

بررسی تقارن اجزای نیروی عکس‌العمل زمین هنگام پرش عمودی در افراد با پارگی یک‌طرفه رباط متقاطع قدامی زانو

چکیده

کیوان شریف مرادی^{۱*}،
آرش راجی^۲

۱. گروه تربیت‌بدنی دانشکده علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران.
۲. گروه تربیت‌بدنی، دانشگاه پیام نور، گرمسار، سمنان، ایران.

هدف: هدف از تحقیق حاضر مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین سمت سالم و آسیب‌دیده افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی حین پرش عمودی بود.

روش‌ها: تعداد ۶ مرد با پارگی مطالعه قرار گرفتند. اجزای نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از صفحه نیرو Kistler هنگام پرش عمودی ثبت شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تست t وابسته و Repeated measure در سطح معنی‌داری $p < 0.05$ تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که حداکثر نیروی قدامی خلفی در فاز فرود در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود ($P = 0.04$). هنگام فرود ضربه قدامی خلفی ($P = 0.10$) و ضربه عمودی ($P = 0.00$) در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود. نرخ بارگذاری و نرخ باربرداری هنگام پرواز و فرود به ترتیب هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین دو سمت سالم و آسیب‌دیده نشان نداد ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری: الگوی ایجاد ضربه هنگام پرش عمودی فقط در فاز فرود تغییر می‌کند به‌طوری‌که در فاز پرواز ضربه ایجادشده بین دو پای سالم و آسیب‌دیده مشابه است ولی در فاز فرود پای سالم در معرض ضربه بیشتری قرار می‌گیرد. بنابراین پیشنهاد می‌شود افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی باید از انجام فعالیت‌های پرشی با تکرار زیاد خودداری کنند چون افزایش ضربه بر پای سالم می‌تواند آن را در معرض اضافه‌بار و خطر آسیب قرار دهد. بدین ترتیب احتمال پارگی رباط صلیبی پای سالم کاهش می‌یابد.

کلیدواژگان: نیروی عکس‌العمل زمین، پارگی، رباط صلیبی قدامی، پرش عمودی

* نویسنده مسئول: کاشان، کیلومتر ۶ بلوار قطب راوندی، دانشگاه کاشان، دانشکده علوم انسانی، گروه تربیت‌بدنی.

تلفن: ۰۹۱۳۸۱۶۰۱۰۳

E-mail: ksharifmoradi@gmail.com

مقدمه

قدامی یک آسیبی است که با شیوع بالا در شرکت‌کنندگان در رقابت‌های ورزشی اتفاق می‌افتد و معمولاً حین حرکات چرخشی و برشی صورت می‌گیرد (۵، ۶)، با پارگی رباط صلیبی قدامی، مفصل زانو دچار بی‌ثباتی شده، تغییرات دژنراتیو در غضروف مفصلی و مینیسک ظاهر می‌شود (۷، ۸). علائم استئوآرتروز بعد از ۱۰ الی ۲۰ سال در ۵۰٪ آسیب‌دیدگان مشاهده می‌شود (۹ و ۱۰). تغییر حرکات مفصل زانو می‌تواند منجر به

در ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، مشخصه‌های بیومکانیکی اندام تحتانی در مقایسه با افراد سالم تغییر می‌کند (۱-۳) و تفاوت‌های قابل‌ملاحظه‌ای در عملکرد پای سالم و پای آسیب‌دیده ایجاد می‌شود (۱، ۲، ۴). پارگی رباط صلیبی

مدت زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در سمت چپ و راست مشاهده نشد (۲۵).

افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی از آن جهت که ناپایداری زیادی را در مفصل زانوی آسیب‌دیده حس می‌کنند لذا جهت جلوگیری از آسیب مجدد سعی در کاهش اعمال بار بر اندام آسیب‌دیده و افزایش اعمال بار بر اندام سالم می‌کنند (۲۶) و بدین ترتیب استراتژی جبرانی بین اندامی را استفاده می‌کنند (۱۲). بدین ترتیب بارگذاری بر پای سالم افزایش می‌یابد و این احتمال وجود دارد که پای سالم در معرض اضافه بار، در معرض خطر آسیب پارگی قرار گیرد. بررسی میزان عدم تقارن بارهای اعمال شده به اندام آسیب‌دیده و سالم اطلاعات جدیدی در اختیار قرار می‌دهد. لذا بررسی عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین اعمال شده به اندام‌ها حین پرش عمودی که یکی از فعالیت‌های رایج در ورزش می‌باشد از اهمیت برخوردار است.

نیروی عکس‌العمل زمین اطلاعات خوبی در مورد عملکرد کل اندام تحتانی در اختیار قرار می‌دهد که با بررسی این نیروها بررسی عملکرد اندام‌ها در صفحات مختلف حرکتی امکان‌پذیر است. تحقیقات صورت گرفته در زمینه تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین بین دو اندام حین انجام پرش عمودی در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی کم و محدود است از طرفی، تحقیقات نیز دارای کاستی‌هایی است که از جمله مهم‌ترین آن‌ها عدم بررسی ضربه ایجاد شده هنگام پرش است. بیشتر تحقیقات گذشته حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین را گزارش کردند. گزارش حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین از یک نقطه طیف نمودار نیرو-زمان یک محدودیت محسوب می‌شود. با ارزیابی دامنه نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از محاسبه ضربه، محاسبه اطلاعات بر روی دامنه بزرگ‌تری از منحنی نیرو-زمان امکان‌پذیر است (۲۲). ضربه (انتگرال نیروی عکس‌العمل زمین) شاخص مؤثری در ارزیابی نیروهای کف پای است و یک متغیر مهم در اندازه‌گیری و تحلیل نیروهای وارد بر کف پای افراد است زیرا هم دامنه و هم مدت زمان نیروی عکس‌العمل زمین را در خود دارد. تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین به‌تنهایی نمی‌تواند اطلاعات مفیدی در این زمینه فراهم کند. ضربه قادر خواهد بود جزئیات بیشتری در مورد نیروهای عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای آسیب‌دیده ارائه دهد بدین ترتیب چگونگی تعدیل نسبت نیرو و مدت زمان اعمال نیرو بین دو پای سالم و آسیب‌دیده از این طریق مشخص خواهد شد. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر پارگی رباط صلیبی قدامی بر اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای آسیب‌دیده هنگام پرش عمودی بود.

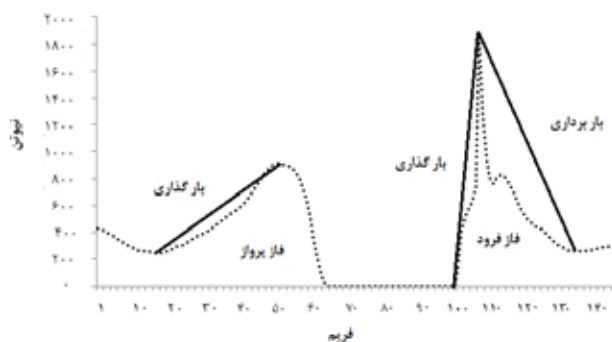
بارگذاری غیرطبیعی ساختارهای مفصلی مفصل زانو و یا بدتر شدن تخریب غضروف مفصلی شود (۱۱). بیماران با پارگی رباط صلیبی قدامی از استراتژی‌های جبرانی حین انجام حرکات مختلف اندام تحتانی استفاده می‌کنند. کاهش بار اکستریک، استراتژی‌های جبرانی بین اندامی و کاهش ضربه نیروی عمودی از جمله این استراتژی‌ها می‌باشد (۱۲) که با تغییر در دامنه حرکتی، تغییر در گشتاور عضلانی و تغییر در هم‌فعالیتی عضلانی صفحه ساجیتال همراه است. (۱۳، ۱۴). این تغییرات ایجاد شده در مفصل زانو باعث می‌شود که بیماران هنگام انجام حرکات قرینه مانند پرش، از یک الگوی جابجایی داخل اندامی استفاده کنند که در آن تلاش می‌کنند فشار را از عضلات مثلاً چهار سر رانی حذف و به عضلات دیگری مانند عضلات اکستنسورهای ران منتقل کنند (۳، ۱۵) و یا از یک الگوی جابجایی داخل اندامی استفاده می‌کنند که در آن تلاش می‌کنند تا فشار را از پای آسیب‌دیده به پای سالم منتقل کند (۳).

تحقیقات زیادی در زمینه‌های مختلف کینماتیکی و کینماتیکی بر مفصل زانو حین پرش در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی صورت گرفته است (۱۶-۲۱)، اما کمتر تحقیقی به بررسی چگونگی تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین و ضربه حین پرش عمودی پرداخته است. Jordan و همکاران ضربه را در ورزشکاران اسکی‌باز با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده حین انجام پرش عمودی و پرش معکوس مورد بررسی قرار داد و مشاهده کرد این ورزشکاران بیشترین بی‌قرینگی را در فاز میانه تا انتهای پرش عمودی (شاخص بی‌قرینگی ۲۵/۳٪)، فاز کانستریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۱۸/۰٪) و فاز اکستریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۲۰/۰٪) نشان دادند (۲۲). Sanford و همکارانش به بررسی بی‌قرینگی نیروی عکس‌العمل زمین حین انجام حرکت اسکات در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی پرداختند. آن‌ها یک عدم تقارن را در نیروی عکس‌العمل زمین در این گروه از افراد نشان دادند (۳). Kate و همکاران نشان دادند که گروه با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده حین حرکت اسکات، ترجیح می‌دهند فشار کمتری بر اندام بازسازی شده در مقایسه با اندام سالم اعمال کنند (۲۳). Bates و همکاران در سال نیروی عکس‌العمل زمین را حین پرش عمودی در ورزشکاران زن مورد بررسی قرار دادند و تفاوت معنی‌داری در اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین دو سمت مشاهده کردند (۱۸). Schot و همکاران نشان دادند که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حین انجام پرش دو طرفه از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری ۱۲/۸ درصد عدم تقارن دارد (۲۴). از طرفی در مقاله دیگری که بر ورزشکاران زن انجام شد محققان هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در

روش‌شناسی

راست و چپ، متصل شدند، همچنین، ۴ کلاستر متشکل از ۴ مارکر، به سطوح قدامی ران و ساق پا (راست و چپ) متصل شدند.

پروتکل قرارگیری مارکرها روی بدن بر اساس پروتکل مصوب دانشگاه استراتکلاید بود (۲۷). فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۰۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۲۸). ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم‌افزار وایکان نکسوس (نسخه ۳،۳،۲، تولید شرکت وایکان، کشور انگلستان) انجام شد. پس از کالیبره کردن دوربین‌ها و صفحه نیرو ابتدا داده‌های آنتروپومتریکی آزمودنی ثبت شد. سپس آزمودنی بر روی صفحه نیرو به‌گونه‌ای می‌ایستاد که یک‌پای روی صفحه نیروی اول و پای دیگر بر صفحه نیروی دوم قرار می‌گرفت. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا پرش عمودی را انجام دهد. هر آزمودنی ۳ مرتبه پرش عمودی را انجام می‌داد. میانگین ۳ مرتبه تکرار به‌عنوان داده فرد ثبت می‌شد.



نمودار ۱. نیمرخ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و سرعت بارگذاری و باربرداری

متغیرهای تحقیق ضربه داخلی خارجی، ضربه عمودی، ضربه عمودی، ضربه کلی، اوج نیروی داخلی خارجی، اوج نیروی قدامی خلفی، اوج نیروی عمودی هنگام فاز پرواز و هنگام فاز فرود بود. فاز پرواز مرحله‌ای بود که آزمودنی شروع به انجام عمل پرش می‌نمود تا زمانی که پای وی از صفحه نیرو جدا می‌شد. و فاز فرود از زمانی بود که پای آزمودنی با زمین برخورد می‌کرد تا زمانی که آزمودنی مجدداً صاف می‌ایستاد.

جهت نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها، داده‌ها با استفاده از روش آماری تی تست وابسته و Repeated Measure در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ (SPSS Inc., Chicago, IL, ۲۲ Version) در سطح معنی‌داری $p < 0.05$ تجزیه و تحلیل شد.

جامعه آماری این پژوهش ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی شهر کاشان بودند. تعداد ۶ ورزشکار با میانگین قد و وزن به ترتیب $176/77 \pm 4/45$ سانتی‌متر و $76/37 \pm 12/51$ کیلوگرم به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. کلیه آزمودنی‌ها به‌صورت نمونه در دسترس از کلینیک‌های توان‌بخشی شهر کاشان فراخوانده شدند. جنسیت مرد، نداشتن سابقه جراحی مهم یا هرگونه بیماری تأثیرگذار بر مهارت راه رفتن، آسیب رباط صلیبی قدامی در یک‌پای، داشتن دامنه حرکتی کامل در مفصل زانو، گذشت ۶ ماه از جراحی، توانایی راه رفتن مستقل، عدم استفاده از هرگونه بریس یا زانوبند از شرایط ورود به تحقیق بیماران بود. روش انجام تحقیق برای آزمودنی‌ها تشریح شد و سپس از آن‌ها رضایت‌نامه کتبی جهت شرکت در پژوهش اخذ شد. جدول ۱ مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد.

جدول ۱.

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

آزمودنی	سمت آسیب‌دیده	قد (سانتی‌متر)	جرم (kg)
۱	راست	۱۷۸/۸	۹۱/۲
۲	چپ	۱۷۸/۸	۸۴
۳	چپ	۱۸۳	۷۰
۴	راست	۱۷۰	۷۴
۵	راست	۱۷۵	۵۶
۶	چپ	۱۷۵	۸۳
میانگین و انحراف استاندارد		$176/77 \pm 4/45$	$76/37 \pm 12/51$

برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از دو صفحه نیروی کیستلر (kistler) (مدل ۹۲۸۶EA) (ساخت کمپانی کیستلر کشور سوئیس) استفاده شد. این صفحه نیرو در وسط کالیبراسیون قرار داشت. همچنین برای ثبت فازهای مختلف پرش عمودی، از سیستم تحلیل حرکتی وایکان (Vicon) (ساخت کمپانی وایکان کشور انگلستان) شامل ۴ دوربین، استفاده شد. دوربین‌ها و صفحه نیرو هم‌زمان بودند.

تعداد ۲۲ مارکر منعکس‌کننده نور مادون‌قرمز با قطر ۱۴ میلی‌متر بر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی‌کوندیل‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس‌های اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلایوئیکولار در دو سمت

نتایج

نیروی قدامی خلفی در سمت آسیب‌دیده ۲۷/۲۱ نیوتن از سمت سالم بیشتر بود ($P = 0/04$).

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد ضربه ایجاد شده در سمت سالم و سمت آسیب‌دیده را نشان می‌دهد. هنگام پرواز پرش ضربه داخلی خارجی ($P = 0/51$)، قدامی خلفی ($P = 0/87$) و ضربه عمودی ($P = 0/27$) هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در سمت آسیب‌دیده و سمت سالم نشان نداد. در حالی که هنگام فرود ضربه قدامی خلفی ($P = 0/01$) و ضربه عمودی ($P = 0/00$) در سمت سالم به طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود.

نمودار ۲ سرعت بارگذاری و سرعت باربرداری هنگام پرواز و فرود را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در سرعت باربرداری و بارگذاری بین دو سمت سالم و آسیب‌دیده در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی مشاهده نشد.

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سمت سالم و سمت آسیب‌دیده را نشان می‌دهد همان‌طوری که مشاهده می‌شود هنگام پرواز اوج نیروی داخلی خارجی ($P = 0/56$) و عمودی ($P = 0/56$) در سمت آسیب‌دیده به ترتیب ۲۲۲/۰۴ و ۱۰۲۸/۴۷ نیوتن به دست آمد که هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری با این مقدار نیرو در سمت سالم نداشت. نتایج نشان داد که حداکثر نیروی قدامی خلفی در مرحله پرواز در سمت آسیب‌دیده ۱۷۶/۶۳ نیوتن به دست آمد که به طور معنی‌داری از سمت سالم بیشتر بود ($P = 0/01$).

در هنگام فرود نیز تفاوت معنی‌داری در نیروی داخلی خارجی ($P = 0/18$) و عمودی ($P = 0/52$) در دو سمت سالم و آسیب‌دیده مشاهده نشد ولی تفاوت معنی‌داری در نیروی قدامی خلفی مشاهده شد. اوج

جدول ۲.

مقایسه اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو سمت (میانگین و انحراف معیار)

توان آزمون	P	سمت آسیب‌دیده	سمت سالم	اجزای نیرو (نیوتن)
۰/۰۶۵	۰/۵۶	۲۲۲/۰۴±۶۳/۴۶	۲۳۴/۱۴±۳۹/۱۳	اوج نیروی داخلی خارجی
۰/۵۰۰	۰/۰۰	۱۷۶/۶۳±۴۹/۶۰	۱۲۴/۴۰±۳۱/۸۴	اوج نیروی قدامی خلفی
۰/۰۵۰	۰/۹۶	۱۰۲۸/۴۷±۱۵۶/۶۸	۱۰۳۱/۱۲±۱۰۱/۹۹	اوج نیروی عمودی
۰/۲۲۱	۰/۱۸	۴۲۶/۵۰±۱۹۸/۵۵	۵۶۱/۲۴±۲۹۱/۶۹	اوج نیروی داخلی خارجی
۰/۳۹۲	۰/۰۴	۳۲۲/۶۳±۳۶/۷۰	۴۹۵/۲۲±۲۸۴/۶۲	اوج نیروی قدامی خلفی
۰/۰۶۰	۰/۵۲	۱۷۵۲/۱۶±۳۰۴/۶۸	۱۸۲۷/۸۹±۲۸۹/۳۱	اوج نیروی عمودی

جدول ۳.

مقایسه ضربه ایجاد شده در دو سمت (میانگین و انحراف معیار)

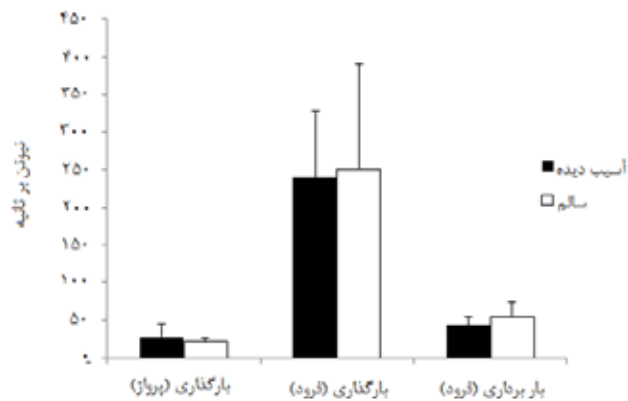
توان آزمون	P	سمت آسیب‌دیده	سمت سالم	ضربه (نیوتن ثانیه)
۰/۱۱۱	۰/۵۱	۷۶/۵۶±۴۸/۱۳	۶۳/۹۲±۴۸/۰۴	ضربه داخلی خارجی (N.S)
۰/۰۶۲	۰/۸۷	۴۸/۰۷±۱۷/۱۸	۴۶/۸۷±۱۸/۹۷	ضربه قدامی خلفی (N.S)
۰/۱۷۸	۰/۲۷	۳۷۷/۶۲±۳۵/۱۵	۴۴۶/۹۶±۲۱۶/۴۶	ضربه عمودی (N.S)
۰/۰۷۴	۰/۷۲	۵۴۹/۸۰±۱۳۴/۹۳	۵۲۸/۷۸±۱۹۷/۸۶	ضربه کلی
۰/۲۶۸	۰/۱۲	۴۶/۳۷±۱۷/۸۵	۵۸/۹۱±۲۱/۳۸	ضربه داخلی خارجی (N.S)
۰/۵۸۱	۰/۰۱	۴۲/۹۹±۴/۳۴	۵۲/۸۲±۱۱/۳۲	ضربه قدامی خلفی (N.S)
۰/۸۳۶	۰/۰۰	۲۲۰/۳۰±۸۵/۷۳	۳۸۰/۹۰±۱۱۰/۰۶	ضربه عمودی (N.S)
۰/۵۰۵	۰/۰۲	۳۴۰/۷۸±۱۶۲/۰۶	۴۹۲/۶۱±۱۳۲/۰۸	ضربه کلی
۰/۲۰۴	۰/۲۱	۲۷/۱۸±۱۶/۳۷	۲۱/۱۰±۴/۳۳	سرعت بارگذاری N/s (پرواز)
۰/۰۶۸	۰/۸۱	۲۴۰/۲۳±۸۷/۵۶	۲۵۱/۴۳±۱۳۹/۶۶	سرعت بارگذاری N/s (فرود)
۰/۲۸۳	۰/۱۰	۴۳/۲۷±۱۰/۵۴	۵۴/۰۳±۲۰/۳۷	سرعت بارگذاری N/s (فرود)

نتایج نشان داد اوج نیروی داخلی خارجی و ضربه داخلی خارجی در سمت سالم و آسیب‌دیده هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری نداشت. این نتیجه با نتایج Sanford و همکارانش که نشان دادند هنگام انجام حرکت اسکات، نیروی داخلی خارجی عکس‌العمل زمین در سمت سالم و آسیب‌دیده در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی تفاوت معنی‌داری داشت مغایرت دارد (۳). Clark و همکارانش نیز یک بی‌قرینگی را در بارگذاری بر روی اندام‌ها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در مقایسه با گروه سالم مشاهده کردند (۲۹).

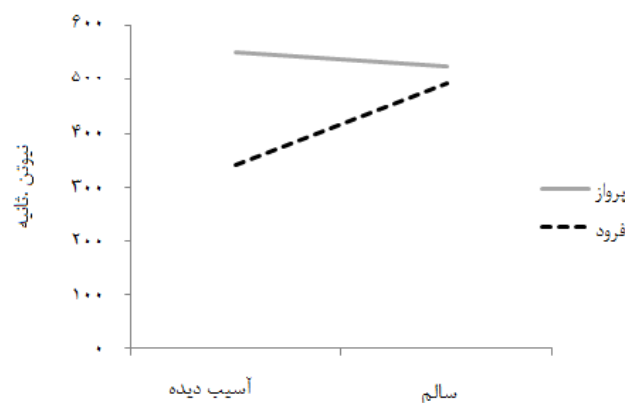
همچنین نتایج نشان داد اوج نیروی قدامی خلفی و ضربه قدامی خلفی در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود. که نتایج Sanford و همکارانش مشابه است آن‌ها نشان دادند هنگام انجام حرکت اسکات، نیروی قدامی خلفی عکس‌العمل زمین در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی بیشتر بود (۳).

نتایج نشان داد ضربه عمودی در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود. نتایج بررسی Jordan و همکاران در اندازه‌گیری ضربه حین انجام پرش عمودی و پرش معکوس بر روی ورزشکاران اسکی با رباط صلیبی قدامی بازسازی‌شده نشان داد این ورزشکاران بیشترین عدم تقارن را در فاز کانستریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۱۸٪) و فاز اکستریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۲۰٪) داشتند (۲۲). به علاوه نتایج Sanford و همکارانش نیز نشان دادند هنگام انجام حرکت اسکات، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی بیشتر بود (۳) Bates و همکاران با بررسی نیروی عکس‌العمل زمین حین پرش عمودی در ورزشکاران زن، تفاوت معنی‌داری در اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین دو سمت مشاهده کردند (۱۸). همچنین schot و همکاران نشان دادند که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، ۱۲/۸ درصد عدم تقارن حین انجام پرش دوطرفه از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری دارد (۲۴). که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد.

ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی عدم تقارن زیادی در اندام آسیب‌دیده در مقایسه با اندام سالم دارند که نشان‌دهنده نقص در اندام مبتلا می‌باشد (۳۰-۳۲). Konish و همکاران کاهش معنی‌داری در حجم عضلات پای سمت آسیب‌دیده مشاهده کردند (۳۰). همچنین یک ارتباط متوسطی بین شاخص بی‌قرینگی در عضلات پا و ضربه کینتیکی در فاز کانستریک پرش معکوس و فاز دو پرش عمودی مشاهده شد



نمودار ۲. مقایسه سرعت بارگذاری و سرعت باربرداری هنگام پرواز و فرود در دو سمت



نمودار ۳. تعامل معنی‌دار ضربه بین فاز پرش و سمت

نمودار ۳ تعامل معنی‌دار ضربه بین فاز پرش و سمت را نشان می‌دهد همان‌طوری که مشاهده می‌شود ضربه ایجادشده در فاز پرواز بین پای ضربه آسیب‌دیده و پای سالم برابر بود در حالی که هنگام فرود ضربه ایجادشده در پای آسیب‌دیده ۱۵۱/۸ نیوتن. ثانیه از پای سالم کمتر بود ($P = 0.001$).

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر پارگی رباط صلیبی قدامی بر اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بر پای سالم و آسیب‌دیده هنگام پرش عمودی بود. نتایج نشان داد که حداکثر نیروی قدامی خلفی در فاز فرود در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود. هنگام فرود ضربه قدامی خلفی و ضربه عمودی در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود. سرعت بارگذاری و سرعت باربرداری هنگام پرواز و فرود هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در دو سمت سالم و آسیب‌دیده نشان نداد.

عضلات اکستنسورهای ران منتقل کنند و به این ترتیب به طور مساوی بر پای سالم فشار وارد می‌کنند (۱۵). در حالی در تحقیق Sanford و همکارانش نه تنها وزن بر روی سمت سالم منتقل شد بلکه افراد از یک استراتژی الگوی وزن متفاوتی در جهات داخلی خارجی و قدامی خلفی در تلاش جهت کاهش فشار روی زانوی مفصل آسیب‌دیده استفاده کردند (۳). نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی از یک استراتژی الگوی وزن متفاوتی هنگام پرش عمودی استفاده کردند به طوری که هنگام فاز پرواز ضربه کلی در دو سمت سالم و آسیب‌دیده مشابه بود ولی هنگام فرود ضربه ایجاد شده در سمت سالم به طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود که در آن ضربه قدامی خلفی و ضربه عمودی بیشتری بر پای سالم وارد کردند تا از اعمال فشار بیشتر بر مفصل زانوی آسیب‌دیده بکاهند. با توجه به نتایج حاضر شاید بتوان گفت که هنگام انجام پرش عمودی با افزایش ضربه بر اندام سالم ناشی از کاهش ضربه وارده بر اندام آسیب‌دیده، اندام سالم در معرض اضافه بار قرار می‌گیرد و شاید احتمال خطر پارگی رباط صلیبی قدامی سمت سالم را نیز افزایش دهد. مشاهدات قبلی نشان دادند که عدم تقارن در بیومکانیک اندام تحتانی به دنبال آسیب رباط صلیبی قدامی صورت می‌گیرد و خطر ایجاد آسیب برای اندام آسیب‌دیده و سالم را افزایش می‌دهد (۳۴-۳۷).

نتیجه‌گیری نهایی

الگوی ایجاد ضربه هنگام پرش عمودی فقط در فاز فرود تغییر می‌کند به طوری که در فاز پرواز ضربه ایجاد شده بین دو پای سالم و آسیب‌دیده مشابه است ولی در فاز فرود پای سالم در معرض ضربه بیشتری قرار می‌گیرد. بنابراین پیشنهاد می‌شود افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی باید از انجام فعالیت‌های پرشی خودداری کنند چون افزایش ضربه بر پای سالم می‌تواند آن را در معرض خطر آسیب قرار دهد. بدین ترتیب احتمال پارگی رباط صلیبی پای سالم کاهش می‌یابد.

(۲۲). بعلاوه توده عضلانی و هماهنگی عصبی عضلانی برای انجام حرکت‌هایی مانند پرش عمودی، که به ضربه بالا و سرعت بارگذاری بالایی نیاز دارند بسیار مهم می‌باشد (۳۳). بنابراین کاهش حجم عضلانی اندام آسیب‌دیده و ترس از خالی کردن مفصل زانو در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی باعث می‌شود که این که این افراد هنگام فرود استراتژی خاصی را به کار گیرند که در این استراتژی سعی می‌کنند اولاً فشار را از مفصل زانوی آسیب‌دیده به مفصل ران همان سمت منتقل کنند که این کار را با کاهش گشتاور اکستنسوری زانو و افزایش گشتاور اکستنسوری ران انجام می‌دهند و همچنین با کاهش فشار کلی از روی پای آسیب‌دیده آن را بر پای سالم منتقل می‌کنند (۲۶) و بدین ترتیب استراتژی جبرانی بین اندامی را استفاده می‌کنند (۱۲). بدین ترتیب بارگذاری بر پای سالم افزایش می‌یابد. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نیز نشان داد ضربه عمودی ایجاد شده بر پای سالم از پای آسیب‌دیده بیشتر بود.

Salem و همکاران دریافتند هیچ تفاوت معنی‌داری در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای سالم و پای بازسازی رباط صلیبی قدامی هنگام انجام حرکت اسکات وجود ندارد (۱۵) که با نتایج حاصل از این تحقیق مغایرت دارد شاید علت اینکه آن‌ها چنین نتیجه‌ای گرفتند به خاطر این باشد که اوج نیروی عکس‌العمل زمین را مورد بررسی قرار دادند در این تحقیق، ضربه که انتگرال نیرو و زمان اعمال نیرو است مورد بررسی قرار گرفت که نتایج حاصل از ضربه اطلاعات دقیق‌تری از توزیع نیروی عکس‌العمل زمین نسبت به اوج نیروی عکس‌العمل ارائه می‌دهد.

نتایج همچنین نشان داد که اگرچه ضربه تولید شده در فاز پرواز بین سمت آسیب‌دیده و سمت سالم مشابه بود ولی هنگام فرود الگوی توزیع ضربه بین دو پا متفاوت بود به طوری که ضربه ایجاد شده بر پای سالم $151/8$ نیوتن. ثانیه و به طور معنی‌داری از ضربه ایجاد شده بر پای آسیب‌دیده بیشتر بود. افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی تمایل دارند تا بیشتر وزن بدنشان را از سمت آسیب‌دیده بردارند و بر سمت سالم انتقال دهند. Salem و همکاران نشان که بیماران هنگام انجام حرکات قرینه، از یک الگوی جابجایی داخل اندامی استفاده کنند که در آن تلاش می‌کنند فشار را از عضلات مثلاً چهار سر رانی حذف و به عضلات دیگری مانند

References

1. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Journal of Sport Medi-*

cine. 2007;17(4):258-62.

2. Vairo GL, Myers JB, Sell TC, Fu FH, Harner CD, Lephart SM. Neuromuscular and biomechanical landing performance subse-

- quent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008;16(1):2-14.
3. Sanford BA, Williams JL, Zucker-Levin A, Mihalko WM. Asymmetric ground reaction forces and knee kinematics during squat after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *The Knee*. 2016;23(5):820-5.
 4. Gokeler A, Hof A, Arnold M, Dijkstra P, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20(1):e12-e9.
 5. Gomez E, DeLee JC, Farney WC. Incidence of injury in Texas girls' high school basketball. *The American Journal of Sports Medicine*. 1996;24(5):684-7.
 6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8.
 7. Jomha NM, Borton DC, Clingeffer AJ, Pinczewski LA. Long Term Osteoarthritic Changes in Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knees. *Clinical Orthopaedics and related research*. 1999;358:188-93.
 8. Lundberg M, Thuomas K-Å, Messner K. Evaluation of knee-joint cartilage and menisci ten years after isolated and combined ruptures of the medial collateral ligament: Investigation by weight-bearing radiography, MR imaging and analysis of proteoglycan fragments in the joint fluid. *Acta radiologica*. 1997;38(1):151-7.
 9. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries osteoarthritis. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(10):1756-69.
 10. Lohmander L, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis & Rheumatism*. 2004;50(10):3145-52.
 11. Reuben JD, Rovick JS, Schragger RJ, Walker PS, Boland AL. Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint. *The American journal of sports medicine*. 1989;17(4):463-71.
 12. Baumgart C, Schubert M, Hoppe MW, Gokeler A, Freiwald J. Do ground reaction forces during unilateral and bilateral movements exhibit compensation strategies following ACL reconstruction? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015:1-10.
 13. Hurd WJ, Snyder Mackler L. Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid stance phase of gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 2007;25(10):1369-77.
 14. Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1998;8(6):349-62.
 15. Salem GJ, Salinas R, Harding FV. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(8):1211-6.
 16. Goerger BM, Marshall SW, Beutler AI, Blackburn JT, Wilckens JH, Padua DA. Anterior cruciate ligament injury alters preinjury lower extremity biomechanics in the injured and uninjured leg: the JUMP-ACL study. *British journal of sports medicine*. 2014:bjsports-2013-092982.
 17. Teng PS, Leong K, Huang P, McLaren J. The effect of a knee-ankle restraint on ACL injury risk reduction during jump-landing. *Procedia Engineering*. 2013;60:300-6.
 18. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of biomechanics*. 2013;46(7):1237-41.
 19. Gokeler A, Benjaminse A, Welling W, Alferink M, Eppinga P, Otten B. The effects of attentional focus on jump performance and knee joint kinematics in patients after ACL reconstruction. *Physical Therapy in Sport*. 2015;16(2):114-20.
 20. Herzog W, Jordan M, Aagaard P. Lower Limb Asymmetry in Mechanical Muscle Function: A Comparison Between Ski Racers With and Without ACL Reconstruction. 2016.
 21. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*. 2014;21(1):38-46.
 22. Jordan M, Aagaard P, Herzog W. Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: A comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2015;25(3).
 23. Webster KE, Austin DC, Feller JA, Clark RA, McClelland JA. Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015;23(11):3208-13.
 24. Schot PK, Bates BT, Dufek JS. Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine and science in sports and exercise*. 1994;26(9):1153-9.
 25. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Timing differences in the generation of ground reaction forces between the

- initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clinical Biomechanics*. 2013;28(7):796-9.
26. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Hewett TE. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2011;41(8):553-9.
27. Papi E, Ugbohue UC, Solomonidis S, Rowe PJ. Comparative study of a newly cluster based method for gait analysis and plug-in gait protocol. *Gait & Posture*. 2014;39(supplement 1):S9-S10.
28. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 1989;7(6):849-60.
29. Clark RA, Howells B, Feller J, Whitehead T, Webster KE. Clinic-based assessment of weight-bearing asymmetry during squatting in people with anterior cruciate ligament reconstruction using Nintendo Wii Balance Boards. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2014;95(6):1156-61.
30. Konishi Y, Ikeda K, Nishino A, Sunaga M, Aihara Y, Fukubayashi T. Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque after anterior cruciate ligament repair. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(6):656-61.
31. Tsepi E, Vagenas G, Ristanis S, Georgoulis AD. Thigh muscle weakness in ACL-deficient knees persists without structured rehabilitation. *Clinical orthopaedics and related research*. 2006;450:211-8.
32. Krishnan C, Williams GN. Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011;29(5):633-40.
33. Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exercise and sport sciences reviews*. 2003;31(2):61-7.
34. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2012;22(2):116.
35. Salmon L, Russell V, Musgrove T, Pinczewski L, Refshauge K. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2005;21(8):948-57.
36. Shelbourne KD, Gray T, Haro M. Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. *The American journal of sports medicine*. 2009;37(2):246-51.
37. Wright RW, Dunn WR, Amendola A, Andrich JT, Bergfeld J, Kaeding CC, et al. Risk of tearing the intact anterior cruciate ligament in the contralateral knee and rupturing the anterior cruciate ligament graft during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction A prospective MOON cohort study. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(7):1131-4.

Assessment of the Symmetry of the Ground Reaction Forces in Patient with ACL Rupture during Vertical Jump

Keyvan Sharif Moradi^{1*},
Arash Raji²

1. Department of physical education and sport sciences, faculty of humanities, University of Kashan, Kashan, Iran.

2. Department of physical education and sport sciences, university of peyham noor, Garm-sar branch, Semnan, Iran.

Abstract

Received: Aug 27, 2016 Accepted: Oct. 29, 2016

Objective: The aim of this study was to assess the symmetry of ground reaction forces in patient with ACL rupture during vertical jump.

Methods: Six men with ACLD (anterior cruciate ligament disease) participated in this study. Ground reaction forces components were assessed during Sargent jump by Kistler force plate. Data were analyzed running dependent Samples T-test and Repeated Measure in at $p \leq 0.05$.

Results: Peak anterior posterior ground reaction forces were significantly greater in sound limb compared to the affected limb during landing phase ($P=0.04$). During landing, vertical ($p=0.00$) and anterior posterior ($p=0.01$) impulse in sound limb were significantly greater than those of affected limb. There were no significant differences between loading and unloading rates between both side in take-off and landing phases ($p < 0.05$).

Conclusion: The pattern of vertical jump ground reaction forces changes in landing phase after ACL rupture. Also, there is no difference in the impact between injured and uninjured leg in take-off phase, but there is a meaningful difference between two sides in landing phase. It is proposed that people with ACL rupture avoid repeated jumping performance because the increased impact on sound leg can put the sound leg in risk of injury. Thereafter the possibility of ACL rupture of sound leg will decrease.

Keywords: Ground reaction force, ACL, rupture, vertical jump

* Corresponding author:
6th km of Gotb Ravandi Blo., University of Kashan, Department of physical education and sport science
Tel: 09183844749
Email: ksharifmoradi@gmail.com

آرش راجی کاشانی، متولد سال ۱۳۶۳ شهر تهران، دارای مدرک کارشناسی ارشد تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه پیام نور، استاد مدعو دانشگاه کاشان، دانشگاه آزاد اسلامی کاشان، دانشگاه پیام نور آران و بیدگل و مدرس درس بیومکانیک ورزشی می‌باشد. وی علاقه‌مند به تحقیق در زمینه آنالیز حرکتی ورزشکاران آسیب‌دیده دچار پارگی لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد.



کیوان شریف‌مرادی، متولد شهر کوهپایه استان اصفهان، فارغ‌التحصیل بیومکانیک ورزشی از گروه حرکت‌شناسی دانشگاه بوعلی سینا در سال ۱۳۹۳، وی در حال حاضر استادیار گروه تربیت‌بدنی دانشگاه کاشان و مدرس درس‌های بیومکانیک و حرکت‌شناسی در این دانشگاه می‌باشد. مدرس مدعو دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، و مدرس مدعو واحد علوم تحقیقات دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، زمینه تحقیقاتی ایشان، ارزیابی راه رفتن، فعالیت عضلانی اندام تحتانی، تعادل، کنترل پوسچر و مدل‌سازی سیستم عصبی عضلانی می‌باشد. وی دارای ۱۵ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی و ۴ مقاله به زبان انگلیسی می‌باشد.

