DOI: 10.48305/jims.v43.i842.1680

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

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۸/۱۷ | تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۰۲ | تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱۱/۱۶

تغییرات نیروهای عکس‌العمل زمین حین فرود تک پا در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا

فرهاد رضازاده[۱]، شیرین عالی[۲]، حامد شیخعلی‌زاده[۳]، پریا شریفی[۴]، پارسا فرقانی[۵]، نسیم عشقی[۶]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: آسیب رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا، عواملی هستند که بیومکانیک اندام تحتانی را تغییر می‌دهند. با این‌حال، اثر ترکیبی این دو عارضه بر نیروهای عکس‌العمل زمین حین فرود تک پا به‌خوبی درک نشده است.

روش‌ها: در این مطالعه‌ی مقطعی- مقایسه‌ای، ۱۵ مرد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا و ۱۵ مرد سالم همسان‌سازی شده شرکت کردند. آزمودنی‌ها تسک فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری را بر روی صفحه نیرو انجام دادند. اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد با آزمون Independent sample T-test مقایسه شدند ($P < ۰/۰۵$).

یافته‌ها: گروه دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا، اوج اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را به طور معنی‌داری بیشتر (۱۹/۰۸ درصد افزایش؛ $P = ۰/۰۴۸$) و مقادیر گشتاور آزاد منفی (۳/۵۰ درصد کاهش؛ $P = ۰/۰۰۷$) و مثبت (۴۰/۹۵ درصد کاهش؛ $P = ۰/۰۱۷$) را به طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم نشان دادند. در سایر مؤلفه‌های نیرو تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: ترکیب بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا منجر به یک استراتژی فرود با نیروی ضربه عمودی بیشتر و گشتاور چرخشی کمتر می‌شود. این یافته نشان می‌دهد که مکانیسم‌های جبرانی جذب شوک در این گروه مختل شده و بر اهمیت ارزیابی وضعیت پا در توان‌بخشی پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی تأکید می‌کند.

واژگان کلیدی: بازسازی رباط صلیبی قدامی؛ بیومکانیک؛ آسیب‌های زانو؛ پرونیشن

ارجاع: رضازاده فرهاد، عالی شیرین، شیخعلی‌زاده حامد، شریفی پریا، فرقانی پارسا، عشقی نسیم. **تغییرات نیروهای عکس العمل زمین حین فرود تک پا در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۴؛ ۴۳ (۸۴۱): ۱۶۸۰- ۱۶۸۷.

مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی (Anterior cruciate ligament injury) ACL، یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی- عضلانی در ورزشکاران است (۱). حدود ۷۰ درصد این آسیب‌ها به‌صورت غیرتماسی، غالباً در اثر بارگذاری شدید حین فرود یا مانورهای برش رخ می‌دهند و مکانیسم اصلی آن شامل ترکیبی از والگوس دینامیک زانو، چرخش داخلی ران و ابداکشن زانو است (۲، ۳). بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR) منجر به تغییرات مداوم در بیومکانیک اندام تحتانی می‌شود. این تغییرات اغلب به‌صورت عدم تقارن بارگذاری (Loading Asymmetry) و یک استراتژی کاهش بار (offloading) در اندام جراحی‌شده ظاهر می‌شود (۴). این عدم تقارن‌ها، که می‌تواند خطر آسیب مجدد و استئوآرتریت زودرس را افزایش دهد، حتی پس از بازگشت به ورزش نیز پایدار باقی می‌مانند (۵). مطالعات طولی تأیید کرده‌اند که علی‌رغم بهبود برخی جنبه‌ها، عدم تقارن‌های

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

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

۵- دانشجوی رشته کینزیولوژی، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه یورک، تورنتو، انتاریو، کانادا

۶- دانشجوی کارشناسی ارشد علوم ورزشی و تربیت تکنسین‌های ورزشی، دانشگاه جنوا، جنوا، ایتالیا

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

Email: Rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

قبل‌توجه در کینتیک زانو و مچ پا و کاهش نیروی عکس‌العمل زمین عمودی در اندام جراحی‌شده، ماه‌ها و حتی سال‌ها پس از جراحی ادامه دارد (٦). تحلیل کمی نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) ابزاری مؤثر برای ارزیابی این کمبودهای عملکردی است (٧).

