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

کیوان شریف مرادی[1*]،
آرش راجی[2]

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

دریافت: ۱۳۹۵/۶/۶ پذیرش: ۱۳۹۵/۸/۸

چکیده

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<۰/۰۵ 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=۰/۰۴). هنگام فرود ضربه قدامی خلفی (P=۰/۱۰) و ضربه عمودی (P=۰/۰۰). 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 >۰/۰۵).

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.

کلید واژگان: 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

در ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی قدامی بازسازی‌شده، 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 (۴،۲،۱). پارگی رباط صلیبی قدامی یک آسیبی است که با شیوع بالا در شرکت‌کنندگان در رقابت‌های ورزشی اتفاق می‌افتد و معمولاً حین حرکات چرخشی و برشی صورت می‌گیرد (۶،۵)، با پارگی رباط صلیبی قدامی، مفصل زانو دچار بی‌ثباتی شده، تغییرات دژنراتیو در غضروف مفصلی و مینیسک ظاهر می‌شود (۸،۷). علائم استئوآرتریت بعد از ۱۰ الی ۲۰ سال در ۵۰٪ آسیب‌دیدگان مشاهده می‌شود (۹و۱۰). تغییر حرکات مفصل زانو می‌تواند منجر به

بارگـذاری غیرطبیعی سـاختارهای مفصلی مفصل زانو و یا بدتر شـدن تخریـب غضـروف مفصلی شـود (۱۱). بیماران با پارگـی رباط صلیبی قدامی از استراتژی‌های جبرانی حین انجام حرکات مختلف اندام تحتانی استفاده می‌کنند. کاهش بار اکسنتریک، استراتژی‌های جبرانی بین اندامی و کاهش ضربه نیروی عمودی از جمله این اسـتراتژی‌ها می‌باشد (۱۲) کـه با تغییر در دامنه حرکتی، تغییر در گشـتاور عضلانـی و تغییر در هم فعالیتی عضلانی صفحه سـاجیتال همراه اسـت.(۱۴,۱۳). این تغییرات ایجادشـده در مفصل زانو باعث می‌شود که بیماران هنگام انجام حرکات قرینه مانند پرش، از یک الگوی جابجایی داخل اندامی اسـتفاده کنند که در آن تلاش می‌کنند فشـار را از عضلات مثلاً چهار سر رانی حذف و به عضلات دیگری مانند عضلات اکستنسورهای ران منتقل کنند (۱۵,۳) و یا از یک الگوی جابجایی داخل اندامی اسـتفاده می‌کنند که در آن تلاش می‌کنند تا فشار را از پای آسیب‌دیده به‌پای سالم منتقل کند (۳).

تحقیقـات زیادی در زمینه‌های مختلف کینتیکـی و کینماتیکی بر مفصل زانـو حین پرش در افـراد با پارگی ربـاط صلیبی قدامی صـورت گرفته اسـت (۱۶-۲۱)، اما کمتر تحقیقی به بررسـی چگونگی تغییرات نیروی عکس‌العمل زمیـن و ضربه حین پرش عمودی پرداخته اسـت. Jordan و همـکاران ضربه را در ورزشـکاران اسـکی‌باز با ربـاط صلیبی قدامی بازسازی‌شده حین انجام پرش عمودی و پرش معکوس مورد بررسی قرار داد و مشـاهده کرد این ورزشکاران بیشترین بی‌قرینگی را در فاز میانه تا انتهای پرش عمودی (شاخص بی‌قرینگی ۲۵/۳ ٪)، فاز کانسنتریک پرش معکوس (شـاخص بی‌قرینگی ۱۸/۰ ٪) و فاز اکسـنتریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۲۰/۰ ٪) نشان دادند(۲۲). Sanford و همکارانش به بررسـی بی‌قرینگی نیروی عکس‌العمل زمین حین انجام حرکت اسکات در افراد بازسـازی رباط صلیبی قدامی پرداختند. آن‌ها یک عدم تقارن را در نیروی عکس‌العمل زمین در این گروه از افراد نشـان دادند (۳). Kate و همکاران نشان دادند که گروه با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده حین حرکت اسـکات، ترجیح می‌دهند فشار کمتری بر اندام بازسازی شده در مقایسـه با اندام سالم اعمال کنند (۲۳). Bates و همکاران در سال نیروی عکس‌العمل زمین را حین پرش عمودی در ورزشکاران زن موردبررسی قراردادند و تفاوت معنی‌داری در اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین دو سـمت مشـاهده کردند (۱۸). Schot و همکاران نشـان دادند که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حین انجام پرش دوطرفه از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری ۱۲/۸ درصد عدم تقارن دارد (۲۴). از طرفی در مقاله دیگری که بر ورزشـکاران زن انجام شد محققان هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری در مدت‌زمان رسـیدن بـه اوج نیروی عکس‌العمل زمین در سـمت چپ و راست مشاهده نشد (۲۵).

افـراد با پارگی ربـاط صلیبی قدامی از آن جهت کـه ناپایداری زیادی را در مفصل زانوی آسـیب‌دیده حس می‌کنند لذا جهت جلوگیری از آسیب مجدد سـعی 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 ایـن احتمال وجود دارد که پای سـالم در معرض اضافه‌بار، در معرض خطر آسیب پارگی قرار گیرد. بررسی میزان عدم تقارن بارهای اعمال‌شده به اندام آسیب‌دیده و سالم اطلاعات جدیدی در اختیار قرار می‌دهد. لذا بررسی عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین اعمال‌شده به اندام‌ها حین پرش عمودی که یکی از فعالیت‌های رایج در ورزش می‌باشـد از اهمیت برخوردار است.

نیـروی عکس‌العمل زمین اطلاعـات خوبی در مورد عملکـرد کل اندام تحتانی در اختیار قرار می‌دهد که با بررسـی این نیروها بررسـی 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 کاسـتی‌هایی است که ازجمله مهم‌ترین آن‌ها عدم بررسـی ضربه ایجادشده هنگام پرش است. بیشتر تحقیقات گذشته حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین راگزارش کردند. گزارش حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین از یک نقطه طیف نمـودار 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 اسـت (۲۲). ضربه (انتگـرال نیروی عکس‌العمل زمین) شـاخص مؤثری در ارزیابی نیروهای کف‌پایی است و یک متغیر مهم در اندازه‌گیری و تحلیل نیروهای وارد بر کف پای افراد است زیرا هم دامنه و هم مدت‌زمان نیروی عکس‌العمل زمین را در خود دارد. تحلیل نیروهای عکس‌العمـل زمیـن به‌تنهایی نمی‌توانـد اطلاعات مفیـدی در این زمینه فراهـم کند. ضربه قادر خواهد بود جزئیات بیشـتری در مورد نیروهای عکس‌العمل زمین بین پای سالم و پای آسیب‌دیده ارائه دهد بدین ترتیب چگونگی تعدیل نسبت نیرو و مدت‌زمان 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.

روش‌شناسی

جامعه آماری این پژوهش ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی شهر کاشان بودند. تعداد ۶ ورزشکار با میانگین قد و وزن به ترتیب ۱۷۶/۷۷±۴/۴۵ سانتی‌متر و ۷۶/۳۷±۱۲/۵۱ 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 یک‌پا، 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.

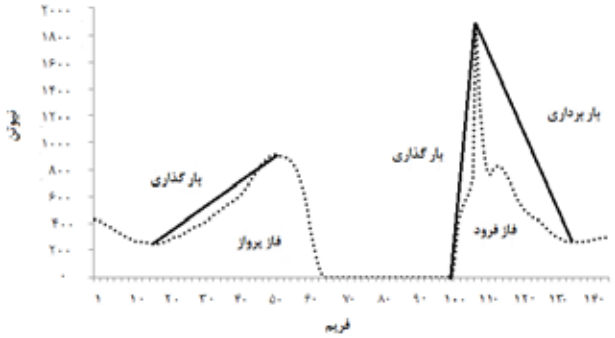
جدول ۱.
مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

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		۱۷۶/۷۷±۴/۴۵	۷۶/۳۷±۱۲/۵۱

برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از دو صفحه نیروی کیستلر (kistler) (مدل۹۲۸۶EA)(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 اکرومیوکلاویکولار در دو سمت 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 یک‌پا 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.

نتایج

جـدول ۲ میانگین و انحراف اسـتاندارد مؤلفه‌هـای نیروی عکس‌العمل زمین در سـمت سالم و سمت آسـیب‌دیده را نشان می‌دهد همان‌طوری که مشاهده می‌شود هنگام پرواز اوج نیروی داخلی خارجی (P=۰/۵۶) و عمودی (P=۰/۵۶) در سمت آسیب‌دیده به ترتیب ۲۲۲/۰۴ و ۱۰۲۸/۴۷ نیوتن به دسـت آمد که هیچ‌گونه تفاوت معنـی‌داری با این مقدار نیرو در سـمت سالم نداشت. نتایج نشـان داد که حداکثر نیروی قدامی خلفی در مرحله پرواز در سمت آسیب‌دیده ۱۷۶/۶۳ نیوتن به دست آمد که به‌طور معنی‌داری از سمت سالم بیشتر بود (P=۰/۰۱).

در هنـگام فـرود نیـز تـفـاوت معنی‌داری در نیـروی داخلی خـارجی (P=۰/۱۸) و عمودی (P=۰/۵۲) در دو سمت سالم و آسیب‌دیده مشاهده نشـد ولی تفاوت معنی‌داری در نیروی قدامی خلفی مشـاهده شد. اوج نیروی قدامی خلفی در سـمت آسـیب‌دیده ۲۷/۲۱ نیوتن از سمت سالم بیشتر بود (P=۰/۰۴) .

جدول ۳ میانگین و انحراف اسـتاندارد ضربه ایجادشده در سمت سالم و سمت آسیب‌دیده را نشان می‌دهد. هنگام پرواز پرش ضربه داخلی خارجی (P=۰/۵۱) ، قدامی خلفی (P=۰/۸۷) و ضربه عمودی (P=۰/۲۷) هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در سـمت آسـیب‌دیده و سـمت سـالم نشـان نداد. درحالی‌که هنگام فرود ضربـه قدامی خلفی(P=۰/۰۱) و ضربه عمودی (P=۰/۰۰). در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سمت آسیب‌دیده بیشتر بود.

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

جدول ۲.

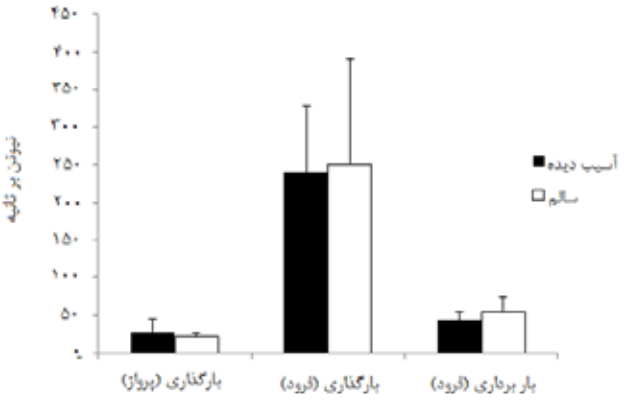
مقایسه اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو سمت(میانگین و انحراف معیار)

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

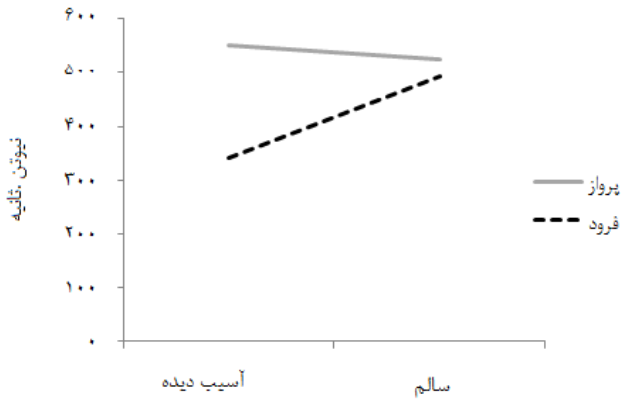
جدول ۳.

مقایسه ضربه ایجادشده در دو سمت (میانگین و انحراف معیار)

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



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 درحالی‌که هنگام فرود ضربه ایجادشده در پای آسیب‌دیده ۱۵۱/۸ نیوتن.ثانیه از پای سالم کمتر بود (P = ۰/۰۰۱).

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر پارگی رباط صلیبی قدامی بر اجزای نیروی عکس‌العمل زمین‌بر 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.

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 کانسنتریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۱۸/۰ ٪) و فاز اکسنتریک پرش معکوس (شاخص بی‌قرینگی ۲۰/۰ ٪) 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 کانسنتریک پرش معکوس و فاز دو پرش عمودی مشاهده شد

(۲۲). بعـلاوه توده عضلانـی و هماهنگی عصبی عضلانـی برای انجام حرکت‌هایـی ماننـد پرش عمودی، که به ضربه بالا و سـرعت 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 می‌شـود که این که این افراد هنگام فرود اسـتراتژی خاصی را به کار گیرند که در این اسـتراتژی سـعی می‌کنند اولاً فشار را از مفصل زانوی آسـیب‌دیده به مفصل ران همان سـمت منتقل کنند که این کار را با کاهش گشـتاور اکستنسوری زانو و افزایش گشتاور اکستنسوری ران انجام می‌دهند و همچنین با کاهش فشار کلی از روی پای آسیب‌دیده آن را بر پای سـالم منتقل می‌کنند (۲۶) و بدین ترتیب اسـتراتژی جبرانی بین اندامی را اسـتفاده 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 همـکاران دریافتنـد هیچ تفاوت معنـی‌داری در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پای سـالم و پای بازسازی رباط صلیبی قدامی هنگام انجام حرکت اسـکات وجود ندارد (۱۵) که با نتایج حاصل از این تحقیق مغایرت دارد شـاید علت اینکه آن‌ها چنین نتیجه‌ای گرفتند به خاطر این باشـد که اوج نیروی عکس‌العمل زمین را موردبررسی قراردادند در این تحقیق، ضربه که انتگرال نیرو و زمان اعمال نیرو است موردبررسی قرار گرفـت که نتایـج حاصل از ضربـه اطلاعات دقیق‌تـری از توزیع نیروی عکس‌العمل زمین نسبت به اوج نیروی عکس‌العمل ارائه می‌دهد.

نتایج همچنین نشان داد که اگرچه ضربه تولیدشده در فاز پرواز بین سمت آسیب‌دیده و سمت سالم مشابه بود ولی هنگام فرود الگوی توزیع ضربه بین دو پا متفاوت بود به‌طوری‌که ضربه ایجادشـده بر پای سـالم ۱۵۱/۸ نیوتن .ثانیـه و به‌طور معنی‌داری از ضربه ایجادشـده بر پای آسـیب‌دیده بیشـتر بود. افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی تمایل دارند تا بیشـتر وزن بدنشـان را از سمت آسـیب‌دیده بردارند و بر سمت سـالم انتقال دهند. Salem و همـکاران نشـان که بیماران هنگام انجام حـرکات قرینه، از یک الگوی جابجایی داخل اندامی استفاده کنند که در آن تلاش می‌کنند فشار را از عضـلات مثلاً چهار سـر رانـی حذف و به عضـلات دیگری مانند عضـلات اکستنسـورهای ران منتقل کنند و به‌این‌ترتیب به‌طور مسـاوی بـر پای سـالم فشـار وارد می‌کننـد (۱۵). در حالی در تحقیـق Sanford و همکارانش نه‌تنها وزن بر روی سـمت سـالم منتقل شـد بلکه افراد از یک اسـتراتژی الگوی وزن متفاوتـی در جهات داخلی خارجی و قدامی خلفـی در تلاش جهـت کاهش فشـار روی زانوی مفصل آسـیب‌دیده اسـتفاده کردند (۳). نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی از یک استراتژی الگوی وزن متفاوتی هنگام پرش عمودی اسـتفاده کردند به‌طوری‌که هنگام فاز پرواز ضربه کلی در دو سمت سالم و آسیب‌دیده مشابه بود ولی هنگام فرود ضربه ایجادشده در سمت سالم به‌طور معنی‌داری از سـمت آسـیب‌دیده بیشتر بود که در آن ضربه قدامی خلفی و ضربه عمودی بیشتری بر پای سالم وارد کردند تا از اعمال فشار بیشـتر بر مفصل زانوی آسیب‌دیده بکاهند. با توجه به نتایج حاضر شاید بتوان گفت که هنگام انجام پرش عمودی با افزایش ضربه بر اندام سـالم ناشـی از کاهش ضربه وارده بر اندام آسـیب‌دیده، اندام سالم در معرض اضافه‌بار قرار می‌گیرد و شـاید احتمال خطر پارگـی رباط صلیبی قدامی سمت سالم را نیز افزایش دهد. مشاهدات قبلی نشان دادند که عدم تقارن در بیومکانیک اندام تحتانی به دنبال آسـیب رباط صلیبی قدامی صورت می‌گیرد و خطر ایجاد آسـیب برای اندام آسـیب‌دیده و سـالم را افزایش می‌دهد (۳۴-۳۷).

نتیجه‌گیری نهایی

الگـوی ایجاد ضربه هنگام پرش عمودی فقـط در فاز فرود تغییر می‌کند به‌طوری‌که در فاز پرواز ضربه ایجادشـده بین دو پای سالم و آسیب‌دیده مشـابه اسـت ولی در فاز فرود پای سـالم در معرض ضربه بیشتری قرار می‌گیرد. بنابراین پیشـنهاد می‌شـود افـراد با پارگی ربـاط صلیبی قدامی باید از انجام فعالیت‌های پرشـی خودداری کنند چـون افزایش ضربه بر پای سـالم می‌تواند آن را در معرض خطر آسیب قرار دهد. بدین ترتیب احتمال پارگی رباط صلیبی پای سالم کاهش می‌یابد.

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 Medicine. 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, Clingeleffer 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, Schrager 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, Ugbolue 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. Tsepis 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, Andrish 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 Raji[2]

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 peyam noor, Garmsar 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

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

آرش راجی کاشانی، متولد سال ۱۳۶۳ شهر تهران، دارای مدرک کارشناسی ارشد تربیت‌بدنی و علوم ورزشـی دانشـگاه پیام نور، اسـتاد مدعو دانشگاه کاشـان، دانشـگاه آزاد اسـلامی کاشـان، دانشگاه پیـام نور آران و بیدگل و مدرس درس بیومکانیک ورزشـی می‌باشـد. وی علاقه‌منـد بـه تحقیـق در زمینه آنالیـز حرکتی ورزشکاران آسیب‌دیده دچار پارگی لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد.