

Comparison of Ground Reaction Force, Free Torque, and Impulse in Male Athletes with Hamstring Injury and Healthy Controls During Running with a Deliberate Change of Direction

Farhad Rezazadeh¹
Mahrokh Dehghani²
Shirin Aali³
Zahra Naderi⁴
Parinaz Fahimi⁴

¹ Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

² Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Psychology and Educational Sciences, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

³ Assistant Professor, Department of Physical Education Training, Farhangian University, Tehran, Iran

⁴ MSc Student in Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

(Received August 5, 2026; Accepted September 21, 2026)

Abstract

Background and purpose: Intentional change of direction is considered one of the most challenging sports skills because of the high mechanical loads imposed on the lower limbs. Hamstring injury is among the most common injuries in athletes and may affect ground reaction force (GRF) patterns. However, the biomechanical changes associated with hamstring injury during a change of direction have not been well characterised. Therefore, this study aimed to compare GRF, free torque, and impulse during running with a deliberate change of direction to the right between male athletes with hamstring injury and healthy controls.

Materials and methods: In this cross-sectional comparative study, 46 male athletes (23 injured and 23 healthy) participated. GRF was recorded in three directions - vertical, anterior-posterior, and medial-lateral - using a Bertec force plate during a rightward change-of-direction manoeuvre. The peak force, impulse, and free torque variables were extracted and analysed using an independent-samples t-test after normalisation to body weight.

Results: There were no significant differences between the two groups ($P > 0.05$) in most GRF variables, including peak vertical, anterior-posterior, and medial-lateral forces, as well as impulse and vertical force (F_z). In contrast, the minimum free torque (minFM) differed significantly between groups ($P = 0.03$), with the injured group showing more negative values, which may indicate greater torsional loading and reduced rotational stability of the lower limb at ground contact.

Conclusion: The findings indicate that athletes with hamstring injuries may have impaired control of lower-limb rotational torque, despite the absence of significant differences in other GRF variables. This finding may reflect the adoption of conservative movement strategies and reduced dynamic stability.

Keywords: ground reaction force, hamstring injury, biomechanics, cutting manoeuvre

J Mazandaran Univ Med Sci 2026; 36 (261): 41-54 (Persian).

Corresponding Author: Farhad Rezazadeh - Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (E-mail: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir)

مقایسه مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاور آزاد و ایمپالس در ورزشکاران مرد مبتلا به آسیب همسترینگ با افراد سالم طی دویدن با تغییر جهت آگاهانه

فرهاد رضازاده^۱

ماهرخ دهقانی^۲

شیرین عالی^۳

زهرنا نادری^۴

پریناز فهیمی^۴

چکیده

سابقه و هدف: تغییر جهت آگاهانه به دلیل بارهای مکانیکی بالای وارد شده بر اندام تحتانی، از چالش برانگیزترین مهارت‌های ورزشی محسوب می‌شود. از سوی دیگر، آسیب همسترینگ یکی از شایع‌ترین آسیب‌های میان ورزشکاران است که می‌تواند الگوهای نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) را تحت تأثیر قرار دهد. با این حال، تغییرات بیومکانیکی ناشی از این آسیب طی تغییر جهت به‌خوبی مشخص نشده است. از این رو، پژوهش حاضر با هدف مقایسه مقادیر GRF، گشتاور آزاد و ایمپالس طی دویدن همراه با تغییر جهت آگاهانه به سمت راست در ورزشکاران مرد مبتلا به آسیب همسترینگ و افراد سالم، انجام پذیرفت.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مقطعی-مقایسه‌ای، ۴۶ ورزشکار مرد (۲۳ نفر گروه آسیب دیده و ۲۳ نفر سالم) شرکت کردند. GRF در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی با صفحه نیرو Bertec طی حرکت تغییر جهت جانبی به راست ثبت شد. متغیرهای اوج نیرو، ایمپالس و گشتاور آزاد استخراج و پس از نرمال سازی با وزن بدن، با آزمون t مستقل تحلیل شدند.

یافته‌ها: بین اکثر مؤلفه‌های GRF شامل اوج نیروهای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و همچنین ایمپالس نیروها و نیروی عمودی (Fz)، تفاوت معنی‌داری میان دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$). در مقابل، مقدار حداقل گشتاور آزاد (FMmin) تفاوت معنی‌داری نشان داد ($P = 0.03$) به‌طوری که گروه آسیب دیده مقادیر منفی تری داشت که بیانگر افزایش پیچش و کاهش پایداری چرخشی اندام تحتانی در لحظه تماس با زمین است.

استنتاج: یافته‌ها نشان داد ورزشکاران دارای آسیب همسترینگ، در کنترل گشتاور چرخشی پا اختلال دارند، حتی اگر سایر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین تفاوت قابل توجهی نداشته باشند. این امر می‌تواند نشان دهنده اتخاذ استراتژی‌های حرکتی محافظه کارانه و کاهش پایداری دینامیک باشد.

واژه‌های کلیدی: نیروی عکس‌العمل زمین، آسیب همسترینگ، بیومکانیک، حرکت برشی

مؤلف مسئول: فرهاد رضازاده-اردیل، دانشگاه محقق اردبیلی

E-mail: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

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

۲. استاد تمام رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

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

۴. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۵/۱۴ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۴۰۵/۳/۱۹ تاریخ تصویب: ۱۴۰۵/۶/۳۰

مقدمه

حرکات برشی و تغییر جهت سریع بخش جدایی ناپذیر بسیاری از ورزش‌های سرعتی و تیمی هستند و موجب وارد شدن بارهای مکانیکی قابل توجه به زانو، لگن و ستون فقرات می‌شوند (۱). مطالعات نشان داده‌اند که این حرکات، به ویژه زمانی که همراه با پیش‌بینی محدود یا انجام هم‌زمان یک تکلیف شناختی (dual-task) باشند، می‌تواند الگوهای بارگذاری اندام تحتانی، شامل زاویه فلکشن و مومنت‌های زانو (Knee joint moments)، را در افراد سالم تغییر دهند و خطر آسیب را افزایش دهند (۲). ورزشکاران ممکن است در پاسخ به محدودیت‌های پیش‌بینی یا اختلال در کنترل حرکتی، الگوهای جبرانی اتخاذ کنند که دامنه و جهت نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) (Ground reaction forces) را تغییر داده و بر کیفیت اجرای مانور برشی تأثیر می‌گذارد (۳). بررسی دقیق این حرکات از نظر بیومکانیکی اهمیت دارد، زیرا می‌تواند بینش مفیدی درباره ریسک آسیب و استراتژی‌های کنترل حرکتی در ورزشکاران فراهم کند و پایه‌ای برای مطالعات در زمینه آسیب‌های ثانویه مانند همسترینگ و کمر درد ایجاد نماید (۴).

