

مقایسه ویژگی‌های طیفی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی مانور برشی در ورزشکاران با آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی

شیرین عالی^{۱*}، نسترن مرادزاده^۲، حسین نبوی نیک^۳

^۱ گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران، ^۲ گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

^۳ گروه آموزشی تربیت بدنی - بیومکانیک ورزشی، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران

تاریخ وصول: ۱۴۰۴/۰۹/۱۹ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۲۶

چکیده

زمینه و هدف: آسیب‌های همسترینگ از شایع‌ترین و مهم‌ترین آسیب‌ها در بسیاری از رشته‌های ورزشی به شمار می‌روند. لذا هدف از این مطالعه تعیین و مقایسه مقادیر فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در حین مانور برشی بین ورزشکاران دچار آسیب همسترینگ همراه با کمردرد مزمن غیراختصاصی و افراد سالم بود.

بود.

روش بررسی: این پژوهش به صورت مقطعی و مقایسه‌ای اجرا شد، جامعه آماری آن را ۳۶ ورزشکار مرد ۱۶ تا ۳۵ سال تشکیل دادند که در دو گروه ۱۸ نفره شامل ورزشکاران مبتلا به آسیب هم‌زمان همسترینگ و کمردرد غیراختصاصی مزمن و ورزشکاران سالم قرار گرفتند. داده‌های کینتیکی حرکت مانور برشی با استفاده از صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه مؤلفه عمودی (Fz)، قدامی - خلفی (Fy) و داخلی - خارجی (Fx) ثبت و پس از استخراج فاز اتکا، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهارم با فرکانس برش ۲۲ هرتز پردازش شدند. سپس داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری شاپیرو-ویلک و تی‌مستقل تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها: شاخص‌های طیف فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در ورزشکاران آسیب‌دیده نسبت به گروه سالم تفاوت معنی‌داری داشت. در مؤلفه عمودی، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در گروه آسیب‌دیده به طور معنی‌داری کاهش یافته بود. در راستای قدامی - خلفی نیز تعداد هارمونیک‌های ضروری در گروه آسیب‌دیده کاهش معنی‌دار نشان داد ($p < 0.05$). در مؤلفه گشتاور آزاد، هر دو شاخص تعداد هارمونیک‌های ضروری و میانه فرکانس در ورزشکاران آسیب‌دیده به طور معنی‌داری پایین‌تر از گروه سالم بود.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ و کمردرد، علی‌رغم دریافت نیروی مشابه با افراد سالم، از الگوی حرکتی با فرکانس پایین‌تر و پیچیدگی کمتر استفاده می‌کنند. این یافته‌ها بر ضرورت توجه به کیفیت کنترل حرکتی در توانبخشی تأکید دارد.

واژه‌های کلیدی: تاندون‌های همسترینگ، عضلات همسترینگ، کمردرد، مانور برشی

*نویسنده مسئول: شیرین عالی، تهران، دانشگاه فرهنگیان، گروه آموزشی تربیت بدنی

Email: sh.aali@cfu.ac.ir

"نشریه علمی پژوهشی ارمغان دانش وابسته به دانشگاه علوم پزشکی یاسوج، یک نشریه با دسترسی آزاد است و تمامی مقالات منتشر شده در این نشریه به صورت دسترسی آزاد منتشر می‌شوند."

مقدمه

کمردرد مزمن غیراختصاصی^(۱) یک بیماری نوروپاتیک مداوم و ناتوان‌کننده است که بیماران را به مراجعه به پزشکان عمومی، جراحان ارتوپدی و سایر متخصصان بالینی سوق می‌دهد. کمردرد می‌تواند غیراختصاصی باشد، یعنی علت ساختاری مشخصی برای آن یافت نمی‌شود و معمولاً بیش از سه ماه ادامه دارد، یا اختصاصی باشد که در آن یک علت پاتولوژیک روشن در ستون فقرات یا بافت‌های اطراف شناسایی می‌شود^(۱). از آن‌جا که کمردرد مزمن پدیده‌ای چندعاملی و پیچیده است، ارزیابی آن باید چندسویه و بین‌رشته‌ای باشد تا جنبه‌های فیزیکی، عصبی عضلانی، روان‌شناختی و عملکردی مشکل به درستی بررسی و مدیریت شود^(۲ و ۳). به طور کلی، سه منشأ اصلی برای کمردرد غیراختصاصی مطرح می‌شود؛ سندرم میوفاشیال که در اثر تنش، نقاط ماشه‌ای و اختلال عملکرد عضلات و فاشیا ایجاد می‌شود^(۲). این مسئله، یک مسئله مهم بهداشت جهانی است که میزان شیوع آن از ۱۳/۱ تا ۲۰/۳ درصد متغیر است. برآوردها نشان می‌دهد که ۷۰ تا ۸۵ درصد از افراد در سراسر جهان حداقل یک‌بار در طول زندگی خود دچار کمردرد می‌شوند. پیامدهای آن بسیار فراتر از ناراحتی جسمی است^(۴-۶). با وجود شیوع بسیار بالا، شناسایی علت دقیق و اختصاصی این وضعیت در اغلب بیماران امکان‌پذیر نیست و به همین دلیل بیشترین موارد، در گروه کمردرد مزمن غیراختصاصی قرار می‌گیرند^(۳).

روش‌های درمانی متداول را می‌توان برای درمان کمردرد غیراختصاصی مزمن پیشنهاد داد از جمله: فیزیوتراپی، درمان‌های دستی، طب سوزنی، تمرینات ثبات مرکزی که مؤثرتر از کشش بوده، تمرینات کنترل حرکتی، تقویت عضلات ناحیه کمری - لگنی و تمرینات هوازی که در کاهش درد نیز نقش زیادی دارند^(۷ و ۴، ۲). با وجود تنوع قابل توجه در رویکردهای درمانی، شواهد بالینی نشان می‌دهد که مداخلات چندرشته‌ای در مدیریت کمردرد مزمن غیراختصاصی اثربخشی بیشتری نسبت به مداخلات تک‌محور دارند. این نوع مداخله با توجه به ویژگی‌های فردی هر بیمار طراحی می‌شود و امکان برنامه‌ریزی درمان و توانبخشی را به صورت اختصاصی و هدفمند فراهم می‌سازد. بهره‌گیری از مجموعه‌ای ترکیبی از اقدامات درمانی، از فیزیوتراپی و آموزش حرکتی گرفته تا مداخلات روان‌شناختی و پزشکی می‌تواند به طور مؤثری کیفیت زندگی و توان عملکردی بیماران مبتلا به کمردرد را بهبود بخشد^(۸ و ۳).^۱

