DOI: 10.48305/jims.v44.i873.1394

مجله دانشکده پزشکی اصفهان — سال چهل و چهارم/شماره ۸۷۳/ویژه‌نامه پزشکی ورزشی/ شهریور ۱۴۰۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۳/۱۰ — تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۶/۱۷ — تاریخ چاپ: ۱۴۰۵/۰۶/۳۱

تحلیل ویژگی‌های کینتیکی دویدن در ورزشکاران فوتبالیست مبتلا به کمردرد مزمن: یک مطالعه‌ی مقطعی

فرهاد رضازاده[۱]، سیده‌زلیخا هاشمی‌چاشمی[۲]، شیرین عالی[۳]، نسترن مرادزاده[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کمردرد مزمن غیراختصاصی، از شایع‌ترین آسیب‌های ناتوان‌کننده در فوتبالیست‌ها است که بر اثر بارهای مکانیکی تکراری رخ داده و ثبات لومبوپلویک را مختل می‌کند. با وجود اهمیت بالای نیروهای عکس‌العمل زمین در مکانیک دویدن و توزیع بار در زنجیره حرکتی، مطالعات محدودی به ارزیابی سه‌بعدی این مؤلفه‌ها در ورزشکاران آسیب‌دیده پرداخته‌اند. از این‌رو، پژوهش حاضر با هدف مقایسه‌ی جامع تغییرات دامنه و نرخ بارگذاری مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن در فوتبالیست‌های مبتلا به کمردرد غیراختصاصی انجام شد.

روش‌ها: این مطالعه از نوع مقطعی و مقایسه‌ای، با مشارکت ۴۳ ورزشکار مرد (محدوده‌ی سنی ۱۶ تا ۳۱ سال) که به‌صورت هدفمند انتخاب شده بودند، انجام شد. آزمودنی‌ها در دو گروه از فوتبالیست‌های مرد سالم و مبتلا به کمردرد غیراختصاصی (n = ۲۲) و گروه کنترل سالم همسان‌سازی‌شده (n = ۲۱) تقسیم شدند. داده‌های کینتیکی با استفاده از صفحه نیروی برتک و نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز در یک مسیر ۱۲ متری حین دویدن جمع‌آوری شدند.

یافته‌ها: نتایج آزمون Independent sample T-test نشان داد که در هیچ یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین تفاوت آماری معناداری دو گروه از فوتبالیست‌های مرد سالم و مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مشاهده نشد (P > ۰/۰۵). اگرچه میانگین نیروی عمودی در فازهای برخورد پاشنه (P = ۰/۰۹۱) و هل دادن (P = ۰/۲۸۷) در گروه کمردرد اندکی بالاتر بود، اما این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود.

نتیجه‌گیری: عدم مشاهده‌ی تفاوت‌های آماری معنادار در کینتیک خارجی دویدن (GRF) میان دو گروه، بیانگر اتخاذ یک الگوی تطبیقی کلی و مشترک در واکنش بدن به درد مزمن اسکلتی– عضلانی بود. این الگوهای جبرانی، احتمالاً با کاهش سفتی کلی و نرخ بارگذاری، منجر به خروجی‌های نیرویی مشابه در سطح زمین شدند.

واژگان کلیدی: کینتیک؛ کمردرد؛ دویدن؛ ورزشکاران

ارجاع: رضازاده فرهاد، هاشمی‌چاشمی سیده‌زلیخا، عالی شیرین، مرادزاده نسترن. **تحلیل ویژگی‌های کینتیکی دویدن در ورزشکاران فوتبالیست مبتلا به کمردرد مزمن: یک مطالعه‌ی مقطعی.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۵؛ ۴۴ (۸۷۳): ۱۳۹۴– ۱۴۰۳.

مقدمه

کمردرد مزمن غیراختصاصی (Chronic Non-specific Low Back Pain) یک بیماری نوروپاتیک مداوم و ناتوان‌کننده است که علت ساختاری یا پاتولوژیک روشن و مشخصی برای آن یافت نمی‌شود و معمولاً بیش از سه ماه ادامه دارد (۱). این عارضه یک مسئله مهم بهداشت جهانی با میزان شیوع ۱/۱۳ تا ۳/۲۰ درصد است و برآوردها نشان می‌دهند که ۷۰ تا ۸۵ درصد از افراد در سراسر جهان حداقل یک‌بار در طول زندگی خود آن را تجربه می‌کنند (۲–٤). کمردرد پدیده‌ای چندعاملی و پیچیده است که پیامدهای آن فراتر از ناراحتی جسمی بوده و ارزیابی آن نیازمند بررسی جنبه‌های فیزیکی، عصبی–عضلانی، روان‌شناختی و عملکردی است (٥, ٦). علاوه بر اختلالات ساختاری و میوفاشیال، عواملی نظیر سبک زندگی، نقص در خواب، حذف وعده‌های غذایی و آشفتگی‌های روان‌شناختی نیز با بروز و پایداری کمردرد مرتبط هستند (۷). علاوه بر اختلالات ساختاری و میوفاشیال، عواملی نظیر سبک زندگی، نقص در خواب، حذف وعده‌های غذایی و آشفتگی‌های روان‌شناختی نیز با بروز و پایداری کمردرد مرتبط هستند (۷). برای

۱- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۲- استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

۳- استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

۴- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: شیرین عالی: استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

Email: Sh.aali@cfu.ac.ir

مدیریت و بهبود توان عملکردی بیماران، رویکردهای درمانی متعددی از جمله فیزیوتراپی، درمان‌های دستی، طب سوزنی، تمرینات ثبات مرکزی، تمرینات کنترل حرکتی، تقویت عضلات کمری-لگنی و تمرینات هوازی پیشنهاد شده است (۲, ۵, ۸). با این حال، شواهد نشان می‌دهند که مداخلات چندرشته‌ای و برنامه‌های توانبخشی و پیشگیری هدفمند، نسبت به روش‌های تک‌محور اثرگذاری بیشتری بر ارتقای کیفیت زندگی و کاهش تبعات آسیب دارند (٦، ۹، ۱۰).

