کمردرد مزمن غیراختصاصی و آسیب همسترینگ با افراد سالم در طی راه رفتن است. این پژوهش به‌ویژه بر مکانیسم هم‌زمانی این دو وضعیت تمرکز خواهد کرد و می‌تواند مسیر طراحی مداخلات توانبخشی مبتنی بر کنترل بار و اصلاح الگوهای حرکتی را با رویکردی دقیق‌تر و جامع‌تر روشن سازند.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع مشاهده‌ای، مقطعی–مقایسه‌ای بود و در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. مجوز اخلاقی این پژوهش به شماره IR.UMA.REC.1404.029 از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی اخذ شد. کلیه مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل‌های چک لیست مطالعات کمی و مشاهده‌ای STROBE انجام شد تا شفافیت و دقت در گزارش‌دهی رعایت شود (۲۱). نمونه‌گیری به‌صورت هدفمند و در دسترس از میان ورزشکارانی انجام شد که به مراکز فیزیوتراپی، کلینیک‌های ورزشی و تیم‌های ورزشی دانشگاهی مراجعه داشتند، طی بازه فروردین تا مرداد ۱۴۰۴ جذب شدند. معیارهای ورود عبارت بود از حداقل دو سال فعالیت ورزشی منظم (حداقل دو جلسه در هفته) و توانایی راه‌رفتن مستقل بدون وسایل کمکی برای گروه کنترل، هم‌چنین وجود کمردرد با مدت بیش از سه ماه و وقوع آسیب عضله همسترینگ در پنج ماه گذشته الزامی بود،

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]
[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

به‌گونه‌ای که هر دو وضعیت هنگام ورود هم‌زمان حضور داشت. ارزیابی و تایید موارد فوق توسط کارشناسان فیزیوتراپی انجام شد. انتخاب بازه مقادیر ۰ تا ۳ سانتی‌متر به‌عنوان درد خفیف، ۴ تا ۶ درد متوسط و ۷ تا ۱۰ درد شدید درنظر گرفته می‌شود، و هدف مطالعه تمرکز بر دامنه درد حداقل متوسط تا شدید بدون ورود موارد کاملاً خفیف یا ناتوان‌کننده بود. افراد دارای سابقه جراحی ستون فقرات یا اندام تحتانی، بیماری‌های عصبی، اختلالات تعادلی یا بیماری‌های سیستمیک (از جمله دیابت و بیماری‌های قلبی-عروقی)، مصرف اخیر داروهای مؤثر بر کنترل عصبی‌عضلانی، یا ناتوانی در اجرای صحیح آزمون‌ها از مطالعه کنار گذاشته شدند. قد و وزن تمامی شرکت‌کنندگان توسط آزمونگر با قدسنج و ترازوی دیجیتال اندازه‌گیری و در فرم اطلاعات فردی ثبت شد. پس از غربالگری اولیه، افراد واجد شرایط برای نمونه‌گیری دعوت شدند و فرایند نمونه‌گیری طی دو هفته تکمیل شد. حجم نمونه بر اساس مطالعه‌ای پیشین به‌دست آمد (۲۲). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه ۳.۱ و بر اساس اندازه اثر متوسط (۰/۵۵)، توان آزمون ۰/۹۵ و سطح معناداری ۰/۰۵، حجم نمونه موردنیاز ۳۸ نفر برآورد گردید (۲۲). در این پژوهش، ۳۸ ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۸ ساله در دو گروه مستقل شامل گروه تجربی (مبتلایان به هم‌زمانی کمردرد مزمن و آسیب همسترینگ) (n=۱۹) و گروه کنترل (افراد سالم همسان‌سازی‌شده) (n=۱۹) شرکت کردند. به‌منظور افزایش همگنی نمونه و کنترل اثر جنسیت به‌عنوان یک عامل مخدوش‌گر در شاخص‌های بیومکانیکی راه‌رفتن، این مطالعه فقط روی ورزشکاران مرد انجام شد. شواهد نشان می‌دهد بین زنان و مردان در الگوی کینماتیک تنه–لگن و اندام تحتانی در راه‌رفتن (به‌ویژه در صفحه فرونتال) تفاوت‌های معنی‌داری وجود دارد که می‌تواند بر تفسیر نیروهای عکس‌العمل زمین و شاخص‌های مشتق‌شده از آن اثر بگذارد (۲۳).