از سوی دیگر، زنجیره‌ی کینتیکی اندام تحتانی نقش مهمی در بروز این الگوهای حرکتی دارد و وضعیت پا به‌عنوان یکی از عوامل کلیدی در این زنجیره مطرح است (٨). پرونیشن پا (Pronated Feet) PF یکی از ناهنجاری‌های شایع است که از دیدگاه بیومکانیکی، با ایجاد جفت‌شدگی حرکتی (افزایش چرخش داخلی استخوان درشت‌نی)، می‌تواند راستای اندام تحتانی را تغییر داده و منجر به افزایش والگوس زانو شود. این راستای تغییریافته، به‌عنوان یک عامل خطر برای آسیب رباط صلیبی قدامی در نظر گرفته می‌شود (٩). در همین راستا، مطالعات آزمایشگاهی نشان داده‌اند که وادارکردن افراد به فرود در وضعیت مرتبط با پرونیشن، به طور قابل‌توجهی زاویه والگوس و گشتاور چرخش داخلی زانو را افزایش می‌دهد (١٠). با این‌حال، شواهد در مورد تأثیر پرونیشن به‌تنهایی بر نیروهای فرود متناقض است؛ برخی مطالعات ارتباط معنی‌داری نیافته‌اند (١١) و برخی دیگر مانند جهانی و همکاران، حتی گزارش کرده‌اند که افراد دارای کف پای صاف، نیروهای عمودی کمتری نسبت به گروه سالم تجربه می‌کنند (١٢).

از دیدگاه بیومکانیکی، هر دو اختلال (بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا) الگوهای انتقال نیرو را مختل می‌کنند. افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی به دلیل ضعف یا ترس از آسیب مجدد (kinesiophobia)، اندام جراحی‌شده را کمتر بارگذاری می‌کنند (١٣)، درحالی‌که پرونیشن پا به‌طور همزمان، استرس وارده بر ساختارهای زانو (مانند افزایش چرخش داخلی تیبیا) را افزایش می‌دهد (١٤). با وجود مطالعات متعدد در زمینه‌ی تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به بازسازی رباط صلیبی قدامی یا دارای پرونیشن پا به‌صورت جداگانه، پژوهش‌هایی که این دو گروه را به طور همزمان بررسی کنند، بسیار محدود است.

علیزاده و همکاران، گروه ترکیبی (بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا) را بررسی کردند، اما تمرکز آن‌ها بر فعالیت عضلانی و فشار کف‌پایی در حین دویدن بود (١٥). تحقیقات دیگر نیز عمدتاً بر روی راه‌رفتن تمرکز داشته‌اند. شیخ‌علی‌زاده و همکاران، نشان دادند که این افراد در حین راه‌رفتن، الگوهای توزیع فشار متفاوتی را تجربه می‌کنند و بارگذاری در نواحی خاصی از پا (نظیر بخش داخلی و پاشنه) افزایش می‌یابد که می‌تواند مکانیک زنجیره حرکتی را تغییر دهد (١٦، ١٧).

با وجود مطالعات پیشین، اثر همزمان بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا بر بیومکانیک فرود همچنان ناشناخته مانده است. از آنجا که مکانیسم‌های جبرانی این دو عارضه (استراتژی کاهش بار در رباط صلیبی و تغییر راستا در پرونیشن) ممکن است در تقابل با یکدیگر باشند، درک تعامل آن‌ها ضروری به نظر می‌رسد. لذا پژوهش حاضر با هدف پر کردن این شکاف تحقیقاتی، به مقایسه‌ی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین فرود تک‌پا در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی همراه با پرونیشن پا و همتایان سالم پرداخت.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی مقایسه‌ای بود که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام گرفت. کلیه مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل‌های چک‌لیست مطالعات کمی و مشاهده‌ای STROBE انجام شد تا شفافیت و دقت در گزارش‌دهی رعایت شود.

حجم نمونه آماری پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه ٣/١ با توان آماری ٠/٨ و اندازه اثر ٠/٩٥ در سطح معنی‌داری ٠/٠٥، شامل ١٥ آزمودنی برای هر گروه تعیین شد. شایان ذکر است که با توجه به معیارهای ورود سخت‌گیرانه (همزمانی بازسازی ACL و پرونیشن پا) و دسترسی محدود به این جامعه آماری خاص، امکان افزایش حجم نمونه بیش از تعداد مذکور وجود نداشت.

در این پژوهش، ٣٠ مرد در محدوده‌ی سنی ٢٠ تا ٣٠ سال به‌صورت هدفمند انتخاب شدند. این مطالعه مقطعی با دو گروه مستقل شامل مردان دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت (n = ١٥) و افراد سالم همسان‌سازی‌شده (n = ١٥) انجام گرفت.

معیارهای ورود به گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا شامل: (١) گذشت ٦ تا ١٠ ماه از جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی یک‌طرفه با استفاده از اتوگرافت تاندون همسترینگ؛ (٢) داشتن پرونیشن پا که توسط شاخص پاسچر پا با نمره‌ی ٦ تا ١٠ توسط متخصص ارزیابی شد (٣) کسب اجازه پزشک ارتوپد. پای برتر شرکت‌کنندگان با شوت فوتبال انتخاب شد و تمامی شرکت‌کنندگان راست‌پا بودند و بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی را در پای راست انجام داده بودند. معیارهای خروج برای هر دو گروه شامل: (١) آسیب‌شناسی جدی قلبی؛ (٢) مشکلات جدی اسکلتی عضلانی که توانایی آنها را در اجرای تسک فرود محدود کند؛ (٣) داشتن درد در زانو یا سایر مفاصل اندام تحتانی؛ (٤) سابقه جراحی دیگر در اندام تحتانی بود. قد و وزن آزمودنی توسط آزمونگر به‌وسیله‌ی ترازو و قدسنج دیجیتال اندازه‌گیری و در فرم اطلاعات فردی ثبت گردید.

روند اجرای آزمون

ابتدا، ارزیابی پرونیشن پا برای غربالگری شرکت‌کنندگان انجام شد. برای ارزیابی وضعیت پرونیشن پا از شاخص پاسچر پا (FPI-٦)

استفاده گردید. این شاخص توسط یک متخصص ارزیابی شد. این شاخص شامل ٦ مورد است که هر مورد با استفاده از یک مقیاس از ۲- تا ۲+ ارزیابی شد و مقادیر ٦ تا ۱۰ به‌عنوان پای پرونیت طبقه‌بندی شدند. اعتبار و پایایی این شاخص در مطالعات قبلی گزارش شده است (۱۸). پس از انتخاب آزمودنی‌ها، ثبت نیروی عکس‌العمل زمین انجام شد. برای مشخص‌کردن متغیرهای کینتیکی فرود از دستگاه صفحه نیرو (Force plate) (شرکت برتک، کلمبوس، اوهایو، آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. صفحه نیرو در قسمت میانی یک مسیر آزمایشگاهی قرار داشت. تسک مورداستفاده در این پژوهش، فرود تک پا (Single-leg drop landing) بود. شرکت‌کنندگان روی یک جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر ایستادند. به منظور کنترل اثر غالب بودن اندام، در گروه سالم آزمون روی پای برتر (که با تست شوت توپ فوتبال تعیین شد) و در گروه بیمار روی پای جراحی شده انجام گرفت. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا دست‌های خود را روی کمر قرار دهند (برای حذف اثر نوسان دست‌ها) و با پای تعیین‌شده از روی جعبه پایین پریده و مستقیماً روی صفحه نیرو فرود آیند. همچنین دستور داده شد تا پس از فرود، تعادل خود را به مدت ۵ ثانیه تا حد امکان حفظ کنند (۱۹). هر فرد سه فرود معتبر را انجام داد و میانگین سه تکرار برای تحلیل آماری استفاده شد. لحظه‌ی تماس اولیه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد.

پردازش داده

داده‌های خام نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از نرم‌افزار متلب (نسخه R۲۰۲۲b, MathWorks, Natick, MA, USA) پردازش شدند. ابتدا داده‌ها با استفاده از فیلتر باترورث پایین گذر مرتبه چهارم با فرکانس برش ۲۰ هرتز هموار گردید. در این پژوهش، متغیرهای وابسته از منحنی نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی استخراج شدند. برای مؤلفه‌ی عمودی، مقدار اوج نیروی ضربه (اوج اول) و اوج نیروی پیش‌رانش (اوج دوم) اندازه‌گیری شد. همچنین، زمان رسیدن به اوج نیروها (فاصله زمانی تماس اولیه تا لحظه اوج)، نرخ بارگذاری (شیب نمودار نیروی عمودی از لحظه تماس تا اوج اول) و ایمپالس (انتگرال منحنی نیرو- زمان) در سه راستا محاسبه گردیدند (۲۰). مقدار هر اوج نیرو بر وزن بدن شرکت‌کننده تقسیم گردید تا مقادیر نرمال‌سازی شوند. افزون بر این، برای بررسی چرخش و پیچش کف پا بر روی زمین، گشتاور آزاد محاسبه گردید (۲۱). مقادیر گشتاور آزاد بر وزن بدن و قد آزمودنی نرمال‌سازی شدند (Nm/kg*m).

تحلیل داده

نرمال بودن داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk بررسی شد. برای بررسی همگن بودن داده‌ها از آزمون Leven استفاده شد. پس از مشخص‌شدن طبیعی بودن توزیع و همگن بودن داده‌ها، از آزمون Independent Sample T-test برای مقایسه‌ی میانگین متغیرها بین دو گروه (بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا و سالم) استفاده شد. بر این اساس سطح معنی‌داری ۰/۰۵ = α در نظر گرفته شد. تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام گرفت.

این مطالعه مورد تأیید کمیته‌ی اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.BMSU.BAQ.REC.1399.050) و مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران (IRCT20200912048696N1) قرار گرفت. کلیه‌ی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه‌ی کتبی آگاهانه را امضا کردند.

یافته‌ها

با توجه به داده‌های به‌دست‌آمده در آزمون Shapiro-Wilk، داده‌ها دارای توزیع نرمال بودند. نتایج مقایسه‌ی پارامترهای آنتروپومتریک مربوط به هر دو گروه در جدول ۱ آورده شده است. میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت (P > ۰۵/۰)، بنابراین گروه‌ها از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریک همگن بودند. نتایج مقایسه‌ی میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های شرکت‌کننده در مطالعه (میانگین ± انحراف معیار)

متغیر	گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا (n = ۱۵)	گروه سالم (n = ۱۵)	سطح معنی‌داری
سن (سال)	۱/۷۲ ± ۲۲/۴۶	۱/۲۴ ± ۲۳/۸۶	۰/۴۹۲
قد (سانتی‌متر)	۵/۸۵ ± ۱۷۷/۹۱	۳/۸۲ ± ۱۷۷/۲۶	۰/۵۴۱
وزن (کیلوگرم)	۴/۴۳ ± ۷۷/۳۳	۳/۶۲ ± ۷۶/۸۶	۰/۵۵۴
شاخص توده‌ی بدنی (kg/m^2)	۲/۱۹ ± ۲۵/۷۶	۱/۴۸ ± ۲۴/۶۱	۰/۷۷۷
زمان آسیب تا عمل جراحی	۶/۶۲ ± ۰/۸۷	–	–
زمان عمل جراحی تا شرکت در تحقیق	۶/۳۹ ± ۱/۱۱	–	–
شاخص فعالیت تگزر (TAS)	۵/۸۲ ± ۰/۶۴	–	–

ACLR: بازسازی رباط صلیبی قدامی؛ BMI: شاخص توده‌ی بدنی

جدول ۲. مقایسه‌ی میانگین و انحراف استاندارد نیروهای عکس‌العمل زمین طی فرود

مؤلفه‌ها	فاز	گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی	گروه سالم	T	بازه اطمینان	سطح معنی‌داری
اوج نیروی داخلی- خارجی عکس‌العمل زمین(BW)	تماس پنجه	۱۴/۹۲ ± ۵/۷۰	۱۲/۸۴ ± ۳/۹۰	۱/۲۱	۵/۵۶، ۱/۴۱	۰/۲۳۴
	تماس پاشنه	۱۰/۲۳ ± ۳/۲۷	۱۱/۱۰ ± ۳/۸۰	۰/۶۸	۳/۴۴، ۱/۷۱	۰/۴۹۸
اوج نیروی قدامی- خلفی عکس‌العمل زمین(BW)	تماس پنجه	۱۴/۵۵ ± ۶/۱۴	۱۱/۵۱ ± ۳/۲۵	۱/۷۸	۰/۴۵، ۶/۵۳	۰/۰۸۵
	تماس پاشنه	۴۹/۰۱ ± ۲۸/۱۹	۶۳/۴۲ ± ۲۸/۲۲	۱/۴۴	۶/۰۰، ۳۴/۸۲	۰/۱۶۰
اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین(BW)	تماس پنجه	۱۸۱/۶۶ ± ۳۳/۹۳	۱۵۲/۵۵ ۴۴±/۴۳	۲/۰۶	۵۷/۹۶، ۰/۲۶	*۰/۰۴۸
	تماس پاشنه	۱۶۳/۹۴ ± ۳۰/۷۷	۱۴۹/۸۹ ± ۴۲/۱۱	۱/۰۶	۴۱/۰۰، ۱۲/۹۰	۰/۲۹۵
زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی - خارجی(s)	تماس پنجه	۴۴/۷۰ ± ۱۵/۳۴	۴۳/۸۳ ± ۹/۰۶	۰/۱۹	۹/۸۴، ۸/۱۰	۰/۸۴۴
	تماس پاشنه	۲۹۱/۵۶ ± ۷۵/۸۰	۲۹۴/۴۷ ± ۴۷/۴۰	۰/۱۳	۴۲/۱۶، ۴۷/۹۷	۰/۸۹۶
زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی- خلفی(s)	تماس پنجه	۷۱/۲۸ ± ۳۹/۱۴	۷۵/۵۲ ± ۴۷/۶۶	۰/۲۷	۲۷/۵۲، ۳۵/۹۹	۰/۷۸۷
	تماس پاشنه	۴۱۱/۶۲ ± ۷۵/۷۷	۴۰۲/۱۵ ± ۴۹/۶۳	۰/۴۳	۵۵/۱۹ ، ۳۶/۲۴	۰/۶۷۵
زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی (s)	تماس پنجه	۱۴۵/۹۸ ± ۴۰/۷۲	۱۵۹/۰۶ ± ۲۶/۲۳	۱/۰۹	۱۱/۳۵، ۳۷/۵۱	۰/۲۸۳
	تماس پاشنه	۴۳۵/۰۶ ± ۶۶/۸	۴۳۸/۸۴ ± ۲۹/۴۸	۰/۲۱	۳۲/۷۲، ۴۰/۲۹	۰/۸۳۴
نرخ بارگذاری (BW/s)		۴۰/۵۰ ± ۲۰/۵۹	۱۴/۱۰ ± ۱/۳۹	۰/۹۱	۰/۸۷، ۲/۲۹	۰/۳۵۱
گشتاور آزاد (Nm/kg.m)	منفی	۰/۵۹ ± ۰/۱۹	۰/۵۷ ± ۰/۱۴	۲/۸۶	۰/۷۶، ۰/۱۳	* ۰/۰۰۷
	مثبت	۰/۶۲ ± ۰/۲۳	۱/۰۵ ± ۰/۶۱	۲/۵۳	۰/۷۷، ۰/۰۸	* ۰/۰۱۷
ایمپالس (N.s/kg)	داخلی - خارجی	۹/۹۶ ± ۳/۹۵	۱۰/۲۵ ± ۲/۶۲	۰/۲۴	۲/۱۰، ۲/۶۸	۰/۸۰۶
	قدامی - خلفی	۳۲/۴۳ ± ۴/۵۹	۳۵/۰۸ ± ۵/۰۷	۱/۵۴	۰/۸۶، ۶/۱۶	۰/۱۳۴
	عمودی	۴۵۶/۴۳ ± ۳۲۸/۵	۴۱۲/۸۲ ± ۲۱۰/۴۸	۰/۴۵	۲۴۰/۴، ۱۵۳/۱۷	۰/۶۵۴

*: نشان‌دهنده‌ی تفاوت معنی‌دار در سطح P<۰/۰۵؛ ACLR: بازسازی رباط صلیبی قدامی؛ N/BW: نیرو نرمال‌شده بر اساس وزن بدن؛ Nm/kgm: گشتاور نرمال‌شده بر اساس وزن بدن و قد.

بر اساس نتایج آزمون Independent sample T-test، گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا، اوج اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم نشان دادند (P = ۰/۰۴۸). همچنین، مقادیر گشتاور آزاد منفی (P = ۰/۰۰۷) و گشتاور آزاد مثبت (P = ۰/۰۱۷) در این گروه به طور معنی‌داری کمتر از گروه سالم بود. در سایر مؤلفه‌های نیرو شامل نیروهای داخلی- خارجی و قدامی- خلفی و اوج دوم نیروی عمودی، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نشد (P > ۰/۰۵).

بحث

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه‌ی دامنه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا و افراد سالم در حین فرود بود. یافته‌های اصلی این مطالعه نشان داد که گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا در مقایسه با گروه سالم، به طور معنی‌داری اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در اوج اول ضربه (تماس پنجه) را بیشتر و مقادیر گشتاور آزاد (منفی و مثبت) را کمتر نشان دادند (P < ۰/۰۵). عدم مشاهده‌ی تفاوت معنی‌دار در متغیرهای زمانی و ایمپالس نشان می‌دهد که تغییر استراتژی در این بیماران بیشتر بر دامنه‌ی نیروهای لحظه‌ای و چرخشی متمرکز است تا مدت‌زمان اعمال نیرو یا کل بار وارده در طول زمان فرود.

یافته‌ی اصلی این پژوهش، یعنی افزایش اوج اول نیروی عمودی در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا، با بخش قابل‌توجهی از ادبیات موجود در زمینه بیومکانیک پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی ناهمسو است(٤). مطالعات متعدد نشان داده‌اند که افراد پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی (بدون درنظرگرفتن پرونیشن) اغلب از یک استراتژی جبرانی کاهش بار استفاده می‌کنند که منجر به کاهش اوج نیروی عمودی و گشتاورهای زانو در پای جراحی شده می‌شود (۱۹). این استراتژی جبرانی یک مکانیسم محافظتی برای کاهش بار روی مفصل زانوی آسیب‌دیده تلقی می‌شود. علاوه بر این، یافته ما حتی با مطالعاتی که صرفاً تأثیر پرونیشن پا را بررسی کرده‌اند نیز ناهمسو بود. جهانی و همکاران در مطالعه‌ای دریافتند که افراد دارای پرونیشن پا به طور معناداری نیروی عمودی کمتری نسبت به گروه سالم نشان می‌دهند (۱۲).

با این حال، شواهد اخیر نشان می‌دهد که تعامل بین ناهنجاری‌های پا و نقص‌های ناشی از جراحی پیچیده‌تر است. Nae و همکاران در مطالعه‌ی مروری خود نشان دادند که افتادگی استخوان ناویکولار (پرونیشن) مستقیماً بیومکانیک زنجیره‌ی حرکتی را تغییر می‌دهد و می‌تواند منجر به الگوهای بارگذاری متفاوتی شود (۲۲).

همچنین، مطالعات اخیر شیخ‌علی‌زاده و همکاران (۱۵) و علی‌زاده و همکاران (۱۶) بر روی همین جامعه آماری (بازسازی ACL با پرونیشن) نشان داده‌اند که توزیع فشار کف پا و محتوای فرکانسی نیرو در این افراد دستخوش تغییرات خاصی می‌شود که لزوماً از الگوی کاهش نیروی مشاهده شده در افراد صرفاً دارای کف پای صاف پیروی نمی‌کند. این تناقض‌ها بیانگر آن است که ترکیب دو عارضه، استراتژی جذب نیروی منحصربه‌فردی را ایجاد می‌کند.

این ناهمسویی‌ها نشان می‌دهد که ترکیب هم‌زمان دو عامل (بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا) ممکن است منجر به یک الگوی بیومکانیکی منحصربه‌فرد و متفاوت از هر یک از این عوامل به‌تنهایی شود. درحالی‌که افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی ممکن است تلاش کنند بار را از روی زانو بردارند و افراد دارای پرونیشن پا نیز ممکن است به دلیل تغییرات ساختاری نیروی کمتری تولید کنند، به نظر می‌رسد در گروه ترکیبی بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا، این توانایی جبرانی مختل شده است (۱۳). این احتمال وجود دارد که پرونیشن پا، از طریق مکانیسم زنجیره کینتیکی، منجر به افزایش چرخش داخلی تیبیا و تمایل به والگوس زانو شود (۲۳). این وضعیت نامطلوب، زمانی که با ضعف عضلانی و نقص کنترل عصبی- عضلانی ناشی از بازسازی رباط صلیبی قدامی ترکیب می‌شود، ممکن است توانایی فرد برای اجرای یک فرود نرم (tiffer landingS) (که نیازمند افزایش دامنه‌ی حرکتی مچ پا و زانو است) را مختل کند. در نتیجه، گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا ممکن است مجبور به استفاده از یک استراتژی فرود سخت شوند که این امر خود را به‌صورت افزایش اوج اول نیروی عمودی نشان می‌دهد. این یافته از اهمیت بالایی برخوردار است، زیرا افزایش نیروی عمودی در هنگام فرود به‌طور مداوم به‌عنوان یک عامل خطر کلیدی برای افزایش بار بر ساختارهای زانو و افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی شناسایی شده است (۲۴).

دومین یافته‌ی مهم این مطالعه، کاهش معنادار گشتاور آزاد (هم منفی و هم مثبت) در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پرونیشن پا بود. گشتاور آزاد نشان‌دهنده‌ی نیروهای چرخشی اعمال شده بر پا در صفحه افقی است. پرونیشن بیش از حد که ذاتاً شامل حرکات اورژن و ابداکشن است، توانایی پا برای مقاومت در برابر چرخش‌ها را تغییر می‌دهد. این تغییر در مکانیک پا که به نوبه خود، چرخش تیبیا را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد، می‌تواند این کاهش در گشتاورهای چرخشی را (همان‌طور که در یافته‌های ما مشهود بود) توجیه کند. در مورد مؤلفه‌های افقی (قدامی- خلفی و داخلی- خارجی)، نتایج ما تفاوت معناداری بین دو گروه نشان نداد. این یافته با نتایج پاینده و پاینده و دانشمندی که افزایش نیروهای خلفی و خارجی را در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن گزارش کردند، ناهمسو بود که این ناهمسویی به‌احتمال زیاد به دلیل تفاوت اساسی در تسک حرکتی (فرود در مقابل راه‌رفتن) است (۱۷).

Ortega و همکاران نشان دادند که مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در فاز فرود دارای قله‌های ضربه‌ای با فرکانس بالا هستند که با الگوی نیرو در راه‌رفتن متفاوت است (۲۴). علاوه بر این، Oberländer و همکاران بیان کردند که مکانیسم کنترل حرکتی در تکالیف سریع مثل فرود، عمدتاً متکی بر سیستم پیش‌خور و پیش‌بینی‌کننده است، در حالی که راه‌رفتن بیشتر تحت تأثیر بازخوردهای حسی لحظه‌ای قرار دارد؛ لذا تفاوت در استراتژی‌های تولید نیرو در این دو تکلیف قابل توجیه است (۲۵).

این پژوهش با چندین محدودیت روبرو بود. اولاً، ماهیت مقطعی آن مانع از استنباط رابطه‌ی علی می‌شود. ثانیاً، تمرکز مطالعه بر روی مردان ورزشکار، تعمیم‌پذیری یافته‌ها را به جمعیت زنان و غیرورزشکاران محدود می‌سازد. ثالثاً، نبود داده‌های کینماتیکی (زوایای مفصلی) و الکترومایوگرافی (فعالیت عضلانی)، درک کامل مکانیسم‌های بیومکانیکی (مانند والگوس دینامیک) که زیربنای استراتژی فرود سخت مشاهده‌شده هستند را دشوار می‌سازد.

این یافته‌ها بر اهمیت ارزیابی بیومکانیکی افرادی که به طور هم‌زمان دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا هستند، تأکید می‌کند. از آنجایی‌که تسک مطالعه حاضر تک پا بوده و امکان جبران بین- اندامی (انتقال بار به‌پای سالم) وجود نداشته است، یافته‌ها نشان‌دهنده‌ی یک الگوی جبران درون- اندامی معیوب است. پیشنهاد می‌گردد مطالعات آینده به بررسی هم‌زمان نیروهای عکس‌العمل زمین، کینماتیک سه‌بعدی (به‌ویژه زاویه والگوس زانو و پرونیشن پا) و الکترومیوگرافی در این جمعیت بپردازند. همچنین، بررسی اثربخشی مداخلات هدفمند مانند کفی‌های ضد پرونیشن یا برنامه‌های تمرینی خاص بر بیومکانیک فرود در این گروه خاص می‌تواند پیامدهای بالینی مهمی داشته باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن پا در مقایسه با افراد سالم، از یک استراتژی فرود متفاوت استفاده می‌کنند. این گروه به طور قابل‌توجهی اوج نیروی ضربه

عمودی بیشتر و گشتاور آزاد کمتری را در حین فرود تک پا نشان دادند. افزایش نیروی ضربه که با ادبیات موجود در مورد بازسازی رباط صلیبی قدامی به‌تنهایی یا پرونیشن به‌تنهایی در تناقض است، نشان می‌دهد که ترکیب این دو عامل ممکن است مکانیسم‌های جبرانی جذب شوک اندام تحتانی را مختل کرده و منجر به یک الگوی فرود سخت‌تر و بالقوه پرخطرتر شود. این یافته‌ها بر اهمیت ارزیابی بیومکانیکی دقیق و درنظرگرفتن وضعیت پا در برنامه‌های توان‌بخشی دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی برای جلوگیری از بارگذاری بیش از حد مفصل تأکید می‌کند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام کسانی که ما رادر انجام این مطالعه یاری رساندند تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

1. Sharafoddin-Shirazi F, Letafatkar A, Hogg J, Saatchian V. Biomechanical asymmetries persist after ACL reconstruction: Results of a 2-year study. J Exp Orthop 2020; 7(1): 86.
2. Gayatri MVP, Suandika IDMA, Suta KTB, Mustafa DG, Fridayani NKY, Widnyana M, et al. Prevention Program in Anterior Cruciate Ligament (ACL) among Indonesian's Athletes; Review Study. Physical Therapy Journal of Indonesia 2022; 3(2): 38-43.
3. Amraee D, Alizadeh MH, Minoonejhad H, Razi M, Amraee GH. Predictor factors for lower extremity malalignment and non-contact anterior cruciate ligament injuries in male athletes. K Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2017; 25(5): 1625-31.
4. Hughes G, Musco P, Caine S, Howe L. Lower limb asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction in adolescent athletes: a systematic review and meta-analysis. J Athl Train 2020; 55(8): 811-25.
5. Webster KE, Ristanis S, Feller JA. A longitudinal investigation of landing biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther Sport 2021; 50: 36-41.
6. Mueske NM, Patel AR, Pace JL, Zaslow TL, VandenBerg CD, Katzel MJ, et al. Improvements in landing biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction in adolescent athletes. Sports Biomech 2020; 19(6): 738-49.
7. Dai B, Butler RJ, Garrett WE, Queen RM. Using ground reaction force to predict knee kinetic asymmetry following anterior cruciate ligament reconstruction. Scand J Med Sci Sports 2014; 24(6): 974-81.
8. Genç AS, Güzel N. Patellofemoral Angle, Pelvis Diameter, Foot Posture Index, and Single Leg Hop in Post-Operative ACL Reconstruction. Medicina (Kaunas) 2023; 59(3): 426.
9. Cömert GM, Gruber M. Exercise Modalities for Improving Frontal Plane Knee and Foot Posture in Healthy Adults: A Systematic Review. Sports (Basel) 2025; 13(2): 52.
10. Tran AA, Gatewood C, Harris AH, Thompson JA, Dragoo JL. The effect of foot landing position on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. J Exp Orthop 2016; 3(1): 13.
11. Reist H, Vacek PM, Endres N, Tourville TW, Failla M, Geeslin A, et al. Risk Factors for Concomitant Meniscal Injury With Sport-Related Anterior Cruciate Ligament Injury. Orthop J Sports Med 2023; 11(9): 23259671231196492.
12. Jahani MR, Jalalvand A, Soltani N, Kaki K. Comparison of ground reaction forces and the amount of load introduced during crossover landing in people with flat foot and healthy individuals [in Persian]. Journal of Health Promotion Management 2020; 9(4): 33-44.
13. Chmielewski TL. Asymmetrical lower extremity loading after ACL reconstruction: more than meets the eye. J Orthop Sports Phys Ther 2011; 41(6): 374-6.
14. Jafarnezhadgero AA, Alizadeh R, Fakhri Mirzanag E, Khezri D, Carlos Dionisio V. Could the anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet affect the plantar pressure variables and muscular activity during running? A comparative study. J Bodyw Mov Ther 2024; 40: 986-91.
15. Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D, Sajedi H, Fakhri Mirzanag E. Effect of Short-Term Use of Anti-Pronation Insoles on Plantar Pressure Variables Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a Pronated Foot during Gait [in Persian]. J Gorgan Univ Med Sci 2024; 26(3): 36-44.
16. 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.
17. Payandeh M, Daneshmandi H. Comparison of the Vertical and Horizontal Components of the Ground Reaction Force of Patients with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Individuals during Walking [in Persian]. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2024; 31(11): 7243-54.
18. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. Clin Biomech (Bristol) 2006; 21(1): 89-98.
19. Dashti Rostami K, Alizadeh MH, Minoonejad H, Yazdi H. Effect of Fatigue on Ground Reaction Force Variables During Single-leg Landing in Athletes With the History of Anterior Cruciate Ligament Injury. Sport Sciences and Health Research 2019; 11(1): 13-22.
20. Jalalvand A, Hosseini Y, Amini A, hamedani b. A comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in

Recurrent Low back Pain Population. Anesthesiology and Pain 2018; 8(4): 46-60.
21. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. J Biomech 2006; 39(15): 2819-25.
22. Nae J, Creaby MW, Nilsson G, Crossley KM, Ageberg E. Measurement properties of a test battery to assess postural orientation during functional tasks in patients undergoing anterior cruciate ligament injury rehabilitation. J Orthop Sports Phys Ther 2017; 47(11): 863-73.
23. LaBella CR, Hennrikus W, Hewett TE. Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. Pediatrics 2014; 133(5): e1437-50.
24. Ortega DR, Bíes ECR, de la Rosa FJB. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. J Sports Sci Med 2010; 9(2): 282-7.
25. Oberländer KD, Brüggemann G-P, Höher J, Karamanidis K. Altered landing mechanics in ACL-reconstructed patients. Med Sci Sports Exerc 2013; 45(3): 506-13.

DOI: *10.48305/jims.v43.i842.1680*

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

Received: 08.11.2025 Accepted: 22.01.2026 Published: 05.02.2026

Comparison of Ground Reaction Forces During Single-Leg Landing in Individuals with Reconstructed Anterior Cruciate Ligament and Foot Pronation and Healthy Individuals

Farhad Rezazadeh[1], Shirin Aali[2], Hamed Sheikhalizadeh[3], Parya Sharifi[4], Parsa Forghani[5], Nasim Eshghi[6]

Original Article

Abstract

Background: Both Anterior Cruciate Ligament injury and Foot Pronation are factors that alter lower extremity biomechanics. However, the combined effect of these two conditions on landing forces is not well understood.

Methods: In this cross-sectional study, 15 men with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and foot pronation and 15 matched healthy men participated. Participants performed a single-leg landing task from a 30 cm height onto a force plate. Peak ground reaction forces and free moment were compared using an independent t-test ($P<0.05$).

Findings: The group with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and foot pronation showed a significantly greater first peak vertical ground reaction force (19.08% increase; $P=0.048$) compared to the healthy group. Additionally, negative free moment ($P=0.007$) and positive free moment (40.95% decrease; $P=0.017$) were significantly lower in this group. No significant differences were observed in other components ($P > 0.05$).

Conclusion: The combination of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and foot pronation results in a different landing strategy, characterized by greater vertical impact force and lower rotational torque. These findings suggest that shock-absorbing compensatory mechanisms may be impaired in this group, highlighting the importance of foot posture assessment in rehabilitation following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.

Keywords: Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Biomechanics, Knee Injuries, Pronation

Citation: Rezazadeh F, Aali Sh, Sheikhalizadeh H, Sharifi P, Forghani P, Eshghi N. **Comparison of Ground Reaction Forces During Single-Leg Landing in Individuals with Reconstructed Anterior Cruciate Ligament and Foot Pronation and Healthy Individuals.** J Isfahan Med Sch 2026; 43(842): 1680- 7.

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- PhD Candidate, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
4- MSc Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
5- Kinesiology and Health Sciences Student, Faculty of Health, York University, Toronto, Ontario, Canada.
6- MSc Student of Sport Sciences and Technical Training, University of Genoa, Genoa, Italy.
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