

## Effect of Knee Brace on Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces during Landing from Two Heights of 30 and 50 cm in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Injury

Aidin Valizadehorang\*<sup>1</sup>, Farshad Ghorbanlou<sup>2</sup>, Amirali Jafarnezhadgero<sup>3</sup>, Milad Alipoor Sarinasilou<sup>4</sup>

1. Assistant Professor, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Assistant Professor, Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
4. Master of Science Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

Received: 2018.September.24    Revised: 2018. November.27    Accepted: 2018.December.24

### Abstract

**Background and Aims:** The purpose of the present study was to evaluate the effect of knee brace on frequency spectrum of ground reaction forces during landing movement from two heights of 30 and 50 cm in athletes with anterior cruciate ligament injury.

**Materials and Methods:** A total of 15 athletes with ACL injury volunteered to participate in the study. The landing tests were performed from heights of 30 and 50 cm. Ground reaction forces were recorded before and after using knee brace making use of Bertec force platforms. Also, Wilcoxon test was used for statistical analysis.

**Results:** The number of essential harmonics in medio-lateral direction during brace condition decreased by 1.82% ( $P = 0.024$ ). Also, the median frequency in anterior-posterior direction showed a significant increase of 195.46% during brace condition ( $P = 0.025$ ).

**Conclusion:** The use of brace in anterior cruciate ligament injury athletes had the greatest effect on the essential number of harmonics along the medio-lateral direction and median frequency in the anterior-posterior direction. The novel knee brace could be designed to reduce other components of ground reaction force frequency domain in injured athletes with aim of early return to sports competitions.

**Keywords:** Knee brace; Frequency spectrum; Landing; Anterior cruciate ligament

**Cite this article as:** Aidin Valizadehorang, Farshad Ghorbanlou, Amirali Jafarnezhadgero, Milad Alipoor Sarinasilou. Effect of Knee Brace on Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces during Landing from Two Heights of 30 and 50 cm in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Injury. *J Rehab Med.* 2019; 8(2): 159-168.

\* **Corresponding Author:** Aidin Valizadehorang. Assistant Professor, Sport physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran  
Email: jteymour@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111377.1950

## بررسی اثر بریس زانو بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود از دو ارتفاع ۳۰ و ۵۰ سانتی‌متری در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی

آیدین ولی‌زاده اورنج<sup>۱\*</sup>، فرشاد قربانلو<sup>۲</sup>، امیرعلی جعفر نژادگرو<sup>۳</sup>، میلاد علی‌پور ساری نصیرلو<sup>۴</sup>

۱. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۰۲ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۰۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۰۳

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

آسیب‌های رباط، شایع‌ترین آسیب‌های زانو و همچنین رباط صلیبی قدامی بیشترین آسیب‌های حمایت‌کننده زانو را شامل می‌شود. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر بریس زانو بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود از دو ارتفاع ۳۰ و ۵۰ سانتی‌متری در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی بود.

#### مواد و روش‌ها

۱۵ ورزشکار دارای آسیب رباط صلیبی قدامی (۲۰-۳۰ سال) (قد:  $175 \pm 0.2$  متر؛ وزن:  $70.0 \pm 6.54$  کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی (BMI):  $23/29$  کیلوگرم بر متر مربع) داوطلب شرکت در آزمون شدند. آزمون فرود از دو ارتفاع ۳۰ و ۵۰ سانتی‌متری انجام شد. از بریس زانوی Xeleton مدل 50K30 برای آزمون و از صفحه-نیروی برتک برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. از آزمون ویلکاکسون برای تحلیل آماری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام شد.

#### یافته‌ها

یافته‌ها در راستای داخلی-خارجی و تعداد هارمونی ضروری کاهش معناداری را به اندازه  $1/82$  درصد نشان داد ( $P=0/024$ ). همچنین نتایج به دست آمده در راستای قدامی-خلفی و در متغیر میانه فرکانس این راستا افزایش معناداری را به اندازه  $195/46$  درصد نشان داد ( $P=0/025$ ).

#### نتیجه‌گیری

استفاده از بریس در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی بیشترین اثر را روی تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی و میانه فرکانس در راستای قدامی-خلفی داشت. از این رو طراحی بریس زانو با خاصیت کاهش سایر مولفه‌های طیف فرکانس در ورزشکاران آسیب‌دیده جهت بازگشت زود هنگام آنها به میدان و مسابقات ورزشی پیشنهاد می‌شود.

#### واژه‌های کلیدی

بریس زانو؛ طیف فرکانس؛ فرود؛ رباط صلیبی قدامی

**نویسنده مسئول:** آیدین ولی‌زاده اورنج، استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و

روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: [jteymour@gmail.com](mailto:jteymour@gmail.com)

## مقدمه و اهداف

آسیب زانو تقریباً ۶۰٪ از مجموع آسیب‌های ورزشی را به خود اختصاص داده است.<sup>[۱]</sup> آسیب‌های رباط، شایع‌ترین آسیب‌های زانو (حدود ۴۰٪ از آسیب‌های زانو) و همچنین رباط صلیبی قدامی (ACL) بیشترین آسیب رباط‌های حمایت‌کننده زانو (۴۶٪) را شامل می‌شود.<sup>[۲]</sup> تقریباً سالانه حدود ۲۰۰۰۰۰ مورد آسیب‌دیدگی در ایالات متحده صورت می‌گیرد<sup>[۳]</sup> که هزینه‌های جراحی این آسیب‌دیدگی بیش از ۲ میلیارد دلار است.<sup>[۴]</sup> علاوه بر هزینه‌های بالای جراحی برای ورزشکاران حرفه‌ای، غیبت آن‌ها از میادین ورزشی نیز تأثیرات قابل توجهی روی آینده ورزشی آن‌ها می‌گذارد. میانگین زمان بازگشت به میادین رقابتی، تقریباً ۸ ماه پس از عمل جراحی می‌باشد.<sup>[۵،۶]</sup> همچنین ورزشکاران باید برای رسیدن به آمادگی قبل از آسیب، ۳/۵ تا ۵/۵ سال زمان صرف کنند.<sup>[۶]</sup> پس از آسیب‌دیدگی رباط صلیبی قدامی (ACL)، احتمال بروز استئوآرتریت زانو به عنوان آسیب ثانویه وجود دارد که در بیش از ۳۰٪ افراد طی ۵ سال و بیش از ۵۰٪ آسیب‌دیدگان در طی ۱۰-۲۰ سال پس از آسیب، بدون در نظر گرفتن بازسازی جراحی (ACLR) به آن مبتلا می‌شوند.<sup>[۷،۸]</sup> پریدن و فرود مانورهای معمول در فعالیت‌های ورزشی هستند که اغلب آن‌ها در ارتباط با آسیب ناشی از رباط صلیبی قدامی (ACL) قرار گرفته‌اند.<sup>[۹]</sup> عدم تعادل عضلانی به عنوان توضیحات بالقوه مکانیسم آسیب رباط صلیبی قدامی، مورد بررسی و تأیید قرار گرفته است.<sup>[۳]</sup> علاوه بر این، عدم تعادل قدرت بین هر دو پا، به وسیله اندازه‌گیری مقاومت ایزو کینتیک فلکسورهای زانو و اکستنسورها، با میزان آسیب بیشتر در ورزشکاران هنگام انجام فعالیت ورزشی همراه است.<sup>[۱۰]</sup> مطالعات بررسی‌شده در مورد غلبه پا در فرود، قبلاً روی وظایفی نظیر پرش‌های پیشروی، جهش عمودی و پرش و فرودهای تک‌پا برای یک فاصله مشخص تمرکز کرده‌اند.<sup>[۱۱-۱۳]</sup> این وظایف با عملکرد ورزشی مرتبط است و اجرای این مهارت‌های پیچیده نیاز به حرکت و آموزش خوب و هماهنگ دارد.<sup>[۱۴]</sup> دستکاری کنترل‌شده بر روی تأثیرات و سرعت فرود با تغییر ارتفاع که از آن انجام وظیفه فرود است، یک مزیت آزمایشی اضافی از وظایف فرود می‌باشد. فرود با شدت بالا به طور مستقیم نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) را نیز افزایش می‌دهد که این امر موجب افزایش خطر ابتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی می‌شود.<sup>[۱۴]</sup> افزایش ریسک فاکتور ابتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی، افزایش هزینه‌های درمانی را به دنبال دارد.

با توجه به اینکه درمان به وسیله جراحی و دار درمانی می‌تواند درد را کاهش دهد و عملکرد را بهبود بخشد، اما در دسترس بودن آن‌ها محدود بوده و هزینه و عوارض جانبی آن‌ها زیاد است که معمولاً به عنوان آخرین روش درمانی توصیه می‌شود.<sup>[۱۵]</sup> متخصصین بالینی شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی متعددی از جمله بریسینگ و نواربندی را جهت درمان و یا پیشگیری از عوارض آسیب رباط صلیبی قدامی را برای این افراد مبتلا توصیه می‌کنند.<sup>[۱۵]</sup> بریس زانو به عنوان بخشی از درمان غیرجراحی و یا به عنوان یک درمان در بیمارانی که نمی‌خواهند یا نمی‌توانند تحت عمل جراحی قرار گیرند، استفاده می‌شود. چنین بیماران معمولاً از پزشک خود می‌پرسند که آیا آن‌ها قادر به انجام فعالیت‌های روزمره هستند یا اینکه بریس زانو باعث کاهش عملکرد آن‌ها می‌شود. این سوالات چالش‌انگیز از اهمیت زیادی برخوردار است، زیرا تحرک و استقلال بیمار برای کیفیت زندگی مهم است.<sup>[۱۶]</sup> بریس زانو یکی از مداخلات غیرجراحی موثر برای کاهش نشانه‌های مرتبط با زانو در افراد با آسیب رباط صلیبی قدامی و استئوآرتریت زانوی غیرصدمه‌ای است.<sup>[۱۷،۱۸]</sup> که برای حفظ ثبات مفصل پس از جراحی، استفاده چند هفته‌ای از بریس مناسب‌ترین روش می‌باشد.<sup>[۱۹،۲۰]</sup>

