Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

January, February 2022 Vol 10. Num 6

Research Paper

The Effect of Using Brace in Three Different Knee Flexion Angles on Frequency of Muscular Activity During Running in People With Genu Varus

Saeed Norinasab[1], ***Amirali Jafarnezhadgero**[2], **Marefat Siahkouhian**[1], **Aydin Valizadehorang**[1]

1. Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
2. Department of Sports Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Norinasab S, Jafarnezhadgero A, Siahkouhian M, Valizadehorang A. The Effect of Using Brace in Three Different Knee Flexion Angles on Frequency of Muscular Activity During Running in Individuals with Genu Varus. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2022; 10(6):1168-1181. https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.4

https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.4

This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0)

Article Info:

Received: 18 Feb 2020

Accepted: 06 Oct 2020

Available Online: 01 Jan 2022

ABSTRACT

Background and Aims Genu valgus malalignment is associated with altered lower limb muscular activities during running. The study aimed to evaluate the effect of using a brace in three different knee flexion angles on the frequency of muscular activity during running in people with genu varus.

Methods The statistical sample of this study consisted of 30 soccer students. Fifteen persons with genu varus and 15 healthy persons were selected to participate in this study. The electrical activity of the muscles, including medial gastrocnemius, tibialis anterior, vastus medialis, rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, and semitendinosus, were recorded by electromyography system during running with four brace conditions (without a brace, knee brace at 15˚, 30˚, and 60˚knee flexion).

Results The results showed that the main effect of "brace" on the frequency spectrum of the biceps femoris during the loading phase was increased statistically. During the loading phase, the most significant median frequency of the biceps femoris was running with a brace with 30˚knee flexion. The main effect of "brace" on the frequency spectrum of semitendinosus during the push-off phase was statistically significant. The lowest value of semitendinosus muscle was during running with a brace with 15˚ knee flexion.

Conclusion The most significant effect of a knee flexor brace is on the frequency content of biceps femoris and semitendinosus muscles with a mount at 30˚knee flexion. This may be due to the passive support role of the brace and possibly could prevent biceps femoris and semitendinosus injuries.

Keywords Genu varus, Brace, Electromyography, Running

Corresponding Author:

Amirali Jafarnezhadgero

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

Tel: +98 (910) 5146214

E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Genu valgus malalignment is associated with altered lower limb muscular activities during running. Factors such as changes in the mechanical direction of the lower limb cause changes in the movement of the muscles around the joints and in the running mechanics. The most crucial change in this axis is the increase of the knee valgus. Individuals with knee osteoarthritis have been shown to have lower knee abductor torque, less rotational adaptation, and reduced knee joint flexion compared to patent with a Genu valgum or a healthy group. Some studies have shown a direct relationship between thigh muscle activity and knee valgus, so increased thigh muscle activity led to raised knee valgus.

Today, various methods are used to correct the complication of genu valgum, all of which aim to prevent the increased risk of injury and improve this complication. A new approach to exercise medicine is to move the patient early using functional therapy, and absolute immobilization using gypsum splints is becoming obsolete. Surface electromyography is a non-invasive method for assessing the activity or duration of muscle activity that is widely used in various branches of musculoskeletal biomechanics, including rehabilitation studies, ergonomics, and motor sciences.

The study aimed to evaluate the effect of using a brace in three different knee flexion angles on the frequency of muscular activity during running in individuals with genu varus.

Materials and Methods

The statistical sample of this study consisted of 30 soccer students. Fifteen healthy persons and 15 persons with genu varus were selected to participate in this study. In the present study, the electrical activity of the muscles, including medial gastrocnemius, tibialis anterior, vastus medialis, rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, and semitendinosus were recorded by electromyography system during running with four brace conditions (without a brace, knee brace at 15˚, 30˚, and 60˚ knee flexion).

Calipers were used to assess the extent of enlarged knee valgus. Using a caliper, the distance between the two inner angles of the subjects was evaluated while standing. If the distance between the two ankles was between 2.5 and 5 cm, the issues could enter the present study. This study had an ethics (Code: IR-ARUMS-REC-1398-313) from Ardabil University of Medical Sciences. The present study was conducted in two stages: pre-test and post-test. Subjects attempted to run 18 meters from the laboratory after the electrodes were placed on the muscles. Each step was recorded with three correct attempts. Attempts were made to ensure that the electromyographic signal of all muscles was recorded correctly. At the beginning of both stages of the test, the subjects were engaged in warm-up for 10 minutes by stretching and jumping movements. Cooling was performed after the examination.

Using Biometrics DataLITE and MATLAB software, all electromyographic data were analyzed, and the information was recorded in Excel. For statistical analysis, repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used at a significance level of 0.05.

Results

The main effect of the group was not statistically significant on muscle activity of lower limb muscles during loading, mid-stance, and push-off phase ($P>0.05$). The results showed that the main effect of "brace" on the frequency spectrum of the biceps femoris during the loading phase was increased statistically. During the loading phase, the most significant median frequency of the biceps femoris was running with a brace with 30˚ knee flexion. The main effect of "brace" on the frequency spectrum of semitendinosus during the push-off phase was statistically significant. The lowest value of semitendinosus muscle was during running with a brace with 15˚ knee flexion.

Dissection

The most significant effect of a knee flexor brace is on the frequency content of biceps femoris and semitendinosus muscles with a brace at 30˚ knee flexion. This may be due to the passive support role of the brace and possibly could prevent biceps femoris and semitendinosus injuries.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

In conducting the research, ethical considerations have been considered in accordance with the instructions of the ethics committee of Ardabil University of Medical Sciences and the ethics code has been received. (Code: IR-ARUMS-REC-1398-313)

Funding

This article is taken from the master thesis of the first author of the article in the Department of Sports Physiology, Faculty of Education and Psychology, Mohaghegh Ardabili University.

Authors' contributions

Conceptualization and Supervision: Saeed Nouri, Nasab and Amir Ali Jafarnejadgarou; Method, data collection and data analysis: Saeed Nouriensab; Original draft and writing, research and review and editing: All authors.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

All subjects are appreciated and thanked.

مقاله پژوهشی

اثر استفاده از بریس در سه زاویه مختلف فلکشن زانو بر فرکانس فعالیت عضلات طی دویدن در افراد دارای زانوی پرانتزی

سعید نوری نسب[۱]، *امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]، معرفت سیاهکوهیان[۱]، آیدین ولی زاده اورنج[۱]

۱. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Norinasab S, Jafarnezhadgero A, Siahkouhian M, Valizadehorang A. The Effect of Using Brace in Three Different Knee Flexion Angles on Frequency of Muscular Activity During Running in Individuals with Genu Varus. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2022; 10(6):1168-1181. https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.4

doi https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.4

CC BY

چکیده

مقدمه و اهداف ناهنجاری زانوی پرانتزی طی دویدن با تغییرات فعالیت عضلات اندام تحتانی ممراه است. هدف پژوهش، بررسی اثر استفاده از بریس در سه زاویه مختلف فلکشن زانو بر فرکانس فعالیت عضلات طی دویدن در افراد دارای زانوی پرانتزی است.

مواد و روش‌ها نمونه آماری این مطالعه متشکل از ۳۰ نفر از دانشجویان فوتبالیست بود. ۱۵ نفر سالم و ۱۵ نفر دارای عارضه زانوی پرانتزی برای شرکت در این تحقیق انتخاب شدند. در این پژوهش، مقادیر فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی، درشت نی قدامی، پهن داخلی، راست رانی، پهن خارجی، دوسررانی و نیم وتری با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی طی چهار شرایط (بدون بریس، بریس در زوایای ۱۵، ۳۰ و ۶۰ درجه فلکشن) طی دویدن ثبت شد. برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو از کولیس استفاده شد.

