DOI: 10.48305/jims.v43.i842.1688

مجله دانشکده پزشکی اصفهان | سال چهل و سوم/شماره‌ی ۸۴۲/هفته‌ی دوم بهمن ۱۴۰۴

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۶/۰۵ | تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۰۲ | تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱۱/۱۶

اثرات کاتینگ مانور پیش‌بینی نشده بر تغییرات دامنه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین در ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ– ناحیه‌ی کمری و افراد سالم

فرهاد رضازاده[۱]، شیرین عالی[۲]، پریا شریفی[۳]، مرجان زارعیان[۴]، پارسا فرقانی[۵]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: آسیب‌های همسترینگ و دردهای ناحیه‌ی کمری، از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی‌ـ عضلانی ورزشکاران با نرخ عود بالا هستند. با این‌حال، تعامل بیومکانیکی این آسیب‌های هم‌زمان بر الگوهای بارگذاری اندام تحتانی در شرایط غیرقابل پیش‌بینی کمتر بررسی شده است. هدف این پژوهش، مقایسه‌ی دامنه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین در مؤلفه‌های عمودی، برشی و گشتاور آزاد بین ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان و افراد سالم طی مانور تغییر مسیر ناگهانی بود.

روش‌ها: در این مطالعه‌ی مقطعی– مقایسه‌ای، ۴۰ ورزشکار مرد (۲۰ نفر با سابقه آسیب هم‌زمان همسترینگ و کمردرد و ۲۰ نفر سالم همسان‌سازی شده) شرکت کردند. آزمودنی‌ها مانور تغییر مسیر ناگهانی را با سرعت کنترل‌شده حدود ۴ متر بر ثانیه روی صفحه نیرو اجرا کردند. اوج نیروهای برشی، عمودی و گشتاور آزاد استخراج، نسبت به وزن بدن نرمال‌سازی و با آزمون t مستقل و اندازه اثر Hedges' g تحلیل شد.

یافته‌ها: در پای آسیب‌دیده، نیروی برشی داخلی– خارجی در لحظه برخورد پاشنه در گروه آسیب‌دیده به طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود (g = ۱/۵۳، P = ۰/۰۰۱). همچنین نیروی عمودی برخورد (g = ۰/۹۸، P = ۰/۰۰۴)، نیروی عمودی فعال (g = ۰/۷۱، P = ۰/۰۳۰) و حداقل گشتاور آزاد (g = ۰/۶۸، P = ۰/۰۳۸) افزایش معنادار نشان دادند. در پای سالم، تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد (P> ۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ–ناحیه‌ی کمری در تکالیف ناگهانی، کنترل ضعیف‌تری در جذب شوک‌های عمودی و نیروهای برشی نشان می‌دهند. اندازه اثرهای بزرگ حاکی از اهمیت بالینی این یافته‌ها و احتمال به‌کارگیری راهبرد حرکتی سفت ناشی از نقص کنترل عصبی– عضلانی زنجیره کینتیک است؛ بنابراین، برنامه‌های بازتوانی باید بر بهبود جذب نیرو در شرایط غیرقابل‌پیش‌بینی تمرکز کنند.

واژگان کلیدی: آسیب همسترینگ؛ کمردرد؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ تغییر مسیر ناگهانی؛ بیومکانیک ورزشی

ارجاع: رضازاده فرهاد، عالی شیرین، شریفی پریا، زارعیان مرجان، فرقانی پارسا. **اثرات کاتینگ مانور پیش‌بینی نشده بر تغییرات دامنه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین در ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ– ناحیه‌ی کمری و افراد سالم.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۴؛ ۴۳ (۸۴۲): ۱۶۸۸– ۱۶۹۴.

مقدمه

آسیب‌های همسترینگ، از جمله شایع‌ترین و پرهزینه‌ترین اختلالات اسکلتی– عضلانی در ورزش‌های نیازمند دویدن سریع و تغییر جهت هستند که با نرخ عود نگران‌کننده‌ای همراه می‌باشند (۱). اگرچه به‌طور سنتی ضعف عضلانی و عدم انعطاف‌پذیری به عنوان عوامل اصلی در نظر گرفته می شدند، اما شواهد اخیر نشان می‌دهد که مکانیسم آسیب نتیجه تعامل پیچیده‌تری بین ظرفیت بافت برای تحمل فشار و بار مکانیکی اعمال شده بر آن است. این دیدگاه مکانیکی برجسته می‌کند که ناتوانی در مدیریت بارهای وارده، ناشی از اختلال در عملکرد زنجیره کینتیک، می‌تواند عاملی تعیین‌کننده در بروز و تداوم آسیب باشد (۲).