در حیطه‌ی ورزش، فوتبال محبوب‌ترین ورزش تیمی جهان با بیش از ۲٦۵ میلیون بازیکن فعال است (۱۰، ۱۱). ماهیت این رشته شامل تکالیف حرکتی پرفشاری مانند استپریل‌های سریع و شتاب‌گیری‌های کوتاه، ضربه زدن به توپ با هر دو پا، چرخش‌های ناگهانی، توقف و شروع‌های سریع، سر زدن، پرتاب توپ، برخوردهای فیزیکی و برش‌های جانبی است (۱۱). این فعالیت‌های شدید، ستون فقرات، ناحیه لگن و اندام تحتانی ورزشکاران را در معرض بارهای فشاری و تکراری بالایی قرار می‌دهند (۱۱، ۱۲)، در نتیجه، شیوع کمردرد در میان فوتبالیست‌ها بسیار بالا گزارش شده است؛ به‌طوری‌که آسیب‌های ناحیه کمر ٤۷ درصد از کل آسیب‌های این ورزش را تشکیل می‌دهند (۱۰)، شیوع یک‌ساله آن در بازیکنان نخبه به ٦٤ درصد می‌رسد (۱۲)، شیوع طول زندگی آن در بازیکنان نوجوان بین ۳٤ تا ۵۰ درصد بوده (۷) و در مطالعات پیگیری طولانی‌مدت تا ۵۳ درصد نیز ثبت شده است (۱۱). ابتلا به کمردرد موجب اختلال در مکانیزم‌های کنترل تعادل تنه شده (۱۰)، فعالیت‌های روزمره و کیفیت زندگی ورزشکار را به‌شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۰) و می‌تواند منجر به غیبت‌های طولانی‌مدت از میدان مسابقه یا حتی بازنشستگی پیش از موعد شود (۷).

از منظر بیومکانیکی، حفظ ثبات دینامیک ناحیه کمری- لگنی نیازمند مهارت‌های حرکتی بالاتر از حد متوسط و یکپارچگی میان ساختارهای غیرفعال و کنترل عصبی-عضلانی مناسب است (۱۱، ۱۲). عضلات تنه، به‌ویژه عضله‌ی عرضی شکم و مولتی‌فیدوس کمری، نقش کلیدی در کنترل ثبات ستون فقرات و لگن ایفا می‌کنند و پیش از شروع حرکت اندام‌ها فعال می‌شوند (۱۱). عضله مولتی‌فیدوس کمری برای حفظ یکپارچگی زنجیره حرکتی و توزیع مناسب نیروها به اندام‌های فوقانی و تحتانی حیاتی است (۱۲). آسیب به عضلات تنه و گیرنده‌های حس عمقی، مکانیسم‌های کنترل تعادل تنه را مختل کرده (۱۰) و موجب بروز ناهنجاری‌هایی نظیر آتروفی، کاهش سطح مقطع، عدم تقارن طرفی و ضعف عضلانی در افراد مبتلا به کمردرد می‌شود (۱۰، ۱۲). اگرچه ناهماهنگی و عدم تعادل قدرت عضلانی تنه به‌عنوان یک عامل خطر مطرح است (۱۰، ۱۱)، اما شواهد موجود نشان می‌دهند که توجه به نقص در کنترل حرکتی تنه نقش پررنگ‌تری در مستعد کردن ورزشکاران به آسیب‌های ستون فقرات و اندام تحتانی دارد (۱۱).

الگوهای حرکتی پیچیده مانند دویدن، به‌شدت تحت تاثیر تغییرات بیومکانیکی تنه و اندام تحتانی قرار می‌گیرند؛ چنان‌که بررسی دویدن با حداکثر سرعت در ورزشکاران آسیب‌دیده نشان‌دهنده تغییراتی همچون افزایش خم‌شدگی جانبی تنه به سمت همان طرف در مرحله پایانی فاز نوسان، افزایش اوج گشتاور باز شدن مفصل ران و افزایش جذب توان بیشینه در مفصل زانو بوده است (۱۳). علاوه بر تغییرات کینماتیکی و کینتیکی مفاصل، نیروهای عکس‌العمل زمین (GRFs) که در پاسخ به نیروی پای ورزشکار به سطح اعمال می‌شوند، تأثیر قابل‌توجهی بر مکانیک دویدن و توزیع بار در طول زنجیره حرکتی دارند. تغییرات غیرطبیعی در دامنه و الگوی زمانی این نیروها می‌تواند استرس مکانیکی را بر ساختارهای آناتومیک افزایش داده و به عنوان یک عامل خطر مهم برای آسیب‌های اسکلتی- عضلانی عمل کند (١٤).

با وجود درک این مکانیسم‌های مجزا، درک کمتری از نحوه‌ی مقایسه تغییرات دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در ورزشکاران دارای کمردرد حین دویدن در یک جمعیت واحد وجود دارد. مطالعات کمی به طور همزمان به مقایسه مستقیم و نظام‌مند تغییرات در دامنه و زمان‌بندی نیروهای عکس‌العمل زمین سه‌بعدی بین ورزشکاران دارای کمردرد حین دویدن پرداخته‌اند. چنین مقایسه‌ای می‌تواند دیدگاه‌های بیومکانیکی ارزشمند و متمایزی در زمینه الگوهای مکانیکی خاص این آسیب فراهم کند؛ زیرا کمردرد با عدم تعادل عضلانی در ناحیه لگن و تنه و نیز اختلال در کنترل عصبی- عضلانی مرتبط است، اما ممکن است از طریق الگوهای متفاوتی در جذب شوک و انتقال نیرو عمل کند (٤). لذا، انجام این تحقیق برای درک دقیق‌تر تفاوت‌های بیومکانیکی نهفته در پشت این آسیب شایع ضروری است. نتایج حاصل می‌تواند به غربالگری خطر، ارزیابی‌های پیش‌فصل، طراحی پروتکل‌های توانبخشی هدفمندتر و تدوین برنامه‌های پیشگیری اختصاصی برای گروه آسیب‌دیده کمک کند تا از عود مجدد آسیب و کاهش عملکرد ورزشی جلوگیری شود (۱۰، ۱۲). هدف اصلی این مطالعه، مقایسه جامع تغییرات در دامنه و نرخ بارگذاری مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروهای عکس‌العمل زمین حین دویدن، بین ورزشکاران دچار کمردرد غیراختصاصی است.

روش‌ها

پژوهش حاضر یک مطالعه‌ی مشاهداتی از نوع مقطعی- مقایسه‌ای بود که در سال ۱٤۰۵ در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی اجرا گردید. آزمودنی‌ها از میان بازیکنان شاغل در باشگاه‌ها و تیم‌های فوتبال سطح

استان اردبیل، پس از انتشار و توزیع فراخوان‌های هدفمند در هیئت‌های فوتبال، باشگاه‌های ورزشی و کلینیک‌های پزشکی ورزشی، و نیز هماهنگی مستقیم با مربیان و سرپرستان تیم‌ها وارد مرحله ارزیابی شدند. شرکت‌کنندگان پس از پاسخ به فراخوان هدفمند پژوهشگر و انجام غربالگری اولیه، بر اساس سوابق بالینی و گزارش علائم، در دو گروه دسته‌بندی شدند. روند اجرای این پژوهش و پروتکل ارزیابی‌ها مورد بررسی و تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی قرار گرفت (کد اخلاق: IR.UMA.REC.1404.029).

