

## فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۹، شماره ۱، پاییز ۱۳۹۷

## تحلیل دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی در بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام فرود از ارتفاع



پورداد کیانی<sup>۱</sup>، نادر فرهپور\*<sup>۲</sup>، مهدی مجلسی<sup>۳</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲. استاد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۶/۵

تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۵/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۴/۲۷

### چکیده

**زمینه و هدف:** آسیب رباط صلیبی قدامی شایعترین آسیب رباطی اندام تحتانی بوده که بازسازی آن بعنوان یک رویکرد درمانی مناسب توصیه شده است. حال برای محققان این سوال مطرح است که آیا الگوهای کینماتیکی تغییر یافته در اندام تحتانی بعد از جراحی تصحیح می‌شوند یا خیر؟ مطالعه حاضر باهدف تحلیل دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام فرود از ارتفاع انجام شد.

**مواد و روش‌ها:** ۲۰ آزمودنی مرد در ۲ گروه سالم (کنترل) و دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده (تجربی) در ۳ تکلیف فرود از جعبه، پرش عمودی- فرود و پرش از مانع - فرود شرکت کردند. اطلاعات ۳ بعدی دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی با استفاده از دوربین ثبت و بوسیله نرم‌افزار visual3D پردازش گردید.

**یافته‌ها:** در صفحه ساجیتال دامنه حرکتی مفاصل زانو و ران بیماران کمتر و در مفصل مچ بیشتر از افراد سالم بود ( $P=0/00$ ). در ۲ صفحه‌ی دیگر، دامنه حرکتی زانوی بیماران بیشتر از افراد سالم بود ( $P<0/05$ ). در هر ۳ صفحه سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ و زانوی بیماران کمتر و در صفحات ران در صفحات ساجیتال و افقی بیشتر از افراد سالم بود ( $P<0/05$ ). متغیرهای تحقیق تقریباً در تکلیف فرود از جعبه کمترین میزان و در تکلیف پرش از مانع- فرود بیشترین میزان را نشان دادند ( $P<0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، هنگام اجرای تکالیف دشوار همانند فرود، الگوهای کینماتیکی غیرطبیعی در مفصل زانو به نمایش می‌گذارند که به تبع آن، مکانیسم‌های جبرانی در مفاصل مجاور ایجاد شده و حداقل تا ۲ سال بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی همچنان پابرجا خواهند بود. این افراد در صورت عدم مراقبت، در معرض آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی و مستعد گسترش اوستئوآرتریت زانو در بلندمدت می‌باشند.

**واژه‌های کلیدی:** رباط صلیبی قدامی بازسازی شده، فرود، دامنه حرکتی مفصل، سرعت زاویه‌ای مفصل

نویسنده مسئول: نادر فرهپور، استاد بیهوشی و درد، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

پست الکترونیک: naderfarahpour1@gmail.com

## مقدمه

رباط صلیبی قدامی بعنوان یک تثبیت کننده مکانیکی مفصل زانو محسوب می‌شود بطوری که از جابجایی درشت نی به جلو ممانعت کرده و پایداری داخلی، خارجی و چرخشی در مفصل ایجاد می‌کند<sup>(۱)</sup>. بعلاوه رباط صلیبی قدامی در حس عمقی و کنترل حرکتی مفصل زانو نیز مشارکت می‌کند<sup>(۲)</sup>. حس عمقی یک مولفه مهم در سیستم حسی حرکتی می‌باشد که نقش اساسی در اجرای طبیعی انسان برعهده داشته و هدف اصلی آن تولید اطلاعات آوران درباره‌ی موقعیت و حرکات مفصل می‌باشد<sup>(۳)</sup>. بنابراین آسیب رباط صلیبی قدامی می‌تواند بطور منفی بر عملکرد مفصل زانو اثرگذار باشد. پارگی رباط صلیبی قدامی یکی از رایج‌ترین آسیب‌های مفصل زانو هنگام فعالیت‌های حرکتی می‌باشد<sup>(۴)</sup> که اغلب طی مانورهای فرود و چرخش توسط ورزشکار تجربه می‌شود<sup>(۵)</sup>. به دنبال پارگی کامل رباط صلیبی قدامی رویکرد بازسازی آن به عنوان استاندارد طلایی برای ترمیم پایداری مکانیکی و عملکرد مفصل توصیه شده است<sup>(۶)</sup> هر چند ترمیم و بازگشت کامل به سطح عملکرد قبل از آسیب، هنوز محل بحث است<sup>(۷)</sup>. پارگی رباط صلیبی قدامی منجر به بروز الگوهای حرکتی تغییر یافته می‌شود بطوری که این بیماران تظاهراتی مثل ضعف عضله چهارسر ران، کاهش دامنه حرکتی، عملکرد نامتقارن و بیومکانیک‌های تغییر یافته مفاصل زانو را از خود بروز می‌دهند<sup>(۸)</sup>. حال برای محققان جای سوال است که الگوهای حرکتی و بیومکانیک‌های تغییر یافته‌ی بیماران آیا پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی تصحیح خواهند شد و یا همچنان به قوت خود باقی خواهند ماند؟ از طرفی، یافته‌های علمی نشان داده‌اند که این بیماران بعد از بازسازی، همچنان در معرض خطر آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی<sup>(۹)</sup> و توسعه ابتدایی اوستئوآرتریت زانو<sup>(۱۱)</sup> قرار دارند بطوری که ۳۰٪ بیماران در ۲۴ ماه نخست بعد از جراحی، آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی را تجربه خواهند کرد<sup>(۱۱)</sup> و ۵۰٪ - ۴۵ آنها اوستئوآرتریت زانو را در ۱۵-۱۰ سال آینده توسعه