از منظر بیومکانیکی، عملکرد عضلات همسترینگ وابستگی شدیدی به ثبات و موقعیت لگن و ستون فقرات کمری دارد، زیرا این

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

۲ – استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

۳ - دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۴- دکترای علم اطلاعات و دانش‌شناسی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۵- دانشجوی گروه کینزیولوژی، دانشگاه یورک، تورنتو، کانادا

نویسنده‌ی مسؤول: فرهاد رضازاده: استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

Email: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

عضلات از طریق توبروزیته ایسکیال به لگن متصل می‌شوند (۳). کنترل ضعیف ناحیه‌ی لومبو-پلویک (Lumbo-pelvic control) منجر به تیلت قدامی بیش از حد لگن می شود که این وضعیت، طول عملکردی همسترینگ را افزایش داده و آن را در معرض استرین‌های مکانیکی بالاتر و آسیب‌پذیری بیشتر قرار می‌دهد. علاوه بر این، ضعف در عضلات سرینی (Gluteal muscles) که اغلب با اختلالات ناحیه کمری همراه است، موجب می‌شود عضلات همسترینگ به عنوان یک مکانیسم جبرانی بیش از حد فعال شده و بارهای بیشتری را تحمل کنند که این امر زمینه را برای خستگی زودرس و آسیب فراهم می‌کند (۴، ۵).

ارتباط مکانیکی بین آسیب همسترینگ و اختلالات ناحیه‌ی کمری یک رابطه دوطرفه و علت و معلولی است. شواهد نشان می‌دهند که افراد مبتلا به دردهای ناحیه کمری، دچار اختلال در کنترل عصبی- عضلانی و تأخیر در فعال سازی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی هستند (۶). این بیماران برای جبران ناپایداری ستون فقرات، اغلب یک استراتژی «سفت شدن» (Stiffening strategy) را اتخاذ می‌کنند که منجر به کاهش انعطاف‌پذیری و توانایی جذب نیرو در کل زنجیره کینتیک می‌شود (۷). این سفتی و تغییر در الگوهای فعال‌سازی عضلات تنه، مستقیماً بر بیومکانیک اندام تحتانی تأثیر گذاشته و می‌تواند بارهای وارده به مفاصل دیستال را در حین فعالیت‌های پویا افزایش دهد (۸، ۹).

در موقعیت‌های ورزشی واقعی، این اختلالات مکانیکی زمانی که ورزشکار با چالش‌های پیش‌بینی‌نشده مواجه می‌شود، تشدید می‌گردند (۱۰). مانورهای تغییر مسیر ناگهانی به دلیل نیاز به پردازش شناختی سریع و تولید نیروی بالا، فشار زیادی را بر سیستم کنترل حرکتی وارد می‌کنند (۱۱). مطالعات نشان داده‌اند که شرایط غیرقابل پیش‌بینی منجر به تغییرات نامطلوب در استراتژی‌های فرود و افزایش گشتاورهای مفصلی می‌شود که می‌تواند مکانیزم‌های آسیب را تسهیل کند (۱۲). در چنین شرایطی، نقص در کنترل پروگزیمال (کمر و لگن) توانایی ورزشکار را برای کنترل نیروهای عکس‌العمل زمین و توزیع صحیح فشار کاهش می‌دهد (۱۳).

با وجود شواهد مجزا در مورد اثرات آسیب همسترینگ و کمردرد، شکاف قابل‌توجهی در درک تعامل هم‌زمان این دو آسیب بر مکانیسم‌های جذب بار در شرایط دشوار وجود دارد. بیشتر تحقیقات پیشین بر پارامترهای کینماتیکی (زاویه مفاصل) تمرکز کرده‌اند و کمتر به بررسی این موضوع پرداخته‌اند که چگونه نقص هم‌زمان در «لنگرگاه» (ناحیه‌ی کمری- لگنی) و «عضله‌ی متحرک» (همسترینگ) بر برآیند نیروهای وارده به بدن تأثیر می‌گذارد (۱۴، ۱۵).

بنابراین، هدف پژوهش حاضر، مقایسه‌ی تغییرات دامنه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین در مؤلفه‌های مختلف در ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ- ناحیه‌ی کمری و افراد سالم در حین مانور تغییر مسیر ناگهانی است. بر این اساس، فرضیه پژوهش این است که ورزشکاران دارای آسیب هم‌زمان، به دلیل نقص در کنترل عصبی- عضلانی، مقادیر بزرگتری از نیروهای برشی و عمودی و الگوی متفاوتی از گشتاور آزاد را نسبت به افراد سالم تجربه خواهند کرد.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی- مقایسه‌ای بود که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. مجوز اخلاقی این طرح از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی اخذ شد (IR.UMA.REC.1404.029). کلیه‌ی مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل‌های گزارش‌دهی مطالعات مشاهده‌ای (STROBE) انجام شد تا شفافیت و دقت در گزارش‌دهی رعایت شود.

تحلیل توان آماری پیش از مطالعه با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه‌ی ۳,۱ و بر اساس مطالعات پیشین انجام شد. با در نظر گرفتن اندازه‌ی اثر متوسط (d = ۰/۷)، سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آزمون ۰/۸۰، حداقل ۱۸ آزمودنی برای هر گروه برآورد گردید. بنابراین، حجم نمونه ۲۰ نفر در هر گروه کفایت آماری لازم را برای شناسایی تفاوت‌های معنادار فراهم می‌کرد (۱۵).