ابزار اندازه‌گیری و متغیرهای مورد بررسی: ابتدا روند اجرای آزمون و کلیات طرح پژوهش برای مشارکت‌کنندگان به‌طور کامل شرح داده شد و از آن‌ها درخواست گردید قبل از اجرای آزمون فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی را تکمیل و امضا نمایند. هم‌چنین، به آن‌ها اطمینان داده شد که اطلاعات آنها به صورت محرمانه باقی خواهد ماند و هر زمانی بخواهند می‌توانند از روند مطالعه خارج شوند. نیروهای عکس‌العمل زمین در سه مؤلفه عمودی (Fz)، قدامی–خلفی (Fy) و میانی–جانبی (Fx) با استفاده از صفحه‌نیرو برتک (Bertec Corp, USA؛ ۶۰۰×۴۰۰ میلی‌متر) حین راه‌رفتن ثبت گردید. نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز تعیین و کالیبراسیون پیش از ثبت انجام شد (۲۴). صفحه‌نیرو در میانه مسیر ۱۵ متری نصب شد تا شرکت‌کننده دست‌کم ۶ گام پیش‌رونده پیش از تماس روی صفحه بردارد. برای تنظیم محل گام، هر مشارکت‌کننده ۵ بار راه‌رفت آزمایشی انجام داد و سپس ۵ کوشش معتبر جمع‌آوری شد. کوشش معتبر زمانی پذیرفته می‌شد که برخورد پاشنه با زمین با عبور Fz از آستانه ۲۰ نیوتن و جدا شدن پنجه با افت Fzبه کمتر از ۲۰ نیوتن شناسایی گردد و هیچ برخوردی با لبه صفحه یا ازدست‌دادن تعادل رخ ندهد، در غیر این صورت کوشش تکرار شد. سیگنال‌ها با فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم و فرکانس قطع ۲۰ هرتز پالایش شدند (۲۵). پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک براساس رابطه مقرر با استفاده از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۲۳) انجام شد و سیگنال‌های حوزه زمان به‌کمک تبدیل فوریه گسسته (FFT) به حوزه فرکانس تبدیل گردید. بر مبنای ادبیات پیشینه روش تحلیل به این صورت بود که در هر تریال، چهار شاخص طیف فرکانس بر پایه دامنه از سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای اصلی محاسبه گردید. شاخص اول فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بود که نشان دهنده‌ی فرکانسی است که ۹۹/۵ درصد از قدرت سیگنال را دارد و شاخص دوم میانه فرکانس (Fmed) بود که براساس مطالعات گوناگون گفته شده است که میانه فرکانس عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان می‌دهد و نقطه‌ای است که توان سیگنال به دو قسمت مساوی تقسیم می‌شود. شاخص سوم پهنای باند فرکانس

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

(Fband) است که دامنه فرکانس می‌باشد. شاخص چهارم تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود (۲۶).

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می شود، مجموع n هارمونیک برابر است با (۲۶):

رابطه (۱):

$$F(t) = \sum An \sin(n\omega 0t + \theta n)$$

An: دامنه، $\omega 0$: فرکانس پایه، n: ضریب هارمونیک، θn: زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانسی نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۲۷).

رابطه (۲):

$$\int_0^{f99.5} p(f)\,df = 0.995 \times \int_0^{fmax} p(f)df$$

P: توان محاسبه شده، F_{max}: حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد (۲۶).

رابطه (۳):

$$\int_0^{fmed} p(f)\,df = \int_{fmed}^{fmax} p(f)df$$

F_{max}: حداکثر فرکانس سیگنال، F_{med}: میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد (۲۶).

رابطه (۴):

$$fband = fmax - fmin(when\ p > \frac{1}{2} \times pmax)$$

F_{max}: حداکثر فرکانس سیگنال، F_{min}: حداقل فرکانس سیگنال، F_{band}: پهنای باند سیگنال، P_{max}: حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود، که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضروری N_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموعه دامنه‌های نسبی هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر ۹۵٪ درنظر گرفته شد (۲۸).

رابطه (۵):

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{A\frac{2}{n} + B\frac{2}{n}}}{\sum_{n=1}^{m}\sqrt{A\frac{2}{n} + B\frac{2}{n}}} \leq 0.95$$

رابطه (۶):

$$\text{اندازه اثر } (d) = \frac{M_1 - M_2}{SD}$$

افزون بر این، برای بررسی چرخش و پیچش کف پا بر روی زمین، گشتاور آزاد (Fm) محاسبه گردید (۲۹):

$$FM = Mz - (COPx \times Fy) + (COPy \times Fx)$$

$$FMn = \frac{Tz}{BW \times H}$$

قبل از انجام آزمون از مشارکت‌کننده خواسته شد چند بار در مسیر راه رفتن گام بردارند تا با مسیر آشنا شوند. هنگام اجرای تست هر مشارکت‌کننده سه بار مسیر ذکرشده را با سرعت انتخابی خود طی نمودند. برای ارزیابی شدت درد از مقیاس دیداری-خطی درد (VAS) استفاده شد. اندازه‌گیری شدت درد صرفاً با هدف توصیف وضعیت بالینی شرکت‌کنندگان گروه تجربی و تأیید مزمن بودن درد انجام گرفت و به‌عنوان متغیر وابسته در تحلیل‌های آماری درنظر گرفته نشد. این مقیاس، ابزاری معتبر و رایج برای سنجش درد ادراک‌شده توسط فرد است که شدت درد را بر اساس خودگزارشی در دامنه‌ای از ۰ تا ۱۰ نمره‌گذاری می‌کند، به‌طوری‌که نمره ۰ نشان‌دهنده عدم وجود درد و نمره ۱۰ بیانگر بیشترین میزان درد قابل‌تصور برای فرد می‌باشد. این مقیاس معتبرترین سیستم درجه‌بندی درد برای مقایسه بین دوره‌های مختلف بوده و به‌طور گسترده در پژوهش‌های مرتبط با درد مورداستفاده قرار می‌گیرد که روایی و پایایی آن مورد تأیید قرار گرفته و ضریب پایایی آن برابر ۹۱٪ =ICCاست. بر اساس طبقه‌بندی شدت درد، نمرات ۱ تا ۳ به‌عنوان درد خفیف، نمرات ۴ و ۵ به‌عنوان درد متوسط، نمرات ۶ تا ۸ به‌عنوان درد زیاد، و نمرات ۹ و ۱۰ به‌عنوان درد بسیار شدید در نظر گرفته شدند (۳۰).