بیشتر افرادی که دچار کمردرد غیراختصاصی مزمن هستند به خصوص افرادی که ورزشکار هستند ممکن است باعث افزایش تنش در عضلات همسترینگ و تغییر الگوهای فعال‌سازی آن‌ها در فعالیت‌های ورزشی شود. آسیب همسترینگ^۲ به انواع صدمات وارده بر عضلات یا تاندون‌های این گروه عضلانی در

1-Chronic Non-specific Low Back Pain

2-Hamstring injury

پشت ران اطلاق می‌شود، صدماتی که می‌توانند شامل؛ کشش بیش از حد، پارگی حاد یا کشیدگی‌های مزمن باشند. این آسیب می‌تواند با تغییر بارگذاری مفصل ران فشار بیشتری را به ناحیه کمری تحمیل کند و شدت کمردرد را افزایش دهد (۱۰ و ۹). بنابراین، یک تعامل دوسویه بین کمردرد غیراختصاصی مزمن و آسیب همسترینگ مطرح است، به‌طوری که اختلال در استحکام و کنترل مرکزی می‌تواند زمینه آسیب همسترینگ را فراهم کند و آسیب همسترینگ نیز با ایجاد تغییرات بیومکانیکی در اندام تحتانی، به تداوم درد کمری کمک کند. این آسیب‌ها در میان ورزشکارانی که به فعالیت‌هایی که تغییر مسیرهای ناگهانی دارند معمولاً با جا به جایی مرکز جرم بدن تحت شتاب‌های بالا و کاهش سرعت‌های شدید همراه هستند، به ویژه در فعالیت‌هایی مانند فرود تک‌پا و مانور برشی که نیازمند کنترل دینامیکی دقیق و توان عضلانی بالا می‌باشند شیوع بالایی دارد (۴). مانورهای برشی حرکاتی هستند که در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شوند و در رشته‌های ورزشی مختلفی مانند؛ بسکتبال، والیبال، تنیس، اسکواش، فوتبال و هندبال کاربرد گسترده‌ای دارند. ورزشکاران از این مانورها با هدف تغییر جهت مسیر حرکت یا فریب دادن حریف استفاده می‌کنند (۴). اهمیت آسیب‌های همسترینگ تنها به فراوانی آن‌ها محدود نمی‌شود، بلکه این صدمات تقریباً یک‌سوم کل آسیب‌های ورزشی را در طیف وسیعی از رشته‌ها تشکیل می‌دهند و حتی در میان ورزشکاران نخبه نیز یکی از شایع‌ترین مشکلات عضلانی محسوب می‌شوند (۵). علاوه بر این، آسیب‌های همسترینگ با نرخ بالای آسیب‌دیدگی مجد

همراه هستند، به طوری که بسیاری از ورزشکاران پس از بازگشت به تمرین و مسابقه مجدداً دچار آسیب می‌شود (۷ و ۶). تمرینات اکسنتریک تمریناتی هستند که در آنها عضله در حالت کشیده و تحت تنش، به صورت فعال و کنترل شده طویل می‌شود. این تمرینات شامل ددلیفت تک‌پا برون‌گرا و تمرین اسلایدر با شدت زیربیشینه دو طرفه هستند که یکی از مؤثرترین روش‌های پیشگیری از آسیب همسترینگ شناخته می‌شوند. اثربخشی تمرینات اکسنتریک تنها زمانی به حداکثر می‌رسد که دارای چند ویژگی کلیدی باشند. این تمرینات باید توان تولید نیروی بالا داشته باشند، عضله در بیشترین طول ممکن تحت بار قرار گیرد و حرکت با سرعت بالا اجرا شود. همچنین، استفاده از الگوهای چندمفصلی و حرکات زنجیره بسته که شرایط واقعی عملکرد اندام تحتانی را بازنمایی می‌کنند، نقش مهمی در بهبود سازگاری‌های عملکردی و کاهش خطر آسیب دارد (۸ و ۶).

با توجه به شواهد بیومکانیکی موجود مبنی بر اینکه آسیب همسترینگ و کمردرد غیراختصاصی مزمن می‌توانند الگوهای حرکتی و مکانیکی اندام تحتانی را در حین حرکت مانور برشی دچار اختلال کنند، فرض بر این است که آیا بین ورزشکاران دچار همزمانی آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی در مقایسه با ورزشکاران سالم از نظر شاخص‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین حین اجرای مانور برشی تغییراتی رخ می‌دهد؟ با وجود شیوع بالای آسیب‌ها در ورزشکاران، بررسی‌های اندکی به صورت مستقیم و نظام‌مند، تفاوت‌های طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین را بین دو گروه

سالم و آسیب دیده در حین مانور برشی مقایسه کرده‌اند. این خلأ پژوهشی، نیاز به بررسی دقیق‌تر الگوهای فرکانسی نیروهای وارده بر اندام تحتانی را آشکار می‌سازد. یافته‌های حاصل می‌تواند در غربالگری خطر آسیب، طراحی برنامه‌های توانبخشی هدفمندتر و تدوین مداخلات پیشگیرانه اختصاصی نقش مهمی ایفا کند و در نهایت به کاهش احتمال عود آسیب و بهبود عملکرد ورزشی منجر شود. لذا هدف از این مطالعه تعیین و مقایسه مقادیر فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در حین مانور برشی بین ورزشکاران دچار آسیب همسترینگ همراه با کمردرد مزمن غیراختصاصی و افراد سالم بود.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع مقطعی - مقایسه‌ای بود که در سال ۱۴۰۴ در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی اجرا گردید. شرکت‌کنندگان بالقوه از طریق ارتباط با باشگاه‌های ورزشی و کلینیک‌های فیزیوتراپی ورزشی شهر اردبیل دعوت به همکاری شدند و پیش از هرگونه ارزیابی بالینی، رضایت‌نامه کتبی آگاهانه از ایشان اخذ گردید. به‌منظور تشخیص و تأیید آسیب همسترینگ، تمامی آزمودنی‌ها به وسیله پزشک متخصص ارتوپد و با استفاده از معاینه فیزیکی ساختاریافته مورد ارزیابی قرار گرفتند. تمامی مراحل اجرای آزمون به‌صورت شفاف و جامع برای همه شرکت‌کنندگان تشریح گردید.

جامعه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۶ مردان ورزشکار دارای آسیب هم‌زمانی همسترینگ و

کمردرد مزمن غیراختصاصی و افراد سالم در بازه سنی ۱۶ تا ۳۵ سال بودند. بودند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار *G*Power* و با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۹۵، سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ و اندازه اثر (۰/۵۵) حجم نمونه موردنیاز ۳۶ نفر برآورد گردید (۶). نمونه‌ها در دو گروه شاهد (۱۸ نفر) و گروه مورد (۱۸ نفر) به صورت هدفمند انتخاب شدند. آزمودنی‌ها در دو گروه، گروه شاهد (سن: ۱۶/۲۳±۴/۱۹ سال، قد: ۱۷۴/۲۳±۷/۹۸ سانتی متر، وزن: ۷۱/۴۷±۱۵/۷۱ کیلوگرم) (۱۸ نفر) و گروه مورد دارای آسیب هم‌زمانی همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی (سن: ۲۰/۶۶±۳/۵۹ سال، قد: ۱۷۵/۲۷±۹/۰۹ سانتی متر، وزن: ۷۸/۱۶±۱۶/۰۰ کیلوگرم) (۱۸ نفر) تقسیم شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت‌اند از: ۱- مرد بودن آزمودنی‌ها، ۲- بازه سنی ۱۶ تا ۳۵ سال، ۳- برای گروه مورد: داشتن سابقه تأیید شده آسیب حاد یا مزمن همسترینگ و وجود کمردرد مزمن غیراختصاصی در سه ماه گذشته (۷)، ۴- برای گروه شاهد: نداشتن هرگونه سابقه‌ی آسیب همسترینگ یا درد کمری در یک سال گذشته (۸)، ۵- توانایی انجام دوییدن بدون محدودیت درد شدید. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل: ۱- سابقه جراحی در ستون فقرات یا اندام تحتانی (۹)، ۲- وجود درد فعال یا آسیب شدید در سایر مفاصل اندام تحتانی (زانو، لگن، مچ پا) (۱۱ و ۱۰)، ۳- ناهنجاری‌های ساختاری واضح پا که بر الگوی دوییدن تأثیر می‌گذارد (۱۱)، ۴- ابتلا به بیماری‌های سیستمیک، عصبی یا روماتیسمی که بر کنترل عصبی-عضلانی اثرگذار باشند (۹)، ۵- استفاده از

داروهای ضد درد یا شل‌کننده عضلانی در ۴/۸ ساعت قبل از آزمون بودند (۱۲).

ابتدا آزمودنی‌ها جهت آشنایی با تجهیزات بیومکانیکی ارزیابی حرکت، روش کار و اجرای صحیح آزمون، قبل از اجرای آزمون در آزمایشگاه، توضیحات لازم را دریافت کردند. سپس از آنها خواسته شد تا در صورت تمایل به مشارکت در پژوهش، پرسشنامه اطلاعات فردی و رضایت‌نامه آگاهانه حضور در پژوهش را تکمیل کنند. جهت تعیین شاخص‌های آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها، از قدسنج دیجیتال ایستاده و ترازو هوشمند اندازه‌گیری شد. تشخیص پای غالب عملکردی ورزشکاران، با پرسش از آزمودنی‌ها و همچنین تعیین پای را که آزمودنی‌ها با آن توپ را شوت می‌زدند، در نظر گرفته شد. تمامی شرکت‌کنندگان دارای پای راست غالب بودند. برای جلوگیری از آسیب در حین انجام حرکت مانور برشی، قبل از اجرا، برای هر آزمودنی ۵ دقیقه گرم کردن در نظر گرفته شد.

جهت جمع‌آوری اطلاعات کینتیکی حرکت مانور برشی ورزشکاران از صفحه نیروی برتک (ساخت ایالات متحده آمریکا) استفاده شد. هر آزمودنی‌ها در یک مسیر ۱۲ متری اقدام به انجام حرکات مانور برشی کردند. جمع‌آوری داده‌های کینتیکی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. پیش از آغاز آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شد چندین مرتبه مسیر تعیین‌شده را طی کنند تا با محیط و نحوه اجرای آزمون آشنا شوند. در مرحله اصلی اجرای آزمون، هر آزمودنی سه بار مسیر از پیش تعیین‌شده را با سرعت ۴/۵ متر بر ثانیه طی کرد،

سرعت حرکت به صورت مستمر و لحظه‌ای به وسیله سیستم زمان‌سنج کنترل و ثبت گردید. آزمودنی‌ها موظف بودند با پای راست (پای برتر) بر روی صفحه نیرو فرود آمده (۱۳) و بلافاصله و بر اساس محرک نوری تصادفی، یک برش جانبی ۴۵ درجه را به سمت راست یا چپ اجرا نمایند. این مانور سه مرتبه تکرار شد تا داده‌های معتبر و قابل تکرار به دست آید. طی اجرای حرکات، نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی (F_z)، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی (F_x) به طور دقیق ثبت گردید.

برای تعیین آغاز فاز اتکا، نخستین نمونه داده‌ای مؤلفه عمودی نیرو (F_z) که مقدار آن از آستانه ۲۰ نیوتن فراتر می‌رفت، به عنوان لحظه تماس پاشنه با زمین در نظر گرفته شد. مشابه آن، پایان فاز اتکا (بلند شدن پنجه پا) آخرین نمونه داده‌ای F_z بود که مقدار آن به زیر ۲۰ نیوتن کاهش می‌یافت (۱۴). پس از استخراج فاز اتکا، داده‌های کینتیکی جهت حذف نویز و افزایش کیفیت سیگنال با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهار و فرکانس برش بر اساس قانون نایکوئیست ۲۲ هرتز فیلتر شدند. در مرحله نهایی، پس از فیلترسازی نیروهای عکس‌العمل زمین جهت حذف مؤلفه‌های ناخواسته، تحلیل هارمونیک بر اساس روابط از پیش تعریف‌شده و با بهره‌گیری از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۲۳ انجام شد (۱۵). این تحلیل امکان بررسی دقیق شاخص‌های فرکانسی در هر سه راستا را فراهم ساخت.

بر اساس بررسی‌های پیشین، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بُعد اصلی عمودی (F_z)، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

f_{max} نشان‌دهنده حداکثر فرکانس سیگنال و

f_{med} بیانگر میانه‌ی فرکانس سیگنال است.

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > \frac{1}{2} \times p_{max} \text{)}$$

F_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، f_{min} = حداقل

فرکانس سیگنال، f_{band} = پهنای باند سیگنال،

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم، تعداد هارمونیک‌های ضروری

در هر راستا بود. مطابق روش اشنایدر و همکاران،

تعداد هارمونیک ضروری n_e به‌عنوان تعداد مؤلفه‌های

طیفی تعریف می‌شود که می‌توانند حداقل ۹۵ درصد از

انرژی سیگنال را بازسازی کنند. به عبارت دیگر،

مجموع دامنه‌های نسبی هارمونیک‌ها تا مرتبه n_e باید

کمتر یا برابر با ۰/۹۵ باشد (۲۱).

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{n_e} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

در این محاسبه، n نشان‌دهنده

تعداد هارمونیک‌ها، A_n و B_n ضرایب تبدیل

فوری برای بازسازی سیگنال هستند.

شاخص پنجم نیز دامنه هر هارمونیک بود که

برای تحلیل ساختار نوسانی نیروهای عکس‌العمل

زمین به کار رفت. این شاخص،

دامنه و تعداد هارمونیک‌های

مؤثر را در سه راستای (F_z) ، (F_y) و (F_x) مشخص

می‌کند (۲۲).

برای ارزیابی شدت درد از مقیاس

دیداری - خطی درد (VAS) استفاده شد. این مقیاس یکی

از معتبرترین و رایج‌ترین ابزارهای سنجش درد ادراک

(F_x) در هر کوشش از پنج شاخص طیفی استفاده شد.

نخستین شاخص، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد

(۴۹۹/۵ درصد) بود که نمایانگر فرکانسی است که

۹۹/۵ درصد از توان کل سیگنال در زیر آن قرار دارد،

به بیان دیگر، تقریباً تمام انرژی سیگنال در محدوده‌ای

پایین‌تر از این فرکانس متمرکز است (۱۶).

شاخص دوم، میانه فرکانس (F_{med}) بود. بر

اساس شواهد موجود، F_{med} در نیروهای عکس‌العمل

زمین می‌تواند بازتابی از عملکرد اجزای نوسانی

سیستم عصبی - عضلانی در لحظه تماس پاشنه باشد

و اطلاعات ارزشمندی درباره ویژگی‌های کنترلی و

بازخوردی سیستم حرکتی ارائه می‌دهد (۱۷).

سومین شاخص، پهنای باند فرکانس (F_{BAND})

بود که به عنوان تفاوت میان فرکانس حداکثر و حداقل

در بازه‌ای تعریف می‌شود که توان سیگنال بیش از

نصف حداکثر توان آن است. این شاخص می‌تواند

سطح نیاز به واحدهای حرکتی را منعکس کند (۱۸).

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

در رابطه بالا P انتگرال فرکانس نیرو در برابر

منحنی دامنه است و F_{max} حداکثر فرکانس سیگنال

می‌باشد، $P(f)$ نیز توان فرکانس f می‌باشد (۱۹).

در رابطه‌ی فوق، P بیانگر انتگرال توان سیگنال

در حوزه فرکانس است که از منحنی تغییرات توان

نسبت به فرکانس به دست می‌آید. مقدار F_{max} نیز

به‌عنوان حداکثر فرکانس سیگنال تعریف می‌شود.

همچنین، $P(f)$ نشان‌دهنده توان سیگنال در فرکانس f

است که برای محاسبه شاخص‌های طیفی مورد

استفاده قرار می‌گیرد (۲۰).

شده است و شدت درد را به صورت خود گزارشی در بازه ۰ تا ۱۰ اندازه‌گیری می‌کند، به گونه‌ای که نمره ۰ نشان دهنده نبود درد و نمره ۱۰ بیان‌گر بیشترین درد قابل تصور برای فرد است. مقیاس VAS به طور گسترده در بررسی‌های مرتبط با درد به کار می‌رود و روایی و پایایی آن مورد تأیید قرار گرفته است، به طوری که ضریب پایایی برابر با $ICC=0/91$ گزارش شده است. در این پژوهش، شدت درد بر اساس نمرات ۱ تا ۳: درد خفیف، ۴ و ۵: درد متوسط، ۶ تا ۸: درد زیاد، ۹ و ۱۰: درد بسیار شدید طبقه‌بندی زیر در نظر گرفته شد (۲۳).

داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS و آزمون‌های آماری شاپیرو-ویلک و تی‌مستقل تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها

یافته‌های مرتبط با ویژگی‌های آنتروپومتریک شرکت‌کنندگان در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج تحلیل آماری نشان داد که بین دو گروه مورد و شاهد از نظر متغیرهای سن ($p=0/283$)، سال، قد ($p=0/722$)، سانتی‌متر و وزن ($p=0/221$) کیلوگرم اختلاف معنی‌داری وجود ندارد ($p>0/05$). این یافته‌ها نشان داد که تفاوت آماری معنی‌داری بین دو گروه از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریک پایه مشاهده نشد. نتایج تحلیل طیف فرکانسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در حین اجرای مانور برشی در

جدول ۲ گزارش شده است. یافته‌ها نشان داد که چند شاخص در دو گروه تفاوت معنی‌دار آماری دارند. میانگین فرکانس در گروه آسیب‌دیده ($3/63 \pm 0/38$) به طور معنی‌داری پایین‌تر از گروه سالم ($3/96 \pm 0/36$) بود ($p=0/015$, $g=-0/89$). پهنای باند فرکانس در گروه آسیب‌دیده ($8/28 \pm 2/62$) نسبت به گروه سالم ($4/97 \pm 11/07$) کاهش معنی‌داری نشان داد ($p=0/045$, $g=-0/70$). در راستای قدامی - خلفی (Fy) نیز تعداد هارمونیک‌های ضروری در گروه آسیب‌دیده ($3/01 \pm 1/02$) به طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم ($4/35 \pm 1/92$) بود ($p=0/014$, $g=-0/87$).

بررسی اندازه اثر نشان داد که تفاوت بین گروه ورزشکاران مبتلا به آسیب هم‌زمانی همسترینگ با کم‌درد مزمن و افراد سالم، در برخی شاخص‌های فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین دارای اندازه اثر متوسط تا بزرگ بودند. در راستای عمودی (Fz) شاخص میانه فرکانس ($g=-0/89$) بزرگترین اندازه اثر و پهنای باند فرکانس ($g=-0/70$) با اندازه متوسط بود. در راستای قدامی - خلفی (Fy) شاخص تعداد هارمونیک‌های ضروری ($g=-0/87$) با اندازه اثر بزرگ و پهنای باند فرکانس ($g=-0/57$) با اندازه اثر متوسط بود. همچنین در راستای داخلی-خارجی (Fx) شاخص پهنای باند فرکانس ($g=-0/57$) با اندازه اثر متوسط بود. این موضوع بیانگر تفاوت قابل توجه طیف فرکانس نیروها بین دو گروه است.

نتایج تحلیل شاخص فرکانسی مؤلفه گشتاور آزاد در حین اجرای مانور برشی در جدول ۳ گزارش

نشان داد ($p=0/006$, $g=-0/99$). هم‌چنین بزرگ‌ترین اندازه اثرها در شاخص فرکانسی مؤلفه گشتاور آزاد مربوط به میانه فرکانس ($g=-0/99$) و اندازه اثر متوسط مربوط به تعداد هارمونیک‌های ضروری ($g=-0/77$) و پهنای باند فرکانس ($g=-0/64$) بودند که نشانگر تفاوت‌های مهم در طیف فرکانسی بین دو گروه است.

شده است. یافته‌ها نشان داد که چند شاخص در دو گروه تفاوت معنی‌دار آماری دارند.

تعداد هارمونیک‌های ضروری در گروه آسیب‌دیده ($0/86 \pm 4/77$) به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم ($1/08 \pm 5/52$) بود ($p=0/029$, $g=-0/77$). میانه فرکانس در گروه آسیب‌دیده ($1/17 \pm 4/82$) کاهش معنی‌داری نسبت به گروه سالم ($1/28 \pm 6/03$)

جدول ۱: ویژگی آنترپومتریک آزمودنی‌ها

متغیرها	گروه مورد (انحراف معیار $\pm$ میانگین)	گروه شاهد (انحراف معیار $\pm$ میانگین)	سطح معنی‌داری
تعداد آزمودنی	تعداد = ۱۸	تعداد = ۱۸	-
سن (سال)	$20/66 \pm 3/59$	$19/23 \pm 4/16$	$0/283$
قد (سانتی متر)	$175/27 \pm 9/09$	$174/23 \pm 7/98$	$0/722$
وزن (کیلوگرم)	$78/16 \pm 16/00$	$71/47 \pm 15/71$	$0/221$

* سطح معنی‌داری $p < 0/05$

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های طیف فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین

راستا	متغیر	گروه مورد (تعداد=۱۸)	گروه شاهد (تعداد=۱۸)	تفاوت (گروه مورد و شاهد)	مقدار تی	سطح	اندازه
		انحراف معیار $\pm$ میانگین	انحراف معیار $\pm$ میانگین	(فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	(درجه آزادی)	معنی‌داری	اثر
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	$25/52 \pm 4/16$	$26/78 \pm 7/77$	$-1/26 (-5/48, 2/95)$	$-0/68 (34)$	$0/547$	$0/20$
داخلی -	تعداد هارمونیک‌های ضروری	$2/79 \pm 0/83$	$3/36 \pm 1/95$	$-0/57 (-1/59, 0/44)$	$-1/140 (34)$	$0/262$	$-0/38$
خارجی	میانه فرکانس	$3/62 \pm 0/60$	$5/79 \pm 7/12$	$-2/17 (-5/60, 1/24)$	$-1/293 (34)$	$0/205$	$-0/43$
(Fx)	پهنای باند فرکانس	$6/31 \pm 2/59$	$7/98 \pm 3/27$	$-1/66 (-3/67, 0/33)$	$-1/692 (34)$	$0/100$	$-0/57$
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	$30/62 \pm 5/60$	$35/01 \pm 8/83$	$-4/39 (-9/40, 0/61)$	$-1/781 (34)$	$0/084$	$-0/59$
قدامی - خلفی	تعداد هارمونیک‌های ضروری	$3/01 \pm 1/02$	$4/35 \pm 1/92$	$-1/33 (-2/38, 0/29)$	$-2/604 (34)$	$0/014^*$	$-0/87$
(Fy)	میانه فرکانس	$3/54 \pm 0/50$	$5/19 \pm 4/95$	$-1/64 (-4/03, 0/73)$	$-1/404 (34)$	$0/169$	$-0/47$
	پهنای باند فرکانس	$7/07 \pm 3/18$	$18/81 \pm 24/37$	$-11/74 (-23/51, 0/03)$	$-2/027 (34)$	$0/051$	$-0/68$
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	$32/72 \pm 7/08$	$44/59 \pm 27/94$	$-11/87 (-30/36, 6/61)$	$-1/305 (34)$	$0/201$	$-0/43$
عمودی	تعداد هارمونیک‌های ضروری	$3/37 \pm 0/91$	$3/82 \pm 1/30$	$-0/45 (-1/22, 0/31)$	$-1/194 (34)$	$0/241$	$-0/40$
(Fz)	میانه فرکانس	$3/63 \pm 0/38$	$3/96 \pm 0/36$	$-0/32 (-0/58, 0/06)$	$-2/576 (34)$	$0/015^*$	$-0/89$
	پهنای باند فرکانس	$8/28 \pm 2/62$	$11/07 \pm 4/97$	$-2/78 (-5/49, 0/07)$	$-2/088 (34)$	$0/045^*$	$-0/70$

* سطح معنی‌داری $p < 0/05$

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد شاخص‌های فرکانسی مؤلفه گشتاور آزاد

راستا	متغیر	گروه مورد (تعداد=۱۸)	گروه شاهد (تعداد=۱۸)	تفاوت (گروه مورد و شاهد) (فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	مقدار تی (درجه آزادی)	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
گشتاور آزاد (Fm)	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۴۱/۷۹±۶/۱۲	۴۳/۷۸±۴/۳۵	-۱/۹۹ (-۵/۶۶, ۱/۶۷)	-۱/۱۰۴ (۳۴)	۰/۲۷۷	-۰/۳۷
	تعداد هارمونیک‌های ضروری	۴/۷۷±۰/۸۶	۵/۵۲±۱/۰۸	-۰/۷۵ (-۱/۴۲, ۰/۰۸)	-۲/۲۸۰ (۳۴)	۰/۰۲۹	-۰/۷۷
	میان‌فرکانس	۴/۸۲±۱/۱۷	۶/۰۳±۱/۲۸	-۱/۲۱ (-۲/۰۶, ۰/۳۶)	-۲/۹۲۳ (۳۴)	۰/۰۰۶	-۰/۹۹
	پهنای باند فرکانس	۱۷/۳۶±۵/۹۸	۲۰/۷۱±۴/۳۷	-۳/۳۵ (-۶/۹۵, ۰/۲۴)	-۱/۸۸۴ (۳۴)	۰/۰۶۸	-۰/۶۴

* سطح معنی‌داری $p < 0.05$

بحث

از آنجایی که فعالیت ورزشی همواره با خطر

بروز آسیب همراه است، پژوهشگران تلاش کرده‌اند الگوهای حرکتی پرخطر را شناسایی، اصلاح و در صورت امکان حذف کنند. حرکت برشی یکی از حرکات کلیدی و شناخته‌شده به عنوان عامل خطر برای آسیب همسترینگ و کمردرد است؛ حرکتی که به طور گسترده در بسیاری از رشته‌های ورزشی، از جمله بسکتبال، والیبال، هندبال، فوتبال و بدنیتون و رشته‌های مشابه، مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۵).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که کاهش معنی‌داری در تعداد هارمونیک‌های ضروری در راستای قدامی - خلفی و همچنین کاهش معنی‌دار میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در راستای عمودی و کاهش معنی‌دار تعداد هارمونیک‌های ضروری و میانه فرکانس در گشتاور آزاد در گروه مورد وجود داشت؛ درحالی‌که در سایر راستاها و شاخص‌ها تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. کاهش معنی‌دار تعداد هارمونیک‌های ضروری در راستای قدامی - خلفی می‌تواند نشان‌دهنده کاهش پیچیدگی محتوای فرکانسی سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین در این راستا باشد (۲۶). چنین الگویی معمولاً با افزایش لرزش

آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی هر دو از مشکلات شایع در میان ورزشکاران هستند و می‌توانند با تغییر در الگوی حرکت، راهبردهای کنترل وضعیت بدن و نحوه اعمال و جذب نیرو در اندام تحتانی همراه باشند. با وجود شواهد موجود درباره تغییرات کینماتیکی و کینتیکی مرتبط با آسیب همسترینگ یا کمردرد مزمن به صورت جداگانه، شواهد محدودی درباره ویژگی‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در ورزشکارانی که به طور هم‌زمان با آسیب همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی مواجه هستند، وجود دارد. ازاین‌رو، بررسی ویژگی‌های طیفی نیروی عکس‌العمل زمین در حین مانور برشی می‌تواند دیدگاه متفاوتی درباره تغییرات کنترل حرکتی این افراد فراهم کند (۲۴). بر همین اساس، مطالعه حاضر با هدف تعیین و مقایسه شاخص‌های فرکانسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در حین مانور برشی بین ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ و کمردرد مزمن غیراختصاصی و ورزشکاران سالم انجام شد.

تاندون‌ها، اعصاب و سایر بافت‌های پشتیبان قرار دارد. تعامل مکانیکی و عصبی - عضلانی این ساختارها است که در نهایت الگوی حرکت و ویژگی‌های فرکانسی آن را شکل می‌دهد (۲۹). در هنگام اجرای حرکت مانور برشی که یکی از الگوهای حرکتی کلیدی در بسیاری از رشته‌های ورزشی محسوب می‌شود تحلیل طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند اطلاعات ارزشمندی درباره‌ی عملکرد سیستم عصبی - حرکتی و کیفیت کنترل حرکتی ارائه دهد (۳۰). طی حرکات انتقالی، زمانی که بدن نیرو را به زمین منتقل می‌کند، محتوای فرکانسی سیگنال قادر است تا حدی بازتاب‌دهنده مؤلفه‌های نوسانی و تنظیمات پایدارکننده سیستم عصبی-عضلانی باشد (۳۰). طی پژوهش‌هایی که جعفرنژادگرو و همکاران گزارش کردند که کاهش فرکانس حرکت می‌تواند نشان‌دهنده کند شدن جابه‌جایی اندام تحتانی باشد. چنین کاهشی ممکن است ناشی از افزایش بار وارده بر اندام‌ها، کاهش توان تولید نیرو، یا ضعف عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن باشد. این پدیده در واقع بازتابی از اختلال در عملکرد کنترل عصبی - عضلانی است که می‌تواند دامنه حرکت، سرعت پاسخ‌دهی و پایداری اندام را کاهش دهد (۳۱). این اختلالات نه تنها در افراد کمردرددار دیده می‌شود، بلکه در ورزشکاران با سابقه آسیب همسترینگ نیز به عنوان یکی از مکانیسم‌های مهم جبران‌سازی گزارش شده است (۲۸). کاهش فرکانس حرکت می‌تواند منجر به

و کاهش پایداری اندام تحتانی همراه می‌شود، زیرا وجود مؤلفه‌های فرکانسی بالا اغلب بیانگر فعالیت عصبی-عضلانی بیشتر یا تلاش جبرانی سیستم حرکتی برای کنترل و تثبیت حرکت است (۱۸). در گروه آسیب‌دیده، معنی‌دار بودن تعداد هارمونیک‌های ضروری می‌تواند ناشی از این باشد که ورزشکاران برای کاهش درد یا جذب کمتر شوک، الگوی حرکتی خود را به صورت جبرانی تغییر می‌دهند. این تغییرات منجر به فعال‌سازی بیشتر عضلات، افزایش نوسانات حرکتی و در نتیجه افزایش مؤلفه‌های فرکانسی در سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود، زیرا سیستم حرکتی تلاش می‌کند پایداری از دست‌رفته را جبران کند (۲۷).

یافته‌های مربوط به کاهش معنی‌دار میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ و کمردرد غیراختصاصی، تصویری روشن از سازوکارهای عصبی - عضلانی جبرانی در طی انجام مانور برشی ارائه داد. از آنجا که این شاخص‌ها بازتابی از سفتی مکانیکی سیستم حرکتی و پیچیدگی دینامیکی الگوهای کنترل عصبی عضلانی هستند، کاهش آن‌ها را می‌توان نشانه‌ای از اختلال در توانایی سیستم برای تولید پاسخ‌های سریع، پرنوسان و با فرکانس بالا در مواجهه با بارهای ناگهانی دانست (۲۸). دامنه فرکانسی محتوای سیگنال‌های حرکتی تحت تأثیر مجموعه تمام اجزای مشارکت‌کننده در سیستم حرکتی شامل؛ استخوان‌ها، عضلات،

افزایش زمان تماس پا با زمین، کاهش توانایی تحمل بارهای اکسنتریک و افزایش وابستگی جبرانی به عضلات همسترینگ برای تثبیت لگن شود. این مسئله هم احتمال آسیب دیدگی همسترینگ را بالا می برد و هم می تواند فشارهای مکانیکی بیشتری به ستون فقرات کمری وارد کند (۲۲ و ۲۳).

