فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۷

اثر بریس زانو بر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی طی فرود

آیدین ولیزاده اورنج[1*]، امیرعلی جعفرنژادگرو[2]، قادر قانع[3]، فرشاد قربانلو[4]

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

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۶/۱۲ تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۷/۲۲ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۹/۷

چکیده

زمینـه و هـدف: پریـدن و فـرود مانورهـای معمـول در فعالیت‌هـای ورزشـی هسـتند کـه اغلـب آن‌هـا در ارتبـاط بـا آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی می‌باشـند. هـدف پژوهـش حاضـر بررسـی اثـر بریـس زانـو بـر اوج نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن، نـرخ بارگـذاری عمـودی، ایمپالـس در سـه بعـد و اوج مقادیـر گشـتاور آزاد در ورزشـکاران دارای آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی زانـو طـی فعالیـت فـرود می‌باشـد.

مـواد و روش‌هـا: ۱۵ ورزشـکار دارای آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی (قـد: ۰/۰۲±۱/۷۵ متـر؛ وزن: ۶/۵۴±۷۰/۰۰ کیلوگـرم؛ شـاخص تـوده بدنـی ۲۳/۲۹ کیلوگـرم بـر متـر مربـع) داوطلـب شـرکت در ایـن پژوهـش شـدند. فـرود از ارتفـاع ۳۰ سـانتی‌متری انجـام شـد. از بریـس زانـوی Xeleton مـدل 50K30 بـرای حمایـت از زبـاط صلیبـی قدامـی و از صفحـه نیـروی کیسـتلر بـرای ثبـت نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن اسـتفاده شـد.

یافته‌هـا: نتایـج نشـان داد کـه اوج مؤلفه‌هـای نیـروی عکس‌العمـل زمیـن و زمـان رسـیدن بـه اوج نیروهـای عکس‌العمـل زمیـن در راسـتای عمـودی، قدامـی- خلفـی و داخلـی- خارجـی آزمودنی‌هـا از ارتفـاع ۳۰ سـانتی‌متری بیـن دو شـرایط فـرود بـا و بـدون اسـتفاده از بریـس زانـو تفـاوت معنـی‌داری وجـود نـدارد (P>۰/۰۵). همچنیـن یافته‌هـا هیچگونـه اختـلاف معنـی‌داری را در نـرخ بارگـذاری، ایمپالـس و گشـتاور آزاد طـی فـرود بـا بریـس در مقایسـه بـا فـرود بـدودن بریـس نشـان نـداد (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیـری: بـا توجـه بـه نتایـج تحقیـق حاضـر می‌تـوان گفـت کـه بریـس در بیمـارن مبتـلا بـه آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی جهـت بهبـود نیـروی عکس‌العمـل زمیـن، گشـتاور آزاد، ایمپالـس و نـرخ بارگـذاری بـه هنـگام فـرود تاثیـر معنـاداری نداشـت. همچنیـن پیشـنهاد می‌شـود در مطالعـات بعـدی تاثیـر بلنـد مـدت بریـس بـر ایـن مؤلفه‌هـا مـورد بررسـی قـرار گیـرد.

کلمات کلیدی: نیروهای عکس‌العمل زمین، بریس زانو، فرود، آسیب رباط صلیبی قدامی

مقدمه

پریـدن و فـرود مانورهـای معمـول در فعالیت‌هـای ورزشـی هسـتند کـه اغلـب آن‌هـا در ارتبـاط بـا آسـیب ناشـی از ربـاط صلیبـی قدامـی (ACL) قـرار هسـتند[1]. آسـیب‌های ربـاط، شـایع‌ترین آسـیب‌های زانـو (حـدود ۴۰٪ از آسـیب‌های زانـو) و همچنیـن ربـاط صلیبـی قدامـی بیشـترین آسـیب رباط‌هـای حمایت‌کننـده‌ی زانـو (۴۶٪) را شـامل می‌شـود[2]. عـدم تعـادل عضلانـی بـه عنـوان توضیحـات بالقـوه مکانیسـم آسـیب ربـاط صلیبـی قدامـی، مـورد بررسـی و تاییـد قـرار