تجزیه و تحلیل آماری

نرمال بودن داده‌ها با آزمون شاپیرو–ویلک (Shapiro–Wilk) بررسی شد. برای مقایسه میانگین متغیرها بین گروه‌ها از آزمون t مستقل استفاده شد. سطح معنی داری در α = ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تمام تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS version 16 انجام گرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۳۱).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

نتایج

نتایج مقایسه اطلاعات دموگرافیک مشارکت‌کنندگان مربوط به هر دو گروه در جدول شماره (۱) آورده است. میانگین سن، قد و وزن دو گروه تفاوت معناداری نداشت (p>۰/۰۵)، بنابراین گروه‌ها از نظر ویژگی‌های دموگرافیک همگن بودند. بر اساس نتایج جدول ۲، در راستای قدامی–خلفی (Fy) شاخص فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (p=۰ /۰۱۵ ؛ g=۰/۸۰۶) و تعداد هارمونیک‌های ضروری (p=۰ /۰۰۱ ؛ g=-۱/۴۲۳) بین دو گروه تفاوت معنادار نشان دادند و در مؤلفه گشتاور آزاد (Fm) نیز میانه‌فرکانس به‌طور معناداری متفاوت بود (p=۰ /۰۱۵ ؛ /۷۷۹ g=۰).

جدول ۱: پارامترهای آنتروپومتریک مشارکت‌کنندگان

متغیرها	گروه تجربی (n=۱۹) (انحراف معیار ± میانگین)	گروه کنترل (n=۱۹) (انحراف معیار ± میانگین)	P
سن (سال)	۲۰/۸۰± ۳/۴۶	۲۱/۳۶ ± ۵/۲۵	۰/۵۲۹
قد (سانتی متر)	۱۷۳/۵۵± ۵/۳۴	۱۷۵/۸۴ ±۱۰/۴۳	۰/۱۳۵
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۳۰±۱۰/۹۰	۷۵/۲±۲۱/۰۳	۰/۲۱۰
شدت درد VAS (سانتی‌متر)	۷/۱۰±۱/۰۲	۰	۰

*سطح معنی‌داری p<۰/۰۵ ، آزمون آماری: t مستقل

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در دو گروه تجربی و کنترل

متغیر	راستا	گروه تجربی (n=۱۹) انحراف معیار ± میانگین	گروه کنترل (n=۱۹) انحراف معیار ± میانگین	مقدار تی	درجه آزادی	P	اندازه اثر (g)
فرکانس با توان ۹۹/۵٪		۲۵/۸۹ ± ۳/۹۲	۲۵/۰۰ ± ۴/۳۱	۰/۶۷۰	۳۷	۰/۵۰۷	+۰/۲۱۱
تعداد هارمونیک‌های ضروری	داخلی–خارجی (Fx)	۶/۳۳ ±۱/۳۳	۶/۶۶ ±۱/۲۲	-۰/۹۰۳	۳۷	۰/۳۷۳	-۰/۲۸۴
میانه فرکانس		۲/۸۸ ±۰/۳۴	۲/۸۹ ±۰/۴۳	-۰/۲۹۶	۳۷	۰/۷۶۹	-۰/۰۹۳
پهنای باند فرکانس		۸/۱۴ ±۱/۹۴	۸/۸۵ ±۲/۱۱	-۱/۱۴۲	۳۷	۰/۲۶۱	-۰/۳۵۹
فرکانس با توان ۹۹.۵٪		۱۷/۱۶ ±۳/۷۹	۱۶/۶۸ ±۳/۱۵	۲/۵۶۱	۳۷	۰/۰۱۵*	+۰/۸۰۶
تعداد هارمونیک‌های ضروری	قدامی–خلفی (Fy)	۲/۴۸ ±۰/۲۹	۲/۶۱ ±۰/۳۸	-۴/۵۲۱	۳۷	۰/۰۰۱*	-۱/۴۲۳
میانه فرکانس		۱/۵۳ ±۰/۰۷	۱/۵۵ ±۰/۰۸	-۰/۷۴۳	۳۷	۰/۴۶۲	-۰/۲۳۴
پهنای باند فرکانس		۲/۲۹ ±۰/۵۱	۲/۴۵ ±۰/۶۱	-۰/۹۰۲	۳۷	۰/۳۷۳	-۰/۲۸۴
فرکانس با توان ۹۹.۵٪		۲۶/۳۷ ±۵/۵۴	۲۵/۱۶ ± ۳/۹۹	۰/۶۶۱	۳۷	۰/۵۱۳	+۰/۲۰۸
تعداد هارمونیک‌های ضروری	عمودی (Fz)	۴/۷۸ ±۰/۷۳	۴/۸۲ ±۰/۶۲	-۰/۳۰۴	۳۷	۰/۷۶۳	-۰/۰۹۶
میانه فرکانس		۳/۰۲ ±۰/۲۳	۳/۰۱ ±۰/۱۹	۰/۲۲۴	۳۷	۰/۸۲۴	+۰/۰۷۰
پهنای باند فرکانس		۵/۷۰ ±۱/۰۴	۵/۷۷ ±۱/۱۰	-۰/۲۵۲	۳۷	۰/۸۰۲	-۰/۰۷۹

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]
[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

فرکانس با توان ٪۹۹/۵		۱۸/۲۴ ± ۵/۶۵	۲۲/۲۶ ± ۶/۸۱	-۰/۹۲۳	۳۷	۰/۳۶۲	-۰/۲۹۰
تعداد هارمونیک‌های ضروری	گشتاور آزاد (Fm)	۵/۳۰ ±۲/۳۵	۴/۹۱ ±۱/۷۸	۰/۳۸۴	۳۷	۰/۷۰۳	+۰/۱۲۱
میانه فرکانس		۲/۲۲ ±۰/۵۰	۱/۹۳ ±۰/۳۹	۲/۵۵۲	۳۷	۰/۰۱۵*	+۰/۷۷۹
پهنای باند فرکانس		۶/۴۳ ±۳/۴۴	۵/۹۹ ±۲/۷۲	۰/۲۵۷	۳۷	۰/۷۹۹	+۰/۰۸۱

*سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ ، آزمون آماری: **t** مستقل

بحث

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه شاخص‌های حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در راه‌رفتن بین ورزشکاران دارای هم‌زمانی کمردرد مزمن غیراختصاصی و آسیب همسترینگ با افراد سالم در طی راه رفتن بود. از دیدگاه عملکردی، کنترل راه‌رفتن حاصل تعامل عضلات عمقی تثبیت‌کننده که عمدتاً برای ایجاد سفتی و پایداری قطعه‌ای فعال می‌شوند، و عضلات سطحی‌تر که نقش پررنگ‌تری در تولید و جذب سریع نیرو و انتقال بار دارند، است. در ناحیه کمری، شواهد بافت‌شناسی نشان می‌دهد مولتیفیدوس (Multifidus) و تا حدی ارکتوراسپاین (Erector Spinae)، غلبه‌ی فیبرهای کندانقباض را دارند که با نقش آن‌ها در پایداری مداوم ستون فقرات سازگار است (۳۲). در مقابل، همسترینگ‌ها به‌طور کلاسیک نسبتاً غنی از تارهای تند انقباض گزارش شده‌اند (ویژه فعالیت‌های پرشدت و تولید نیروی بالا) و به‌عنوان عضلات دو مفصلی، هم‌زمان تحت اثر حرکات ران و زانو قرار می‌گیرند (۳۳). بنابراین در ورزشکارانی که هم‌زمان کمردرد مزمن غیراختصاصی و مشکل همسترینگ دارند، انتظار می‌رود برای حفظ پیشروی قدامی–خلفی و کنترل چرخشی اندام تحتانی، بین راهبردهای تثبیت تنه–لگن و تولید، جذب نیرو توسط همسترینگ یک بازتوزیع رخ دهد. این بازتوزیع می‌تواند زمینه‌ی تفاوت‌های مشاهده‌شده در شاخص‌های فرکانسی راستای Fy و نیز شاخص‌های مربوط به گشتاور آزاد را فراهم کند (۳۲). از منظر مکانیسم‌های عصبی، درد (به‌ویژه در حالت مزمن) صرفاً باعث تضعیف یا تقویت یکنواخت عضلات نمی‌شود، بلکه طبق نظریه سازگاری حرکتی به درد، فعالیت درون‌عضله‌ای و بین‌عضله‌ای بازتوزیع می‌شود تا سیستم در کوتاه‌مدت محافظت کند، اما این راهبردها می‌توانند در بلندمدت به افزایش بار موضعی، کاهش تنوع حرکتی و الگوهای کم‌بازده منجر شوند (۳۴). هم‌چنین مطالعات نشان داده‌اند در افراد مبتلا به کمردرد، پاسخ‌های پیش‌بینانه (Feed-Forward) دچار اختلال می‌شود. به‌طور مشخص، شروع فعالیت ترانسورس ابدومینیس (transversus abdominis; TrA) در حرکات سریع اندام در کمردرد تأخیری و کمتر پایدار گزارش شده است (۳۵). وقتی این اختلالات کنترل پیش‌بینانه با محدودیت همسترینگ همراه شود، سیستم برای کاهش تهدید درد یا محافظت از بافت آسیب‌دیده ممکن است به افزایش سفتی، هم‌انقباضی و تغییر زمان‌بندی تولید و جذب نیرو در زنجیره تنه–لگن–اندام تحتانی متوسل شود. در چنین چارچوبی، معنی‌داری شاخص‌های فرکانسی در Fy و تغییر میانه‌فرکانس در Fm می‌تواند بازتابی از تغییر در راهبردهای عصبی–عضلانی کنترل نیرو و پیچش طی راه‌رفتن در گروه دارای هم‌زمانی دو عارضه باشد (۳۴). نتایج مطالعه حاضر افزایش معنی‌دار در فرکانس با توان ٪۹۹/۵ ($p=۰/۰۱۵$) و تعداد هارمونیک ضروری ($p=۰/۰۰۱$) را در راستای قدامی–خلفی (Fy) و افزایش میانه‌فرکانس در گشتاور آزاد (Fm) را نشان داد ($p=۰/۰۱۵$)، در حالی‌که در سایر راستاها و شاخص‌ها تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$). افزایش فرکانس با توان ٪۹۹/۵ در گروه مورد می‌تواند نشان‌دهنده‌ی انتقال انرژی نیرو به باندهای فرکانسی بالاتر و استفاده از راهبردهای عصبی_عضلانی سریع‌تر برای حفظ ثبات تنه و لگن باشد (۲۸). در همین حال، افزایش میانه‌فرکانس گشتاور آزاد می‌تواند بیانگر درگیری سریع‌تر عضلات تثبیت‌کننده در کنترل پیچش و چرخش کف پا طی

CC BY-NC 4.0

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]
[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

فاز اتکای راه‌رفتن باشد (۲۵). کاهش تعداد هارمونیک‌های ضروری نیز احتمال دارد حاکی از ساده‌تر شدن الگوی نوسانات نیرو و سخت‌تر شدن سیستم حرکتی برای مقابله با ناپایداری باشد (۲۸). از سوی دیگر، شباهت پهنای باند فرکانس (Fband) میان دو گروه می‌تواند نشان دهنده تغییرات که عمدتاً در نحوه توزیع انرژی در باندهای خاص فرکانسی رخ می‌دهد باشد، نه در گستره‌ی کلی دامنه نیروها (۲۷, ۲۰). در این راستا، مطالعه Abdo و همکاران در سال ۲۰۲۴، با استفاده از سامانه فشارسنج تکسکن (فرکانس نمونه‌برداری ۴۰ هرتز)، تنها اوج مؤلفه عمودی (Fz) نیروی عکس‌العمل زمین را در مراحل پایانی فاز اتکاء راه‌رفتن در مبتلایان به کمردرد مزمن غیراختصاصی با افراد سالم مقایسه کردند و تفاوت معناداری گزارش نکردند (۳۶). این یافته‌ها حاکی از آن است که راهبردهای جبرانی ممکن است تغییرات کینتیکی در مؤلفه عمودی (Fz) را پنهان نمایند. در پژوهش حاضر، شاخص‌های حوزه فرکانس در راستای عمودی (Fz) بین دو گروه تفاوت معناداری نداشت که همسو با نتایج مطالعه مذکور است. با این‌حال، در مطالعه حاضر، تغییرات معنادار در شاخص‌های فرکانسی در راستای قدامی–خلفی (Fy) و گشتاور آزاد (Fm) مشاهده گردید که این امر، احتمالاً ناشی از عوامل متعددی از جمله هم‌زمانی کمردرد مزمن غیراختصاصی با آسیب همسترینگ در نمونه پژوهش حاضر، و نیز استفاده از تحلیل‌های پیشرفته‌تر در حوزه فرکانس با صفحه‌نیرو برتک (با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) در چند فاز اتکا می‌باشد. با توجه به شواهد موجود، یافته‌های مطالعه Abdo و همکاران از یک‌سو (عدم تغییر در مؤلفه عمودی) را تقویت می‌کند و از سوی دیگر، با توجه به تفاوت در روش‌شناسی و ویژگی‌های نمونه، علت مشاهده تغییرات فرکانسی در راستاهای دیگر در پژوهش حاضر را تبیین می‌نماید. هم‌چنین، در مطالعه Simmonds و همکاران در سال ۲۰۱۲، نتایج نشان داد که توزیع درد در کمردرد مزمن می‌تواند به‌طور انتخابی راستاهای افقی نیروهای عکس‌العمل زمین را تحت تأثیر قرار دهد، به‌طوری‌که بیماران با انتشار درد به پا، کاهش معناداری در نیروی قدامی–خلفی (Fy) نشان دادند، در حالی‌که این تغییرات در بیماران با درد محدود به کمر مشاهده نشد (۳۷). این یافته با نتایج پژوهش حاضر که تغییرات معنادار در شاخص‌های فرکانسی راستای قدامی–خلفی (Fy) و افزایش میانه‌فرکانس گشتاور آزاد (Fm) را نشان داد، همسویی دارد. این الگو را می‌توان به راهبردهای جبرانی در راهبردهای توزیع نیروی قدامی- خلفی (Fy) و نیاز به تثبیت پیچشی تنه و لگن نسبت داد. تفاوت‌های روش‌شناختی دو مطالعه، از جمله تحلیل حوزه فرکانس در مقابل حوزه زمان و هم‌چنین حضور هم‌زمان کمردرد و آسیب همسترینگ در نمونه پژوهش حاضر می‌تواند تبیین‌کننده دامنه گسترده‌تر تغییرات مشاهده شده در مطالعه حاضر باشد. مطالعه Schache و همکاران در سال ۲۰۱۰، با تحلیل بیومکانیکی دویدن نشان دادند که آسیب همسترینگ در فاز پایانی مرحله نوسان رخ می‌دهد، جایی که تقاضای اکسنتریک همسترینگ به حداکثر می‌رسد و با اختلال در الگوی تنه-لگن و تغییر در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین همراه است (۳۸). این یافته که اختلال عملکرد همسترینگ می‌تواند تنظیم نیروی قدامی-خلفی (Fy) و نیاز به تثبیت پیچشی را تحت تأثیر قرار دهد، با نتایج مطالعه حاضر همسو است. در پژوهش حاضر نیز، ورزشکاران دارای هم‌زمانی کمردرد مزمن غیراختصاصی و آسیب همسترینگ، بدون تغییر معنادار در مؤلفه عمودی (Fz)، افزایش شاخص‌های حوزه فرکانس در راستای قدامی–خلفی (Fy) و افزایش میانه‌فرکانس گشتاور آزاد (Fm) را نشان دادند. تفاوت‌های روش‌شناختی دو مطالعه از جمله تحلیل حوزه فرکانس در مقابل حوزه زمان و تفاوت در الگوی حرکتی (راه رفتن در مقابل دویدن) می‌تواند تبیین‌کننده حساسیت بالاتر شاخص‌های فرکانسی در آشکارسازی تغییرات ظریف کنترل حرکتی در مطالعه حاضر باشد. در همین راستا، مطالعه Mauch و همکاران در سال ۲۰۲۴، نشان داد که بازسازی جراحی تاندون همسترینگ می‌تواند بیومکانیک طبیعی راه‌رفتن را مختل کند، به‌طوری‌که نیروها و گشتاور مفصلی بین اندام آسیب‌دیده و سالم تفاوت معناداری نداشتند (۳۹). این یافته با نتایج مطالعه حاضر هم‌سو است، در مؤلفه عمودی نیرو (Fz)

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد که می‌تواند نشانه‌ای از بازگشت نسبی تعادل کینتیکی باشد. با این‌حال، تحلیل حوزه فرکانس در پژوهش ما تفاوت‌های ظریف‌تری را در راستای قدامی-خلفی (Fy) و گشتاور آزاد (Fm) آشکار کرد که احتمالاً بازتاب راهبردهای جبرانی عضلات همسترینگ و تنه برای کنترل نیروهای پیش‌برنده و تثبیت پیچشی در حضور کمردرد مزمن است. تفاوت در نوع جمعیت، وظیفه حرکتی (راه‌رفتن عادی در برابر سربالایی) و روش تحلیل (زمان در برابر فرکانس) می‌تواند علت این ناهمگونی نسبی در نتایج باشد. پژوهش حاضر با وجود رعایت استانداردهای روش‌شناختی، با محدودیت‌هایی همراه بود که باید در تفسیر یافته‌ها مورد توجه قرار گیرد. نخست، عدم درنظرگیری ورزشکاران زن، تعمیم‌پذیری نتایج را تحت تأثیر قرار می‌دهد. دوم، سایر پارامترهای کینماتیکی از قبیل زوایای مفصلی اندام تحتانی و لگن، و هم‌چنین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مربوطه اندازه‌گیری نشد که ثبت همزمان این داده‌ها می‌توانست درک جامع‌تری از مکانیسم‌های عصبی-عضلانی زیربنایی تغییرات مشاهده‌شده ارائه دهد. سوم، ارزیابی سابقه آسیب و شدت درد مبتنی بر خودگزارشی مشارکت‌کنندگان بود که ممکن است متأثر از عوامل ذهنی بوده باشد.

پیشنهادات برای تحقیقات آینده: با استناد به یافته‌های مطالعه حاضر و بررسی مطالعات پیشین، پیشنهاد می‌شود مطالعات آتی با حجم نمونه بزرگ‌تر و دربرگیری ورزشکاران زن، هم‌چنین مقایسه ورزشکاران زن و مرد در یک مطالعه، به بررسی ویژگی‌های طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در زیرگروه‌های مختلف بیماران مبتلا به کمردرد مزمن و آسیب همسترینگ بپردازند. هم‌چنین، به کارگیری روش‌شناسی ترکیبی شامل الکترومایوگرافی سطحی و سینماتیک سه‌بعدی به همراه ثبت هم‌زمان داده‌های حوزه زمان و فرکانس، می‌تواند درک عمیق‌تری از راهبردهای جبرانی و الگوهای کنترل حرکتی در این جمعیت فراهم آورد.

نتیجه گیری

مطالعه حاضر نشان داد که ورزشکاران دارای هم‌زمانی کمردرد مزمن غیراختصاصی و آسیب همسترینگ ممکن است تغییرات قابل توجهی در شاخص‌های فرکانسی در راستای قدامی-خلفی (Fy) و میانه‌فرکانس گشتاور آزاد (Fm) تجربه کنند. این تغییرات احتمالاً به ناپایداری بیشتر در کنترل حرکتی و اتکای بالاتر به راهبردهای جبرانی تنه- لگن اشاره دارند. این یافته‌ها می‌تواند به طراحان برنامه‌های توانبخشی کمک کند تا بر تقویت کنترل تنه و لگن، مدیریت بار قدامی-خلفی و تثبیت لگن در برنامه‌های درمانی تمرکز کنند تا بهبود عملکرد حرکتی و کاهش آسیب‌های مرتبط با آن را تسهیل کنند. با این حال، به دلیل ماهیت خاص این مطالعه، لازم است تحقیقات بیشتری در زمینه‌های دیگر و با حجم نمونه بزرگتر انجام شود تا روابط دقیق‌تر و عمیق‌تری با سایر فاکتورها مانند درد، فعالیت‌های ورزشی و عملکرد عضلات ارائه شود.

سپاس‌گزاری

از تمامی شرکت کنندگان در پژوهش حاضر کمال تشکر را داریم.

حامی مالی: ندارد.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

ملاحظات اخلاقی

مجوز اخلاقی این پژوهش به شماره IR.UMA.REC.1404.029 از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی اخذ شد.

مشارکت نویسندگان

فرهاد رضازاده و شیرین عالی در ارائه ایده و پریناز فهیمی در طراحی مطالعه و در جمع‌آوری داده‌ها، فرهاد رضازاده و پریناز فهیمی در تجزیه و تحلیل داده‌ها مشارکت داشته و همه نویسندگان در تدوین، ویرایش اولیه و نهایی مقاله و پاسخگویی به سوالات مرتبط با مقاله سهیم هستند.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

References:

*1-*Dagenais S, Caro J, Haldeman S. ***A Systematic Review of Low Back Pain Cost of Illness Studies in the United States and Internationally***. Spine J 2008; 8(1): 8-20.