خواهند داد<sup>(۱۳)</sup> علاوه بر این، یافته‌های علمی نشان داده است که آسیب‌های اولیه و ثانویه رباط صلیبی قدامی اغلب در حین تکالیف پیچیده‌تر همانند فرود اتفاق می‌افتند<sup>(۱۴)</sup> در فعالیت‌های ورزشی، فرود تک پا یک تکلیف رایج بوده که شامل حرکات شدید زانو طی یک زمان کوتاه می‌باشد، به سبب همین حرکات ناگهانی و بارهای برخوردی بزرگ روی اندام تحتانی، فرود تک پا اغلب می‌تواند منجر به بروز آسیب مفاصل اندام تحتانی شود<sup>(۱۵)</sup>. بنابراین بررسی بیومکانیک‌های اندام تحتانی هنگام اجرای این تکالیف در بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده می‌تواند فهم دقیق‌تری از مکانیسم و عوامل خطر آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی و توسعه اوستئوآرتریت زانو ایجاد کند. متأسفانه اطلاعات در دسترس درباره عوامل خطر آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی ویژه مردان با نگاه کینماتیکی، تاکنون بخوبی مستند نشده است و بیشتر تحقیقات بر روی بیماران زن انجام شده و یافته‌های حاصل، برای مردان تعمیم یافته است. بنابراین ضروری به نظر می‌رسد تا در تحقیقات جدید تمرکز بیشتری روی کینماتیک‌های مفاصل اندام تحتانی هنگام اجرای تکالیف پر خطر مثل فرود در مردان دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده صورت گیرد. با توجه به این ضرورت‌ها مطالعات اخیر با هدف بررسی متغیرهای کینماتیکی دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی مردان دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده در شرایط مختلف فرود از ارتفاع انجام شد.

## روش تحقیق

تحقیق اخیر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه تحقیق را مردان دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده تشکیل داده و آزمودنی‌ها در ۲ گروه تجربی شامل ۱۰ بیمار مرد (سن: ۲۴±۴ سال، قد: ۱۸۰±۰/۰۶ متر و جرم بدن: ۸۳/۶±۱۱/۳ کیلوگرم) که معیار ورود آنها به مطالعه این بود که بجز بازسازی رباط صلیبی قدامی پای راست با گرفت همسترینگ (۲۰±۴ ماه پس از جراحی

سطح خارجی میانی ران و ساق برای رد پای موقعیت این اندام در حین اجرای تکالیف، در هر ۲ طرف بدن قرار داده می‌شد<sup>(۱۸)</sup>. در ابتدا یک کوشش استاتیک توسط هر آزمودنی در حالت ایستاده به منظور شناسایی مارکرها انجام و سپس کینماتیک‌های اندام تحتانی پای راست هر آزمودنی در هر تکالیف ثبت گردید. در تکلیف اول، آزمودنی بر روی یک جعبه ۳۰ سانتیمتری در فاصله ۱۰ سانتیمتری صفحه نیرو بصورت ایستاده با پای برهنه و با دست‌های آویزان کنار بدن مستقر شده و با پای راست بر روی صفحه نیرو فرود می‌آمد. آزمودنی باید حداقل ۲ ثانیه بعد از فرود، وضعیت متعادل خود را حفظ و در صورت برهم خوردن تعادل و یا گام برداشتن به جلو یا طرفین از ثبت این کوشش چشم پوشی می‌شد. آزمودنی ۱۰ بار هر کوشش را تکرار نموده و بعد از هر کوشش ۳۰ ثانیه استراحت می‌کرد و این شرایط در اجرای ۲ تکلیف دیگر هم رعایت گردید. تکلیف دوم شامل اجرای پرش عمودی و فرود تک پا بود که به منظور یکسان‌سازی شرایط تکلیف، هر آزمودنی به میزان ۱۰٪ قد ایستاده‌ی خود پرش عمودی انجام می‌داد. برای این منظور، هنگام پرش باید نخ واصل ۲ میلیه‌ی عمودی تعبیه شده در طرفین محل استقرار آزمودنی که ارتفاع پرش ویژه هر شخص را تعیین می‌نمود با سر خود لمس می‌کرد، در غیر این صورت کوشش ثبت نمی‌شد. در تکلیف سوم، آزمودنی در فاصله ۱۰ سانتیمتری صفحه نیرو و در پشت یک مانع ۴۰ سانتیمتری بصورت ایستاده همانند تکالیف قبلی مستقر و با پرش از روی مانع، با پای راست بر روی صفحه‌ی نیرو فرود می‌آمد، در صورت برخورد با مانع و یا عدم حفظ تعادل، کوشش ثبت نمی‌شد. محققان ۵ کوشش از بین ۱۰ کوشش انجام شده در هر تکالیف را انتخاب و میانگین را بعنوان رکود آزمودنی ثبت نمودند. اطلاعات کینماتیکی دوربین‌ها با فیلتر پایین‌گذر مرتبه‌ی ۴ باترورث و با فرکانس برش ۱۲ هرتز فیلتر گردید<sup>(۱۹)</sup> سپس اطلاعات مارکرها به فضای نرم‌افزار Visual 3D نسخه ۴ ارسال شده تا مورد پردازش قرار گیرد. در آنجا یک مدل ۸ قطعه‌ای

