



## The Effect of Long-Term Use of Braces on Three-Dimensional Ground Reaction Forces in People with Genu Varus during Walking

Mohammad Eghbali Meydani <sup>1</sup>, Amirali Jafarnezhadgero <sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

<sup>2</sup> Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

\* **Corresponding author:** Amirali Jafarnezhadgero, Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran  
**Email:** [amiralijafarnezhad@gmail.com](mailto:amiralijafarnezhad@gmail.com)

**Received:** 25 February 2021 **Accepted:** 26 July 2021

### Abstract

**Introduction and Aim:** Genu varus is one of the most common lower extremity complications that affect the performance of people during daily activities and exercise. The aim of this study was to investigate the effect of using knee braces on the ground reaction forces in people with genu varus during walking.

**Methods:** The present study was a clinical trial. Thirty male students with genu varus (20-30 years old) were randomly divided into control and intervention groups. The intervention group used knee braces for 8 weeks during their daily activities. The control group did not receive any intervention. Ground reaction force data were recorded by a force plate system during walking.

**Results:** After 8 weeks, the peak of ground reaction force in the lateral direction during the post-test increased significantly compared to the pre-test ( $P=0.003$ ). Also, after 8 weeks, the peak of the ground reaction force in the anterior direction during the post-test was significantly increased compared to the pre-test ( $P=0.015$ ).

**Conclusion:** In general, braces increased the lateral peak values of the ground reaction force, which can lead to increased foot pronation and thus increase the likelihood of long-term injury.

**Keywords:** Knee Braces, Genu Varum, Walking, Ground Reaction Forces.

### How to Cite this Article:

Eghbali Meydani M, Jafarnezhadgero A. The Effect of Long-Term Use of Braces on Three-Dimensional Ground Reaction Forces in People with Genu Varus during Walking. *Journal of Rehabilitation Research in Nursing*. 2021;7(4):55-60.

## تأثیر استفاده از بریس بر نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد در افراد دارای زانو پرانتری طی راه رفتن

محمد اقبالی میدانی<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، اردبیل، ایران

<sup>۲</sup> دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، اردبیل، ایران

\* نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

ایمیل: [amiralijafarnezhad@gmail.com](mailto:amiralijafarnezhad@gmail.com)

دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۱۲/۰۷ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۵/۰۴

### چکیده

**مقدمه و هدف:** زانو پرانتری یکی از متداول‌ترین عوارض اندام تحتانی است که عملکرد افراد را در طی فعالیت‌های روزمره و تمرینات ورزشی تحت تأثیر قرار می‌دهد. هدف از پژوهش حاضر، تعیین تأثیر استفاده از بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو بر مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای زانو پرانتری در طی راه رفتن است.

**روش کار:** پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی است. ۳۰ دانشجوی پسر دارای زانوی پرانتری (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و مداخله قرار گرفتند. گروه مداخله به مدت ۸ هفته طی فعالیت‌های روزانه خود از بریس استفاده نمود. گروه کنترل، هیچ مداخله‌ای دریافت نکرد. نیروی عکس‌العمل زمین به وسیله دستگاه تخته نیرو طی راه رفتن ثبت شد.

**یافته‌ها:** پس از ۸ هفته اوج نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری یافت ( $P=0/003$ ). همچنین، پس از ۸ هفته اوج نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری داشت ( $P=0/015$ ).

**نتیجه‌گیری:** به طور کلی بریس مقادیر اوج خارجی نیروی عکس‌العمل زمین را افزایش داد که این مورد می‌تواند منجر به افزایش پرونیشن پا و در نتیجه افزایش احتمال آسیب در طولانی مدت گردد.