بر اساس نتایج این پژوهش، تفاوت های مشخص و قابل توجهی در ویژگی های طیف فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین و گشتاور آزاد بین ورزشکاران دارای آسیب همسترینگ و کمردرد و افراد سالم هنگام اجرای مانور برشی مشاهده شد. این تفاوت ها نشان داد که اگرچه مقدار کلی نیروهای وارد شده در دو گروه شباهت هایی دارد، اما شیوه کنترل عصبی - عضلانی حرکت در افراد آسیب دیده تغییر کرده است. همچنین یافته های این مطالعه نشان داد ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ و کمردرد، حین مانور برشی از الگوی حرکتی با فرکانس پایین تر و پیچیدگی کمتر استفاده می کنند. این بدان معناست که این افراد توانایی تولید پاسخ های سریع عصبی - عضلانی در مواجهه با بارهای ناگهانی را ندارند. اگرچه این استراتژی احتمالاً با هدف محافظت از بافت های آسیب دیده اجرا می شود، اما در بلندمدت خود به عاملی برای تداوم اختلال عملکرد و افزایش خطر آسیب مجدد تبدیل می شود. بر اساس این یافته ها، برنامه های توانبخشی باید بر بهبود کیفیت کنترل عصبی - عضلانی در مانورهای برشی متمرکز شوند.

از جمله محدودیت های پژوهش حاضر، همگنی نمونه از نظر برتری پا بود، بدین معنا که تمامی شرکت کنندگان راست پا بودند. اگرچه این موضوع به کنترل متغیرهای مداخله گر کمک نمود، اما تعمیم نتایج به ورزشکاران چپ پا را با احتیاط مواجه می سازد. همچنین تعداد شرکت کنندگان در هر گروه نسبتاً محدود بود که می تواند بر تعمیم پذیری یافته ها تأثیرگذار باشد. افزون بر این، مطالعه حاضر صرفاً به تحلیل مانور برشی پرداخته است، در حالی که الگوهای حرکتی دیگری مانند پرش، فرود و تغییر جهت های ناگهانی نیز در بروز آسیب های ورزشی نقش بسزایی دارند. بر این اساس، پیشنهاد می گردد در مطالعات آتی، نمونه های بزرگتری از ورزشکاران مورد بررسی قرار گیرند تا ضمن افزایش قدرت آماری، امکان تعمیم نتایج نیز بهبود یابد. همچنین انجام پژوهش های مشابه بر روی ورزشکاران چپ پا برای مقایسه و تکمیل یافته های حاضر ضروری به نظر می رسد. در نهایت، پیشنهاد می شود در پژوهش های آینده، سایر حرکات پرخطر مانند فرود، پرش و تغییر جهت های ناگهانی نیز مورد تحلیل قرار گیرند تا تصویر جامع تری از ویژگی های فرکانسی نیروهای عکس العمل زمین در حرکات ورزشی ارائه شود.

نتیجه گیری

یافته ها نشان داد ورزشکاران آسیب دیده علی رغم دریافت نیروی مشابه با گروه سالم، از الگوی

مشارکت نویسندگان

شیرین عالی: طراحی مطالعه، تدوین پروتکل پژوهش، نظارت بر اجرای مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها و نگارش و ویرایش نهایی مقاله؛ شیرین عالی: مشارکت در طراحی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، بررسی و تفسیر نتایج و مشارکت در نگارش مقاله؛ نسترن مرادزاده: جمع‌آوری و سازمان‌دهی داده‌ها، تحلیل داده‌ها، تهیه جداول و مشارکت در نگارش و ویرایش مقاله؛ حسین نبوی نیک: مشارکت در طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر یافته‌ها، بررسی علمی و ویرایش نهایی مقاله. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده و مسئولیت محتوای آن را پذیرفته‌اند.

حرکتی با فرکانس پایین‌تر و پیچیدگی کمتر استفاده می‌کنند. کاهش معنی‌دار میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در مؤلفه عمودی و کاهش تعداد هارمونیک‌های ضروری در مؤلفه قدامی-خلفی، بیانگر نقص در کنترل عصبی - عضلانی و اتخاذ استراتژی محافظتی در این ورزشکاران است.

تقدیر و تشکر

بدین‌وسیله از تمامی عزیزانی که با حمایت، همکاری و همراهی خود در انجام و تکمیل این پژوهش نقش مؤثری ایفا کردند، صمیمانه قدردانی می‌شود.

تضاد منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافع مرتبط با این پژوهش وجود ندارد.

حمایت مالی

این پژوهش بدون هیچ‌گونه حمایت مالی انجام شده است.

ملاحظات اخلاقی

مقاله حاضر دارای کد اخلاق IR.UMA.REC.1404.029 از دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد.

REFERENCES

1. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *The Lancet* 2016; 389.
2. Sorokovikova T, Menshikova T, Morozov A, Kryukova A. Multidisciplinary options for the correction of chronic nonspecific low back pain syndrome (literature review). *Medical Alphabet* 2024; 12(12): 15–9.
3. Saulicz E, Knapik A, Saulicz A, Sikora D, Saulicz M. Reliability of the polish version of the kinesiophobia causes scale (kcs) questionnaire in assessing the level of fear of movement among people suffering from chronic nonspecific low back pain. *Diagnostics* 2025; 15: 1746.
4. Aziminia M, Abbasi A. Comparing Trunk and Lower Extremity Kinematic Variables during Side-Cutting Maneuver in Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Athletes. *Journal of Sport Biomechanics* 2022; 8(1): 50–64.
5. Ekstrand J, Bengtsson H, Waldén M, Davison M, Khan KM, Häggglund M. Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: the UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine* 2023; 57(5): 292-8.
6. 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* 2023; 11(15): 2153.
7. Deyo RA, Dworkin SF, Amtmann D, Andersson G, Borenstein D, Carragee E, et al. Report of the NIH Task Force on research standards for chronic low back pain. *Physical Therapy* 2015; 95(2): e1–e18.
8. Paton BM, Court N, Giakoumis M, Head P, Kayani B, Kelly S, et al. London International Consensus and Delphi study on hamstring injuries part 1: classification. *British Journal of Sports Medicine* 2023; 57(5): 254–65.
9. Blyton SJ, Snodgrass SJ, Pizzari T, Birse SM, Likens AD, Edwards S. The impact of previous musculoskeletal injury on running gait variability: A systematic review. *Gait & Posture* 2023; 101: 124–33.
10. Whitney KE, Sugimoto D, d'Hemecourt CA, d'Hemecourt DA, d'Hemecourt PA. Running gait biomechanics in female runners with sacroiliac joint pain. *Journal of Physical Therapy Science* 2022; 34(4): 327–34.
11. Carvalho A, Junior LH, Costa L, Lopes A. The association between runners' lower limb alignment with running-related injuries: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine* 2011; 45(4): 339
12. Van Tulder MW, Touray T, Furlan AD, Solway S, Bouter LM. Muscle relaxants for nonspecific low back pain: a systematic review within the framework of the cochrane collaboration. *Spine* 2003; 28(17): 1978-92.
13. Lee J, Shin CS. Sex difference in effect of ankle landing biomechanics in sagittal plane on knee valgus moment during single-leg landing. *Scientific Reports* 2022; 12(1): 18821.
14. Fellin RE, Rose WC, Royer TD, Davis IS. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2010; 13(6): 646–50.
15. Mai P, Willwacher S. Effects of low-pass filter combinations on lower extremity joint moments in distance running. *Journal of Biomechanics* 2019; 95: 109311.
16. Valizade-Orang A, Siahkoohian M, Jafarnezhadgero A, Bolboli L, Ghorbanlou F. Investigating the Effects of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Running in the Runners with Pronated Feet. *Journal of Rehabilitation* 2020; 8: 123–31.
17. Verdini F, Leo T, Fioretti S, Benedetti M, Catani F, Giannini S. Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform. *Clinical Biomechanics* 2000; 15(8): 607–10.
18. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics* 2012; 27(10): 1058–63.
19. Grigg NL, Wearing SC, O'toole JM, Smeathers JE. Achilles tendinopathy modulates force frequency characteristics of eccentric exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2013; 45(3): 520–6.
20. Jaafarnejad A, Sheikhalizade H, Alipour Sari-Nasirloo M. Comparison of Frequency Spectrum of Running Ground Reaction Forces in Children with Forward Head Posture and Healthy Controls. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine* 2020; 9(1): 37-48.

21. Mokhtari Malekabadi A, Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F. The effects of changing footstrike pattern on the amplitude and frequency spectrum of ground reaction forces during running in individuals with pronated feet. *Physical Treatments: Specific Physical Therapy Journal* 2020; 10: 205–12.
22. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. *The Foot* 2018; 37: 77–84.
23. Katz J, Melzack R. Measurement of pain. *Surgical Clinics of North America* 1999; 79(2): 231–52.
24. Giakoumis M, Kelly S, Lee J, Stone B, Polglass G, Brown J, et al. Clinical Presentation and Rehabilitation Progression Following Hamstring Injury Assessed by BAMIC in Elite Track and Field. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2025; 35(10): e70136.
25. Hosseini E, Daneshjoo A, Sahebozamani M. Comparison of knee kinematic factors between ball and rocket athletes in predictable and unpredictable cutting maneuvers. *Physical Treatments - Specific Physical Therapy* 2021; 11(3): 199–208.
26. Mehrlatifan S, Fatahi A, Khezri D. Ground Reaction Force Frequency Content During Gait in the Elderly: Falling and Foot Dominance Effects. *The Journal of Engineering* 2025; 2025(1): e70116.
27. Jafarnezhadgero A, Imanibrouj S, Sheykhalizade H, Piri E. Comparison of the frequency spectrum of the vertical force of ground reaction in ten areas of the foot in overweight people compared to healthy people during running. *Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing* 2025; 11: 52–65.
28. Jafarnezhadgero A, Sheikh Alizade H, Dehghani M. The frequency domain of ground reaction forces during running in patients with low back pain: comparing with healthy control group. *Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services* 2020; 42(2): 143–51.
29. Rubinstein M, Eliakim A, Steinberg N, Nemet D, Ayalon M, Zeev A, et al. Biomechanical characteristics of overweight and obese children during five different walking and running velocities. *Footwear Science* 2017; 9(3): 149–59.
30. Wurdeman SR, Husinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(2): 207–12.
31. Seay J, Emmerik R, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon)* 2011; 26: 572–8.

Comparison of the Spectral Characteristics of Ground Reaction Force Components During a Cutting Maneuver in Athletes with Hamstring Injury and Chronic Nonspecific Low Back Pain

Aali SH^{1*}, Moradzadeh N², Nabavi Nik H³

¹Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran, Iran, ²Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran, ³Department of Physical Education - Sports Biomechanics, Lorestan University, Khorramabad, Iran

Received Date: 10 Dec 2025 Accepted Date: 15 Feb 2026

Abstract

Background & aim: Hamstring injuries are among the most common and clinically important injuries across various sports. Therefore, this study aimed to determine and compare the frequency characteristics of ground reaction force components during a cutting maneuver between athletes with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain and healthy athletes.

Methods: The present cross-sectional comparative study included 36 male athletes aged 16–35 years. Participants were allocated into two groups of 18 athletes each: athletes with concomitant hamstring injury and chronic nonspecific low back pain and healthy athletes. Kinetic data during the cutting maneuver were recorded using a Bertec force plate at a sampling frequency of 1000 Hz. Ground reaction force data were recorded in three components: vertical (Fz), anterior–posterior (Fy), and medial–lateral (Fx). Following extraction of the stance phase, the data were processed using a fourth-order Butterworth low-pass filter with a cutoff frequency of 22 Hz. The data were subsequently analyzed using appropriate statistical tests to compare the two groups, with the significance level set at 0.05.

Results: The spectral characteristics of the ground reaction force differed significantly between injured and healthy athletes. In the vertical component, the median frequency and frequency bandwidth were significantly lower in the injured group. In the anterior–posterior direction, the number of essential harmonics was significantly lower in the injured group ($p < 0.05$). In the free-moment component, both the number of essential harmonics and median frequency were significantly lower in injured athletes than in healthy athletes.

Conclusion: The findings indicated that athletes with hamstring injury and chronic nonspecific low back pain, despite experiencing similar ground reaction forces to healthy individuals, employed movement patterns characterized by lower frequency content and reduced complexity. These findings underscore the importance of addressing movement control quality during rehabilitation.

Keywords: Hamstring tendons, Hamstring muscles, Back pain, Cutting maneuver

***Corresponding author:** Aali SH, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran, Iran
Email: sh.aali@cfu.ac.ir

Please cite this article as follows: Aali SH, Moradzadeh N, Nabavi Nik H. Comparison of the Spectral Characteristics of Ground Reaction Force Components During a Cutting Maneuver in Athletes with Hamstring Injury and Chronic Nonspecific Low Back Pain. *armaghane-danesh* 2026; 31(2): 268-282.

The scientific research journal *Armaghan Danesh*, affiliated with Yasuj University of Medical Sciences, is an open-access publication. All articles published in this journal