زانو (هیچگونه سابقه آسیب عصبی-عضلانی-اسکلتی نداشتند و در گروه کنترل ۱۰ مرد سالم (سن:  $25 \pm 3$  سال، قد:  $1.82 \pm 0.06$  متر و جرم بدن:  $80 \pm 8/1$  کیلوگرم) با معیار ورودی راست پا بودن که به وسیله ضربه زدن به توپ تشخیص داده شد<sup>(۱۶)</sup> و نداشتن سابقه آسیب عصبی-عضلانی-اسکلتی بصورت داوطلبانه شرکت نمودند. معیار خروج از تحقیق، انصراف آزمودنی، آسیب لیگامانی یا مینیسکی توام با آسیب رباط صلیبی قدامی و یا استفاده از گرفت غیر از همسترینگ در زانوی جراحی شده بود. روش نمونه‌گیری در این مطالعه هدفمند و در دسترس بود. کلیه آزمودنی‌ها ابتدا فرم رضایت نامه شرکت داوطلبانه در تحقیق و افراد گروه تجربی فرم پرسشنامه عملکرد زانو (International Knee Document Committee from<sup>(۱۷)</sup>) را تکمیل نموده و با تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان در مطالعه شرکت نمودند. متغیرهای مستقل این مطالعه شامل تکالیف ۳ گانه فرود و بازسازی رباط صلیبی قدامی و متغیرهای کینماتیکی وابسته شامل دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ پا، زانو و ران در ۳ صفحه آناتومیکی بود. اطلاعات کینماتیکی ۳ بعدی با استفاده از ۴ دوربین وایکان (مدل تی ۲۰ آمریکا) با سرعت ۲۰۰ هرتز نمونه برداری شد. دوربین‌ها در گوشه‌های یک فضای  $1.6 \times 1.0$  متری و ارتفاع ۳ متری از زمین قرار داشتند. یک فضای کالیبراسیون با ابعاد  $3 \times 2 \times 1/5$  متر که صفحه نیرو نیز در این فضا تعبیه شده بود در نظر گرفته شد و با حرکت دادن یک وند ۵ مارکری (مدل MX آمریکا) درون آن، دوربین‌ها کالیبره شدند. پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن به وسیله دویدن ملایم و حرکات کششی، آزمودنی به مدت ۵ دقیقه با چگونگی اجرای تکالیف آشنا می‌شد. سپس تعداد ۳۸ مارکر منعکس کننده‌ی نور با قطر ۲۵ میلیمتر بر روی نقاط مورد نظر بدن فرد نصب می‌شد. این نقاط شامل زوائد آکرومیال، خارهای خاصه‌ای قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، تروکانتر بزرگ ران، اپیکوندیل‌های داخلی و خارجی ران، قوزک‌های داخلی و خارجی پا، پاشنه پا، سر متاتارسال ۱ و ۵ پا و ۲ عدد کلاستر ۴ مارکری بر روی

شد، با توجه به نرمال بودن داده‌ها برای تحلیل داده‌های مربوط به تکالیف مختلف فرود از آزمون آنالیز واریانس ویژه داده‌های تکراری و برای مقایسه‌ی بین گروهی از آزمون مانوا و براساس سطح معناداری  $\alpha=0/05$  با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده گردید.

#### یافته‌ها

نتایج مربوط به متغیر دامنه حرکتی گروه‌های تجربی و سالم در طی تکالیف سه گانه در جدول ۱ ارائه شده است. در صفحه ساجیتال بین ۲ عامل مفصل و گروه، تاثیر متقابل معنادار وجود داشت ( $p=0/00$ ). در صفحه فرونتال، دامنه حرکتی در تکالیف فرود از جعبه ۱۷٪ از تکالیف پرش عمودی-فرود ( $p=0/039$ ) و ۲۳٪ از تکالیف پرش از مانع-فرود ( $p=0/004$ ) کمتر بود. در صفحه افقی نیز بین ۲ عامل گروه و مفصل، تاثیر متقابل معنادار وجود داشته است ( $p=0/00$ ).

از بدن هر آزمودنی بر اساس ویژگی‌های آنتروپومتری قد و جرم بدن آنها متشکل از پاها، ساق‌ها، ران‌ها، لگن و تنه ساخته شد. زوایای مفاصل بر مبنای موقعیت اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی و با استفاده از روش اولر و بر اساس توالی X-Y-Z محاسبه گردید بطوری که X: فلکشن/اکستنشن، Y: آبداکشن/آداکشن و Z: چرخش داخلی/چرخش خارجی را نمایش می‌داد<sup>(۱۸)</sup>. در متغیر سرعت زاویه‌ای مفاصل، سرعت زاویه‌ای نسبی اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی توصیف و اندام فوقانی بعنوان رفرنس در نظر گرفته شد. اجرای این مطالعه در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان با شناسه اختصاصی IR.UMSHA.REC ۱۳۹۶،۶۵۱ مورد تایید قرار گرفت. آنالیز اطلاعات از لحظه‌ی برخورد اولیه پا با زمین تا لحظه‌ای که زانو ماکزیمم فلکشن را دارا بود انجام گرفت. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده

جدول ۲: دامنه مفاصل در سطوح ساجیتال، فرونتال و افقی (بر حسب درجه)

| سطح     | گروه  | فرود از جعبه |          |         | پرش عمودی و فرود |         |         | پرش از مانع و فرود |         |         |
|---------|-------|--------------|----------|---------|------------------|---------|---------|--------------------|---------|---------|
|         |       | مچ           | زانو     | ران     | مچ               | زانو    | ران     | مچ                 | زانو    | ران     |
| ساجیتال | کنترل | ۲۹±۱،۲       | ۴۰±۲     | ۱۳±۲،۵  | ۲۴±۳،۷           | ۴۰±۴    | ۱۴±۶    | ۲۵±۵،۷             | ۳۸±۵،۱  | ۱۴±۳    |
|         | تجربی | ۴۱±۵،۷       | ۳۰±۲،۵   | ۹±۲     | ۳۶±۵،۹           | ۲۶±۵    | ۹±۲     | ۳۹±۶               | ۲۷±۴،۹  | ۱۲±۲،۷  |
|         | P     | * ۰،۰۰       | * ۰،۰۰   | * ۰،۰۰۱ | * ۰،۰۰           | * ۰،۰۰  | * ۰،۰۱۳ | * ۰،۰۰             | * ۰،۰۰  | P>۰،۰۵  |
|         | P     | * ۰،۰۰       | * ۰،۰۰   | * ۰،۰۰۱ | * ۰،۰۰           | * ۰،۰۰  | * ۰،۰۱۳ | * ۰،۰۰             | * ۰،۰۰  | P>۰،۰۵  |
| فرونتال | کنترل | ۴،۸±۱        | ۳،۸±۱،۵  | ۶،۴±۲   | ۷،۵±۲            | ۳،۷±۱   | ۸،۵±۱،۶ | ۶،۶±۳              | ۴±۰،۸   | ۸،۹±۳   |
|         | تجربی | ۴،۵±۱،۵      | ۵،۸±۱    | ۶،۷±۱   | ۷±۱،۵            | ۵،۱±۰،۷ | ۶±۲     | ۷،۵±۳،۵            | ۵،۷±۰،۹ | ۸،۸±۳   |
|         | P     | P>۰،۰۵       | * ۰،۰۰۲  | P>۰،۰۵  | P>۰،۰۵           | * ۰،۰۰۷ | P>۰،۰۵  | P>۰،۰۵             | * ۰،۰۰  | P>۰،۰۵  |
| افقی    | کنترل | ۹±۱،۹        | ۶،۷۰±۲،۸ | ۵،۷±۱،۲ | ۸،۱±۱،۹          | ۹±۲،۲   | ۴،۴±۱،۲ | ۹،۸±۲              | ۱۱،۴±۳  | ۵،۶±۱،۶ |
|         | تجربی | ۸±۱،۶        | ۱۴،۷±۳،۷ | ۵،۹±۱،۴ | ۸،۵±۱،۷          | ۱۳±۳،۵  | ۳،۸±۱   | ۸،۶±۱،۸            | ۱۹،۵±۵  | ۴،۱±۱،۵ |
|         | P     | P>۰،۰۵       | * ۰،۰۰   | P>۰،۰۵  | P>۰،۰۵           | * ۰،۰۰۷ | P>۰،۰۵  | P>۰،۰۵             | * ۰،۰۰۱ | P>۰،۰۵  |

\* سطح معناداری  $P \geq 0,05$  را نشان می‌دهد.

تحتانی پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی را گزارش کرده‌اند<sup>(۲۰،۲۱)</sup>. اوریشیمو و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند دامنه حرکتی مفصل زانو بازسازی شده افراد بیمار هنگام فرود نسبت به زانوی سالم حدود ۱۸٪ کاهش داشته است<sup>(۲۲)</sup>. دی‌استاسی و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده تمایل دارند در طی اجرای تکالیف حرکتی، دامنه حرکتی مفصل زانو را کاهش دهند<sup>(۲۳)</sup>، گومز و همکاران (۲۰۱۴) در تحقیقات خود ارتباط نزدیکی بین آسیب‌های غیرتماسی رباط صلیبی قدامی و کاهش دامنه حرکتی مفصل ران در افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی گزارش کردند<sup>(۲۴)</sup>. فربر و همکاران (۲۰۰۲) پیشنهاد دادند تغییرات در الگوهای حرکتی مفصل هیپ، تلاش جبرانی می‌باشد که توسط بیماران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی انجام شده تا حرکت به جلوی درشت نی را کاهش دهند<sup>(۲۵)</sup>. کم و کیف استراتژی جبرانی هیپ بستگی به تغییرات کینماتیکی مفصل زانو دارد<sup>(۲۶)</sup>. کرولی و همکاران (۲۰۰۳) کاهش فلکشن ران و افزایش دورسی فلکشن مچ پا را جزء عوامل خطر آسیب رباط صلیبی

جدول ۲ تفاوت‌های بین گروهی آزمودنی‌ها در سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی هنگام اجرای تکالیف فرود در ۳ سطح آناتومیکی را نشان می‌دهد. بین ۲ عامل گروه و مفصل در هر ۳ صفحه تاثیر متقابل معنادار وجود دارد ( $p=0/00$ ) در صفحه ساجیتال سرعت زاویه‌ای مفاصل در تکلیف فرود از جعبه ۸۶٪ از تکلیف پرش عمودی-فرود ( $p=0/00$ ) و ۹۳٪ از تکلیف پرش از مانع- فرود ( $p=0/00$ ) کمتر بود.