نویسـنده مسـئول: آیدیـن ولیـزاده اورنـج، اسـتادیار فیزیولوژی ورزشـی، گـروه تربیـت بدنی و علوم ورزشـی، دانشـکده علـوم تربیتی و روانشناسـی، دانشـگاه محقـق اردبیلـی، اردبیل
پست الکترونیک: Jteymour@gmail.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

گرفته است[۳]. علاوه‌بر این، عدم تعادل قدرت بین هر دو پاها، به وسیله اندازه‌گیری مقاومت ایزوکینتیک فلکسورهای زانو و اکستنسورها، با میزان آسیب بیشتر در ورزشکاران هنگام انجام فعالیت ورزشی همراه است[۴]. علاوه‌بر هزینه‌های بالای جراحی برای ورزشکاران حرفه‌ای، دوری آن‌ها از میادین ورزشی نیز تاثیرات قابل توجهی روی آینده ورزشی آن‌ها می‌گذارد. میانگین زمان بازگشت به میادین رقابتی، تقریبا ۸ ماه پس از عمل جراحی می‌باشد[۵، ۶]. همچنین ورزشکاران باید برای رسیدن به آمادگی قبل از آسیب، ۳/۵ تا ۵/۵ سال زمان صرف کنند[۶]. پس از آسیب دیدگی رباط صلیبی قدامی، 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 توسط جراحی به آن مبتلا می‌شوند[۷، ۸]. 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[۹]. درمان یا جلوگیری از این آسیب راه‌های مختلفی دارد.

با توجه به اینکه درمان به وسیله جراحی و دارودرمانی می‌توانند 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 معمولا به عنوان آخرین روش درمانی توصیه می‌شود[۱۰]. متخصصین بالینی شیوه‌های درمانی غیر تهاجمی 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[۱۰]. بریس زانو به عنوان بخشی از درمان غیر جراحی و یا به عنوان یک درمان در بیمارانی که نمی‌خواهند یا نمی‌توانند تحت عمل جراحی قرار گیرند، استفاده می‌شود. چنین بیماران معمولا 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[۱۱]. بریس زانو یکی از مداخلات غیر جراحی موثر برای کاهش نشانه‌های مرتبط با زانو در افراد با آسیب رباط صلیبی قدامی و استئوآرتریت زانوی غیربرخوردی است[۱۲، ۱۳] که برای حفظ ثبات مفصل پس از جراحی، استفاده چند هفته‌ای از بریس مناسب‌ترین روش می‌باشد[۱۴، ۱۵].

طی پژوهشی که مون و همکاران[۱۶] 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 مورد ارزیابی قرار دادند. یافته‌های این پژوهش عملکرد فیزیکی با استفاده از بریس و یا محافظ‌کشی تغییری را نشان نداد. با این حال استفاده از بریس زانو و یا محافظ‌کشی باعث کاهش حداکثر فلکشن زانو، زاویه‌ی ابداکشنی و گشتاور اداکشنی می‌شود. علاوه‌بر این پوشیدن بریس زانو یا محافظ کشی تاثیر معنی‌داری روی بار وارده بر رباط صلیبی قدامی نداشته است. بریس زانو و محافظ کشی باعث کاهش حرکت فلکشن و ابداکشن در زانو می‌شوند اما کاهشی را روی نیروی برشی زانو، حرکت چرخش داخلی یا نیروهای وارد بر رباط صلیبی قدامی نداشته است. بنابراین اگر یک بریس زانوی ورزشی که بتواند نیروهای برشی وارد بر مفصل زانو و حرکت چرخش داخلی زانو را کنترل کند، ممکن است در جلوگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی به ورزشکاران کمک کند. با این حال، اثر بریس زانو در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی بر بارهای خارجی وارده بر پا (شامل اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد) به لحاظ علمی مورد ارزیابی قرار نگرفته است.

نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی تا زمان رسیدن به اولین قله

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

تعریف می‌شود[۱۰] گزارش شده است که افزایش نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ و ۷۲ نیوتن بر کیلوگرم برثانیه با ریسک شکستگی ناشی از فشار[۱۷،۱۸] و همچنین درد کشککی رانی[۱۹] در ارتباط است. بیان شده است که دوندگان دارای شکستگی فشاری در استخوان درشت‌نی نرخ بارگذاری بالایی داشته‌اند[۲۰،۲۱]. ایمپالس برابر است با انتگرال نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز اتکای دویدن یا راه رفتن که با اندازه حرکت بدن معادل است و نیز گشتاور آزاد نیز به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود[۱۰]. بیان شده که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشت‌نی طی دویدن و راه رفتن دارد[۲۲]. بنابراین با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام فعالیت فرود، می‌توان احتمال افزایش آسیب را در اندام تحتانی در افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی به حداقل رساند. بنابراین هدف پژوهش حاضر بررسی اثر بریس زانو بر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس در سه بعد و اوج مقادیر گشتاور آزاد در ورزشکاران دارای آسیب رباط صلیبی قدامی زانو طی فعالیت فرود می‌باشد.

روش مطالعه

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. جهت تعیین تعداد نمونه آماری از نرم‌افزار آماری G*Power استفاده شد. این نرم‌افزار نشان داد که جهت تحلیل آماری با آزمون تی زوجی، در اندازه اثر برابر ۰/۸۰، توان آماری برابر ۰/۸۰ و سطح معناداری برابر ۰/۰۵ حداقل تعداد نمونه مورد نیاز برابر ۱۵ نفر می‌باشد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۵ نفر ورزشکار دارای آسیب رباط صلیبی قدامی (۲۰-۳۰ سال) (قد: ۰/۰۲±۱/۷۵ متر؛ وزن: ۶/۵۴±۷۰/۰۰ کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی(BMI): ۲۳/۲۹ کیلوگرم بر متر مربع) که با تشخیص سی‌تی‌اسکن صورت گرفته بود انتخاب شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، مشکلات عصبی‌عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود آسیب رباط صلیبی قدامی و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید[۲۳]. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد[۲۴].

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به روی سکوی ۳۰ سانتی‌متری که کنار صفحه‌نیرو قرار داده داشت، قرار گیرند 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.

در پژوهش حاضر از بریس زانوی Xeleton مدل 50K30 استفاده شد (تصویر ۱). این بریس ساخت شرکت Otto bock در کشور آلمان می‌باشد. 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. به لحاظ اقتصادی این بریس در بین بریس‌های موجود در بازار مقرون به صرفه می‌باشد.

تصویر ۱. بریس زانوی Xeleton مدل 50K30

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

از صفحه نیروی 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[۲۵].

نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی- خارجی (x) ثبت گردیدند. محور z در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه (Fz_{HC})، میانه استقرار (Fz_{MS}) و هل دادن (Fz_{PO}) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور y برای فازهای تماس پاشنه (Fy_{HC}) و هل دادن (Fy_{PO}) و در محور x برای فازهای تماس پاشنه (Fx_{HC})، میانه استقرار (Fx_{MS}) و هل دادن (Fx_{PO}) نیز گزارش شد. در منحنی قدامی- خلفی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت قدامی است. در منحنی داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین، علامت منفی نشان دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت خارج می‌باشد. ضربه با استفاده از روش ذوزنقه‌ای (trapezoidal) برای محورهای x، y و z به صورت زیر محاسبه گردید[۱۰]:

$$\text{ضربه}=\Delta t\left(\left(\frac{F1+Fn}{2}\right)+\sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

محاسبه گشتاورآزاد (FM) مطابق با یک سیستم مختصات نیروی واکنش‌گرا، (y) در جهت قدامی-خلفی، محور عمودی (z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (x) نیروهای داخلی- خارجی می‌باشند. بنابراین، اوج مثبت FM با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند و اوج منفی FM در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌نماید. محاسبه گشتاور آزاد نیاز به داشتن نیروها در سه راستا (Fx، Fy، Fz)، گشتاورهای سه راستا (Mx، My، Mz) و همچنین موقعیت مرکز فشار (Center Of Presser)، که به صورت زیر محاسبه می‌شود[۲۶]:

$$COPX=-\frac{My+Fx(Zoff)}{Fz}$$

$$COPY=\frac{Mx-Fy(Zoff)}{Fz}$$

از آنجائیکه COP_x و COP_y موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی- خارجی و قدامی- خلفی هستند، و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه‌نیروسنج است، بنابراین برای کنترل مقادیر خطاها COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (Fz)، محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵٪ از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کوشش باشد FM با فرمول زیر بدست می‌آید[۲۶]:

(FM= MZ - FY (COPX) + FX (COPY

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیروویلک ($P<0/05$) بررسی شد. برای تحلیل و تعیین اهمیت آماری تفاوت بین آزمون با بریس و بدون بریس، از آزمون تی زوجی استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۵ انجام شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد[۲۷]:

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

نتایج

مشاهدات نشان دادند که بین اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی- خارجی هیچگونه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد ($P>0/05$). همچنین نتایج در زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی- خارجی طی فرود آزمودنی‌ها با پای برتراز ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری در دوحالت با استفاده از بریس و بدون بریس هیچگونه تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($P>0/05$).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

جدول ۱. اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از وزن بدن) در سه بعد طی فرود با و بدون بریس

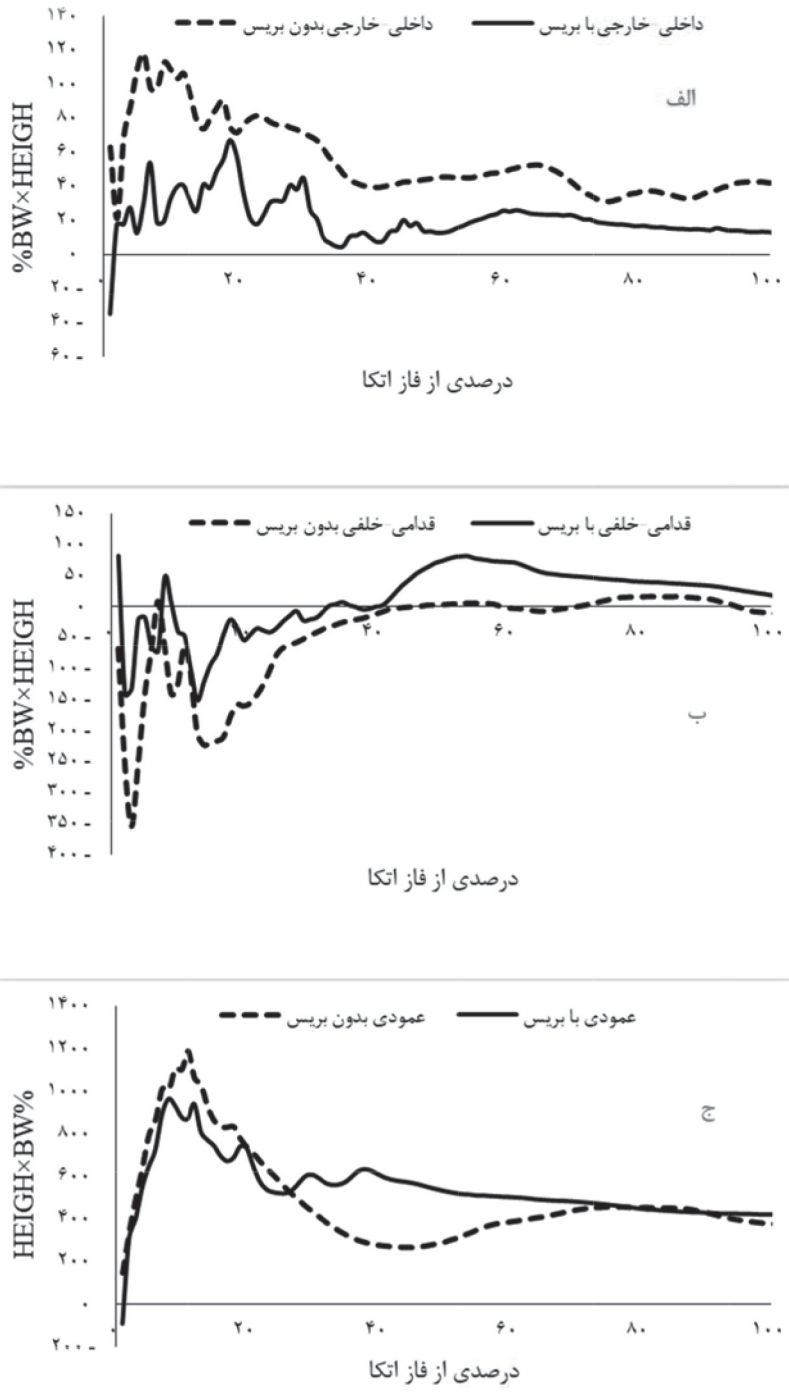
	متغیر	مولفه	بدون بریس	با بریس	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
اوج نیروها	عمودی	Fz_{MS}	۲۴۳/۹۲±۴۵/۵۶	۲۲۳/۰۷±۹۹/۹۳	۰/۵۴۳	۰/۲۸
	قدامی-خلفی	Fy_{HC}	-۸۷/۸۳±۳۲/۷۹	-۷۱/۷۶±۳۰/۸۱	۰/۱۱۴	۰/۵۰
		Fy_{PO}	۴۱/۰۴±۱۶/۶۲	۲۹/۵۹±۳۰/۰۳	۰/۲۹۱	۰/۴۹
	داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۱۱/۵۰±۸/۹۶	۱۴/۸۱±۲۰/۰۰	۰/۶۱۸	۰/۲۲
		Fx_{PO}	-۳۶/۰۸±۱۶/۵۳	-۳۰/۰۰±۱۷/۲۸	۰/۳۳۲	۰/۳۵
زمان رسیدن به اوج نیروها	عمودی	Fz_{MS}	۶۴/۰۰±۹/۱۲	۶۴/۷۶±۱۴/۶۴	۰/۸۹۰	۰/۴۰
	قدامی-خلفی	Fy_{HC}	۱۸/۴۱±۷/۸۸	۲۷/۷۴±۱۶/۹۳	۰/۱۳۱	۰/۷۵
		Fy_{PO}	۱۱۵/۲۱±۱۷۷/۸۸	۸۰/۳۹±۴۳/۷۱	۰/۵۵۱	۰/۳۱
	داخلی-خارجی	Fx_{HC}	۱۷/۲۵±۱۱/۶۶	۱۷/۷۹±۱۶/۰۰	۰/۸۸۰	۰/۰۳
		Fx_{PO}	۶۳/۹۷±۳۴/۰۱	۵۹/۳۹±۵/۴۹	۰/۶۸۵	۰/۲۳

یافته‌ها نشان دادند که بین نرخ بارگذاری، ایمپالس در راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و همچنین اوج منفی و مثبت گشتاور آزاد طی فرود فرد با پای مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری در دو حالت با و بدون بریس تفاوت معنی‌داری وجود ندارد ($P>0/05$).

جدول ۲. نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد در سه بعد طی فرود با و بدون بریس

متغیر	مولفه	بدون بریس	با بریس	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
نرخ بارگذاری	عمودی	۲۸/۱۹±۸/۷۴	۲۵/۹۹±۱۳/۶۷	۰/۶۶۷	۰/۱۹
ایمپالس	قدامی-خلفی	۷/۰۳±۲/۶۵	۵/۹۲±۱/۹۰	۰/۱۴۹	۰/۴۸
	داخلی-خارجی	۶/۸۵±۱/۸۱	۶/۷۰±۲/۴۹	۰/۷۴۳	۰/۰۶
گشتاور آزاد	اوج منفی	-۱۵/۲۵±۷/۲۶	-۱۳/۵۲±۸/۰۰	۰/۳۵۷	۰/۲۲
	اوج مثبت	۱۱/۰۹±۳/۷۱	۹/۳۲±۵/۳۳	۰/۱۶۶	۰/۳۹

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]



نمودار ۱. نیروهای عکس‌العمل زمین الف: راستای داخلی خارجی با بریس و بدون بریس. ب: راستای قدامی-خلفی با بریس و بدون بریس. ج: راستای عمودی با بریس و بدن بریس

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر بریس زانو بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از جمله اوج نیروها و زمان رسیدن به اوج نیروها در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی – خارجی ومیزان نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد طی فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری در افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی بود. مشاهدات ما هیچ تفاوت معنی-داری را درمؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد طی فرود فرد با پای مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری با بریس و بدون بریس، نشان نداد.