آسیب‌های همسترینگ از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی در رشته‌های سرعتی و مهارت محور هستند و می‌توانند موجب محدودیت قابل توجه در عملکرد و بازگشت به ورزش شوند (۵). در مطالعه‌ای ده ساله بر روی ۱۷ رشته ورزشی، که در باشگاه چند رشته‌ای انجام می‌شد، میزان بروز آسیب همسترینگ ۱/۲۹ در هر ۱۰۰ ورزشکار در سال بود (۶). این آسیب‌ها به‌ویژه در فعالیت‌هایی رخ می‌دهند که شامل کشش سریع، پرش، تغییرات ناگهانی جهت، دویدن با سرعت بالا همراه با شتاب‌گیری و کند شدن سریع باشند (۷). برخی آسیب‌ها ماهیتی ترکیبی (mixed-type) دارند که ویژگی‌های بیومکانیکی هر دو مکانیسم کششی و سرعتی را شامل می‌شوند (۸). در همین راستا، Jokela و همکاران (۲۰۲۳)، در یک مطالعه‌ی ویدئو آنالیز نشان دادند که بخش قابل توجهی از

آسیب‌های حاد همسترینگ در فوتبالیست‌های حرفه‌ای طی تغییر جهت، شوت‌زنی و دویدن با سرعت بالا رخ می‌دهد. آن‌ها گزارش کردند که ۷۱ درصد آسیب‌ها در سرعت‌های بالا و اغلب به‌صورت آسیب‌های تکه‌تاندونی پروگزیمال دو سر رانی (Biceps femoris) مشاهده می‌شود (۹). نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که، علاوه بر مکانیسم‌های شناخته‌شده‌ی کششی، مکانیسم‌های مختلط شامل تغییر جهت نیز نقش مهمی در بروز آسیب دارند. این یافته‌ها اهمیت توجه به مانورهای تغییر جهت در تحلیل بیومکانیکی افراد آسیب‌دیده را برجسته می‌کند. همچنین، آسیب همسترینگ می‌تواند منجر به تغییر در الگوی راه رفتن، کاهش کنترل حرکتی و افزایش خطر بروز آسیب‌های ثانویه مانند آسیب رباط صلیبی قدامی و اختلالات کمر شود، زیرا ضعف یا تاخیر در فعال‌سازی همسترینگ تعادل بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست زانو را بر هم می‌زند (۱۰).

ارزیابی مکانیسم‌های حرکتی و استراتژی‌های احتمالی جبرانی در ورزشکاران آسیب‌دیده می‌تواند با بررسی متغیرهای کلیدی کینتیکی تکمیل شود. GRF یکی از شاخص‌های مهم برای توصیف اندازه و جهت نیروهای مکانیکی وارد شده به اندام تحتانی طی تماس پا با زمین محسوب می‌شود و بررسی مؤلفه‌های مختلف آن ممکن است اطلاعات ارزشمندی درباره راهبردهای حرکتی افراد، به‌ویژه در فعالیت‌هایی مانند کاهش سرعت و تغییر جهت، فراهم کند (۱۱، ۱۲). همچنین، ایمپالس یا تکانه نیرو، که بیانگر نیروی اعمال شده در طول زمان است، می‌تواند برای بررسی نحوه اعمال نیرو و تغییرات احتمالی در راهبردهای جذب و تولید نیرو مورد استفاده قرار گیرد (۱۲). از سوی دیگر، گشتاور آزاد (Free Moment) به گشتاور حول محور عمودی ناشی از تعامل پیچشی میان پا و سطح زمین اشاره دارد و بررسی آن ممکن است اطلاعاتی درباره بارگذاری پیچشی اندام تحتانی و کنترل حرکات چرخشی طی فعالیت‌های عملکردی فراهم کند (۱۵-۱۳). با توجه به نقش عضلات همسترینگ در کنترل حرکات اندام تحتانی،

به ویژه در فعالیت های پرسرعت شامل کاهش سرعت و تغییر جهت، این احتمال وجود دارد که تغییرات عملکردی این عضلات پس از آسیب با تغییراتی در راهبردهای حرکتی و نحوه توزیع نیرو همراه باشد (۱۶، ۱۷).

با این حال، ارتباط مستقیم میان اختلال عملکرد همسترینگ و تغییرات مشخص در ایمپالس یا گشتاور آزاد هنوز به طور کامل روشن نشده است و برای تعیین دقیق این ارتباط، مطالعات بیش تری در شرایط عملکردی و ورزشی مورد نیاز است. با وجود شواهد مستقل مبنی بر تأثیر آسیب همسترینگ، بر الگوهای بیومکانیکی و کنترل حرکتی، خلأ پژوهشی آشکاری در درک تأثیر این آسیب بر پارامترهای کلیدی مانند دامنه نیروهای عکس العمل زمین در طی مانورهای پیچیده ای مانند تغییر جهت وجود دارد. بر این اساس، هدف اصلی این مطالعه، مقایسه مقادیر نیروهای عکس العمل زمین، گشتاور آزاد و ایمپالس در طی دویدن با تغییر جهت آگاهانه به سمت راست در ورزشکاران مرد مبتلا به آسیب همسترینگ با افراد سالم است. نتایج این پژوهش می تواند به درک بهتر مکانیسم های زمینه ساز افزایش خطر آسیب های ثانویه و طراحی پروتکل های بازتوانی هدفمند برای این گروه از ورزشکاران کمک کند.

مواد و روش ها

طراحی مطالعه

پژوهش حاضر از نوع مقطعی - مقایسه ای، بود و در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. مجوز اخلاقی این طرح به شماره IR.UMA.REC.1404.029 از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی اخذ شد. کلیه مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل های چک لیست مطالعات کمی و مشاهده ای (STROBE Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology) انجام شد تا شفافیت و دقت در گزارش دهی رعایت شود (۱۸).

محاسبه حجم نمونه

با استفاده از نرم افزار G*Power نسخه ۳/۱ و بر اساس اندازه اثر متوسط (۰/۵۵)، توان آزمون ۰/۹۵ و سطح معنی داری ۰/۰۵، حجم نمونه مورد نیاز ۳۸ نفر برآورد گردید (۱۹). به منظور افزایش دقت و قابلیت اتکا نتایج مطالعه، حجم نمونه به ۴۶ نفر افزایش یافت، به طوری که هر گروه شامل ۲۳ شرکت کننده شد.