در این پژوهش، ۴۰ ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۸ سال به‌صورت هدفمند انتخاب شدند و در دو گروه مستقل شامل ۲۰ ورزشکار سالم و ۲۰ ورزشکار دارای آسیب هم‌زمان همسترینگ و ناحیه کمری مورد بررسی قرار گرفتند. آزمودنی‌های گروه آسیب‌دیده دارای تشخیص بالینی کشیدگی همسترینگ و درد ناحیه‌ی کمری باسابقه‌ی بیش از سه ماه بودند و سابقه‌ی جراحی در ستون فقرات یا اندام تحتانی نداشتند. تشخیص آسیب همسترینگ بر اساس معاینه‌ی فیزیکی (شامل درد در لمس توبروزیته ایسکیال و درد هنگام انقباض مقاومتی همسترینگ) و تأیید پزشک متخصص صورت گرفت. همچنین برای کمردرد، معیار ورود شامل داشتن سابقه‌ی درد مزمن غیراختصاصی (بیش از ۳ ماه) و کسب نمره درد بین ۳ تا ۶ در مقیاس VAS در نظر گرفته شد. کلیه‌ی شرکت‌کنندگان حداقل سه سال سابقه‌ی فعالیت ورزشی منظم (حداقل سه جلسه در هفته) داشتند (۱۵).

به‌منظور کاهش ناهمگونی بیومکانیکی، تنها افرادی وارد مطالعه شدند که آسیب همسترینگ و کمردرد را به صورت هم‌زمان و در یک سمت (Ipsilateral) گزارش کرده بودند. در تمامی آزمودنی‌های گروه آسیب‌دیده، سمت راست به‌عنوان اندام درگیر و پای غالب در نظر گرفته شد تا تأثیر نقص‌های لومبو- پلویک بر مکانیک اندام تحتانی هم‌سو بررسی شود. افراد دارای بیماری‌های عصبی، تعادلی یا سیستمیک (نظیر

دیابت یا بیماری‌های قلبی- عروقی)، مصرف‌کنندگان داروهای مؤثر بر کنترل عصبی- عضلانی و همچنین افرادی که قادر به اجرای صحیح آزمون‌ها نبودند، از مطالعه حذف شدند. قد و وزن آزمودنی‌ها با استفاده از قدسنج و ترازوی دیجیتال اندازه‌گیری و ثبت شد (۸).

ابزار اندازه‌گیری

پیش از شروع آزمون، روند اجرای مطالعه برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و فرم رضایت‌نامه آگاهانه تکمیل گردید. ثبت داده‌های کینتیکی با استفاده از صفحه نیرو مدل Bertec (کلمبوس، اوهایو، آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز انجام شد. صفحه نیرو در مرکز یک مسیر مستقیم ۱۸ متری قرار داشت تا امکان شتاب‌گیری کافی و دستیابی به الگوی حرکتی پایدار پیش از تماس پا فراهم شود (۱۳).

آزمودنی‌ها مانور تغییر مسیر ناگهانی را با سرعت کنترل‌شده و ثابت حدود ۴ متر بر ثانیه (±۱۰ در صد) اجرا کردند؛ سرعت حرکت به طور پیوسته توسط سیستم زمان‌سنج پایش می‌شد (۱۲). هر آزمودنی موظف بود ابتدا با پای راست (پای غالب) روی صفحه نیرو فرود آمده و بلافاصله برش جانبی ۴۵ درجه را به سمت راست یا چپ، مطابق با محرک نوری تصادفی، اجرا کند. به‌منظور حفظ ماهیت غیرقابل پیش‌بینی آزمون، محرک نوری توسط فتوسل‌های نصب شده در فاصله‌ی ۲ متری پیش از صفحه‌ی نیرو فعال می شد. این پروتکل برای هر سمت در سه کوشش معتبر تکرار شد و پیش از آزمون اصلی، چند تلاش تمرینی انجام گرفت.

با توجه به سرعت کنترل‌شده آزمودنی‌ها (۴/۰ ± ۰/۲ متر بر ثانیه)، زمان پاسخ در دسترس حدود ۵۰۰ میلی‌ثانیه برآورد شد؛ بازه‌ای که فرصت برنامه‌ریزی پیش‌بینانه را محدود کرده و فرد را ناگزیر به استفاده از کنترل بازخوردی می‌کرد. شدت درد آزمودنی‌ها با استفاده از مقیاس دیداری- خطی درد در دامنه ۰ تا ۱۰ ارزیابی شد که روایی و پایایی آن (ICC = ۰/۹۱) پیش‌تر تأیید شده است (۸، ۱۶).