برخی پژوهشگران گزارش نموده‌اند که استفاده از بریس عملکردی سبب کاهش چرخش داخلی تیبیا طی حرکت Lunge می‌شود در حالی که بر میزان جابجای قدامی‌خلفی تیبیا بر روی ران اثر معنی‌داری را دارا نمی‌باشد[۲۸]. در پژوهش حاضر نیز همچون این مطالعه مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی تغییر معنی‌داری را نشان نداد. دلیل احتمالی این امر عدم تاثیرگذاری بریس مورد استفاده بر جابجایی قدامی‌خلفی تیبیا بر روی ران می‌باشد. اثبات این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر بر کینماتیک اندام تحتانی در این افراد دارد. طی مطالعاتی تاثیر بریس بر میزان تعادل[۲۹،۳۰] و بهبود حس عمقی[۲۹] مبتلایان به آسیب رباط صلیبی قدامی مورد ارزیابی قرار گرفت که نتایج آن منفی گزارش شد. نتایج تحقیق حاضر با نتایج مطالعه مذکور همسو می‌باشد. بگونه‌ای که اگر بریس بر تعادل و حس عمقی افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی موثر بود، ترس از خالی کردن زانوی آسیب دیده در افراد مبتلا برطرف می‌شد و فرد با اطمینان خاطر فعالیت‌های روزمرّه خود را ازجمله راه رفتن، دویدن، فرود یا و ... انجام می‌داد. در صورتی که طبق نتایج به دست آمده فرد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی حتی به هنگام استفاده از بریس نیز به تعادل لازم جهت تقسیم متعادل وزن بر روی اندام تحتانی نمی‌رسد. بنابراین ورزشکار به هنگام استفاده از بریس، همانند عدم استفاده از آن احتیاط لازم را طی فرود بر روی پای آسیب دیده خواهد داشت. درنتیجه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد زانوی آسیب دیده در دو حالت با و بدون استفاده از بریس به هنگام فرود تفاوت چندانی با هم نخواهند داشت.

در بیشتر افراد مبتلا به آسیب‌های رباط صلیبی قدامی یا افراد فاقد این رباط در مرحله ابتدایی راه رفتن کاهش شدید انقباض عضله چهارسر مشاهده گردیده است[۳۱] که به این استراتژی "پدیده اجتناب از انقباض عضله چهارسر" گفته می‌شود. طی این پدیده گشتاور اکستنسوری چهارسر کاهش و گشتاور فلکسوری همسترینگ افزایش پیدا می‌کند[۳۲]. این افراد به علت ترس از دررفتگی قدامی تیبیا به کنترل آگاهانه انقباض عضلات فلکسور و اکستنسوری زانو پرداخته و از دررفتگی قدامی تیبیا جلوگیری می‌کنند. درواقع افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی نوعی کنترل آگاهانه بر تماس پای آسیب دیده با سطح زمین به هنگام راه رفتن، دویدن یا فرود دارند که باعث کاهش اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و فشار وارده بر مفصل زانو می‌شود. نتایج تحقیق حاضر نیز بر همین امر اشاره دارد. زیرا می‌توان چنین بیان کرد که پدیده اجتناب از انقباض عضله چهارسر نمی‌تواند بلافاصله با استفاده از بریس از بین برود و فرد بیمار چه در حالت بدون بریس و چه در حالت استفاده از بریس احتیاط لازم را جهت کاهش اوج نیروهای عکس‌العمل زمین به هنگام فرود و تماس پا با زمین داشته است و به همین دلیل است که تفاوت معنی‌داری بین دو حالت با و بدون استفاده از بریس در اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، ایمپالس، گشتاورآزاد و نرخ بارگذاری مشاهده نشد. گزارش شده است که بریس کاهش دهنده بار (unloading brace) سبب کاهش درد در افراد دارای آسیب

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

رباط صلیبی قدامی می‌شود[۳۳]. اخیرا یک مطالعه نشان داده است که استفاده از بریس نرم در مقایسه با بریس سخت قابلیت کاهش درد، ورم و بهبود دامنه حرکتی اکستنشن زانوی بیشتری را در مقایسه با بریس سخت دارا می‌باشد[۳۴]. شاید یکی از دلایل اثرگذاری کمتر بریس مورد استفاده در پژوهش حاضر بر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود جنس نسبتا سخت این بریس باشد.

در افراد مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی نوعی عدم تقارن بین اندام آسیب دیده و سالم[۳۵، ۳۶] و همچنین کاهش حجم عضلانی[۳۵] در اندام آسیب دیده مشاهده شده است. کاهش حجم عضلانی و ترس از خالی کردن زانو باعث می‌شود که این افراد به هنگام فرود استراتژی خاصی در پیش گیرند. بگونه‌ای که این افراد به هنگام فرود بیشتر وزن خود را به سمت پای سالم انتقال داده و فشار وارده بر پای آسیب دیده را کاهش می‌دهند. درواقع این استراتژی با کاهش فشار در مفصل زانوی آسیب دیده و افزایش فشار در مفصل ران همان سمت همراه است که موجب کاهش گشتاور اکستنسوری در مفصل زانو و افزایش گشتاور اکستنسوری در مفصل ران و همچنین کاهش فشار کلی از پای آسیب دیده و افزایش فشار در پای مقابل می‌شود[۳۷]. درواقع این افراد از یک استراتژی جبرانی بین اندامی استفاده می‌کنند[۳۸]. بر همین اساس می‌توان بیان کرد افراد با آسیب رباط صلیبی قدامی به هنگام فرود پای خود را به صورت کنترل شده جهت کاهش فشار و جلوگیری از خالی شدن زانو در دو حالت با و بدون بریس به زمین می‌گذارند. یعنی در حالت استفاده از بریس هم، ترس خالی کردن زانو همچنان باقی است و علت نتایج به دست آمده را می‌توان سنجش تاثیر آنی بریس بر نیروهای عکس‌العمل زمین و وجود ترس خالی شدن زانو در این حالت بیان کرد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات بعدی تاثیر بلند مدت بریس بر نیروهای عکس‌العمل زمین مورد تحقیق قرار گیرد.

محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم وجود شرایط Sham، عدم وجود جنس مونث در پژوهش و عدم ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات قبل و بعد از استفاده از بریس زانو می‌باشند. همچنین در پژوهش حاضر تنها اثر آنی استفاده از بریس مورد ارزیابی قرار گرفت در حالیکه اثرات طولانی‌مدت استفاده از بری ممکن است نتایج متفاوتی را نشان دهد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر می‌توان گفت که بریس در بیمارن مبتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی جهت بهبود نیروی عکس‌العمل زمین، گشتاور آزاد، ایمپالس و نرخ بارگذاری به هنگام فرود و کاهش فشار از پای سالم تاثیر بارزی ندارد. همچنین پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی تاثیر بلند مدت بریس بر مؤلفه‌های فوق را مورد بررسی قرار گیرد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

References

1. 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.
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. 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.
5. Waldén M, Hägglund 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. 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.
10. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Hau R, Csongvay S, Bartlett J. Driving reaction time after right knee arthroscopy. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2000;8(2):89-92.
16. 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.
17. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical biomechanics. 2011;26(1):78-83.
18. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. Clinical biomechanics. 2011;26(1):23-8.
19. Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2011;41(12):914-9.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

20. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of biomechanics. 2006;39(15):2819-25.
21. Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002;34(5):S5.
22. Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. PLoS One. 2014;9(4):e94525.
23. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & Posture. 2017;53:236-40.
24. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www wma net/e/policy/b3 htm. 2004.
25. 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.
26. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009;1(1):19.
27. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
28. Jalali M, Farahmand F, Esfandiarpour F, Golestanha SA, Akbar M, Eskandari A, et al. The effect of functional bracing on the arthrokinematics of anterior cruciate ligament injured knees during lunge exercise. Gait & posture. 2018;63:52-7.
29. Baghaei R, Salavati M, Majdoleslami B. Effect of Custom Molded Functional Brace on Balance in Patients with Anterior Cruciate Ligament Tearing. Journal of Kerman University of Medical Sciences. 2012;19(3).
30. O'Connell M, George K, Stock D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. Gait & posture. 1998;8(2):136-42.
31. Alkjaer T, Simonsen EB, Jørgensen U, Dyhre-Poulsen P. Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: copers and non-copers. European journal of applied physiology. 2003;89(3-4):301-8.
32. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee J-H. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. Clinical biomechanics. 2002;17(4):274-85.
33. Hart HF, Crossley KM, Ackland DC, Cowan SM, Collins NJ. Effects of an unloader knee brace on knee-related symptoms and function in people with post-traumatic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction. The Knee. 2016;23(1):85-90.
34. Mayr HO, Hochrein A, Hein W, Hube R, Bernstein A. Rehabilitation results following anterior cruciate ligament reconstruction using a hard brace compared to a fluid-filled soft brace. The Knee. 2010;17(2):119-26.
35. Konishi Y, Ikeda K, Nishino A, Sunaga M, Aihara Y, Fukubayashi T. Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque after anterior cruciate ligament repair. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2007;17(6):656-61.
36. Krishnan C, Williams GN. Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. Journal of Orthopaedic Research. 2011;29(5):633-40.
37. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Hewett TE. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

sport after anterior cruciate ligament reconstruction. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2011;41(8):553-9.

38. Baumgart C, Schubert M, Hoppe MW, Gokeler A, Freiwald J. Do ground reaction forces during unilateral and bilateral movements exhibit compensation strategies following ACL reconstruction? Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2017;25(5):1385-94.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]

Journal of Anesthesiology and Pain Winter 2019, Vol 9, NO 4

The effect of using a knee brace on the ground reaction forces, impulse, loading rate and free moment during landing in athletes with anterior cruciate ligament injuries

Aidin Valizadehorang[1*], AmirAli Jafarnezhadgero[2], Ghader Ghane'e[3], Farshad Ghorbanlou[4]

1. *Assistant Professor, Sport physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
2. *Assistant Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
3. *Masters student, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
4. *Masters student, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*

ABSTRACT

Aims and background: Jumping and landing are common exercises in sports activities which are associated with injury of the anterior cruciate ligament. The purpose of this study was to investigate the effect of using a knee brace on peak ground reaction forces amplitudes, vertical loading rate, impulses in three dimensions and peak free moment values during landing in athletes with anterior cruciate ligament injuries.

Materials and methods: 15 athletes with anterior cruciate ligament injuries (height: 1.75±0.02 m; weight: 70.00±6.54 kg; body mass index: 23.29 kg / m2) volunteered to participate in this study. The landing height was 30 cm. The 50K30 Xeleton knee brace was used to support the anterior cruciate ligament and Kistler force plates were used to record landing ground reaction forces.

Findings: The results did not show any significant difference during the landing from a height of 30 cm with and without knee braces (P>0.05) in peak ground reaction force components and the time to peaking of ground reaction forces along the vertical, anterior-posterior, and medio-lateral directions. Also, the findings did not show any significant differences in loading rate, impulse and free moment during landing with a brace compared to landing without it (P>0.05).

Conclusion: According to the results of this study, it can be concluded that using a brace in patients with anterior cruciate ligament injury did not have any significant effect on the improvement of ground reaction forces, free moment, impulse and loading rate values during landing. It is also suggested that in future studies, the effect of wearing a brace long term on these components should be considered.

Keywords: Ground reaction force, Knee brace, Landing, Anterior cruciate ligament injury

Please cite this paper as:
Valizadehorang A, Jafarnezhadgero A A, Ghane'e GH, Ghorbanlou F[The effect of knee brace on the ground reaction forces, impulse, loading rate and free moment in athletes with anterior cruciate ligament injury during landing(Persian)]. J Anesth Pain 2019;9(4):66-77.

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2025-04-18]