**بحث**

این تحقیق با هدف بررسی دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی بیماران دارای رباط صلیبی قدامی هنگام فرود از ارتفاع انجام شد. نتایج نشان دادند افراد دارای رباط صلیبی بازسازی شده در صفحه ساجیتال نسبت به گروه کنترل در مفاصل زانو و ران دارای دامنه حرکتی کمتر و در مفصل مچ دارای دامنه حرکتی بیشتری بودند. نتایج تحقیقات دیگران نیز کاهش دامنه حرکتی زانو و باقی ماندن الگوهای کینماتیکی تغییر یافته‌ی اندام

**جدول ۲:** سرعت زاویه‌ای مفاصل در سطوح ساجیتال، فرونتال و افقی (بر حسب درجه / ثانیه)

| سطح     | گروه  | فرود از جعبه |         |        | پرش عمودی و فرود |         |        | پرش از مانع و فرود |         |        |
|---------|-------|--------------|---------|--------|------------------|---------|--------|--------------------|---------|--------|
|         |       | مچ           | زانو    | ران    | مچ               | زانو    | ران    | مچ                 | زانو    | ران    |
| ساجیتال | کنترل | ۲۴۸±۲۰       | -۲۵۴±۲۳ | ۳۱±۱۳  | ۱۹۱±۲۶           | -۲۵۵±۲۰ | ۴۰±۱۱  | ۲۵۷±۲۶             | -۲۲۴±۱۵ | ۶۹±۳۱  |
|         | تجربی | ۶۹±۱۰        | -۱۶۸±۱۸ | ۶۵±۱۲  | ۷۹±۱۷            | -۱۷۶±۱۶ | ۴۹±۱۴  | ۱۱۳±۳۳             | -۱۵۰±۲۵ | ۷۳±۲۵  |
|         | P     | * ۰,۰۰       | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰           | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰             | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ |
| فرونتال | کنترل | -۱۳۱±۱۴      | ۶۹±۸    | ۲۴±۷   | -۶۱±۲۱           | ۷۹±۱۱   | ۲۶±۷   | -۸۶±۱۷             | ۵۵±۱۵   | ۱۶±۹   |
|         | تجربی | -۶۶±۱۴       | ۲۵±۱۲   | ۲۰±۸   | -۶۲±۱۶           | ۴۲±۸    | ۲۹±۹   | -۴۳±۸              | ۴۰±۱۱   | ۱۳±۹   |
|         | P     | * ۰,۰۰       | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰           | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰             | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ |
| افقی    | کنترل | -۴۳±۱۲       | ۱۲۱±۱۲  | ۴۵±۸   | -۴۳±۷            | ۸۷±۱۳   | ۵۱±۱۰  | -۴۱±۹              | ۱۲۴±۱۰  | ۴۳±۵   |
|         | تجربی | ۱۷±۵         | ۶۵±۸    | ۴۱±۶   | -۱۴±۴            | ۵۱±۶    | ۳۶±۱۱  | ۱۹±۴               | ۷۶±۸    | ۶۶±۷   |
|         | P     | * ۰,۰۰       | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰           | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ | * ۰,۰۰             | * ۰,۰۰  | * ۰,۰۰ |

آنها گزارش گردید. در این ارتباط، یافته‌های علمی نشان دادند افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده تغییرات معناداری را در کینماتیک‌های صفحه‌های فرونتال و افقی زانو در طی تکالیف حرکتی و مانورهای پرش و فرود نشان می‌دهند<sup>(۲۸،۲۹،۳۰)</sup>. پاترنو و همکاران (۲۰۱۰) افزایش دامنه حرکتی زانوی دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده در صفحه فرونتال هنگام فرود از یک پرش عمودی نسبت به زانو سالم را گزارش کردند<sup>(۳۱)</sup> تحقیقی دیگر نشان داد افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام اجرای تکالیف حرکتی نسبت به افراد سالم، حرکت چرخشی بیشتری در درشت نی خود دارند<sup>(۳۲)</sup>. پیشنهاد شده است که چرخش اضافی درشت نی باعث بارگیری غیرطبیعی نواحی غضروفی که معمولاً در زانوی سالم بارگیری نمی‌شوند شده و این موضوع می‌تواند در درازمدت منجر به اوستئوآرتروز زانو شود<sup>(۳۳)</sup>. بطور کلی وقتی دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده را در هر ۳ صفحه در کنار هم بررسی می‌کنیم اینگونه استنباط می‌شود که این افراد علاوه بر مدل جبرانی انتقال بین مفصلی کینماتیک‌های اندام تحتانی، یک مدل جبرانی انتقال بین صفحه‌ای نیز در کینماتیک‌های مفاصل اندام تحتانی هنگام اجرای تکالیف پیچیده مانند فرود، به نمایش می‌گذارند که در تایید آن، ناواس ره و همکاران (۲۰۱۸) گزارش دادند افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام اجرای تکالیف حرکتی، یک جابجایی در کنترل مکانیکی از صفحه ساجیتال به صفحه‌های فرونتال یا افقی انجام می‌دهند تا تغییر در مکانیک‌های زانو را جبران کنند<sup>(۹)</sup>. همانطور که بیان شد یکی از کارکردهای مهم رباط صلیبی قدامی مشارکت در حس عمقی و کنترل حرکتی مفصل زانوست<sup>(۱)</sup> فیبرهای عصبی حسی و گیرنده‌های مکانیکی شامل اندام تری گلژی، اجسام پاسینی و انتهای عصبی رافینی ۳٪ حجم بافت رباط صلیبی قدامی را تشکیل می‌دهند که هر کدام نقش ویژه‌ای در عملکرد حسی لیگامنت برعهده دارند<sup>(۳۴)</sup> اعتقاد بر این است که انتهای عصبی رافینی و اندام تری گلژی اطلاعاتی پیرامون موقعیت و دامنه حرکتی مفصل زانو تولید

قدامی برشمردند<sup>(۳۶)</sup>. به دنبال آسیب رباط صلیبی قدامی انتظار می‌رود در زمان اجرای تکالیف دشوار و پیچیده‌تر مثل مانور فرود، الگوهای حرکتی مفاصل اندام تحتانی دستخوش تغییراتی از جمله افزایش میزان دورسی فلکشن مچ پا و کاهش فلکشن هیپ خواهیم شد. این تغییرات یک مکانیسم جبرانی و سازوکار تطبیقی بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌باشد. برخی از این سازگاری‌های بیومکانیکی، می‌توانند زمینه ساز آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی در این افراد باشد<sup>(۳۶)</sup>. گایوفین و تراپ (۱۹۹۲) در مطالعه خود نشان دادند مفاصل هیپ و مچ، ضعف زانو را برای تولید سطوح مشابه‌ای از اجرا در طی مانور فرود جبران می‌کنند<sup>(۳۷)</sup> ریزبرگ و همکاران (۲۰۰۹) در افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی، نقص عملکردی در زانوی این افراد مشاهده نمودند که به وسیله افزایش در حرکت مفاصل مچ و یا ران جبران می‌شد این محققان در انتها پیشنهاد دادند که کمبودهای عملکردی و استراتژی‌های جبرانی ممکن است بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی تعدیل شده و به حالت طبیعی برگردند<sup>(۳۸)</sup> که این در تناقض با یافته‌های تحقیق حاضر است. گوکلر و همکاران (۲۰۰۹) با بررسی بیومکانیک‌های فرود در بیماران که رباط صلیبی قدامی را ۶ ماه قبل بازسازی کرده بودند گزارش دادند این تطبیقات همچنان پابرجا هستند<sup>(۳۹)</sup> اوریشیمو و همکاران (۲۰۱۰) نیز بر خلاف پیشنهاد ریزبرگ، در تحقیق خود نشان دادند مشکلات عملکردی زانو و جبران‌های تطبیقی در مفاصل مجاور آن، حتی پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی و اجرای برنامه‌های توانبخشی همچنان باقی خواهند ماند و این موضوع که آیا این تطبیقات جبرانی با مرور زمان حذف یا باقی خواهند ماند همچنان نامعلوم است که این یافته در تایید نتایج تحقیق اخیر مبنی بر باقی ماندن این تطبیقات حداقل تا ۲ سال بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌باشد<sup>(۳۲)</sup>. همچنین تحقیق اخیر نشان داد در صفحه‌های فرونتال و افقی دامنه حرکتی مفصل زانوی افراد بیمار نسبت به افراد سالم بیشتر بوده بطوری که یک بیش تحرکی جانبی و چرخشی در مفصل زانوی

بطور نرمتر و ایمن تر روی پای معیوب خود فرود بیایند<sup>(۳۸)</sup>. تحقیقی دیگر نشان داد بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام اجرای تکالیف حرکتی، تکنیک‌های جبرانی یا الگوهای حرکتی تغییر یافته‌ای را بکار می‌گیرند تا از درد و آسیب مجدد در امان باشند<sup>(۳۹)</sup>. بنابراین بنظر می‌رسد ترس از بروز آسیب مجدد، با الگوهای حرکتی محافظه کارانه و کینماتیک‌های غیرطبیعی مشاهده شده در افراد بیمار مرتبط باشد<sup>(۴۰)</sup>. سرانجام، نتایج مطالعه حاضر نشان داد کمترین میزان دامنه حرکتی و سرعت زاویه‌ای مفاصل در تکلیف فرود از جعبه و بیشترین میزان در تکلیف پرش از مانع- فرود گزارش شده است، یافته اخیر بدین معناست که تکلیف فرود از جعبه دارای کمترین پیچیدگی و تکلیف پرش از مانع- فرود دارای تقاضاهای بیومکانیکی بالاتر و پیچیده‌ترین مانور فرود بوده است. از جمله محدودیت‌های مطالعه اخیر مشارکت بیماران با گرفت همسترینگ بود که شاید استفاده از بیماران با انواع متفاوت گرفت می‌توانست حقایق بیشتری را پیرامون الگوهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی نمایان کند. بنابراین توصیه می‌شود در مطالعات آتی تاثیر نوع گرفت بر متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی هنگام فرود در این بیماران مورد توجه قرار گیرد.

### نتیجه‌گیری

بازسازی رباط صلیبی قدامی هر چند به عنوان یک رویکرد درمانی مناسب برای برگشت بیماران به سطح عملکرد قبل از آسیب پیشنهاد شده است ولی شواهد حاکی از آن است که بیماران بعد از جراحی، در اجرای تکالیف دشوار همانند فرود، الگوهای کینماتیکی غیرطبیعی در مفصل زانو به نمایش می‌گذارند که به تبع آن، مکانیسم‌های جبرانی در مفاصل مجاور ایجاد شده و حداقل تا ۲ سال بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی همچنان پابرجا خواهند بود. این افراد در صورت عدم مراقبت، در معرض آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی و مستعد گسترش اوستئوآرتریت زانو در بلندمدت می‌باشند.

می‌کنند<sup>(۴۱)</sup> بنابراین شاید بتوان وجود الگوهای غیرطبیعی دامنه حرکتی در بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده را تا حدی به حساب تضعیف عملکرد این گیرنده‌ها گذاشت. از طرفی اجسام پاسینی حساسیت بسیار بالایی نسبت به تغییرات سریع در سرعت و شتاب حرکت مفصل زانو دارند<sup>(۴۲)</sup> حال، از آنجا که نتایج مطالعه اخیر حاکی از وجود الگوهای غیرطبیعی در سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی افراد بیمار بود بنابراین در اینجا نیز شاید بتوان بخشی از اختلالات مشاهده شده را به حساب افت کارکرد این گیرنده‌های حسی گذاشت. یافته‌های علمی نشان داده‌اند به محض پاره شدن رباط صلیبی قدامی عملکرد حسی آن نیز حذف و علیرغم بازسازی، عصب رسی مجدد آن بطور کامل ترمیم نمی‌شود<sup>(۴۳)</sup> که برای جبران، افراد بیمار باید حس خارج مفصلی و کنترل مفصل به وسیله گیرنده‌های مکانیکی و فیبرهای عصبی حسی در بافت‌های پیرامون مفصل را توسعه دهند<sup>(۴۴)</sup>. این موضوع می‌تواند به وجود الگوی جبرانی دیگری در این بیماران اشاره کند که ما از آن به عنوان مدل انتقال حسی به بافت‌های پیرامون مفصل زانو یاد می‌کنیم. همانطور که نتایج مطالعه اخیر نشان داد سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ و زانودر افراد بیمار نسبت به افراد سالم کندتر و در مفصل ران در برخی تکالیف بیشتر بود که این یافته می‌تواند در قالب الگوی جبرانی انتقال درون عضوی به مفاصل مجاور و نیز مدل انتقال حسی مذکور قابل توجیه باشد. یو بی و همکاران<sup>(۲۰۰۶)</sup> در مطالعه خود گزارش نمودند سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو هنگام تکلیف فرود بطور منفی با اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین وارد بر بدن مرتبط است<sup>(۴۵)</sup> این در حالی است که بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده نسبت به افراد سالم، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و میزان بارگیری بیشتری را در طی مانورهای پرش- فرود متحمل می‌شوند<sup>(۴۶)</sup>. کاهش سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در افراد بیمار هنگام فرود را شاید بتوان در قالب عامل دیگر همانند ترس از بروز آسیب مجدد تفسیر کرد. اوریشیمو و همکاران<sup>(۲۰۰۶)</sup> گزارش دادند بیماران بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی تمایل دارند

## References

1. Samaan M.A, Ringleb S.I, Bawab S.Y, Greska E.K, Weinhandl J.T. Anterior cruciate ligament (ACL) loading in a collegiate athlete during sidestep cutting after ACL reconstruction: A case study. *The Knee* 2016; 744-752.
2. Johansson H, Sjölander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res*. 1991; 268:161-78.
3. Stillman B.C. Making sense of proprioception: the meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy* 2002;88(11):667-676.
4. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. ACL injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13 - year review. *Am J Sport Med*. 2005; 33: 524-530.
5. Mall NA, Chalmers PN, Moric M, et al. Incidence and trends of ACL reconstruction in the United States. *Am J Sports Med*. 2014;42:(10):2363-2370
6. Kiapour A.M, Murray M.M. Basic science of anterior cruciate ligament injury and repair. *Bone Joint Res*. 2014;3(2):20-31.
7. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med*. 2011;45:596-606.
8. Gardinier, E.S., Manal, K., Buchanan, T.S., Snyder-Mackler, L. Gait and neuromuscular asymmetries after acute ACL rupture. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2012; 44(8):1490-149.
9. Nawasreh Z, Failla M, Marmon A, Logerstedt D, Snyder-Mackler L. Comparing the effects of mechanical perturbation training with a compliant surface and manual perturbation training on joints kinematics after ACL rupture. *Gait and Posture*. 2018; 64:43-49.
10. Paterno, M.V., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Rauh, M.J., Myer, G.D., Huang, B., Hewett, T.E. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am. J. Sports Med*. 2010; 38:1968-1978.
11. Lohmander, L.S., Ostenberg, 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 Rheum*. 2004; 50:3145-3152.
12. Paterno, M.V., Rauh, M.J., Schmitt, L.C., Ford, K.R., Hewett, T.E. Incidence of second ACL injuries 2 years after primary ACL reconstruction and return to sport. *Am. J. Sports Med*. 2014; 42 (7):1567-1573.
13. Luc B., Gribble P.A., Pietrosimone B.G. Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and numbers-needed to-treat analysis. *J. Athl. Train*. 2014; 49 (6):806-819.
14. Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am. J. Sports Med*. 2004; 32:1002-1012.
15. Dufek, J. S. and Bates, B. T. Biomechanical Factors Associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine*. 1991; 12 (5): 326 - 337.
16. Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., Labelle, H., 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000; 12: 34-45
17. Ebrahimzadeh, M.H., Makhmalbaf, H., Golhasani-Keshtan, F., Rabani, S., Birjandinejad, A. The international knee documentation committee subjective short form: a validity and reliability study. *K.S.S.TA*. 2015;23(11):3163-3167.
18. Grip, H., Hager, C. A new approach to measure functional stability of the knee based on changes in knee axis orientation. *J. Biomech*. 2013; 46 (5):855-

- 862.
19. Pietrosimone, B., Troy Blackburn, J., Harkey, M.S., et al. Walking speed as a potential indicator of cartilage breakdown following anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthritis Care Res.* 2016b; 68(6): 793–800.
  20. Di Stasi, S.L., Logerstedt, D., Gardinier, E.S., Snyder-Mackler, L. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *Am. J. Sports Med.* 2013; 41:1310–1318.
  21. Elias, A.R.C., Hammill, C.D., Mizner, R.L. Changes in quadriceps and hamstring cocontraction following landing instruction in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2015; 45:273-280.
  22. Orishimo K.F, Kremenec I.J, Mullaney M.J, MeHugh M.P. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. *KSSTA.* 2010; 18:1587-1593.
  23. Gomes J.L.E, Palma M.H, Ruthner R. Influence of hip restriction on noncontact ACL rerupture. *KSSTA.* 2014; 22:188-191.
  24. Ferber, R. Osternig, L.R., Woollacott, M.H., Wasielewski, N.J., Lee, J.H. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. *Clin. Biomech.* 2002; 17(4): 274-285.
  25. Wellsandt E, Zeni J.A, Axe M.J, Snyder-Mackler L. Hip joint biomechanics in those with and without post-traumatic knee osteoarthritis after ACL injury. *Clin.Biomech.* 2017; 50:63-69.
  26. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo ACL strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *K.S.S.T.A.* 2003; 11 (5): 307 - 311.
  27. Gauffin H, Tropp H. Altered movement and muscular activation patterns during the one-legged jump in patients with an old ACL rupture. *Am J Sports Med.* 1992; 20:182-192.
  28. Risberg M.A. Moksnes H, Storevold A, Holm I, Snder-Mackler L. Rehabilitation after ACL injury influence joint loading during walking but not hopping. *Br J Sports Med.* 2009; 43:423-428.
  29. Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. *Scand J Med Sports.* 2009; e12-e19.
  30. Ristanis S, Stergiou N, Patras K, et al. Excessive tibial rotation during high demanding activities is not restored by ACL reconstruction. *Arthroscopy.* 2005; 21(11):1323-1329.
  31. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain and functional limitations in female soccer players 12 years after ACL injury. 2004; 50(10): 3145-52
  32. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Orthop Relat Res.* 2006; 442: 39-44.
  33. Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human ACL. *Anat Rec.* 1986; 214(2):204-209
  34. Krogsgaard MR, Fischer-Rasmussen T, Dyhre-Poulsen P. Absence of sensory function in the reconstructed anterior cruciate ligament. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21(1):82-86.
  35. Nagelli C.V & Hewett T.E. Should return to sport be delayed until 2 years after ACL reconstruction? Biological and functional considerations ;2017.47: 221-232.
  36. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech.* 2006; 21:297-305.
  37. Palmieri-Smith, R.M., Thomas, A.C., 2009. A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 37 (3), 147-153.
  38. Orishimo KF, Kremenec IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. *J Appl*

- Biomech. 2006; 22:245-254.
39. Vlaeyen JW, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*. 2000;85:317-332
40. Trigsted S.M., Cook D.B., Pickett K.A., Cadmus-Bertram L, Dunn W.R., Bell O.R., Greater fear of reinjury is related to stiffened jump-landing biomechanics and muscle activation in women after ACL reconstruction. *ESSKA*. 2018. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4950-2>

## Range of motion and angular velocity analysis during landing from different heights, of the lower limb joints in patients with reconstructed anterior cruciate ligaments

pourdad kiani<sup>1</sup>, nader farahpour<sup>\*2</sup>, mahdi majlesi<sup>3</sup>

1. PHD student of Sport Biomechanics, Department of sport biomechanics, faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran
2. Full professor of Sport Biomechanics, Department of sport biomechanics, faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran
3. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran

### ABSTRACT

**Aims and background:** Anterior cruciate ligament injury is the most common ligament injury of the lower limb that necessitates reconstruction as a proper treatment approach. It is now up to the researchers to ask, are the altered kinematic patterns in the lower limbs corrected by this reconstruction? The present study aims to analyze the range of motion and angular velocity of the lower limb joints in patients with reconstructed Anterior cruciate ligaments during landing.

**Materials and Methods:** 20 male subjects who participated voluntarily were divided into 2 groups. One group consisted of healthy subjects (control) the other of patients with reconstructed Anterior cruciate ligament (experimental). They were evaluated in 3 assignments: landing from a box, a vertical jump-landing, and a jump from an obstacle-landing. 3-Dimensional kinematics of the range of motion and angular velocity of the lower limb joints were recorded using 4 cameras and processed by visual 3D software.

**Findings:** In the sagittal plane, the experimental group's knee and hip joints range of motion was less than the control group ( $p=0.00$ ) The ankle joint was more ( $p\leq 0.05$ ) than the control group. In per 3 planes, the experimental group's ankle and knee joints angular velocity was lower than the control group. The hip joint was higher than the control group ( $p\leq 0.05$ ). In most cases, both variables showed the smallest value in the landing from the box task and the highest value in the jump from obstacle-landing task ( $p\leq 0.05$ ).

**Conclusion:** During complex tasks such as landing, patients exhibit altered kinematic patterns that are followed by compensatory mechanisms in adjacent joints. These altered patterns will persist for at least 2 years after the Anterior cruciate ligament is reconstructed. These patients, in the absence of care, are at risk for Anterior cruciate ligament re-injury and prone to develop knee osteoarthritis in future.

**Keywords:** Reconstructed anterior cruciate ligament, landing, joint range of motion, joint angular velocity

► Please cite this paper as:

Kiani P, Farahpour N, Majlesi M [The range of motion and angular velocity analysis of the lower limb joints in patients with reconstructed anterior cruciate ligament during landing from height (Persian)]. J Anesth Pain 2018;9(1):14-24.

**Corresponding Author:** Full professor of Sport Biomechanics, Department of sport biomechanics, faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina university, Hamedan, Iran.

**Email:** naderfarahpour1@gmail.com