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[۱]، نادر فرهپور*[۲]، مهدی مجلسی[۳]

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۴/۲۷ **تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۵/۱۵** **تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۶/۵**

چکیده

زمینـه و هـدف: آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی شـایعترین آسـیب رباطـی انـدام تحتانـی بـوده کـه بازسـازی آن بعنـوان یـک رویکـرد درمانـی مناسـب توصیـه شـده اسـت. حـال بـرای محققـان ایـن سـوال مطـرح اسـت کـه آیـا الگوهـای کینماتیکـی تغییریافتـه در انـدام تحتانـی بعـد از جراحـی تصحیـح می‌شـوند یـا خیـر؟ مطالعـه حاضـر باهـدف تحلیـل دامنـه حرکتـی و سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل انـدام تحتانـی افـراد دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده هنـگام فـرود از ارتفـاع انجـام شـد.

مـواد و روش‌هـا: ۲۰ آزمودنـی مـرد در ۲ گـروه سـالم (کنتـرل) و دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده (تجربـی) در ۳ تکلیـف فـرود از جعبـه، پـرش عمـودی- فـرود و پـرش از مانـع - فـرود شـرکت کردنـد. اطلاعـات ۳بعـدی دامنـه حرکتـی و سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل انـدام تحتانـی بااسـتفاده از دوربیـن ثبـت و بوسـیله نرم‌افـزار visual3D پـردازش گردیـد.

یافته‌هـا: درصفحـه سـاجیتال دامنـه حرکتـی مفاصـل زانـو و ران بیمـاران کمتـر و در مفصـل مـچ بیشـتر از افـراد سـالم بـود (p=۰/۰۰). در۲صفحـه‌ی دیگـر، دامنـه حرکتـی زانـوی بیمـاران بیشـتر از افـراد سـالم بـود (P≤۰,۰۵). در هر۳صفحـه سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل مـچ و زانـوی بیمـاران کمتـر و درمفصـل ران درصفحـات سـاجیتال وافقـی بیشـتر از افرادسـالم بـود (P≤۰,۰۵). متغیرهـای تحقیـق تقریبـا در تکلیـف فـرود از جعبـه کمتریـن میـزان و درتکلیـف پـرش ازمانع-فـرود بیشـترین میـزان را نشـان دادنـد (P≤۰,۰۵).

نتیجه‌گیـری: افـراد دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده، هنـگام اجـرای تکالیـف دشـوار هماننـد فـرود، الگوهـای کینماتیکـی غیرطبیعـی در مفصـل زانـو بـه نمایـش می‌گذارنـد کـه بـه تبـع آن، مکانیسـم‌های جبرانـی در مفاصـل مجـاور ایجـاد شـده وحداقـل تـا ۲سـال بعـد از بازسـازی ربـاط صلیبـی قدامـی همچنـان پابرجـا خواهنـد بـود. ایـن افـراد درصـورت عـدم مراقبـت، در معـرض آسـیب مجـدد ربـاط صلیبـی قدامـی و مسـتعد گسـترش اوسـتئوآرتریت زانـو در بلندمـدت می‌باشـند.

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

نویسنده مسئول: نادر فرهپور، استاد بیو مکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران
پست الکترونیک: naderfarahpour1@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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[۱]. بعلاوه رباط صلیبی قدامی در حس عمقی و کنترل حرکتی مفصل زانو نیز مشارکت می‌کند[۲]. حس عمقی یک مولفه مهم در سیستم حسی حرکتی می‌باشد که نقش اساسی در اجرای طبیعی انسان برعهده داشته وهدف اصلی آن تولید اطلاعات آوران درباره‌ی موقعیت وحرکات مفصل می‌باشد[۳]. بنابراین آسیب رباط صلیبی قدامی می‌تواند بطور منفی برعملکرد مفصل زانو اثرگذار باشد. پارگی رباط صلیبی قدامی یکی از رایج‌ترین آسیب‌های مفصل زانو هنگام فعالیت‌های حرکتی می‌باشد[۴]که اغلب طی مانورهای فرود وچرخش توسط ورزشکار تجربه می‌شود[۵]. به دنبال پارگی کامل رباط صلیبی قدامی رویکرد بازسازی آن به عنوان استانداردی طلایی برای ترمیم پایداری مکانیکی و عملکرد مفصل توصیه شده است[۶] هر چند ترمیم و بازگشت کامل به سطح عملکرد قبل از آسیب، هنوز محل بحث است[۷]. 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[۹]. حال برای محققان جای سوال است که الگوهای حرکتی و بیومکانیک‌های تغییریافته‌ی 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 درمعرض خطر آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی [۱۰] و توسعه ابتدایی اوستئوآرتریت زانو[۱۱] قرار دارند بطوری که ۳۰٪ بیماران در۲۴ماه نخست بعد از جراحی، آسیب مجدد رباط صلیبی قدامی را تجربه خواهند کرد[۱۲] و۵۰٪ - ۴۵ آنها اوستئوآرتریت زانو را در۱۵-۱۰سال آینده توسعه خواهند داد[۱۳] علاوه بر این، یافته‌های علمی نشان داده است که آسیب‌های اولیه و ثانویه رباط صلیبی قدامی اغلب درحین تکالیف پیچیده‌تر همانند فرود اتفاق می‌افتند[۱۴] درفعالیت‌های 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[۱۵]. 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 استئوآرتریت 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 در۲گروه تجربی شامل۱۰بیمار مرد (سن: ۴±۲۴سال، قد: ۰/۰۶ ±۱/۸۰متر و جرم بدن: ۱۱/۳ ±۸۳/۶ کیلوگرم) که معیار ورود آنها به مطالعه این بود که بجز بازسازی رباط صلیبی قدامی پای راست با گرفت همسترینگ (۴±۲۰ ماه پس از جراحی

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

زانـو) هیچگونـه سـابقه آسـیب عصبـی- عضلانـی- اسـکلتی نداشـتند و درگـروه کنترل ۱۰مـرد سـالم (سـن: ۳±۲۵ سـال، قـد: ۰/۰۶±۱/۸۲ متـر و جـرم بـدن: ۸/۱±۸۰ کیلوگـرم) بـا معیـار ورودی راسـت پـا بـودن کـه بـه وسـیله ضربـه زدن بـه تـوپ تشـخیص داده شـد[۱۶] و نداشـتن سـابقه آسـیب عصبـی- عضلانـی- اسـکلتی بصـورت داوطلبانـه شـرکت نمودنـد. معیـار خـروج از تحقیـق، انصـراف آزمودنـی، آسـیب لیگامانـی یـا مینیسـکی تـوام بـا آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی و یـا اسـتفاده از گرفـت غیـر از همسـترینگ در زانـوی جراحـی شـده بـود. روش نمونه‌گیـری در ایـن مطالعـه هدفمنـد و در دسـترس بـود. کلیـه آزمودنی‌هـا ابتـدا فـرم رضایـت نامـه شـرکت داوطلبانـه در تحقیـق و افـراد گـروه تجربـی فـرم پرسشـنامه عملکـرد زانـو International Knee Document Committee from)[۱۷] را تکمیـل نمـوده و بـا تاییـد کمیتـه اخـلاق در پژوهش دانشـگاه علـوم پزشـکی همـدان درمطالعـه شـرکت نمودنـد. متغیرهـای مسـتقل ایـن مطالعـه شـامل تکالیـف ۳ گانـه فـرود و بازسـازی ربـاط صلیبـی قدامـی و متغیرهـای کینماتیکـی وابسـته شـامل دامنـه حرکتـی وسـرعت زاویـه‌ای مفاصـل مـچ پـا، زانـو و ران در۳صفحـه آناتومیکـی بـود. اطلاعـات کینماتیکـی۳ بعـدی بـا اسـتفاده از ۴ دوربیـن وایـکان (مـدل تـی ۲۰ آمریـکا) بـا سـرعت ۲۰۰ هرتـز نمونـه بـرداری شـد. دوربین‌هـا در گوشـه‌های یـک فضـای ۱۰ x ۱۶متـری و ارتفـاع ۳ متـری از زمیـن قـرار داشـتند. یـک فضـای کالیبراسـیون بـا ابعـاد 5/1x2x3 متـر کـه صفحـه نیـرو نیـز در ایـن فضـا تعبیـه شـده بـود در نظـر گرفتـه شـد و بـا حرکـت دادن یـک ونـد ۵ مارکری (مـدل MX آمریـکا) درون آن، دوربین‌هـا کالیبـره شـدند. پـس از ۱۰ دقیقـه گـرم کـردن به وسـیله دویـدن ملایـم و حـرکات کششـی، آزمودنـی بـه مـدت ۵ دقیقـه بـا چگونگـی اجـرای تکالیـف آشـنا می‌شـد. سـپس تعـداد ۳۸ مارکـر منعکـس کننـده‌ی نـور بـا قطر۲۵میلیمتـر بـر روی نقـاط مـورد نظـر بـدن فـرد نصـب می‌شـد. ایـن نقـاط شـامل زوائـد آکرومیـال، خارهـای خاصـره‌ای قدامـی فوقانـی و خلفـی فوقانـی، تروکانتـر بـزرگ ران، اپیکوندیل‌هـای داخلـی و خارجـی ران، قوزک‌هـای داخلـی و خارجـی پـا، پاشـنه پـا، سـر متاتارسـال۱و ۵ پـا و ۲ عـدد کلاسـتر ۴مارکـری بـر روی سـطح خارجـی میانـی ران و سـاق بـرای ردپـای موقعیـت ایـن انـدام در حیـن اجـرای تکالیـف، در هـر ۲ طـرف بـدن قـرار داده می‌شـد[۱۸]. در ابتـدا یـک کوشـش اسـتاتیک توسـط هـر آزمودنـی درحالـت ایسـتاده بـه منظـور شناسـایی مارکرهـا انجـام و سـپس کینماتیک‌هـای انـدام تحتانـی پـای راسـت هـر آزمودنـی در هرتکالیـف ثبـت گردیـد. درتکلیـف اول، آزمودنـی بـر روی یـک جعبـه ۳۰ سـانتیمتری درفاصله۱۰سـانتیمتری صفحـه نیـرو بصـورت ایسـتاده بـا پـای برهنـه و بـا دسـت‌های آویـزان کنـار بـدن مسـتقر شـده و بـا پـای راسـت بـر روی صفحـه نیـرو فـرود می‌آمـد. آزمودنـی بایـد حداقـل۲ ثانیـه بعـد از فـرود، وضعیـت متعـادل خـود را حفـظ و درصـورت برهـم خـوردن تعـادل و یـا گام برداشـتن بـه جلـو یـا طرفیـن از ثبـت ایـن کوشـش چشـم پوشـی می‌شـد. آزمودنی۱۰بـار هـر کوشـش را تکـرار نمـوده و بعـد از هـر کوشـش۳۰ ثانیـه اسـتراحت می‌کـرد و ایـن شـرایط در اجـرای ۲ تکلیـف دیگـر هـم رعایـت گردیـد. تکلیـف دوم شـامل اجـرای پـرش عمـودی و فـرود تـک پـا بـود کـه بـه منظـور یکسان‌سـازی شـرایط تکلیـف، هـر آزمودنـی بـه میـزان۱۰٪ قـد ایسـتاده‌ی خـود پـرش عمـودی انجـام مـی‌داد. بـرای ایـن منظـور، هنـگام پـرش بایـد نـخ واصـل ۲میلـه‌ی عمـودی تعبیـه شـده در طرفیـن محـل اسـتقرار آزمودنـی کـه ارتفـاع پـرش ویـژه هـر شـخص را تعییـن می‌نمـود بـا سـر خـود لمـس می‌کـرد، در غیـر ایـن صـورت کوشـش ثبـت نمی‌شـد. در تکلیـف سـوم، آزمودنـی در فاصله۱۰سـانتیمتری صفحـه نیـرو و در پشـت یـک مانـع۴۰ سـانتیمتری بصـورت ایسـتاده هماننـد تکالیـف قبلـی مسـتقر و بـا پـرش از روی مانـع، بـا پـای راسـت بـر روی صفحـه‌ی نیـرو فـرود می‌آمـد، درصـورت برخـورد بـا مانـع و یـا عـدم حفـظ تعـادل، کوشـش ثبـت نمی‌شـد. محققـان ۵ کوشـش از بیـن ۱۰ کوشـش انجـام شـده درهـر تکلیـف را انتخـاب و میانگیـن را بعنـوان رکـود آزمودنـی ثبـت نمودنـد. اطلاعـات کینماتیکـی دوربین‌هـا بـا فیلتـر پایین‌گـذر مرتبـه‌ی ۴ باتـرورث و بـا فرکانـس بـرش ۱۲هرتـز فیلتـر گردیـد[۱۹] سـپس اطلاعـات مارکرهـا بـه فضـای نرم‌افـزار Visual 3D نسـخه۴ ارسـال شـده تـا مـورد پـردازش قـرار گیـرد. در آنجـا یـک مـدل ۸ قطعـه‌ای

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

از بدن هر آزمودنی بر اساس ویژگی‌های آنتروپومتری قد وجرم 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[۱۸]. درمتغیر سرعت زاویه‌ای مفاصل، سرعت زاویه‌ای نسبی اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی توصیف و اندام فوقانی بعنوان رفرنس درنظر گرفته شد. اجرای این مطالعه درکمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان با شناسه اختصاصی ۱۳۹۶,۶۵۱.IR.UMSHA.REC مورد تایید قرارگرفت. 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 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 α=۰/۰۵ با نرم‌افزار spss نسخه ۲۰ استفاده گردید.

یافته‌ها

نتایج مربوط به متغیر دامنه حرکتی گروه‌های تجربی وسالم درطی تکالیف سه گانه درجدول۱ ارائه شده است. درصفحه ساجیتال بین۲عامل مفصل وگروه، تاثیر متقابل معنادار وجود داشت (p=۰/۰۰). درصفحه فرونتال، دامنه حرکتی در تکلیف فرود از جبعه ۱۷٪ از تکلیف پرش عمودی-فرود (p=۰/۰۳۹) و ۲۳٪ از تکلیف پرش از مانع-فرود (p=۰/۰۰۴) کمتر بود. در صفحه افقی نیز بین۲عامل گروه ومفصل، تاثیر متقابل معنادار وجود داشته است (p=۰/۰۰).

جدول۲: 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 $P \geq ۰,۰۵$ را نشان می‌دهد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

جـدول۲ تفاوت‌هـای بیـن گروهـی آزمودنی‌هـا درسـرعت زاویـه‌ای مفاصـل انـدام تحتانـی هنـگام اجـرای تکالیـف فـرود در۳ سـطح آناتومیکـی را نشـان می‌دهـد. بیـن۲ عامـل گـروه ومفصـل درهر۳صفحـه تاثیـر متقابـل معنـادار وجـود دارد (p=۰/۰۰) در صفحـه سـاجیتال سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل درتکلیـف فـرود از جبعـه ۸۶٪ ازتکلیـف پـرش عمودی-فـرود (p=۰/۰۱۳) و ۹۳٪ از تکلیـف پـرش از مانـع- فـرود (p=۰/۰۰) کمتـر بـود.

بحث

ایـن تحقیـق بـا هـدف بررسـی دامنـه حرکتـی وسـرعت زاویـه‌ای مفاصـل انـدام تحتانـی بیمـاران دارای رباط صلیبـی قدامـی هنـگام فـرود از ارتفـاع انجـام شـد. نتایـج نشـان دادنـد افـراد دارای رباط صلیبـی بازسـازی شـده در صفحـه سـاجیتال نسـبت بـه گـروه کنتـرل در مفاصـل زانـو و ران دارای دامنـه حرکتـی کمتـر و درمفصـل مـچ دارای دامنـه حرکتـی بیشـتری بودنـد. نتایـج تحقیقـات دیگـران نیـز کاهـش دامنـه حرکتـی زانـو و باقـی مانـدن الگوهـای کینماتیکـی تغییریافتـه‌ی انـدام تحتانـی پـس از بازسـازی رباط صلیبـی قدامـی راگـزارش کرده‌انـد[۲۰و۲۱]. اوریشـیمو و همـکاران(۲۰۱۰) نشـان دادنـد دامنـه حرکتـی مفصـل زانـو بازسـازی شـده افـراد بیمـار هنـگام فـرود نسـبت بـه زانـوی سـالم حـدود ۱۸٪ کاهـش داشـته اسـت[۲۲]. دی‌استاسـی و همـکاران (۲۰۱۳) گـزارش کردنـد بیمـاران دارای رباط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده تمایـل دارنـد درطـی اجـرای تکالیـف حرکتـی، دامنـه حرکتـی مفصـل زانـو را کاهـش دهنـد[۲۰]، گومـز وهمـکاران(۲۰۱۴) در تحقیقـات خـود ارتبـاط نزدیکـی بیـن آسـیب‌های غیرتماسـی رباط صلیبـی قدامـی و کاهـش دامنـه حرکتـی مفصـل ران در افـراد دارای آسـیب رباط صلیبـی قدامـی گـزارش کردنـد[۲۳]. فربـر وهمـکاران(۲۰۰۲) پیشـنهاد دادنـد تغییـرات در الگوهـای حرکتـی مفصـل هیـپ، تـلاش جبرانـی می‌باشـد کـه توسـط بیمـاران دارای آسـیب رباط صلیبـی قدامـی انجـام شـده تـا حرکـت بـه جلوی درشـت نـی را کاهـش دهنـد[۲۴]. کـم وکیـف اسـتراتژی جبرانـی هیـپ بسـتگی بـه تغییـرات کینماتیکـی مفصـل زانـو دارد[۲۵]. کرولـی و همـکاران(۲۰۰۳) کاهـش فلکشـن ران و افزایـش دورسـی فلکشـن مـچ پـا را جـزء عوامـل خطـر آسـیب رباط صلیبـی

جدول۲: 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	P>۰,۰۵	* ۰,۰۰	* ۰,۰۰	P>۰,۰۵
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	P>۰,۰۵	P>۰,۰۵	* ۰,۰۰	P>۰,۰۵	* ۰,۰۰	* ۰,۰۱۸	P>۰,۰۵
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	P>۰,۰۵	* ۰,۰۰	* ۰,۰۰	P>۰,۰۵	* ۰,۰۰	* ۰,۰۰	* ۰,۰۰

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

قدامی برشمردند[۲۶]. 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 ازجمله افزایش میزان دورسی فلکشن مچ پا وکاهش 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[۲۶]. گایوفین و تراپ (۱۹۹۲) درمطالعه خود نشان دادند مفاصل هیپ ومچ، ضعف زانو را برای تولید سطوح مشابه‌ای از اجرا درطی مانور فرود جبران می‌کنند[۲۷] ریزبرگ وهمکاران (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[۲۸] که این در تناقض با یافته‌های تحقیق حاضر است. گوکلر و همکاران(۲۰۰۹) با بررسی بیومکانیک‌های فرود در بیمارانی که رباط صلیبی قدامی را ۶ ماه قبل بازسازی کرده بودند گزارش دادند این تطبیقات همچنان پابرجا هستند[۲۹] 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 ۲سال بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌باشد[۲۲]. همچنین تحقیق اخیر نشان داد درصفحه‌های 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 آنها گزارش گردید. در این ارتباط، یافته‌های علمی نشان دادند افراد دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده تغییرات معناداری را درکینماتیک‌های صفحه‌های فرونتال وافقی زانو درطی تکالیف حرکتی و مانورهای پرش وفرود نشان می‌دهند[۸،۲۰،۲۸و۳۰]. پاترنو و همکاران (۲۰۱۰) افزایش دامنه حرکتی زانوی دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده درصفحه فرونتال هنگام فرود از یک پرش عمودی نسبت به زانو سالم را گزارش کردند[۱۰] 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[۳۰]. پیشنهاد شده است که چرخش اضافی درشت نی باعث بارگیری غیرطبیعی نواحی غضروفی که معمولا در زانوی سالم بارگیری نمی‌شوند شده و این موضوع می‌تواند در درازمدت منجر به اوستئوآرتریت زانو شود[۳۱و۳۲]. بطورکلی وقتی دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی بیماران دارای رباط صلیبی قدامی بازسازی شده را در هر۳صفحه درکنار 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 درکنترل مکانیکی از صفحه ساجیتال به صفحه‌های فرونتال یا افقی انجام می‌دهند تا تغییر در مکانیک‌های زانو را جبران کنند[۹]. همانطورکه بیان شد یکی از کارکردهای مهم رباط صلیبی قدامی مشارکت درحس عمقی وکنترل حرکتی مفصل زانوست[۲] فیبرهای عصبی حسی و گیرنده‌های مکانیکی شامل اندام وتری گلژی، اجسام پاسینی و انتهای عصبی رافینی۳٪ حجم بافت رباط صلیبی قدامی را تشکیل می‌دهند که هر کدام نقش ویژه‌ای در عملکرد حسی لیگامنت برعهده دارند[۳۳] اعتقاد بر این است که انتهای عصبی رافینی واندام وتری گلژی اطلاعاتی پیرامون موقعیت و دامنه حرکتی مفصل زانو تولید

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

می‌کننـد[۲] بنابرایـن شـاید بتـوان وجـود الگوهـای غیرطبیعـی دامنـه حرکتـی در بیمـاران دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده را تـا حـدی بـه حسـاب تضعیـف عملکـرد ایـن گیرنده‌هـا گذاشـت. از طرفـی اجسـام پاسـینی حساسـیت بسـیار بالایـی نسـبت به تغییرات سـریع در سـرعت وشـتاب حرکت مفصـل زانو دارنـد[۲] حـال، از آنجـا کـه نتایـج مطالعـه اخیـر حاکـی از وجـود الگوهـای غیرطبیعـی در سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل انـدام تحتانـی افـراد بیمـار بـود بنابرایـن در اینجـا نیـز شـاید بتـوان بخشـی از اختـلالات مشـاهده شـده را بـه حسـاب افـت کارکـرد ایـن گیرنده‌هـای حسـی گذاشـت. یافته‌هـای علمـی نشـان داده‌انـد بـه محـض پـاره شـدن ربـاط صلیبـی قدامـی عملکـرد حسـی آن نیـز حـذف و علیرغـم بازسـازی، عصـب رسـی مجـدد آن بطـور کامـل ترمیـم نمی‌شـود[۳۴] کـه بـرای جبـران، افـراد بیمـار بایـد حـس خـارج مفصلـی وکنتـرل مفصـل بـه وسـیله گیرنده‌هـای مکانیکـی و فیبرهـای عصبـی حسـی در بافت‌هـای پیرامـون مفصـل را توسـعه دهنـد[۳۵]. ایـن موضـوع می‌توانـد بـه وجـود الگـوی جبرانـی دیگـری در ایـن بیمـاران اشـاره کنـد که مـا از آن بـه عنـوان مـدل انتقـال حسـی بـه بافت‌هـای پیرامـون مفصـل زانـو یـاد می‌کنیـم. همانطورکـه نتایـج مطالعـه اخیـر نشـان داد سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل مـچ و زانـودر افـراد بیمـار نسـبت بـه افـراد سـالم کندتـر و درمفصـل ران در برخـی تکالیـف بیشـتر بود کـه ایـن یافتـه می‌توانـد در قالـب الگـوی جبرانـی انتقـال درون عضویـی بـه مفاصـل مجـاور و نیـز مـدل انتقـال حسـی مذکـور قابـل توجیـه باشـد. یـو بـی و همـکاران(۲۰۰۶) درمطالعـه خـود گـزارش نمودنـد سـرعت زاویـه‌ای فلکشـن زانـو هنـگام تکلیـف فـرود بطـور منفی بـا اوج نیـروی عکس‌العمـل عمودی زمیـن وارد بـر بـدن مرتبـط اسـت[۳۶] ایـن درحالـی اسـت کـه بیمـاران دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده نسـبت بـه افـراد سـالم، نیـروی عکس‌العمـل عمـودی زمیـن و میـزان بارگیـری بیشـتری را درطـی مانورهـای پرش-فـرود متحمـل می‌شـوند[۱۰و۳۷]. کاهش سـرعت زاویـه‌ای مفصـل زانـو در افـراد بیمـار هنـگام فـرود را شـاید بتـوان در قالـب عامـل دیگـر هماننـد تـرس از بـروز آسـیب مجـدد تفسـیرکرد. اوریشـیمو و همـکاران (۲۰۰۶) گـزارش دادنـد بیمـاران بعـد از بازسـازی ربـاط صلیبـی قدامـی تمایـل دارنـد بطـور نرمتـر و ایمن‌تـر روی پـای معیـوب خـود فـرود بیاینـد[۳۸]. تحقیقـی دیگـر نشـان داد بیمـاران دارای ربـاط صلیبـی قدامـی بازسـازی شـده هنـگام اجـرای تکالیـف حرکتـی، تکنیک‌هـای جبرانـی یـا الگوهـای حرکتـی تغییـر یافتـه‌ای را بـکار می‌گیرنـد تـا از درد و آسـیب مجـدد در امـان باشـند[۳۹]. بنابرایـن بنظـر می‌رسـد تـرس از بـروز آسـیب مجـدد، بـا الگوهـای حرکتـی محافظـه کارانـه وکینماتیک‌هـای غیرطبیعـی مشـاهده شـده در افـراد بیمـار مرتبـط باشـد[۴۰]. سـرانجام، نتایـج مطالعـه حاضـر نشـان داد کمتریـن میـزان دامنـه حرکتـی و سـرعت زاویـه‌ای مفاصـل درتکلیـف فـرود از جعبـه و بیشـترین میـزان درتکلیـف پـرش از مانـع- فـرود گـزارش شـده اسـت، یافتـه اخیـر بدیـن معناسـت کـه تکلیـف فـرود از جعبـه دارای کمتریـن پیچیدگی و تکلیـف پـرش از مانع-فـرود دارای تقاضاهـای بیومکانیکـی بالاتر و پیچیده‌تریـن مانـور فـرود بـوده اسـت. ازجملـه محدودیت‌هـای مطالعـه اخیـر مشـارکت بیمارانـی بـا گرفت همسـترینگ بـود که شـاید اسـتفاده از بیمارانـی بـا انـواع متفـاوت گرفـت می‌توانسـت حقایـق بیشـتری را پیرامـون الگوهـای کینماتیکـی مفاصـل اندام تحتانـی نمایـان کنـد. بنابرایـن توصیـه می‌شـود درمطالعـات آتـی تاثیـر نـوع گرفـت بـر متغیرهـای کینماتیکـی انـدام تحتانـی هنـگام فـرود در ایـن بیمـاران مـورد توجـه قـرار گیـرد.

نتیجه‌گیری

بازسـازی ربـاط صلیبـی قدامـی هرچنـد بـه عنـوان یـک رویکرد درمانـی مناسـب بـرای برگشـت بیمـاران بـه سـطح عملکـرد قبـل از آسـیب پیشـنهاد شـده اسـت ولـی شـواهد حاکـی از آن اسـت کـه بیمـاران بعـد از جراحـی، در اجـرای تکالیـف دشـوار هماننـد فـرود، الگوهـای کینماتیکـی غیرطبیعـی در مفصـل زانو بـه نمایـش می‌گذارنـد کـه بـه تبـع آن، مکانیسـم‌های جبرانـی در مفاصـل مجـاور ایجـاد شـده و حداقـل تـا ۲ سـال بعـد از بازسـازی ربـاط صلیبـی قدامـی همچنـان پابرجـا خواهنـد بـود. ایـن افـراد در صـورت عـدم مراقبـت، درمعـرض آسـیب مجـدد ربـاط صلیبـی قدامـی و مسـتعد گسـترش اوسـتئوآرتریت زانـو در بلندمـدت می‌باشـند.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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-

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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, Kremenic 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 nonconact 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, Sndyder-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 muscularactivation 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.Rehabilition 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 ACLinjury. 2004; 50(10): 3145-52
32. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACLinjury 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, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. J Appl

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]

Journal of Anesthesiology and Pain Autumn 2018, Vol 9, NO 1

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[1], nader farahpour[*2], mahdi majlesi[3]

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 ($p\leq0.05$) 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 ($p\leq0.05$). 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 ($p\leq0.05$).

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2026-11-16]