متغیرهای مورد بررسی و پردازش داده

در این پژوهش، متغیرهای وابسته از منحنی نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی (Fz)، قدامی- خلفی (Fy) و داخلی- خارجی (Fx) استخراج شدند. اوج هر مؤلفه نیرو در سه فاز چرخه اتکا شامل برخورد پاشنه، میانه اتکا و هل‌دادن محاسبه و برای حذف اثر تفاوت‌های فردی، بر وزن بدن نرمال‌سازی شد (BW%) (۱۷).

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

به‌منظور بررسی زمان‌بندی پاسخ نیروها، زمان رسیدن به اوج نیرو (Time to Peak) در هر راستا محاسبه گردید. همچنین، ایمپالس نیرو به‌عنوان شاخص کل نیروی منتقل‌شده طی زمان تماس، از مساحت زیر منحنی هر مؤلفه محاسبه و بر وزن بدن نرمال‌سازی شد (۴).

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

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

برای ارزیابی مؤلفه‌های چرخشی تماس پا با زمین، حداقل گشتاور آزاد (Tz min) محاسبه و مقادیر آن بر وزن بدن و قد آزمودنی نرمال‌سازی شد. در نهایت، به‌منظور افزایش دقت اندازه‌گیری، میانگین سه گام معتبر و متوالی از هر آزمودنی برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت (۱).

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

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

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk بررسی و تأیید شد. برای مقایسه متغیرهای کینتیکی بین گروه سالم و آسیب‌دیده، از آزمون Independent Sample T-test استفاده گردید (۱۳، ۱۵). به‌منظور تعیین اهمیت بالینی تفاوت‌ها، اندازه‌ی اثر با استفاده از شاخص Hedges' g محاسبه شد که مقادیر ۰/۲، ۰/۵ و ۰/۸ به‌ترتیب به‌عنوان اثر کوچک، متوسط و بزرگ در نظر گرفته می‌شوند. سطح معنی‌داری α = ۰/۰۵ تعیین شد و کلیه تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۷ (IBM Corporation, version 27, Armonk, NY) انجام گرفت (۱۸).

یافته‌ها

بررسی سرعت نزدیک شدن آزمودنی‌ها به صفحه نیرو نشان داد که تفاوت معناداری بین گروه سالم (۴/۰۲ ± ۰/۲ متر بر ثانیه) و گروه آسیب‌دیده (۰/۹۸ ± ۰/۳ متر بر ثانیه) وجود ندارد (P > ۰/۰۵). بنابراین، تفاوت‌های مشاهده شده در دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین را نمی‌توان به اختلاف در سرعت نزدیک شدن نسبت داد.

مقایسه‌ی پارامترهای آنتروپومتریک مربوط به هر دو گروه سالم و آسیب‌دیده در جدول (۱) آورده شده است. جدول ۱ میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی را به تفکیک دو گروه سالم و دارای آسیب نشان می‌دهد. به‌منظور بررسی همگن بودن دو گروه از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریک، ابتدا از آزمون Leven برای برابری واریانس‌ها استفاده شد و سپس میانگین‌ها با استفاده از آزمون Independent Sample T-test مورد مقایسه قرار گرفتند (۱۵، ۱۹). نتایج نشان داد که هیچ تفاوت معنی‌داری در ویژگی های دموگرافیک بین دو گروه وجود ندارد (P < ۰/۰۵) بنابراین، گروه‌ها از نظر ویژگی‌های فردی همگن بودند.

همان‌طور که در جدول مشاهده می‌شود، نتایج آزمون آماری نشان داد که بین دو گروه سالم و آسیب‌دیده از نظر متغیرهای سن (P = ۰/۴۸۹)، قد (P = ۰/۱۰۴)، وزن (P = ۰/۳۰۷) و شاخص توده‌ی بدنی

جدول ۱: ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در دو گروه سالم و دارای آسیب

متغیر	گروه سالم (n = ۲۰) (میانگین ± انحراف استاندارد)	گروه آسیب‌دیده (n = ۲۰) (میانگین ± انحراف استاندارد)	t	P
سن (سال)	۲۱/۳۵ ± ۴/۱۳	۲۰/۴۵ ± ۴/۰۱	۰/۷۰	۰/۴۸۹
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۳۰ ± ۶/۲۷	۱۷۳/۸۵ ۶±/۸۱	۱/۶۶	۰/۱۰۴
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۴۰ ± ۱۴/۵۴	۷۳/۱۵ ± ۱۱/۲۳	۱/۰۳	۰/۳۰۷
شاخص توده‌ی بدنی (kg/m^2)	۲۴/۵۱ ۳±/۵۱	۲۴/۱۲ ± ۲/۸۹	۰/۳۸	۰/۷۰۵

*: آزمون Independent Sample T-test نشان داد تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود ندارد (P > ۰/۰۵).

جدول ۲: مقایسه‌ی متغیرهای بیومکانیکی منتخب بین دو گروه سالم و دارای آسیب در حین مانور تغییر جهت

مؤلفه‌ها	جهت پا	گروه سالم (n = ۲۰) (میانگین ± انحراف استاندارد)	گروه آسیب‌دیده (n = ۲۰) (میانگین ± انحراف استاندارد)	t	P
اوج نیرو داخلی- خارجی	راست	-۵۳/۲۲ ± ۱۲/۱۰	-۵۹/۴۰ ± ۱۰/۵۰	۴/۸۵	*۰/۰۰۱
	چپ	-۴۲/۱۶ ± ۱۲/۸۵	-۴۳/۱۹ ± ۱۱/۵۶	۰/۲۷	۰/۷۸۷
اوج نیروی داخلی- خارجی در لحظه پوش- اف	راست	-۴۱/۵۶ ± ۱۳/۵۶	-۴۱/۰۱ ± ۱۲/۹۸	۰/۱۵	۰/۸۷۸
	چپ	-۴۳/۴۳ ± ۱۰/۱۲	-۴۴/۵۷ ± ۱۱/۲۰	۰/۳۵	۰/۷۲۶
نیروی بازدارنده‌ی قدامی- خلفی	راست	-۲۸/۹۸ ± ۱۱/۲۳	-۲۸/۳۲ ± ۱۰/۱۵	۰/۴۲	۰/۶۷۳
	چپ	-۲۹/۸۳ ± ۱۲/۴۵	-۲۷/۲۴ ± ۱۱/۸۹	-۰/۸۶	۰/۳۹۳
نیروی پیش‌برنده‌ی قدامی- خلفی	راست	۱۵/۶۵ ± ۵/۵۲	۱۴/۸۶ ± ۷/۹۱	-۰/۲۷	۰/۷۸۵
	چپ	۱۴/۵۰ ± ۵/۸۰	۱۴/۷۷ ± ۴/۳۵	-۰/۱۶	۰/۸۷۳
نیروی عمودی در لحظه برخورد اولیه با زمین	راست	۱۶۳/۶۳ ± ۲۳/۴۱	۱۸۹/۹۶ ±۳۱/۰۵	-۳/۱۲	*۰/۰۰۴
	چپ	۱۶۷/۳۱ ± ۴۲/۱۰	۱۷۴/۵۶ ± ۳۰/۵۵	-۰/۶۲	۰/۵۳۶
نیروی عمودی در فاز تحمل وزن فعال	راست	۱۷۱/۱۸ ± ۳۲/۸۰	۱۹۲/۹۳ ± ۲۷/۶۰	۰/۲۶	*۰/۰۳۰
	چپ	۱۸۹/۷۰ ± ۲۷/۶۵	۱۹۵/۰۲ ±۲۵/۴۰	-۰/۶۳	۰/۵۳۱
حداقل گشتاور آزاد حول محور عمودی	راست	-۲/۸۰ ± ۲/۶۰	-۲/۶۰ ± ۱/۱۴	-۲/۱۵	*۰/۰۳۸
	چپ	-۱۳/۵۶ ± ۷/۹۰	-۵/۳۰ ±۱۱/۰۸	-۱/۱۷	۰/۲۴۹
ایمپالس نیروی عمودی	راست	۰/۳۵ ± ۰/۰۵	۰/۳۳ ±۰/۰۶	۱/۱۰	۰/۲۸۵
	چپ	۰/۳۵ ± ۰/۱۱	۰/۰۷ ± ۰/۳۶	-۰/۶۷	۰/۵۰۵

*: مقادیر P کمتر از ۰/۰۵ معنی‌دار در نظر گرفته شده‌اند.

(P = ۰/۷۰۵) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (P > ۰/۰۵). این یافته بیانگر آن است که هر دو گروه در شروع مطالعه از نظر ویژگی‌های عمومی همگن بوده و تفاوت‌های احتمالی در متغیرهای کینتیکی (نیرو و گشتاور) ناشی از اختلاف در قد یا وزن آزمودنی‌ها نمی‌باشد.

جدول ۲ نتایج آزمون Independent Sample T-test را جهت مقایسه‌ی میانگین متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاورها بین دو گروه سالم و آسیب‌دیده، به تفکیک پای راست و چپ نشان می‌دهد

تحلیل پای راست (اندام درگیر):

نتایج آزمون Independent Sample T-test نشان داد که در پای راست (اندام درگیر)، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه وجود دارد. به طور مشخص، میانگین نیروی برشی در لحظه برخورد پاشنه در گروه آسیب‌دیده به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود (P = ۰۰۱/۰، g = ۵۳/۱). همچنین، در مؤلفه‌ی نیروی عمودی لحظه برخورد، گروه آسیب‌دیده نیروی بیشتری را نسبت به گروه سالم تجربه کردند (P = ۰/۰۰۴، g = ۰/۹۸). علاوه بر این، نیروی عمودی فعال نیز در گروه آسیب‌دیده افزایش معنی‌داری داشت (P = ۰/۰۳۰، g = ۰/۷۱)؛ در حالی که حداقل گشتاور آزاد در این گروه به طور معنی‌داری کمتر از همتایان سالم بود (P = ۰/۰۳۸ ، g = ۰/۶۸). با این حال، در مؤلفه‌های نیروی قدامی- خلفی (ترمزکننده و پیش‌برنده) و مقادیر ایمپالس عمودی، تفاوت آماری معنی‌داری بین دو گروه در پای راست مشاهده نشد (P > ۰/۰۵) و بنابراین این متغیرها در تبیین یافته‌های اصلی مورد تمرکز قرار نگرفتند.

