

Research Paper

The Effects of Motion Control Shoes on Knee Joint Co-Contraction in Overweight Individuals With Flat Feet



*Aydin Valizadehorang¹ , AmirAli Jafarnezhadgero² , Saeid Alihosseini¹

1. Department of Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

2. Department of Sport Managements and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation Valizadehorang A , Jafarnezhadgero AA, Hosseini SA. [The Effects of Motion Control Shoes on Knee Joint Co-Contraction in Overweight Individuals with Flat Feet (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022; 10(6):1182-1193. <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.5>

<https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.5>



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

ABSTRACT

Background and Aims The study aimed to evaluate the effects of motion control shoes on knee joint co-contraction in overweight individuals with flat feet.

Methods 15 overweight females with a navicular drop greater than 10 mm were selected with available sampling. Demographic characteristics of participants include Mean±SD age: 26.8±2.5 years, height: 1.7±0.1 m, weight: 82.5±3.2 kg, and Body Mass Index: 28.2±1.1 kg/m². This study was done during running with both control (Supernova control, Adidas) and motion control (Supernovacushion, Adidas) shoes. An electromyography system recorded selected muscles' electrical activity and then computed co-contraction values. Paired sample t-test was used for statistical analysis.

Results Finding demonstrated that during the loading phase, the directed co-contraction of vastus medialis/lateral while using motion control shoes was greater than control shoes (P=0.035). Also, mediolateral-directed knee joint co-contraction while running with a motion control shoe was greater than the control shoe during the push-off phase (P=0.020).

Conclusion Motion control shoes improved directed co-contraction in overweight individuals with flat feet, especially in the frontal plane that could modify imposed knee joint loads.

Keywords Running, Co-contraction, Shoe, Knee joint

Article Info

Received: 01 Au 2020

Accepted: 07 Oct 2020

Available Online: 21 Jan 2022

*** Corresponding Author:**

Aydin Valizadehorang

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

Tel: +98 (914) 4546520

E-Mail: valizadeh@uma.ac.ir

Extended Abstract

Introduction

Flat foot is a common foot morphology alteration in individuals with increased Body Mass Index (BMI), with a prevalence ranging from 2%–23% in adults.

Flat foot is a risk factor for injuries, mostly using neutral footwear. The contradictory findings could be related to differences in mechanical alignment, foot muscle strength, and footwear characteristics. The lower limb misalignment can be minimized by motion-control footwear, controlling the foot pronation. The controlled foot pronation can reduce excessive rearfoot eversion and loading rate. However, no studies have established the effectiveness of motion-control shoes in assisting overweight runners with flat feet. The study aimed to evaluate the effects of motion control shoes on knee joint co-contraction in overweight individuals with flat feet.

Materials and Methods

Fifteen overweight females with a navicular drop greater than 10 mm were selected with available sampling. Demographic characteristics of participants include Mean±SD age: 26.8±2.5 years, height: 1.7±0.1 m, weight: 82.5±3.2 kg, and body mass index: 28.2±1.1 kg/m². The inclusion criteria were body mass index between 25 and 30, rearfoot eversion greater than 4°, navicular drop above 10 mm, and foot posture index above 10. The navicular drop was measured as the difference in navicular height during non-weight-bearing compared with the foot's full weight-bearing during quiet unilateral standing.

This study was performed during running with both control (Supernova control, Adidas) and motion control (Supernovacushion, Adidas) shoes. Electrical activity of selected muscles (medial gastrocnemius, vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semi tendinitis, biceps femoris) was recorded by electromyography system, and then the co-contraction values were computed. Electrode placements were arranged following the SENIAM protocol. Electrodes were placed along with the fibers' direction of the muscles. Root mean square values were calculated as an index for muscle amplitude. The maximum voluntary isometric contraction was used to normalize electromyography data. Generalized and directed co-contraction was calculated for further statistical analysis. Shapiro-Wilk tests affirmed the normal distribution of data. Paired sample t-test was used for statistical analysis. The

significant level was set at $P < 0.05$. This study is part of a research project (Code: IR-ARUMS-REC-1398-408).

Results

Finding demonstrated that during the loading phase, the directed co-contraction of vastus medialis/lateralis while using motion control shoes was greater than in control shoes ($P = 0.035$). Also, mediolateral-directed knee joint co-contraction while running with a motion control shoe was greater than the control shoe during the push-off phase ($P = 0.020$). The generalized and directed co-contraction during running with control and motion control shoes did not demonstrate any significant differences at the med stance phase ($P > 0.05$). The generalized and directed co-contraction during running with control and motion control shoes did not demonstrate any significant differences at the swing phase ($P > 0.05$).

Dissection

Motion control shoe improved directed co-contraction in overweight individuals with flat feet, especially in the frontal plane that could modify imposed knee joint loads. However, the generalized co-contraction is less affected by footwear type, especially at the mid-stance and swing phases. Further study is recommended to establish this issue from a scientific view.

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-1398-408).

Funding

This article is taken from the research project of the first author, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, [Mohaghegh Ardabili University](#).

Authors' contributions

Conceptualization and supervision: Aydin Valizadeh Horang, Mehrangiz Salehi and Amir Ali Jafarnejadgaro. Methodology: Saeed Ali Hosseini; Data collection: Mehrangiz Salehi and Saeed Ali Hosseini; Data analysis: Mehrangiz Salehi; Research, original draft and writing, review and editing: All authors.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

All participants for their voluntary participation in this study are appreciated.



مقاله پژوهشی

اثرات کفش کنترل حرکتی بر هم‌انقباضی مفصل زانو در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف

*آیدین ولی‌زاده اورنج^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^۲، سعید علی‌حسینی^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.



Citation Valizadehorang A, Jafarnezhadgero AA, Hosseini SA. [The Effects of Motion Control Shoes on Knee Joint Co-Contraction in Overweight Individuals with Flat Feet (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022; 10(6):1182-1193. <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.5>

doi <https://doi.org/10.32598/SJRM.10.6.5>

چکیده



مقدمه و اهداف هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده از کفش کنترل حرکتی بر هم‌انقباضی مفصل زانو طی دویدن در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف اس.

مواد و روش‌ها تعداد ۱۵ زن دارای اضافه وزن با افت استخوان ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها شامل سن 26.4 ± 1.5 سال، قد 1.7 ± 0.1 متر، وزن 82.5 ± 3.2 کیلوگرم و شاخص توده بدنی 28.2 ± 1.1 کیلوگرم بر متر مربع بود. پژوهش حاضر در دو شرایط دویدن با کفش کنترل و کفش کنترل حرکتی انجام شد. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب توسط دستگاه الکترومیوگرافی ثبت و سپس مقادیر هم‌انقباضی محاسبه شد. برای تحلیل آماری از آزمون آماری تی همبسته استفاده شد.

یافته‌ها یافته‌ها نشان داد طی فاز بارگیری میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی هنگام استفاده از کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است ($P=0.035$). مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو طی فاز هل دادن و طی شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با شرایط دویدن با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است ($P=0.020$).

نتیجه‌گیری کفش کنترل حرکتی سبب بهبود هم‌انقباضی جهت‌دار در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف به‌ویژه در صفحه فرونتال می‌شود که می‌تواند منجر به تعدیل بارهای وارده بر این مفصل گردد.

کلیدواژه‌ها دویدن، هم‌انقباضی، کفش، مفصل زانو

اطلاعات مقاله

تاریخ دریافت: ۱۱ مرداد ۱۳۹۹

تاریخ پذیرش: ۱۶ مهر ۱۳۹۹

تاریخ انتشار: ۰۱ بهمن ۱۴۰۰

* نویسنده مسئول:

آیدین ولی‌زاده اورنج

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

تلفن: +۹۸ (۹۱۴) ۴۵۴۶۵۲۰

رایانامه: valizadeh@uma.ac.ir

مقدمه

متنصر به فرد کرده که می‌توان به حفظ وضعیت و تحمل وزن بدن در حرکات ایستا و پویا اشاره کرد [۱۴]. کف پای صاف و اضافه وزن طی فاز اتکای دویدن منجر به ناپایداری مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه مفصل زانو می‌شود [۱۶، ۱۵]. افراد دارای کف پای صاف دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و زانو می‌شوند. همچنین افزایش کف پای صاف به‌صورت جبرانی با افزایش چرخش داخلی استخوان ران همراه است [۱۷، ۱۰]. در نهایت، وجود افت استخوان ناوی بیش از حد منجر به رخ دادن آسیب‌های مختلفی در اندام تحتانی و حتی ناحیه کمری می‌شود [۱۸]. بنابراین، یافتن راه مناسب برای کنترل این ناهنجاری و یا حتی بهبود آن می‌تواند در جلوگیری از آسیب‌ها و ناهنجاری‌های ثانویه و همچنین هم‌انقباضی عضلانی مؤثر باشد.

استفاده از کفش‌های ورزشی یک روش در دسترس برای تغییر در الگوی دویدن است [۲۰، ۱۹] که احتمالاً باعث کاهش عامل خطر آسیب و ثبات در وضعیت دوندگان می‌شود [۲۲، ۲۱، ۱۹]. با این حال، اثرات استفاده از کفش‌های ورزشی اغلب در گروه ورزشکاران و به‌ویژه دوندگان مورد ارزیابی قرار گرفته است [۲۳، ۲۲]. به‌عنوان مثال جعفرنژادگرو و همکاران در سال ۲۰۱۹ گزارش کردند، استفاده از کفش کنترل حرکتی سبب حفظ مقادیر نرخ بارگذاری عمودی در زنان دوندگان دارای کف صاف می‌شود. در پژوهش مذکور آزمودنی‌ها دارای اضافه وزن نبودند و تنها دارای کف پای صاف بودند [۲۲]. در پژوهش دیگر گزارش شده است در زنان دارای کف پای صاف و بدون اضافه وزن، استفاده از کفش کنترل حرکتی منجر به کاهش اورژن در مقایسه با کفش کنترل طی دویدن می‌شود [۲۳]. اضافه وزن منجر به افزایش بارهای مکانیکی بر روی قوس طولی داخلی پا می‌شود که در طولانی‌مدت می‌تواند منجر به ایجاد کف پای صاف گردد [۲۴]. مطالعه‌ای در راستای بهبود مکانیک دویدن با استفاده از تداخلات درمانی همچون کفش در این افراد مشاهده نشد. یکی از گروه‌های افراد جامعه که بسیار مستعد آسیب می‌باشند، افراد دارای اضافه وزن همراه با کف پای صاف هستند [۲۴]. در این گروه از افراد دو ریسک فاکتور آسیب یعنی اضافه وزن و همچنین کف پای صاف وجود دارد [۲۵]. از سوی دیگر، تحرک عمدتاً در این گروه از افراد بسیار پایین است. از جمله علل کاهش تحرک در این افراد عدم آشنایی آن‌ها با تجهیزات ورزشی از جمله کفش‌های تخصصی دویدن می‌باشد که می‌تواند در حین دویدن راحتی بسیاری را فراهم آورد. با توجه به اهمیت سلامت قلبی-عروقی، باید دویدن در برنامه ورزشی اغلب افراد به‌ویژه افراد دارای اضافه وزن قرار داشته باشد. انجام مطالعات در ارتباط با چگونگی اثرگذاری کفش‌های تخصصی دویدن بر متغیرهایی مهمی همچون هم‌انقباضی عضلات و گزارش نتایج آن در جامعه می‌تواند رغبت بیشتری به ورزش در افراد جامعه فراهم آورد. هدف پژوهش حاضر، بررسی اثرات استفاده از کفش‌های تخصصی دویدن بر هم‌انقباضی مفصل زانو طی دویدن در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف می‌باشد.

اضافه وزن و چاقی از مهم‌ترین نگرانی‌ها و تهدیدهای سلامت عمومی و احتمالاً شایع‌ترین مشکل سوء تغذیه در جهان است و به‌عنوان یک بیماری مزمن در کشورهای پیشرفته و در حال پیشرفت به‌صورت چشمگیری روندی افزایشی دارد [۱]. چاقی از عوامل خطر در بروز اختلال‌هایی همچون چربی خون، فشارخون بالا، دیابت نوع دو، عوارض کلیوی، بیماری تنفسی، بیماری عروق کرونر قلب، سکته مغزی و ... می‌باشد [۲]. شیوع چاقی و اضافه وزن در زنان ایرانی به ترتیب ۲۵ و ۲۸ درصد است [۴، ۳]. چاقی، اختلالی متابولیک است که توسط شاخص توده بدنی^۱ بر اساس قد و وزن محاسبه می‌شود [۵، ۴]. شاخص توده بدنی زیر (کیلو گرم بر متر مربع) $Z=18/5$ کمبود وزن، بین ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ نرمال، بین ۲۵ تا ۳۰ اضافه وزن و بالای ۳۰ چاق در نظر گرفته می‌شود [۶].

تکلیف دویدن برای حفظ سلامت قلبی-عروقی مناسب و رایج می‌باشد [۷]. افزایش وزن یکی از عمده‌ترین عوامل وارد آمدن بارهای اضافی به مفاصل اندام تحتانی می‌باشد [۸]. برخی از این افزایش، بارهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی ناشی از افزایش هم‌انقباضی عضلانی در مفاصل اندام تحتانی و در نتیجه کاهش کارایی دویدن که گاهی با افت استخوان ناوی^۲ همراه است [۹-۱۱].

فعالیت همزمان عضلات مختلف عمل‌کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی می‌گویند. به‌طور کلی دو نوع هم‌انقباضی وجود دارد، یکی هم‌انقباضی عمومی و دیگری هم‌انقباضی جهت‌دار که به بررسی فعالیت گروه‌های عضلانی اطراف مفاصل می‌پردازند [۱۲]. در هم‌انقباضی عمومی، عضلات مخالف و موافق (آنتاگونیست^۳ و آگونیست^۴) اطراف مفصل با هم به‌صورت برابر فعالیت می‌کنند، اما در هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات آنتاگونیست و آگونیست همزمان فعال می‌شوند تا با حمایت مفصل نسبت به گشتاورهای اضافی باعث حفظ ثبات و پایداری مفصل شوند [۱۳]. اعتقاد بر این است که هم‌انقباضی جهت‌دار، گشتاورهای خارجی را حمایت می‌کند تا بارهای اضافی وارد بر مفصل را کاهش دهد [۱۳]. به این جهت استفاده از هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو می‌تواند در بررسی اثربخشی مداخلات و کارآمدی عضلات مناسب باشد. مفصل زانو به‌عنوان مهم‌ترین مفصل اندام تحتانی در جذب نیروها مانند مفاصل دیگر بدن تحت تأثیر نقص‌ها، آسیب‌ها و بیماری‌های مختلف قرار می‌گیرد. عوامل مختلفی مفصل زانو را

1. Body Mass Index (BMI)
2. Scaphoid
3. Antagonist
4. Agonist



تصویر ۱. الف) کفش کنترل حرکتی (ب) کفش کنترل

طب توانبخشی

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها کوشش دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه پس از قرارگیری الکترودها بر روی عضلات انجام دادند. هر مرحله با سه کوشش صحیح ثبت شد. سرعت دویدن برابر با ۲/۲ متر بر ثانیه طی دو شرایط دویدن بود که توسط کرنومتر کنترل می‌شد. الگوی دویدن در هر دو شرایط به‌صورت پاشنه-پنجه و با ریتم مشابه بود. ترتیب استفاده از کفش‌ها به‌صورت تصادفی بود. کوششی صحیح در نظر گرفته شد تا سیگنال الکترومیوگرافی^{۱۱} تمامی عضلات به‌صورت صحیح ثبت شده باشد. آزمودنی‌ها در ابتدای هر دو مرحله آزمون به مدت ۱۰ دقیقه مشغول گرم کردن با حرکات کششی و جهشی شدند. پس از اتمام آزمون، سرد کردن انجام شد.

برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. برش طیف فرکانسی در داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین برابر با ۲۰ هرتز بود. از داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای مشخص کردن ابتدا و انتهای فاز اتکا دویدن استفاده شد. میزان فعالیت عضلات دوقلوی داخلی^{۱۲}، پهن داخلی^{۱۳}، پهن خارجی^{۱۴}، راست رانی^{۱۵}، دوسر رانی^{۱۶} و نیمه وتری^{۱۷} سمت راست طی دویدن ثبت شد. علت انتخاب این عضلات سطحی بودن و اهمیت بالای آن‌ها در کنترل حرکات مفصل زانو بود. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله بی سیم و الکتروهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترو مرجع نقره/کلرید نقره^{۱۸} دوقطبی (فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی $100\ M\Omega$ ؛ نسبت رد شایع حالت $110\ \mu S$ بل^{۱۹} در ۵۰ تا ۶۰ Hz) استفاده شد.

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. جامعه آماری پژوهش حاضر شامل زنان دارای اضافه وزن با کف پای صاف شهر اردبیل بود. شیوه نمونه‌گیری در پژوهش حاضر به صورت در دسترس بود. نرم‌افزار جی پاور^۵ نشان داد برای اندازه اثر برابر با ۰/۸، سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ و توان آماری برابر با ۰/۸ هنگام استفاده از آزمون تی همبسته^۶ تعداد حداقل ۱۲ نمونه در هر گروه مورد نیاز است. بنابراین، تعداد ۱۵ زن دارای اضافه وزن با افت استخوان ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر (اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در دو حالت با و بدون تحمل وزن) به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به پژوهش حاضر شامل داشتن افتادگی ناوی کولار^۷ بیش از ۱۰ میلی‌متر بود [۲۶]. همچنین، افراد دارای اضافه وزن با شاخص توده بدنی بیشتر از ۲۶ و کمتر از ۳۰ کیلوگرم بر مترمربع را دارا بودند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی در اندام تحتانی، مشکلات عصبی-عضلاتی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی ضربدری بود. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد. ضمناً در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه شرکت در پژوهش دریافت شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [۲۷]. پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل مورد تأیید قرار گرفت

پژوهش حاضر در دو شرایط دویدن با کفش کنترل^۸ و کفش کنترل حرکتی^۹ (کفش تخصصی دویدن) انجام شد (تصویر شماره ۱). مطالعات گذشته، قابلیت کنترل حرکتی (کاهش اورژن^{۱۰}) در کفش‌های کنترل حرکتی را گزارش کرده‌اند [۲۲، ۲۳، ۲۸].

11. Electromyography (EMG) Biometrics ltd, uk
12. Gastrocnemius Medialis (GM)
13. Vastus Medialis (VM)
14. Vastus Lateralis (VL)
15. Rectus Femoris (RF)
16. Biceps Femoris (BF)
17. Semi Tendinosus (ST)
18. Silver-silver chloride (Ag/AgCl)
19. Decibel (db)

8. G*power
6. Paired T Test
7. Navicular
8. Supernova control, Adidas
9. Supernovacushion, Adidas
10. Eversion

تعیین فازها) و **متلب**^{۲۶} (برای محاسبه مقادیر جذر میانگین مربع) تمامی داده‌های الکترومیوگرافی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و اطلاعات حاصله در محیط اکسل ثبت شد. برای تعیین مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت دار در مراحل مختلف دویدن از روابط زیر استفاده شد [۳۰] (فرمول شماره ۱).

۱. میانگین فعالیت عضلات آنتاگونیست - ۱ = هم‌انقباضی جهت‌دار
میانگین فعالیت عضلات آگونیست
مجموع فعالیت همه عضلات عبور کننده از مفصل = هم‌انقباضی عمومی

هم‌انقباضی جهت‌دار یک عدد بین ۰ و ۱ است که هر چقدر به صفر نزدیکتر شود، مقدار هم‌انقباضی جهت‌دار بیشتر است. درحالی که در هم‌انقباضی عمومی هر چقدر میزان عدد بزرگتر باشد هم‌انقباضی عمومی بیشتر است. برای مشخص کردن فازهای مختلف دویدن از دستگاه فورس‌پلیت برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با دستگاه الکترومیوگرافی سینک بود، استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۲۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن تعیین شد [۳۱]. برای تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومیوگرافی، چرخه دویدن به مراحل زیر تقسیم شد: مرحله بارگیری، میانه اتکا، هل دادن و نوسان. فاز اتکا ۴۰ درصد و فاز نوسان ۶۰ درصد سیکل دویدن را تشکیل می‌دهد. فازهای مورد بررسی در بخش اتکا شامل پاسخ بارگیری (۰ تا ۲۵ درصد فاز اتکا)، میانه اتکا (۲۵ تا ۶۵ درصد فاز اتکا) و هل دادن (۶۵ تا ۱۰۰ درصد فاز اتکا) بود [۷].

برای بررسی نرمال بودن داده‌ها و امکان استفاده از آزمون‌های پارمتریک از آزمون شاپیرو ویلک^{۲۷} استفاده شد. آزمون آماری تی همبسته^{۲۸} برای مقایسه آماری داده‌ها استفاده شد. همچنین از نسخه ۲۱ نرم افزار SPSS و سطح معناداری برابر با $P < 0.05$ استفاده شد.

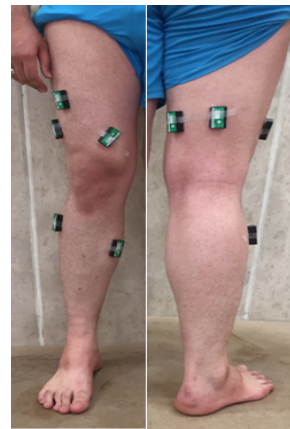
میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه اندازه اثر^{۲۹} و به صورت **فرمول شماره ۲** زیر محاسبه شد [۳۲]:

$$2. D = (mean1 - mean2) / \left(\frac{SD1 + SD2}{2} \right)$$

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی مربوط به ویژگی‌های فردی شرکت‌کنندگان که شامل سن $26/6 \pm 2/5$ سال، قد $1/7 \pm 0/1$ متر، وزن $82/5 \pm 3/2$ کیلوگرم و شاخص توده بدنی $28/2 \pm 1/1$ کیلوگرم

26. MATrix LABoratory (MATLAB)
27. Shapiro- Wilke
28. Paired t test
29. Cohen's d



طوبتوانبخش

تصویر ۲. محل الکتروگذاری روی عضلات از نمای قدامی (چپ) و خلفی (راست)

فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر^{۲۰} (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز برای فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد [۱۵]. همچنین نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با هرتز ۱۰۰۰ قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول - C_2H_5OH) طبق توصیه‌نامه توصیه‌نامه اروپایی جهت سنجش غیرتهاجمی فعالیت الکتریکی عضلات سطحی^{۲۱} انجام شد [۲۹] (تصویر شماره ۲). برای به‌دست آوردن دامنه فعالیت الکتریکی عضلات از روش محاسبه جذر میانگین مربع^{۲۲} استفاده شد. اوج فعالیت عضلات ذکر شده به صورت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی^{۲۳} ثبت شد. برای نمونه، بیشترین انقباض 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 [۱۵]. برای سه عضله پهن داخلی، پهن خارجی و راست رانی فرد بر روی صندلی با زاویه ۹۰ درجه در مفاصل ران و زانو نشسته (در حالی که ساق توسط باند به پایه صندلی محکم شده بود) و حرکت اکستنشن زانو را به صورت ایزومتریک با حداکثر توان انجام می‌داد [۱۵]. برای دو عضله نیم‌وتری و دوسرانی فرد بر روی صندلی با زاویه ۹۰ درجه در مفاصل ران و زانو نشسته (در حالی که ساق توسط باند به ستون جلوی صندلی محکم شده بود) و حرکت فلکشن زانو را به صورت ایزومتریک با حداکثر توان انجام می‌داد [۱۵].

با استفاده از نرم‌افزار **Biometrics datalite**^{۲۴} (برای برش و

20. Notch Filters (NF)
21. Surface EMG for A Non Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)
22. Root Mean Square(RMS)
23. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
24. Biometrics DataLINK Interface Library (Biometrics Ltd)
25. Biometrics DataLINK Interface Library (Biometrics Ltd)

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار هم‌انقباضی عمومی (درصدی از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی) و جهت‌دار (نسبت بوده و بدون واحد است) در فاز تماس پاشنه و میانه استقرار دویدن

فاز	هم‌انقباضی	شرایط دویدن		میزان $\Delta\%$	سطح معناداری
		میانگین $\pm$ انحراف معیار			
		کفش کنترل	کفش کنترل حرکتی		
پاسخ بارگیری	عمومی	۱۷۴/۱۳ $\pm$ ۲۳/۱۹	۱۷۷/۶۵ $\pm$ ۴۷/۲۱	۲/۰۲	۰/۸۹۹
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۴۱ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۳۵ $\pm$ ۰/۰۳	۸۸/۰۰	۰/۰۳۵°
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۶۳ $\pm$ ۰/۱۵	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۳۱	۳/۱۷	۰/۸۵۵
	داخلی/خارجی	۰/۱۸ $\pm$ ۰/۲۱	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۱۷	۱۹/۰۴	۰/۴۲۹
میانه استقرار	عمومی	۱۰۲/۶۷ $\pm$ ۲۹/۱۹	۱۰۵/۴۴ $\pm$ ۵۱/۱۷	۲/۶۹	۰/۸۱۴
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۴۳ $\pm$ ۰/۲۸	۰/۴۰ $\pm$ ۰/۲۹	۳/۵۷	۰/۹۰۵
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۵۹ $\pm$ ۰/۳۱	۰/۵۹ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۰۰	۰/۹۵۴
	داخلی/خارجی	۰/۴۴ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۳۶ $\pm$ ۰/۲۷	۸/۰۰	۰/۶۰۱

$P < 0/05^*$

طب توانبخشی

بر متر مربع بود. جدول شماره ۱، نشان‌دهنده میانگین و انحراف معیار هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار بین دو شرایط دویدن با کفش کنترل و کفش کنترل حرکتی طی فاز پاسخ بارگیری و فاز میانه استقرار دویدن می‌باشد. یافته‌ها نشان داد طی فاز بارگیری میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی هنگام استفاده از کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است ($P = 0/035$). مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل زانو طی فاز میانه استقرار بین دو شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی و کفش کنترل

جدول شماره ۲، نشان‌دهنده میانگین و انحراف معیار هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار بین دو شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی و کفش کنترل طی دو فاز هل دادن و فاز نوسان دویدن می‌باشد. یافته‌ها نشان داد مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو طی فاز هل دادن طی شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با شرایط دویدن با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است ($P = 0/020$). مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار مفصل زانو

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار هم‌انقباضی عمومی (درصدی از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی) و جهت‌دار (نسبت بوده و بدون واحد است) طی فاز هل دادن و نوسان

فاز	هم‌انقباضی	شرایط دویدن		میزان $\Delta\%$	سطح معناداری
		میانگین $\pm$ انحراف معیار			
		کفش کنترل	کفش کنترل حرکتی		
هل دادن	عمومی	۱۲۱/۵۲ $\pm$ ۴۵/۲۸	۱۱۹/۳۵ $\pm$ ۳۷/۶۵	۱/۷۸	۰/۹۰۸
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۲۱ $\pm$ ۰/۰۹	۰/۵۴ $\pm$ ۰/۱۱	۲۲/۲۲	۰/۴۷۱
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۴۰ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۴۳ $\pm$ ۰/۳۱	۷/۵۰	۰/۶۸۵
	داخلی/خارجی	۰/۲۶ $\pm$ ۰/۳۵	۰/۰۳ $\pm$ ۰/۴۱	۸۸/۴۶	۰/۰۲۰*
نوسان	عمومی	۴۸/۵۴ $\pm$ ۱۰/۲۹	۵۲/۸۴ $\pm$ ۹/۵۴	۸/۸۵	۰/۷۰۲
	پهن خارجی/پهن داخلی	۰/۴۱ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۳۹ $\pm$ ۰/۲۱	۱۰/۵۲	۰/۵۸۸
	فلکسوری/اکستنسوری	۰/۴۴ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۴۹ $\pm$ ۰/۳۲	۱۱/۳۶	۰/۴۰۹
	داخلی/خارجی	۰/۴۱ $\pm$ ۰/۰۶	۰/۳۵ $\pm$ ۰/۰۵	۱۶/۶۶	۰/۳۷۱

$P < 0/05^*$

طب توانبخشی

طی فاز نوسان دویدن بین دو شرایط دویدن اختلاف معناداری را از نظر آماری نشان نداد (جدول شماره ۲) ($P > 0.05$).

بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثرات استفاده از کفش‌های کنترل حرکتی بر هم انقباضی مفصل زانو طی دویدن در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف می‌باشد. نتایج نشان داد میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری و همچنین هم‌انقباضی جهت‌دار بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو طی فاز میانه استقرار طی شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است.

نتایج نشان داد میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری در شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش کنترل به‌طور معناداری بالاتر است. تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن^{۳۰} بیش از حد پا ممکن است بر بارهای مفصلی، بازدهی مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حس عمقی اثرگذار باشد و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی منجر شود [۳۳]. هم‌انقباضی جهت‌دار بین عضلات پهن داخلی و خارجی در نتیجه استفاده از کفش کنترل حرکتی بهبود پیدا کرد. یکی از علل این امر ممکن است حمایت غیرفعال بخش داخلی زیره میانی^{۳۱} کفش کنترل حرکتی باشد که درگیری عضلات را در صفحه فرونتال کمتر می‌نماید [۳۴]. کیم لیلی^{۳۲} و همکاران نشان دادند طراحی کفش کنترل حرکتی به گونه‌ای است که چرخش داخلی زانو را کاهش داده و باعث کنترل وضعیت پا شده و از آسیب‌دیدگی جلوگیری می‌کند [۲۸]. می‌توان گفت در پژوهش حاضر افزایش معناداری هم‌انقباضی جهت‌دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی در اثر استفاده از کفش کنترل حرکتی برای کنترل چرخش داخلی زانو بوده تا وضعیت طبیعی پا حفظ شود. در پژوهشی نشان داده شد کفش کنترل حرکتی دامنه اورژن بخش عقب پا^{۳۳} را در دونده‌های دارای پای پرونیته کنترل می‌کند [۳۵].

عواملی همچون تغییرات در راستای مکانیکی اندام تحتانی باعث تغییراتی در مکانیک دویدن می‌شود که یکی از این موارد تغییر در میزان صافی کف پا می‌باشد. عضلاتی که در اطراف مفصل زانو قرار دارند، بر حسب عملکردشان به دو دسته کلی عضلات خم‌کننده^{۳۴} و بازکننده^{۳۵} تقسیم می‌شوند. عضلاتی که در باز کردن مفصل زانو نقش دارند، عضلات کشنده پهن نیام و چهار سر رانی هستند و عضلاتی که در خم کردن مفصل زانو

نقش دارند، عضلات همسترینگ، رکبی، دوقلو، خیاطه و راست داخلی می‌باشند [۳۶]. به‌طور کلی ۹۸ درصد سطح مقطع عضلاتی اطراف زانو را عضلات چهار سر رانی، همسترینگ و دوقلو تشکیل می‌دهند. گروه عضلات چهارسر رانی از چهار عضله راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی و پهن میانی تشکیل شده است [۳۷]. این گروه عضلات، اصلی‌ترین عضلات بازکننده زانو هستند. انقباض عضله چهار سر رانی موجب نزدیک شدن سطوح مفصلی و ایجاد نیروهای فشاری در سطح مفصل زانو می‌شود. قدرت بیشتر این عضله طی راه رفتن موجب ثبات بیشتر مفصل زانو و جذب نیروهای وارده به این مفصل می‌شود [۳۷]. با این حال گزارش شده است صافی کف پا و اضافه وزن میزان فعالیت عضلات اندام تحتانی را تغییر داده و منجر به افزایش بارهای وارده بر مفصل زانو می‌شود [۳۹، ۳۸، ۱۵]. نتایج پژوهش حاضر نشان داد هم‌انقباضی جهت‌دار خم‌کننده/راست‌کننده مفصل زانو طی هیچ یک از فازهای دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با شرایط دویدن با کفش کنترل در افراد دارای اضافه وزن با افت استخوان ناوی تغییر نکرد. می‌توان بیان کرد که احتمالاً افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار خم‌کننده/راست‌کننده مفصل زانو پس از استفاده از کفش کنترل حرکتی نتوانسته بار اعمال شده به این مفصل را که مهم‌ترین مفصل اندام تحتانی در جذب بار می‌باشد طی فاز تماس پاشنه مفصل در صفحه میانی^{۳۶} کاهش دهد.

هم‌انقباضی را فعال‌ترین ممزمان عضلات اطراف مفصل تعریف می‌کنند. اعلام شده است افزایش فعالیت ممزمان عضلات موافق و مخالف (آگونیست و آنتاگونیست) توسط یک مکانیسم هم‌فعالیتی مرکزی کنترل می‌شود [۴۰]. افزایش هم‌انقباضی در برخی منابع به عنوان یک مکانیسم محافظتی مطرح شده است. حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارده به سطوح مفصلی از فواید افزایش هم‌انقباضی است [۴۱]. هم‌انقباضی حین فعالیت‌های دینامیک مانند دویدن، به‌عنوان تلاشی برای تثبیت مفصل و کاهش نیروهای برشی و چرخشی که هر دو برای سلامت غضروف مفصلی مضر هستند، تعریف شده است. همچنین هم‌انقباضی عضلاتی اجازه می‌دهد بار اعمال شده به زانو به‌طور مساوی بین سطوح مفصلی ران و درشتنی توزیع شود [۴۲]. حال می‌توان بیان کرد احتمالاً افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار جانب داخلی/خارجی مفصل زانو پس از استفاده از کفش کنترل حرکتی توانسته بار اعمال شده به این مفصل را که مهم‌ترین مفصل اندام تحتانی در جذب بار می‌باشد، طی فاز هل دادن کاهش دهد. علت احتمالی این موضوع رانقش کنترلی کفش کنترل حرکتی برای کنترل وضعیت پویای اندام تحتانی بیشتر نیاز دارد که وضعیت مفاصل زیر قاپی و قاپی (ساب تالار^{۳۷} و تارسال^{۳۸}) میانی را در صفحه تاجی^{۳۹} بهینه می‌کند [۴۳، ۲۳، ۲۰].

36. Sagittal Plane
37. Subtalar joint
38. Tarsal
39. Frontal plane

30. Pronation
31. Midsole
32. Kim Lilley
33. Rear foot
34. Flexor
35. Extensor

مشارکت نویسندگان

مفهوم پردازی و نظارت: آیدین ولی زاده اورنج، مهرانگیز صالحی و امیرعلی جعفرنژادگرو. روش شناسی: سعید علیحسینی؛ گردآوری داده ها: مهرانگیز صالحی و سعید علیحسینی؛ تحلیل داده ها: مهرانگیز صالحی؛ تحقیق، پیش نویس اصلی و نگارش، بررسی و ویرایش: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از همه شرکت کنندگان برای شرکت داوطلبانه در این مطالعه تقدیر و تشکر می شود.

مقادیر هم انقباضی عمومی در هیچ یک از فازهای دویدن تحت تأثیر استفاده از کفش کنترل حرکتی قرار نگرفت. افزایش هم انقباضی عمومی باعث افزایش بارهای وارد بر مفصل می شود. با این حال، کفش کنترل حرکتی اثری بر مقادیر این متغیر در افراد دارای اضافه وزن با افت استخوان ناوی نداشت. بنابراین، نیاز به استفاده از سایر تداخل درمانی برای تعدیل این متغیرها می باشد [۴۴-۴۸].

با توجه به تفاوت های فیزیولوژیکی و آناتومیکی بین دختران و پسران پیشنهاد می شود در پژوهش های آتی از هر دو جنس استفاده شود و یا پسران به تنهایی مورد آزمایش قرار گیرند. به علت تفاوت متغیرهای کینماتیکی^{۴۰} و نیروها در افراد دارای اضافه وزن همراه با افت استخوان ناوی در مقایسه با افراد سالم بررسی این عوامل بیومکانیکی نیز در پژوهش های آتی پیشنهاد می شود. از طرف دیگر در پژوهش حاضر تنها اثرات استفاده آبی از کفش کنترل حرکتی مورد ارزیابی قرار گرفت، بنابراین در مطالعات آینده بررسی اثرات طولانی مدت استفاده از کفش های کنترل حرکتی در افراد دارای اضافه وزن با کف پای صاف توصیه می شود.

نتیجه گیری

نتایج نشان داد میزان هم انقباضی جهت دار بین دو عضله پهن داخلی و پهن خارجی طی فاز پاسخ بارگیری و همچنین هم انقباضی جهت دار بین عضلات جانب داخلی و جانب خارجی مفصل زانو طی فاز میانه استقرار طی شرایط دویدن با کفش کنترل حرکتی در مقایسه با کفش کنترل به طور معناداری بالاتر است. با توجه به نتایج این پژوهش، استفاده از کفش کنترل حرکتی در افراد دارای اضافه وزن با افت استخوان ناوی توصیه می شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل در نظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR-ARUMS-REC-1398-408 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از طرح پژوهشی نویسنده اول، گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی است.

References

- [1] Seo HS, Lee SK, Nam S. Factors influencing fast food consumption behaviors of middle-school students in Seoul: An application of theory of planned behaviors. *Nutrition Research and Practice*. 2011; 5(2):169-78. [DOI:10.4162/nrp.2011.5.2.169] [PMID] [PMCID]
- [2] Azizi F, Hatami H, Janghorbani MJ. [Epidemiology and control of common diseases in Iran (Persian)]. Tehran: Eshtiagh Publications; 2000. [Link]
- [3] Janghorbani M, Amini M, Willett WC, Gouya MM, Delavari A, Alikhani S, et al. First nationwide survey of prevalence of overweight, underweight, and abdominal obesity in Iranian adults. *Obesity*. 2007; 15(11):2797-808. [DOI:10.1038/oby.2007.332] [PMID]
- [4] Graves BW, DeJoy SA, Heath A, Pekow PJJom, health ws. Maternal body mass index, delivery route, and induction of labor in a midwifery caseload. 2006;51(4):254-9. [DOI:10.1038/oby.2007.332] [PMID]
- [5] Kitahara CM, Flint AJ, Berrington de Gonzalez A, Bernstein L, Brotzman M, MacInnis RJ, et al. Association between class III obesity (BMI of 40-59 kg/m²) and mortality: A pooled analysis of 20 prospective studies. *PLoS Medicine*. 2014; 11(7):e1001673. DOI:10.1371/journal.pmed.1001673 [PMID] [PMCID]
- [6] Chan RS, Woo J. Prevention of overweight and obesity: How effective is the current public health approach. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2010; 7(3):765-83. [DOI:10.3390/ijerph7030765] [PMID] [PMCID]
- [7] Cavanagh PR. The running shoe book: New Jersey :Anderson World; 1980. [Link]
- [8] Lau PW, Wong D, Ngo JK, Liang Y, Kim CG, Kim HS. Effects of high-intensity intermittent running exercise in overweight children. *European Journal of Sport Science*. 2015; 15(2):182-90. [DOI:10.1080/17461391.2014.933880] [PMID]
- [9] Cheung RT, Ng GY. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. *Physical Therapy in Sport*. 2007; 8(2):75-81. [DOI:10.1016/j.ptsp.2006.12.002]
- [10] Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Medicine*. 2006; 36(3):199-205. [DOI:10.2165/00007256-200636030-00002] [PMID]
- [11] Buchecker M, Wagner H, Pfusterschmied J, Stöggel TL, Müller E. Lower extremity joint loading during level walking with Masai barefoot technology shoes in overweight males. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2012; 22(3):372-80. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2010.01179.x] [PMID]
- [12] Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(10):1257-67. [DOI:10.1016/S0021-9290(01)00095-1]
- [13] Anbarian M, Esmaili H, Hosseini Nejad S, Rabiei M, Binabaji H. [Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running (Persian)]. *Journal of Rehabilitation Research*. 2012; 8(2):298-309. [DOI:10.22122/jrrs.v8i2.359]
- [14] 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 and Physical Activity*. 2019; 27(1):9-17. [DOI:10.1123/japa.2017-0315] [PMID]
- [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] Nielsen RG, Rathleff MS, Simonsen OH, Langberg H. Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009; 2(1):12. [Link]
- [17] Powers CM, Chen P-Y, Reischl SF, Perry J. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot & Ankle International*. 2002; 23(7):634-40. [DOI:10.1177/10711007020300709] [PMID]
- [18] Lee H. The effects of fatigue on biomechanics of soccer shooting [MSc thesis]. Bridgewater: Bridgewater State University; 2018. <https://vc.bridgew.edu/theses/62/>
- [19] Miller RH, Lowry JL, Meardon SA, Gillette JC. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & Posture*. 2007; 26(3):407-13. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.10.007] [PMID]
- [20] Jafarnezhadgero AA, Sorkhe E, Meamarbashi A. [Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners (Persian)]. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2019; 3(1): 8-21. <https://www.sid.ir/en/Journal/ViewPaper.aspx?ID=756718>
- [21] Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg B, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clinical Biomechanics*. 2000; 15(1):54-64. [DOI:10.1016/S0268-0033(99)00028-5]
- [22] 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]
- [23] 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]
- [24] Gijon-Nogueron G, Montes-Alguacil J, Martinez-Nova A, Alfageme-Garcia P, Cervera-Marin JA, Morales-Asencio JM. Overweight, obesity and foot posture in children: A cross-sectional study. *Journal of Paediatrics and Child Health*. 2017; 53(1):33-7. [DOI:10.1111/jpc.13314] [PMID]
- [25] Jankowicz-Szymańska A, Wódka K, Kołpa M, Mikołajczyk E. Foot longitudinal arches in obese, overweight and normal weight females who differ in age. *Homo*. 2018; 69(1-2):37-42. [DOI:10.1016/j.jchb.2018.03.001] [PMID]

- [26] Farahpour N, Jafarnezhadgero AA, Allard P, Majlesi MJJoE, Kinesiology. 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]
- [27] Association WM. World medical association declaration of helsinkiethical principles for medical research involving human subjects. Florida: World Medical Association; 2013. [Link]
- [28] Lilley K, Stiles V, Dixon S. The influence of motion control shoes on the running gait of mature and young females. *Gait & Posture*. 2013; 37(3):331-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.07.026] [PMID]
- [29] 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]
- [30] Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(10):833-41. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005] [PMID]
- [31] Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *PloS One*. 2017; 12(9): e0185057. [DOI:10.1371/journal.pone.0185057] [PMID] [PMCID]
- [32] Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Mahwah: Lawrence Erlbaum Association; 1988. [Link]
- [33] Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity malalignment and linear relation with Q angle in female athletes. *Brazilian Journal of Biomotricity*. 2011; 5(1):3349-54. [DOI:10.1016/j.sbspro.2011.04.298]
- [34] Cheung RTH, Ng GYF. Motion control shoe delays fatigue of shank muscles in runners with overpronating feet. *The American Journal of Sports Medicine*. 2010; 38(3):486-91. [DOI:10.1177/0363546509350738] [PMID]
- [35] Cheung RTH, Ng GYF. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. *Physical Therapy in Sport*. 2007; 8(2):75-81. [DOI:10.1016/j.ptsp.2006.12.002]
- [36] Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. [A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum (Persian)]. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2014; 8(3): 1-9. [Link]
- [37] Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers M, Romani WA. Muscles, testing and function with posture and pain. Maryland: Williams & Wilkins Baltimore; 1993. [Link]
- [38] Amiri P, Hubley-Kozey CL, Landry SC, Stanish WD, Wilson JAL. Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 25(6):951-5. [DOI:10.1016/j.jelekin.2015.10.007] [PMID]
- [39] Oatis CA. Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. [Link]
- [40] De Luca CJ, Erim Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of Neurophysiology*. 2002; 87(4):220-4. [DOI:10.1152/jn.00793.2001] [PMID]
- [41] Gardinier ES. The relationship between muscular co-contraction and dynamic knee stiffness in acl-deficient non-copers [MSc thesis]. Delaware: University of Delaware; 2009. [Link]
- [42] Boden BP, Griffin LY, Garrett Jr WE. Etiology and prevention of noncontact ACL injury. *The Physician and Sportsmedicine*. 2000; 28(4):53-60. [DOI:10.3810/psm.2000.04.841] [PMID]
- [43] Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DN. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002; 34(7):1150-7. [DOI:10.1097/00005768-200207000-00016] [PMID]
- [44] 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. 003 [DOI:10.1016/j.foot.2018.05.003] [PMID]
- [45] 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]
- [46] Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian 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. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID] [PMCID]
- [47] 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]
- [48] Jafarnezhadgero AA, 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. [DOI:10.1016/j.humov.2020.102593] [PMID]