جامعه آماری

در یک مطالعه مقطعی - مقایسه ای، ۴۶ ورزشکار مرد در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۸ سال که در رشته های ورزشی مبتنی بر دویدن و تغییر جهت (فوتبال، فوتسال و هندبال) فعالیت می کردند. نمونه گیری به صورت هدفمند و در دسترس از میان ورزشکارانی انجام شد که به مراکز فیزیوتراپی، کلینیک های ورزشی و تیم های ورزشی دانشگاهی مراجعه داشتند، و در دو گروه مستقل قرار گرفتند. گروه دارای آسیب شامل ۲۳ ورزشکار با آسیب همسترینگ و گروه سالم متشکل از ۲۳ فرد سالم ورزشکار بدون آسیب همسترینگ بود. معیارهای ورود به گروه دارای آسیب شامل، آسیب عضله همسترینگ پای راست در شش ماه گذشته، داشتن حداقل سه سال سابقه فعالیت ورزشی منظم و پیوسته در ۳ سال منتهی به زمان انجام پژوهش (حداقل سه جلسه تمرین در هفته)، توانایی راه رفتن مستقل بدون استفاده از وسایل کمکی و ورزشکارانی که در رشته های ورزشی فوتبال، فوتسال و هندبال فعالیت می کردند، بوده است.

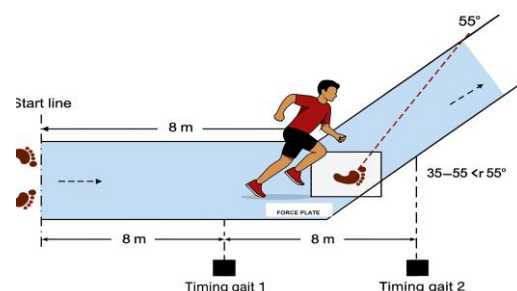
از معیارهای خروج از مطالعه می توان به سابقه جراحی در ناحیه ستون فقرات یا اندام تحتانی، ابتلا به بیماری های عصبی، تعادلی، یا سیستمیک (مانند دیابت یا بیماری های قلبی - عروقی)، و مصرف داروهای مؤثر بر کنترل عصبی عضلانی در هفته های اخیر اشاره کرد. همچنین، عدم توانایی در اجرای صحیح پروتکل های آزمون نیز منجر به خروج فرد از مطالعه شد (۲۰، ۲۱). وزن آزمودنی ها با استفاده از ترازوی دیجیتالی با حداقل

دقت ۰/۱ کیلوگرم وبا قابلیت کالیبره شدن (مدل WS۸۰، ساخت سوئیس) و قد با به کارگیری قد سنج با حداقل دقت ۰/۱ سانتی متر و دارای صفحه بروکا (مدل AG Machinen، ساخت سوئیس) اندازه گیری شد و در فرم اطلاعات فردی ثبت گردید.

انبار اندازه گیری

پس از تبیین کامل پروتکل پژوهش و مراحل اجرای آزمون برای شرکت کنندگان، از آنان درخواست شد تا فرم رضایت و اطلاعات دموگرافیک را تکمیل و امضا نمایند. در این راستا، محرمانه ماندن داده ها تضمین شد و به شرکت کنندگان اعلام گردید که در هر مرحله از پژوهش می توانند بدون هیچ گونه تبعاتی از ادامه همکاری انصراف دهند.

برای مشخص کردن فازهای مختلف حرکت از دستگاه صفحه نیرو (Force plate) شرکت Bertec (کلمبوس اوهایو، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز) استفاده شد (۲۲). صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. در این مطالعه، از هر آزمودنی خواسته شد به سمت صفحه نیرو بدود و با پای راست دارای آسیب همسترینگ بر روی صفحه نیرو گام گذاشته و بلافاصله تغییر جهت جانبی با زاویه تقریبی ۴۵ درجه (بازه قابل قبول ۳۵ تا ۵۵ درجه) نسبت به مسیر دویدن اولیه را به سمتی که پیش تر توسط اپراتور تعیین شده بود (سمت راست) اجرا نماید. این پروتکل برای هر شرکت کننده در سه کوشش مجزا تکرار شد (تصویر شماره ۱) (۲۳).



تصویر شماره ۱: تصویری از انجام حرکت تغییر جهت جانبی هنگام دویدن (این تصویر توسط هوش مصنوعی chatgpt درست شده است)

برای ارزیابی شدت درد از مقیاس دیداری-خطی درد (VAS Visual Analogue Scale) برای بررسی درد آسیب همسترینگ استفاده شد. اندازه گیری شدت درد صرفاً با هدف توصیف وضعیت بالینی شرکت کنندگان گروه تجربی و تأیید مزمن بودن درد انجام گرفت و به عنوان متغیر وابسته در تحلیل های آماری در نظر گرفته نشد. این مقیاس، ابزاری معتبر و رایج برای سنجش درد ادراک شده توسط فرد است که شدت درد را بر اساس خود گزارشی در دامنه ای از ۰ تا ۱۰ نمره گذاری می کند، به طوری که نمره ۰ نشان دهنده ی عدم وجود درد و نمره ۱۰ بیانگر بیش ترین میزان درد قابل تصور برای فرد می باشد. این مقیاس معتبرترین سیستم درجه بندی درد برای مقایسه بین دوره های مختلف بوده و به طور گسترده در پژوهش های مرتبط با درد مورد استفاده قرار می گیرد که روایی و پایایی آن مورد تأیید قرار گرفته و ضریب پایایی آن برابر $ICC = 0.91$ است. بر اساس طبقه بندی شدت درد، نمرات ۱ تا ۳ به عنوان درد خفیف، نمرات ۴ و ۵ به عنوان درد متوسط، نمرات ۶ تا ۸ به عنوان درد زیاد، و نمرات ۹ و ۱۰ به عنوان درد بسیار شدید در نظر گرفته شدند (۲۴). در مطالعه حاضر، افرادی که نمره درد بین ۳ تا ۷ سانتی متر بر روی مقیاس VAS داشتند، وارد مطالعه شدند.

متغیرهای مورد بررسی

در این پژوهش، متغیرهای وابسته از منحنی نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای عمودی (F_z)، قدامی-خلفی (F_y) و داخلی-خارجی (F_x) استخراج شدند. برای هر مؤلفه، مقدار اوج نیرو در سه فاز چرخه اتکاء شامل برخورد پاشنه، میانه اتکا و هل دادن اندازه گیری شد. تقسیم بندی فازهای چرخه اتکاء بر اساس سیگنال نیروی عکس العمل زمین عمودی (F_z) و مطابق با رویه های استاندارد بیومکانیکی انجام شد. لحظه تماس اولیه پا با زمین به عنوان اولین نقطه افزایش F_z از صفر و لحظه جدا شدن پا از زمین به عنوان بازگشت F_z به صفر در نظر گرفته شد.