تحلیل پاتولوژی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین ممکن است در تشخیص تغییرات فرود به علت اختلالات مرتبط با سن یا در ارزیابی درمان اختلالات راه رفتن و دیگر فعالیت‌های روزمره مانند پرش و فرود کمک کند.<sup>[۲۱]</sup> برای ارزیابی محتوای فرکانسی سیگنال‌های فعالیت‌های ورزشی، از روش‌های اندازه‌گیری بیومکانیکی فرکانس دامنه مانند نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده می‌شود.<sup>[۲۸،۲۵]</sup> مقدار طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است از ویژگی‌های دامنه فرکانس بسیاری از اجزای آناتومیک مانند مفاصل، عضلات و اعصاب در طی راه رفتن باشد.<sup>[۲۲]</sup> از آنجایی که هر بخش آناتومیکی دارای فرکانس کاری مخصوص می‌باشد، تحلیل دامنه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین کمک می‌کند تا دامنه و توان این اجزای آناتومیکی را در طیف فرکانس نشان دهیم.<sup>[۲۳]</sup> همچنین، به نظر می‌رسد که محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در طی فعالیت‌های روزمره می‌تواند نقش مهمی در درمان‌های بالینی داشته باشد<sup>[۲۳]</sup>؛ از این رو تحلیل طیف فرکانس در افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) می‌تواند فهم بهتر و متفاوت‌تری از وضعیت آن‌ها در فعالیت‌های روزمره مانند فرود به ما بدهد. از این رو هدف پژوهش حاضر بررسی اثر بریس زانو بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود از دو ارتفاع ۳۰ و ۵۰ سانتی‌متری در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ نفر ورزشکار مرد دارای آسیب ACL که همگی آن‌ها در میادین ورزشی یا در تمرینات آماده‌سازی دچار آسیب شده بودند، انتخاب شدند (۲۰-۳۰ سال) (قد:  $175 \pm 0.02$  متر؛ وزن:  $70.0 \pm 6.54$  کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی (BMI):  $23/29$  کیلوگرم بر متر مربع) میزان آسیب‌دیدگی این ورزشکاران با تشخیص سی‌تی-اسکن صورت گرفت. پای آسیب‌دیده‌ی این ورزشکاران راست مشخص و تعیین شد. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی،

مشکلات عصبی-عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود آسیب ACL و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد.<sup>[۲۵]</sup>

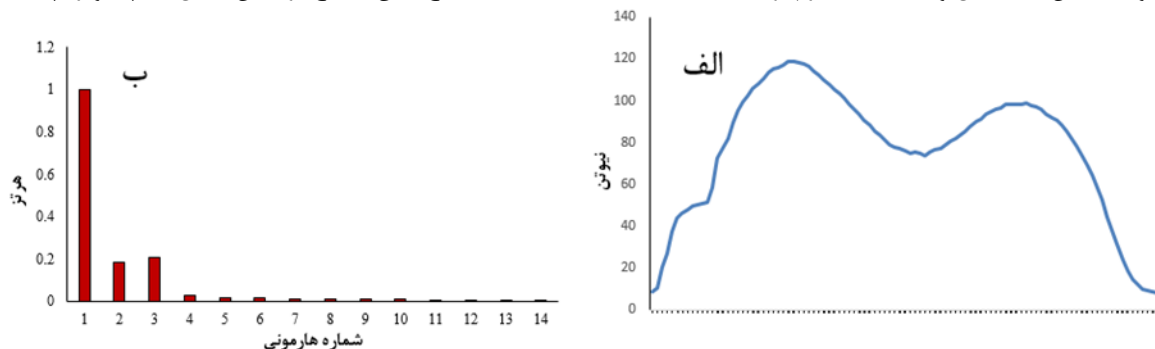
از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به روی سکوی ۳۰ سانتی‌متری که کنار صفحه‌نیرو قرار داشت، بروند و بر روی دستگاه صفحه‌نیرو به صورت دو پا فرود بیایند. این آزمون در دو مرحله‌ی بدون بریس زانو و با بریس زانو صورت گرفت. طی هر مرحله، ۵ کوشش فرود صحیح که با پای برتر انجام شده بود، ثبت گردید.