*2-*Maher C, Underwood M, Buchbinder R. ***Non-Specific Low Back Pain***. Lancet 2017; 389(10070): 736-47.

*3-*Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. ***The Global Burden of Low Back Pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 Study***. Ann Rheum Dis 2014; 73(6): 968-74.

*4-*O'Sullivan P. ***Diagnosis and Classification of Chronic Low Back Pain Disorders: Maladaptive Movement and Motor Control Impairments as Underlying Mechanism***. Manual Therapy 2005; 10(4): 242-55.

*5-*Götze M, Ernst M, Koch M, Blickhan R. ***Influence of Chronic Back Pain on Kinematic Reactions to Unpredictable Arm Pulls.*** Clin Biomech (Bristol) 2015; 30(3): 290-5.

*6-*Ghamkhar L, Kahlaee AH. ***Trunk Muscles Activation Pattern During Walking in Subjects with and without Chronic Low Back Pain: A Systematic Review***. PM&R 2015; 7(5): 519-26.

*7-*Devecchi V, Falla D, Cabral HV, Gallina A. ***Neuromuscular Adaptations to Experimentally Induced Pain in the Lumbar Region: Systematic Review and Meta-Analysis***. Pain 2023; 164(6): 1159-80.

*8-*Koch C, Hänsel F. ***Chronic Non-Specific Low Back Pain And Motor Control During Gait.*** Front psychol 2018; 9: 2236.

*9-*Smith JA, Stabbert H, Bagwell JJ, Teng HL, Wade V, Lee SP. ***Do People with Low Back Pain Walk Differently? a Systematic Review and Meta-Analysis.*** J Sport Health sci 2022; 11(4): 450-65.

*10-*Abd Rahman NA, Yusof MI, Shaharudin S. ***Chronic Non-Specific Low Back Pain Influences Mechanics During Walking and Transferring Load among Nurses***. Ann Med 2025; 57(1): 2525402.

*11-*Reis FJJ, 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 J 2015; 9(4): 535.

*12-*Orchard J, Seward H. ***Epidemiology of Injuries in the Australian Football League, Seasons 1997-2000.*** Br J Sports Med 2002; 36(1): 39-44.

*13-*Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. ***Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: A Prospective Study***. Am J Sports Med 2008; 36(8): 1469-75.

*14-*Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Brughelli M. ***Hamstring Strain Injuries: Are We Heading In The Right Direction?*** Br J Sports Med 2012; 46(2): 81-5.

*15-*Yu B, Liu H, Garrett WE. ***Mechanism of Hamstring Muscle Strain Injury in Sprinting***. J Sport Health Sci 2017; 6(2):130-2.

*16-*Danielsson A, Horvath A, Senorski C, Alentorn-Geli E, Garrett WE, Cugat R, et al. ***The Mechanism of Hamstring Injuries - A Systematic Review***. BMC Musculoskelet Disord 2020; 21(1): 641.

*17-*Johnson CD, Davis IS. ***A Comparison Of Ground Reaction Force Waveforms And Step Length***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

Between Recreational Endurance Runners With Hamstring Injuries And Healthy Controls. Clin Biomech (Bristol) 2021; 84: 105334.

18-Van Dillen LR, Sahrmann SA, Norton BJ, Caldwell CA, et al. ***Movement System Impairment-Based Categories for Low Back Pain: Stage 1 Validation.*** J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33(3): 126-42.

19-Ryew CC, Hyun SH. ***The Theta Analysis on the Components of Ground Reaction Force According to the Ground Conditions During Gait***. Korean Journal of Applied Biomechanics 2015; 25(3): 241-8.

20-Karatsidis A, Bellusci G, Schepers HM, de Zee M, Andersen MS, Veltink PH. ***Estimation of Ground Reaction Forces and Moments during Gait Using Only Inertial Motion Capture***. Sensors 2017; 17(1): 75.

21-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***. The Lancet 2007; 335(7624): 806-8.

22-Urbanschitz L, Nüesch C, Schären S, Mandelli F, Mündermann A, Netzer C. ***Walking Stress-Induced Changes in Gait Patterns and Muscle Activity: Patients with Lumbar Spinal Stenosis Versus Asymptomatic Controls***. Gait Posture 2024; 114: 55-61.

23-Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. ***Sex Differences in Whole Body Gait Kinematics at Preferred Speeds***. Gait Posture 2015; 41(2): 540-5.

24-Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. ***The Effectiveness of a Novel Kinesio Taping Technique on the Ground Reaction Force Components During Bilateral Drop Landing in Athletes with Concurrent Pronated Foot and Patella-Femoral Pain Syndrome***. Journal of Advanced Sport Technology 2017; 1(1): 22-9.

25-Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. ***The Free Moment in Running and Its Relation to Joint Loading and Injury Risk***. Footwear Science 2016; 8(1): 1-11.

26-Darvishani MA, Jafarnezhadgero AA, Dehghani M. ***Frequency Domain Analysis of Ground Reaction Forces During Walking with and without Immediate Use of Textured Insoles in Blind Males***. Journal of Paramedical Science and Rehabilitation 2020; 9(2): 39-49.[Persian]

27-Erdogan A, Cetin C, Karatosun H, Baydar M. ***Non-Invasive Indices for the Estimation of the Anaerobic Threshold of Oarsmen***. J Inter Med Res 2010; 38(3): 901-15.