تحلیل پای چپ (اندام غیر درگیر):

برخلاف پای راست، بررسی داده‌های پای چپ نشان داد که

هیچ‌یک از متغیرهای مورد مطالعه (شامل نیروهای برشی، عمودی و گشتاورها) تفاوت معنی‌داری بین دو گروه سالم و آسیب‌دیده نداشتند ($P > ۰/۰۵$). این یافته بیانگر آن است که استراتژی حرکتی و الگوی اعمال نیرو در پای سالم (چپ) در هر دو گروه مشابه بوده و تغییرات بیومکانیکی مشاهده شده تنها محدود به اندام دارای سابقه آسیب (راست) در حین اجرای مانور تغییر جهت است.

بحث

هدف پژوهش حاضر، مقایسه‌ی دامنه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین در ورزشکاران دارای آسیب همزمان همسترینگ– ناحیه‌ی کمری و افراد سالم در حین اجرای مانور تغییر مسیر ناگهانی بود. نتایج نشان داد که در پای درگیر گروه آسیب‌دیده، نیروی برشی داخلی–خارجی (Fx) و نیروی عمودی برخورد (Fz Impact) به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود. مشاهده‌ی اندازه اثر بسیار بزرگ، به‌ویژه برای Fx Hedges' g = ۰/۵۳، حاکی از اهمیت بالینی یافته‌ها و پایداری نتایج علی‌رغم حجم نمونه‌ی متوسط بود.

افزایش نیروی برخورد در گروه آسیب‌دیده با یافته‌های Nekar و همکاران همخوانی داشت؛ آن‌ها نشان دادند که بهبود ثبات مرکزی منجر به کاهش معنی‌دار نیروهای عمودی در حین فرود می‌شود. در مقابل، اختلال در کنترل ناحیه‌ی مرکزی– همانند وضعیت آزمودنی‌های این مطالعه– می‌تواند توانایی جذب شوک را کاهش داده و به افزایش نیروهای برخوردی منجر شود. این الگو تأیید می‌کند که کنترل پروگزیمال نقش تعیین‌کننده‌ای در مدیریت بارگذاری دیستال ایفا می‌کند (۱۷).

درحالی که ورزشکاران سالم در مواجهه با تغییر مسیر ناگهانی از یک «استراتژی محتاطانه» برای کاهش نیروها استفاده می‌کنند، گروه آسیب‌دیده چنین سازگاری‌ای را نشان نداد. این ناتوانی احتمالاً ناشی از اختلال در پردازش عصبی– عضلانی یا اتخاذ الگوی حرکتی سفت و ضربه‌ای است که ریسک آسیب مجدد را افزایش می‌دهد (۱۲).

در تبیین افزایش نیروی برشی مشاهده شده، یافته‌های مینونژاد و همکاران نشان داد که افراد مبتلا به کمردرد در حین برش ناگهانی، الگوهای حرکتی پرخطر مانند بی‌ثباتی تنه و تغییرات نامطلوب اندام تحتانی را بروز می‌دهند (۱۲). بی‌ثباتی تنه می‌تواند مرکز جرم بدن را از پای تکیه‌گاه دور کرده و منجر به افزایش نیروهای جانبی شود. همچنین، تأخیر در فعال‌سازی عضلات ثبات‌دهنده در بیماران کمری می‌تواند توضیح دهد که چرا گروه آسیب‌دیده قادر به جذب نرم نیروی برخورد نبوده و Impact Fz بالاتری را تجربه کرده است (۸، ۱۵).

از سوی دیگر، استراتژی سفت‌سازی تنه که در افراد با سابقه‌ی کمردرد گزارش شده است، خاصیت فنری سیستم اسکلتی– عضلانی را کاهش داده و باعث انتقال مستقیم نیرو به مفاصل می‌شود. ضعف عملکردی همسترینگ نیز می‌تواند مانع از فلکشن مناسب زانو در لحظه تماس پا با زمین شده و با تشدید الگوی فرود ضربه‌ای، نیروهای عمودی بیشتری ایجاد کند (۹، ۱۳). در خصوص تغییرات مشاهده شده در گشتاور آزاد (Tz)، کاهش معنادار حداقل گشتاور آزاد در گروه آسیب‌دیده می‌تواند ناشی از اتخاذ یک راهبرد حفاظتی برای محدود کردن بارهای چرخشی باشد. به نظر می‌رسد این افراد با افزایش سفتی عضلانی و محدود کردن حرکات چرخشی در مچ پا، تلاش می‌کنند از اعمال گشتاورهای پیچشی زیاد به زنجیره کینتیک ضعیف خود جلوگیری کنند، هرچند این «قفل کردن» مفاصل ممکن است در نهایت به کاهش ظرفیت جذب نیرو منجر شود.