یافته‌ها یافته‌ها نشان داد اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری از نظر آماری دارای افزایش معنادار است. بیشترین میزان طیف فرکانس در عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با بریس ۳۰ درجه فلکشن بود. اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله نیموتری طی فاز هل دادن از نظر آماری معنادار بود. کمترین میزان فرکانس عضله نیموتری طی شرایط دویدن با بریس ۱۵ درجه فلکشن بود.

نتیجه‌گیری بیشترین میزان اثرگذاری استفاده از بریس فلکسوری زانو بر روی فرکانس فعالیت عضلات دوسررانی و نیموتری با بریس در زاویه ۳۰ درجه فلکشن زانو بود. این نتایج ممکن است با نقش حمایت غیرفعال بریس فلکسوری از مفصل زانو مرتبط باشد که می‌تواند احتمالاً در کاهش نرخ آسیب‌های عضلات دوسررانی و نیموتری مؤثر باشد.

کلیدواژه‌ها زانو پرانتزی، بریس، الکترومایوگرافی، دویدن

اطلاعات مقاله:
تاریخ دریافت: ۲۹ بهمن ۱۳۹۸
تاریخ پذیرش: ۱۵ مهر ۱۳۹۹
تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۴۰۰

* **نویسنده مسئول:**
امیرعلی جعفرنژادگرو
نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه مدیریت و بیومکانیک ورزشی.
تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+
رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه

فوتبال، رشته ورزشی با ماهیت متناوب است که عوامل فیزیولوژیکی مختلفی در آن دخالت دارند [۱]. تعداد افرادی که در حال حاضر در جهان فوتبال بازی می‌کنند به ۲۷۰ میلیون نفر رسیده است [۲]. فوتبال ورزش درگیرانه و برخوردی است که خطر بروز آسیب‌دیدگی در مقایسه با رشته‌های ورزشی دیگر در آن زیاد است [۳]. براساس نتایج مطالعات پیشین، میزان شیوع و بروز آسیب در فوتبال بسیار زیاد است [۴]. از آنجایی که ورزش فوتبال همراه با برخورد فیزیکی شدید، حرکات کوتاه، سریع و غیرمداوم مانند افزایش شتاب، کاهش سرعت، پرش و تغییر جهت‌های ناگهانی است، میزان شیوع آسیب در ورزش فوتبال طی سال‌های اخیر افزایش چشمگیری داشته است [۵].

مهم‌ترین بخش بدن انسان در ورزش فوتبال، اندام تحتانی است که از عملکردهای آن می‌توان به تعادل، حفظ میزان اقتصاد فیزیولوژیکی دویدن و حداکثر اکسیژن مصرفی اشاره کرد [۶]. عملکرد اندام تحتانی باید طوری انجام شود که دامنه فعالیت الکترومیوگرافی[1](یا تست نوار عصب و عضله) عضلات در فاز اتکا دویدن با افزایش یا کاهش سرعت به بهترین شکل ممکن بهینه شود [۷]. عامل مهمی که درکارایی و بهره‌وری بازیکنان فوتبال نقش اساسی ایفا می‌کند، عضلات اندام تحتانی است [۸]. تغییرات فیزیولوژیکی گسترده در نتیجه فعالیت‌های انفجاری و دویدن‌های پی‌درپی و ماهیت ورزش فوتبال منجر به انجام مطالعات علمی در این رشته شده است [۹]. اختلالات وضعیتی در ورزشکاران در اثر اعمال این فشارها در تمرین بیش از حد و حرکات تکراری و تأثیرپذیری بدن از آن‌ها رخ می‌دهد [۱۰]. تغییر شکل اسکلتی زانو یکی از شایع‌ترین اختلالات می‌باشد. یکی از اختلالاتی که با فوتبال در ارتباط است و بسیار گزارش می‌شود، زانوی پرانتزی است که از ناهنجاری‌های شایع اندام تحتانی به شمار می‌رود [۱۱]. عارضه زانوی پرانتزی با تغییرات اندام تحتانی طی حرکات انتقالی همراه است [۱۲-۱۴]. مطابق تحقیقات، ۷۳ درصد از بازیکنان فوتبال به عارضه زانو پرانتزی دچار هستند [۱۵]. ابزارهای ارتوزی[2] مانند بریس زانو، اثرات بسیار مهمی را بر عملکرد فیزیولوژیکی بدن همچون دامنه فعالیت الکترومایوگرفی و هم‌انقباضی مفاصل اندام تحتانی می‌توانند داشته باشند. با این حال، مطالعات علمی در ارتباط با میزان اثربخشی این ابزارها به‌ویژه در بازیکنان فوتبال دارای زانوی پرانتزی بسیار محدود است [۱۶].

تست نوار عصب و عضله، تکنیکی برای ارزیابی و ضبط ویژگی‌های فیزیولوژیک عضلات در هنگام استراحت و در حالت انقباض است [۱۷]. برخی از آسیب‌های ورزشی مثل صدمات حاصل از برخورد، غیر قابل اجتناب هستند و با استفاده از وسایل کمکی می‌توان بسیاری از این آسیب‌ها و آسیب‌هایی که در اثر استفاده بیش از حد و اختلالات عضلانی اسکلتی هستند را تا حد امکان کاهش داد. فعالیت‌های حرکتی به بدن انسان نیروها و بارهای زیادی وارد می‌کند. نیروهای بیش از حد و تکرار زیاد نیروها در سطح طبیعی منجر به تخریب ساختارها و سطوح مفصلی می‌شود. برای کاهش نیروهای وارده از بریس‌ها استفاده می‌شود. علاوه بر تمرینات ورزشی، تجهیزات مورد استفاده توسط ورزشکاران طی فعالیت‌های ورزشی نیز از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این تداخل‌ها، بریس زانو[3] می‌باشد. هدف بریس‌ها، کاهش نیروهای مکانیکی منتقل شده به سطح مفصلی در ناحیه زانو می‌باشد. استفاده از زانوبندها به‌عنوان ابزاری برای کاهش نیروهای وارده بر مفصل زانو هنگام دویدن بسیار متداول است. مطالعات اندکی به بررسی اثرات بریس زانو با تغییر زوایای فلکشن زانو بر فیزیولوژی و مکانیک بدن طی فعالیت‌های حرکتی پرداخته‌اند. درمان غیر تهاجمی با حداقل عوارض جانبی به‌عنوان مداخله اولیه برای افراد مبتلا به زانوی پرانتزی توصیه می‌شود [۱۸]. مکانیسم و اثرات آن‌ها مشخص نیست و کاربرد بالینی آن‌ها بسیار متغیر است. مطالعات قبلی نشان می‌دهد ارتوزها می‌توانند اثراتی را بر روی فیزیولوژی راه رفتن و دویدن ایجاد کنند [۱۹-۲۲].

میزان فلکشن زانو طی فاز پاسخ بارگیری و همچنین میزان فعالیت برونگرای عضلات چهارسرانی (پهن داخلی[4]، خارجی، راست رانی[5] و پهن بینابینی[6]) از جمله عواملی هستند که در جذب شوک‌های وارده بر پا طی این فاز مؤثر است [۲۳، ۲۴]. تکلیف دویدن یکی از حرکات رایج در تمام رشته‌های ورزشی است که ناگزیر ورزشکاران از آن استفاده می‌کنند. از سوی دیگر، دویدن با نرخ بالایی از آسیب همراه است [۲۵]. به همین دلیل کاهش نرخ آسیب طی فعالیتی مانند دویدن از اهمیت بسیاری برخوردار است. یکی از این مکانیزم‌ها، تغییر در میزان زاویه فلکشن زانو طی دویدن است. با توجه به اهمیت میزان فرکانس فعالیت عضلات جانب خارجی مفصل زانو همچون عضله دوسررانی[7] و پهن‌خارجی[8] در کاهش میزان بارهای وارده بر جانب داخلی مفصل زانو طی دویدن، هدف پژوهش حاضر هم بررسی اثر استفاده از بریس زانو با قابلیت تنظیم زاویه فلکسوری بر فرکانس عضلات اندام تحتانی در افراد با زانوی پرانتزی طی دویدن است.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. نمونه آماری این تحقیق را ۳۰ نفر از دانشجویان مرد فعال فوتبالیست دارای زانو پرانتزی و سالم (۱۵ نفر سالم و ۱۵ نفر دارای زانو پرانتزی)

1. Electromyography (EMG)
2. Orthotic
3. Knee brace
4. Vastus medialis
5. Rectus femoris
6. Vastus intermedius
7. Biceps femoris
8. Vastus lateralis

تصویر ۱. بریس زانو

طب توانبخشی

دانشگاه محقق اردبیلی تشکیل دادند.

نمونه آماری تحقیق حاضر شامل ۱۵ بازیکن فوتبال دارای زانو پرانتزی (با میانگین وزن ۶۹/۳۳±۵/۷۴، کیلوگرم، میانگین قد ۱/۰±۷۶/۰۴متر، میانگین سنی ۱/۸۰±۲۲/۱۳ سال) و ۱۵ فرد سالم (میانگین وزن ۱۱/۱۲±۷۱/۸۶ کیلوگرم، میانگین قد ۱/۰±۷۴/۰۶ متر، میانگین سنی ۱/۵۵±۲۲/۸۶ سال) بودند. تفاوت ویژگی‌های جمعیت‌شناختی بین دو گروه از نظر آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵). اندام تحتانی غالب در این پژوهش توسط آزمون شوت زدن به توپ تعیین شد. طرح پژوهش حاضر به تصویب کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم‌پزشکی اردبیل رسیده است. معیار ورود به گروه پرانتزی در پژوهش حاضر شامل دارا بودن فاصله اپی کندیل داخلی ران[9] بیشتر از ۴ سانتی‌متر در حالت ایستاده آناتومیک و سالم بودن راستای قامتی در ناحیه تنه بود. معیار ورود به گروه سالم، عدم وجود ناهنجاری قامتی در بدن فرد بود. در گروه سالم، فاصله دو اپی کندیل داخلی ران بین صفر تا ۴ سانتی‌متر بود که توسط متر نواری اندازه‌گیری شد. [۲۶]. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه جراحی، سابقه شکستگی، وجود سایر ناهنجاری‌های قامتی در ناحیه تنهو بیماری‌های مفصلی همچون استئوآرتریت[10] بود. مطابق با اصول اخلاق در پژوهش‌های انسانی بیانیه هلسینکی[11] اجرا شد.

از یک بریس با قابلیت تنظیم زاویه فلکشن زانو در پژوهش حاضر استفاده‌شد. بریس با استفاده از نوار، زاویه فلکشن زانو را بین ۰ تا ۹۰ درجه تنظیم می‌کند. به‌عنوان مثال، هنگام تنظیم زاویه بریس بر روی ۱۵ درجه فلکشن، امکان فلکشن زانو تا حداکثر ۱۵ درجه فلکشن وجود داشت. در پژوهش حاضر از بریس زانوی توان‌بخشی مدرج طب و صنعت استفاده شد. از ویژگی‌های این بریس می‌توان به دارا بودن قابلیت حرکت برای تطبیق کامل محور مفصل مکانیکی با مفصل طبیعی و دارا بودن مفصل مدرج برای ایجاد محدودیت در حرکات فلکشن و اکستنشن و یا حمایت کردن زانو در زاویه موردنظر اشاره کرد. طراحی مناسب این بریس به افراد آسیب‌دیده این اجازه را می‌دهد تا به فعالیت‌های روزمره خود برسند و نیز درجه بالایی از ثبات را به مفصل زانو می‌دهد (تصویر شماره ۱). بریس با استفاده از استرپ، زاویه فلکشن را بین ۰ تا ۹۰ درجه تنظیم[12] می‌کند. زوایای بریس در این تحقیق بر روی ۱۵، ۳۰ و ۶۰ درجه تنظیم شد. بریس در پژوهش حاضر برای هر دو گروه به‌صورت آنی[13] استفاده شد. افراد پژوهش حاضر قبلاً سابقه استفاده از این نوع بریس را نداشتند. تجویز بریس‌های حاضر نیز زیر نظر یک فیزیوتراپ انجام می‌شد.

فعالیت عضلات درشت نی قدامی[14] ، دوقلوی داخلی[15] ، پهن داخلی[16]، پهن خارجی[17] ، راست‌رانی[18] ، دوسررانی[19]، نیم وتری[20] و سرینی میانی[21] توسط دستگاه الکترومیوگرافی ثبت شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله بی‌سیم مدل بیومتریک ساخت کشور انگلیس استفاده شد. برای ثبت فعالیت عضلات، میزان نرخ نمونه‌برداری در دستگاه الکترومیوگرافی برابر با ۱۰۰۰ هرتز بود. همچنین برای فیلتر کردن داده‌های الکترومیوگرافی از فیلتر بالا گذر ۱۰ هرتز و فیلتر پایین گذر ۵۰۰ هرتز استفاده شد. برای حذف نویز ناشی از برق شهری از فیلتر ناتچ[22] برابر با ۶۰ هرتز استفاده شد.

الکترودهای مورداستفاده نیز الکترودهای یکبار مصرف سطحی

9. Medial epicondyle of the femur
10. Osteoarthritis
11. Helsinki
12. Polycentric
13. Immediate
14. :Tibialis Anterior (TA)
15. :Gastrocnemius Medialis (GM)
16. Vastus Medialis
17. Vastus Lateralis
18. Rectus Femoris
19. Biceps Femoris
20. SemitenDinosus
21. Gluteus Medius
22. Notch

دوقطبی از جنس آلیاژ نقره-کلرید نقره ساخت کشور انگلیس بود. بعد از اینکه پوست آماده شد (تراشیدن مو، سایش و تمیز کردن بوسیله الکل)، الکترودها روی عضلات شکم[۲۳] و در راستای تارهای عضلانی[۲۴] قرار گرفتند [۲۹-۲۷]. برای ثبات بیشتر الکترودها بر روی عضلات، الکترودها توسط چسب دوطرفه بر روی محل موردنظر محکم شدند. فعالیت عضله طی انقباض ایزومتریک بیشینه (حداکثر) در ۶۰ درجه فلکشن زانو برای عضلات چهارسر ران انجام می‌شد [۳۰]. انقباض ایزومتریک عضله در ۳ ثانیه انجام شد. از نرم‌افزار دیتالیت[۲۵] برای ذخیره و تحلیل فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب استفاده شد.

با استفاده از داده‌هایی که از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله (شرکت بایومتریک[۲۶] انگلیس) به دست آمد، سطوح فعالیت عضلات طی دویدن محاسبه شد. برای محاسبه فرکانس فعالیت عضلات از شاخص میانه فرکانس استفاده شد [۳۱]. دویدن با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه طی شرایط مختلف بود که این موضوع با استفاده از کرنومتر کنترل می‌شد. برای مشخص کردن ابتدا و انتهای فاز اتکا دویدن از یک صفحه نیروی برتک[۲۷] ساخت کشور انگلیس با نرخ نمونه‌برداری برابر با ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. آزمودنی قبل از رسیدن به صفحه‌نیرو حداقل هفت گام بر می‌داشت و پای غالب بر روی دستگاه صفحه‌نیرو تماس داشت. ابتدا و انتهای فاز اتکا لحظه‌ای تعیین می‌شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به ترتیب بیشتر از ۲۰ نیوتن و کمتر از ۲۰ نیوتن می‌شد. داده‌های الکترومیوگرافی و نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور همزمان جمع‌آوری می‌شدند. در هنگام تحلیل داده‌ها، فاز اتکا به سه فاز پاسخ بارگذاری، میانه اتکا و هل دادن تقسیم شد. ترتیب انجام شرایط مختلف دویدن به‌طور تصادفی انجام شد. استراحت بین هر شرایط برابر دو دقیقه بود.

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیروویلک[۲۸] مورد تأیید قرار گرفت. همچنین برای تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری[۲۹] استفاده شد. در آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری سه عامل گروه، بریس و اثر تعاملی گروه و بریس وجود دارد. منظور از عامل بریس بررسی اثرات بریس بدون درنظر گرفتن گروه است. در واقع، هر دو گروه، یک گروه درنظر گرفته می‌شوند. اثر عامل گروه به مقایسه دو گروه می‌پردازد بدون درنظر گرفتن شرایط مختلف استفاده یا عدم استفاده از بریس. اثر تعاملی بریس و گروه این موضوع را بررسی می‌کند که در چه متغیرهای وابسته‌ای، بریس در یک گروه اثری متفاوت نسبت به گروه دیگر خواهد داشت.

23. Muscle bulk
24. Muscle fibers direction
25. Datalit
26. Biometric
27. Bertec
28. Shapiro-Wilk
29. Two way ANOVA with Repeated measure

سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها

اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب طی سه فاز پاسخ بارگیری[۳۰] میانه اتکا[۳۱] و فاز هل دادن[۳۲] از نظر آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵). اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۴۸). مقایسه جفتی نشان داد فرکانس فعالیت عضله دوسررانی طی دویدن در شرایط بریس نسبت به شرایط عدم وجود بریس به‌طور معناداری بالاتر است. بیشترین میزان طیف فرکانس در عضله دورسرانی طی فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با بریس ۳۰ بود. اثر تعاملی گروه و بریس بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا و فاز هل دادن از نظر آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵) (جدول شماره ۱).

اثر عامل گروه بر طیف فرکانس فعالیت عضله نیم وتری طی فاز پاسخ بارگیری از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۴۰). مقایسه جفتی نشان داد فعالیت عضله نیم‌وتری طی فاز پاسخ بارگیری در گروه پرانتزی بیشتر از گروه سالم است. اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله نیم وتری طی فاز هل دادن از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۲۰) (جدول شماره ۲). مقایسه جفتی نشان داد فرکانس عضله نیم وتری طی شرایط دویدن با بریس نسبت به شرایط بدون تداخل به‌طور معناداری کمتر است. کمترین میزان فرکانس عضله نیم وتری طی شرایط دویدن با بریس ۱۵ در هر دو گروه بود (P=۰/۰۲۰). اثر تعاملی گروه و بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله پهن داخلی طی فاز هل دادن از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۱۴). به این ترتیب که فرکانس عضله پهن داخلی در هنگام استفاده از بریس در گروه سالم کاهش و در گروه پرانتزی افزایش معناداری را نشان داد (P<۰/۰۵).

اثر عامل بریس، مجموع دو گروه را یکی در نظر گرفته است و تنها به بررسی اثرات بریس بر روی فرکانس فعالیت عضلات می‌پردازد. اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب طی سه فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا و فاز هل دادن از نظر آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵). اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله درشت نی قدامی طی فاز میانه اتکا (P=۰/۰۰۱) و عضله درشت نی قدامی طی فاز هل دادن (P=۰/۰۰۶) از نظر آماری کاهش معناداری داشت. مقایسه جفتی نشان داد فرکانس عضله درشت نی قدامی طی فاز میانه اتکا در هنگام دویدن با بریس به‌طور معناداری در هر دو گروه کمتر است (P=۰/۰۰۱). کمترین میزان فعالیت عضله درشت نی قدامی طی شرایط دویدن با بریس ۶۰ طی فاز میانه اتکا بود .همچنین مقایسه جفتی نشان داد فرکانس عضله درشت نی قدامی طی فاز هل دادن طی استفاد از

30. Loading phase
31. Mid-stance
32. Push-off

جدول ۱. فرکانس(هرتز) فعالیت عضلات جانب خارجی زانو در دو گروه طی چهار شرایط مختلف

گروه	مرحله	عضله	میانگین±انحراف معیار			
			بدون مداخله بریس	بریس ۱۵ درجه	بریس ۳۰ درجه	بریس ۶۰ درجه
سالم	پاسخ بارگیری	دوسررانی	۸۵/۲۴±۱۹/۶۵	۱۰۶/۶۲±۳۲/۵۲	۱۰۰/۹۸±۳۱/۱۲	۱۱۱/۵۲±۳۱/۲۵
		پهن خارجی	۹۰/۹۲±۴۳/۱۱۶	۸۷/۸۵±۱۹/۰۴	۹۴/۳۷±۲۴/۶۱	۸۸/۹۳±۲۰/۲۸
	میانه اتکا	دوسررانی	۱۷۶/۹۲±۶۵/۰۵	۱۷۰/۳۴±۴۸/۹۴	۱۷۵/۸۲±۴۱/۵۶	۱۶۵/۳۸±۴۷/۱۴
		پهن خارجی	۱۵۶/۴۳±۵۹/۱۵	۱۵۰/۵۱±۴۷/۳۹	۱۵۸/۳۲±۵۸/۰۳	۱۵۴/۹۹±۴۲/۶۹
	هل دادن	دوسررانی	۱۱۱/۳۸±۳۱/۸۸	۱۱۹/۵۰±۲۶/۴۵	۱۳۰/۴۷±۶۰/۳۲	۱۲۵/۹۰±۴۰/۸۱
		پهن خارجی	۱۰۸/۳۳±۳۵/۲۲	۱۰۵/۹۵±۲۸/۲۶	۱۰۷/۶۷±۱۹/۵۲	۱۱۹/۳۶±۴۲/۸۰
زانو پرانتزی	پاسخ بارگیری	دوسررانی	۹۴/۱۵±۲۴/۰۹	۱۰۴/۷۵±۲۳/۶۷	۱۰۶/۶۷±۳۵/۱۹	۱۰۸/۱۱±۳۴/۹۸
		پهن خارجی	۸۶/۱۰±۲۳/۷۷	۹۶/۱۳±۲۸/۷۶	۹۴/۷۹±۴۳/۴۹	۸۶/۶۷±۲۶/۵۴
	میانه اتکا	دوسررانی	۱۹۷/۸۲±۴۸/۸۷	۱۹۲/۰۹±۸۶/۲۷	۱۷۵/۵۷±۲۴/۴۷	۱۶۵/۳۸±۴۷/۱۴
		پهن خارجی	۱۸۲/۱۱±۴۵/۰۰	۱۷۲/۵۷±۶۳/۴۹	۱۶۶/۵۹±۶۱/۸۷	۱۴۱/۸۳±۴۳/۰۵
	هل دادن	دوسررانی	۱۱۳/۶۱±۲۲/۳۶	۱۲۹/۳۹±۴۳/۹۶	۱۲۰/۰۳±۲۳/۷۸	۱۰۱/۸۱±۳۳/۳۳
		پهن خارجی	۱۱۴/۷۷±۲۳/۳۵	۱۱۲/۸۲±۴۱/۸۱	۹۹/۲۱±۳۱/۱۲	۹۴/۳۳±۳۰/۰۵

گروه	مرحله	عضله	بدون مداخله بریس	سطح معناداری		
				عامل گروه	عامل بریس	تعامل گروه×بریس
سطح معناداری	پاسخ بارگیری	دوسررانی	–	۰/۶۹۰(۰/۰۰۶)	۰/۰۴۸(۰/۰۸۹)*	۰/۰۸۱۴(۰/۰۱۱)
		پهن خارجی	–	۰/۹۳۱(۰/۰۰۰)	۰/۸۲۴(۰/۰۱۱)	۰/۸۶۵(۰/۰۰۹)
	میانه اتکا	دوسررانی	–	۰/۲۴۷(۰/۰۴۸)	۰/۶۰۳(۰/۰۲۲)	۰/۸۳۷(۰/۰۱۰)
		پهن خارجی	–	۰/۳۹۱(۰/۰۲۶)	۰/۳۹۵(۰/۰۳۵)	۰/۳۸۷(۰/۰۳۵)
	هل دادن	دوسررانی	–	۰/۴۵۶(۰/۰۲۰)	۰/۲۰۳(۰/۰۵۳)	۰/۱۳۶(۰/۰۶۴)
		پهن خارجی	–	۰/۴۷۳(۰/۰۱۹)	۰/۴۹۳(۰/۰۱۷)	۰/۰۶۸(۰/۱۱۴)

*P<0/05

طب توانبخشی

بریس نسبت به شرایط بدون بریس کاهش می‌یابد (P=۰/۰۰۱) و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با بریس ۳۰ بود. اثر تعاملی گروه و بریس بر فرکانس فعالیت عضلات منتخب طی فاز هل دادن در عضله درشت نی قدامی از نظر آماری معنادار بود (P=۰/۰۱۶) (جدول شماره ۳).

بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر استفاده از بریس زانو با قابلیت تنظیم زاویه فلکسوری بر فرکانس عضلات اندام تحتانی در افراد با زانوی پرانتزی طی دویدن است. یافته‌ها نشان داد اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری از نظر آماری دارای افزایش معنادار است. بیشترین میزان طیف فرکانس در عضله دورسرانی طی فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با بریس ۳۰ درجه فلکشن بود. اثر عامل بریس بر طیف فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری طی فاز هل دادن از نظر آماری معنادار و کاهشی بود. کمترین میزان فرکانس عضله نیم‌وتری طی شرایط دویدن با بریس ۱۵ درجه فلکشن بود. در مجموع، افزایش فرکانس فعالیت عضلات دوسررانی و پهن خارجی و کاهش فرکانس فعالیت عضلات پهن داخلی و نیم‌وتری در کاهش بارهای وارده بر جانب داخلی مفصل زانو مؤثر است [۲۶].

نتایج نشان داد فرکانس فعالیت عضله دوسررانی طی دویدن در

جدول ۲. طیف فرکانس(هرتز) فعالیت عضلات جانب داخلی زانو طی چهار شرایط مختلف

مرحله	عضله	گروه سالم			گروه زانو پرانتزی		
		میانگین±انحراف معیار					
		بدون مداخله بریس	بریس ۱۵ درجه	بریس ۳۰ درجه	بریس ۶۰ درجه	بدون مداخله بریس	بریس ۱۵ درجه	بریس ۳۰ درجه	بریس ۶۰ درجه
پاسخ بارگیری	پهن داخلی	۹۴/۲۲±۳۰/۴۴	۸۵/۰۱±۲۳/۳۰	۸۴/۲۳±۲۲/۰۲	۹۸/۰۱±۲۹/۱۱	۸۰/۵۰±۲۱/۳۹	۹۷/۰۵±۱۹/۳۹	۸۸/۷۶±۲۳/۶۹	۸۹/۰۸±۴۲/۱۲
	نیم وتری	۹۱/۲۰±۲۰/۲۹	۱۰۲/۵۲±۲۸/۲۶	۸۹/۹۸±۲۶/۹۸	۱۱۰/۱۶±۲۵/۰۳	۱۰۲/۸۸±۱۹/۷۶	۱۱۵/۸۹±۲۴/۶۱	۱۱۰/۱۹±۳۴/۸۸	۱۰۴/۸۱±۴۰/۳۴
	دوقاوی داخلی	۹۷/۶۵±۱۹/۴۸	۱۰۰/۰۷±۱۵/۵۹	۱۰۶/۲۹±۲۲/۶۸	۱۱۱/۸۶±۲۳/۱۱	۱۰۱/۸۱±۱۷/۷۲	۱۱۷/۲۱±۲۶/۱۰	۱۰۲/۴۴±۲۷/۰۳	۱۱۰/۲۵±۲۷/۰۵
میانه اتکا	پهن داخلی	۱۶۰/۵۲±۵۷/۸۰	۱۵۴/۲۱±۴۸/۶۵	۱۵۴/۴۷±۴۲/۷۵	۱۵۹/۹۸±۴۸/۱۴	۱۷۲/۴۳±۲۸/۸۸	۱۶۸/۵۲±۵۵/۵۷	۱۵۲/۱۹±۵۲/۶۹	۱۴۸/۶۵±۳۲۱/۱۵
	نیم وتری	۱۷۱/۰۱±۵۱/۳۲	۱۶۷/۸۷±۴۶/۶۰	۱۸۰/۰۵±۴۲/۳۶	۱۵۹/۰۹±۴۳/۰۵	۲۰۴/۷۵±۳۵/۶۷	۱۸۸/۳۶±۶۳/۷۹	۱۸۲/۲۰±۵۸/۲۰	۱۶۲/۱۸±۴۴/۴۹
	دوقاوی داخلی	۱۶۶/۵۹±۴۷/۰۱	۱۶۴/۷۶±۳۳/۸۵	۱۶۹/۹۳±۵۰/۳۵	۱۶۶/۰۶±۳۶/۲۹	۱۹۷/۵۰±۵۴/۸۷	۱۸۳/۵۰±۵۸/۴۳	۱۶۷/۶۲±۴۱/۱۸	۱۵۱/۶۱±۴۱/۸۰
هل دادن	پهن داخلی	۹۶/۰۲±۲۶/۴۳	۱۰۳/۲۲±۲۵/۰۰	۱۰۶/۴۳±۱۵/۵۵	۱۲۰/۰۲±۲۲/۳۰	۱۱۳/۶۳±۲۶/۵۵	۱۱۳/۱۴±۳۱/۹۸	۱۰۶/۴۳±۱۵/۵۵	۹۹/۱۱±۳۱/۰۲
	نیم وتری	۱۱۹/۲۷±۳۴/۹۰	۹۸/۴۴±۲۳/۹۰	۱۲۰/۸۸±۲۶/۴۸	۱۳۴/۴۲±۲۶/۴۲	۱۳۱/۲۴±۴۶/۵۸	۱۱۲/۲۲±۴۴/۲۰	۱۰۹/۹۹±۳۲/۹۶	۱۲۹/۱۲±۱۰۶/۴۳
	دوقاوی داخلی	۱۳۲/۲۰±۲۲/۸۱	۱۲۵/۵۲±۱۳۶/۶۹	۱۲۸/۸۷±۲۶/۳۵	۱۳۴/۴۲±۲۴/۸۲	۱۳۱/۰۲±۲۳/۶۷	۱۳۸/۸۹±۴۰/۵۳	۱۲۵/۱۴±۲۷/۵۷	۱۲۴/۸۰±۳۲/۳۹

مرحله	عضله	سطح معناداری		
		عامل گروه	عامل بریس	تعامل گروه-× بریس
پاسخ بارگیری	پهن داخلی	۰/۷۷۳(۰/۰۰۳)	۰/۷۲۰(۰/۰۱۶)	۰/۲۲۵(۰/۰۵۰)
	نیم وتری	۰/۰۴۰(۰/۱۴۳)*	۰/۳۱۷(۰/۰۴۱)	۰/۳۸۱(۰/۰۳۶)
	دوقاوی داخلی	۰/۴۵۷(۰/۰۲۰)	۰/۱۵۳(۰/۰۶۰)	۰/۱۹۴(۰/۰۵۴)
میانه اتکا	پهن داخلی	۰/۷۶۷(۰/۰۰۳)	۰/۵۹۴(۰/۰۲۲)	۰/۶۱۲(۰/۰۲۱)
	نیم وتری	۰/۱۶۵(۰/۰۶۸)	۰/۱۳۲(۰/۰۶۴)	۰/۴۸۸(۰/۰۲۸)
	دوقاوی داخلی	۰/۳۹۲(۰/۰۲۶)	۰/۲۳۲(۰/۰۴۹)	۰/۱۹۵(۰/۰۵۴)
هل دادن	پهن داخلی	۰/۷۰۱(۰/۰۰۵)	۰/۸۸۴(۰/۰۰۸)	۰/۰۱۴(۰/۱۱۹)*
	نیم وتری	۰/۷۷۷(۰/۰۰۳)	۰/۰۲۰(۰/۱۱۰)*	۰/۴۰۳(۰/۰۳۴)
	دوقاوی داخلی	۰/۹۶۶(۰/۰۰۰)	۰/۸۸۱(۰/۰۰۸)	۰/۴۱۸(۰/۰۳۳)

*P<۰/۰۵

طب توانبخشی

شرایط بریس نسبت به شرایط عدم وجود بریس به‌طور معناداری بالاتر است. بیشترین میزان طیف فرکانس در عضله دورسرانی طی فاز پاسخ بارگیری طی شرایط دویدن با بریس ۳۰ بود. طی تحقیق رامسی[33] و همکاران در سال ۲۰۰۳ با عنوان اثر استفاده از بریس بر بیومکانیک و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ناحیه زانو در افراد با آسیب لیگامان صلیبی قدامی[34] پرداختند. نتایج این تحقیق بیانگر این بود که استفاده از بریس، فعالیت دو عضله نیم‌وتری و دوسررانی را به‌طور معناداری کاهش می‌دهد. همچنین فعالیت عضله راست‌رانی به‌طور معناداری با افزایش رو به رو می‌شود و هیچ کاهش ثابتی در حرکت قدامی استخوان درشت نی مشاهده نشد. در ضمن، یافته‌های رامسی نشان داد ثبات مفصلی ممکن است نتیجه بازخورد حس عمقی باشد تا اینکه تأثیر ثبات‌دهندگی مکانیکی بریس باشد [۳۲]. نتایج پژوهش حاضر با نتایج رامسی و همکاران در ارتباط با عضله دوسررانی متناقض است. از علل

33. Ramsey
34. Anterior cruciate ligament

جدول ۳. طیف فرکانس(هرتز) فعالیت عضلات بر مفاصل ران و مچ پا

مرحله	عضله	گروه سالم				گروه زانو پرانتزی			
		میانگین±انحراف معیار							
		بدون مداخله بریس	بریس ۱۵ درجه	بریس ۳۰ درجه	بریس ۶۰ درجه	بدون مداخله بریس	بریس ۱۵ درجه	بریس ۳۰ درجه	بریس ۶۰ درجه
پاسخ بارگیری	درشت نی قدامی	۱۱۲/۶۶±۲۹/۸۶	۱۱۵/۷۰±۲۳/۸۵	۱۱۶/۰۱±۲۸/۹۰	۱۲۰/۶۲±۳۰/۴۴	۱۱۹/۸۸±۱۵/۹۱	۱۳۰/۳۱±۳۹/۶۴	۱۳۲/۷۴±۳۶/۰۷	۱۲۷/۷۳±۲۶/۹۹
	راست رانی	۸۳/۴۱±۱۷/۴۸	۸۳/۹۴±۲۰/۳۰	۸۶/۹۳±۲۶/۶۹	۹۶/۶۵±۲۵/۳۵	۸۱/۱۰±۲۱/۲۴	۱۰۱/۶۴±۲۶/۵۲	۸۷/۸۹±۳۵/۵۷	۸۳/۸۲±۱۹/۸۹
	سرینی میانی	۸۴/۵۱±۲۳/۶۹	۸۵/۰۰±۱۶/۷۱	۹۰/۲۸±۳۰/۵۰	۸۹/۱۲±۲۱/۴۲	۸۹/۱۲±۲۱/۴۲	۹۴/۳۸±۲۶/۳۴	۹۸/۰۶±۳۹/۹۹	۱۰۰/۱۷±۵۰/۳۲
میانه اتکا	درشت نی قدامی	۱۸۲/۰۱±۵۱/۹۰	۱۶۶/۰۴±۳۹/۳۲	۱۷۰/۷۹±۵۳/۵۳	۱۵۸/۳۸±۲۸/۴۹	۲۱۵/۲۹±۳۸/۸۳	۱۸۵/۵۸±۵۸/۰۸	۱۷۰/۰۶±۵۶/۸۳	۱۴۸/۸۱±۴۶/۷۳
	راست رانی	۱۶۴/۹۸±۵۰/۱۶	۱۵۲/۶۷±۳۳/۵۷	۱۶۱/۹۰±۴۷/۰۲	۱۵۸/۹۱±۵۸/۶۹	۱۹۲/۱۳±۴۱/۲۹	۱۸۸/۹۱±۶۸/۳۶	۱۵۱/۷۵±۵۲/۴۶	۱۵۲/۳۰±۴۱/۴۳
	سرینی میانی	۱۵۴/۴۳±۵۰/۷۱	۱۶۶/۵۴±۴۱/۸۶	۱۶۲/۷۳±۴۴/۷۷	۱۵۰/۵۱±۴۱/۱۴	۱۶۹/۰۶±۳۴/۲۱	۱۸۷/۹۳±۶۴/۳۱	۱۷۶/۴۸±۵۴/۹۲	۱۶۵/۹۵±۵۲/۱۳
هل دادن	درشت نی قدامی	۱۲۱/۲۷±۲۷/۳۹	۱۳۳/۶۳±۳۵/۱۵	۱۱۱/۸۵±۱۲/۱۴	۱۴۳/۸۱±۴۳/۲۷	۱۳۸/۱۸±۲۵/۷۷	۱۳۶/۵۶±۳۳/۶۶	۱۱۲/۹۸±۱۳/۴۹	۱۰۹/۲۶±۲۲/۳۲
	راست رانی	۱۰۷/۰۸±۳۵/۰۴	۱۰۳/۱۷±۲۵/۴۶	۱۰۴/۵۲±۲۳/۸۸	۱۰۱/۸۸±۲۶/۹۰	۱۱۰/۲۴±۲۰/۱۷	۱۱۶/۴۶±۴۰/۳۶	۹۸/۹۷±۳۰/۴۴	۸۹/۶۷±۳۰/۸۳
	سرینی میانی	۱۰۶/۱۲±۴۱/۰۶	۱۰۵/۲۲±۳۸/۸۹	۱۱۵/۹۷±۲۰/۶۶	۱۱۲/۲۴±۲۰/۳۹	۱۲۵/۳۵±۲۲/۳۰	۱۳۲/۰۱±۴۴/۹۲	۱۰۹/۴۳±۴۱/۷۵	۱۰۶/۷۱±۳۸/۹۱

مرحله	عضله	سطح معناداری (اندازه اثر)		
		عامل گروه	عامل بریس	تعامل گروه × بریس
پاسخ بارگیری	درشت نی قدامی	۰/۱۷۷(۰/۰۶۴)	۰/۴۵۵(۰/۰۳۰)	۰/۷۷۴(۰/۰۱۳)
	راست رانی	۰/۸۷۰(۰/۰۰۱)	۰/۳۳۴(۰/۰۳۹)	۰/۰۸۷(۰/۰۷۵)
	سرینی میانی	۰/۵۶۳(۰/۰۱۲)	۰/۱۵۳(۰/۰۶۱)	۰/۷۲۲(۰/۰۱۶)
میانه اتکا	درشت نی قدامی	۰/۳۸۵(۰/۰۲۷)	۰/۰۰۱(۰/۱۹۰)*	۰/۱۵۷(۰/۰۶۰)
	راست رانی	۰/۲۹۸(۰/۰۳۹)	۰/۱۶۷(۰/۰۵۸)	۰/۱۳۲(۰/۰۶۴)
	سرینی میانی	۰/۱۸۱(۰/۰۶۳)	۰/۳۰۷(۰/۰۴۲)	۰/۹۸۵(۰/۰۰۲)
هل دادن	درشت نی قدامی	۰/۸۶۲(۰/۰۰۱)	۰/۰۰۶(۰/۱۳۸)*	۰/۰۱۶(۰/۱۱۵)*
	راست رانی	۰/۹۶۱(۰/۰۰۰)	۰/۱۷۰(۰/۰۵۸)	۰/۳۰۶(۰/۰۴۲)
	سرینی میانی	۰/۲۹۸(۰/۰۴۰)	۰/۷۱۴(۰/۰۱۶)	۰/۱۰۱(۰/۰۷۱)

*P<0/05

طب توانبخشی

احتمالی این تفاوت می‌توان به آزمودنی‌های موردمطالعه اشاره کرد. در پژوهش حاضر، آزمودنی‌ها دارای عارضه زانو پرانتزی بودند و هیچ‌گونه آسیب دیگری نداشتند، در حالی که در تحقیق رامسی و همکاران آزمودنی‌ها دارای آسیب لیگامان صلیبی قدامی بودند. از سوی دیگر، بریس مورد استفاده در پژوهش حاضر از نوع فلکسوری بود، در حالی که در پژوهش رامسی و همکاران بریس مورداستفاده از نوع حمایت‌کننده بود. محمدی اصل و همکاران با عنوان تأثیر استفاده کوتاه‌مدت از دو نوع زانوبند نئوپرن نرم و سخت بر درک حس وضعیت مفصل زانو متعاقب جراحی بازسازی رباط لیگامان صلیبی قدامی انجام شد. در این تحقیق، ۱۱ بیمار مرد متعاقب جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی قبل از پوشیدن زانوبند، حین پوشیدن زانوبند و پس از برداشتن زانوبند مورد تست‌گیری قرار گرفتند. زاویه‌های هدف ۴۵، ۶۰، ۳۰ درجه خمیدگی زانو مورد استفاده قرار گرفتند. نتایج این تحقیق نشانگر این بود که استفاده از زانوبند نئوپرن سخت در زاویه ۳۰ درجه باعث بهبود معنادار حس وضعیت مفصل زانو می‌شود که

این بهبود حس وضعیت مفصل پس از برداشتن زانوبند نئوپرن سخت از بین می‌رفت [۳۳]. یکی از دلایل احتمالی تغییر فعالیت عضلات در پژوهش حاضر هنگام استفاده از بریس را می‌توان اثرات بریس بر روی گیرنده‌های حسی عمقی و تغییرات ایجاد شده بر روی حس وضعیت مفصل زانو معرفی کرد. به هر حال، مطالعات بیشتری در ارتباط اثرات استفاده طولانی‌مدت از بریس بر فیزیولوژی و مکانیک بدن برای تصمیم‌گیری در ارتباط با اثرات بریس‌ها مورد نیاز است.

نتایج نشان داد فعالیت عضله نیم‌وتری طی فاز پاسخ بارگیری در گروه پرانتزی بیشتر از گروه سالم است. عضله نیم‌وتری در افراد با زانوی پرانتزی نسبت به افراد سالم کوتاه‌تر شده است [۲۶]. از دلایل احتمالی تغییر فعالیت این عضله می‌توان به تغییر رابطه طول تنش اشاره کرد [۲۴، ۳۴]. یافته‌ها نشان داد فرکانس عضله نیم‌وتری طی شرایط دویدن با بریس نسبت به شرایط بدون تداخل کمتر است. کمترین میزان فرکانس عضله نیم‌وتری طی شرایط دویدن با بریس ۱۵ درجه بود. بنابراین می‌توان بیان کرد استفاده از بریس ۱۵ درجه تأثیر منفی را بر فعالیت عضله نیم‌وتری به‌ویژه در افراد با زانوی پرانتزی دارد. در پژوهشی پانکوا[35] و همکاران‌اش با عنوان اثرات سه نوع بریس زانو را بر روی تغییرات فشار کف پایی انجام دادند. در پژوهش پانکوا و همکاران، استفاده از این ارتوزها با هدف حمایت زانو، قرارگیری درست آن و بی حرکت کردن آن بیان شده است. تولیدکنندگان و محققان علاقه‌مند به ارتوزهای زانو معمولاً بر اثر این ارتوزها بر روی مناطق مختلف زانو و کار آن‌ها در درمان و جلوگیری از اختلال و آسیب زانو متمرکز می‌شوند. مطالعات کمی اثر این ارتوزها را بر روی تغییرات مداوم مرکز فشار طی ایستادن یا راه رفتن و همچنین طیف فرکانس عضلات بررسی کرده‌اند [۳۵].

نتایج نشان داد فرکانس عضله درشت نی قدامی طی فاز میانه اتکا در هنگام دویدن با بریس کمتر است. کمترین میزان فعالیت عضله درشت نی قدامی طی شرایط دویدن با بریس ۶۰ طی فاز میانه اتکا بود. یافته‌ها نشان داد فرکانس عضله درشت نی قدامی طی فاز هل دادن طی استفاد از بریس نسبت به شرایط بدون بریس کاهش می‌یابد و بیشترین کاهش نیز طی دویدن با بریس ۳۰ درجه بود. کاهش فرکانس بسیاری از عضلات طی فازهای مختلف دویدن در نتیجه استفاده از بریس می‌تواند به دلیل حمایت غیر فعال بریس از مفصل زانو باشد [۳۶].

این پژوهش دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود نمونه زن در پژوهش اشاره کرد. از سوی دیگر، در این پژوهش متغیرهای سینتیکی همچون میزان نیروی وارده بر جانب خارجی مفصل زانو مورد ارزیابی قرار نگرفت. ثبت این مقادیر در مطالعات آینده می‌تواند اطلاعات بیشتری را برای پژوهشگران در این زمینه فراهم آورد. ابعاد بریس موردنظر بزرگ بود و برخی از الکترودها در زیر بریس قرار می‌گرفتند که ممکن است در نتایج پژوهش حاضر اثرگذار باشد. به همین دلیل انجام مطالعات بیشتر در این زمینه ضروری است.

35. Pankova

نتیجه‌گیری

با توجه به افزایش میزان فرکانس عضله دوسررانی به‌ویژه در شرایط بریس با درجه ۳۰، استفاده از بریس برای افراد توصیه می‌شود. از سوی دیگر، بریس با زاویه ۳۰ درجه فلکشن زانو میزان فرکانس فعالیت عضله نیم‌وتری را کاهش داد. اثبات هر چه بهتر این موضوع نیازمند انجام پژوهش بیشتری در آینده است. در عین حال می‌توان اثر سایر تداخلات درمانی را هم‌زمان با استفاده از بریس مورد ارزیابی قرار داد [۳۷-۴۲].

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم‌پزشکی اردبیل درنظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR-ARUMS-REC-1398-313 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده اول مقاله در گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده علوم‌تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌پردازی و نظارت: سعید نوری‌نسب و امیرعلی جعفرنژادگرو؛ روش، گردآوری داده‌ها و تحلیل داده‌ها: سعید نوری‌نسب؛ پیش‌نویس اصلی و نگارش، تحقیق و بررسی و ویرایش: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌ها تقدیر و تشکر می شود.

Reference

[1] Tomlinson A. FIFA (Fédération Internationale de Football Association). London: Routledge; 2014. [DOI:10.4324/9780203710401]

[2] Fifa big count: 270 million people active in football. Zürich: FIFA; 2007. [Link]

[3] Jafarnezhadgero AA, 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. [DOI:10.1371/journal.pone.0216818] [PMID] [PMCID]

[4] Palacio EP, Candeloro BM, Lopes AD. Lesões nos jogadores de futebol profissional do Marília Atlético Clube: Estudo de coorte histórico do Campeonato Brasileiro de 2003 a 2005. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2009 ;15(1):31-5. [Link]

[5] Cohen M, Abdalla RJ, Ejnisman B, Amaro JT. Lesões ortopédicas no futebol. Revista Brasileira de Ortopedia. 1997; 32(12):940-4. [Link]

[6] Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: Foundations for rehabilitation: Elsevier: Amsterdam; 2016. [Link]

[7] Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Changes in muscle activity with increasing running speed. Journal of Sports Sciences. 2005; 23(10):1101-1109. [DOI:10.1080/02640410400021575] [PMID]

[8] Nielsen CC. Orthotics and prosthetics in rehabilitation: The multidisciplinary approach. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Boston: Butterworth Heinemann; 2000.

[9] Albensi RJ, Nyland J, Caborn DN. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking. Journal of Athletic Training. 1999; 34(4):328-33. [PMID] [PMCID]

[10] Nigg BM, Baltich J, Hoerzer S, Enders H. Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'Preferred movement path' and 'comfort filter'. British Journal of Sports Medicine. 2015; 49(20): 1290-4. [DOI:10.1136/bjsports-2015-095054] [PMID]

[11] 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]

[12] Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. British Journal of Sports Medicine. 2004; 38(5):576-80. [DOI:10.1136/bjsm.2003.005488] [PMID] [PMCID]

[13] Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British Journal of Sports Medicine. 2002; 36(2):95-101. [DOI:10.1136/bjsm.36.2.95] [PMID] [PMCID]

[14] Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: A prospective study of alignment. Clinical journal of sport medicine. 1998; 8(3):187-94. [DOI:10.1097/00042752-199807000-00005] [PMID]

[15] Chantraine A. Knee joint in soccer players: Osteoarthritis and axis deviation. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1985; 17(4):434-9. [DOI:10.1249/00005768-198508000-00005] [PMID]

[16] Moyer RF, Birmingham TB, Bryant DM, Giffin JR, Marriott KA, Leitch KM. 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]

[17] De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied biomechanics. 1997; 13(2):135-63. [DOI:10.1123/jab.13.2.135]

[18] Hunter D, Gross KD, McCree P, Li L, Hirko K, Harvey WF. Realignment treatment for medial tibiofemoral osteoarthritis: Randomised trial. Annals of The Rheumatic Diseases. 2012; 71(10):1658-65. [DOI:10.1136/annrheumdis-2011-200728] [PMID]

[19] Maiwald C, Arndt A, Nester C, Jones R, Lundberg A, Wolf P. The effect of intracortical bone pin application on kinetics and tibiocalcaneal kinematics of walking gait. Gait & Posture. 2017; 52:129-34. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.10.023] [PMID]

[20] Ganesan B, Fong KN, 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. [PMID]

[21] Fantini Pagani CH, Hinrichs M, Brüggemann GP. Kinetic and kinematic changes with the use of valgus knee brace and lateral wedge insoles in patients with medial knee osteoarthritis. Journal of Orthopaedic Research. 2012; 30(7):1125-32. [DOI:10.1002/jor.22032] [PMID]

[22] Bailey DM, Davies B. Physiological implications of altitude training for endurance performance at sea level: A review. British Journal of Sports Medicine. 1997; 31(3):183-90. [DOI:10.1136/bjsm.31.3.183] [PMID] [PMCID]

[23] Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? The knee. 2007; 14(3):231-8. [DOI:10.1016/j.knee.2007.03.001] [PMID]

[24] Whittle MW. Gait analysis: An introduction. Oxford, Butterworth-Heinemann; 1991. [Link]

[25] Meardon SA, Hamill J, Derrick TR. Running injury and stride time variability over a prolonged run. Gait & Posture. 2011; 33(1):36-40. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.09.020] [PMID]

[26] Jafarnezhadgero AA, 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; 22:511-18. [DOI:10.1016/j.jbmt.2017.06.009] [PMID]

[27] Tabakov M, Fonal K, Abd-Alhameed RA, Qahwaji R. Fuzzy bionic hand control in real-time based on electromyography signal analysis. In: Nguyen NT, Iliadis L, Manolopoulos Y, Trawiński B, editors. Computational collective intelligence. Cham: Springer; 2016. [DOI:10.1007/978-3-319-45243-2_27]

[28] Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. The Knee. 2005; 12:129-34. [DOI:10.1016/j.knee.2004.05.002] [PMID]

[29] Peter K. ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Scottsdale: Noraxon; 2006. [Link]

[30] Fauth ML, Petushek EJ, Feldmann CR, Hsu BE, Garceau LR, Lutsch BN, et al. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. Journal of Strength and Conditioning Research. 2010; 24(4):1131-7. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181cc2353] [PMID]

[31] Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. Gait and Posture. 2009; 29:172-87. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2008.08.015] [PMID]

[32] Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Németh G. Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. Clinical Biomehanics. 2003; 18(1):28-34. [DOI:10.1016/S0268-0033(02)00138-9]

[33] Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero AA, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. The Foot. 2018; 37:77-84. [DOI:10.1016/j.foot.2018.05.003] [PMID]

[34] 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):1705-1710. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056] [PMID]

[35] Pankova B, Kubovy P, Fanta O, Jelen K. Plantar pressure distribution changes depending on the use of knee braces. Journal of Biomechanics. 2012; (45)1:S189. [DOI:10.1016/S0021-9290(12)70190-2]

[36] 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] [PMCID]

[37] Jafarnezhadgero AA, 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. [DOI:10.1371/journal.pone.0205187] [PMID] [PMCID]

[38] 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. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.07.133] [PMID]

[39] Jafarnezhadgero AA, 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 & Physical Activity. 2019; 27(1):9-17. [DOI:10.1123/japa.2017-0315] [PMID]

[40] 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. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006] [PMID]

[41] 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] [PMID]

[42] Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. Journal of Advanced Sport Technology. 2019; 3(1):8-21. http://jast.uma.ac.ir/article_763_0.html

This Page Intentionally Left Blank