28-Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. ***Frequency Domain Characteristics of Ground Reaction Forces during Walking of Young and Elderly Females.*** Clin biomech 2002; 17(8): 615-7.

29-Milner CE, Davis IS, Hamill J. ***Free Moment as a Predictor of Tibial Stress Fracture in Distance Runners.*** J Biome 2006; 39(15): 2819-25.

30-Anbarian M, Hosseinimehr SH, Mohammadnazari Z. ***Comparison of Electrical Activity of Selected Trunk and Thigh Muscles in Forward and Backward Bending with Different Loads in People***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

with and without Chronic Low Back Pain. Studies in Medical Sciences 2023; 34(3): 158-68.[Persian]

31-Cohen J. ***Quantitative Methods in Psychology: A Power Primer***. Psychol Bull 1992; 112: 1155-9.

32-Agten A, Stevens S, Verbrugghe J, Eijnde BO, Timmermans A, Vandenabeele F. ***The Lumbar Multifidus Is Characterised by Larger Type I Muscle Fibres Compared to the Erector Spinae***. Anat Cell Biology 2020; 53(2): 143-50.

33-Garrett WE Jr, Califf JC, Bassett FH 3rd. ***Histochemical Correlates of Hamstring Injuries***. Am J Sports Med 1984; 12(2): 98-103.

34-Hodges PW, Tucker K. ***Moving Differently In Pain: A New Theory to Explain the Adaptation to Pain***. Pain 2011; 152(3 Suppl): S90-s8.

35-Hodges PW, Richardson CA. ***Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar Spine Associated with Low Back Pain. A Motor Control Evaluation of Transversus Abdominis***. Spine (Phila Pa 1976) 1996; 21(22): 2640-50.

36-Abdo YS, ALanni EF, Mo'men HA, Ibrahim MM. ***Assessment of Vertical Ground Reaction Force at Propulsion Phase of Gait in Chronic Non-Specific Low Back Pain.*** Egyptian J Physical Therapy 2024; 19(1): 7-11.

37-Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. ***The Influence of Pain Distribution on Walking Velocity and Horizontal Ground Reaction Forces in Patients with Low Back Pain***. Pain Res Treat 2012; 2012(1): 214980.

38-Schache AG, Kim H-J, Morgan DL, Pandy MG. ***Hamstring Muscle Forces Prior to and Immediately Following an Acute Sprinting-Related Muscle Strain Injury***. Gait posture 2010; 32(1): 136-40.

39-Mauch M, Nüesch C, Bühl L, Chocholac T, et al**.** ***Reconstruction of Proximal Hamstring Ruptures Restores Joint Biomechanics during Various Walking Conditions***. Hip Int 2024; 34(4): 516-23.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 34| NO 2 | May 2026

Received: 31 Oct 2025
Accepted: 23 Feb 2026

Comparison of the Frequency of Ground Reaction Forces and Free Torque During Walking in Athletes with Hamstring Dysfunction with Lumbosacral Pain and Healthy Individuals

Farhad Rezazadeh [*1], Shirin Aali [2], Parinaz Fahimi [1]

Original Article

Introduction: Chronic non-specific low back pain and hamstring injuries are among the most prevalent musculoskeletal disorders experienced by athletes. When these two conditions occur together, they can considerably alter movement patterns and reduce functional stability. Such coexisting conditions can impair intersegmental coordination between the trunk and lower limbs, influencing load distribution and neuromuscular control. The aim of this study was to compare the frequency-domain parameters of Ground Reaction Forces (GRF) and Free Moment (FM) between athletes suffering from these disorders and healthy counterparts.

Methods: This observational, cross-sectional comparative study included 38 male athletes, comprising 19 injured participants and 19 healthy controls. Participants were selected through purposive and convenience sampling. Eligibility criteria for injured group included the presence on non-specific low back pain persisting for more than three months and hamstring injury occurring within the previous five months, confirmed through physiotherapeutic examination. Ground reaction forces and free moment data were captured using a force plate system and converted to the frequency domain through Fast Fourier Transformation (FFT). Four indices—frequency containing 99.5% of signal power, median frequency, bandwidth, and number of essential harmonics—were calculated. Statistical analysis employed independent t-tests with a significance level of 0.05.

Results: The findings revealed significant differences between groups in the anterior–posterior direction for the frequency containing 99.5% of signal power (p=0.015) and the number of essential harmonics (p=0.001). Additionally, the median frequency of the free moment signal was notably higher in the injured group (p=0.015). No statistically significant differences were observed for the remaining directions or parameters.

Conclusion: Elevated frequency-related indices in the anterior–posterior axis and free torque among injured athletes suggest compensatory neuromuscular adaptations, trunk–pelvic instability, and altered motor control. Frequency-domain analysis provides a sensitive biomechanical indicator for detecting such dysfunctions and should be integrated into rehabilitation strategies aimed at pelvic and trunk stabilization.

Keywords: Hamstring Muscles, Low Back Pain, Walking.

Citation: Rezazadeh F, Aali SH, Fahimi P. **Comparison of the Frequency of Ground Reaction Forces and Free Torque During Walking in Athletes with Hamstring Dysfunction with Lumbosacral Pain and Healthy Individuals.** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2026; 34(2): 9909-21.

[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,Tehran, Iran.

***Corresponding author: Tel:** 09120198026**, email:** Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-06-03]

[DOI: 10.18502/ssu.v34i2.21590]

CC BY-NC 4.0