**کلیدواژه‌ها:** بریس زانو، زانوی پرانتری، راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین.

## مقدمه

راه رفتن به عنوان یک مهارت حرکتی پایه است که افراد برای جابه‌جا شدن از این مهارت سود می‌برند [۶-۱]. راه رفتن الگوی حرکتی پیوسته و تکراری است که همواره مورد توجه پژوهشگران بوده و ویژگی‌های بیومکانیکی آن در افراد در موقعیت‌های مختلف مورد تجزیه و تحلیل واقع شده است. از لحظه تماس پاشنه اندام شناور با زمین تا لحظه بلند شدن پنجه همان پا، فاز اتکای راه رفتن گفته می‌شود [۷]. اتمام راه رفتن متشکل از یک فاز قرارگیری بر یک طرف بدن است که با فاز نوسان دنبال می‌شود [۸]. راه رفتن تحت تاثیر عوامل مختلفی می‌تواند قرار بگیرد که این مهارت حرکتی را دچار اختلال کند از جمله این عارضه‌ها می‌توان به عارضه زانو پرنانتری اشاره کرد [۹].

مفصل زانو یکی از مهمترین مفاصل بدن است که برای ایجاد ثبات و همچنین تحمل وزن بدن از جمله مفاصل مهم به شمار می‌رود و هر گونه اختلال در این ناحیه می‌توان موجب بی‌ثباتی و ایجاد اختلال حرکتی در این مفصل شود [۱۰]. مفصل زانو دارای ساختار پیچیده و در معرض انواع مختلفی از عارضه‌ها است که از مهمترین این عارضه‌ها می‌توان به عارضه زانو پرنانتری اشاره کرد. این عارضه از جمله مهمترین ناهنجاری‌ها در مفصل زانو است که در صفحه فروتنال رخ می‌دهد [۱۱، ۱۲]. در این حالت زانو از وضعیت طبیعی خود خارج می‌شود و نسبت به ران زاویه‌دار می‌گردد. این عارضه مسیر نیروهای وارده را از قسمت مرکزی زانو به قسمت‌های داخلی زانو تغییر می‌دهد به همین دلیل سبب می‌شود که نیروی بیشتری بر ناحیه داخلی مفصل زانو وارد شود. به طوری که میزان نیروهایی که بر قسمت داخلی مفصل زانو وارد می‌شود در حدود ۳/۶ برابر نیروهایی می‌باشد که بر قسمت خارجی مفصل زانو وارد می‌شود [۱۳]. برای درمان این عارضه از روش‌های مختلفی استفاده می‌کنند که مهمترین این روش‌ها استفاده از بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو است [۱۴، ۱۵].

بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو برای کاهش وقوع آسیب یا کاهش شدت آسیب‌های ورزشی به کار می‌روند که بسیاری از پزشکان استفاده از این بریس‌ها را تجویز می‌کنند. گزارش شده که میزان آسیب‌های وارده بر مفصل زانو در حین انجام فعالیت‌های ورزشی در نتیجه استفاده از بریس، کاهش و عملکرد افراد بهبود می‌یابد [۱۶]. بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو از مهمترین ابزارهایی هستند که قابلیت حمایت مفصل زانو در برابر آسیب‌های احتمالی در حین انجام فعالیت‌های ورزشی را دارا هستند [۱۷]. در مطالعات گذشته اثرات استفاده آنی از بریس‌ها، نواربندی و همچنین اثرات یک دوره تمرینات توانبخشی اصلاحی بر مکانیک راه رفتن در افراد دارای زانوی پرنانتری مورد ارزیابی قرار گرفته است [۹، ۱۲]. گزارش شده که اوج توان منفی در مفصل میچ پا و مفصل زانو طی ۲۰-۱۰ درصد اولیه فاز اتکا راه رفتن بعد از نواربندی عضلات دوسرانی و پهن خارجی در افراد دارای زانوی پرنانتری در مقایسه

با شرایط بدون استفاده از نواربندی افزایش می‌یابد [۹]. همچنین بیان شده که تمرینات اصلاحی مقادیر زمان رسیدن به اوج اولیه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را در افراد دارای زانوی پرنانتری افزایش می‌دهد [۱۲]. بریس‌های زانو به طور غیرفعال در پایداری مفصل ایفای نقش می‌نمایند [۱۷]. استفاده طولانی مدت از بریس با توجه به احتمال ایجاد سازگاری‌های عصبی-عضلانی، می‌تواند نتایج متفاوتی در مقایسه با استفاده آنی از تداخلات درمانی را نشان دهد. با وجود این، تاکنون مطالعه‌ای به بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس حمایت‌کننده زانو بر مکانیک راه رفتن در افراد با زانوی پرنانتری نپرداخته است. بنابراین، پژوهش حاضر با هدف، تعیین اثرات استفاده طولانی مدت از بریس حمایت‌کننده مفصل زانو بر مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای عارضه زانو پرنانتری طی راه رفتن انجام شد.

## روش کار

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی است. نرم‌افزار  $G^*power$  نشان داد که برای اندازه اثر ۰/۷، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین گروهی تعداد حداقل ۱۵ نمونه در هر گروه موردنیاز است. بنابراین تعداد ۳۰ پسر (۲۰-۳۰ سال) با زانوی پرنانتری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی به صورت تصادفی در دو گروه تمرین (قد =  $176 \pm 10/6$  سانتیمتر؛ وزن =  $83/35 \pm 11/10$  کیلوگرم و شاخص توده بدنی =  $23/3 \pm 3/45$ ) و کنترل (قد =  $178 \pm 12/12$  سانتیمتر؛ وزن =  $80/15 \pm 15/5$  کیلوگرم و شاخص توده بدنی =  $25/36 \pm 3/20$ ) تخصیص یافتند. برای تشخیص زانوی پرنانتری از افراد خواسته شد بدون کفش و جوراب در حالی که زانوها و ران‌های فرد دیده شود قرار بگیرند بدون اینکه هیچ گونه انقباض و میزان سفتی عضلانی غیرطبیعی در عضلات ناحیه ران وجود داشته باشد. به طوری که زانوهاشان در حالت اکستنشن کامل قرار داشت و قوزک‌های دو پا به گونه‌ای به هم چسبیده بودند که استخوان کشکک زانوها به روبرو نگاه می‌کرد. در این وضعیت فاصله بین ایبی کندیل داخلی ران‌ها به وسیله کولیس اندازه‌گیری شد. افراد دارای زانو پرنانتری درجه یک وارد پژوهش شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی-عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی پرنانتری یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی‌ها راست شناسایی شد [۱۸].

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برگزار شد. در مرحله پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها کوشش راه رفتن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه انجام دادند و همین فرایند دوباره در مرحله

شرکت کنندگان رضایت نامه کتبی را جهت شرکت در پژوهش امضا نمودند.

### یافته‌ها

اثر عامل گروه بر اوج نیروی خارجی ( $P=0/003$ ) و اوج نیروی قدامی ( $P=0/015$ ) از لحاظ آماری معنادار بود (جدول-۱). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که مقادیر اوج نیروی خارجی و اوج نیروی قدامی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون بیشتر است.

اثر عامل زمان بر مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی خلفی ( $P=0/010$ )، زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی ( $P=0/021$ ) و خارجی ( $P=0/026$ )، زمان رسیدن به اوج اولیه نیروی عمودی ( $P=0/011$ ) معنادار بود (جدول-۲). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی خارجی و اوج اولیه نیروی عمودی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون بیشتر است. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی خلفی و زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی طی پیش آزمون در مقایسه با پس آزمون بیشتر است. یافته‌ها نشان داد که مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی خلفی در گروه کنترل کمتر از گروه تجربی است.

پس آزمون و با استفاده از بریس انجام شد. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. بریس‌های بی‌اکتیو از نوع بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو است که به مفصل زانو ثبات می‌بخشد و از وارد شدن فشار بیشتر به قسمت خارجی مفصل زانو جلوگیری می‌کند. مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین توسط دستگاه تخته‌نیرو برتک ساخت کشور انگلیس با نرخ نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین همان با زمان رسیدن به اوج نیروها جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

**تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها:** نرمال بودن توزیع خطاها، ناخودهمبسته بودن خطاهای مدل، و ثابت بودن واریانس خطاها مورد تایید قرار گرفت. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت مقایسه داده‌ها بین پیش‌آزمون و پس-آزمون دو گروه استفاده شد. از محیط نرم افزار SPSS-۲۴ و سطح معنی‌داری برابر  $p<0/05$  استفاده شد. از تست Bonferroni به عنوان تست تعقیبی استفاده شد.

**ملاحظات اخلاقی:** پروتکل پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، ایران (-IR.ARUMS.REC.1399-424) و بر اساس معاهده هلسینکی مورد تصویب قرار گرفت. همه

جدول-۱. میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه طی راه رفتن

| متغیرها               | گروه کنترل  |              | دامنه | گروه تجربی   |               | مقدار P | درصد  |       | اثر گروه * | اثر زمان | اثر زمان گروه * |
|-----------------------|-------------|--------------|-------|--------------|---------------|---------|-------|-------|------------|----------|-----------------|
|                       | پیش‌آزمون   | پس‌آزمون     |       | پیش‌آزمون    | پس‌آزمون      |         | تغییر | تغییر |            |          |                 |
| اوج نیروی خارجی       | ۴/۳۵±۲/۴۱   | ۵/۱۵±۱/۶۱    | ۰/۸   | ۶/۹۵±۳/۳۰    | ۷/۳۳±۳/۶۲     | ۰/۳۸    | ۰/۷۱  | ۰/۰۳  | ۰/۵۰۶      |          |                 |
| اوج نیروی داخلی       | -۴/۷۳±۱/۴۷  | -۴/۷۷±۱/۴۷   | -۹/۵  | -۵/۲۹±۲/۰۴   | -۵/۳۲±۲/۱۱    | -۰/۰۳   | ۰/۹۰۱ | ۰/۲۹۸ | ۰/۹۷۹      |          |                 |
| اوج نیروی قدامی       | ۱۳/۱۶±۴/۴۵  | ۱۴/۹۵±۵/۵۵   | ۱/۷۹  | ۱۱/۳۳±۲/۷۷   | ۱۱/۳۵±۳/۷۸    | ۰/۲     | ۰/۲۰۹ | ۰/۰۱۵ | ۰/۲۱۸      |          |                 |
| اوج نیروی خلفی        | -۱۴/۸۳±۹/۷۸ | -۱۹/۳۱±۳/۱۳  | ۴/۴۸  | -۱۶/۶۰±۲/۱۶  | -۱۰/۲۹±۴۲۸/۷۲ | -۸۷/۳   | ۰/۲۹۹ | ۰/۳۳۰ | ۰/۰۱۹      |          |                 |
| اوج اولیه نیروی عمودی | ۱۰۷/۱۹±۸/۱۸ | ۱۰۹/۷۷±۱۰/۶۹ | ۲/۵۸  | ۱۰۸/۷۰±۱۰/۳۶ | ۱۰۸/۱۲±۱۰/۹۳  | ۰/۵۸    | ۰/۳۴  | ۰/۹۷۹ | ۰/۰۶۳      |          |                 |

\*سطح معناداری  $P<0/05$

جدول-۲. میانگین و انحراف استاندارد زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه طی راه رفتن

| متغیرها               | گروه کنترل    |               | درصد   | گروه تجربی    |               | مقدار P | درصد  |       | اثر گروه * | اثر زمان | اثر زمان گروه * |
|-----------------------|---------------|---------------|--------|---------------|---------------|---------|-------|-------|------------|----------|-----------------|
|                       | پیش‌آزمون     | پس‌آزمون      |        | پیش‌آزمون     | پس‌آزمون      |         | تغییر | تغییر |            |          |                 |
| اوج نیروی خارجی       | ۲۳/۴۱±۵/۷۷    | ۲۷/۲۰±۱۸/۷۲   | ۳/۷۹   | ۷۳/۹۱±۱۴۳/۰۵  | ۷۴/۶۲±۱۴۲/۷۶  | ۰/۳۵    | ۰/۰۲۶ | ۰/۱۰۱ | ۰/۰۱۲      |          |                 |
| اوج نیروی داخلی       | ۳۸۹/۵۸±۱۸۸/۸۶ | ۲۸۵/۰۸±۱۶۱/۷۰ | -۱۰۴/۵ | ۳۴۱/۷۹±۲۲۳/۰۵ | ۳۴۱/۴۶±۲۲۲/۴۹ | -۰/۳۳   | ۰/۰۲۱ | ۰/۹۳۶ | ۰/۰۲۲      |          |                 |
| اوج نیروی قدامی       | ۹۲/۳۳±۲۸/۲۸   | ۹۵/۸۷±۱۹/۳۵   | ۳/۵۴   | ۹۸/۵۴±۲۸/۶۹   | ۹۵/۴۱±۳۱/۸۰   | -۳/۱۳   | ۰/۹۵۳ | ۰/۶۸۷ | ۰/۳۵۰      |          |                 |
| اوج نیروی خلفی        | ۶۰۰/۵۰±۱۵/۵۶  | ۵۷۱/۲۵±۳۶/۵۱  | -۲۹/۲۵ | ۶۲۹/۴۱±۸۷/۱۰  | ۶۲۹/۹۱±۸۶/۹۷  | ۰/۵     | ۰/۱۰  | ۰/۰۲۸ | ۰/۰۰۸      |          |                 |
| اوج اولیه نیروی عمودی | ۴۷۸/۵۸±۱۶۰/۷۸ | ۳۸۳/۰۸±۱۷۸/۹۱ | -۹۵/۵  | ۴۵۳/۲۹±۲۰۹/۳۳ | ۴۵۳/۴۵±۲۰۸/۸۸ | -۰/۱۶   | ۰/۰۱۱ | ۰/۶۶۶ | ۰/۰۱۱      |          |                 |

\*سطح معناداری  $P<0/05$

## بحث

و همکاران اثرات آنی بريس را مورد بررسی قرار دادند، در صورتی که نتایج پژوهش حاضر اثرات استفاده طولانی مدت از بريس را مورد بررسی قرار داده است. به طور کلی نتایج حاضر نشان داد که استفاده طولانی مدت از بريس بر مقادير اوج نيروی عكس العمل زمين اثر معناداری دارد. همچنين استفاده از بريس بر مقادير زمان رسيدن به اوج نيروهای عكس العمل زمين همراه بود که اين موارد می توانند نتیجه تغيير در برنامه ریزی الگوهای حرکتی در سيستم عصبی مرکزی باشند. باوجود اين، اثبات هرچه بهتر اين موارد نیاز به انجام مطالعات بیشتر دارد.

از محدودیت های پژوهش حاضر می توان به عدم ثبت کینماتیک حرکت و فعالیت الکتریکی عضلات اشاره نمود. از سوی دیگر در پژوهش حاضر نمونه زن استفاده نشد که لزوم انجام پژوهش های بیشتر در آینده را می طلبد. همچنين مدت زمان استفاده از بريس نسبتاً کوتاه بود لذا در پژوهش های آینده اثرات استفاده از بريس زانو برای دوره های طولانی تر بررسی شود.

## نتیجه گیری

به طور کلی بريس مقادير اوج خارجی نيروی عكس العمل زمين را افزایش داد که اين مورد می تواند منجر به افزایش پرونيشن پا و در نتیجه افزایش احتمال آسیب در طولانی مدت شود. باوجود اين، اثبات هرچه بهتر اين موضوع نیاز به بررسی بیشتر در مطالعات آینده دارد.

### کاربرد عملی مطالعه

مقادير اوج خارجی نيروی عكس العمل زمين در دو گروه متفاوت است، در واقع بريس می تواند اوج خارجی نيروی عكس العمل زمين را افزایش دهد که اين عامل می تواند منجر به افزایش پرونيشن پا شود که در نتیجه اين عمل باعث افزایش احتمال آسیب در درازمدت شود.

### سهم نویسندگان

جعفر نژادگرو ایده اولیه مقاله، آنالیز آماری داده ها، سابمیت مقاله را انجام داد. اقبالی میدانی ایده، نگارش اولیه مقاله و کار آزمایشگاهی را انجام داد. همه نویسندگان در نگارش اولیه مقاله یا بازنگری آن سهیم بودند و همه با تایید نهایی مقاله حاضر، مسئولیت دقت و صحت مطالب مندرج در آن را می پذیرند.

### تشکر و قدردانی

تقدیر و تشکر از همه کسانی که ما را در انجام هر چه بهتر اين پژوهش یاری نمودند.

### حمایت مالی

اين پژوهش با حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد.

### تضاد منافع

نویسندگان تصریح می کنند که هیچ گونه تضاد منافی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

هدف از پژوهش حاضر، تعیین تاثیر استفاده طولانی مدت از بريس بر نيروهای عكس العمل زمين در سه بعد در افراد دارای زانو پراتنزی طی راه رفتن بود. مقادير اوج نيروی خارجی و اوج نيروی قدامی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون بیشتر بود. همچنين مقادير زمان رسيدن به اوج نيروی خارجی و اوج اولیه نيروی عمودی عكس العمل زمين طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون بیشتر بود. مقایسه جفتی نیز نشان داد که مقادير زمان رسيدن به اوج خلفی نيروی عكس العمل زمين و زمان رسيدن به اوج داخلی طی پیش آزمون در مقایسه با پس آزمون بیشتر است. جعفر نژادگرو و همکاران در تحقیقی به اين نتیجه رسيدند که بريس حمایت کننده مفصل زانو سبب کاهش اوج اولیه نيروی عكس العمل زمين در راستای عمودی داخلی-خارجی، و قدامی-خلفی می شود. بنابراین استفاده از اين ابزارهای حمایت کننده مفصل زانو اوج گشتاور آداکتوری خارجی را کاهش می دهد اما تأثیری بر گشتاور خارجی فلکسوری زانو ندارد [۲۱]. نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش جعفر نژادگرو و همکاران در ارتباط با اثر بريس بر مقادير نيروی عكس العمل زمين همسو نمی باشد. علت احتمالی اين موضوع می تواند تفاوت در روش شناسی دو پژوهش باشد چرا که در پژوهش حاضر اثر استفاده طولانی مدت بريس مورد ارزیابی قرار گرفت، در حالی که در پژوهش جعفر نژادگرو و همکاران اثرات آنی بريس مورد ارزیابی قرار گرفته بود. استفاده طولانی مدت از بريس می تواند عملکرد عصبی-عضلانی و فعالیت عضلانی را تغيير دهد که از جمله علل نتایج مشاهده شده در پژوهش حاضر می تواند باشد. با وجود اين، اثبات هرچه بهتر اين موضوع نیاز به انجام پژوهش های بیشتر در اين زمینه دارد.

متغيرهای کینتیکی مانند نيروهای عكس العمل زمين و طیف فرکانس بیان کننده تغييرات مکانیکی ناشی از بیماری ها و تغييرات در اندام تحتانی از جمله عارضه زانو پراتنزی در مفصل زانو است، که از میان پارامترهای راه رفتن، متغيرهای کینتیکی از اهمیت ویژه ای برخوردار هستند [۲۲، ۲۳]. Van Gheluwe و همکاران در تحقیقی که انجام دادند به اين نتیجه دست یافتند که انجام حرکات اصلاحی و استفاده از بريس های حمایت کننده مفصل زانو می تواند نيروهای اعمالی از طریق اندام تحتانی به زمين را کاهش دهد و از خطرات ناشی از افزایش اين نیرو در اندام تحتانی جلوگیری کند. افزایش میزان فرکانس سبب افزایش ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می شود. همچنين نتایج بدست آمده در تحقیقات پیشین بیانگر اين است که عارضه زانو پراتنزی موجب افزایش گشتاور چرخش خارجی در زمان برخورد پاشنه به زمين و همچنين کاهش گشتاور چرخش داخلی در مرحله پروپالژن راه رفتن می شود [۲۴]. نتایج بدست آمده از پژوهش حاضر با نتایج حاصل از مطالعه Van Gheluwe و همکاران در رابطه با اثر استفاده از بريس همسو نیست. به اين دلیل که مطالعه انجام شده توسط Van Gheluwe

## منابع

1. Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P, et al. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibioalcalneal kinematics of walking gait. *Gait & Posture*. 2017; 52:129-34. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.10.023
2. Ganesan B, Fong K, Luximon A, Al-Jumaily A. Kinetic and kinematic analysis of gait pattern of 13 year old children with unilateral genu valgum. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*. 2016; 20(15):3168-71.
3. Hanson N, Berg K, Deka P, Meendering J, Ryan C. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *International Journal of Sports Medicine*. 2011; 32(06): 401-6. doi:10.1055/s-0030-1265203
4. Silva M, Freitas B, Andrade R, Carvalho Ó, Renjewski D, Flores P, et al. Current perspectives on the biomechanical modelling of the human lower limb: a systematic review. *Archives of Computational Methods in Engineering*. 2021; 28(2): 601-36. doi:10.1007/s11831-019-09393-1
5. Vaishya R, Pariyo GB, Agarwal AK, Vijay V. Non-operative management of osteoarthritis of the knee joint. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2016; 7(3): 170-6. doi:10.1016/j.jcot.2016.05.005
6. Madadi-Shad M, Jafarnezhadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. *Gait & Posture*. 2020; 76:339-45. doi:10.1016/j.gaitpost.2019.12.026
7. Mousavi S, Sadeghi H, Tabatabai GS. Functional comparison between kinematic parameters in voluntary and involuntary gait initiation in active male. *J Modern Rehabilitation*. 2013; 7(3): 62-68.
8. Teymourian B, Sadeghi H, Shariatzade joneydi M. Comparison of ground reaction forces, center of pressure and body center of mass changes in the voluntary, semi-voluntary and involuntary gait termination in healthy young men. *Journal of Sport Biomechanics*. 2016; 1(3):43-52.
9. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018; 22(2): 511-8. doi:10.1016/j.jbmt.2017.06.009
10. Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis care & research: Official Journal of The American College of Rheumatology*. 2009; 61(4):459-67. doi:10.1002/art.24336
11. Brouwer G, Tol AV, Bergink A, Belo J, Bernsen R, Reijman M, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*. 2007; 56(4):1204-11. doi:10.1002/art.22515
12. Jafarnezhadgero A, Ghorbanlou F, Majlesi M. The effects of a period of corrective exercise training program on running ground reaction forces in children with genu varum: a trial study. *J Rafsanjan University of Med Sci*. 2019;17(10):937-50.
13. Khanna P, Kapoor G, Zutshi K. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*. 2008; 2(3):42-54.
14. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 2009; 17(4):422-7. doi:10.1007/s00167-008-0710-z
15. Yavarikia A, Ghorbani Amjad G, Khansari Varkaneh M. The study of prophylactic knee braces efficacy on strain reduction on the medial collateral ligament in football players. *Avicenna Journal of Clinical Medicine*. 2009; 16(1):38-42.
16. Steadman JR, Karas SG, Schlegel TF. The Microfracture Technique in the Treatment of. *The Journal of Knee Surgery*. 2003; 16(2):83-6.
17. Schlegel T, Steadman J. Knee orthoses for sports-related disorders. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices 3rd ed Philadelphia: Mosby*. 1997:420-1.
18. Association WM. "Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>. 2004.
19. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 39:35-41. doi:10.1016/j.jelekin.2018.01.006
20. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 5(10): 161-74. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
21. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait & Posture*. 2018; 59: 104-10. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.040
22. Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Human movement science*. 2014; 34:120-7. doi:10.1016/j.humov.2014.01.006
23. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European spine journal*. 2004; 13(8): 750-4. doi:10.1007/s00586-004-0762-9
24. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2005; 95(6): 531-41. doi:10.7547/0950531