10.22037/jrm.2020.112282.2174 Research Article

Effect of Graded Knee Brace on Amplitude of Electrical Muscle Activity in Individuals with Genu Valgus during Walking

AmirAli Jafarnezhadgero[1*], Farshad Ghorbanlou[2], Arefeh Mokhtari Malek Abadi[3]

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

Received: 2020.February.18 **Revised:** 2020.April.10 **Accepted:** 2020.April.14 **Published Online:** 2020.May.11

ABSTRACT

Background and Aims: Walking takes place during the first years of life. It develops at about age 7 and stays the same until 60. This activity is affected by factors such as a genu valgus. The purpose of the present study was to investigate the effects of knee brace on the electrical activity of muscles in individuals with genu valgus during walking.

Materials and Methods: A total of 15 male individuals with genu valgus (age: 25.03±3.026 years; height 1.76± 0.06 cm; weight 83.35±1.10 kg, and body mass index of 30.23±3.45 kg /m2) volunteered to participate in the study. Walking was done in two stages without knee brace and with knee brace. A wireless electromyography system (biometrics ltd, uk) was used to record the electrical activity of the muscles. Paired t-test was used for statistical analysis. All analyses were carried out at the significant level of 0.05.

Results: The findings of the present study showed a significant decrease in the electrical activity of the gluteus medius muscle during the heel contact, mid stance, and push off phases ($P<0.05$). Also the electrical activity of the vastus medialis ($d=1.52$; $P=0.001$), vastus lateralis ($d=1.16$; $P = 0.009$), and semitendinosus muscles ($d=1.85$; $P=0.001$) showed a significant decrease during the stance phase.

Conclusion: Significant decrease in electromyographical activity of quadriceps and gluteus medius muscles during wearing of brace may be due to improved walking efficiency in individuals with genu valgus.

Keywords: Electromyography; Knee brace; Walking; Genu valgus.

How to cite this article: Amir Ali Jafarnezhadgero, Farshad Ghorbanlou, and Arefeh Mokhtari Malek Abadi. Effect of knee brace on electrical muscle activity during walking in person with genu valgus. J Rehab Med. 2021; 10 (1):48-57.

[*]**Corresponding Author**: Dr. AmirAli Jafarnezhadgro. Assistant Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2020.112282.2174

اثر استفاده از بریس زانو مدرج بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای زانو ضربدری طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]، فرشاد قربانلو[2]، عارفه مختاری ملک‌آبادی[3]

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

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۱۱/۲۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۶

چکیده

مقدمه و اهداف: راه رفتن طی سال‌های اول زندگی فراگرفته می‌شود. در حدود ۷ سالگی به تکامل می‌رسد و تا ۶۰ سالگی در همان سطح باقی می‌ماند. این فعالیت تحت تاثیر عواملی مانند عارضه زانوی ضربدری قرار می‌گیرد. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده از بریس زانو بر فعالیت الکتریکی عضلات در افراد زانوی ضربدری طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ پسر دارای زانوی ضربدری (سن: ۳/۰۲۶±۲۵/۰۳ سال، قد ۰/۰۶±۱/۷۶ سانتی‌متر، وزن ۱/۱۰±۸۳/۳۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۳/۴۵±۳۰/۲۳ کیلوگرم بر متر مربع) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. راه رفتن در دو مرحله بدون بریس زانو و با بریس زانو انجام شد. از دستگاه الکترومایوگرافی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. از آزمون تی زوجی برای تحلیل آماری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها: یافته‌های پژوهش حاضر نشان‌دهنده کاهش معنادار فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی در فازهای تماس پاشنه، میانه استقرار و جداشدن پاشنه از زمین بود ($P<0/05$). همچنین فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی ($P=0/001$؛ $d=1/52$)، پهن خارجی ($P=0/009$؛ $d=1/16$) و عضله نیم‌وتری ($P=0/001$؛ $d=1/85$) نیز کاهش معناداری را طی فاز اتکای راه رفتن نشان دادند.

نتیجه‌گیری: کاهش معنادار فعالیت الکترومایوگرافی عضلات چهارسرران و سرینی میانی در افراد دارای زانوی ضربدری ممکن است با بهبود کارایی راه رفتن مرتبط باشد.

واژه‌های کلیدی: فعالیت الکتریکی عضلات؛ بریس زانو؛ راه رفتن؛ زانوی ضربدری

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
آدرس ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