آزمون فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری نیز به صورت ۵ کوشش صحیح روی صفحه نیروسنج صورت گرفت. در پژوهش حاضر از بریس زانوی Xeleton مدل 50K30 استفاده شد (تصویر ۱). از این بریس برای حمایت از توانمندی مطلوب پس از آسیب رباط صلیبی و یا پس از جراحی‌های زانو استفاده می‌شود. طراحی مناسب این بریس به آسیب‌دیدگان این اجازه را می‌دهد تا به فعالیت‌های روزمره خود برسند و نیز درجه‌ی بالایی از ثبات را به مفصل زانو می‌دهد.



تصویر ۱: بریس زانوی Xeleton مدل 50K30

از صفحه‌نیروی کیستلر (Kistler, type 9281, Kistler Instruent AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد و نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۵۰ هرتز استفاده شد.<sup>[۲۶]</sup> پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی-خلفی، و داخلی-خارجی در تابع زمان آن را از طریق تبدیل فوریر یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه 2015 از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد (تصویر ۲).<sup>[۲۷]</sup>



تصویر ۲: تبدیل فوریر (الف) نیروی عکس‌العمل در تابع زمان (ب) طیف توان نیروی عکس‌العمل زمین

مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی (Fx)، قدامی-خلفی (Fy) و عمودی (Fz) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. تحلیل فوریر، همان‌طور که در زیر شرح داده شده است، بر روی نیروهای عکس‌العمل زمین هر دو اندام تحتانی در همه آزمودنی‌ها انجام شد. مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵٪ از قطعه Power Spectral Density (PSD) به عنوان معیار برای نشان دادن محتوای فرکانس انتخاب شد. این انتخاب به منظور شناسایی ویژگی‌های ظریف الگوهای نیروی عکس‌العمل زمین، مانند بار تماس پاشنه در نیروی عمودی که معمولاً توسط هارمونی‌های فرکانس بالا توصیف می‌شود، ساخته شده است. برنامه تبدیل سریع فوریر (FFT) برای استخراج محتوای فرکانس داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در نرم‌افزار MATLAB اجرا شد.<sup>[۲۷]</sup> جزئیات دقیق سری فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت.<sup>[۲۸، ۲۹]</sup> بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل بیشتر نیروهای

عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در هر کوشش، پنج شاخص فرکانس دامنه استفاده شد. [۳۰، ۳۱] شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (F99.5٪) بود که نشان دهنده‌ی فرکانسی است که ۹۹/۵٪ از قدرت سیگنال است، به عبارت دیگر ۹۹/۵٪ از توان سیگنال پایین‌تر از این فرکانس می‌باشد. [۳۱] شاخص دوم، میانه فرکانس (Fmed) بود. [۳۱] در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد. [۳۲، ۳۱] شاخص سوم پهنای باند فرکانس (Fband) است که دامنه فرکانسی است که PSD بالاتر از نیمی از حداکثر آن قرار دارد. [۳۱]

$$\int_0^{f_{99.5}} P(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} P(f)df$$

جایی که P نیروی انتگرال فرکانس در برابر منحنی دامنه است، Fmax حداکثر فرکانس سیگنال است و P(f) توان در فرکانس f می‌باشد. [۳۱]

بر اساس روش اسکسکید و کاوو (۱۹۸۳)، شاخص چهارم تعداد هارمونی‌های ضروری (ne) بود که برای بازسازی داده‌های ۹۹/۵٪ مورد نیاز بود. این متغیر به عنوان تعدادی از هارمونی‌های مطابق با شرایطی است که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی در دامنه کل، کمتر از ۱۰۰ برابر یا معادل ۰/۹۹۵ می‌باشد. [۳۳]

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.995$$

جایی که n تعداد هارمونی را نشان می‌دهد، An و Bn ضرایب فوریر هستند. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک (p < ۰/۰۵) بررسی شد. از آنجایی که اکثر متغیرها مقدار سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ و عدم نرمال بودن را نشان دادند، برای تحلیل و تعیین اهمیت آماری تفاوت بین آزمون با بريس و بدون بريس، از آزمون ویلکاکسون استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۳۴]:

$$(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

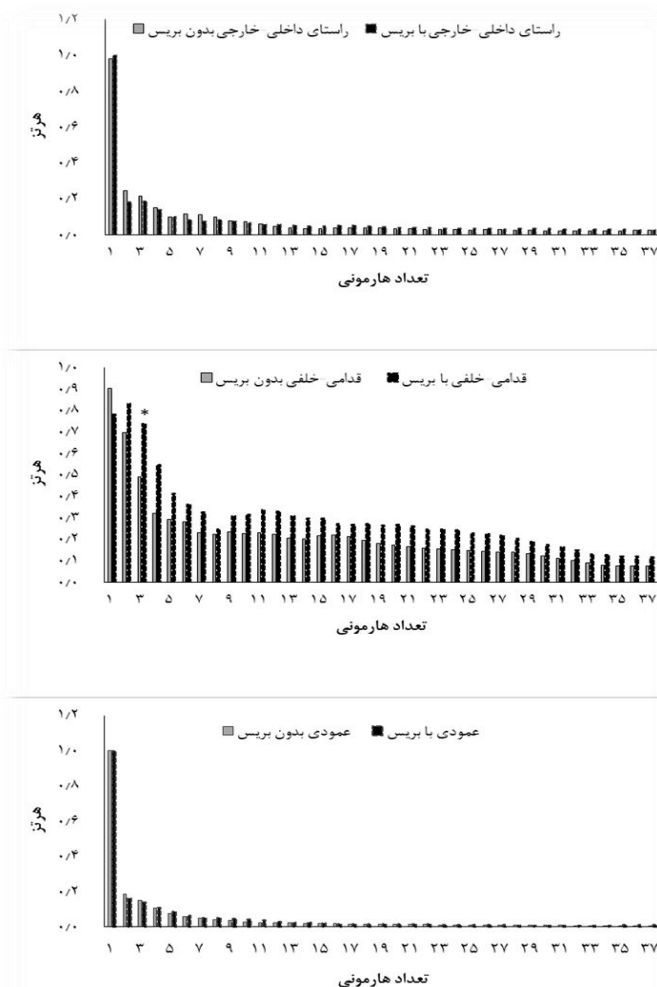
## یافته‌ها

یافته‌ها در راستای داخلی-خارجی و مولفه‌ی تعداد هارمونی ضروری طی شرایط فرود با بريس در مقایسه با فرود بدون بريس از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متری کاهش معناداری را به اندازه‌ی ۱/۸۲ درصد نشان داد (P=۰/۰۲۴؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۱). همچنین در این راستا فرکانس با توان ۹۹/۵٪ تمایل به کاهش معناداری را به اندازه‌ی ۲۸/۵۷ درصد در مقایسه استفاده از بريس زنانو با شرایط بدون بريس را نشان داد (جدول ۱). نتایج در راستای قدامی-خلفی و در متغیر میانه فرکانس این راستا افزایش معناداری را به اندازه‌ی ۱۹۵/۴۶ درصد طی شرایط با بريس زنانو در مقایسه با شرایط بدون بريس زنانو نشان داد (P=۰/۰۲۵؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۱). متغیر باند فرکانس در این راستا نیز تمایل به افزایش معناداری را به اندازه‌ی ۲۴۲/۸۵ درصد در مقایسه‌ی شرایط فرود با بريس و بدون بريس را نشان داد (P=۰/۰۸۳؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۱).

جدول ۱: مقادیر فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی ارتفاع ۳۰ سانتی متری

اندازه اثر	P-value	شرایط		متغیر	راستا
		با بريس	بدون بريس		
۰/۹۹	۰/۰۵۹	۱۸/۳۵±۵/۶۵	۲۵/۶۹±۹/۱۶	فرکانس با توان ۹۹٫۵٪	داخلی-خارجی
۰/۶۰	۰/۲۶۳	۲/۳۵±۰/۶۳	۳/۱۵±۲/۰۳	میانۀ فرکانس	
۰/۵۹	۰/۲۶۲	۱/۳۵±۰/۶۳	۲/۰۸±۱/۸۴	باند فرکانس	
۰/۹۳	*۰/۰۲۴	۳۸/۱۴±۱/۱۶	۳۸/۸۵±۰/۳۷	تعداد هارمونی ضروری	
۰/۴۸	۰/۳۳۷	۲۵/۷۱±۱۲/۲۲	۳۰/۵۴±۷/۶۶	فرکانس با توان ۹۹٫۵٪	قدامی-خلفی
۱/۰۰	*۰/۰۲۵	۹/۷۸±۱۰/۳۴	۳/۳۱±۲/۴۶	میانۀ فرکانس	
۰/۹۰	۰/۰۸۳	۷/۹۲±۱۰/۱۷	۲/۳۱±۲/۲۱	باند فرکانس	
۰/۳۴	۰/۶۵۵	۳۸/۷۱±۰/۴۶	۳۸/۸۵±۰/۳۷	تعداد هارمونی ضروری	
۰/۲۲	۰/۵۰۴	۱۸/۳۵±۴/۷۴	۱۹/۵۴±۵/۹۶	فرکانس با توان ۹۹٫۵٪	عمودی
۰/۴۵	۰/۴۵۰	۳/۶۴±۴/۷۶	۲/۳۸±۰/۷۶	میانۀ فرکانس	
۰/۰۴	۱/۰۰۰	۱/۳۵±۰/۷۴	۱/۳۸±۰/۷۶	باند فرکانس	
۰/۲۳	۰/۶۰۳	۳۸/۳۵±۰/۷۴	۳۸/۱۵±۰/۹۸	تعداد هارمونی ضروری	

\*سطح معناداری  $p < 0.05$



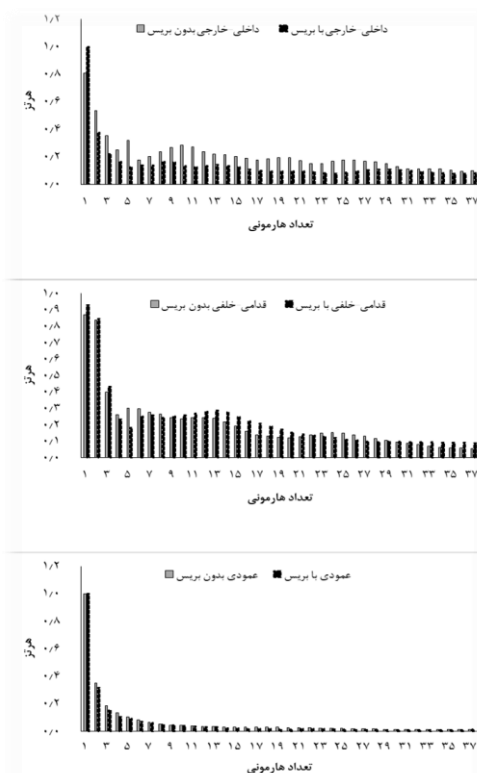
نمودار ۱: تعداد هارمونی‌های تشکیل‌دهنده نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی طی فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی متر

یافته‌ها نشان داد که در راستای داخلی-خارجی، میانه فرکانس تمایل به کاهش معناداری به اندازه‌ی ۶۲/۵۹ درصد طی شرایط استفاده از بریس زانو با شرایط بدون بریس وجود دارد ( $P=0/093$ ؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۲). یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری را طی شرایط فرود با بریس در مقایسه با فرود بدون بریس در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری نشان نداد ( $P>0/05$ ) (جدول ۲).

جدول ۲. مقادیر فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری

اندازه اثر	P-value	شرایط		متغیر	راستا
		با بریس	بدون بریس		
۰/۱۶	۰/۴۴۳	۲۱/۳۰±۸/۹۱	۲۲/۷۵±۸/۸۶	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	داخلی-خارجی
۰/۷۵	۰/۰۹۳	۳/۴۶±۳/۰۷	۹/۲۵±۱۲/۳۴	میانه فرکانس	
۰/۶۱	۰/۱۷۲	۲/۴۶±۳/۰۷	۶/۴۲±۹/۷۷	باند فرکانس	
۰/۳۴	۰/۵۹۳	۳۸/۰۷±۲/۰۶	۳۸/۵۸±۰/۹۰	تعداد هارمونی ضروری	
۰/۲۲	۰/۷۹۹	۲۶/۰۷±۷/۴۶	۲۷/۰۸±۷/۹۴	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	قدامی-خلفی
۰/۲۲	۰/۳۳۶	۳/۹۲±۵/۳۱	۳/۰۸±۲/۱۰	میانه فرکانس	
۰/۱۰	۰/۳۳۶	۲/۰۷±۲/۴۶	۱/۸۳±۱/۵۸	باند فرکانس	
۰/۰۸	۰/۷۰۵	۳۸/۶۱±۰/۷۶	۳۸/۶۷±۰/۶۵	تعداد هارمونی ضروری	
۰/۳۷	۰/۵۹۳	۲۰/۴۶±۹/۶۴	۲۳/۷۵±۸/۰۸	فرکانس با توان ۹۹/۵٪	عمودی
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	میانه فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	باند فرکانس	
۰/۳۳	۰/۴۸۰	۳۷/۸۴±۱/۶۷	۳۸/۲۵±۰/۷۵	تعداد هارمونی ضروری	

سطح معناداری  $p<0/05$



نمودار ۲. تعداد هارمونی‌های تشکیل‌دهنده نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی طی فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری

## بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر بریس زانو بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی بود. نتایج به‌دست‌آمده از تحلیل‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود از دو ارتفاع ۳۰ و ۵۰ سانتی‌متری، کاهش معناداری و یا تمایل به کاهش را در متغیرهای تعداد هارمونی ضروری، فرکانس با توان ۹۹٫۵٪ و میانه فرکانس در راستای داخلی-خارجی نشان داد. همچنین در نتایج، وجود افزایش یا تمایل به افزایش معناداری را در متغیر میانه فرکانس و باند فرکانس در راستای قدامی-خلفی مشاهده شده است.

در پژوهش‌های گذشته نشان داده شده است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسان در سیستم عصبی-حرکتی همراه است که به عنوان اعمال‌کننده‌ی نیرو به زمین در طول فعالیت می‌باشد.<sup>[۳۱]</sup> نتایج به‌دست‌آمده کاهش معناداری میانه فرکانس را در راستای داخلی-خارجی نشان داد که این بیانگر کاهش نوسانی در سیستم عصبی-عضلانی در بخش اندام تحتانی می‌باشد و این امر گویای افزایش ثبات این سیستم در وضعیت استفاده از بریس زانو طی حرکت فرود است.<sup>[۲۹]</sup> در مطالعات انجام‌شده پژوهش‌گران نشان دادند که کاهش فرکانس میانه را می‌توان با افزایش خستگی در ارتباط دانست و کاهش فرکانس میانه به تغییر تارهای نوع دو به نوع یک نسبت داده شده است که در آن انقباض آهسته‌تر با نوسانات کمتر در عضله همراه می‌باشد؛ در نتیجه، فرکانس میانه کاهش می‌یابد.<sup>[۳۳، ۳۹]</sup> همچنین نتایج به‌دست‌آمده افزایش معناداری را در متغیر باند فرکانس در راستای قدامی-خلفی نشان داد. تحلیل پهنای باند فرکانس از محدوده فرکانس‌های مرتبط با تمام اجزای سیستم عصبی-حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند به عنوان تولیدکننده حرکت با یکدیگر تعامل می‌کنند.<sup>[۳۶]</sup> با توجه به نتایج به‌دست‌آمده این‌گونه به نظر می‌رسد که استفاده از بریس زانو اثر مثبتی روی سیستم عصبی-حرکتی و اجزای حرکتی مانند استخوان‌ها و رباط‌ها که به عنوان ثبات‌دهنده اجزای حرکتی در مفاصل هستند، داشته است.

طی پژوهش‌های انجام‌شده بیان کرده‌اند فرکانس مربوط به توان ۹۹٪ یا ۹۹٫۵٪ طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در جمعیت بالینی مورد ارزیابی پایین‌تر از گروه کنترل گزارش شده است.<sup>[۳۰، ۳۱]</sup> توان فرکانس با ۹۹٫۵٪ از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت در بیماران، محتوای داده‌های فرکانس بالاتر، افزایش لرزش و بی‌ثباتی را می‌سنجد.<sup>[۳۶]</sup> نتایج به‌دست‌آمده از تحلیل‌های طیف فرکانس طی حرکت فرود، کاهش معناداری را در متغیر فرکانس با توان ۹۹٫۵٪ را نشان داد. با توجه به مطالعات پیشین، کاهش توان ۹۹٫۵٪ در راستای داخلی-خارجی در پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از بریس زانو در فعالیت فرود احتمالاً می‌تواند کاهش لرزش و بی‌ثباتی در مفصل زانو را به دنبال داشته باشد.

طی پژوهشی که مون و همکاران<sup>[۳۷]</sup> روی تحلیل مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی ۱۹ ورزشکار اسکی آلپاین مردان انجام دادند، اثر پرش و فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری را در سه حالت با بریس زانو، با محافظ کشی و بدون هیچ وسیله محافظتی صورت گرفت. یافته‌های این پژوهش عملکرد فیزیکی با استفاده از بریس و یا محافظ کشی تغییری را نشان نداد. با این حال استفاده از بریس زانو و یا محافظ کشی باعث کاهش حداکثر فلکشن زانو، زاویه‌ی ابداکشنی و گشتاور ابداکشنی می‌شود. علاوه بر این پوشیدن بریس زانو یا محافظ کشی تاثیر معناداری روی بار وارده بر رباط صلیبی قدامی نداشته است. بریس زانو و محافظ کشی باعث کاهش حرکت فلکشن و ابداکشن در زانو می‌شود، اما کاهشی را روی نیروی برشی زانو، حرکت چرخش داخلی یا نیروهای وارد بر رباط صلیبی قدامی نداشته است. بنابراین اگر یک بریس زانو که بتواند نیروهای برشی (Shear Force) وارد بر مفصل زانو را کاهش دهد و حرکت چرخش داخلی زانو را کنترل کند، ممکن است در جلوگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی به ورزشکاران کمک کند.

محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم وجود گروه کنترل، عدم وجود جنس مونث در پژوهش، کم بودن تعداد آزمودنی‌ها و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در دو آزمون فرود با بریس و بدون بریس می‌باشد.