همچنین، کلیه مراحل تحقیق مطابق با اصول اخلاقی اعلامیه هلسینکی انجام شد و تمامی آزمودنی‌ها پیش از ورود به مطالعه و شروع ارزیابی‌های آزمایشگاهی، فرم رضایت‌نامه آگاهانه کتبی را مطالعه و امضا نمودند (۱۵). در این پژوهش، مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در فاز برخورد پاشنه حین دویدن تعیین گردید. تعیین حجم نمونه پیش از شروع مطالعه و با استفاده از نرم‌افزار G*Power برای آزمون Independent sample T-test انجام شد. با در نظر گرفتن متغیر اصلی، اندازه اثر کوهن برابر با ۰/۸۷ = d، سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸۰، حداقل حجم نمونه لازم برای هر گروه ۲۱ نفر (مجموعاً ۴۲ نفر) برآورد گردید. در نهایت، ۴۳ آزمودنی (۲۲ نفر در گروه کمردرد و ۲۱ نفر در گروه سالم) وارد فرایند نهایی مطالعه شدند (۱۶).

جامعه آماری

در این مطالعه، ۴۳ ورزشکار مرد فوتبالیست در دامنه سنی ۱۶ تا ۳۱ سال به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند در دسترس انتخاب شدند. بر اساس ارزیابی‌های بالینی، شرکت‌کنندگان در دو گروه مستقل شامل فوتبالیست‌های مبتلا به کمردرد (n = ۲۲) و افراد سالم (n = ۲۱) دسته‌بندی شدند. آزمودنی‌ها پس از انتخاب، به‌صورت هدفمند در دو گروه شاهد و مورد تقسیم‌بندی شدند. معیار ورود برای تمامی شرکت‌کنندگان، داشتن سابقه فعالیت منظم و حرفه‌ای در رشته ورزشی فوتبال بود. علاوه بر این، داشتن سابقه کمردرد مزمن غیراختصاصی (تداوم درد بیش از سه ماه بدون پاتولوژی ساختاری مشخص) به‌عنوان معیار اختصاصی ورود برای گروه آسیب‌دیده و عدم وجود هرگونه سابقه درد یا ناراحتی در ناحیه کمر در طی یک سال منتهی به پژوهش، به‌عنوان معیار ورود برای گروه کنترل در نظر گرفته شد (۱۷). به‌منظور توصیف دقیق‌تر وضعیت بالینی گروه مبتلا، شدت درد آزمودنی‌ها با استفاده از مقیاس بصری درد (Visual Analog Scale) VAS و میزان ناتوانی عملکردی با استفاده از پرسشنامه ناتوانی اوسوستری (ODI) ارزیابی گردید. به‌منظور کنترل متغیرهای مخدوش‌کننده، معیارهای خروج از مطالعه برای هر دو گروه به‌شرح زیر اعمال گردید: سابقه هرگونه عمل جراحی در ناحیه ستون فقرات یا مفاصل اندام تحتانی، وجود دردهای حاد یا سابقه آسیب‌های اسکلتی- عضلانی اخیر در اندام تحتانی (به‌ویژه کشیدگی یا پارگی عضلات همسترینگ)، وجود ناهنجاری‌های بیومکانیکی و ساختاری مشهود در پا، و ابتلا به هرگونه اختلال سیستمیک، عصبی و یا بیماری‌های روماتولوژیک و همچنین عدم رضایت یا تمایل نداشتن آزمودنی به ادامه همکاری در هر مرحله از پژوهش.

فرآیند اندازه‌گیری

پای برتر آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون شوت توپ فوتبال تعیین شد و تمامی شرکت‌کنندگان دارای پای راست غالب بودند (۱۸). پس از ارائه توضیحات کامل درباره اهداف پژوهش، ملاحظات اخلاقی و دستورالعمل‌های اجرای آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شد لباس ورزشی مناسب بپوشند و به‌منظور کاهش خطر آسیب، مرحله گرم‌کردن اولیه را انجام دهند. پیش از شروع ثبت داده‌ها، هر آزمودنی چندین بار مسیر آزمون را طی کرد تا با محیط آزمایشگاه و نحوه اجرای تکلیف آشنا شود. آزمون دویدن در یک مسیر ۱۲ متری انجام شد که یک صفحه نیروی برتک (Bertec, USA) در بخش میانی آن قرار داشت. به‌منظور کنترل اثر متغیر مخدوش‌کننده سرعت بر نیروهای عکس‌العمل زمین و یکسان‌سازی شرایط بین دو گروه، سرعت دویدن تمامی آزمودنی‌ها در محدوده ۳/۳ متر بر ثانیه کنترل شد. آزمودنی‌ها در مرحله اصلی، مسیر تعیین‌شده را سه مرتبه طی کردند و تنها تکرارهایی که سرعت اجرای آن‌ها در محدوده هدف (۳/۳ متر بر ثانیه) قرار داشت و تماس پای برتر آن‌ها به‌طور کامل و طبیعی با صفحه نیرو برقرار شده بود، برای تحلیل‌های بعدی ذخیره شدند. داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند.

پردازش داده‌ها

پردازش داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و استخراج متغیرهای کینتیکی با استفاده از نرم‌افزار (MathWorks, Natick, MA, USA) MATLAB R2022 انجام شد. برای تعیین فاز اتکا، لحظه آغاز تماس پا با زمین به‌عنوان اولین نقطه داده‌ای از مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین(Fz) تعریف شد که مقدار آن از آستانه ۲۰ نیوتن فراتر می‌رفت. پایان فاز اتکا (بلند شدن پنجه) نیز به عنوان آخرین نقطه داده‌ای تعریف شد که در آن مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به کمتر از آستانه ۲۰ نیوتن کاهش می‌یافت. بر این اساس، بازه بین این دو نقطه به‌عنوان فاز اتکای دویدن در نظر گرفته شد.

پس از تعیین فاز اتکا، داده‌های کینتیکی به‌منظور کاهش نویز فرکانس بالا و حذف نوسانات نامطلوب، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۲۲ هرتز پردازش شدند (۱۹). سپس مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروی عکس‌العمل زمین در محدوده فاز اتکا

برای استخراج متغیرهای موردنظر مطالعه مورد استفاده قرار گرفتند.

در این تحقیق، متغیرهای وابسته از منحنی نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد اصلی (Fz، Fy و Fx) به‌شرح زیر استخراج گردیدند:

مؤلفه عمودی (Fz): اولین قله (اوج) در نیمه اول فاز اتکا به‌عنوان (اوج نیروی عمودی فاز برخورد پاشنه / پذیرش وزن) و دومین قله در نیمه دوم فاز اتکا به‌عنوان (اوج نیروی عمودی فاز هل دادن / پیشروی) شناسایی و استخراج شد.

مؤلفه قدامی–خلفی (Fy): با توجه به ماهیت دوگلنه منحنی نیرو در این محور، کمینه مقدار نیرو (بیشترین مقدار منفی) در نیمه اول فاز اتکا به‌عنوان (اوج نیروی ترمزگیری) و بیشینه مقدار نیرو (بیشترین مقدار مثبت) در نیمه دوم فاز اتکا به‌عنوان (اوج نیروی پیش‌رانش/ هل دادن) تعریف گردید.

مؤلفه داخلی–خارجی (Fx): بیشینه مقادیر نیرو در راستای عرضی در طول فاز اتکا به‌صورت (اوج نیروی داخلی) و (اوج نیروی خارجی) محاسبه شدند. به‌منظور استانداردسازی مقادیر نیرو و کنترل اثر تفاوت وزن بدن بین آزمودنی‌ها، مقادیر اوج نیرو بر وزن بدن تقسیم و به‌صورت درصدی از وزن بدن (%BW) بیان شدند.

$$Fn = (\frac{Fpeak}{BW}) \times 100$$

برای ارزیابی ویژگی‌های زمانی پاسخ‌های کینتیکی، زمان رسیدن به اوج نیرو (Time to Peak; TTP) برای هر یک از مؤلفه‌های نیرو محاسبه شد. همچنین، ایمپالس نیرو به‌عنوان مساحت زیر منحنی نیرو–زمان در طول فاز اتکا محاسبه گردید. به‌منظور نرمال‌سازی ایمپالس نسبت به وزن بدن، مقادیر حاصل بر وزن بدن آزمودنی‌ها تقسیم شدند (۲۰).

$$IMP = \Delta T\left((\frac{F1 + Fn}{2})\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi$$

$$IMPn = \frac{imp}{bw}$$

علاوه بر این، به‌منظور بررسی کینتیک چرخشی پا در هنگام تماس با زمین، مؤلفه گشتاور آزاد (Free Moment; FM) از داده‌های صفحه نیرو محاسبه شد. برای کنترل اثر تفاوت‌های ابعادی بدن، مقادیر FM بر حاصل‌ضرب وزن بدن و قد آزمودنی‌ها تقسیم و نرمال‌سازی شدند. در نهایت، برای کاهش اثر تغییرپذیری بین گام‌ها و افزایش پایایی اندازه‌گیری، میانگین مقادیر حاصل از سه گام معتبر متوالی برای هر آزمودنی در تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت.

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

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

آنالیز آماری

داده‌های به‌دست‌آمده با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه‌ی ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد و برای مقایسه میانگین متغیرها بین گروه‌ها از آزمون Independent sample T-test استفاده شد که با سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ به کار گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون Independent sample T-test در جدول (۱) نشان داد که در متغیرهای دموگرافیک شامل سن، قد، وزن، شاخص توده‌ی بدنی و همچنین سرعت دویدن، اختلاف آماری معنی‌داری بین دو گروه وجود ندارد (P > ۰/۰۵)؛ بنابراین، هر دو گروه در شرایط اولیه و اجرای آزمون، ویژگی‌های قابل‌مقایسه‌ای داشتند.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک

متغیرها	گروه مورد	گروه شاهد	سطح معناداری
تعداد آزمودنی‌ها	۲۲	۲۱	۴۳
سن (سال)	۴/۷۷±۲۰/۱۸	۳/۴۰ ±۱۹/۷۱	۰/۷۱
قد (متر)	۶/۶ ±۱۷۴/۱	۹/۷ ±۱۷۵/۶	۰/۵۷
وزن (کیلوگرم)	۱۴۴/۲ ±۷۴۷/۲	۱۷۶/۹ ±۷۷۰/۴	۰/۶۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۳/۹ ±۲۴/۵	۴/۳ ±۲۵/۳	۰/۵۲
سرعت دویدن (ثانیه)	۰/۰۸ ± ۳/۳۱	۰/۰۹ ± ۳/۲۹	۰/۴۵۶

ارزیابی متغیرهای کینتیکی حین دویدن شامل مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروی عکس‌العمل زمین (F_x، F_y و F_z)، زمان رسیدن به اوج نیرو، گشتاور آزاد و ایمپالس نیرو در دو گروه فوتبالیست‌های مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی و گروه کنترل سالم در جدول ۲ خلاصه شده است. نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که در هیچ‌یک از شاخص‌های کینتیکی ارزیابی‌شده بین دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری وجود ندارد (P > ۰/۰۵).

در فاز برخورد پاشنه، دامنه نیروی عمودی در فوتبالیست‌های دارای کمردرد (۱۶۳/۰۱ ±۱۹/۹۸ ٪BW) بالاتر از گروه سالم (۱۴۷/۷۴±۳۶/۰۴ ٪BW) ثبت شد، اما این تفاوت گرچه رو به افزایش بود، از نظر آماری به سطح معنی‌داری نرسید (P= ۰/۰۹۱). مقادیر نیروهای برشی داخلی–خارجی (F_x) (P= ۰/۳۲۲) و قدامی– خلفی (P = ۰/۵۴۷) (F_y) نیز الگوی مشابه‌ای را بین دو گروه نشان ندادند و مقادیر قابل‌مقایسه‌ای داشتند. روند مشابهی در فاز هل دادن مشاهده گردید؛ به‌طوری‌که نیروی عمودی در گروه مبتلا به کمردرد (۲۰/۰۷ ٪BW ±۱۹۵/۱۹) در مقایسه با گروه سالم (۲۸/۳۲ ٪BW ±۱۸۷/۱۵) تفاوت معنی‌داری نداشت (P = ۰/۲۸۷).

جدول ۲. مقایسه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج، گشتاور آزاد و ایمپالس بین دو گروه در فازهای مختلف دویدن

متغیر	فاز	گروه مورد (n = ۲۲) میانگین ± انحراف معیار	گروه شاهد (n = ۲۱) میانگین ± انحراف معیار	تفاوت شاهد (گروه مورد- گروه شاهد) [فاصله اطمینان۹۵٪]	مقدار T (درجه آزادی)	سطح معناداری
نیروی داخلی- خارجی (N-m2)	برخورد پاشنه	۸/۵۶ ±(-۶/۵۸)	۷/۳۹ ±(-۴/۱۳)	-۲/۴۴ ۲/۴۸ ± (-۷/۳۸)	-۱/۰۰۲ (۴۱)	۰/۳۲۲
نیروی قدامی- خلفی (N-m2)	برخورد پاشنه	±۹۹/۱۷(-۲۴/۶۱)	۱۱/۳۴ ±(-۲۱/۸۰)	-۲/۸۰ ۶/۵۱ ± (-۱۲/۱۲)	-۰/۶۰۸ (۴۱)	۰/۵۴۷
نیروی عمودی (N-m2)	برخورد پاشنه	۱۹/۱۶۳±۹۸/۰۱	۳۶/۰۴ ۱۴۷±/۷۴	۱۵/۲۷ ۳۳/۱۱ ±(-۲/۵۶)	۱/۷۲۹ (۴۱)	۰/۰۹۱
نیروی داخلی- خارجی (N-m2)	هل دادن	±۶۷/۷(-۸/۰۴)	۵/۸۳ ± (-۹.۴۳)	۱/۳۹ ۵/۶۰ ± (-۲/۸۲)	۰.۶۶۷ (۴۱)	۰/۵۰۹
نیروی قدامی - خلفی (N-m2)	هل دادن	۱۰/۲۰±۱۲/۸۶	۱۲/۳۷ ۲۲±/۷۱	-۱/۸۴ -۸/۷۹ ۵±/۱۰	-۰/۵۳۷ (۴۱)	۰/۵۹۴
نیروی عمودی (N-m2)	هل دادن	۲۰/۱۹۵±۰۷/۱۹	۲۸/۳۲ ± ۱۸۷/۱۵	۸/۰۴ ۲۳/۱۰ ± (-۷/۰۲)	-۱/۰۷۱ (۴۱)	۰/۲۸۷
زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی – خارجی (ms)	برخورد پاشنه	۲۶/۴۸±۵۶/۶۵	۲۴/۹۴ ± ۵۱/۳۸	-۲/۷۲ ۱۳/۱۶ ± (-۱۸/۶۱)	-۰/۳۴۶ (۴۱)	۰/۷۳۱
زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی – خلفی (ms)	برخورد پاشنه	۱۳/۵۶±۶۱/۴۳	±۲۴/۱۸ ۵۸/۸۵	-۲/۴۲ -۱۲/۳۰ ۷±/۴۵	-۰/۴۹۶ (۴۱)	۰/۶۲۳
زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی (ms)	برخورد پاشنه	۱۸/۶۹±۶۱/۳۸	۱۷/۷۲ ۶۹±/۰۹	۰/۲۹ -۱۰/۹۱ ۱۱±/۴۹	۰/۰۵۲ (۴۱)	۰/۹۵۸
زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی– خارجی (ms)	هل دادن	۳۶/۱۴۰±۹۶/۵۰	۶۲/۸۶ ± ۱۴۹/۰۴	-۸/۵۴ -۴۰/۱۳ ۲۳±/۰۳	-۰/۵۴۷ (۴۱)	۰/۵۸۸
زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی– خلفی (ms)	هل دادن	۵۰/۲۲۰±۹۴/۶۳	۷۲/۷۸ ± ۲۳۳/۵۲	-۱۲/۸۸ -۵۱/۴۳ ۲۵±/۶۵	-۰/۶۷۵ (۴۱)	۰/۵۰۳
زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی (ms)	هل دادن	۵۷/۱۳۰±۵۸/۹۰	۹۸/۸۴ ۱۵۰±/۷۱	-۱۹/۸۰ -۶۹/۳۴ ۲۹±/۷۳	-۰/۸۰۷ (۴۱)	۰/۴۲۴
حداقل گشتاور آزاد	-	±۹۸/۰(-۰/۷۴)	۱/۲۷ ± (-۰/۸۶)	۰/۱۲ -۰/۵۷ ۰±/۸۲	۰/۳۶۱ (۴۱)	۰/۷۲۰
حداکثر گشتاور آزاد	-	۱/۱±۲۷/۸۶	۱/۲۱ ± ۱/۹۸	-۰/۱۲ -۰/۸۹ ۰±/۶۴	-۰/۳۲۹ (۴۱)	۰/۷۴۴
ایمپالس نیروی داخلی- خارجی (kg·m/s)	-	۰/۱±۶۷/۴۷	۰/۱±۷۴/۳۹	۰/۰۸ -۰/۳۵ ۰±/۵۱	۰/۳۷۲ (۴۱)	۰/۷۱۲
ایمپالس نیروی قدامی– خلفی (kg·m/s)	-	۲/۳±۶۰/۷۲	۲/۳±۹۹/۹۵	-۰/۲۲ -۱/۹۵ ۱±/۵۰	-۰/۲۶۵ (۴۱)	۰/۷۹۲
ایمپالس نیروی عمودی (kg·m/s)	-	۴/۳۴±۱۳/۴۳	۱۰.۳۷ ± ۳۴.۵۶	-۰/۱۳ -۴/۹۵ ۴±/۶۸	-۰/۰۵۶ (۴۱)	۰/۹۵۵

تحلیل زمان رسیدن به اوج نیرو در هر سه راستا (F_x, F_y, F_z) چه در فاز برخورد پاشنه و چه در فاز هل دادن، هیچ‌گونه تفاوت ساختاری یا تأخیر زمان‌بندی معنی‌داری را بین دو گروه فوتبالیست نشان نداد (P>۰/۰۵). علاوه بر این، بررسی شاخص‌های چرخشی و بارگذاری کلی نشان داد که حداکثر و حداقل گشتاور آزاد (۰/۷۴٤ = P) و (۰/۷۲۰ = P)، همچنین ایمپالس نیروهای سه‌بعدی در طول فاز

اتکا شامل ایمپالس عمودی (BW٪ ٤/٤٣ ±٣٤/١٣) در برابر (BW٪ ١٠/٣٧ ±٣٤/٥٦)، (P = ٠/٩٥٥) بین فوتبالیست‌های مبتلا به کمردرد و همتایان سالم آن‌ها تفاوت آماری معنی‌داری نداشتند و مقادیر در هر دو گروه در سطح قابل‌مقایسه‌ای قرار داشت.

بحث

هدف اصلی این پژوهش، انجام یک مقایسه‌ی جامع و دقیق از تغییرات مربوط به دامنه و نرخ بارگذاری در مؤلفه‌های سه‌بعدی نیروی عکس‌العمل زمین(GRF) در هنگام دویدن، میان دو گروه فوتبالیست سالم و گروه دارای کمردرد غیراختصاصی مزمن با ماهیت‌های متفاوت بود. کمردرد غیراختصاصی مزمن اختلال شایع اسکلتی- عضلانی در میان ورزشکاران است که می‌تواند عملکرد حرکتی به‌ویژه در فعالیت‌های پرفشار و تکراری مانند دویدن را تحت تأثیر قرار دهد (٢١). نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که در هیچ یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (شامل Fy ,Fz و Fx، در دو فاز اصلی چرخه‌ی دویدن (برخورد پاشنه و مرحله‌ی هل دادن)، اختلاف آماری معناداری بین ورزشکاران سالم و مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن مشاهده نشد (P > ٠/٠٥). علاوه بر این، بین سایر شاخص‌های بیومکانیکی ارزیابی‌شده نیز تفاوت معناداری به دست نیامد.

عدم مشاهده‌ی تفاوت‌های آماری معنادار در نیروهای عکس‌العمل زمین میان دو گروه، با وجود تفاوت در برخورداری از درد ناحیه‌ی تحتانی کمر، می‌تواند بازتابی از یک الگوی تطبیقی کلی و مشترک در واکنش بدن به درد مزمن باشد؛ الگویی که به‌ویژه در فعالیت‌های پویا مانند دویدن بروز می‌یابد (٢٢). این احتمال وجود دارد که گروه دارای کمردرد، به‌منظور کاهش تنش‌های مکانیکی و محافظت از ناحیه‌ی آسیب‌دیده، از الگوهای حرکتی جبرانی مانند کاهش سفتی کلی اندام‌ها و کاهش نرخ بارگذاری نیرو بهره برده باشند (٢٣). از منظر مکانیکی و بالینی، چنین الگوهای تطبیقی احتمالاً با نقص در کنترل حرکتی لومبوپلویک در فوتبالیست‌های مبتلا به کمردرد مرتبط است که اغلب با ناتوانی در انقباض مؤثر عضلات عمقی شکم همراه است (٧). در پاسخ به این بی‌ثباتی، سیستم عصبی-عضلانی ممکن است از استراتژی انقباض همزمان سایر عضلات تنه به‌عنوان یک مکانیسم محافظتی استفاده کند تا با افزایش سفتی ستون فقرات، حرکات تحریک‌کننده را محدود نماید (١٠، ٢٤). افزون بر این، تأخیر در رفلکس‌های عضلانی تنه می‌تواند نقش مهمی در اتخاذ این استراتژی‌های حرکتی ایفا کند (٧، ٢٥).

اگرچه در مطالعه‌ی حاضر تفاوت‌های مشاهده‌شده از نظر آماری معنادار نبودند، اما نتایج نشان داد که مؤلفه‌ی نیروی عمودی (Fz) در هر دو فاز برخورد پاشنه (P = ٠/٠٩١) و هل دادن (P = ٠/٢٨٧) در گروه سالم اندکی بالاتر بود. این الگو عددی ممکن است نشان‌دهنده‌ی تمایل ورزشکاران مبتلا به کمردرد به استفاده از راهبردهای حرکتی محافظتی‌تر برای محدود کردن انتقال نیروهای عمودی به نواحی فوقانی تنه باشد (٢٦). اعمال این راهبردها می‌تولند ورزشکار را ناگزیر به استفاده‌ی جبرانی از سایر گروه‌های عضلانی، به‌ویژه عضلات چهارسر ران و ساق پا کند که این امر می‌تواند منجر به اعمال نیروی هل دادن شدیدتر و افزایش جزئی مؤلفه‌ی عمودی GRF شود (٢٧). با این وجود، این تغییرات سینتیکی تحت تأثیر ویژگی‌های آناتومیکی لندام تحتانی نیز قرار دارند؛ به‌طوری‌که کوتاهی عضلات همسترینگ با ایجاد محدودیت در فلکشن لگن حین فعالیت‌ها، بارهای مکانیکی وارده بر ناحیه کمری را افزایش داده و به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر در بروز کمردرد در فوتبالیست‌های حرفه‌ای شناخته می‌شود (٢٨). در همین راستا، افراد مبتلا به کمردرد تمایل دارند پوسچر فلکشن تنه را اتخاذ کرده و با زانوهای بازتر حرکت کنند که این تغییرات بیومکانیکی می‌تواند خطر بروز آسیب‌های اندام تحتانی را در آینده افزایش دهد (٢٩). به‌علاوه، وجود تاریخچه‌ای از آسیب‌های پیشین در اندام تحتانی می‌تواند بیومکانیک طبیعی مفاصل را دگرگون کرده و با افزایش لوردوز کمری، به پاتولوژی‌های ستون فقرات دامن بزند (٣٠). در مطالعات پیشین نیز تأیید شده است که خستگی عضلانی اندام تحتانی، الگوی کینتیکی فرود را تغییر می‌دهد و بیماران مبتلا به کمردرد مزمن پاسخ متفاوتی به این خستگی نشان می‌دهند که دارای اهمیت بالینی ویژه‌ای است (٣١). بر این اساس، اگرچه برخی شواهد به کاهش نیروهای عکس‌العمل در افراد مبتلا به کمردرد اشاره دارند، یافته‌های غیرمعنادار مطالعه‌ی ما این فرضیه را تقویت می‌کند که سیستم حرکتی احتمالاً در تلاش است تا با استفاده از الگوهای جبرانی، برآیند نیروهای وارده را در سطح مشابهی با افراد سالم حفظ کند (٣٢).

تداوم فعالیت‌های ورزشی با وجود این اختلالات و الگوهای جبرانی، ریشه در ماهیت این ورزش دارد. بخش عمده‌ای از موارد کمردرد در بازیکنان فوتبال ناشی از آسیب‌های پرکاربرد در اثر بارهای مکانیکی تکراری است، نه ترومای مستقیم (٣٣، ٣٤). ورزشکاران حرفه‌ای غالباً برای حفظ جایگاه تیمی و تداوم عملکرد ورزشی، تمایل به نادیده گرفتن درد دارند و آستانه تحمل درد بالاتری را از خود نشان می‌دهند (٣٥). با این حال، عوامل مرتبط با سبک زندگی نظیر خواب ناکافی (کمتر از ٨ ساعت) و پریشانی روان‌شناختی می‌توانند عملکرد سیستم‌های بازدارنده عصبی را مختل کرده و با کاهش آستانه‌ی تحمل درد، ورزشکار را در برابر اضافه‌بار مفصلی و محرک‌های دردآور آسیب‌پذیرتر کنند (٣٦).

با توجه به عدم تفاوت معنی‌دار در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن، و با در نظر گرفتن اینکه ریشه‌های داخلی آسیب و ناهنجاری‌های لومبوپلویک در GRF سطحی به‌طور کامل منعکس نمی‌شوند، پیشنهاد می‌شود برنامه‌های توانبخشی باید بر اختصاصی‌سازی تمرکز کنند. این برنامه‌ها می‌توانند در دو فاز درمانی اجرا شوند: فاز اول با تمرکز بر ریشه‌های آسیب و بازآموزی کنترل عصبی–عضلانی، و فاز دوم جهت افزایش ظرفیت تحمل بار و بازگشت به عملکرد ورزشی. برای فاز نخست، مداخلات نوینی همچون تمرینات واقعیت مجازی پیشنهاد می‌شود؛ این تمرینات با درگیر کردن سیستم حسی و ارائه بازخورد در لحظه، کنترل حرکتی را بهبود بخشیده و از طریق مکانیسم‌های ضدالتهابی به تعدیل درد کمک می‌کنند (۳۷, ۳۸). برای فاز دوم، بهره‌گیری از تمرینات ایزوکینتیک می‌تواند قدرت عضلات تنه و نسبت فلکسورها به اکستنسورها را به‌طور چشمگیری ارتقا دهد که عاملی کلیدی در پیشگیری از بروز مجدد آسیب‌های کمری است. در نهایت، این رویکرد تدریجی زمینه‌ای ایمن و کارآمد را برای رسیدن به سطح مطلوب عملکردی فراهم می‌سازد (۳۹، ٤٠).

پژوهش حاضر با چندین محدودیت همراه بود؛ نخست، تمرکز مطالعه تنها بر جمعیت مردان ورزشکار بود و به گروه‌های دیگر پرداخته نشد. دوم، کمبود داده‌های همزمان سینماتیکی و الکترومایوگرافی (EMG) از محدودیت‌های کلیدی است. پیشنهاد می‌شود تحقیقات آتی بر مکانیسم‌های داخلی سینتیک مفاصل داخلی وEMG، تنوع در جامعه آماری و بررسی اثر مداخلات تمرینی هدفمند بر الگوهای حرکتی متمرکز شوند تا متخصصان تمرین و فیزیوتراپیست‌ها بتوانند برنامه‌های پیشگیری و توانبخشی اختصاصی‌تری را برای ارتقای عملکرد ورزشکاران مبتلا به کمردرد مزمن تدوین کنند.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد که عدم مشاهده تفاوت معنادار در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن میان فوتبالیست‌های سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی در حین دویدن، لزوماً به معنای فقدان اختلال بیومکانیکی نیست؛ بلکه می‌تواند بازتابی از استراتژی‌های تطبیقی و جبرانی سیستم حرکتی باشد. به نظر می‌رسد این ورزشکاران برای تداوم عملکرد ورزشی و مدیریت درد، احتمالاً از طریق مکانیسم‌هایی نظیر انقباض همزمان عضلات تنه جهت افزایش سفتی ستون فقرات و تغییرات کینماتیکی اندام تحتانی، بارهای مکانیکی را بازتوزیع کرده و نیروهای خارجی را متعادل می‌سازند. از آنجا که ناهنجاری‌های لومبوپلویک و نقص‌های احتمالی در کنترل عصبی- عضلانی ممکن است در شاخص‌های کینتیکی کلی مانند GRF به‌طور کامل منعکس نشوند و پتانسیل افزایش خطر آسیب‌های ثانویه را دارند، ارزیابی‌های جامع‌تری در مطالعات آتی توصیه می‌شود. از منظر بالینی، یافته‌های حاضر پیشنهاد می‌کنند که برنامه‌های توانبخشی می‌توانند از رویکردهای هدفمندتری بهره‌مند شوند؛ به‌طوری‌که ترکیب بازآموزی کنترل عصبی- عضلانی عمقی (مانند مداخلات حسی- حرکتی) و ارتقای ظرفیت تحمل بار بافت (نظیر تمرینات ایزوکینتیک)، ممکن است مسیر ایمن‌تری را برای بازگشت پایدار ورزشکاران به رقابت‌های حرفه‌ای فراهم آورد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله، مراتب سپاس و قدردانی خود را از کلیه افرادی که در به ثمر رسیدن این پژوهش یاری‌رسان بوده‌اند، ابراز می‌نماییم. این پژوهش در سال ۱٤۰٤ در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی اجرا شد.

References

1. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. Lancet 2017; 389(10070): 736-47.
2. Elgendy M, Khalifa M, Kentiba E, Abdelhay M, Elgendy O. Core stability exercises versus intermittent traction in management of nonspecific chronic low back pain: a randomized controlled trial. Eur J Appl Physiol 2026; 126(2): 779-86.
3. M S, R K. Comparison of the effects of eight-week functional restoration exercise program and lumbosacral orthosis on proprioception and quality of life in male employees with nonspecific chronic low back pain [in Persian]. Occupational Medicine 2025; 17(3): 38-51.
4. 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(14): 1746.
5. Mu J, Furlan A, Lam W, Hsu M, Ning Z, Lao L. Acupuncture for chronic nonspecific low back pain. Cochrane Database Syst Rev 2020; 12(12): CD013814.
6. Sorokovikova TV, Menshikova TV, Morozov AM, Kryukova AN. Multidisciplinary options for the correction of chronic nonspecific low back pain syndrome (literature review). Medical alphabet 2024: 15–9.
7. Grosdent S, Demoulin C, Rodriguez de La Cruz C, Giop R, Tomasella M, Crielaard J-M, et al. Lumbopelvic motor control and low back pain in elite soccer players: a cross-sectional study. J Sports Sci 2016; 34(11): 1021–9.
8. Makita D, Ferreira C, Vieira L, Guimarães C, Borges B. The effect of manual therapy on abdominal scars in

patients with nonspecific chronic low back pain - a double-blind, randomized, and controlled study. J Bodyw Mov Ther 2025; 45: 712-23.
9. Vega-Retuerta N, Sánchez-Parente S, Segura-Jiménez V. Effectiveness of multidisciplinary approaches including exercise to treat non-specific chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis across multiple regions. Prev Med 2025; 199: 108381.
10. Nandlall N, Rivaz H, Rizk A, Frenette S, Boily M, Fortin M. The effect of low back pain and lower limb injury on lumbar multifidus muscle morphology and function in university soccer players. BMC Musculoskelet Disord 2020; 21(1): 96.
11. Orzali L, Asker M, Weiss N, Onell C, Johnson U, Fältström A, et al. Psychological distress, skipped meals, and insufficient sleep, and the occurrence of back pain in adolescent female soccer players: the Karolinska football injury cohort study. Sports Health 2025; 17(6): 1166–73.
12. Nambi G, Abdelbasset WK, Elsayed SH, Alrawaili SM, Abodonya AM, Saleh AK, et al. Comparative Effects of Isokinetic Training and Virtual Reality Training on Sports Performances in University Football Players With Chronic Low Back Pain-Randomized Controlled Study. Evid Based Complement Alternat Med 2020; 2020: 2981273.
13. Kenneally-Dabrowski C, Brown NA, Warmenhoven J, Serpell BG, Perriman D, Lai AK, et al. Late swing running mechanics influence hamstring injury susceptibility in elite rugby athletes: a prospective exploratory analysis. J Biomech 2019; 92: 112–9.
14. 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.
15. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. BMJ 2007; 335(7624): 806–8.
16. 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) 2023; 11(15): 2153.
17. Johnson CD, Davis IS. A comparison of ground reaction force waveforms and step length between recreational endurance runners with hamstring injuries and healthy controls. Clin Biomech (Bristol) 2021; 84: 105334.
18. Haddad M, Abbes Z, Zarrouk N, Aganovic Z, Hulweh A, Moussa-Chamari I, et al. Difference asymmetry between preferred dominant and non-dominant legs in muscular power and balance among sub-elite soccer players in Qatar. Symmetry. 2023; 15(3): 625.
19. Sheikhalizade H, Imani F, Jafarnezhadgero AA, Mafi M. Effect of sand-based training on ground reaction force frequency spectrum in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet during gait: a randomized controlled trial [in Persian]. J Gorgan Univ Med Sci 2024; 26(4): 21–8.
20. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. Acta Bioeng Biomech 2009; 11(1):53-60.
21. Raeisi Z, Najmi S. The effect of egoscue and american national academy of sports medicine exercises along with abdominal drawing-in maneuver on pain and lordosis angle in women with chronic low back pain: a protocol for a randomized controlled clinical trial [in Persian]. J Rafsanjan Univ Med Sciences. 2024; 23(1): 61–75.
22. Johnson AK, Royer SD, Ross JA, Poploski KM, Sheppard RL, Heebner NR, et al. Asymmetrical Loading Patterns in Military Personnel With a History of Self-Reported Low Back Pain. J Spec Oper Med 2021; 21(4): 30–5.
23. Wang V. Hamstring Strain in Sprinting Athletes: Biomechanics, Risk Factors, and Injury Prevention Strategies. Theoretical and Natural Science 2025; 68(1): 204–14.
24. Hemming R, Sheeran L, van Deursen R, Sparkes V. Investigating differences in trunk muscle activity in non-specific chronic low back pain subgroups and no-low back pain controls during functional tasks: a case-control study. BMC Musculoskelet Disord 2019; 20(1): 459.
25. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. Spine (Phila Pa 1976) 2005; 30(23): 2614–20.
26. Wasser JG, Zaremski JL, Herman DC, Vincent HK. Assessment and rehabilitation of chronic low back pain in baseball: part II. Res Sports Med 2017; 25(2): 231–43.
27. Whitney KE, Couchot P, Stracciolini A, Willwerth S, Dawkins C, D'Hemecourt PA, et al. Running Gait Biomechanics Associated with Hamstring and Quadriceps Strength Profiles. Gait Posture 2026; 124: 109983.
28. Stewart S, Stanton W, Wilson S, Hides J. Consistency in size and asymmetry of the psoas major muscle among elite footballers. Br J Sports Med 2010; 44(16): 1173–7.
29. Hides J, Stanton W. Muscle imbalance among elite Australian rules football players: a longitudinal study of changes in trunk muscle size. J Athl Train 2012; 47(3): 314–9.
30. Hawkins RD, Fuller CW. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. Br J Sports Med 1999; 33(3): 196–203.
31. Jalalvand A, Anbarian M. Effect of lower limb muscle fatigue on ground reaction force components during landing in people with nonspecific chronic low back pain. J Sport Rehabil 2019; 28(8): 847–53.
32. Nixon RM, Sharififar S, Martenson M, Pezzullo L, Vincent KR, Vincent HK. Ground Reaction Forces and Impact Loading Among Runners with Different Acuity of Tibial Stress Injuries: Advanced Waveform Analysis for Running Mechanics. Bioengineering 2025; 12(8): 802.
33. Ristolainen L, Heinonen A, Turunen H, Mannström H, Waller B, Kettunen JA, et al. Type of sport is related to injury profile: A study on cross country skiers,

swimmers, long-distance runners and soccer players. A retrospective 12-month study. Scand J Med Sci Sports 2010; 20(3): 384–93.
34. Jacobson I, Tegner Y. Injuries among Swedish female elite football players: a prospective population study. Scand J Med Sci Sports 2007; 17(1): 84–91.
35. Swärd L, Hellström M, Jacobsson B, Nyman R, Peterson L. Disc degeneration and associated abnormalities of the spine in elite gymnasts: a magnetic resonance imaging study. Spine (Phila Pa 1976) 1991; 16(4): 437–43.
36. Andrade A, Bevilacqua GG, Coimbra DR, Pereira FS, Brandt R. Sleep quality, mood and performance: a study of elite Brazilian volleyball athletes. J Sports Sci Med 2016; 15(4): 601.
37. Gleeson M, Bishop NC, Stensel DJ, Lindley MR, Mastana SS, Nimmo MA. The anti-inflammatory effects of exercise: mechanisms and implications for the prevention and treatment of disease. Nat Rev Immunol 2011; 11(9): 607–15.
38. McConville KMV, Virk S. Evaluation of an electronic video game for improvement of balance. Virtual Reality 2012; 16(4): 315–23.
39. Zouita ABM, Salah FZB, Dziri C, Beardsley C. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. J Exerc Rehabil 2018; 14(1): 72-7.
40. Calmels P, Jacob J, Fayolle-Minon I, Charles C, Bouchet J, Rimaud D, et al. Étude comparative entre technique isocinétique et kinésithérapie classique chez le lombalgique chronique. Résultats préliminaires. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique; 2004; 41(1): 20-7.

DOI: *10.48305/jims.v44.i873.1394*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 44, No. 873, September 2026**
Sports Medicine, Especial Issue
Received: 31.05.2026 Accepted: 08.09.2026 Published: 22.09.2026

Analysis of Running Kinetic Characteristics in Soccer Players with Chronic Low Back Pain: A Cross-Sectional Study

Farhad Rezazadeh[1], Seyedeh Zoleykha Hashemi Chashmi[2], Shirin Aali[3], Nastaran Moradzade[4]

Original Article

Abstract

Background: Chronic non-specific low back pain (CNSLBP) is one of the most common disabling injuries in soccer players, resulting from repetitive mechanical loading and disrupting lumbopelvic stability. Despite the critical role of ground reaction forces (GRFs) in running mechanics and load distribution across the kinetic chain, limited studies have evaluated the three-dimensional components of these forces in injured athletes. Therefore, the present study aimed to comprehensively compare the changes in the magnitude and loading rate of three-dimensional GRF components during running in soccer players with CNSLBP.

Methods: This cross-sectional comparative study was conducted on 43 male athletes (aged 16–31 years) who were selected through purposive sampling. Participants were divided into two groups: male soccer players with nonspecific low back pain (n = 22) and an age-matched healthy control group (n = 21). Kinetic data were collected during running using a Bertec force platform with a sampling frequency of 1000 Hz along a 12-meter walkway.

Findings: The results of the independent-samples t-test showed no statistically significant differences in any ground reaction force components between healthy male soccer players and those with nonspecific low back pain ($P > 0.05$). Although the mean vertical ground reaction force during the heel-strike phase ($P = 0.091$) and push-off phase ($P = 0.287$) was slightly higher in the low back pain group, these differences did not reach statistical significance.

Conclusion: The absence of statistically significant differences in external running kinetics (GRF) between the two groups suggests the adoption of a common adaptive strategy in response to chronic musculoskeletal pain. These compensatory mechanisms, likely characterized by reduced overall stiffness and loading rate, may have resulted in similar ground reaction force outputs during running.

Keywords: Low Back Pain, Kinetics, Running, Athletes

Citation: Rezazadeh F, Hashemi Chashmi SZ, Aali Sh, Moradzade N. **Analysis of Running Kinetic Characteristics in Soccer Players with Chronic Low Back Pain: A Cross-Sectional Study.** J Isfahan Med Sch 2026; 44(873): 1394- 1403.

1- Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2- Assistant Professor of Exercise Physiology, Payame Noor University, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran
4- PhD Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Corresponding Author: Shirin Aali, Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran; Email: Sh.aali@cfu.ac.ir