ماهیت غیرقابل‌پیش‌بینی تکلیف در این مطالعه، چالش مضاعفی برای سیستم عصبی آسیب‌دیده ایجاد کرده است. شواهد نشان می‌دهد که نقص در یکپارچگی شناختی– حرکتی، توانایی تنظیم سریع برنامه حرکتی را محدود کرده و مدیریت نیروهای برشی و عمودی را مختل می‌سازد (۱۸). این ناتوانی یکی از مکانیسم‌های کلیدی آسیب‌های غیرتماسی در ورزش محسوب می‌شود.

اگرچه تحلیل مقادیر اوج نیرو به‌عنوان شاخص‌های بالینی خطر آسیب انتخاب شد، استفاده از روش‌های سری زمانی مانند SPM می‌تواند در مطالعات آینده اطلاعات دقیق‌تری از توزیع زمانی نیروها ارائه دهد. از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به فقدان داده‌های کینماتیکی و الکترومایوگرافی، ماهیت مقطعی مطالعه و محدود بودن نمونه به ورزشکاران مرد اشاره کرد (۱۹).

در مجموع، نتایج این پژوهش نشان داد، ورزشکاران دارای آسیب همزمان همسترینگ– ناحیه‌ی کمری در حین تغییر مسیر ناگهانی، دچار اختلال معنادار در کنترل بار مکانیکی هستند که به‌صورت افزایش نیروهای برشی و عمودی برخورد بروز می‌یابد. از نظر بالینی، این یافته‌ها تأکید می‌کند که بازتوانی این گروه باید فراتر از تقویت موضعی عضله بوده و بر ادغام تمرینات ثبات مرکزی، کنترل عصبی–عضلانی و تمرینات واکنشی در شرایط غیرقابل‌پیش‌بینی تمرکز داشته باشد تا از چرخه عود آسیب جلوگیری شود.

نتیجه‌گیری

در مجموع، نتایج این پژوهش نشان داد، ورزشکاران دارای آسیب همزمان همسترینگ– ناحیه‌ی کمری در حین تغییر مسیر ناگهانی، دچار اختلال معنادار در کنترل بار مکانیکی هستند که به‌صورت افزایش نیروهای برشی و عمودی برخورد بروز می‌یابد. از نظر بالینی، این یافته‌ها تأکید می‌کند که بازتوانی این گروه باید فراتر از تقویت موضعی عضله بوده و بر ادغام تمرینات ثبات مرکزی، کنترل عصبی–عضلانی و تمرینات واکنشی در

شـــرایط غیرقابل‌پیش‌بینی تمرکز داشـــته باشـــد تا از چرخه عود آســـیب جلوگیری شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی افرادی که در انجام این مطالعه مشـــارکت نموده‌اند سپاسگزاری می‌گردد. این پژوهش، در سال ۱۴۰۴ در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

References

1. Hagos A, Merchant AA, Kayani B, Yasen AT, Haddad FS. Risk factors and injury prevention strategies for hamstring injuries: a narrative review. EFORT Open Rev 2025; 10(8): 636-45.
2. Bramah C, Mendiguchia J, Dos'Santos T, Morin JB. Exploring the Role of Sprint Biomechanics in Hamstring Strain Injuries: A Current Opinion on Existing Concepts and Evidence. Sports Med 2024; 54(4): 783-93.
3. Kellis E, Blazevich AJ. Hamstrings force-length relationships and their implications for angle-specific joint torques: a narrative review. BMC Sports Sci Med Rehabil 2022; 14(1): 166.
4. Dos' Santos T, McBurnie A, Thomas C, Comfort P, Jones PA. Biomechanical comparison of cutting techniques: A review and practical applications. Strength & Conditioning Journal 2019; 41(4): 40-54.
5. Gulrandhe P, Yadav V, Naqvi WM. Correlation Between Foot Posture and Hamstring Muscle Tightness. Cureus 2023; 15(7): e42046.
6. Saito H, Hakariya N, Laddawong T, Soga T, Moteki T, Kaneoka K, et al. Muscle Synergy During Cutting Movements in Athletes with a History of Groin Pain. Sports (Basel) 2025; 13(10).
7. Westbrook AE, Taylor JB, Nguyen AD, Paterno MV, Ford KR. Effects of maturation on knee biomechanics during cutting and landing in young female soccer players. PLoS One 2020; 15(5): e0233701.
8. Akbari M, Sarrafzadeh J, Maroufi N, Haghani H. Changes in postural and trunk muscles responses in patients with chronic nonspecific low back pain during sudden upper limb loading. Med J Islam Repub Iran 2015; 29: 265.
9. Stokes IA, Fox JR, Henry SM. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. Eur Spine J 2006; 15(5): 658-67.
10. Abboud J, Lardon A, Boivin F, Dugas C, Descarreaux M. Effects of muscle fatigue, creep, and musculoskeletal pain on neuromuscular responses to unexpected perturbation of the trunk: a systematic review. Front Hum Neurosci 2016; 10: 667.
11. Needham C, Herrington L. Cutting Movement Assessment Scores during Anticipated and Unanticipated 90-Degree Sidestep Cutting Manoeuvres within Female Professional Footballers. Sports (Basel) 2022; 10(9): 128.
12. Minoonejad H, Mousavi SH, Daylamizadeh M. Comparison of Kinematic Risk Patterns Associated with ACL Injury During an Unanticipated Cutting Maneuver in Athletes with and without Non-Specific Chronic Low Back Pain. Journal of Advanced Sport Technology 2023; 7(3): 38-47.
13. Bodian CA, Freedman G, Hossain S, Eisenkraft JB, Beilin Y. The visual analog scale for pain: clinical significance in postoperative patients. Anesthesiology. 2001; 95(6): 1356-61.
14. Iguchi J, Tateuchi H, Taniguchi M, Ichihashi N. The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2014; 22(1): 41-8.
15. Taylor JM, Alanazi S. Cohen's and Hedges'g. J Nurs Educ 2023; 62(5): 316-7.
16. Schultz BB. Levene's test for relative variation. Systematic Zoology 1985; 34(4): 449-56.
17. Nekar DM, Lee DY, Hong JH, Kim JS, Kim SG, Nam YG, et al. Comparing the Impact of Upper Body Control and Core Muscle Stabilization Training on Landing Biomechanics in Individuals with Functional Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. Healthcare (Basel) 2023; 12(1): 70.
18. Konishi M, Clark NC, McDonald DJ, Takemura M, Cortes N. Acute effects of unplanned and planned hop-landing training on neurocognitive function and knee biomechanics. Orthop J Sports Med 2025; 13(1): 23259671241302326.
19. Ashburner J. SPM: a history. Neuroimage 2012; 62(2): 791-800.

DOI: *10.48305/jims.v43.i842.1688*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 43, No. 842, 2ndt Week, February 2026**

Received: 27.08.2025 Accepted: 22.01.2026 Published: ??.??.????

Unanticipated Cutting Maneuver Effects on Ground Reaction Force Amplitude Alterations in Athletes with Concurrent Hamstring-Lumbar Injury and Healthy Individuals

Farhad Rezazadeh[1], Shirin Aali[2], Parya Sharifi[3], Marjan Zareian[4], Parsa Forghani[5]

Original Article

Abstract

Background: Hamstring Strain Injuries (HSI) and Low Back Pain (LBP) are prevalent musculoskeletal disorders in athletes with high recurrence rates. However, the biomechanical interaction of concurrent HSI and LBP on lower-limb loading under unpredictable conditions remains insufficiently understood. The objective of this study was to compare ground reaction force (GRF) components—vertical, shear, and free moment—between athletes with concurrent hamstring–lumbar injury and healthy controls during an unanticipated side-step cutting maneuver.

Methods: In this cross-sectional comparative study, 40 male athletes (20 with concurrent HSI and non-specific chronic LBP and 20 healthy matched controls) performed unanticipated cutting maneuvers on a force plate at a controlled speed of ~4 m/s. Peak medial-lateral shear force (Fx), vertical impact force (Fz-Impact), active vertical force, and free moment (Tz) were extracted and normalized. Independent t-tests and Hedges' g effect sizes were calculated.

Findings: The injured group demonstrated significantly greater Fx at heel contact (P=0.001; g=1.53) and vertical impact force (P = 0.004; g = 0.98) in the involved limb. Significant differences with medium-to-large effect sizes were also observed for active vertical force (P = 0.030; g = 0.71) and minimum free moment (P=0.038; g=0.68). No significant between-group differences were found for the healthy limb.

Conclusion: Athletes with concurrent HSI and NCLBP exhibit impaired attenuation of shear and vertical forces during unanticipated tasks. The large effect sizes suggest a stiff landing strategy associated with deficient proximal neuromuscular control within the kinetic chain. Rehabilitation programs should emphasize force absorption strategies under neurocognitive demand to reduce re-injury risk.

Keywords: Low Back Pain; Hamstring Muscles; Biomechanical Phenomena; Athletes; Sprains and Strains

Citation: Rezazadeh F, Aali Sh, Sharifi P, Zareian M, Forghani P. **Unanticipated Cutting Maneuver Effects on Ground Reaction Force Amplitude Alterations in Athletes with Concurrent Hamstring-Lumbar Injury and Healthy Individuals.** J Isfahan Med Sch 2026; 43(842): 1688-94.

1- Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2- Assistant Professor, Department of Sport Science Education, Farhangian University, P.O., Tehran, Iran.
3- MSc Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
4- PhD in Knowledge and Information Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
5- Kinesioligy Student, York University, Toronto, Canada
Corresponding Author: Farhad Rezazadeh, Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran; Email: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir