



# مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن بیماران با رباط صلیبی آسیب دیده، رباط صلیبی بازسازی شده در مقایسه با گروه سالم

کیوان شریف مرادی<sup>۱\*</sup>، آرش راجی<sup>۲</sup>

۱. استادیار، گروه تربیت بدنی دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران  
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه پیام نور واحد گرمسار، سمنان، ایران

## چکیده

### زمینه و هدف:

هدف از تحقیق حاضر مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن بیماران با رباط صلیبی آسیب دیده، رباط صلیبی بازسازی شده در مقایسه با گروه سالم بود.

### روش‌شناسی:

تعداد ۶ مرد با پارگی رباط صلیبی قدامی و ۶ مرد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و ۷ مرد سالم با دامنه سنی، قد و وزن مشابه مورد مطالعه قرار گرفتند. اجزای نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن با استفاده از آزمون آنوا و تست t مستقل در سطح معنی‌داری  $p < 0.05$  تجزیه و تحلیل شد.

### یافته‌ها:

در گروه رباط آسیب دیده و گروه بازسازی رباط هیچگونه تفاوت معنی‌داری در اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب دیده مشاهده نشد ( $p > 0.05$ ). ضربه عمودی در سمت سالم گروه رباط آسیب دیده ( $p = 0.88$ ) و گروه رباط بازسازی شده ( $p = 0.04$ ) از گروه سالم کمتر بود. اوج قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین نیز در گروه سالم از گروه رباط آسیب دیده ( $p = 0.04$ ) و گروه رباط بازسازی شده ( $p = 0.03$ ) به طور معنی‌داری بیشتر بود.

### نتیجه‌گیری:

بازسازی رباط صلیبی قدامی باعث بهبود نیروی جلوبرنده می‌شود، ولی هیچ گونه اثری بر اوج دومین نیروی عکس‌العمل زمین در این گروه ندارد. شاید تقویت عضلات ضعیف شده بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی، قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین را بهبود بخشد. لذا تقویت عضلات اکستنسور ران، زانو و مچ پا در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی ضروری به نظر می‌رسد.

### واژه‌های کلیدی:

بازسازی رباط صلیبی قدامی، پارگی رباط صلیبی قدامی، راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین

## مقدمه

بازسازی رباط صلیبی قدامی یک روش جراحی پذیرفته شده برای آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی است (۲۲). افرادی که دچار پارگی رباط صلیبی قدامی می‌شوند با استفاده از الگوهای جبرانی راه می‌روند تا با این شرایط تطابق حاصل نمایند و مانع از اعمال کشش و آسیب دوباره به سایر عناصر حمایتی در زانو شوند. بعلاوه پارگی رباط صلیبی قدامی می‌تواند الگوی راه رفتن و پوسچر بسیاری از این افراد را تغییر دهد (۱۳، ۱۰، ۲۶، ۱). بیشتر افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی، درجه بالایی از ناپایداری را حین انجام فعالیت‌های روزانه دارند.

اولین استراتژی جبرانی که نشان می‌دهند تغییر در دامنه حرکتی و گشتاور و هم‌فعالیتی عضلانی در صفحه ساجیتال می‌باشد (۲۲، ۱۵). پارگی رباط صلیبی قدامی منجر به تغییر در کینماتیک<sup>۱</sup>، کینماتیک<sup>۲</sup> و الگوی مصرف انرژی حین راه رفتن می‌شود (۱۰، ۵، ۲). هنریکسن<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۲) نشان دادند که گشتاور چرخشی ایجاد شده در مفصل زانو با فقدان غضروف مفصل در بیماران با پارگی رباط صلیبی قدامی مرتبط است. بعلاوه نشان داده شده است که گشتاور چرخش داخلی در مفصل زانو در مقایسه با زانوی سالم در هنگام راه رفتن، با استئوآرتریت متوسط همراه است (۳۲).

کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی در بیماران با آسیب رباط صلیبی قدامی در هنگام راه رفتن مشاهده شد (۳۱، ۲۱). افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی، در فاز تحمل وزن فعالیت بیشتر عضله نعلی را نشان دادند (۲۷)، بیماران با پارگی رباط صلیبی قدامی، افزایش فلکشن زانو را نشان دادند تا از جابجایی قدامی خلفی بیش از حد زانو جلوگیری کنند (۲۹).

بازسازی رباط صلیبی قدامی افراد را قادر خواهد ساخت تا پایداری مفصل زانو را بدست آورند و به سطح قبل از آسیب برگردند (۲۳). اگر چه افراد بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی دچار تغییراتی در راه رفتن می‌شوند و مخصوصاً در حرکات در صفحه ساجیتال<sup>۴</sup> مفصل زانوی بازسازی شده دستخوش تغییراتی می‌شود (۱۱).

میزان گشتاور اکستنسوری<sup>۵</sup> زانو در افراد با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده هنگام انجام حرکاتی مانند اسکات (۲۸) بالا رفتن از پله (۱۹) پرش با یک پا (۳۳) در مقایسه با گروه کنترل کاهش یافت. نیروی عمودی کمتری هنگام اسکات (۷) و فاز تیک‌آف<sup>۶</sup> پرش عمودی (۲۵) مشاهده شد. بیومکانیک الگوی راه رفتن بدنبال بازسازی رباط صلیبی قدامی در هر دو مفصل زانوی بازسازی شده و زانوی سالم هنگام راه رفتن ارزیابی شده است. ضعف عضلات چهار سر رانی بعد از جراحی رباط صلیبی قدامی (۳) در این بیماران مشهود است که باعث تغییر در کینماتیک مفصل زانو در فاز تحمل وزن می‌شود (۲۰).

در فاز تحمل وزن عضلات چهارسررانی باید به صورت اکستریک منقبض شوند تا وزن را تحمل و فلکشن زانو را کنترل کنند (۳۷). بنابراین عضله چهارسررانی ضعیف قادر نخواهد بود مفصل زانو را ثابت کند و نمی‌تواند الگوی راه رفتن را به طور مناسبی حفظ کند. سوالی که اینجا مطرح می‌شود این است که تغییرات صورت گرفته در عضلات افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی و با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده چگونه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین را دستخوش تغییر می‌کند.

تحقیقات صورت گرفته در زمینه بررسی نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی و افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی کم و محدود است. هوشیبا<sup>۷</sup> و همکاران (۲۰۱۶) با بررسی افراد بعد از گذشت ۶ و ۱۲ ماه از بازسازی رباط صلیبی قدامی حین راه رفتن در سه سرعت متفاوت راه رفتن الگوی مشابهی در اجزای نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن مشاهده کردند (۱۴). سگورد<sup>۸</sup> و همکاران هیچ گونه اختلاف معنی‌داری در دامنه حرکتی فلکشن زانو و همچنین گشتاور اکستنسوری زانو بین اندام جراحی شده و اندام سالم یک و سه ماه بعد از عمل جراحی مشاهده نکردند (۳۰). برخی محققان مشاهده نمودند که حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین فرود آمدن لی متناوب در اندام جراحی شده کمتر از اندام غیر جراحی بود و مدت زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس-العمل زمین اندام جراحی شده به طور معنی‌داری از اندام غیر جراحی بیشتر بود، همچنین ۱۰ هفته تمرینات اغتشاشی حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین فرود آمدن را به طور معنی‌داری افزایش داد (۱۸). دیگر محققان اختلاف معنی‌داری در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در آزمون‌های نشست، ایستادن و پرش با دو پا مشاهده کردند (۴).

عمده مشکل افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی و افراد بازسازی رباط-صلیبی قدامی، هنگام راه رفتن است (۵). با این وجود تحقیقات در ارتباط با اثر بازسازی و پارگی رباط صلیبی قدامی در زمینه راه رفتن افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی کم است و تحقیقات صورت گرفته بیشتر به بررسی فعالیت عضلانی، گشتاور و دامنه حرکتی مفصل زانو پرداخته است. در زمینه چگونگی تغییر نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای رباط صلیبی بازسازی شده و دارای پارگی رباط صلیبی قدامی، تحقیقات صورت گرفته، نیروی عکس‌العمل زمین را حین فعالیت‌هایی مانند نشست، ایستادن، پرش با دو پا، پرش با یک پا مورد بررسی قرار داده‌اند. تحقیقاتی که به بررسی نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن پرداخته دارای نواقصی می‌باشند که از جمله می‌توان به عدم نرمالایز کردن نیرو به وزن بدن، عدم محاسبه ضربه ایجاد شده

5 . Extensor  
6 . Take off  
7 . Hoshiaba  
8 . Sigward

1. Kinetics  
2 . Kinematics  
3 . Henriksen  
4 . Sagital

تعداد ۲۲ مارکر<sup>۴</sup> منعکس کننده نور مادون قرمز با قطر ۱۴ میلی‌متر بر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک<sup>۵</sup>، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی‌کوندیل‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس‌های<sup>۶</sup> اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلایویکولار<sup>۷</sup> 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 براساس پروتکل مصوب دانشگاه استراتکلاید بود. فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۰۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۱۶). ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم افزار 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 در مسیر گام‌برداری راه می‌رفت و تصویر مارکرها هنگام راه رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت می‌گردید. هر آزمودنی پنج مرتبه مسیر پیاده‌روی را طی می‌کرد. میانگین پنج مرتبه تکرار به‌عنوان داده فرد ثبت می‌شد. از نرم افزار وایکان نکسوس برای ثبت فازهای ایستادن و نوسان حین چرخه راه رفتن استفاده شد.

متغیرهای تحقیق ضربه داخلی خارجی، ضربه ترمززننده، ضربه جلو برنده، ضربه عمودی، ضربه کلی، نیروی داخلی خارجی، نیروی ترمززننده، نیروی جلوبرنده، نیروی عمودی متغیرهای مورد اندازه‌گیری در تحقیق حاضر می‌باشند.

جهت نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلکز<sup>۸</sup> استفاده شد. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها، تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری تی تست مستقل و آنوا در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ و سطح معنی‌داری ( $p \leq 0/05$ ) صورت گرفت.

### یافته‌ها

جدول ۲، اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب‌دیده در گروه رباط آسیب‌دیده را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در اجزای نیروی عکس‌العمل زمین گروه رباط آسیب‌دیده هیچگونه تفاوت معنی‌داری بین دو سمت سالم و آسیب‌دیده مشاهده نشد. ضربه ایجاد شده در جهت داخلی خارجی ( $p=0/55$ ) ضربه ایجاد شده نیروی ترمز زننده ( $p=0/14$ ) ضربه ایجاد شده نیروی جلوبرنده ( $p=0/65$ ) ضربه ایجاد شده در جهت عمودی ( $p=0/07$ ) ضربه کلی ( $p=0/62$ ) اوج نیروی ایجاد شده در جهت داخلی خارجی ( $p=0/55$ ) اوج نیروی ترمز زننده ( $p=0/84$ ) اوج نیروی جلوبرنده ( $p=0/87$ ) اوج نیروی ایجاد شده در جهت عمودی قله اول

در فازهای تماس پاشنه و پروپالژن<sup>۱</sup>، و عدم محاسبه سرعت بارگذاری و باربرداری اشاره کرد. همچنین کمتر تحقیقی به بررسی این فاکتورها در سه گروه رباط آسیب‌دیده، رباط بازسازی شده و گروه نرمال پرداخته است. از آنجا که بررسی این اجزای نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن از ضرورت برخوردار است، شناسایی چگونگی تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در افراد با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده و رباط صلیبی قدامی پاره شده یک بینش جدید در اختیار توانبخشان قرار می‌دهد، لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر پارگی رباط صلیبی قدامی بر اجزای نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در مقایسه با افراد سالم بود.

### روش‌شناسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. تعداد ۶ فرد با پارگی رباط صلیبی قدامی، ۶ فرد با رباط صلیبی قدامی بازسازی شده و ۷ فرد سالم با میانگین دامنه سن، قد و وزن مشابه در تحقیق شرکت کردند. کلیه آزمودنی‌ها به صورت نمونه در دسترس از کلینیک‌های توانبخشی شهر کاشان فراخوانده شدند. جدول ۱ مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	گروه رباط آسیب‌دیده	گروه رباط بازسازی	سالم	آماره
قد (سانتیمتر)	۱۷۶/۷۷±۴/۴۵	۱۷۸/۳۸±۳/۵۵	۱۷۵/۰۴±۳/۶۱	۰/۵۷
وزن (کیلوگرم)	۷۶/۳۷±۱۲/۵۲	۷۷/۶۲±۹/۳۳	۶۹/۰۶±۷/۵۶	۰/۱۶

جنسیت ورزشکار مرد، آسیب رباط صلیبی قدامی در یک پا، داشتن دامنه حرکتی کامل در مفصل زانو، گذشت ۶ ماه از جراحی، توانایی راه رفتن مستقل، عدم استفاده از هرگونه بریس یا زانوبند، گرفت سمی‌تندینوس<sup>۲</sup>، 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. برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از دو صفحه نیروی کیستلر<sup>۳</sup> (مدل AA ۹۲۶۰، ساخت کمپانی کیستلر کشور سوئیس) استفاده شد. این صفحه نیرو در وسط مسیر گام‌برداری قرار داشت. همچنین برای ثبت فازهای مختلف راه رفتن، از سیستم تحلیل حرکتی وایکان (ساخت کمپانی وایکان کشور انگلستان) شامل چهار دوربین استفاده شد. دوربین‌ها و صفحه نیرو همزمان بودند. یک مسیر پیاده‌روی ۱۰ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد، که نقطه شروع راه رفتن آزمودنی از فاصله ۵ متری از مرکز صفحه نیرو قرار داشت.

1. Propulsion
2. Semitendinosus
3. Kistler
4. Marker

5. Iliac
6. Metatarsus
7. Acromioclavicular
8. Shapiro-Wilk

**جدول ۳. مقایسه اجزای نیروی عکس العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب دیده در گروه رباط آسیب دیده (%BW)**

اجزای نیرو	سمت سالم	سمت بازسازی شده	آماره آزمون
ضربه داخلی خارجی (BW.s)	۶/۲۸±۱/۳۷	۴/۱۷±۲/۱۰	۰/۰۷
ضربه ترمز زنده (%BW.s)	۴/۲۸±۰/۷۹	۴/۸۷±۰/۸۴	۰/۲۴
ضربه پیش برنده (%BW.s)	۴/۴۷±۱/۰۳	۴/۲۳±۰/۹۹	۰/۶۹
نسبت ضربه ترمز زنده به ضربه پیش برنده	۱/۰۰±۰/۲۷	۱/۱۸±۰/۲۵	۰/۲۴
ضربه عمودی (%BW.s)	۳۷/۷۲±۷/۶۴	۳۷/۵۱±۴/۸۹	۰/۲۲
حداکثر نیروی داخلی خارجی (N/BW)	۰/۱۸±۰/۰۲	۰/۱۳±۰/۰۴	۰/۰۳
قله اول نیروی قدامی خلفی (N/BW)	۰/۲۶±۰/۱۲	۰/۳۲±۰/۰۹	۰/۳۵
قله دوم نیروی قدامی خلفی (N/BW)	۰/۴۷±۰/۰۷	۰/۴۶±۰/۰۷	۰/۸۴
قله اول نیروی عمودی (N/BW)	۰/۸۳±۰/۲۲	۱/۰۲±۰/۱۳	۰/۰۹
دره نیروی عمودی (N/BW)	۰/۵۲±۰/۱۳	۰/۶۳±۰/۱۳	۰/۱۶
قله دوم نیروی عمودی (N/BW)	۰/۸۴±۰/۱۷	۰/۸۹±۰/۲۰	۰/۷۱
نسبت قله دوم به قله اول نیروی عمودی	۱/۰۳±۰/۱۶	۰/۸۷±۰/۱۶	۰/۱۰
سرعت بارگذاری N/s	۵/۷۹±۱۵/۲۱	۵۲/۷۹±۱۵/۲۱	۱/۰۰
سرعت باربرداری N/s	۵/۹۳±۱۰/۳۵	۵۱/۹۳±۱۰/۳۵	۱/۰۰
ضربه کلی (%BW.s)	۴۶/۰۳±۸/۴۸	۴۴/۴۱±۸/۲۴	۰/۷۴

جدول ۴، اجزای نیروی عکس العمل زمین بین سه گروه رباط آسیب- دیده، رباط بازسازی شده و گروه سالم را نشان می‌دهد. در سمت آسیب دیده اختلاف معنی دار مشاهده شده بین سه گروه در نسبت ضربه ترمز زنده به پیش برنده ( $p=0/04$ ) قله دوم نیروی عمودی عکس- العمل زمین ( $p=0/02$ ) و نسبت قله دوم به قله اول نیروی عمودی عکس العمل زمین ( $p=0/05$ ) مشاهده شد. نتایج تست تعقیبی توکی نشان داد که ضربه ترمز زنده در گروه رباط- آسیب دیده به طور معنی داری از گروه سالم بیشتر بود ( $p=0/02$ ). همچنین نتایج تست توکی نشان داد که قله دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین در گروه سالم به ترتیب ۰/۲۳ و  $N/BW/0/27$  از گروه رباط آسیب دیده ( $p=0/05$ ) و گروه رباط بازسازی ( $p=0/02$ ) به طور معنی داری بیشتر بود و نسبت قله دوم به قله اول نیروی عکس- العمل زمین در گروه رباط بازسازی شده به طور معنی داری از گروه سالم کمتر بود ( $p=0/02$ ).

( $p=0/92$ ) دره ( $p=0/31$ ) و قله دوم ( $p=0/93$ ) سرعت بارگذاری ( $p=0/1$ ) و سرعت باربرداری ( $p=0/1$ ) در سمت سالم و آسیب دیده هیچ گونه تفاوت معنی داری نشان ندادند.

**جدول ۲. مقایسه اجزای نیروی عکس العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب دیده در گروه رباط آسیب دیده (%BW)**

اجزای نیرو	سمت سالم	سمت آسیب دیده	آماره آزمون
ضربه داخلی خارجی (%BW.s)	۴/۴۵±۱/۳۷	۴/۸۲±۰/۵۷	۰/۵۵
ضربه ترمز زنده (%BW.s)	۴/۳۳±۱/۰۵	۵/۲۴±۰/۹۲	۰/۱۴
ضربه پیش برنده (%BW.s)	۴/۱۹±۰/۹۶	۳/۸۲±۱/۶۵	۰/۶۵
نسبت ضربه ترمز زنده به ضربه پیش برنده	۱/۰۶±۰/۲۵	۱/۵۳±۰/۵۲	۰/۰۷
ضربه عمودی (%BW.s)	۳۷/۱۱±۲/۹۱	۳۶/۶۰±۸/۲۱	۰/۸۹
حداکثر نیروی داخلی خارجی (N/BW)	۰/۱۴±۰/۰۳	۰/۱۵±۰/۰۱	۰/۵۵
قله اول نیروی قدامی خلفی (N/BW)	۰/۲۷±۰/۰۴	۰/۲۸±۰/۱۱	۰/۸۴
قله دوم نیروی قدامی خلفی (N/BW)	۰/۴۳±۰/۰۶	۰/۴۴±۰/۱۱	۰/۸۷
قله اول نیروی عمودی (N/BW)	۰/۹۵±۰/۱۳	۰/۹۴±۰/۱۳	۰/۹۲
دره نیروی عمودی (N/BW)	۰/۶۱±۰/۰۸	۰/۶۷±۰/۱۱	۰/۳۱
قله دوم نیروی عمودی (N/BW)	۰/۹۳±۰/۰۶	۰/۹۳±۰/۱۶	۰/۹۳
نسبت قله دوم به قله اول نیروی عمودی	۱/۰۰±۰/۱۱	۰/۹۹±۰/۱۴	۰/۹۳
سرعت بارگذاری N/s	۴۶/۱۵±۶/۵۳	۴۶/۱۵±۶/۵۳	۱/۰۰
سرعت باربرداری N/s	۵۲/۶۹±۱۰/۶۹	۵۲/۶۹±۱۰/۶۹	۱/۰۰
ضربه کلی (%BW.s)	۴۴/۴۷±۴/۵۲	۴۶/۹۳±۱۱/۰۵	۰/۶۲

جدول ۳، اجزای نیروی عکس العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب- دیده را در گروه رباط بازسازی شده نشان می‌دهد. همان گونه که مشاهده می‌شود در اجزای نیروی عکس العمل زمین گروه رباط بازسازی شده هیچ گونه تفاوت معنی داری بین دو سمت سالم و آسیب- دیده مشاهده نشد. ضربه ایجاد شده در جهت داخلی خارجی ( $p=0/07$ ) ضربه ایجاد شده نیروی ترمز زنده ( $p=0/24$ ) ضربه ایجاد شده نیروی جلو برنده ( $p=0/69$ ) ضربه ایجاد شده در جهت عمودی ( $p=0/22$ ) ضربه کلی ( $p=0/74$ ) اوج نیروی ترمز زنده ( $p=0/35$ ) اوج نیروی جلو برنده ( $p=0/84$ ) اوج نیروی ایجاد شده در جهت عمودی قله اول ( $p=0/09$ ) دره ( $p=0/16$ ) و قله دوم ( $p=0/71$ ) سرعت بارگذاری ( $p=1/00$ ) و سرعت باربرداری ( $p=1/00$ ) در سمت سالم و آسیب دیده هیچ گونه تفاوت معنی داری نشان ندادند.

جدول ۴. مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بین سه گروه رباط آسیب‌دیده، رباط بازسازی شده و گروه سالم

آماره آزمون	سالم	گروه رباط بازسازی	گروه رباط آسیب‌دیده	اجزای نیرو
۰/۶۴	۴/۲۲±۰/۶۷	۴/۱۷±۲/۱۰	۴/۸۲±۰/۵۷	ضربه داخلی خارجی (%BW.S)
۰/۴۱	۴/۳۶±۰/۵۲	۴/۸۷±۰/۸۳	۵/۲۴±۰/۹۲	ضربه ترمز زنده (%BW/S)
۰/۷۷	۴/۴۰±۱/۶۰	۴/۲۲±۰/۹۹	۳/۸۲±۱/۶۵	ضربه پیش برنده (%BW.S)
۰/۰۴	۰/۹۷±۰/۲۸	۱/۱۸±۰/۲۵	۱/۵۳±۰/۵۲	نسبت ضربه ترمز زنده به ضربه پیش برنده
۰/۷۵	۴۰/۱۰±۱/۵۶	۳۷/۵۱±۴/۸۹	۳۶/۶۰±۸/۲۱	ضربه عمودی (%BW.S)
۰/۳۳	۰/۱۳±۰/۰۱	۰/۱۳±۰/۰۳	۰/۱۵±۰/۱۳	حداکثر نیروی داخلی خارجی (N/BW)
۰/۴۴	۰/۳۴±۰/۱۰	۰/۳۱±۰/۰۹	۰/۲۸±۰/۱۱	قله اول نیروی قدامی خلفی (N/BW)
۰/۸۹	۰/۴۶±۰/۰۹	۰/۴۶±۰/۰۷	۰/۴۴±۰/۱۱	قله دوم نیروی قدامی خلفی (N/BW)
۰/۲۴	۱/۰۶±۰/۱۱	۱/۰۲±۰/۱۲	۰/۹۴±۰/۱۳	قله اول نیروی عمودی (N/BW)
۰/۱۰	۰/۷۷±۰/۰۹	۰/۶۲±۰/۱۳	۰/۶۷±۰/۱۱	دره نیروی عمودی (N/BW)
۰/۰۲	۱/۱۶±۰/۷۴	۰/۸۸±۰/۲۰	۰/۹۳±۰/۱۶	قله دوم نیروی عمودی (N/BW)
۰/۰۵	۱/۱۰±۰/۰۷	۰/۸۶±۰/۱۶	۰/۹۹±۰/۱۴	نسبت قله دوم به قله اول نیروی عمودی
۰/۳۷	۴۱/۳۶±۱۰/۹۱	۵۲/۷۹±۱۵/۲۱	۶۵/۱۵±۶/۵۳	سرعت بارگذاری N/S
۰/۸۵	۴۹/۵۹±۹/۸۴	۵۱/۹۳±۱۰/۳۵	۵۲/۹۶±۱۰/۶۹	سرعت باربرداری N/S
۰/۳۱	۵۲/۷۴±۹/۳۵	۴۴/۴۰±۸/۲۴	۴۶/۹۳±۱۱/۰۵	ضربه کلی (سمت رباط آسیب‌دیده) (%BW.S)
۰/۰۳	۴/۶۲±۰/۶۶	۶/۲۸±۳/۳۷	۴/۴۵±۱/۳۷	ضربه داخلی خارجی (%BW.S)
۰/۷۵	۴/۰۰±۰/۵۳	۴/۲۸±۰/۷۹	۴/۳۳±۱/۰۵	ضربه ترمز زنده (%BW.S)
۰/۶۷	۴/۷۲±۱/۱۱	۴/۴۷±۱/۰۳	۴/۱۸±۰/۹۴	ضربه پیش برنده (%BW.S)
۰/۶۱	۰/۹۰±۰/۲۹	۱/۰۰±۰/۲۷	۱/۰۶±۰/۲۴	نسبت ضربه ترمز زنده به ضربه پیش برنده
۰/۰۰۶	۴۴/۶۷±۴/۶۲	۳۲/۷۱±۷/۶۴	۱۱/۳۷±۲/۹۱	ضربه عمودی (%BW.S)
۰/۰۴	۰/۱۴±۰/۰۲	۰/۱۷±۰/۰۲	۰/۱۴±۰/۰۳	حداکثر نیروی داخلی خارجی (N/BW)
۰/۸۵	۰/۲۴±۰/۰۵	۰/۲۶±۰/۱۲	۰/۲۷±۰/۰۴	قله اول نیروی قدامی خلفی (N/BW)
۰/۶۱	۰/۴۴±۰/۰۸	۰/۴۷±۰/۰۷	۰/۴۳±۰/۰۵	قله دوم نیروی قدامی خلفی (N/BW)
۰/۰۷	۱/۰۶±۰/۰۹	۰/۸۳±۰/۲۲	۰/۹۴±۰/۱۳	قله اول نیروی عمودی (N/BW)
۰/۰۰۱	۰/۷۸±۰/۰۷	۰/۵۲±۰/۱۳	۰/۶۱±۰/۰۸	دره نیروی عمودی (N/BW)
۰/۰۰۴	۱/۱۳±۰/۱۱	۰/۸۴±۰/۱۷	۰/۹۳±۰/۰۶	قله دوم نیروی عمودی (N/BW)
۰/۶۶	۱/۰۶±۰/۰۳	۱/۰۳±۰/۱۶	۱/۰۰±۰/۱۱	نسبت قله دوم به قله اول نیروی عمودی
۰/۳۷	۴۳/۳۶±۱۰/۹۱	۵۲/۷۹±۱۵/۲۱	۴۶/۱۵±۶/۵۳	سرعت بارگذاری N/S
۰/۸۵	۴۹/۵۹±۹/۸۴	۵۱/۹۳±۱۰/۳۵	۵۲/۹۶±۱۰/۶۹	سرعت باربرداری N/S
۰/۲۹	۵۰/۱۹±۴/۸۴	۴۶/۰۳±۸/۴۸	۴۴/۴۷±۴/۵۲	ضربه کلی (%BW.S)

آسیب‌دیده

سالم

در سمت سالم اختلاف معنی‌داری در ضربه داخلی خارجی ( $p=0/03$ ) در ضربه عمودی ( $p=0/02$ ) اوج نیروی داخلی خارجی ( $p=0/03$ ) دره نیروی عمودی عکس‌العمل ( $p=0/01$ ) و قله دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین ( $p=0/04$ ) بین سه گروه مشاهده شد. نتایج تست تعقیبی توکی نشان داد ضربه داخلی خارجی در گروه رباط بازسازی شده به طور معنی‌داری از گروه رباط آسیب‌دیده بیشتر بود ( $p=0/04$ ). نتایج تست تعقیبی توکی همچنین نشان داد که ضربه عمودی در گروه سالم به ترتیب ۰/۸۰ درصد و ۰/۱۲ درصد ( $\% BW.S$ ) از گروه رباط آسیب‌دیده ( $p=0/88$ ) و گروه رباط بازسازی شده ( $p=0/04$ ) بیشتر بود. در متغیر دره نیروی عمودی عکس‌العمل زمین نیز نتایج تست توکی اختلاف معنی‌داری بین گروه سالم با گروه رباط آسیب‌دیده

و گروه سالم با گروه رباط بازسازی شده ( $p=0/01$ ) نشان داد. اوج قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین نیز در گروه سالم به ترتیب ۰/۱۹ و ۰/۲۸ ( $N/BW$ ) از گروه رباط آسیب‌دیده ( $p=0/04$ ) و گروه رباط بازسازی شده ( $p=0/03$ ) به طور معنی‌داری بیشتر بود (جدول ۴). جدول ۵ دامنه حرکتی مفاصل مختلف اندام تحتانی در سه گروه را حین راه رفتن نشان می‌دهد. همان طوری که مشاهده می‌شود هیچ گونه اختلاف معنی‌داری در دامنه حرکتی مفاصل مختلف اندام تحتانی حین راه رفتن مشاهده نشد.



جدول ۵. دامنه حرکتی اندام تحتانی هنگام راه رفتن در سه گروه

دامنه حرکتی	صفحه حرکتی	پای آسیب دیده گروه رباط آسیب دیده	پای آسیب دیده گروه رباط باسازی	سالم	آماره آزمون
مچ پا	قدامی خلفی	۲۲/۲۸±۱۱/۳۱	۲۱/۸۹±۴/۵۴	۲۷/۳۷±۶/۸۰	۰/۳۶
	داخلی خارجی	۱۶/۳۰±۸/۳۳	۱۷/۸۰±۳/۴۵	۱۴/۲۷±۵/۳۸	۰/۵۵
	عمودی	۱۷/۰۶±۳/۶۲	۱۶/۴۹±۵/۳۸	۲۲/۹۹±۶/۷۳	۰/۰۸
زانو	قدامی خلفی	۵۲/۵۲±۹/۳۷	۵۳/۴۷±۱۶/۹۳	۵۸/۲۲±۵/۰۴	۰/۵۰
	داخلی خارجی	۱۰/۱۳±۳/۸۵	۱۳/۶۲±۵/۷۴	۱۲/۰۹±۴/۹۲	۰/۴۸
	عمودی	۲۰/۲۶±۸/۳۱	۱۷/۶۱±۲/۳۵	۲۴/۵۴±۱۱/۳۸	۰/۳۲
ران	قدامی خلفی	۵۵/۳۷±۳/۹۳	۳۶/۴۵±۵/۵۹	۴۱/۵۰±۴/۱۰	۰/۱۲
	داخلی خارجی	۱۳/۲۳±۱/۰۶	۱۱/۹۸±۲/۶۷	۱۴/۱۸±۳/۵۵	۰/۳۶
	عمودی	۱۵/۸۴±۳/۵۰	۱۹/۸۳±۸/۰۱	۲۴/۱۱±۱۰/۱۹	۰/۱۹

### بحث و نتیجه گیری

تحقیق حاضر با هدف بررسی اثر باسازی رباط صلیبی قدامی بر اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با گروه سالم انجام شد. نتایج حاصل از تحقیق نشان داد، افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی و افراد با رباط صلیبی قدامی باسازی شده هیچ گونه بی‌قرینگی در اجزای نیروی عکس‌العمل زمین بین دو سمت سالم و آسیب‌دیده حین راه رفتن نداشتند. نتایج تحلیل آماری آن‌ها نشان داد، ضربه عمودی و قله دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه سالم هنگام راه رفتن به طور معنی‌داری از گروه با پارگی رباط و گروه باسازی رباط بیشتر بود. نتایج نشان داد در گروه پارگی رباط، اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در سمت آسیب‌دیده مشابه سمت سالم بود که با پارگی رباط صلیبی قدامی حرکت خطی رو به جلوی درشت‌تری زیر ران امکان‌پذیر می‌شود، بنابراین باعث ایجاد ناپایداری در مفصل زانو می‌شود (۲۴). افزایش ناپایداری در مفصل زانو، بیماران را وادار می‌سازد که الگوی راه رفتن را تغییر دهند و از یک الگوی جبرانی راه رفتن استفاده کنند (۱۰، ۱۳، ۲۶). از آنجایی که بیماران در این تحقیق با سرعت دلخواه راه می‌رفتند، شاید راه رفتن با سرعت معمولی در این بیماران نمی‌تواند اختلافات بین پای سالم و آسیب‌دیده را آشکار سازد. بنابراین بهتر است جهت مقایسه اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در سمت راست و چپ این بیماران از سرعت‌های بالاتر راه رفتن استفاده شود. در گروه باسازی رباط صلیبی قدامی نیز تفاوت معنی‌داری در سمت سالم و سمت باسازی شده مشاهده نشد.

گروه پارگی رباط، در سمت آسیب‌دیده افزایش معنی‌داری در نسبت ضربه ترمززننده به ضربه جلوبرنده نشان دادند. به طور طبیعی میزان ضربه ترمززننده و جلوبرنده با هم برابر است (۲۴)، اما در راه رفتن پاتولوژیک این نسبت تغییر می‌کند. افزایش نسبت ضربه ترمززننده به جلوبرنده در افراد با پارگی رباط حاکی از آن است که چون نیروی لازم برای ایجاد یک ضربه جلوبرنده کافی توسط عضلات اکستنسور ران و

زانو و پلاتنارفلسور مچ پا ایجاد می‌شود و عمل عضلات چهار سر رانی در زانو باعث حرکت خطی و رو به جلو ساق زیر استخوان ران، در نبود رباط صلیبی قدامی می‌گردد، لذا افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی ترجیح می‌دهند نیروی کمتری جهت ایجاد ضربه جلوبرنده تولید کنند و بدین ترتیب با تغییر در نسبت نیروی ضربه‌زننده به جلوبرنده باعث تغییر در الگوی راه رفتن می‌شوند. نسبت ضربه ترمززننده به جلوبرنده در گروه باسازی رباط هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری با گروه سالم نداشت که حاکی از آن است باسازی رباط صلیبی قدامی منجر به بهبود این نسبت گردید. ضربه عمودی در سمت سالم و اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در سمت سالم و سمت آسیب‌دیده گروه سالم به طور معنی‌داری از گروه رباط آسیب‌دیده و گروه رباط باسازی شده بیشتر بود. گشتاور ساپورت مجموعه‌ای از گشتاورهای اکستنسوری در سه مفصل مچ، زانو و ران در اندام تحتانی می‌باشد و نشانگر آن است که اندام تحتانی چه مقدار نیرو بر روی زمین وارد می‌کند تا بدن را به جلو هل دهد. نیمرخ گشتاور ساپورت که دو قله و یک دره دارد مشابه نیمرخ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌باشد و یک ارتباط خطی بین نیمرخ متوسط گشتاور ساپورت و نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در سرعت آهسته، سریع و طبیعی راه رفتن وجود دارد (۳۷). کاهش معنی‌داری اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه رباط آسیب‌دیده به خاطر آن است که این گروه بدلیل پارگی رباط، جهت جلوگیری از ناپایداری در مفصل زانو از ظرفیت اصلی عضلات اکستنسور بخصوص اکستنسور زانو استفاده نمی‌کنند در نتیجه مقدار نیروی عکس‌العمل زمین نیز که نیمرخ از انقباض عضلات اکستنسور است، کاهش معنی‌داری در مقایسه با گروه سالم دارد. علیرغم باسازی رباط صلیبی قدامی، مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین همچنان اختلاف معنی‌داری با گروه سالم داشت که می‌توان آن را به ضعف عضلات اکستنسور بخصوص اکستنسور زانو نسبت داد. با پارگی رباط صلیبی قدامی عضلات اکستنسور زانو ضعیف

بین نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به اوج نیرو بین سه گروه تفاوتی وجود نداشت و این متغیرها در پای آسیب‌دیده و سمت سالم در گروه‌ها مشابه بود. محققان نشان دادند که نرخ بارگذاری در پای جراحی شده هنگام فرود پرش عمودی (۲۶، ۲۵) و لی زدن متناوب (۱۷) کمتر از پای سالم بود که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر مغایرت دارد. علت عدم تفاوت در نرخ بارگذاری بین سمت آسیب‌دیده و سمت سالم در هر دو گروه رباط آسیب‌دیده و رباط بازسازی شده، شاید به خاطر آن است که فعالیت راه‌رفتن از شدت کافی جهت اعمال فشار بر ساختار آسیب‌دیده مفصل زانو برخوردار نیست، لذا جهت بررسی میزان نرخ بارگذاری، بهتر است از فعالیت‌های شدیدتر مانند دویدن و پریدن استفاده شود.

بازسازی رباط صلیبی قدامی باعث بهبود ضربه جلوبرنده می‌شود، ولی هیچ گونه اثری بر اوج دومین نیروی عکس‌العمل زمین در این گروه ندارد. شاید تقویت عضلات ضعیف شده بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی، قله دوم نیروی عکس‌العمل زمین را بهبود بخشد، لذا تقویت عضلات اکستنسور ران، زانو و مچ پا در افراد بازسازی رباط صلیبی قدامی ضروری به نظر می‌رسد.

### تقدیر و تشکر

کلیه نویسندگان مقاله مراتب تقدیر و تشکر خود را از کلیه شرکت‌کنندگان در این تحقیق بعمل می‌آورند.

می‌شوند و تا زمانیکه بازسازی رباط صورت نگرفته است، همچنان روند ضعیف شدن در عضلات ادامه می‌یابد. بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی تا مدتی مفصل بی‌حرکت باقی می‌ماند و با شروع توانبخشی، تمرینات فیزیوتراپی بر روی مفصل صورت می‌گیرد و شاید دلیل اینکه بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی، تقویت عضلات چهار سر رانی به خاطر اتخاذ روش محافظه‌کارانه صورت نمی‌گیرد و این عضلات فقط در حد استفاده جهت راه رفتن مورد استفاده قرار می‌گیرند، در نتیجه روند تقویت این عضلات جهت رسیدن به سطح نرمال متوقف می‌ماند، بنابراین عضلات چهار سر رانی در گروه پارگی بازسازی رباط ضعیف باقی می‌ماند (۲۰).

تحقیقات نشان داده‌اند که در هنگام جاگینگ گروه بازسازی رباط گشتاور اکستشن مفصل زانو را کاهش می‌دهند و فعالیت عضلات همسترینگ را افزایش می‌دهند (۲۰)، این سازگاری جهت جبران ناپایداری زانو می‌باشد (۸). افزایش فعالیت عضلات همسترینگ باعث می‌شود که عضلات چهار سر در گروه بازسازی ضعیف شوند و این مفصل زانو را ناپایدارتر می‌کند (۲۰)، بنابراین می‌توان گفت که ضعف عضلات چهار سر رانی که همچنان پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی وجود دارد، باعث ایجاد پوش‌آف ضعیف در اندام تحتانی شده و در نتیجه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه بازسازی رباط که نیمی از گشتاور اکستنسوری اندام تحتانی می‌باشد کاهش معنی‌داری نسبت به گروه سالم دارد.

### منابع:

1. Andriacchi TP (1990). Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. *Journal of biomechanics*, 23: 99-105.
2. Andriacchi TP, Birac D (1993). Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clinical orthopaedics and related research*, 288: 40-47.
3. Augestad L, Tøndel S (1998). Isokinetic muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 8(5): 279-282.
4. Baumgart C, Schubert M, Hoppe MW, Gokeler A, Freiwald J (2015). Do ground reaction forces during unilateral and bilateral movements exhibit compensation strategies following ACL reconstruction? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1-10.
5. Berchuck M, Andriacch T, Bach BR, Reider B (1990). Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*, 72(76): 871-877.
6. Brandsson S, Karlsson J, Eriksson BI, Kärrholm J (2001). Kinematics after tear in the anterior cruciate ligament: dynamic bilateral radiostereometric studies in patients. *Acta orthopaedica*, 72(4): 372-378.
7. Chmielewski TL, Wilk KE, Snyder-Mackler L (2002). Changes in weight-bearing following injury or surgical reconstruction of the ACL: relationship to quadriceps strength and function. *Gait & posture*, 16(1): 87-95.
8. Ciccotti MG, Kerlan RK, Perry J, Pink M (1994). An electromyographic analysis of the knee during functional activities: II. The anterior cruciate ligament-deficient and-reconstructed profiles. *The American journal of sports medicine*, 22(5): 651-658.
9. Devita P, Hortobagyi T, Barrier J (1998). Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Medicine and science in sports and exercise*, 30: 1481-1488.