راه رفتن طی سال‌های اول زندگی فراگرفته می‌شود و در حدود ۷ سالگی به تکامل می‌رسد و تا ۶۰ سالگی در همان سطح باقی می‌ماند.[۱] یکی از مهمترین فعالیت‌های انسان راه رفتن است که بخش اعظم این فعالیت را اندام تحتانی بر عهده دارد. پا به‌عنوان تحتانی‌ترین عضو بدن در تحمل وزن، جذب و کاهش فشارها و ضرباتی که در هنگام راه رفتن، دویدن، پریدن و حفظ وضعیت چه در حالت ایستا و چه در حالت پویا به بدن وارد می‌شود، نقش به‌سزایی دارد. تغییر در راستای مفاصل مچ پا و زانو ممکن است باعث به وجود آمدن ناهنجاری‌های جبرانی و ثانویه در سایر قسمت‌های اندام تحتانی شود.[۲، ۳] مفصل زانو مشابه سایر مفاصل بدن تحت تاثیر آسیب‌ها، نقص‌ها و بیماری‌ها قرار می‌گیرد. توزیع غیرطبیعی نیروهای وارده بر اندام تحتانی باعث تحمیل بار اضافه بر مفاصل اندام تحتانی و متعاقب آن حرکات غیرطبیعی و ناکارآمدی عضلات می‌شود.[۴] ناکارآمدی عضلات در اندام تحتانی عارضه‌های مختلفی به دنبال دارد[۵] که از عارضه‌های شایع آن می‌توان به زانو ضربدری (Genu Valgum) و زانو پرانتزی (Genu Varum) اشاره کرد که هر دو نوعی اختلال در راستای طبیعی ساق پا هستند.[۶، ۷] چاقی، راشیتیسم (بیماری نرمی استخوان)، ضربه، پارگی رباط‌های زانو می‌توانند از علل به وجود آمدن زانوی ضربدری باشد.[۸] محور مکانیکی اندام تحتانی زمانی که فرد در حالت طبیعی ایستاده است، در صفحه فرونتال از میان مرکز مفصل زانو عبور می‌کند؛ در این حالت وزن بین قسمت داخلی و خارجی زانو تقریبا به‌طور مساوی تقسیم می‌شود.[۹] ناهنجاری زانوی ضربدر باعث تغییر مسیر اعمال نیرو بر زانو می‌شود، به‌طوری که خط کشش ثقل به سمت خارج زانو شیفت شده و منجر به افزایش نیروهای فشاری در قسمت خارجی زانو می‌شود.[۱۰] به علت تغییر محل خط ثقل و افزایش فشار غیرطبیعی وارده بر قسمت‌های مختلف سطوح مفصلی، زانو مستعد تغییرات فرسایشی زودرس و البته آرتروز خواهد شد.[۱۱] به‌طور کلی، به نظر می‌رسد عارضه زانو ضربدری با استئوآرتریت خارجی زانو مرتبط بوده و ممکن است با تغییرات بیومکانیکی طی حرکات انتقالی مانند پرش‌ها و فرودها باعث افزایش بارگذاری نیرو در مفصل زانو شود[۱۲، ۱۳]؛ بنابراین پژوهش در جهت یافتن شیوه‌های موثر با هدف کاهش ناهنجارهای اندام تحتانی و پیامدهای ناشی از آن‌ها همواره از دغدغه‌های پژوهشگران بوده است.

زانوی ضربدری را می‌توان با روش‌های جراحی و غیرجراحی همچون بریس، انواع وسایل کمکی (ارتوز) و توانبخشی اندام تحتانی مورد معالجه و درمان قرار داد.[۲، ۱۴، ۱۵] نواربندی کنزوتیپ یک عضو یا بخشی از بدن، مشابه کاربرد یک آتل انعطاف‌پذیر است که به کاهش فشار بر ناحیه آسیب‌دیده و پیشگیری از بروز ضایعات بیشتر کمک می‌کند.[۱۶] گزارش شده است که نواربندی کینزیو (نواربندی عضلات دوسررانی و پهن خارجی)، میانگین توان منفی در مفصل مچ پا و زانو را در اندام غالب طی فاز پاسخ بارگیری راه رفتن افزایش می‌دهد.[۱۷] مهمترین هدف طراحی و تجویز بریس و ارتز در افراد دارای زانو ضربدری کاهش درد، اصلاح الگوی راه رفتن، کاهش نیروی وارده بر سطوح مفصلی و ایجاد راستای بهتر در اندام تحتانی است.[۱۸] میزان تاثیر این ابزارها به طراحی خوب، استفاده بهینه و البته تجویز به‌موقع و مناسب است.[۱۸] بسیاری از مربی‌ها و پزشکان تیم‌های ورزشی استفاده از انواع بریس را به امید جلوگیری از آسیب‌دیدگی و بهبود عملکرد فرد تجویز می‌کنند.[۱۹] پژوهش‌های گذشته اثرات کوچک تا متوسطی ناشی از استفاده‌ی بریس بر بیومکانیک راه رفتن را نشان داده‌اند.[۲۰-۲۲] طبق این مطالعات، مداخله‌ها (بریس زانو و ارتوزهای پا) بر مقدار گشتاور اداکشنی زانو طی راه رفتن اثرگذار بوده و باعث کاهش مقدار آن می‌شود.[۲۳، ۲۴] همچنین شواهد نشان می‌دهد بریس می‌تواند مقدار بار خارجی زانو و هم‌انقباضی عضلانی را کاهش دهد.[۲۵] استفاده از بریس‌های توانبخشی زانو در جهت کاهش نیروهای وارده بر این مفصل استفاده شده است و اثربخشی آن بر کاهش برخی از ریسک‌فاکتورهای مفصل زانو نظیر گشتاور نزدیک‌کننده زانو به اثبات رسیده است.[۲۶] بریس زانو به‌عنوان یک روش در بیمارانی که نمی‌خواهند یا توانایی قرار گرفتن تحت عمل جراحی را ندارند، استفاده می‌شود.[۲۷] با وجود این، در رابطه با موثر بودن استفاده از بریس به لحاظ علمی، نیاز به انجام مطالعات بیشتر در زمینه تاثیر استفاده از بریس بر مکانیک بدن طی فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن در افراد دارای عارضه زانو ضربدری می‌باشد.

