

Research Paper

Effect of 8-Week Use of Knee Braces on the Electrical Activity Frequency of Lower Limb Muscles in Men With Genu Varus While Walking



\*AmirAli Jafarnezhadgero<sup>1</sup>, Moamad Eghbali Meydani<sup>1</sup>, Rahim Khodabakhsh Dizag<sup>1</sup>, Ebrahim Noorian<sup>2</sup>

1. Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Payam Noor University, Tehran, Iran.



**Citation** Jafarnezhadgero AA, Eghbali Meydani M, Khodabakhsh Dizag R, Noorian E. [Effect of 8-Week Use of Knee Braces on the Electrical Activity Frequency of Lower Limb Muscles in Men With Genu Varus While Walking (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2023; 12(4):692-701. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.5>

**doi** <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.5>



**ABSTRACT**

**Background and Aims** Genu varus is one of the most common lower limb deformities that can affect a person's daily activities and sports performance. This study aims to investigate the effect of the 8-week use of knee braces on the electrical activity frequency of muscles in men with genu varus during walking.

**Methods** This is a quasi-experimental study on 30 male college students with genu varus (aged 20-30 years) who were randomly divided into control and intervention groups. Corrective exercises were performed for 8 weeks using knee braces in the intervention group. The electrical activity of selected muscles was recorded by an electromyography system. For statistical analysis, ANCOVA was used. The significance level was set at 0.05.

**Results** During the loading phase, the results showed a lower frequency of biceps femoris muscle in the intervention group compared to the control group ( $P=0.041$ ). The frequency of muscles did not show any significant difference between groups in the mid-stance and push-off phases ( $P>0.05$ ).

**Conclusion** Given the decrease in the frequency of biceps femoris muscle activity in men who used knee braces, it can be concluded that the 8-week use of these brace can be effective in reducing shock absorp- tion in the lower extremity.

**Keywords** Knee brace, Gait, Frequency, Muscle activity

Received: 27 Jan 2021

Accepted: 19 Jul 2021

Available Online: 23 Sep 2023

\* Corresponding Author:

AmirAli Jafarnezhadgero, PhD.

Address: Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +98 (910) 5146214

E-Mail: [amiralijafarnezhadgero@gmail.com](mailto:amiralijafarnezhadgero@gmail.com)

## Extended Abstract

### Introduction

**G**enu varus is one of the most common lower limb deformities that can affect a person's daily activities and sports performance. The prevalence of genu varus is estimated to be 16.8 % and 27.5 % in males and females, respectively. Genu varus is an outward bowing at the knee. This type of deformity has several serious consequences, which can affect the function of lower limb muscles and mechanics. The negative consequences of genu varus include malalignment in the hip, leg, and ankle, a change in the function of muscles, and a change in the signals transferred from mechanical receptors to the central nervous system. In Genu varus, the concave-side muscles and ligaments are shortened, and the convex-side muscles and ligaments are stretched. This study aims to investigate the effect of 8 weeks of using knee braces on the frequency of muscle activity in people with genu varus during walking.

### Materials and Methods

This is a quasi-experimental study on 30 male college students with genu varus (aged 20-30 years) who were randomly divided into control and intervention groups. All participants were right-footed. The G\*Power software was used to determine the sample size (15 per group) by considering a Type I error of 0.05, a Type II error rate of 0.20 (80 % test power), and an effect size of 0.80. The participants were recruited if they had medial knee joint line distance >3 cm in an upright relaxed standing position and a mechanical axis angle >1.3 degrees in both knees. None of the participants had previously used the knee braces that were used in this study. Corrective treatment was performed for 8 weeks using braces in the intervention group. Before and after the intervention, all participants were asked to walk along a straight and even walkway. A force plate (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) was used to record ground reaction force data (GRF) at 1000 Hz. These data were low-pass filtered with a 20-Hz fourth-order Butterworth filter. Specific gait parameters (heel contact and toe-off) were extracted from the walking trials using the force plate. A 10-N vertical force threshold was used to determine the stance phase of walking and related events. A wireless EMG system (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est, Newport, UK) with eight pairs of bipolar Ag/AgCl surface electrodes (20 mm center-to-center distance; input impedance of 100 M $\Omega$ ; common mode rejection ratio of >110 dB) was

used to record activity of the tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius, gluteus medius, biceps femoris (BF), semitendinosus, vastus lateralis, vastus medialis, and rectus femoris muscles of the right leg. Raw EMG signals were sampled at 1000 Hz. Electrodes were placed over the selected muscles according to the European recommendations for surface electromyography (SENIAM). A 10–500 Hz bandwidth filter, and a notch filter at 50 Hz were used to filter the EMG signals. For statistical analysis, ANCOVA test was used. The significance level was set at 0.05.

### Results

During the loading phase, the results showed lower frequency of BF muscle in the experimental group compared to the control group ( $P=0.041$ ). In other two phases (mid-stance and push-off), the muscle frequency did not show any significant difference between groups ( $P>0.05$ ). In the experimental group, during the loading phase, the frequency of TA muscle activity in the post-test stage was greater than in the pre-test stage ( $P=0.041$ ).

### Conclusion

Given the decrease in the frequency of BA muscle activity in the group used knee braces compared to the control group, it can be concluded that 8-week use of knee braces can be effective in reducing the shock absorption in the lower extremity. However, further study is needed for a definite conclusion.

### Ethical Considerations

#### Compliance with ethical guidelines

All ethical principles such as obtaining informed consent from the participants, the confidentiality of their information, and allowing them to leave the study, were considered. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of [Ardabil University of Medical Sciences](#) (Code: IR.ARUMS.REC.1399.424)

#### Funding

This study was extracted from the master's thesis of the second author registered by the Department of Sports Management and Biomechanics, [University of Mohaghegh Ardabili](#). This study was funded by the [University of Mohaghegh Ardabili](#).

#### **Authors' contributions**

The authors contributed equally to preparing this article.

#### **Conflict of interest**

The authors declared no conflict of interest.

#### **Acknowledgments**

We thanks all participants who participated in the present study.



مقاله پژوهشی

اثر ۸ هفته استفاده از بریس بر فرکانس عضلات تحتانی در افراد دارای زانو پراتنزی طی راه رفتن

\*امیر علی جعفرنژاد گرو<sup>۱</sup>، محمدآقبالی میدانی<sup>۱</sup>، رحیم خدابخش دیزج<sup>۱</sup>، ابراهیم نوریان<sup>۲</sup>

۱. گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.  
۲. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online



**Citation** Jafarnezhadgero AA, Eghbali Meydani M, Khodabakhsh Dizag R, Noorian E. [Effect of 8-Week Use of Knee Braces on the Electrical Activity Frequency of Lower Limb Muscles in Men With Genu Varus While Walking (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2023; 12(4):692-701. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.5>

**doi** <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.4.5>

چکیده



**مقدمه و اهداف:** زانوی پراتنزی یکی از متداول ترین عارضه های اندام تحتانی می باشد که فعالیت افراد را در طی فعالیت های روزمره و ورزشی تحت تأثیر قرار می دهد. هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر ۸ هفته استفاده از بریس های حمایت کننده مفصل زانو بر فرکانس فعالیت عضلات در افراد دارای زانو پراتنزی طی راه رفتن می باشد.

**مواد و روش ها:** پژوهش حاضر از نوع نیمه آزمایشی بود. ۳۲ دانشجوی پسر دارای زانوی پراتنزی (۲۰-۳۰ سال) به صورت تصادفی در ۲ گروه کنترل و آزمایش قرار گرفتند. گروه آزمایش به مدت ۸ هفته از بریس استفاده کردند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. جهت تحلیل های آماری از آزمون تحلیل کواریانس (آنکووا) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

**یافته ها:** نتایج نشان داد طی فاز بارگیری فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی در گروه کنترل بیشتر از گروه آزمایش می باشد ( $P=0/041$ ). مقادیر فرکانس فعالیت عضلات در دو فاز میانه استقرار و هل دادن بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد ( $P>0/05$ ).

**نتیجه گیری:** باتوجه به کاهش فرکانس فعالیت عضله دوسررانی در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل می توان بیان کرد که ۸ هفته استفاده از بریس می تواند در کاهش جذب شوک های وارده بر اندام تحتانی مؤثر باشد.

**کلیدواژه ها:** بریس زانو، راه رفتن، بریس، فرکانس، فعالیت عضلات

تاریخ دریافت: ۰۸ بهمن ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۲۸ تیر ۱۴۰۰

تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۲

\* نویسنده مسئول:

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

رایانامه: [amiralijafarnezhadgmail.com](mailto:amiralijafarnezhadgmail.com)

## مقدمه

هستند که باید قابلیت حمایت از مفصل زانو در برابر صدمات و آسیب‌های احتمالی را داشته باشند و درحین انجام فعالیت‌های ورزشی، زانو را محدود نکنند [۱۲].

روش‌های گوناگونی در راستای ارزیابی میزان تأثیرگذاری تکنیک‌های درمانی ارائه شده است که به دلیل تأثیرگذاری این تکنیک‌ها بر عضلات، بررسی فعالیت الکتریکی عضلات به‌عنوان یک روش مناسب می‌باشد. الکترومایوگرافی<sup>۱</sup> سطحی یکی از مهم‌ترین روش‌های غیرتهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت‌های عضلات به شمار می‌رود که به‌طور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی-عضلاتی در مطالعات توان‌بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد که از مزایای مهم الکترومایوگرافی می‌توان به غیرتهاجمی بودن و اقتصادی بودن آن اشاره کرد [۱۳]. در کلیه این کاربردها، سیگنال‌های الکترومایوگرافی در دو فضای کلی فرکانسی و دامنه‌ای تحلیل می‌شود. از این رو می‌توان از الکترومایوگرافی به‌عنوان روشی مناسب جهت بررسی تأثیر استفاده از بریس‌های حمایتی مفصل زانو و تمرینات اصلاحی بیان کرد. گمان می‌رود استفاده از بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو در افراد دارای عارضه زانو پرنانتری می‌تواند باعث بهبود فعالیت الکتریکی عضلات شود. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره تمرین با بریس بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای عارضه زانوی پرنانتری طی راه رفتن می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌آزمایشی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ نفر از دانشجویان پسر دارای زانو پرنانتری بود. نرم‌افزار جی‌پاور<sup>۲</sup> نشان داد برای اندازه اثر برابر با ۰/۷، سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ و توان آماری برابر با ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری با طرح تعاملی درون و بین گروهی تعداد حداقل ۱۴ نمونه در هر گروه موردنظر می‌باشد. بنابراین تعداد ۳۰ پسر دارای زانوی پرنانتری از دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی به‌صورت تصادفی در دو گروه تمرین (۲۰-۳۰ سال) (قد  $176/06 \pm 10$  متر؛ وزن  $83/1 \pm 35/10$  کیلوگرم و شاخص توده بدنی  $30/23 \pm 3/45$  کیلوگرم بر متر مربع) و گروه کنترل (۲۰-۳۰ سال) (قد  $178/12 \pm 10$  متر؛ وزن  $80/1 \pm 15/50$  کیلوگرم و شاخص توده بدنی  $25/3 \pm 36/20$  کیلوگرم بر متر مربع) قرار گرفتند.

برای تشخیص این اختلال از افراد شرکت‌کننده در آزمون خواسته شد. بدون کفش و جوراب درحالی که زانوها و ران‌های فرد دیده شود، قرار بگیرند بدون اینکه هیچ‌گونه انقباض و تنوس عضلاتی غیرطبیعی در عضلات ناحیه ران وجود داشته باشد. چنان‌که زانوهایشان در حالت اکستنشن کامل قرار داشت و

حرکت برای استقلال انسان یک نیاز اساسی به شمار می‌رود. راه رفتن به‌عنوان یک مهارت پایه، بیشترین بخش فعالیت‌های حرکتی افراد را در طی زندگی روزمره به خود اختصاص داده است و افراد برای جابه‌جا شدن از مکانی به مکان دیگر از این مهارت استفاده می‌کنند [۱]. راه رفتن یک الگوی تکراری و پیوسته می‌باشد، باوجوداین که راه رفتن یک الگوی پیوسته می‌باشد، اما در بسیاری از مواقع فرد مجبور به توقف و شروع دوباره حرکت می‌باشد. در شروع راه رفتن از وضعیت ایستاده روی هر دو پا وزن بدن متوجه یک پا می‌شود، بنابراین به پای دیگر اجازه داده می‌شود که از زمین جدا شود و به طرف جلو حرکت کند [۲]. طی مرحله میانه، استقرار وزن بدن بر روی یک پا می‌باشد [۳]. انجام فعالیت‌های فیزیکی مثل راه رفتن نیازمند کنترل وضعیت بدنی می‌باشد و با عنوان توانایی نگهداری و کنترل وضعیت بدن در حین انجام فعالیت‌های فیزیکی نظیر راه رفتن در محیط یاد می‌شود. ضمن اینکه هر چقدر میزان اختلالات در تعادل بیشتر باشد، به همان اندازه احتمال بروز آسیب‌های فیزیکی را نیز افزایش می‌دهد و هر چقدر این اختلالات در اندام فوق بیشتر باشد، باعث کاهش تعادل در انجام فعالیت‌های فیزیکی می‌شود [۴].

مفصل زانو نقش مهمی در جذب شوک‌های وارده به اندام تحتانی و روان کردن حرکت حین راه رفتن دارد و به‌وجود آمدن هر گونه ناهنجاری در این اندام به بی‌ثباتی و اختلال عملکرد منجر می‌شود [۵]. عارضه زانو پرنانتری از جمله مهم‌ترین ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال می‌باشد. این عارضه به‌عنوان شایع‌ترین ناهنجاری در مفصل زانو به شمار می‌رود [۶، ۷]. در عارضه زانو پرنانتری، مسیر نیروهای وارده از مرکز زانو به طرف بخش داخلی مفصل زانو تغییر می‌یابد و به همین جهت باعث می‌شود میزان نیروی بیشتری بر قسمت داخلی مفصل زانو وارد شود، به‌طوری‌که میزان نیروهای وارد بر قسمت داخلی مفصل زانو در حدود ۳/۶ برابر بخش خارجی مفصل زانو می‌باشد [۸، ۹]. برای درمان این ناهنجاری از روش‌های مختلفی استفاده می‌کنند که در میان روش‌های غیر جراحی، استفاده از بریس‌های زانو یکی از روش‌های درمانی رایج می‌باشد.

در طی سالیان گذشته بیشترین ابزارهایی که برای جلوگیری از شدت و اندازه آسیب در زانوی افراد ورزشکار مورد استفاده قرار گرفته است، زانوبندهای پیشگیری‌کننده می‌باشد [۱۰]. بریس‌های حمایت‌کننده مفصل زانو در ورزشکاران تلاشی برای کاهش وقوع آسیب یا کاهش شدت آسیب‌دیدگی در مفصل زانو به شمار می‌رود که بسیاری از پزشکان استفاده از بریس را تجویز کرده‌اند تا از میزان آسیب‌های وارده کاسته شود و عملکرد افراد را درحین انجام فعالیت‌های فیزیکی بهبود ببخشد [۱۱]. بریس‌های پیشگیری‌کننده یا پروفیلاکتیک مفصل زانو از مهم‌ترین ابزارهایی

1. Electromyography (EMG)  
2. G\*power

همچنین نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰ درصد اتانول-C2H5OH) طبق توصیه نامه سینام<sup>۱۲</sup> انجام شد [۱۶]. اوج فعالیت عضلات یاد شده به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی<sup>۱۳</sup> ثبت شد. برای نمونه ایزومتریک ارادی فعالیت عضله دوقلوی داخلی بدین صورت ثبت شد که از آزمودنی خواسته شد روی یک پا (پای سمت راست که الکتروود بر روی آن قرار دارد) ایستاده و به مدت ۵ ثانیه بر روی پنجه خود قرار گیرد. همچنین برای ثبت اوج فعالیت عضله درشتنی قدامی آزمودنی پای خود را در زیر یک صفحه ثابت قرار داد و حرکت دورسی فلکشن را انجام داد (پاشنه روی زمین ثابت بود و پنجه رو به بالا حرکت و انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد) و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت شد. با استفاده از نرم افزار بایومتریک دیتا لیت<sup>۱۴</sup> مقادیر میانه فرکانس داده های الکترومایوگرافی استخراج و اطلاعات حاصله در نرم افزار اکسل ثبت شد. گروه آزمایش به مدت ۸ هفته در اغلب فعالیت های روزانه خود از بريس زانو استفاده کردند. فعالیت الکتریکی عضلات قبل و بعد از ۸ هفته در دو گروه ثبت شد.

نرمال بودن توزیع خطاها، ناخودهمبسته بودن خطاهای مدل، و ثابت بودن واریانس خطاها مورد تأیید قرار گرفت. آزمون آماری تحلیل کوواریانس (پیش آزمون به عنوان کووریت) جهت مقایسه دو گروه استفاده شد. از نسخه ۲۴ نرم افزار SPSS و سطح معناداری برابر  $P \leq 0.05$  استفاده شد

### یافته ها

نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضله دو سر رانی طی فاز بارگیری حرکت در گروه کنترل بیشتر از گروه آزمایش می باشد ( $P=0.041$ ) (جدول شماره ۱). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون فرکانس فعالیت عضله دوسررانی کاهش داشته است. فرکانس فعالیت عضله درشتنی قدامی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه آزمایش به طور معناداری افزایش را نشان داد ( $P=0.041$ ).

نتایج آزمون تحلیل کواریانس نشان داد تفاوت فرکانس فعالیت عضلات در طی فاز میانه استقرار بین دو گروه کنترل و آزمایش معنادار نمی باشد ( $P > 0.05$ ) (جدول شماره ۲). نتایج مقایسه درون گروهی نشان داد فرکانس فعالیت عضله په‌ن داخلی و درشتنی قدامی در گروه آزمایش طی پس آزمون در مقایسه با کاهش داشته است ( $P < 0.05$ ).

قوزک های دوبا به گونه ای بهم چسبیده بودند که استخوان کشک زانوها به روبه رو نگاه می کرد، در این وضعیت فاصله بین اپی کندیل داخلی ران ها به وسیله کولیس اندازه گیری شد. افرادی که دارای فاصله اپی کندیل داخلی بین ۴-۶ سانتی متر بودند، وارد پژوهش شدند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی متر، عدم وجود عارضه زانوی پرانتری و 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، آزمودنی ها از فعالیت سنگین دو روز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی ها توسط آزمون شوت فوتبال تعیین شد. در همه آزمودنی ها پای راست پای برتر بود. از شرکت کنندگان رضایت نامه شرکت در پژوهش دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [۱۴]. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق از دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی اردبیل بود.

پژوهش حاضر در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون برگزار شد. در مرحله پیش آزمون، آزمودنی ها کوشش دودین را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکتروودها روی عضلات انجام دادند. همین فرایند دوباره در مرحله پس آزمون و با استفاده از بريس و بعد از ۸ هفته استفاده از بريس انجام دادند. هر مرحله با ۳ کوشش صحیح ثبت شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که سیگنال الکترومایوگرافی تمامی عضلات به صورت صحیح ثبت شده باشد. بريس های غیرفعال از نوع بريس های حمایت کننده مفصل زانو می باشد که به مفصل زانو ثابت می بخشد و از وارد شدن فشار بیشتر به قسمت خارجی مفصل زانو جلوگیری می کند.

میزان فعالیت عضلات درشتنی قدامی<sup>۲</sup>، دوقلوی داخلی<sup>۴</sup>، په‌ن داخلی<sup>۵</sup>، په‌ن خارجی<sup>۶</sup>، راست رانی<sup>۷</sup>، دوسر رانی<sup>۸</sup>، نیمه وتری<sup>۱</sup> و عضله سرینی میانی<sup>۱۰</sup> سمت راست طی راه رفتن و دودین ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی بایومتریک<sup>۱۱</sup> کاناله بی سیم و الکتروودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکتروودهای سطحی نقره-کلرید نقره دو قطبی (شکل دایره ای با قطر ۱۱ میلی متر؛ فاصله ۲۵ میلی متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم؛ نسبت رد شایع حالت < ۱۱۰ دسی بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. فیلترهای پایین گذر ۵۰۰ هرتز و بالا گذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد [۱۵].

3. Tibialis Anterior (TA)
4. Medial Gastrocnemius (GM)
5. Vastus Medialis (VM)
6. Vastus Lateralis (VL)
7. Rectus Femoris (RF)
8. Biceps Femoris (BF)
9. Semi Tendinosus (ST)
10. Gluteus Medius (Gut M)
11. Biometrics ltd, uk

12. SENIAM
13. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
14. Biometrics data lite

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت عضلات (هرتز) دو گروه کنترل و آزمایش در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی فاز بارگیری

عضله	میانگین $\pm$ انحراف معیار					
	درصد تغییر		گروه آزمایش		گروه کنترل	
	گروه آزمایش	گروه کنترل	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون
درشت‌تنی قدامی	۱۸/۶۷	۸/۲۵	۹۳/۳۷ $\pm$ ۲۰/۸۶	۷۵/۶۹ $\pm$ ۱۹/۸۷	۹۳/۲۵ $\pm$ ۲۲/۰۵	۸۵/۸۲ $\pm$ ۲۱/۲۳
دوقلوی داخلی	-۲۸/۰۷	-۲۴/۰۲	۵۸/۴۵ $\pm$ ۲۶/۱۴	۷۷/۸۲ $\pm$ ۳۴/۸۲	۶۵/۷۹ $\pm$ ۳۳/۰۲	۸۴/۱۵ $\pm$ ۳۸/۶۸
پهن خارجی	۶/۲۳	۰/۲۲	۶۸/۳۶ $\pm$ ۲۲/۰۵	۶۲/۲۵ $\pm$ ۲۱/۸۳	۶۲/۵۰ $\pm$ ۲۱/۲۸	۶۳/۹۷ $\pm$ ۲۲/۶۹
پهن داخلی	-۵/۵۵	۳۸/۱۴	۶۱/۰۴ $\pm$ ۲۴/۷۳	۶۴/۴۵ $\pm$ ۲۶/۸۶	۸۴/۹۶ $\pm$ ۳۷/۰۳	۶۱/۴۳ $\pm$ ۲۴/۶۹
راست رانی	-۷/۷۵	-۲/۸۴	۶۸/۳۶ $\pm$ ۲۲/۰۵	۶۲/۳۵ $\pm$ ۳۵/۸۳	۶۲/۵۰ $\pm$ ۲۱/۳۲	۶۳/۹۷ $\pm$ ۲۲/۶۹
دوسر رانی	-۴۶/۵۴	-۵۷/۹۹	۴۷/۵۴ $\pm$ ۱۵/۵۲	۷۷/۹۹ $\pm$ ۳۷/۵۲	۷۱/۷۰ $\pm$ ۱۷/۳۶	۷۷/۹۵ $\pm$ ۵۵/۱۰
نیمه وتری	۶/۶۶	۱۳/۹۵	۸۰/۰۸ $\pm$ ۳۶/۵۷	۷۸/۳۰ $\pm$ ۳۱/۶۹	۶۵/۹۵ $\pm$ ۲۲/۷۶	۵۸/۰۹ $\pm$ ۱۶/۶۷
سرینی میانی	-۲۳/۱۹	۵/۴۷	۵۸/۴۴ $\pm$ ۲۱/۸۱	۷۰/۰۷ $\pm$ ۳۳/۳۷	۶۶/۷۳ $\pm$ ۳۳/۶۸	۵۹/۵۸ $\pm$ ۳۶/۳۶

## طب توانبخشی

تعقیبی نشان داد فعالیت عضله دوقلوی داخلی طی این فاز در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون کاهش یافته است. نتایج مقایسه درون‌گروهی نشان داد فعالیت عضله درشت‌تنی قدامی، نیمه‌وتری و سرینی میانی و پهن خارجی در گروه آزمایش طی مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش داشته است؛ فرکانس فعالیت عضله دوسررانی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل کاهش داشته است.

فرکانس فعالیت عضلات در طی فاز هل دادن بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد (جدول شماره ۳). مقایسه درون‌گروهی نشان داد فرکانس عضله دوقلوی داخلی، دوسررانی و نیمه‌وتری در گروه آزمایش طی فاز هل دادن در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به‌طور معناداری کاهش و فعالیت عضله سرینی میانی افزایش داشته است ( $P < 0/05$ ).

نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضله دو قلوی داخلی ( $P = 0/034$ ) و سرینی میانی ( $P = 0/001$ ) در گروه آزمایش بیشتر از گروه کنترل می‌باشد (جدول شماره ۴). نتایج آزمون

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار فرکانس فعالیت عضلات (هرتز) دو گروه کنترل و آزمایش در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی راه رفتن در فاز میانه استقرار

عضله	میانگین $\pm$ انحراف معیار					
	درصد تغییر		گروه آزمایش		گروه کنترل	
	گروه آزمایش	گروه کنترل	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون
درشت‌تنی قدامی	۲۲/۲۹	۴/۲۸	۹۱/۹۶ $\pm$ ۲۸/۷۱	۷۱/۶۰ $\pm$ ۲۶/۷۸	۹۳/۱۸ $\pm$ ۲۲/۵۸	۸۸/۷۲ $\pm$ ۲۲/۶۶
دوقلوی داخلی	۷/۰۱	۵/۷۵	۷۷/۵۶ $\pm$ ۳۲/۵۰	۷۲/۹۴ $\pm$ ۳۰/۱۱	۷۶/۷۵ $\pm$ ۳۲/۹۸	۷۵/۵۰ $\pm$ ۲۸/۴۸
پهن خارجی	-۷/۰۳	۴/۱۶	۵۷/۱۳ $\pm$ ۱۳/۴۶	۵۵/۴۴ $\pm$ ۲۲/۱۹	۵۷/۲۷ $\pm$ ۲۹/۶۰	۵۶/۵۳ $\pm$ ۲۶/۱۸
پهن داخلی	۲۱/۱۳	-۱۸/۲۱	۷۱/۳۸ $\pm$ ۲۳/۶۸	۴۸/۰۲ $\pm$ ۲۵/۹۱	۵۴/۶۷ $\pm$ ۲۳/۸۷	۶۰/۳۹ $\pm$ ۳۶/۳۶
راست رانی	-۶/۹۶	-۲۲/۳۴	۵۸/۱۱ $\pm$ ۱۸/۵۰	۵۸/۶۲ $\pm$ ۲۴/۹۵	۴۸/۱۰ $\pm$ ۱۵/۶۰	۵۷/۳۵ $\pm$ ۲۸/۶۹
دوسر رانی	-۵/۷۷	-۱۱/۲۶	۵۱/۷۶ $\pm$ ۲۹/۵۴	۸۷/۹۸ $\pm$ ۳۴/۰۹	۶۹/۱۵ $\pm$ ۱۷/۸۷	۷۷/۹۳ $\pm$ ۲۶/۷۳
نیمه وتری	۱۸/۷۳	۲۲/۹۱	۷۴/۸۸ $\pm$ ۳۲/۲۵	۶۳/۶۵ $\pm$ ۲۴/۷۵	۵۹/۸۴ $\pm$ ۲۶/۰۹	۴۸/۴۳ $\pm$ ۲۷/۳۲
سرینی میانی	۲۴/۲۹	-۵/۵۴	۵۹/۹۰ $\pm$ ۳۴/۱۷	۴۵/۱۰ $\pm$ ۲۴/۶۸	۵۴/۶۸ $\pm$ ۲۱/۴۸	۵۶/۸۸ $\pm$ ۲۴/۸۲

## طب توانبخشی

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار فرکانس فعالیت عضلات (هرتز) دو گروه کنترل و آزمایش در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی فاز هل دادن

عضله	میانگین $\pm$ انحراف معیار						
	درصد تغییر		گروه آزمایش		گروه کنترل		
	گروه آزمایش	گروه کنترل	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	
درشت‌تنی قدامی	۰/۲۲۵	۲/۴۹	۰/۴۱	۹۴/۴۱ $\pm$ ۲۳/۴۷	۷۷/۴۰ $\pm$ ۳۷/۹۹	۹۱/۳۸ $\pm$ ۳۰/۰۹	۸۲/۰۸ $\pm$ ۲۸/۹۸
دوقلوی داخلی	۰/۰۷۹	-۵۸/۱۴	-۲۶/۴۷	۶۶/۰۹ $\pm$ ۲۲/۵۶	۹۶/۶۰ $\pm$ ۵۰/۱۹	۶۴/۲۹ $\pm$ ۱۹/۵۴	۷۶/۷۰ $\pm$ ۳۳/۶۰
پهن خارجی	۰/۰۵۷	-۳/۹۵	۰/۱۸	۵۰/۲۹ $\pm$ ۲۵/۵۷	۵۸/۰۰ $\pm$ ۲۱/۸۱	۶۱/۴۳ $\pm$ ۱۹/۷۷	۶۱/۱۶ $\pm$ ۱۹/۸۶
پهن داخلی	۰/۱۰۶	۳/۳۱	۷/۰۱	۵۶/۶۵ $\pm$ ۲۲/۱۹	۵۸/۱۰ $\pm$ ۱۷/۴۳	۴۸/۵۲ $\pm$ ۳۷/۲۱	۴۵/۳۰ $\pm$ ۱۴/۵۵
راست رانی	۰/۴۵۱	-۱۰/۴۷	-۲/۵۹	۶۲/۶۶ $\pm$ ۲۴/۸۹	۶۹/۹۹ $\pm$ ۵۹/۵۱	۵۴/۲۱ $\pm$ ۱۷/۷۷	۵۷/۰۰ $\pm$ ۱۷/۵۷
دوسر رانی	۰/۱۱۴	-۳۵/۷۶	۱۰/۸۰	۵۰/۹۵ $\pm$ ۱۹/۱۷	۷۲/۱۱ $\pm$ ۳۳/۷۷	۵۹/۱۸ $\pm$ ۴۱/۱۸	۵۳/۴۱ $\pm$ ۱۸/۰۲
نیمه وتری	۰/۳۰۸	-۲۸/۷۱	۳/۵۸	۶۹/۰۵ $\pm$ ۲۴/۱۹	۸۴/۰۷ $\pm$ ۳۷/۸۸	۸۳/۲۸ $\pm$ ۳۱/۱۳	۸۰/۴۰ $\pm$ ۱۷/۵۸
سرینی میانی	۰/۳۴۵	۲۰۶/۸۲	۱۸/۱۱	۱۷۷/۱۳ $\pm$ ۱۱۱/۹۲	۶۱/۶۸ $\pm$ ۲۰/۵۵	۵۵/۶۹ $\pm$ ۲۸/۶۲	۵۱/۸۰ $\pm$ ۱۴/۴۰

طب توانبخشی

حاضر با پژوهش محمدی اصل و همکاران نمی‌باشد. چون در پژوهش حاضر به بررسی فرکانس فعالیت عضلات پرداخته شده است، درحالی‌که در پژوهش محمدی اصل و همکاران قدرت را بررسی کردند. علت احتمالی کاهش فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی می‌تواند این موضوع باشد که حمایت غیرفعال سبب نیازمندی کمتر به فراخوان واحدهای حرکتی می‌باشد [۱۸]. پانکوا و همکاران در تحقیقاتی که در سال ۲۰۱۲ بر اثر استفاده از سه نوع بريس بر روی تغییرات فشار کف پای انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که استفاده از این بريس‌ها باعث حمایت مفصل زانو، نحوه قرارگیری صحیح آن و بی‌حرکت ساختن مفصل زانو

بحث

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثرات یک دوره تمرین بابر بس فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای عارضه زانوی پرنانزی طی راه رفتن می‌باشد.

یافته‌ها نشان دادند فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی طی فاز بارگیری حرکت در گروه آزمایش کمتر از گروه کنترل می‌باشد. در پژوهشی که محمدی و همکاران انجام دادند، بیان کردند تمرینات اصلاحی می‌تواند باعث بهبود قدرت و دامنه حرکتی مفصل زانو شود [۱۷]. امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش

جدول ۴. میانگین و انحراف معیار فرکانس فعالیت عضلات (هرتز) دو گروه کنترل و آزمایش در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی دویدن در طی فاز نوسان

عضله	میانگین $\pm$ انحراف معیار						
	درصد تغییر		گروه آزمایش		گروه کنترل		
	گروه آزمایش	گروه کنترل	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	
درشت‌تنی قدامی	۰/۴۵۹	۲۳/۶	۱/۱۴	۷۵/۶۸ $\pm$ ۲۹/۱۱	۶۱/۲۹ $\pm$ ۱۹/۹۰	۷۸/۵۲ $\pm$ ۱۹/۸۰	۷۸/۸۰ $\pm$ ۱۸/۳۸
دوقلوی داخلی	۰/۰۳۴	-۳۳/۹۳	-۴۸/۸۹	۶۵/۸۴ $\pm$ ۲۳/۵۱	۸۹/۱۱ $\pm$ ۳۴/۱۷	۵۵/۹۸ $\pm$ ۱۸/۷۲	۹۱/۰۴ $\pm$ ۳۲/۵۵
پهن خارجی	۰/۰۶۹	۲۳/۹۴	-۲/۵۷	۶۰/۶۰ $\pm$ ۱۸/۲۵	۴۴/۱۶ $\pm$ ۱۰/۷۵	۵۰/۹۳ $\pm$ ۱۹/۴۷	۵۲/۵۷ $\pm$ ۱۹/۴۰
پهن داخلی	۰/۱۰۹	۱۰/۷۳	-۱۷/۰۹	۴۷/۶۸ $\pm$ ۱۷/۰۳	۴۱/۱۸ $\pm$ ۱۲/۸۰	۴۸/۸۳ $\pm$ ۱۱/۹۸	۵۷/۰۰ $\pm$ ۲۰/۹۰
راست رانی	۰/۰۶۵	۵/۸۵	۱/۱۱	۶۴/۵۵ $\pm$ ۲۱/۳۴	۵۲/۹۳ $\pm$ ۲۷/۱۱	۵۲/۲۸ $\pm$ ۱۳/۷۸	۵۰/۸۰ $\pm$ ۱۵/۲۵
دوسر رانی	۰/۱۱۱	-۰/۲۱	-۳۶/۳۷	۵۲/۸۵ $\pm$ ۲۵/۳۸	۵۲/۶۵ $\pm$ ۲۶/۸۲	۴۷/۸۸ $\pm$ ۱۴/۹۵	۶۱/۳۷ $\pm$ ۲۷/۸۵
نیمه وتری	۰/۲۰۱	۲۲/۰۹	-۱/۵۴	۶۰/۵۵ $\pm$ ۱۹/۶۱	۴۷/۲۸ $\pm$ ۱۰/۷۹	۶۷/۸۹ $\pm$ ۲۹/۷۷	۶۳/۶۵ $\pm$ ۳۵/۵۵
سرینی میانی	۰/۰۰۱	۳۴/۷۱	۱۵/۵	۶۲/۸۲ $\pm$ ۳۳/۳۲	۴۵/۳۳ $\pm$ ۱۶/۱۰	۴۱/۹۹ $\pm$ ۲۶/۳۴	۴۳/۵۰ $\pm$ ۹/۴۲

طب توانبخشی

سطح معناداری  $P < ۰/۰۵$



فعال، کاهش در میزان فایرینگ واحد حرکتی، سرعت انتقال پایین، یا تغییر در فضای بین سلولی باشد [۲۲]. در نتیجه، تحلیل و تفسیر مشخصه‌های فرکانس سیگنال الکترومایوگرافی در طی فعالیت پویا نیازمند توجه ویژه است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود نمونه زن و عدم ثبت کینماتیک حرکت اشاره کرد.

### نتیجه‌گیری

باتوجه به کاهش فرکانس فعالیت عضله دوسررانی طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون می‌توان بیان کرد که ۸ هفته استفاده از بریس می‌تواند در کاهش جذب شوک‌های وارده بر اندام تحتانی از طرف زمین مؤثر باشد. مکانیسم احتمالی آن نیز کاهش فرکانس عضلات فوق‌الذکر طی فاز پاسخ بارگیری می‌باشد.

### ملاحظات اخلاقی

#### پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش، ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی اردبیل در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR-ARUMS-REC-1399-424 دریافت شده است.

#### حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه آقای محمد اقبالی میدانی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد. این پژوهش با حمایت مالی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شده است.

#### مشارکت‌نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

#### تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

#### تشکر و قدردانی

از همه شرکت‌کنندگانی که در مطالعه حاضر شرکت کردند، تقدیر و تشکر می‌شود.

می‌شود که استفاده از این بریس‌ها باعث جلوگیری و درمان انواع مختلفی از عارضه‌ها می‌شود [۱۹]. نتایج به‌دست‌آمده در پژوهش پانکوا و همکاران با نتایج پژوهش حاضر همسو نمی‌باشد. دلیل این موضوع می‌تواند تفاوت در روش تحقیق پژوهش حاضر با پژوهش پانکوا و همکاران باشد.

یافته‌ها نشان داد فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه استقرار و هل دادن در گروه آزمایش متفاوت از گروه کنترل نمی‌باشد. همچنین فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی و دوقلوی داخلی در گروه آزمایش بیشتر از گروه کنترل می‌باشد. در تحقیقاتی که در سال‌های اخیر بر تأثیر استفاده از بریس‌ها بر قسمت داخلی مفصل زانو و هم انقباضی عضلات انجام شده است، به این نتیجه رسیده‌اند که استفاده از بریس میزان بار وارده را کاهش می‌دهد [۱۸]. همچنین در تحقیقاتی که ابراهیمی و همکاران در سال ۲۰۱۲ با عنوان تأثیر استفاده از بریس‌ها بر افراد ورزشکار سالم بررسی کردند، به این نتیجه رسیدند که استفاده از این بریس‌ها زانو را از آسیب‌هایی که آن‌ها را از انجام فعالیت‌های ورزشی باز می‌دارد، محافظت می‌کند تا آن‌ها فعالیت‌های ورزشی خود را به بهترین صورت انجام دهند [۲۰].

نتایج پژوهش ابراهیمی و همکاران با نتایج پژوهش حاضر همسو نمی‌باشد و این می‌تواند ناشی از تفاوت در روش تحقیق پژوهش حاضر با پژوهش ابراهیمی و همکاران باشد یا اینکه مطالعه صورت‌گرفته توسط ابراهیمی و همکاران اثر آنی باشد. این در حالی است که در هر دو پژوهش تأثیرات مثبتی بر فرکانس فعالیت عضلات گذشته است. جعفرنژادگرو و همکاران در تحقیقاتی که در سال ۲۰۱۸ انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که استفاده از بریس در مفصل زانو باعث کاهش اوج اولیه نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی، داخلی، خارجی، و قدامی می‌شود. علاوه‌براین استفاده از بریس‌های حمایتی مفصل زانو اوج گشتاور اداکنوری خارجی را کاهش می‌دهد، اما این ابزار بر گشتاور خارجی فلکسوری مفصل زانو هیچ تأثیری نمی‌گذارد [۲۱]. نتایج پژوهش جعفرنژادگرو و همکاران با نتایج پژوهش حاضر همسو نمی‌باشد. به‌دلیل اینکه در پژوهش جعفرنژادگرو و همکاران، موضوع مورد مطالعه نیروهای عکس‌العمل زمین می‌باشد، اما در پژوهش حاضر موضوع مورد تحقیق فرکانس فعالیت عضلات می‌باشد. مشخصه‌های فرکانس الکترومایوگرافی اغلب یا به اشتباه یا بیش از حد تفسیر می‌شوند [۲۲].

برای مثال، افزایش در فرکانس الزاماً نشان‌دهنده فعالیت بیشتر واحدهای حرکتی تندانقباض نیست، بلکه ممکن است ناشی از مقدار فایرینگ بالا در واحد حرکتی کند انقباض، فعالیت تارهای عضلانی با سرعت هدایت بالا، کاهش هماهنگی واحدهای حرکتی، یا احتمالات دیگر باشد. به‌طور مشابه، کاهش در فرکانس الزاماً نشان‌دهنده افزایش هماهنگی واحدهای حرکتی نیست، بلکه می‌تواند نشان‌دهنده کاهش در مجموع تعداد واحدهای حرکتی

## References

- [1] Iglesias DJ. Development of an in-vitro passive and active motion Simulator for the investigation of wrist function and Kinematics [PhD dissertation]. Ontario: The University of Western Ontario; 2015. [\[Link\]](#)
- [2] Mousavi SK, Sadeghi H, TabatabaaiGhomsheh SF. [Functional Comparison between Kinematic parameters in voluntary and involuntary gait initiation in active male (Persian)]. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2013; 7(3):62-8. [\[Link\]](#)
- [3] Moghadam NK, Sadeghi H. [Biomechanical variables of gait initiation and gait termination with emphasis on instruments, floors, and musculoskeletal disorders: A systematic review (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019; 8(3):260-71. [\[Link\]](#)
- [4] Hrysonmalls C, McLaughlin P, Goodman C. Balance and injury in elite Australian footballers. *International Journal of Sports Medicine*. 2007; 28(10):844-7. [\[DOI:10.1055/s-2007-964897\]](#) [\[PMID\]](#)
- [5] 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. [\[DOI:10.1002/art.24336\]](#) [\[PMID\]](#)
- [6] Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, 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. [\[DOI:10.1002/art.22515\]](#) [\[PMID\]](#)
- [7] 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 (Persian)]. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2019; 17(10):937-50. [\[Link\]](#)
- [8] 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. [\[Link\]](#)
- [9] 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. [\[DOI:10.1007/s00167-008-0710-z\]](#) [\[PMID\]](#)
- [10] 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 (Persian)]. *Avicenna Journal of Clinical Medicine*. 2009; 16(1):38-42. [\[Link\]](#)
- [11] Steadman JR, Miller BS, Karas SG, Schlegel TF, Briggs KK, Hawkins RJ. The microfracture technique in the treatment of full-thickness chondral lesions of the knee in National Football League players. *The Journal of Knee Surgery*. 2003; 16(2):83-6. [\[PMID\]](#)
- [12] Schlegel T, Steadman J. *Knee orthoses for sports-related disorders. Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Philadelphia: Mosby; 1997. [\[Link\]](#)
- [13] Konrad P. *The abc of emg: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Arizona: Noraxon INC; 2005. [\[Link\]](#)
- [14] World Medical Association. *Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki*. Ferney-Voltaire: World Medical Association; 2004. [\[Link\]](#)
- [15] 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. [\[DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006\]](#) [\[PMID\]](#)
- [16] 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; 10(5):361-74. [\[DOI:10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4\]](#) [\[PMID\]](#)
- [17] Mohammadi H, Daneshmandi H, Alizadeh M. [Effect of corrective exercises program on strength, ROM, and performance in basketball players with dynamic knee valgus (Persian)]. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019; 8(3):29-41. [\[DOI:10.22037/JRM.2019.111286.1887\]](#)
- [18] Moyer R, Birmingham T, Bryant D, Giffin J, Marriott K, Leitch K. Biomechanical effects of valgus knee bracing: A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2015; 23(2):178-88. [\[DOI:10.1016/j.joca.2014.11.018\]](#) [\[PMID\]](#)
- [19] Pankova B, Kubovy P, Fanta O, Jelen K. Plantar pressure distribution changes depending on the use of knee braces. *Journal of Biomechanics*. 2012; 45(Supplement 1):S189. [\[DOI:10.1016/S0021-9290\(12\)70190-2\]](#)
- [20] Mortaza N, Ebrahimi I, Jamshidi AA, Abdollah V, Kamali M, Abas WA, et al. The effects of a prophylactic knee brace and two neoprene knee sleeves on the performance of healthy athletes: A crossover randomized controlled trial. *PLoS One*. 2012; 7(11):e50110. [\[DOI:10.1371/journal.pone.0050110\]](#) [\[PMID\]](#)
- [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 and Posture*. 2018; 59:104-10. [\[DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.09.040\]](#) [\[PMID\]](#)
- [22] Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human kinetics; 2013. [\[DOI:10.5040/9781492595809\]](#)