بر این اساس، فازهای مختلف شامل برخورد اولیه با زمین، فاز تحمل وزن فعال و فاز هل دادن تعریف و متغیرهای اوج نیرو، زمان رسیدن به اوج و ایمپالس نیروها از هر فاز استخراج شدند. نیروی قدامی - خلفی نیروی عکس العمل زمین (Fy) به دو مؤلفه عملکردی شامل نیروی بازدارنده (Fy_Braking) و نیروی پیشرونده (Fy_Propulsive) تفکیک شد. بخش بازدارنده به عنوان حداقل مقدار منفی Fy که بلافاصله پس از تماس اولیه پا با زمین و پیش از عبور منحنی Fy از صفر رخ می دهد تعریف شد و نشان دهنده نیروی ترمزی اعمال شده در ابتدای فاز اتکاء است. در مقابل، بخش پیشرونده به عنوان حداکثر مقدار مثبت Fy که پس از عبور منحنی Fy از صفر و در نیمه پایانی فاز اتکاء ظاهر می شود، تعریف شد و بیانگر نیروی پیشران تولید شده برای ادامه حرکت و تغییر جهت است. مقادیر هر دو مؤلفه بر وزن بدن نرمال سازی شدند تا امکان مقایسه بین آزمودنی ها فراهم گردد (۴، ۲۵). مقدار هر اوج نیرو بر وزن بدن شرکت کننده تقسیم گردید تا مقادیر به صورت درصد وزن بدن (%BW) نرمال سازی شوند (معادله شماره ۱).

معادله شماره ۱

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

در معادله شماره ۱، FN، نیروی نرمال شده، Fpeak، مقادیر اوج هر نیرو و BW، وزن بدن، می باشد.

به منظور تحلیل زمان بندی پاسخ نیروها، زمان رسیدن به اوج نیروها TTP در هر راستا محاسبه شد. همچنین، ایمپالس نیروها که نشان دهنده کل نیروی انتقال یافته طی زمان تماس است، از مساحت زیر منحنی هر مؤلفه نیرو محاسبه شد و سپس بر وزن بدن تقسیم گردید تا مقادیر نرمال سازی شود (معادله شماره ۲، معادله شماره ۳).

معادله شماره ۲

$$IMP = \Delta T \left(\frac{F_1 + F_n}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} F_i$$

معادله شماره ۳

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

در معادله شماره ۲، IMP، ایمپالس، ΔT ، گام زمانی (فاصله زمانی بین دو نقطه داده متوالی) و در معادله شماره ۳ IMPn، ایمپالس نرمال شده، BW، وزن بدن، می باشد.

افزون بر این، برای بررسی چرخش و پیچش کف پا بر روی زمین، گشتاور آزاد (FM) محاسبه گردید (معادله شماره ۴). مقادیر گشتاور آزاد بر وزن بدن و قد آزمودنی نرمال سازی شدند تا اثرات تفاوت ابعاد بدنی میان شرکت کنندگان حذف گردد (معادله شماره ۵). در نهایت، برای افزایش دقت، هر متغیر بر اساس میانگین سه گام معتبر و متوالی از هر آزمودنی محاسبه و در تحلیل های آماری استفاده شد. گام معتبر به گامی اطلاق گردید که در آن تماس کامل پا به صورت صحیح و بدون گام گذاری ناقص بر روی صفحه نیرو انجام شد، الگوی دویدن و تغییر جهت بدون توقف، لغزش یا اصلاح ناگهانی حرکت اجرا، و داده های ثبت شده فاقد نویز یا قطع سیگنال بودند. در صورتی که هر یک از گام ها شرایط فوق را نداشت، آن گام از تحلیل حذف شده و آزمودنی اجرای حرکت را تا دستیابی به سه گام معتبر متوالی تکرار گردید. در نهایت، مقدار هر متغیر بر اساس میانگین این سه گام معتبر برای تحلیل های آماری استفاده شد.

معادله شماره ۴

$$FM = Mz - (COP_x \times F_y) + (COP_y \times F_x)$$

معادله شماره ۵

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

در معادله شماره ۴، FM، گشتاور آزاد و در معادله شماره ۵، FMn، گشتاور آزاد نرمال شده، BW، وزن بدن و H، قد، می باشد.

تحلیل داده

نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد (۲۶). نتایج نشان داد که داده‌ها از توزیع نرمال برخوردار بودند. برای مقایسه میانگین متغیرها بین گروه‌ها از آزمون t مستقل و برای محاسبه اندازه اثر از شاخص Hedges g استفاده شد که به‌طور معمول ۰/۲ اثر کوچک، ۰/۵ متوسط و ۰/۸ بزرگ محسوب می‌شود (۲۷). سطح معنی‌داری در $\alpha = 0.05$ در نظر گرفته شد (۲۸). کلیه تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ انجام گرفت.

یافته‌ها

شرکت‌کنندگان

نتایج مقایسه اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها مربوط به هر دو گروه در جدول شماره ۱ آورده است. میانگین سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و سابقه ورزشی دو گروه تفاوت معناداری نداشت ($P > 0.05$)، بنابراین گروه‌ها از نظر ویژگی‌های دموگرافیک همگن بودند.

جدول شماره ۱: اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیرها	گروه دارای آسیب (۲۳ نفر)	گروه سالم (۲۳ نفر)	سطح معنی‌داری
	(میانگین $\pm$ انحراف معیار)	(میانگین $\pm$ انحراف معیار)	
سن (سال)	۲۰/۸ $\pm$ ۳/۴۶	۲۱/۳۶ $\pm$ ۵/۲۵	۰/۵۲
قد (سانتی متر)	۱۷۳/۵۵ $\pm$ ۵/۳۴	۱۷۵/۸۴ $\pm$ ۱۰/۴۳	۰/۱۳
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۳۰ $\pm$ ۱۰/۹۰	۷۵/۲۴ $\pm$ ۱۱/۰۳	۰/۲۱
شدت درد VAS	۷/۱۰ $\pm$ ۱/۰۲	۰	۰
شاخص توده بدنی (BMI)	۲۵/۵۰ $\pm$ ۱/۱۱	۲۴/۵۷ $\pm$ ۱/۱۶	۰/۸۶
سابقه ورزشی (سال)	۵/۱۷ $\pm$ ۱/۹۹	۵/۱۳ $\pm$ ۱/۸۴	۰/۹۳

* سطح معنی‌داری ($P < 0.05$)

جدول شماره ۲، مقادیر مربوط به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی -

خلفی و داخلی - خارجی، همچنین زمان‌بندی و ایمپالس نیروها و گشتاور آزاد در دو گروه دارای آسیب و سالم ارائه شده است. تحلیل داده‌ها نشان داد که اگر چه در اغلب مؤلفه‌ها اختلاف معنی‌داری میان دو گروه مشاهده نشد، اما الگوی کلی نیروها در گروه تجربی تمایل به افزایش دامنه نیروهای عمودی و کاهش نسبی کنترل نیروهای برشی را نشان می‌دهد. تنها تفاوت معنی‌دار بین دو گروه در مقدار حداقل گشتاور آزاد (FMmin) مشاهده شد ($P = 0.03$) به‌طوری‌که گروه تجربی مقادیر منفی‌تری را ثبت کرد که می‌تواند بیانگر افزایش چرخش و پیچش غیرطبیعی پا هنگام تماس با زمین باشد. نکته مهم در تحلیل مقادیر جدول شماره ۲ این است که، گشتاور آزاد برخلاف نیروهای خطی نیروهای عکس‌العمل زمین، لزوماً بر اساس اوج (Peak) تفسیر نمی‌شود. در بسیاری از مطالعات بیومکانیکی، مقدار حداقل گشتاور آزاد (FMmin) شاخصی از پیچش داخلی پا و سطح پایداری چرخشی در فاز تماس اولیه محسوب می‌شود (۱۳). در این مطالعه نیز هدف، بررسی مکانیسم اختلال در کنترل چرخشی بوده است و تحلیل بارگذاری حاد مطرح نبود. بنابراین استفاده از FMmin نه برای پیش‌بینی آسیب‌های ناگهانی، بلکه برای ارزیابی کیفیت کنترل عصبی-عضلانی و میزان پیچش ناخواسته پا توجیه‌پذیر است (۲۹). همچنین مقادیر FM به‌صورت میانگین سه گام معتبر و همراه با انحراف معیار گزارش شده‌اند که با رویکرد محافظه کارانه تحلیل داده‌ها سازگار است. نتایج نشان می‌دهد که منفی‌تر بودن FMmin در گروه تجربی، می‌تواند بازتاب دهنده کاهش پایداری پیچشی و جبرانی بودن استراتژی بارگذاری شود و یک عامل آسیب‌زای مستقل نیست (۳۰). سایر متغیرها، از جمله اوج نیروهای عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی و ایمپالس نیروها، اگر چه در برخی موارد مقادیر بالاتر یا پایین‌تر نشان دادند، اما به سطح معنی‌داری آماری نرسیدند.

جدول شماره ۲: مقایسه پارامترهای نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد بین دو گروه مورد و شاهد طی آزمون تغییر جهت آگاهانه

متغیر، واحد اندازه‌گیری	گروه دارای آسیب (۲۳۱۱=)	گروه سالم (۲۳۱۱=)	تفاوت شاهد (گروه دارای آسیب - گروه سالم) [فاصله اطمینان ۹۵٪]	مقدار تی (درجه آزادی)	سطح معناداری	اندازه اثر (g Hedges)
اوج نیرو داخلی - خارجی (Fx_Peak_HC BW%)	-44.56 ± 11.95	-39.47 ± 13.96	$-5.09 [-12.82, 2.63]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۱۹	-۰/۳۵
اوج نیروی داخلی - خارجی در لحظه پوش‌آف (Fx_Peak_PO BW%)	-45.20 ± 10.28	-42.46 ± 10.54	$-2.73 [-8.92, 3.45]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۳۷	-۰/۲۵۸
نیروی بازدارنده قدامی - خلفی (Fy_Braking) %BW	-27.72 ± 8.90	-28.57 ± 8.84	$0.84 [-4.42, 6.12]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۷۴	۰/۰۹۴
نیروی پیشرونده قدامی - خلفی (Fy_Propulsive) %BW	14.59 ± 3.80	13.47 ± 5.61	$1.11 [-1.73, 3.96]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۴۳	۰/۲۲۹
نیروی عمودی در لحظه برخورد اولیه با زمین (FzImpact) %BW	173.53 ± 42.06	177.02 ± 45.25	$-3.49 [-29.45, 22.47]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۷۸	-۰/۰۷۸
نیروی عمودی در فاز تحمل وزن فعال (FzActive) %BW	195.35 ± 26.63	188.55 ± 35.73	$6.80 [-11.92, 25.53]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۴۶	۰/۲۱۲
حداکثر گشتاور آزاد حول محور عمودی (FM max) BW-Height	5.05 ± 2.03	4.07 ± 2.63	$0.97 [-0.71, 2.65]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۲۵	۰/۲۳۹
حداقل گشتاور آزاد حول محور عمودی (FMmin) BW-Height	-6.63 ± 4.64	-3.88 ± 3.73	$-2.75 [-5.25, -0.24]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۰۳۳	-۰/۰۶۴۲
ایمپالس نیروی داخلی - خارجی (ImpFX) %BW	0.07 ± 0.02	0.07 ± 0.02	$0.00 [-0.00, 0.02]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۲۸	۰/۰۰۰
ایمپالس نیروی قدامی - خلفی (ImpFY) %BW	0.03 ± 0.00	0.04 ± 0.02	$-0.00 [-0.01, 0.00]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۵۹	-۰/۰۵۵۶
ایمپالس نیروی عمودی (ImpFZ) %BW	0.33 ± 0.05	0.32 ± 0.09	$0.00 [-0.04, 0.04]$	۱۳۲۸ (۴۴)	۰/۸۸	-۰/۰۱۲۰

* سطح معنی‌داری ($P < 0.05$)

بحث

هدف از مطالعه حاضر، مقایسه مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاور آزاد و ایمپالس در ورزشکاران دارای آسیب همسترینگ پای راست در مقایسه با ورزشکاران سالم، در حین اجرای مانور برشی با تغییر جهت آگاهانه به سمت راست بود. نتایج این مطالعه نشان داد، اگر چه بخش عمده پارامترهای GRF شامل اوج نیروهای عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی و همچنین ایمپالس نیروها بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت، اما گروه دارای آسیب در گشتاور آزاد (FM_{min}) الگوهای بارگذاری متفاوتی را نشان داد. مهم‌ترین یافته پژوهش، تفاوت معنادار در گشتاور آزاد (FM_{min}) بود که مقادیر منفی‌تر آن در گروه آسیب دیده می‌تواند بیانگر افزایش چرخش و پیچش غیرطبیعی پا در لحظه تماس با زمین باشد.

بر اساس مفهوم زنجیره حرکتی، نیروها و گشتاورهای ایجاد شده در اندام تحتانی به‌طور پیوسته در طول زنجیره حرکتی به سطوح بالاتر منتقل می‌شوند، به گونه‌ای که کنترل حرکتی در هر مفصل به عملکرد مفاصل مجاور وابسته است. در این چارچوب، افزایش پیچش کنترل نشده در سطح مچ پا، می‌تواند موجب افزایش گشتاور پیچشی در استخوان درشت‌نی و زانو شده و نیاز کنترل عضلات لگن و تنه را به‌طور قابل ملاحظه‌ای تغییر دهد (۳۱). Imtiaz و همکاران در سال ۲۰۲۳، نشان دادند ورزشکاران آسیب دیده از ناحیه اندام تحتانی با سفتی همسترینگ، معمولاً دچار تغییر در الگوهای بارگذاری و چرخش کف پا می‌شوند، حتی زمانی که اوج نیروهای عمودی و قدامی - خلفی تفاوت زیادی نشان ندهند (۳۲). در همین راستا، Nixon و همکاران (۲۰۲۵)، گزارش کردند که دوندهای مبتلا به آسیب تیبیا، بدون تغییرات بارز در اوج نیروها، الگوهای متفاوتی در شکل موج GRF و نرخ بارگذاری

نشان می‌دهند (۳۳). همچنین، مطالعات آسیب محور اخیر نشان داده‌اند که تغییر در کنترل عصبی عضلانی می‌تواند موجب افزایش پیچش پا و تغییر مسیر نیرو در لحظات بحرانی تماس پا با زمین شود (۳۴). این شواهد با یافته‌های پژوهش‌هایی که تفاوت‌های بیومکانیکی را در دوندگی‌های آسیب دیده نسبت به سالم‌ها بررسی کرده‌اند نیز همخوانی دارد، جایی که تغییر در استراتژی‌های تثبیت کننده به جای تغییر آشکار در اوج نیروها مشاهده شده است (۳۴).

در مطالعه حاضر، برخلاف انتظار مبتنی بر مدل‌های آسیب ناشی از بارگذاری زیاد، تقریباً هیچ تفاوت معناداری در اوج و ایمپالس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی بین دو گروه مشاهده نشد و تنها شاخصی که تفاوت معنی‌دار نشان داد، FM_{min} بود، به‌طوری که گروه دارای آسیب همسترینگ مقادیر منفی تری را ثبت کرد که می‌تواند بیانگر کاهش پایداری پیچشی و افزایش پیچش غیرطبیعی پا هنگام تماس با زمین باشد. یکی از پژوهش‌های کلیدی در حوزه دوییدن همراه با تغییر جهت، مطالعه Iguchi و همکاران، است که در شرایط خستگی و تغییر جهت غیرمنتظره، افزایش ایمپالس GRF در ۵۰ میلی ثانیه اول و کاهش زاویه فلکشن ران در لحظه تماس اولیه را گزارش کرد و این الگو را به عنوان یک پروفایل بیومکانیکی پرخطر مستعد آسیب‌های غیرتماسی، به‌ویژه پارگی ACL، تفسیر کرده‌اند (۳۵). در مقابل، یافته‌های مطالعه حاضر نشان می‌دهد که در جمعیت مورد بررسی مطالعه حاضر، الگوی بارگذاری خطی (GRF) به‌طور چشمگیری افزایش نیافته است و تفاوت اصلی در سطح کنترل چرخشی و گشتاور آزاد (FM_{min}) ظاهر می‌شود. به بیان دیگر، در حالی که مطالعه Iguchi و همکاران مکانیسم خطر را عمدتاً بر پایه افزایش بیش از حد بار خطی معرفی می‌کند، نتایج پژوهش حاضر بیش‌تر بر یک مکانیسم مکمل، یعنی بر ناتوانی نسبی در کنترل پیچش و پایداری دورانی اندام تحتانی در شرایط تغییر

جهت، بدون لزوماً افزایش قابل توجه در اوج نیروهای واکنش زمین، تاکید دارد.

مقایسه نتایج مطالعه حاضر با یافته‌های Krafft و همکاران، نشان می‌دهد که هر چند هر دو پژوهش به تحلیل بارهای بیومکانیکی طی مانور تغییر جهت پرداخته‌اند، اما واکنش مکانیکی اندام در دو جمعیت کاملاً متفاوت است (۳۶). بر اساس نتایج Krafft، بازیکنان هندبال سالم در حین اجرای مانور تغییر جهت جانبی، مقادیر بالاتری از مؤلفه‌های عمودی، میانی-جانبی و نیروی ترمزی نیروی عکس‌العمل زمین را به‌ویژه در اندام آغاز کننده تغییر جهت، تولید می‌کنند. الگویی که با افزایش زاویه والگوس و تجمع تدریجی استرس‌های فرونتال در فاز تماس همراه بوده و به‌عنوان یکی از مکانیسم‌های افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی شناخته می‌شود. در مقابل، در مطالعه حاضر که بر مردان مبتلا به آسیب همسترینگ انجام شد، چنین الگوهای بارگذاری شدیدی مشاهده نشد و اغلب مؤلفه‌های GRF بین گروه‌ها تفاوت معناداری نشان ندادند. این روند می‌تواند ناشی از کاهش ظرفیت تولید نیرو، استفاده از استراتژی‌های محافظه کارانه و محدودیت در کنترل چرخشی اندام باشد. تفاوت معنادار در FM_{min} نیز این فرض را تقویت می‌کند، زیرا مقادیر منفی تر آن بیانگر ضعف در کنترل پیچشی و ناتوانی در تثبیت لحظه‌ای اندام است. در حالی که شرکت کنندگان سالم در پژوهش Krafft هیچ نشانه‌ای از اختلال در گشتاور آزاد نشان ندادند. بنابراین، برخلاف الگوی افزایش بار در افراد سالم، افراد آسیب دیده ممکن است به دلیل ناتوانی در تولید و هدایت بهینه نیرو در معرض شکل متفاوتی از خطر بیومکانیکی قرار گیرند (۳۶).

نتایج مطالعه حاضر، که نشان دهنده تفاوت معنادار تنها در پارامتر FM_{min} است، می‌تواند حاکی از اتخاذ استراتژی‌های حرکتی جبرانی و محافظه کارانه توسط ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ باشد. به نظر

می‌رسد این گروه از ورزشکاران، احتمالاً به دلیل ترس از درد (Kinesophobia) یا اختلال در حس عمقی و کنترل عصبی عضلانی ناشی از آسیب مذکور، از اعمال حداکثر نیروهای عکس العمل زمین پرهیز کرده و در عوض، چالش اصلی آن‌ها در کنترل پایداری چرخشی و جلوگیری از پیچش‌های غیرضروری مچ پا در لحظه تماس با زمین نهفته است (۳۷). این الگو با مفهوم سازگاری محافظتی همخوانی دارد که در آن سیستم عصبی عضلانی برای اجتناب از تحریک درد یا وقوع آسیب مجدد، دینامیک حرکت را به سمتی سوق می‌دهد که اگر چه ممکن است از اوج بارگذاری بکاهد، اما ثبات مفصلی را به قیمت افزایش بارهای برشی و چرخشی به خطر بیندازد. یافته حاضر بر اهمیت ارزیابی پارامترهای کیفی و زمانی نیروهای عکس العمل زمین، فراتر از مقادیر اوج ساده، در جمعیت‌های دارای آسیب‌های ترکیبی تأکید می‌کند.

مطالعه Steventon-Lorenzen و همکاران (۲۰۲۶)، نشان داد که مانورهای شتاب‌گیری، کاهش سرعت و تغییر جهت جانبی ۴۵ درجه، هر یک بارهای مکانیکی قابل توجهی بر عضلات همسترینگ وارد می‌کنند (۳۸). این پژوهش با استفاده از تحلیل سه بعدی حرکت، صفحه نیرو، الکترومایوگرافی و مدل‌سازی اسکلتی - عضلانی گزارش کرد که بیش‌ترین کشش عضلات همسترینگ در مرحله کاهش سرعت رخ می‌دهد، در حالی که مانور sidestep cutting پس از کاهش سرعت، دومین میزان کشش و همچنین مقادیر بالایی از کار منفی را به‌ویژه در عضلات دو سر رانی و نیمه‌عشایی ایجاد می‌کند. نویسندگان نتیجه گرفتند که تغییر جهت، علاوه بر دویدن، یکی از وظایف عملکردی با بار مکانیکی بالا برای همسترینگ بوده و باید در برنامه‌های پیشگیری و بازگشت به ورزش مورد توجه قرار گیرد. یافته‌های پژوهش حاضر با نتایج این مطالعه می‌تواند همسو باشد، زیرا هر دو پژوهش بر اهمیت مانور تغییر جهت به‌عنوان یک فعالیت پرتقاضای

بیومکانیکی تأکید دارند. با این حال، در حالی که Steventon-Lorenzen و همکاران بارهای مکانیکی همسترینگ را در افراد سالم بررسی کردند، پژوهش حاضر نشان داد که ورزشکاران دارای سابقه آسیب همسترینگ، علی‌رغم عدم تفاوت معنی‌دار در اکثر مؤلفه‌های نیروی عکس العمل زمین، گشتاور آزاد منفی بیش‌تری را هنگام اجرای کاتینگ مانور نشان می‌دهند. این اختلاف می‌تواند بیانگر آن است که پیامد آسیب همسترینگ احتمالاً بیش از آن که در بزرگی نیروهای خطی ظاهر شود، در کنترل چرخشی و پایداری دینامیک اندام تحتانی تظاهر می‌یابد. بنابراین، یافته‌های دو مطالعه می‌تواند مکمل یکدیگر باشد و نشان دهد که ارزیابی هم‌زمان بارهای مکانیکی و راهبردهای کنترل عصبی - عضلانی می‌تواند در طراحی پروتکل‌های بازتوانی و بازگشت ایمن به ورزش نقش مهمی داشته باشد.

این مطالعه با وجود طراحی کنترل شده، محدودیت‌هایی داشت که تعمیم نتایج را تحت تأثیر قرار می‌دهد. نخست، اگر چه حجم نمونه مطالعه حاضر بر اساس تحلیل توان آماری از کفایت لازم برای شناسایی تفاوت‌های بین گروهی برخوردار بود، با این حال محدود بودن تعداد شرکت‌کنندگان ممکن است تعمیم‌پذیری یافته‌ها به کل جمعیت ورزشکاران با شرایط مشابه را محدود کند و همچنین، محدود بودن مطالعه به ورزشکاران مرد، امکان بررسی تفاوت‌های جنسیتی یا تعمیم یافته‌ها به جامعه گسترده‌تر ورزشی را فراهم نمی‌کند. دوم، طراحی مقطعی مطالعه، قابلیت استنباط رابطه علی را سلب می‌نماید، سوم، پروتکل تغییر جهت آگاهانه در یک جهت ثابت (سمت راست) اجرا شد که ممکن است تمامی مکانیسم‌های مورد استفاده در شرایط مسابقه غیر قابل پیش‌بینی را پوشش ندهد. چهارم، هر چند برای کاهش ناهمگنی نمونه، تنها ورزشکارانی با شدت درد متوسط تا شدید (۳ تا ۷ سانتی متر بر روی مقیاس VAS) وارد گروه مورد شدند

در مجموع، یافته‌های این مطالعه نشان داد که در حین اجرای مانور تغییر جهت آگاهانه، ورزشکاران مبتلا به آسیب همسترینگ در مقایسه با همتایان سالم خود، الگوی متمایزی در کنترل گشتاورهای چرخشی پا دارند که در قالب مقادیر منفی تر FM_{min} ظاهر می‌یابد. این در حالی است که اکثر پارامترهای کمی سستی نیروهای عکس‌العمل زمین تفاوت آماری معناداری بین دو گروه نشان ندادند. این امر مؤید آن است که در این جمعیت خاص از ورزشکاران آسیب دیده، چالش اصلی ممکن است نه در مدیریت بزرگی نیروهای عمودی و برشی، بلکه در حفظ پایداری پویا و کنترل مؤثر پیچش‌های اندام تحتانی در طول فازهای بحرانی تماس با زمین باشد.

سپاسگزاری

از تمامی افرادی که در انجام این مطالعه مشارکت نموده‌اند، سپاسگزاری می‌گردد.

و افراد با درد بسیار خفیف یا بسیار شدید کنار گذاشته شدند، اما اختلافات شدت درد درون این بازه در تحلیل‌های آماری به‌طور مستقل کنترل نشد. بنابراین، توصیه می‌شود در پژوهش‌های آینده، شدت درد به‌عنوان متغیر هم‌پراش وارد مدل آماری شود یا طبقه بندی شرکت کنندگان بر اساس سطوح مختلف درد (مثلاً متوسط در برابر شدید) انجام گیرد. با توجه به این محدودیت‌ها، پیشنهاد می‌گردد مطالعات آتی با حجم نمونه بزرگ‌تر و شامل ورزشکاران زن، به بررسی طولی این تغییرات بیومکانیکی بپردازند تا سیر تحول آن‌ها پس از آسیب یا در طول بازتوانی مشخص شود. همچنین، استفاده از پروتکل‌های پیچیده‌تر که شامل تغییر جهت‌های واکنشی و غیرمنتظره می‌شوند، می‌توانند تصویر واقعی‌تری از چالش‌های کنترل حرکتی این ورزشکاران ارائه دهند ارزیابی همزمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی نیز می‌تواند مکانیسم‌های عصبی-عضلانی زیربنایی این الگوهای تغییر یافته بارگذاری را آشکار سازد.