برای بررسی چگونگی عملکرد عضلات می‌توان از ثبت و تحلیل فعالیت الکتریکی و الکترومایوگرافی عضلات استفاده کرد. از سیگنال‌های الکترومایوگرافی پارامترهای مختلفی را برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی می‌توان به دست آورد.[۲۸] ویژگی‌های دامنه اغلب به‌عنوان شناسایی میزان فعالیت عضلات استفاده می‌شود.[۲۹] بیان شده است که عضله درشت‌نی قدام و گروه عضلات چهارسرران در فاز پاسخ بارگیری راه رفتن با فعایت خود در جذب شوک‌های ناشی از برخورد پا با زمین ایفای نقش می‌نمایند.[۳۰] عضله سرینی میانی در فاز میانه اتکا در حفظ تعادل لگن در صفحه فرونتال نقش دارد.[۳۰] عضلات همسترینگ و دوقلو در فاز هل دادن بدن را به سمت جلو در صفحه سجیتال

حرکت می‌دهند.[۳۰] با وجود این، مطالعات انجام‌شده بر روی دامنه فعالیت عضلانی افراد دارای ناهنجاری زانوی ضربدری در تکالیف مختلف حرکتی[۲، ۳، ۳۱]، این سوال مطرح می‌شود که آیا بریس زانو در بهبود و یا پیشگیری از پیشرفت این عارضه موثر است یا خیر؛ از این‌رو هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده از بریس زانو بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات طی راه رفتن در افراد دارای زانو ضربدری می‌باشد.

مواد و روش‌ها

شرکت‌کنندگان

مطالعه نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی حاضر بر روی پسران دارای پای ضربدری با میانگین سنی ۳/۶±۲۵/۰۳ سال، قد ۰/۰۶±۱/۷۶ سانتی‌متر، وزن ۱/۱۰±۸۳/۳۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۳/۴۵±۳۰/۲۳ کیلوگرم بر متر مربع که به‌صورت در دسترس از بین دانشجویان پسر دانشگاه محقق اردبیلی انتخاب شده بودند، انجام شد. ۱۵ پسر که با استفاده از کولیس، فاصله قوزک داخلی آن‌ها بررسی شد و تشخیص داده شد که دارای عارضه زانو ضربدری (با درجه متوسط) هستند، داوطلب شرکت در پژوهش شدند. معیارهای خروج از مطالعه کنونی شامل مشکلات عصبی-عضلانی، سابقه‌ی شکستگی و یا جراحی در اندام تحتانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی عقب‌رفته، عدم وجود عارضه‌ی زانوی پرانتزی و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بود. همچنین در صورت عدم توانایی آزمودنی در انجام هر یک از مراحل آزمون و یا بروز درد در مفاصل از ادامه‌ی آزمون انصراف و از مطالعه خارج می‌شدند. پای غالب آزمودنی‌ها با استفاده از شوت توپ، پای راست شناسایی شد.

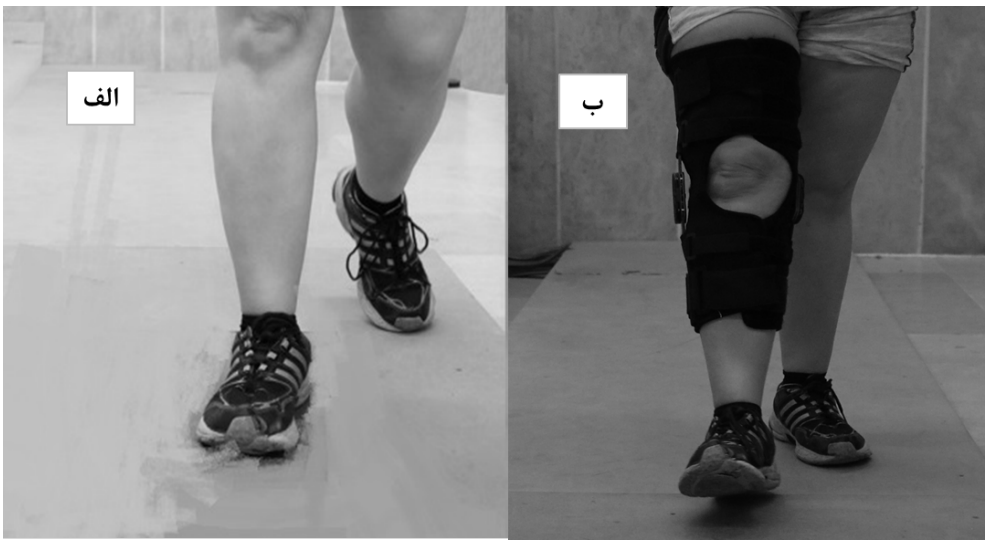
در تمامی مراحل انجام پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت و مطابق با اعلامیه هلسینکی بود.[۳۲] رضایت‌نامه کتبی شرکت در پژوهش از شرکت‌کنندگان دریافت شد. مطالعه حاضر دارای کد اخلاق به شماره (IR-ARUMS-REC-1397-091) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل بود.

مراحل آزمون

از آزمودنی‌ها خواسته شد برای شروع در مسیری که ازپیش‌تعیین‌شده بود، بایستند و با فرمان "رو" شروع به حرکت کنند. مسافت مسیر تعیین‌شده ۱۰ متر بود که آزمودنی‌ها پس از رسیدن به انتهای مسیر مجدد به ابتدای مسیر تعیین‌شده بازمی‌گشتند و کوشش جدیدی را آغاز می‌کردند. آزمودنی‌ها در ابتدا، قبل از شروع فعالیت، به‌مدت ۱۰ دقیقه حرکات گرم کردن را انجام دادند. کوشش‌ها در دو مرحله با و بدون بریس زانو در ۵ تکرار انجام شد. کوششی موفقیت‌آمیز در نظر گرفته می‌شد که سیگنال‌های الکترومایوگرافی (EMG) همه عضلات صحیح ثبت‌شده باشد. در پژوهش حاضر دامنه فعالیت عضلات در کل فاز اتکا، فاز تماس پاشنه، فاز میانه استقرار، و فاز جدا شدن پاشنه مورد محاسبه و تحلیل قرار گرفت.[۳۳]

مداخله

بریس مورد استفاده در پژوهش حاضر، بریس زانوی توانبخشی طب و صنعت بود (تصویر ۱) که دارای ویژگی‌های برجسته‌ای همچون دارا بودن مفصل چندمحوری جهت تطبیق کامل محور مفصل مکانیکی با مفصل طبیعی و دارا بودن مفصل مدرج برای ایجاد محدودیت در حرکات Flexion و Extension و یا حمایت کردن زانو در زاویه مورد نظر بود. طراحی منحصربه‌فرد و مناسب این بریس درجه بالایی از ثبات را به مفصل زانو در افراد آسیب‌دیده می‌دهد و در بهبود فعالیت‌های روزمره آن‌ها کمک می‌کند.



تصویر ۱. راه رفتن بدون بریس (الف) و راه رفتن با بریس توانبخشی طب و صنعت (ب)

داده‌ها

دستگاه الکترومایوگرافی (Datalite Biometrics ltd, UK) ۸کاناله بی‌سیم به همراه الکترودهای سطحی دوقطبی ساخت کشور انگلستان (Ag/AgCl دایره‌ای-شکل با قطر ۱۱ میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰MΩ؛ نسبت رد شایع حالت>۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) در این پژوهش فعالیت الکتریکی عضلات را ثبت کرد. جهت فیلترینگ داده‌ها از فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین برای حذف نویز ناشی از برق شهری، ناچ فیلتر ۶۰ هرتز استفاده شد.[۳۴] میزان فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی (TA)، دوقلوی‌داخلی (GM)، پهن داخلی (VM)، پهن خارجی (VL)، راست‌رانی (RF)، دوسررانی (BF)، نیم‌وتری (ST) و سرینی میانی (GUM) سمت راست طی راه رفتن در فرکانس نمونه-برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. طبق پروتکل SENIAM محل عضلات منتخب شناسایی و مراحل آماده‌سازی پوست نظیر تراشیدن محل الکترودگذاری، تمیز کردن محل شیوشده با الکل و غیره انجام شد.[۳۵] اوج فعالیت عضلات ذکرشده به‌صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) ثبت شد. برای نمونه MVIC فعالیت عضله دوقلوی داخلی بدین‌صورت ثبت شد که از آزمودنی خواسته شد روی یک پا (پای سمت راست که الکترود بر روی آن قرار دارد) ایستاده و به‌مدت 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 کرده و انقباض ایزومتریک را ایجاد کرد) و اوج فعالیت ایزومتریک این عضله ثبت گردید.[۳۶]

با استفاده از نرم‌افزار Biometrics Datalite و MATLAB تمامی داده‌های الکترومایوگرافی مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصله در اکسل ثبت شد.

تحلیل آماری

برای تجزیه‌وتحلیل آماری از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. ابتدا برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف استفاده شد. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون نرمالایز Shapiro-Wilk (P>۰/۰۵) بررسی و تایید شد. سپس برای بررسی وجود اختلاف معنادار در فعالیت الکتریکی عضلات بین دو شرایط با و بدون بریس زانو از آزمون تی زوجی در سطح معناداری P<0.05 استفاده شد. با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ داده‌ها مورد تجزیه-وتحلیل قرار گرفتند. اندازه اثر (d) (رابطه ۱) با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد[۳۷]:

$$d = \frac{M1-M2}{M(SD1+SD2)}$$ **(رابطه ۱)**

نتایج

جدول شماره ۱ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد دامنه فعالیت الکتریکی عضلات طی دو شرایط راه رفتن بدون بریس زانو و با بریس زانو در فاز اتکا و فاز تماس پاشنه می‌باشد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد عضله درشت‌نی قدامی در فاز اتکای راه رفتن کاهش معناداری را به اندازه ۶۴/۹۸ درصد طی راه رفتن با بریس زانو در مقایسه با راه رفتن بدون بریس داشت (P=۰/۰۲۱؛ d=۱/۲۰). همچنین عضله دوقلوی داخلی در فاز اتکای راه رفتن طی پس‌آزمون با بریس در مقایسه با پیش‌آزمون بدون بریس افزایش معناداری را در دامنه فعالیت الکتریکی به اندازه ۶۸/۷۹ درصد نشان داد (P=۰/۰۰۳؛ d=۱/۴۷). علاوه بر این، دامنه فعالیت الکتریکی دو عضله نیم‌وتری (P=۰/۰۰۱؛ d=۱/۸۵) و سرینی میانی (P=۰/۰۱۳؛ d=۱/۰۰) کاهش معناداری را به‌ترتیب به اندازه ۸۵/۶۴ درصد و ۴۵/۷۳ درصد به نمایش گذاشتند. یافته‌های پژوهش حاضر در فاز تماس پاشنه راه رفتن با بریس زانو در مقایسه با راه رفتن بدون بریس زانو در دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی به اندازه ۸۷/۸۹ درصد کاهش معنادار داشت (P=۰/۰۰۹؛ d=۱/۱۶). همچنین دامنه فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی نیز کاهش معناداری را به اندازه ۹۵/۰۲ درصد طی فاز تماس پاشنه راه رفتن با بریس زانو در مقایسه با شرایط بدون بریس را نشان داد (P=۰/۰۰۱؛ d=۱/۵۲). کاهش معناداری را در دامنه فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی نیز به اندازه ۸۸/۸۸ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۲۰؛ d=۱/۰۸).

نتایج پژوهش حاضر در فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی طی فاز میانه استقرار راه رفتن با بریس زانو در مقایسه با شرایط بدون بریس زانو نشان‌دهنده کاهش معناداری به اندازه ۵۱/۱۰ درصد بود (P=۰/۰۴۹؛ d=۱/۰۳). همچنین فعالیت الکتریکی این عضله در فاز جدا شدن پاشنه طی راه رفتن با بریس زانو و بدون بریس زانو کاهش معناداری را ۷۶/۴۸ درصد نشان داد (P=۰/۰۵۰؛ d=۰/۹۴). بررسی دامنه فعالیت الکتریکی در سایر عضلات هیچ‌گونه اختلاف معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد دامنه فعالیت الکتریکی عضلات (%MVIC) در افراد دارای زانوی ضربدری طی راه رفتن بدون بریس زانو و با بریس زانو در دو مرحله فاز اتکا و فاز تماس پاشنه

مرحله	عضلات	بدون بریس	با بریس	سطح معناداری	اندازه اثر
فاز اتکا	TA	۲۱/۲۵±۹/۴۰	۱۲/۸۸±۴/۴۷	٭۰/۰۲۱	۱/۲۰
	GM	۷/۹۳±۶/۰۶	۲۵/۴۱±۱/۷۷	٭۰/۰۰۳	۱/۴۷
	VL	۱۱/۶۶±۱/۰۷	۱۱/۳۳±۸/۷۷	۰/۴۱۹	۰/۰۳
	VM	۲۳/۳۱±۱/۷۱	۸/۲۹±۶/۳۵	٭۰/۰۰۵	۱/۲۷
	RF	۸/۸۹±۶/۰۲	۱۱/۳۱±۸/۸۴	۰/۵۰۶	۰/۳۲
	BF	۱۱/۸۰±۱/۳۶	۶/۱۰±۳/۳۸	۰/۱۰۴	۰/۶۶
	ST	۱۹/۰۹±۱/۱۸	۵/۷۵±۲/۵۹	٭۰/۰۰۱	۱/۸۵
	GUM	۷/۶۴±۵/۱۹	۱۴/۰۸±۷/۶۰	٭۰/۰۱۳	۱/۰۰
فاز تماس پاشنه	TA	۱۷/۷۷±۶/۶۴	۱۷/۶۱±۶/۱۹	۰/۹۴۱	۰/۰۲
	GM	۹/۱۸±۷/۷۰	۱۰/۰۹±۷/۱۵	۰/۷۲۴	۰/۱۲
	VL	۳۳/۳۵±۳/۲۷	۸/۹۲±۹/۲۰	٭۰/۰۰۹	۱/۱۶
	VM	۲۹/۸۶±۲/۲۹	۵/۹۸±۸/۳۰	٭۰/۰۰۱	۱/۵۲
	RF	۸/۷۷±۴/۱۹	۱۰/۸۵±۷/۷۸	۰/۳۷۸	۰/۳۴
	BF	۷/۴۸±۴/۶۰	۴/۵۴±۳/۱۱	۰/۰۶۳	۰/۷۶
	ST	۱۰/۵۵±۷/۶۴	۶/۳۲±۵/۶۰	۰/۱۶۰	۰/۶۳
	GUM	۳۹/۹۷±۲/۷۰	۱۳/۵۰±۲/۱۵	٭۰/۰۲۰	۱/۰۸

سطح معناداری P<۰/۰۵

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد دامنه فعالیت الکتریکی عضلات (%MVIC) در افراد دارای زانوی ضربدری طی راه رفتن بدون بریس زانو و با بریس زانو در دو مرحله فاز میانه استقرار و فاز جدا شدن پاشنه

مرحله	عضلات	بدون بریس	با بریس	سطح معناداری	اندازه اثر
فاز میانه استقرار	TA	۷/۳۸±۵/۸۰	۱۵/۴۱±۱/۰۷	۰/۰۵۵	۰/۹۶
	GM	۲۴/۰۶±۹/۵۳	۱۹/۷۲±۱/۸۱	۰/۴۱۳	۰/۳۱
	VL	۱۲/۶۳±۷/۳۳	۱۵/۵۷±۱/۲۰	۰/۴۴۷	۰/۳۱
	VM	۱۹/۲۰±۲/۴۱	۱۰/۵۴±۸/۹۹	۰/۲۵۹	۰/۵۲
	RF	۸/۱۹±۴/۱۸	۱۲/۳۶±۸/۹۰	۰/۱۲۹	۰/۶۳
	BF	۹/۲۶±۱/۱۶	۷/۲۹±۵/۰۰	۰/۵۹۹	۰/۲۳
	ST	۷/۷۵±۴/۷۳	۶/۰۲±۳/۰۱	۰/۲۵۶	۰/۴۴
	GUM	۲۸/۷۷±۴/۶۸	۱۹/۰۴±۱/۰۳	٭۰/۰۴۹	۱/۰۳
فاز جدا شدن پاشنه	TA	۷/۹۸±۷/۱۴	۶/۴۰±۵/۹۰	۰/۴۹۰	۰/۲۴
	GM	۵۰/۲۲±۲/۵۲	۵۷/۶۹±۳/۷۶	۰/۴۵۵	۰/۲۳
	VL	۷/۹۸±۸/۵۸	۷/۲۶±۵/۳۱	۰/۷۸۸	۰/۱۰
	VM	۱۷/۶۹±۲/۳۹	۴/۹۱±۴/۵۹	۰/۰۷۰	۰/۸۹
	RF	۷/۲۴±۳/۷۰	۱۰/۶۲±۸/۷۰	۰/۱۹۲	۰/۵۴
	BF	۸/۸۵±۷/۶۴	۴/۳۵±۴/۳۷	۰/۱۱۷	۰/۷۴
	ST	۶/۷۱±۸/۸۹	۲/۹۷±۲/۱۵	۰/۱۶۱	۰/۶۷
	GUM	۲۰/۸۸±۱/۴۷	۹/۷۹±۸/۶۲	٭۰/۰۵۰	۰/۹۴

سطح معناداری P<۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده از بریس زانو بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای زانوی ضربدری طی راه رفتن بود.

ناهنجاری در اندام تحتانی می‌تواند بر بیومکانیک حرکات انسان مانند راه رفتن اثر منفی بگذارد و به علائم ناپایداری منجر شود.[۳۱، ۳۸، ۳۹] عواملی همچون تغییرات در راستای مکانیکی اندام تحتانی باعث تغییراتی در مکانیک راه رفتن و دویدن می‌شود که مهم‌ترین تغییر در این محور

افزایش ضربدری شدن زانو می‌باشد. زانوی ضربدری یا ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت بدنی در اندام تحتانی به نوبه خود ممکن است تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکاء ایجاد و کنترل تعادل بدن را محدود کند. نتایج پژوهش حاضر کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی طی سه فاز تماس پاشنه، میانه استقرار و جدا شدن پاشنه به نمایش گذاشت. برخی مطالعات رابطه مستقیمی بین فعالیت عضلات ران با والگوس زانو نشان داده‌اند، به این ترتیب که افزایش فعالیت عضلات هیپ به افزایش زانوی ضربدری منجر شده بود.[۴۰، ۴۱] عضله سرینی میانی طی فاز اتکای راه رفتن نقش مهمی دارد و باعث جلوگیری از افتادن پای سمت مخالف می‌شود. استفاده از بریس زانو باعث کاهش فعالیت عضله سرینی میانی شده و طبق نتایج مطالعات گذشته این کاهش می‌تواند نتیجه بهبود یا حداقل پیشگیری از وضعیت ناشی از افزایش ضربدری شدن زانو را به دنبال داشته باشد.[۳۰، ۳۱] یک مطالعه‌ی مدل‌سازی محدود روی یک آزمودنی سالم با عارضه زانوی ضربدری در مقایسه با افراد سالم و یا دارای عارضه زانوی پرانتزی طی راه رفتن نشان داد که بیشترین فشار در این فرد در قسمت کمپارتمان خارجی زانو ایجاد می‌شود.[۴۲] همچنین ارتباط بین فعالیت عضله چهارسر[۴۳] یا نسبت فعالیت عضلات زانو[۴۴] (برای مثال نسبت فعالیت پهن داخلی به خارجی با والگوس زانو) بررسی شده است و نتایج ارتباط عکس را نشان دادند، به‌طوری که کاهش فعالیت یا نسبت انقباضی به افزایش والگوس زانو در حرکاتی چون اسکات منجر شده بود. طبق نتایج پژوهش حاضر کاهش معناداری در فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی طی فاز تماس پاشنه راه رفتن مشاهده شد که این کاهش پس از استفاده‌ی بریس زانو به وجود آمده است. البته مطالعه‌ای افزایش فعالیت راست‌رانی را همراه با افزایش والگوس در حرکت اسکات نشان داد[۴۵] که مغایر با سایرین بود؛ در نتایج به‌دست‌آمده از این تحقیق فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی با کاهش روبرو بود. این کاهش می‌تواند یک نتیجه منفی استفاده افراد دارای زانوی ضربدری از بریس زانو باشد زیرا این افراد کاهش فعالیت عضلات را در بخش کمپارتمان داخلی دارند و برای بهبود یا پیشگیری از این عارضه باید این بخش از عضلات مورد تقویت قرار گیرند. با این حال، یافته‌های این تحقیق نتیجه عکس نشان داده و کاهش فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی را نشان داده است که می‌تواند به دلیل مکانیسم‌های جبرانی باشد.

نتایج پژوهش‌های پیشین بیان نموده‌اند هنگامی که فردی فعالیت رو به جلو داشته باشد و همچنین شوک در جهت جلو به وی وارد شود، گروه عضلات چهارسرران نقش مهمی را برای جلوگیری از حرکت بدن به سمت عقب ایفا می‌نمایند که در افراد بدون هیچ‌گونه عارضه، میزان فعالیت عضله پهن داخلی هنگام مواجه شدن با حرکات ناگهانی نسبت به عضله پهن خارجی بیشتر می‌باشد.[۴۶] این در حالی است که این موضوع در افراد دارای زانوی ضربدری صدق نمی‌کند.[۴۶] نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز تماس پاشنه راه رفتن پس از استفاده از بریس زانو کاهش معناداری را داشته است. احتمالا در افراد دارای زانوی ضربدری استفاده از بریس زانو توانسته در کارایی عضلات گروه چهارسرران و همچنین مکانیک راه رفتن طی فاز تماس پاشنه دخالت کند. طی پژوهشی که رامسی و همکاران (۲۰۰۳)[۴۷] روی اثر بریس زانو بر بیومکانیک و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ناحیه زانو در افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی انجام دادند، پاسخ عصبی-عضلانی به بریس زانو در ارتباط با حرکت قدامی درشت‌نی به هنگام فرود پس از پرش افقی مورد بررسی قرار گرفت؛ نتایج این تحقیق نشان داد که به هنگام پوشیدن بریس فعالیت دو عضله‌ی نیم‌وتری و دوسررانی به‌طور معناداری کاهش یافت. همچنین فعالیت عضله‌ی راست‌رانی به‌طور معناداری با افزایش روبه‌رو بود. هیچ کاهش ثابتی در حرکت قدامی درشت‌نی مشهود نبود. یافته‌های اولیه‌ی این تحقیق، با توجه به تعداد آزمودنی محدود نشان داد که ثبات مفصلی ممکن است نتیجه‌ی بازخورد حس عمقی باشد تا اینکه تأثیر ثبات‌دهندگی مکانیکی بریس. طی یافته‌های این پژوهش فعالیت عضله نیم‌وتری پس از استفاده آزمودنی‌ها از بریس زانو طی فاز اتکای راه رفتن کاهش معناداری را نشان داد. این کاهش فعالیت که منجر به احتمال افزایش خطرات ناشی از این عارضه می‌شود، احتمالا به علت استفاده کوتاه‌مدت از این نوع بریس‌ها بوده است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از مهمترین آن می‌توان به عدم ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین و کینماتیک مفاصل اشاره کرد. به‌علاوه، در این پژوهش تنها اثر استفاده آنی از بریس سنجیده شد در حالی که اثرات طولانی‌مدت ممکن است نتیجه متفاوت داشته باشد.[۴۸-۵۰] همچنین به دلیل تفاوت بین زاویه Q دختران و پسران پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی اثر بریس زانو بر روی دختران دارای عارضه زانوی ضربدری نیز سنجیده شود.[۵۱-۵۲] علاوه بر این، بررسی اثرات استفاده طولانی‌مدت از این نوع بریس‌ها نیز می‌تواند برای مطالعات آینده پیشنهاد شود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان از کاهش معنادار فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی طی استفاده از بریس داشت. این کاهش به علت افزایش فعالیت و کوتاه شدن عضله پهن خارجی در افراد زانوی ضربدری می‌تواند نتیجه مثبتی در جهت بهبود و یا پیشگیری از افزایش این عارضه داشته باشد. همچنین فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی نیز کاهش را طی استفاده از بریس در افراد دارای زانوی ضربدری نشان داد. فعالیت الکتریکی دو عضله نیم‌وتری و پهن داخلی که هر دو از عضلات کمپارتمان داخلی مفصل زانو می‌باشند و در افراد دارای زانوی ضربدری به علت وضعیت زاویه‌ای زانو کاهش فعالیت و ضعف دارند، کاهش را نشان داد. این کاهش فعالیت که می‌تواند یک عملکرد منفی برای این نوع بریس‌ها در افراد دارای زانوی ضربدری باشد، احتمالا به علت استفاده کوتاه‌مدت رخ داده است. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان بریس زانویی را طراحی کرد که قابلیت افزایش فعالیت در عضلات ضعیف‌شده را داشته باشد و آن‌ها را به فعالیت بیشتر وادار کند. این امر می‌تواند به‌وسیله محدودکننده‌هایی در بخش خارجی مفصل زانو صورت گیرد و از چرخش خارجی زانو که به‌وسیله عضله دوسررانی ایجاد می‌شود، جلوگیری کند. در این صورت عضلات نیم‌وتری و نیم‌غشایی که در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری دچار ضعف شده‌اند، برای جبران کاهش فعالیت عضله دوسررانی مجبور به افزایش فعالیت می‌شوند.

تشکر و قدردانی

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

منابع

1. Latash ML. Fundamentals of motor control: Academic Press; 2012.
2. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of corrective training on drop landing ground reaction force characteristics and lower limb kinematics in older adults with genu valgus: A randomized controlled trial. Journal of aging and physical activity. 2019;27(1):9-17.
3. Anbarian M, Jafarnezhad A. Knee malalignment influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait in boy adolescents. Gait & Posture. 2015;1(42):S39-S40.
4. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. Clinical Biomechanics. 2010;25(5):461-7.
5. Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of Genu Varum Deformity on Gluteus Medius Muscle Activity and Postural Control During Single-Leg Jump-Landing. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 2017;7(2):0.-
6. Daneshmandi H ,Alizadeh M, Gharakhanlou RJT, Iran: The Institute of Physical Education, Science S. Corrective Action: Detect and Prescribing Practices. 2005:31-95.
7. Samadi M, Rajabi RJT, Iran: University of Tehran. Laboratory Manual Motion Correction. 2009:65-7.
8. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh MJMR. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. 2014;8(3.(
9. Ouedraogo D, Séogo H, Cissé R, Tieno H, Ouedraogo T, Nacoulma I, et al. Risk factors associated with osteoarthritis of the knee in a rheumatology outpatient clinic in Ouagadougou, Burkina Faso. 2008;68(6):597-9.
10. Johnson F, Leitl S, Waugh WJTJob, volume jsB. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. 1980;62(3):346-9.
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. 2007;56(4):1204-11.
12. Peh ECY, Liang Y-C, Guan YL, Zeng YJIToVT. Optimization of cooperative sensing in cognitive radio networks: A sensing-throughput tradeoff view. 2009;58(9):5294-9.
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. 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.
15. Akhavi Rad S, Barzi MJHRJ. Prevalence of foot and knee deformities among high

school female students in Tehran District No. 5. 2006;9(2):18-23.
16. Macdonald R. Taping techniques: principles and practice: Butterworth-Heinemann Medical; 2004.
17. 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. 2017.
18. De Vita P, Torry M, Glover KL, Speroni DLJJoB. A functional knee brace alters joint torque and power patterns during walking and running. 1996;29(5):583-8.
19. Schlegel TF, Steadman JRJAoO, Mosby ADreP. Knee orthoses for sports-related disorders. 1997:420-1.
20. Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, Walsh RF, Leitch KM, Jenkyn TR, et al. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. 2013;94(1):103-12.
21. Jones RK, Nester CJ, Richards JD, Kim WY, Johnson DS, Jari S, et al. A comparison of the biomechanical effects of valgus knee braces and lateral wedged insoles in patients with knee osteoarthritis. 2013;37(3):368-72.
22. Moyer R, Birmingham T, Bryant D, Giffin J, Marriott K, Leitch KJO, et al. Biomechanical effects of valgus knee bracing: a systematic review and meta-analysis. 2015;23(2):178-88.
23. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier MJCB. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics ,in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle–foot-orthoses. 2006;21(6):631-9.
24. Hunter D, Gross K, McCree P, Li L, Hirko K, Harvey WFJAotrd. Realignment treatment for medial tibiofemoral osteoarthritis: randomised trial. 2012;71(10):1658-65.
25. Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Brüggemann GPJJoOR. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. 2012;30(7):1125-32.
26. 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.
27. 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.
28. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
29. De Felício CM, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza CJJoE, et al. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: a correlation study. 2012;22(2):266-72.
30. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice: Elsevier Health Sciences; 2006.
31. 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.
32. Association WM. " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www wma net/e/policy/b3 htm. 2004.
33. 33 Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clinical Biomechanics. 2020;73:55-62.
34. 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.
35. 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.
36. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PloS one. 2019;14(9):e0223219.
37. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
38. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E. Effects of Corrective Training on Frequency Spectrum of Drop Landing Ground Reaction Force in Older Adults with Genu Valgus.
39. Zhang L-Q, XU D, WANG G, Hendrix RW. Muscle strength in knee varus and valgus. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2001;33(7):1194-9.
40. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity

alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. Journal of athletic training. 2011;46(3):246-56.
41. Vesci B, Padua D, Bell D, Strickland L, Guskiewicz K, Hirth C. Influence of hip muscle strength, flexibility of hip and ankle musculature, and hip muscle activation on dynamic knee valgus motion during a double-legged squat. J Athl Train. 2007;42(2 Suppl):83.
42. Yang NH, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK, Vaziri A. Effect of frontal plane tibiofemoral angle on the stress and strain at the knee cartilage during the stance phase of gait. Journal of Orthopaedic Research. 2010;28(12):1539-47.
43. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. Journal of sport rehabilitation. 2012;21(2):144-50.
44. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of Orthopaedic Research. 1995;13(6):930-5.
45. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. The American journal of sports medicine. 2003;31(3):449-56.
46. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. The American journal of sports medicine. 2005;33(4):492-501.
47. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Németh G. Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. Clinical Biomechanics. 2003;18(1):28-34.
48. Jafarnezhadgero A, Mousavi SH, Madadi-Shad M, Hijmans JM. Quantifying lower limb inter-joint coordination and coordination variability after four-month wearing arch support foot orthoses in children with flexible flat feet. Human Movement Science. 2020;70:102593.
49. Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. Clinical Biomechanics. 2020;73:55-62.
50. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. PloS one. 2018;13(10): e0205187.
51. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. PloS one. 2019;14(5): e0216818.
52. Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Oliveira AS. Motion-control shoes help maintaining low loading rate levels during fatiguing running in pronated female runners. Gait & posture. 2019;73:65-70.