Medical Journal
of
Tabriz University of Medical Sciences

Original Article

The effect of graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the frequency spectrum of ground reaction forces in individuals with genu valgum during landing

Amir Ali Jafarnejadgaro[1*], Arefeh Mokhtari Malekabadi[2], Ali Yadegar[2], Farshad Ghorbanloo[2], Aydin Valizadeh Orange[1]

[1]Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2]MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
*Corresponding author; E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 6 Aug 2019 Accepted: 28 Nov 2019 First Published online: 23 May 2021
Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(2):220-229

Abstract

Background: Genu valgum is a postural malalignment in the knee joint. This malalignment is accompanied by altered mechanical forces in the tibiofemoral and patellofemoral joints. The purpose of this study was to investigate the effect of using a graded knee brace in two angles of 60 and 30 degrees on the frequency spectrum of ground reaction forces in individuals with genu valgum during landing.

Methods: The present study was semi-experimental. Twenty non-athlete male students with genu valgus (age range: 20-30 years) were volunteered to participate in the study. The landing task was done during three conditions including without a knee brace, with a brace at two 30 and 60 degrees of flexion from a height of equal to 30 cm. Bertec force plate was used to record ground reaction forces. Fourier transform was used to calculate ground reaction force-frequency content during both landing conditions with and without a knee brace.

Results: The results of this study showed a significant reduction in the frequency content with a power of 99.5% in the mediolateral direction (P=0.02; high effect size) and vertical direction (P=0.075; high effect effect) during landing with a knee brace at 60 degrees of flexion angle compared with without knee brace condition. Also, the median frequency component in the mediolateral direction (P=0.019; low effect size) and in the anterior-posterior direction (P=0.019; high effect effect) showed a significant decrease during wearing a knee brace compared with without it.

Conclusion: Regarding the decreasing of median frequency after using the knee brace, it might be effective in the reduction of injury rate in individuals with genu valgum. However, further study warranted to better establish this issue.

Keywords: Knee brace, Frequency spectrum of ground reaction forces, Genu valgum, Landing

How to cite this article: Jafarnezhadgero AA, Mokhtari MalekAbadi, Yadegar A, Ghorbanlou F, Valizadehorang A. [The effect of graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the frequency spectrum of ground reaction forces in individuals with genu valgum during landing]. Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(2):220-229 Persian.

© 2021 The Author. This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

مقاله پژوهشی

اثر بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۶۰ و ۳۰ درجه بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری طی فرود

امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]، عارفه مختاری ملک‌آبادی[2]، علی یادگار[2]، فرشاد قربانلو[2]، آیدین ولیزاده اورنج[1]

[1] گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
[2] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[*] نویسنده مسؤول؛ ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۸/۵/۱۵ پذیرش: ۱۳۹۸/۸/۶ انتشار برخط: ۱۴۰۰/۳/۲
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز. ۱۴۰۰؛۴۳(۲):۲۲۰-۲۲۹

چکیده

زمینه: زانوی ضربدری یک دفورمیتی در مفصل زانو می‌باشد. این عارضه با نیروهای مکانیکی تغییریافته در مفصل درشت‌نئی-رانی و کشککی-رانی همراه است. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر استفاده از بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۶۰ و ۳۰ درجه بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری طی حرکت فرود بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. ۲۰ دانشجوی پسر غیرورزشکار دارای عارضه زانوی ضربدری (دامنه سنی: ۲۰-۳۰ سال) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. فرود در سه شرایط بدون بریس زانو، با بریس زانو با درجه محدودیت فلکسیونی ۶۰ و ۳۰ درجه از سکویی به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر صورت گرفت. از صفحه نیروی برتک جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. از تبدیل فوریر برای محاسبه‌ی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دو شرایط فرود با و بدون بریس استفاده شد.

یافته ها: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی (P=۰/۰۲؛اندازه اثر بالا) و عمودی (P=۰/۰۷۵؛اندازه اثر بالا) کاهش معنی‌داری را نشان داده است. همچنین در مقدار مولفه میانه فرکانس در راستای داخلی-خارجی (P=۰/۰۱۹؛اندازه اثر پایین) و در راستای قدامی-خلفی (P=۰/۰۱۹؛ اندازه اثر بالا) کاهش معنی‌داری را مشاهده شد.

نتیجه گیری: با توجه به کاهش میانه فرکانس طی حرکت فرود با بریس زانو می‌توان احتمالا بیان نمود که استفاده از بریس زانو قادر به کاهش نرخ آسیب در افراد مبتلا زانو ضربدری می‌شود. با وجود این اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری دارد.

کلید واژه ها: بریس زانو، زانوی ضربدری، طیف فرکانس، فرود، نیروهای عکس‌العمل زمین.

نحوه استناد به این مقاله: جعفرنژادگرو ا ع، مختاری ملک‌آبادی ع، یادگار ع، قربانلو ف، ولیزاده اورنج آ. اثر بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۶۰ و ۳۰ درجه بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری طی فرود. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز. ۱۴۰۰؛۴۳(۲):۲۲۰-۲۲۹

حق تالیف برای مولف محفوظ است.
این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی تبریز تحت مجوز کریتو کامنز (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر گردیده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد

مقدمه

زانوی ضربدری یک دفورمیتی زاویه‌ای در مفصل زانو می‌باشد (۱). پژوهش بر روی دختران و پسران راهنمایی و دبیرستان نشان داده است که ۸/۳۸ درصد دختران و ۷/۴۵ درصد پسران دچار دفورمیتی زانوی ضربدری می‌باشند (۲). در پژوهش دیگری شیوع زانوی ضربدری در پسران ۶/۲۹ درصد گزارش شده است (۳). در پژوهشی که با استفاده از معاینات ارتوپدی توسط متخصصین ارتوپد بر روی دختران انجام گرفت گزارش شد که ۲/۹۰ درصد از آن‌ها دچار زانو ضربدری بودند (۴). این عارضه با نیروهای بیومکانیک تغییر یافته در مفصل درشت‌نئی- رانی و کشککی- رانی همراه است (۵). زانوی ضربدری می‌تواند مادرزادی، ناشی از چاقی، بیماری نرمی استخوان (راشیتیسم)، پارگی رباط‌های زانو یا ناشی از ضربه باشد. والگوس افزایش‌یافته‌ی زانو منجر به افزایش زاویه Q و بردار نیروی جانبی حاصل از آن در طول مفصل زانو می‌گردد و در نتیجه مفصل زانو به صورت جانبی به طرف دیگر متقل می‌شود و افزایش فشار جانبی مفصل کشککی-رانی یا بی-ثباتی جانبی کشکک را ایجاد می‌کند (۶). با افزایش والگوس زانو، استرس در مفصل کشککی- رانی خارجی افزایش می‌یابد و این استرس‌ها باعث درد و بی‌ثباتی مفصل زانو می‌شود. علاوه‌براین، افزایش فشار جانبی می‌تواند منجر به تغییرات حادشونده در طول زمان شود. در زانوی ضربدری، استخوان‌های درشت‌نئی و ران در بخش داخلی زانو تمایل دارند که از هم جدا شوند، بنابراین رباط-های حمایت‌کننده داخلی تحت کشش قرار گرفته و پیشرفت میزان این تغییر شکل‌ها و در نتیجه افزایش نیرو بر این رباط‌ها ممکن است منجر به پارگی آن‌ها شود (۷). یکی از مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی می‌باشد. اگرچه بیشتر این موارد به شرایط فیزیولوژیک مربوط می‌شود، این عارضه به صورت خودبه‌خود بعد از ۸ سالگی بدون مداخله به حالت طبیعی برمی‌گردد، با این‌حال ممکن است برخی از آن‌ها فرم طبیعی را به خود نگرفته و نقص و دفورمیتی را بدنبال داشته باشند که نیازمند درمان هستند (۸). درمان این عارضه باید در سنین پایین انجام شود در غیر این صورت با پیشرفت و افزایش سن یک نوع نقص پاتولوژیک نامیده می‌شود (۹). نواقص مربوط به دفورمیته شدن اندام تحتانی را می‌توان با عمل جراحی یا غیرجراحی درمان نمود که از روش‌های درمان غیرجراحی مربوط به زانوی ضربدری می‌توان به کفش‌های طبی، ارتوز و انواع بریس اندام تحتانی اشاره کرد (۱۰). از روش‌های غیرتهاجمی برای درمان عارضه زانوی ضربدری استفاده از بریس‌های زانوی توانبخشی می‌باشد. از بریس‌های زانوی توانبخشی جهت کاهش نیروهای وارده بر مفصل زانو استفاده می‌شود که اثربخشی این نوع بریس‌ها در کاهش بعضی از ریسک فاکتورهای مفصل زانو نظیر گشتاور نزدیک‌کننده زانو به اثبات رسیده است.

نکات کاربری

با توجه به کاهش میانه فرکانس طی حرکت فرود با بریس زانو می‌توان احتمالا بیان نمود که استفاده از بریس زانو قادر به کاهش نرخ آسیب در افراد مبتلا زانو ضربدری می‌شود.

بریس زانو یکی از مداخلات غیرجراحی مؤثر برای کاهش نشانه‌های مرتبط با زانو در افراد دچار آسیب رباط صلیبی قدامی و استئوآرتریت زانوی غیرصدمه‌ای است (۱۱) که برای حفظ ثبات مفصل پس از جراحی، استفاده چند هفته‌ای از بریس مناسب‌ترین روش می‌باشد (۱۲). برای ورزشکارانی که در فعالیت‌های ورزشی با حرکاتی مانند پرش و فرود سروکار دارند حفظ آزادی حرکتی در مفصل زانو از اهمیت بالایی برخوردار است.

پرش و فرود معمولاً در بسیاری از فعالیت‌های روزمره و فعالیت ورزشی وجود دارد. فرود با شدت بالا باعث افزایش نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود (۱۳) که این عمل می-تواند نیروی برخوردی به بزرگی حدود ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید و باعث بوجود آمدن آسیب در اندام تحتانی شود (۱۴). افزایش نیروی برخوردی در هنگام فرود و تکرار آن زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۱۵). این ضربه مکانیکی باید از طریق سیستم اسکلتی- عضلانی کاهش یابد. عواملی همچون سرعت حرکت، ارتفاع فرود، نوع کفش، وزن بدن، موقعیت و سطح فرود و نیز استراتژی فرود بر شدت آسیب تأثیرگذار هستند. تحقیقات بسیاری فرود توأم با نیروهای ضربه‌ای را عاملی خطرزا برای آسیب زانو می‌دانند. یافته-ها نشان می‌دهند شایع‌ترین سازوکار این نوع آسیب‌ها، نداشتن تعادل مناسب هنگام فرود روی یک پا است که مفصل زانو را در والگوسی شدید و چرخش خارج درشت‌نئی نسبت به ران قرار می‌دهد (۱۶). بودن و همکاران بیان کردند که شدیدترین صدمات حین فرود آمدن بر مفصل زانو وارد می‌شود (۱۷). طبق پژوهش شلبورن و همکاران نیروی عکس‌العملی که حین پرش و فرود بر اندام تحتانی وارد می‌شود ممکن است به ۱۵ برابر وزن بدن هم برسد (۱۸). اسچامالز و همکاران طبق اظهارات شرکت‌کنندگان، بیان نمودند که بریس مورد استفاده در پژوهش آن‌ها منجر به بهبود درد افراد دارای عارضه زانو ضربدری شده است؛ همچنین در این پژوهش استفاده از بریس آزمایش شده باعث کاهش مقدار عدم تقارن پاها در افراد دارای این عارضه شده است (۱۹). مطابق پژوهش رامسی و همکاران بیان شد عملکرد و پایداری زانو در زمان استفاده از بریس طبیعی بهتر از زمان استفاده از بریس والگوسی بود (۲۰). از این رو، استفاده از بریس زانو در ورزشکاران احتمال کاهش نیروها را بدنبال خواهد داشت. با وجود این علی‌رغم اهمیت متغیر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به‌ویژه در طی حرکت فرود که بدن را با چالش بزرگی

مواجه می‌نماید. تاکنون هیچ مطالعه‌ای به بررسی اثرات استفاده از بریس زانو بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد با زانوی ضربدری نپرداخته است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر استفاده از بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۶۰ و ۳۰ درجه روی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانوی ضربدری طی حرکت فرود می‌باشد.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و کارآزمایی بالینی با کد IRCT20181223042082N1 بود. جامعه آماری این مطالعه، دانشجویان پسر غیر ورزشکار دارای پای ضربدری دانشگاه محقق اردبیلی بودند و نمونه‌گیری این پژوهش به صورت در دسترس از بین جامعه مذکور انجام شد. برای به‌دست‌آوردن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار G Power 3.1 استفاده شد که جهت دستیابی به توان آماری ۰/۸ در اندازه اثر برابر با سطح آلفا ۰/۰۵ تعداد ۲۰ نفر آزمودنی مشخص گردید (جدول ۱). معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه‌ی ژنووالگوم یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. پای برتر همه‌ی آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود. همچنین، این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR-ARUMS-REC-1397-091 از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل بود.

آزمودنی‌ها قبل از انجام تست به مدت ۱۰ دقیقه حرکات کششی ایستا و همچنین حرکات جنبشی و پویا انجام دادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری که کنار صفحه نیرو با فاصله‌ی ۴۰ سانتی‌متر از مرکز صفحه نیرو قرار گرفته بود، رفته و کوشش فرود تک پا را ۵ بار تکرار کنند. سپس بریس زانوی مدرج با زاویه ۶۰ درجه به زانوی آزمودنی‌ها بسته شد. آزمودنی‌ها دوباره کوشش فرود را از روی سکو انجام دادند. پس از آن زاویه بریس زانو روی ۳۰ درجه تنظیم شد و از آزمودنی‌ها خواسته شد تا کوشش فرود را مجدداً انجام دهند. آزمودنی‌ها قبل از انجام کوشش فرود، به مدت ۱۰ دقیقه حرکات گرم کردن را انجام دادند. در تمامی شرایط ۵ کوشش صحیح پذیرفته شد. کوشش صحیح در نظر گرفته شد که آزمودنی‌ها به صورت تک پا روی مرکز صفحه نیرو فرود آمدند.

در پژوهش حاضر از بریس زانوی توانبخشی مدرج استفاده شد (تصویر شماره ۱). از ویژگی‌های این بریس می‌توان به دارا بودن مفصل چند محوری جهت تطبیق کامل محور مفصل مکانیکی با مفصل طبیعی و دارا بودن مفصل مدرج برای ایجاد محدودیت در حرکات Flexion و Extension یا حمایت کردن زانو در زاویه مورد نظر اشاره کرد. طراحی مناسب این بریس به افراد آسیب‌دیده این اجازه را می‌دهد تا به فعالیت‌های روزمره خود برسند و نیز درجه‌ی بالایی از ثبات را به مفصل زانو می‌دهد.

تصویر ۱. فرود از روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری بدون بریس زانو (الف) و فرود با بریس زانو با زاویه محدودیت فلکسیونی ۳۰ و ۶۰ درجه (ب)

از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای فرود استخراج شد. سپس مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین با وزن بدن نرمال گردید. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۵۰ هرتز استفاده شد (۲۱). پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی (داده‌های نرمال شده) در تابع زمان آن را از طریق تبدیل فوریر یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه 2015 از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد (۲۲). جزئیات دقیق تبدیل سریع فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت (۲۳). بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در هر کوشش، پنج شاخص طیف فرکانس استفاده شد. شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (F99.5٪) بود که نشان‌دهنده‌ی فرکانسی است که ۹۹/۵٪ از قدرت سیگنال را دارد، به عبارت دیگر ۹۹/۵٪ از توان سیگنال پایین‌تر از این فرکانس می‌باشند (۲۴). شاخص دوم، میانه فرکانس (Fmed) بود (۲۴). 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.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

رابطه (۱)

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

A_n= دامنه ω_0= فرکانس پایه n= ضریب هارمونیک θ_n= زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۲۴).

رابطه (۲)

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{fmax} p(f)df$$

p= توان محاسبه شده، f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو (میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.)

رابطه (۳)

$$\int_0^{f med} p(f)df = \int_{f med}^{fmax} p(f)\,df$$

f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه (۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}(whenp > 1/2 \times p_{max})$$

f_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال f_{band}= پهنای باند سیگنال p_{max} = حداکثر توان سیگنال

رابطه (۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m}\sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

جدول ۱: آمار توصیفی قد، سن، وزن و شاخص توده‌ی بدن دانشجویان پسر شرکت‌کننده در پژوهش حاضر

تعداد	سن (سال)	قد (متر) (انحراف معیار±میانگین)	وزن (کیلوگرم) (انحراف معیار±میانگین)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع) (انحراف معیار±میانگین)
۲۰ نفر	۲۰-۳۰	۱/۷۶±۰/۰۶	۸۳/۳۵±۱/۱۰	۳۰/۲۳±۳/۴۵

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اسچینر و همکاران (۲۵)، تعداد هارمونیک ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد. شاخص پنجم شامل دامنه هر هارمونی می‌باشد که نشان‌دهنده‌ی دامنه و تعداد هارمونیک در سه راستا عمودی، قدامی- خلفی، و داخلی- خارجی برای ۱۵ هارمونیک اول، بین دو گروه کنترل و تجربی بود. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون Shapiro-Wilk (P<۰/۰۵) بررسی شد. با توجه به نرمال بودن داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. از تست تعقیبی Bonfrroni نیز جهت آزمون درون گروهی استفاده شد. تمامی تحلیل آماری داده‌ها در نرم افزار SPSS V25 با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد. جهت محاسبه اندازه اثر از فرمول کوهن استفاده شد:

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

یافته‌ها

مشخصات شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر در جدول ۱ نشان داده شده است که با استفاده از بررسی فاصله قوزک داخلی بوسیله کولیس شناسایی شدند داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند (جدول ۱).

نتایج پژوهش حاضر در مولفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای داخلی-خارجی و شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را به اندازه ۳۳/۹۵ درصد نشان داد (P=۰/۰۲۳؛ اندازه اثر بالا ۱/۴۱) (جدول ۱). مقدار این مؤلفه در همین راستا طی فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه نسبت به شرایط فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه

۳۰/۹۴ درصد کاهش معنی‌دار داشت (P=۰/۰۵۰؛ اندازه اثر بالا ۰/۸۲) (جدول ۱). همچنین مولفه‌ی میانه فرکانس در راستای داخلی- خارجی در شرایط فرود با زاویه ۳۰ درجه در مقایسه با شرایط بدون بریس کاهش معنی‌داری به اندازه‌ی ۵۲/۲۱ درصد نشان داد (P=۰/۰۴۴؛ اندازه اثر پایین ۰/۱۷) (جدول ۱). در این مؤلفه و راستا در شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه نسبت به شرایط فرود بدون بریس ۵۶/۶۵ درصد کاهش معنی‌دار مشاهده شد (P=۰/۰۰۷؛ اندازه اثر بالا ۰/۵۷) (جدول ۱).

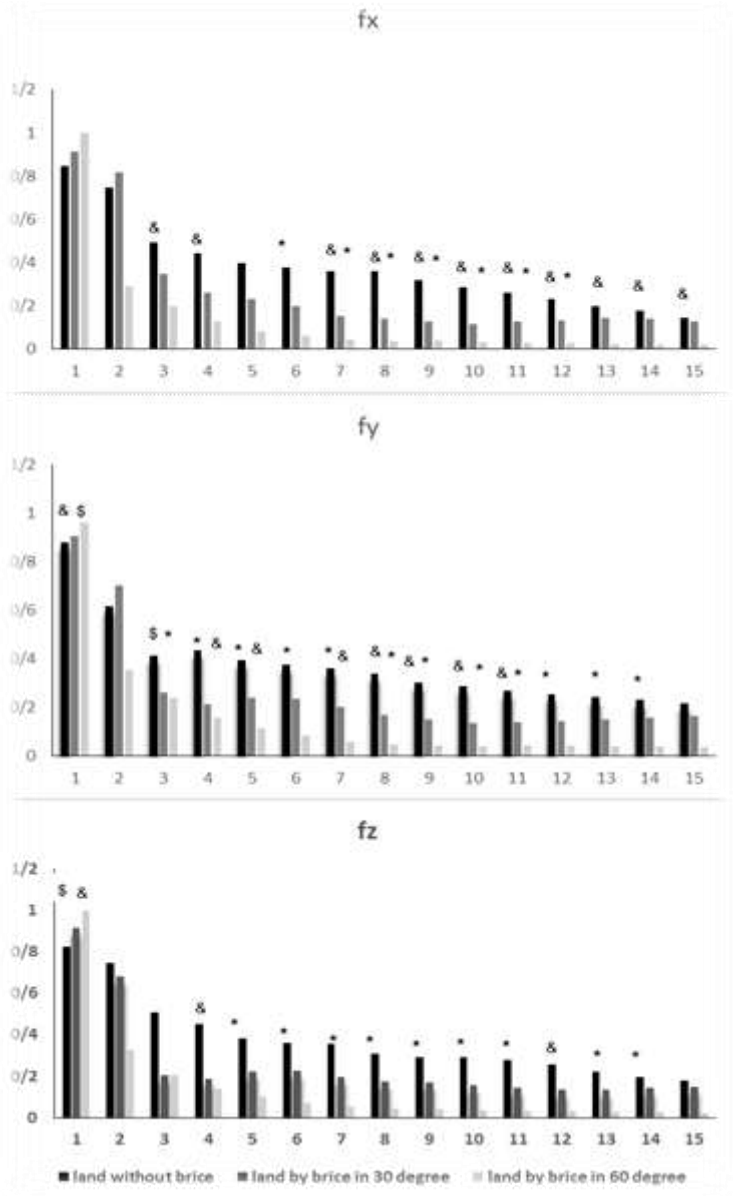
نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه باند فرکانس در راستای داخلی–خارجی طی شرایط فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را با اندازه ۶۱/۶۶ درصد نشان داد (P=۰/۰۲۴؛ اندازه اثر بالا ۴۶/۲۵) (جدول ۱). همچنین در این مؤلفه و راستا طی فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه و فرود بدون بریس کاهش معناداری را با اندازه ۶۵ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۰۹؛ اندازه اثر بالا ۰/۵۳) (جدول ۱).

نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه میانه فرکانس در راستای قدامی–خلفی طی شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را به اندازه ۶۱/۱۶ درصد نشان داد (P=۰/۰۱۹؛ اندازه اثر بالا ۰/۷۰) (جدول ۱). در مؤلفه باند فرکانس در همین راستا و شرایط به مقدار ۶۸/۲۵ درصد کاهش داشت (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا ۰/۷۳) (جدول ۱). در راستای قدامی- خلفی تعداد هارمونی ضروری طی شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را به اندازه ۱/۶۲ درصد مشاهده گردید (P=۰/۰۴۶؛ اندازه اثر بالا ۱/۴۱) (جدول ۱). همچنین، مقدار این مؤلفه در همین راستا طی فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه ۱/۶۲ درصد کاهش یافت (P=۰/۰۴۷؛ اندازه اثر بالا ۱/۴۱) (جدول ۱).

نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی و شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را به اندازه ۲۳/۱۳ درصد نشان داد (P=۰/۰۳۲؛ اندازه اثر بالا ۰/۹۸) (جدول ۱). این مؤلفه و راستا طی فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه ۲۸/۷۸ درصد کاهش داشت (P=۰/۰۱۱؛ اندازه اثر بالا ۸/۶۸) (جدول ۱). نتایج در مؤلفه-ی میانه فرکانس در راستای عمودی در شرایط فرود با زاویه ۳۰ درجه در مقایسه با شرایط بدون بریس کاهش معنی‌داری به اندازه-ی ۴۵/۰۴ درصد را نشان داد (P=۰/۰۱۱؛ اندازه اثر بالا ۰/۸۷) (جدول ۱). همچنین در مقدار مؤلفه و راستای مذکور طی فرود در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با فرود با بریس در زاویه۳۰ درجه کاهش معنی‌داری با اندازه صفر درصد مشاهده شد (P=۰/۰۱۱؛ اندازه اثر پایین ۰/۰۰) (جدول ۱). نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه باند فرکانس در راستای عمودی و شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را به اندازه ۵۷/۴۸ درصد نشان داد (P=۰/۰۳۱؛ اندازه اثر بالا ۰/۵۵) (جدول ۱). نتایج پژوهش حاضر در مؤلفه تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی و شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس ۳/۰۷ درصد کاهش معنی‌داری داشت (P=۰/۰۲۲؛ اندازه اثر بالا ۰/۸۵) (جدول ۱). همچنین، در این مؤلفه و راستا طی فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با فرود با زاویه ۳۰ درجه کاهش معنی‌داری به اندازه ۲/۹۰ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۴۱؛ اندازه اثر بالا ۰/۹۷) (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی- خارجی، قدامی- خلفی و عمودی طی فاز اتکای فرود بین سه شرایط پیش-آزمون فرود بدون بریس، با بریس در زاویه ۳۰ درجه و زاویه ۶۰ درجه

راستا	مولفه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون ۳۰ درجه	پس‌آزمون ۶۰ درجه
داخلی- خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (هرتز)	$ ۲۲/۹۴±۶/۴۷	& ۲۱/۹۴±۶/۶۰	&$ ۱۵/۱۵±۴/۵۸
	میانه فرکانس(هرتز)	$* ۴/۷۳±۳/۳۶	* ۲/۲۶±۰/۵۶	$ ۲/۰۵±۰/۲۲
	باند فرکانس (هرتز)	$* ۳/۰۰±۲/۵۸	* ۱/۱۵±۰/۵۰	$ ۱/۰۵±۰/۲۲
	تعداد هارمونی ضروری	۲۸/۸۴±۰/۳۷	۲۸/۷۸±۰/۴۱	۲۸/۴۲±۰/۷۶
قدامی- خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (هرتز)	۲۳/۰۵±۷/۲۴	۲۱/۶۸±۷/۵۲	۱۹/۳۱±۵/۶۷
	میانه فرکانس (هرتز)	$ ۵/۱۵±۴/۴۵	۳/۳۱±۴/۵۵	$ ۲/۰۰±۰/۰۰
	باند فرکانس (هرتز)	$ ۳/۱۵±۲/۹۲	۱/۹۴±۳/۴۲	$ ۱/۰۰±۰/۰۰
	تعداد هارمونی ضروری	$ ۲۸/۹۴±۰/۲۲	& ۲۸/۹۴±۰/۲۲	&$ ۲۸/۴۷±۰/۷۷
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ (هرتز)	$ ۲۳/۲۱±۵/۴۰	& ۲۵/۰۵±۶/۰۹	&$ ۱۷/۸۴±۵/۲۶
	میانه فرکانس (هرتز)	* ۳/۷۳±۲/۱۵	&* ۲/۰۵±۰/۲۲	& ۲/۰۵±۰/۲۲
	باند فرکانس (هرتز)	$ ۲/۴۷±۲/۱۱	۱/۰۵±۰/۲۲	$ ۱/۰۵±۰/۲۲
	تعداد هارمونی ضروری	$ ۲۸/۹۴±۰/۲۲	& ۲۸/۸۹±۰/۴۵	&$ ۲۸/۰۵±۱/۲۶



نمودار ۱. تعداد هارمونی‌های ضروری در راستای داخلی–خارجی، قدامی–خلفی و عمودی طی فرود بدون بریس، با بریس در زاویه ۳۰ درجه و بریس با زاویه ۶۰ درجه

بحث

پا محل تقابل بدن با زمین است و انحرافات ساختاری بویژه در زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش می‌دهد که این آسیب‌ها ممکن است مانع مشارکت افراد در فعالیت‌ها شود. ناهنجاری در اندام تحتانی می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن، دویدن و پرش و فرود در فعالیت‌ها اثر منفی بگذارد و به علائم ناپایداری منجر شود (۲۰). یوو و همکاران (۲۰۱۱) گزارش کردند که زانو عامل اصلی جذب شوک می‌باشد. همچنین، گزارش کردند که در فرود تک پا در مقایسه با فرود با جفت پا، زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب انرژی را در صفحه فرونتال از خود نشان می‌دهد (۲۶). در پژوهش دیگری یوو و همکاران بیان کردند که بین نیروی عکس‌العمل زمین و مقدار فلکشن زانو ارتباط مستقیمی وجود دارد؛ بدین معنا که با افزایش فلکشن زانو مقدار نیروی عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد (۲۷). مطابق یافته‌های پژوهش حاضر میانه فرکانس در شرایط فرود با بریس زانو در زاویه محدود شده فلکسیونی ۶۰ درجه در مقایسه با فرود بدون بریس در سه راستای عمودی، داخلی–خارجی و قدامی–خلفی کاهش معنی‌داری را نشان داد. پژوهش‌های گذشته

نشان داده‌اند که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسان در سیستم عصبی–حرکتی همراه است که به عنوان اعمال کننده‌ی نیرو به زمین در طول فعالیت‌هایی مانند راه رفتن و پرش و فرود می‌باشد (۲۴). با کاهش میانه فرکانس در این درجه از زاویه فلکسیونی زانو می‌توان بیان کرد که بریس زانو با درجه محدودیت فلکسیونی ۶۰ درجه توانسته نوسان در اجزای عصبی–حرکتی را در سه راستا طی فرود کاهش دهد و باعث ثبات بیشتر در اعمال نیرو به زمین توسط این اجزا شود.

گزارش شده است که عارضه‌های زانو می‌توانند توزیع متقارن و نرمال وزن را در این مفصل تحت تاثیر قرار دهند (۲۸). وجود عارضه‌های این مفصل در صفحه عرضی، توزیع نرمال وزن را در مفصل زانو و مچ دگرگون می‌کند. همچنین، بیان شده است وجود عارضه‌ی زانو ضربدری می‌تواند مقدار نیرو در جهت داخلی–خارجی را بر روی زانو و اندام تحتانی تحت تاثیر قرار داده و کنترل تعادل را مختل کند (۲۹). در مطالعات گذشته اثبات شده است افرادی که با زانوی صاف‌تر فرود می‌آیند، بیشتر از افرادی که با زانوی خمیده فرود می‌آیند در معرض آسیب قرار می‌گیرند (۲۸). فرود با زانوی صاف باعث کاهش ظرفیت‌های مفصل زانو در جذب نیروهای وارده و به دنبال آن وارد آمدن نیروی عکس-العمل زمین بیشتر بر زانو و افزایش نیروهای برشی قدامی و در نتیجه، انجام حرکت غیرطبیعی، جبرانی و آسیب‌زای زانو در صفحه فرونتال می‌شود (۲۰). دویتا نشان داد که انجام فلکسیون کافی در مچ پا، زانو و ران در لحظه فرود می‌تواند حدوداً تا ۵۰ درصد نیروی وارده بر مفصل زانو را کاهش دهد (۱۰). یافته‌های پژوهش حاضر نشان‌دهنده کاهش معنی‌داری در مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در شرایط فرود با بریس زانو با محدودیت فلکسیونی ۳۰ درجه در مقایسه با شرایط فرود بدون بریس در راستای عمودی و داخلی–خارجی بود. علاوه بر این، کاهش در شرایط فرود با بریس با محدودیت فلکسیونی ۶۰ درجه در مقایسه با زاویه ۳۰ درجه در همان راستا کاهش معنی‌داری را نشان داد. فرکانس با توان ۹۹/۵٪ از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت در بیماران و آسیب‌دیدگان، محتوای داده‌های فرکانس بالاتر، افزایش لرزش و بی‌ثباتی را می‌سنجد (۲۰). با کاهش این مؤلفه در شرایط استفاده از بریس زانو با درجه‌های محدودیت فلکسیونی می‌توان عنوان کرد که استفاده از این نوع بریس در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری باعث کاهش لرزش و بی‌ثباتی هنگام فرود می‌شود و حفظ پاسچر را به دنبال دارد. ون و همکاران (۲۹) پس از انجام تحقیقی با عنوان «تاثیر زانوی پرانتزی و زانوی ضربدری ساختگی بر نیروی عکس‌العمل زمین و عملکرد مفصل سابتالار در هنگام راه رفتن» نشان دادند که کنترل پاسچر ممکن است تحت تاثیر زانوی ضربدری و پرانتزی طی گشتاور سوپینیشن و پرونیشن ایجاد شده در مفاصل مچ پا و پا قرار بگیرد که می‌تواند منجر به تغییر در حفظ و کنترل پاسچر شود. تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که استفاده از بریس زانو در افراد دچار درد زانو و آسیب دیدگان رباط صلیبی قدامی منجر به افزایش حفظ تعادل و ثباط مفصل زانو می‌شود و عملکرد عضلات چهارسر ران را بهبود می‌بخشد (۲۰). همچنین، مطابق مطالعات، هنگام یک فعالیت شوک مانند پرش و فرود، نیروهایی در جهت جلو به فرد وارد می‌شود که گروه عضلات چهارسرران نقش مهمی را برای جلوگیری از حرکت بدن به سمت عقب ایفا می‌نمایند. این نیروها در افراد سالم میزان فعالیت عضله پهن داخلی هنگام مواجه شدن با حرکات ناگهانی نسبت به عضله پهن خارجی بیشتر می‌باشد در حالی که این موضوع در افراد دارای زانوی ضربدری صادق نمی‌باشد (۱۱). نتایج در سه راستای عمودی، داخلی– خارجی و قدامی– خلفی در مؤلفه باند فرکانس که شاخصی بر فعالیت اجزای حرکتی مانند تاندون‌ها و عضلات می‌باشد، در شرایط فرود با بریس با درجه محدودیت فلکسیونی ۶۰ در مقایسه با فرود بدون بریس کاهش معنی‌داری را نشان داد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی از جمله استفاده از نمونه مرد (فقدان نمونه زن) بود. همچنین، در این مطالعه تنها به بررسی اثر آنی استفاده از بریس پرداخته شد و این احتمال وجود دارد که استفاده طولانی مدت از این بریس‌ها نتایج متفاوتی را نشان دهد.

نتیجه‌گیری

با توجه به کاهش میانه فرکانس طی حرکت فرود با بریس زانو می‌توان احتمالا بیان نمود که استفاده از بریس زانو قادر به کاهش نرخ آسیب در افراد مبتلا زانو ضربدری می‌شود. با این وجود، اثبات بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری دارد.

قدردانی

از تمامی افرادی که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

ملاحظات اخلاقی

پروتکل این مطالعه در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، استان اردبیل به شماره مرجع IR-ARUMS-REC-1397-091 به تایید رسیده است.

منابع مالی

حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تحت شماره گرنت ۵۶۲۴ از طرف دانشگاه محقق اردبیلی صورت پذیرفته است.

منافع متقابل

مؤلفین اظهار می‌دارند که منافع متقابلی از تالیف یا انتشار این مقاله ندارند.

مشارکت مؤلفان

ا ج‌گ، ع مم، ع ی، ف ق، و آ و در طراحی، اجرا، تحلیل نتایج و نگارش مطالعه ایفای نقش نموده‌اند و نسخه نهایی آن را خوانده و تایید نموده‌اند.

References

1. Kulkarni RM, Rushnaiwala FMI, Kulkarni G, Negandhi R, Kulkarni MG, Kulkarni SGJIjoo. Correction of coronal plane deformities around the knee using a tension band plate in children younger than 10 years. 2015;49(2):208. doi: 10.4103/0019-5413.152484
2. Shariati M, Naderi AJJoOH, Epidemiology. The relationship between chair dimensions and musculoskeletal disorders among female students in one academic branch. 2016;5(2):63-71. doi: 10.18869/acadpub.johe.5.2.63
3. Sadatmand A, Hematfar A, Javaherizade N, Goudarzi BJK, Iran: Islamic Azad University, Boroujerd Branch. Evaluation of the Causes and Incidence of Lower-Extremity Musculoskeletal Disorders in Boys Aged 8 to 11 Years Boroujerd City [MSc Thesis]. 2005. doi: 10.18869/acadpub.hmj.20.6.401
4. Akhavi Rad SM, Barzi M, Jashan S, Radmanesh M, Student GP. Prevalence of foot and knee deformities among high school female students in Tehran District. 2006;9(2):18-23.
5. Maquet PG. Biomechanics of the knee: with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Springer Science & Business Media;2012 Dec 6.
6. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DRJJ. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. 2007;89(12):2723-31. doi: 10.2106/jbjs.f.01016
7. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh MJMR. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. 2014;8(3).
8. Murphy SBJTOCoNA. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. 1994;25(3):477-82.
9. Vaishya R, Shah M, Agarwal AK, Vijay VJJoco, trauma. Growth modulation by hemi epiphysiodesis using eight-plate in Genu valgum in Paediatric population. 2018;9(4):327-33. doi: 10.1016/j.jcot.2017.11.004
10. Ballal M, Bruce C, Nayagam SJTJob, volume jsB. Correcting genu varum and genu valgum in children by guided growth: temporary hemiepiphysiodesis using tension band plates. 2010;92(2):273-6. doi: 10.1302/0301-620x.92b2.22937
11. 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. doi: 10.1177/03635465020300031801
12. Hau R, Csongvay S, Bartlett J. Driving reaction time after right knee arthroscopy. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2000;8(2):89-92. doi: 10.1007/s001670050192
13. Valizade Orang A, Jafarnezhadgero A, Ghane G, Ghorbanloo FJA, Pain. 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. 2019;9(4):66-77.
14. McNair PJ, Prapavessis H, Callender KJBJoSM. Decreasing landing forces: effect of instruction. 2000;34(4):293-6.
15. Wu H-W, Liang K-H, Lin Y-H, Chen Y-H, Hsu H-C, editors. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. 2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference; 2009: IEEE. doi: 10.1109/nebc.2009.4967733
16. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr RJTAjosm. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. 2004;32(4):1002-12. doi: 10.1177/0363546503261724
17. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WEJO. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. 2000;23(6):573-8. doi: 10.3928/0147-7447-20000601-15
18. Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TEJTAjosm. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. 1998;26(3):402-8. doi: 10.1177/03635465980260031001
19. Schmalz T, Knopf E, Drewitz H, Blumentritt SJJoRR, Development. Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee. 2010;47(5). doi: 10.1682/jrrd.2009.05.0067
20. Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A mechanical hypothesis for the effectiveness of knee bracing for medial compartment knee osteoarthritis. The Journal of bone and joint surgery American volume. 2007;89(11):2398. doi: 10.2106/00004623-200711000-00009
21. 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
22. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons; 2009 Oct 12.

23. 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. doi: 10.1016/ j.clinbiomech.2005.01.001
24. 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. doi: 10.1016/ j.clinbiomech.2012.08.004
25. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics. 1983;16(8):591-601. doi: 10.1016/0021-9290(83)90109-4
26. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCHJHms. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. 2011;30(3):624-35. doi: 10.1016/j.humov.2010.11.010
27. Yeow C, Lee PV, Goh JCJTK. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. 2009;16(5):381-6. doi: 10.1016/j.knee.2009.02.002
28. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf AJJob. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. 2008;41(14):3010-6. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.029
29. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman FJJotAPMA. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. 2005;95(6):531-41. doi: 10.7547/0950531