References

- 1- Norte GE, Frendt TR, Murray AM, Armstrong CW, McLoughlin TJ, Donovan LT. Influence of anticipation and motor-motor task performance on cutting biomechanics in healthy men. *J Athl Train* 2020;55(8):834-842 PMID: 32688389.
- 2- Donelon TA, Dos' Santos T, Pitchers G, Brown M, Jones PA. Biomechanical determinants of knee joint loads associated with increased anterior cruciate ligament loading during cutting: a systematic review and technical framework. *Sports Med Open* 2020;6(1):53 PMID: 33136207.
- 3- Lanier AS, Knarr BA, Stergiou N, Buchanan TS. A novel and safe approach to simulate cutting movements using ground reaction forces. *Sensors* 2018;18(8):2631 PMID: 30103484.
- 4- Dos' Santos T, Thomas C, McBurnie A, Comfort P, Jones PA. Biomechanical determinants of performance and injury risk during cutting: a performance-injury conflict? *Sports Med* 2021;51(9):1983-1998 PMID: 33811615.
- 5- Gronwald T, Klein C, Hoenig T, Pietzonka M, Bloch H, Edouard P, et al. Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases. *Br J Sports Med* 2022;56(3):165-171 PMID: 34876406.
- 6- Gudelis M, Pruna R, Trujillano J, Lundblad M, Khodaei M. Epidemiology of hamstring

- injuries in 538 cases from an FC Barcelona multi sports club. *Phys Sportsmed* 2024;52(1):57-64 PMID: 36695100.
- 7- Kerin F, Farrell G, Tierney P, McCarthyPersson U, De Vito G, Delahunt E. Its not all about sprinting: mechanisms of acute hamstring strain injuries in professional male rugby union—a systematic visual video analysis. *Br J Sports Med* 2022;56(11):608-615 PMID: 35045971.
 - 8- Lempainen L, Banke IJ, Johansson K, Brucker PU, Sarimo J, Orava S, et al. Clinical principles in the management of hamstring injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23(8):2449-2456 PMID: 24556933.
 - 9- Jokela A, Valle X, Kosola J, Rodas G, Til L, Burova M, et al. Mechanisms of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: Video Analysis and Magnetic Resonance Imaging Findings. *Clin J Sport Med* 2023;33(3):217-224 PMID: 36730099.
 - 10- Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Brughelli M. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *Br J Sports Med* 2012;46(2):81-85 PMID: 21677318.
 - 11- Singh U, Leicht AS, Connor JD, Brice SM, Alves A, Doma K, et al. Biomechanical Determinants of Change of Direction Performance: A Systematic Review. *Sports Med* 2025;55(9):2207-2224 PMID: 40668491.
 - 12- Dos'Santos T, Thomas C, Comfort P, Jones PA. The Effect of Angle and Velocity on Change of Direction Biomechanics: An Angle-Velocity Trade-Off. *Sports Med* 2018;48(10):2235-2253 PMID: 30094799.
 - 13- Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2009;1(1):19.
 - 14- Ohkawa T, Atomi T, Hasegawa K, Atomi Y. The free moment is associated with torsion between the pelvis and the foot during gait. *Gait Posture* 2017;58:415-420 PMID: 28898801.
 - 15- David S, Potthast W. Control strategies during fast turning manoeuvres - the free moment and its contribution to body rotation and joint loading. *J Sports Sci* 2021;39(24):2812-2820 PMID: 34463196.
 - 16- Danielsson A, Horvath A, Senorski C, Alentorn-Geli E, Garrett WE, Cugat R, et al. The mechanism of hamstring injuries – a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* 2020;21(1):641 PMID: 32993700.
 - 17- Steventon-Lorenzen N, Fitzwilliam E, Schache AG, Opar D, Maniar N. Hamstring Mechanics During Acceleration, Deceleration and Sidestep Cutting. *Scand J Med Sci Sports* 2026;36(4):e70257 PMID: 41918173.
 - 18- Von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, et al. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *BMJ* 2007;335(7624):806-808 PMID: 17947786.
 - 19- 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 PMID: 37570393.
 - 20- Vigdal ØN, Storheim K, Killingmo RM, Småstuen MC, Grotle M. The one-year

- clinical course of back-related disability and the prognostic value of comorbidity among older adults with back pain in primary care. *Pain* 2023;164(4):e207-e216 PMID: 36083174.
- 21- 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* 2021;84:105334 PMID: 33774324.
- 22- Rezazadeh F, Aali S, Fahimi P. Comparison of the Frequency of Ground Reaction Forces and Free Torque During Walking in Athletes with Hamstring Dysfunction with Lumbosacral Pain and Healthy Individuals. *Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences* 2026;34 (2):9909-9921.
- 23- Kim S, Han S, Kim S, Moon J. The effects of knee ligament load using simulated hip abductor and hamstring muscle strengthening during cutting maneuver. *Medicine (Baltimore)* 2023;102(46):e35742 PMID: 37986289.
- 24- Anbarian M, Hosseinimehr SH, Mohammadnazari Z. comparison of electrical activity of selected trunk and thigh muscles in forward and backward bending with different loads in people with and without chronic low back pain. *Studies in Medical Sciences* 2023;34(3):158-168.
- 25- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(7):1176-1181 PMID: 11445765.
- 26- Shapiro SS, Wilk MB. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* 1965;52(3-4):591-611.
- 27- Brydges CR. Effect Size Guidelines, Sample Size Calculations, and Statistical Power in Gerontology. *Innov Aging* 2019;3(4):igz036 PMID: 31528719.
- 28- Hedges LV. Effect sizes for experimental research. *Br J Math Stat Psychol* 2025;79(1):31-45 PMID: 40165349.
- 29- Yazdani F, Razeghi M, Ebrahimi S. A comparison of the free moment pattern between normal and hyper-pronated aligned feet in female subjects during the stance phase of gait. *J Biomed Phys Eng* 2020;10(1):93-102 PMID: 32158716.
- 30- Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *J Biomech* 2006;39(15):2819-2825 PMID: 16289078.
- 31- Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* 2006;36(3):189-198 PMID: 16526831.
- 32- Imtiaz R, Sattar A, Qaiser A, Azfar H, Haq K, Bukhari SA, et al. Association of hamstring tightness with lower extremity injuries in athletes (analytical cross-sectional study). *Pakistan Journal of Medical & Health Sciences* 2023;17(5):575-577.
- 33- 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 PMID: 40868315.

- 34- Nixon RM, Vincent KR, Pezzullo L, Vincent HK. Enhanced ground reaction force analyses reveal injury-related biomechanical differences in runners. *Sci Rep* 2025;15(1):31964 PMID: 40885827.
- 35- 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 surgery, sports traumatology, arthroscopy* 2014;22(1):41-48.
- 36- Krafft FC, Kiefer T, Stetter BJ, Sell S, Stein T. Why is the left knee rather prone to injury during team handball-specific side-cutting maneuvers to the right? *ISBS Proceedings Archive*. 2020;38(1):496.
- 37- Kandakurti PK, Arulsingh W, Patil SS. Influence of kinesiophobia on pain intensity, disability, muscle endurance, and position sense in patients with chronic low back pain-a case-control study. *Trials* 2022;23(1):469 PMID: 35668498.
- 38- Steventon-Lorenzen N, Fitzwilliam E, Schache AG, Opar D, Maniar N. Hamstring Mechanics During Acceleration, Deceleration and Sidestep Cutting. *Scandinavia J Medicine Sci Sports* 2026;36(4):e70257 PMID: 41918173.