## نتیجه‌گیری

استفاده از بریس زانو در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی طی فعالیت فرود که بیشترین تکرار را در فعالیت‌های ورزشی به خود اختصاص داده است، بیشترین اثر را روی مولفه‌های تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی و میانه فرکانس در راستای قدامی-خلفی داشته است؛ از این رو طراحی بریس زانو با خاصیت کاهش نیروهای برشی و کنترل چرخش داخلی زانو و همچنین سایر روش‌های بهبود برای کاهش درد در ورزشکاران آسیب‌دیده و بازگشت زود هنگام آنها به میادین و مسابقات ورزشی پیشنهاد می‌شود.

## تشکر و قدردانی

از تمامی ورزشکارانی که در پژوهش حاضر شرکت داشتند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.



1. Rishiraj N, Taunton JE, Lloyd-Smith R, Woollard R, Regan W, Clement D. The potential role of prophylactic/functional knee bracing in preventing knee ligament injury. *Sports Medicine*. 2009;39(11):937-60.
2. Bollen S. Epidemiology of knee injuries: diagnosis and triage. *British journal of sports medicine*. 2000;34(3):227-8.
3. Quatman CE, Quatman-Yates CC, Hewett TE. A 'plane' explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms. *Sports Medicine*. 2010;40(9):729-46.
4. Ali N, Rouhi G. Barriers to predicting the mechanisms and risk factors of non-contact anterior cruciate ligament injury. *The open biomedical engineering journal*. 2010;4:178.
5. Waldén M, Häggglund M, Magnusson H, Ekstrand J. Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2011;19(1):11-9.
6. Roi G, Nanni G, Tencone F. Time to return to professional soccer matches after ACL reconstruction. *Sport Sciences for Health*. 2006;1(4):142-5.
7. Frobell RB, Roos HP, Roos EM, Roemer FW, Ranstam J, Lohmander LS. Treatment for acute anterior cruciate ligament tear: five year outcome of randomised trial. *Bmj*. 2013;346:f232.
8. Bourke H, Gordon D, Salmon L, Waller A, Linklater J, Pinczewski L. The outcome at 15 years of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon autograft for 'isolated' anterior cruciate ligament rupture. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2012;94(5):630-7.
9. Koga H, Muneta T, Bahr R, Engebretsen L, Krosshaug T. ACL injury mechanisms: lessons learned from video analysis. *Rotatory Knee Instability: Springer*; 2017. p. 27-36.
10. Mokhtarzadeh H, Ewing K, Janssen I, Yeow C-H, Brown N, Lee PVS. The effect of leg dominance and landing height on ACL loading among female athletes. *Journal of biomechanics*. 2017;60:181-7.
11. Pappas E, Carpes FP. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2012;15(1):87-92.
12. Van der Harst J, Gokeler A, Hof A. Leg kinematics and kinetics in landing from a single-leg hop for distance. A comparison between dominant and non-dominant leg. *Clinical biomechanics*. 2007;22(6):674-80.
13. Cowley HR, Ford KR, Myer GD, Kernozek TW, Hewett TE. Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of athletic training*. 2006;41(1):67.
14. Peh ECY, Liang Y-C, Guan YL, Zeng Y. Optimization of cooperative sensing in cognitive radio networks: A sensing-throughput tradeoff view. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*. 2009;58(9):5294-9.
15. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics*; 2013.
16. Dammerer D, Giesinger JM, Biedermann R, Haid C, Krismer M, Liebensteiner M. Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2015;31(3):404-9.
17. Pollo FE, Otis JC, Backus SI, Warren RF, Wickiewicz TL. Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 2002;30(3):414-21.
18. Self BP, Greenwald RM, Pflaste DS. A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee. *Arthritis Care & Research*. 2000;13(4):191-7.
19. Gotlin RS, Sherman AL, Sierra N, Kelly MA, Pappas Z, Scott WN. Measurement of brake response time after right anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(2):201-4.
20. Hau R, Csongvay S, Bartlett J. Driving reaction time after right knee arthroscopy. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2000;8(2):89-92.
21. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
22. Wu J, Beerse M, Ajsafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. *Research in developmental disabilities*. 2014;35(6):1244-51.
23. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & posture*. 2017;56:54-9.
24. Jafarnejadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & Posture*. 2017;53:236-40.

25. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>. 2004.
26. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016;49(9):1705-10.
27. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
28. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*. 1997;5(3):189-97.
29. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(5):508-16.
30. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
31. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.
32. Crowe A, Schiereck P, de Boer R, Keessen W. Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait & Posture*. 1993;1(1):61-8.
33. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*. 1983;16:۵۹۱-۸.
34. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
35. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical biomechanics*. 1999;14(3):185-92.
36. Mehr SMA, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat feet during walking. *The Foot*. 2018.
37. Moon J, Kim H, Lee J, Panday SB. Effect of wearing a knee brace or sleeve on the knee joint and anterior cruciate ligament force during drop jumps: A clinical intervention study. *The Knee*. 2018.