10. DeVita P H T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, Mahar, MT (1997). Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(27): 853-859.
11. Hart JM, Ko JWK, Konold T, Pietrosimone B (2010). Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. *Clinical Biomechanics*, 25(4): 277-283.
12. Henriksen M, Hinman RS, Creaby MW, Cicuttini F, Metcalf BR, Bowled KA, Bennel KL (2012). Rotational knee load predicts cartilage loss over 12 months in knee osteoarthritis. *Proceedings of the World Congress on OA*, 20(1): S17-S18.
13. Hooper D, Morrissey M, Crookenden R, Ireland J, Beacon J (2002). Gait adaptations in patients with chronic posterior instability of the knee. *Clinical Biomechanics*, 17(3): 227-233.
14. Hoshiba T, Nakata H, Saho Y, Kanosue K, Fukubayashi T (2016). Anteroposterior ground reaction force as an indicator of gait alteration during treadmill walking after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 5(1): 95-103.
15. Hurd WJ, Snyder-Mackler L (2007). Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(10): 1369-77.
16. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran, GVB (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6): 849-860.
17. Kazemi K, Amiri A, Ghotbi N, Jamshidi A A, Razi M (2015a). Effects of perturbation training on ground reaction force and function in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Modern Rehabilitation*, 9(3): 27-35.
18. Kazemi K, Amiri A, Ghotbi N, Jamshidi A A, Razi M (2015b). Effects of perturbation training on ground reaction force and function in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction. *Modern Rehabilitation*, 9(3): 27-35.
19. Kowalk DL, Duncan JA, McCue FC, & Vaughan CL (1997). Anterior cruciate ligament reconstruction and joint dynamics during stair climbing. *Medicine and science in sports and exercise*, 29(11): 1406-1413.
20. Lewek M, Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L (2002). The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 17(1): 56-63.
21. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H (1988). EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(5): 630-638.
22. Lyman S, Koulouvaris P, Sherman S, Do H, Mandl LA and Marx RG (2009). Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*, 91(10): 2321-2328.
23. Marx RG, Jones EC, Angel M, Wickiewicz TL, Warren RF (2003). Beliefs and attitudes of members of the American academy of orthopaedic surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 19(7): 762-770.
24. Nilsson J, horstensson A (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2): 217-227.
25. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyi R, Hewett TE (2007). Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(4): 258-262.
26. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh M, Myer GD, Huang B, Hewett TE (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, 3(10): 1968-1978.
27. Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L (2001). Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 9(2): 62-71.
28. Salem GJ, Salinas R, Harding FV (2003). Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(8): 1211-1216.
29. Shabani B, Bytyqi D, Lustig S, Cheze L, Bytyqi C, Neyret P (2015). Gait changes of the ACL-deficient knee 3D kinematic assessment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(11): 3259-3265.
30. Sigward SM, Lin P, Pratt K (2016). Knee loading asymmetries during gait and running in early rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a longitudinal study. *Clinical Biomechanics*, 32: 249-254.
31. Van Lent M, Drost M (1994). EMG profiles of ACL-deficient patients during walking: the influence of mild fatigue. *International journal of sports medicine*, 15(8): 508-514.



32. Von Porat A, Roos EM, Roos H (2004). High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Annals of the rheumatic diseases*, 63(3): 269-73.
33. Webster KE, Gonzalez-Adrio R, Feller JA (2004). Dynamic joint loading following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 12(1): 15-21.
34. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BRJR (1998). Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop Relat*, 348: 166-375.
35. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 31(10): 546-566.
36. Winter DA (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3(1-2): 51-76.
37. Winter DA (2009). *Biomechanics and motor control of human movement: Ground reaction force*. John Wiley & Sons.

# The Comparison of Ground Reaction Forces Components during Walking in Patients with ACL Tear, ACL Reconstruction Compared to Normal Subjects

Keyvan Sharifmoradi<sup>1\*</sup>, Arash Raji<sup>2</sup>

1. Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Science, Human Science Faculty, University of Kashan, Kashan, Iran
2. MSc Student, Department of Physical Education and Sport Science, University of Peyam noor, Garmsar, Semnan, Iran

## Abstract

### Background:

The aim of this study was to compare the ground reaction forces components during walking in patients with ACL tear, ACL reconstruction compared to normal subjects.

### Materials and Methods:

Six men with ACLD (anterior cruciate ligament disease) and six men with ACLR (anterior cruciate ligament reconstruction) and 7 normal people were participated in this study. Walking ground reaction forces components was assessed. Data were analyzed by independent T-test and ANOVA in set point of 0/05.

### Results:

There were no significant differences between sound side and affected side in ACLD and ACLR groups ( $P>0.05$ ). Vertical impulse in normal group was significantly greater than that of ACLR group ( $p=0.04$ ). Peak vertical ground reaction forces in normal group was significantly greater than that of ACLD ( $p=0.004$ ) and ACLR ( $p=0.03$ ) groups.

### Conclusion:

Although anterior cruciate ligament reconstruction improve propulsive force but did not improve second peak of ground reaction force in ACLR group. Maybe strengthening of weaken muscle could improve the second peak of ground reaction force. So, strengthening the hip, knee, and ankle extensor muscles seem to be consider.

### Keywords:

Anterior cruciate ligament rupture, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Gait, Ground reaction force

---

\* Corresponding Author: Email: [ksharifmoradi@gmail.com](mailto:ksharifmoradi@gmail.com), Tel: +989138160103