10.22037/jrm.2019.111825.2107 Research Article

Effect of Long-term Use of Motion Control Shoes on Muscular Frequency Spectrum in Individuals with Pronated Feet during Walking

Amirali Jafarnezhadgero*[1], Amir Fatollahi[2], Marefat Siahkouhian[3], Aydin Valizadehorang[4]

1. PhD, Assistant Prof. Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. PhD, Professor. Sport physiology, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
4. PhD, Assistant Professor. Sport physiology, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2019.May.05 Revised: 2019.June.25 Accepted: 2019.September.07 Published Online: 2019.September.08

ABSTRACT

Background and Aims: Pronated foot involves the reduction of the inner longitudinal arch of the foot that is associated with other anatomical abnormalities. The purpose of the present study was to investigate the effects of long-term use of motion control shoes on the muscular frequency spectrum in individuals with pronated foot during walking.

Materials and Methods**:** A semi-experimental and laboratory study was conducted on 24 men with pronated foot who took part in the study on a voluntary basis. They were randomly divided into two equal groups, including control (age: 24.1±5.6 years, height: 166±2.6, weight: 52.66±6.3 kg) and experimental (age: 24.1±5.6 years, height: 166±2.2 cm, weight: 52.66±6.3 kg). The electrical activity of the lower limb and trunk muscles were recorded using electromyography system during walking before and after four months of wearing control and motion control shoes. Wilcoxon, U Mann-Whitney, and Friedman tests were used to analyze the data.

Results**:** The findings showed that the frequency spectrum of the vastus lateralis muscle (P = 0.003; high effect size) significantly increased during the post-test compared with that of the pre-test. Also, in the experimental group, the gluteus medius muscle (P=0.015; high effect size) showed a significant increase in frequency spectrum during the post-test compared with the pre-test. Other muscles did not show any significant difference before and after long-term use of motion control shoes (P >0.05).

Conclusion: Generally, the long term use of motion control shoes change lower limb muscular frequency spectrum. Further studies on the long term effects of motion control shoes on body mechanics are suggested.

Keywords: Motion control shoes; Pronation; Frequency spectrum; Walking; Electromyography

How to cite this article: Amirali Jafarnezhadgero, Amir Fatollahi2, Marefat Siahkouhian, Aydin Valizadehorang. Effect of Long-term Use of Motion Control Shoes on Muscular Frequency Spectrum in Individuals with Pronated Feet during Walking. J Rehab Med. 2020; 9(2):101-109.

*Corresponding Author: Amirali Jafarnezhadgero . Assistant Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Iran
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2019.111825.2107

اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بر روی طیف فرکانس عضلانی در افراد دارای پای پرونیت طی فاز اتکای راه رفتن

امیرعلی جعفرنژاد گرو[1*]، امیر فتح‌الهی[2]، معرفت سیاه‌کوهیان[3]، آیدین ولی‌زاده اورنج[4]

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. استاد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۱۵ **بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۴/۰۴** **پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۱۶**

چکیده

مقدمه و اهداف: پرونیشن بیش از حد پا قوس طولی-داخلی پا را درگیر می‌کند و با سایر اختلالات آناتومیکی مرتبط است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۴ مرد دارای پای پرونیت بودند که داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه کنترل (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) گروه تجربی (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) تقسیم شدند. فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی و تنه، قبل و بعد از ۴ ماه استفاده از کفش کنترل حرکتی و کفش معمولی طی راه رفتن با دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. از تست ویلکاکسون، یومن‌ویتنی و فریدمن جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج تحقیق حاضر نشان داد طیف فرکانس عضله پهن خارجی (P=۰/۰۰۳؛ اندازه اثر بالا) افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت. همچنین در گروه تجربی عضله سرینی میانی (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا) افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد. سایر عضلات اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: به طور کلی، استفاده از کفش کنترل حرکتی سبب تغییر در فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی می‌شود. مطالعات بیشتری در ارتباط با نحوه اثرات طولانی‌مدت کفش کنترل حرکتی بر مکانیک بدن مورد نیاز می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: کفش کنترل حرکتی؛ پرونیشن بیش از حد پا؛ طیف فرکانس؛ راه رفتن؛ الکترومایوگرافی

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 اصلی‌ترین حرکت انجام‌شده توسط انسان بوده و جزء بیشترین فعالیت‌های روزانه محسوب می‌شود.[۱] فعالیت راه رفتن با هدف‌های مختلف از قبیل افزایش تحرک‌پذیری افراد، کاهش وزن و حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان‌ها و غیره انجام می‌شود.[۲، ۳] مهارت راه رفتن تحت تاثیر عوامل بیرونی و درونی مثل ریخت‌شناسی بدن قرار دارد.[۴] تغییرات ساختاری بدن یکی از جنبه‌های ریخت-شناسی بدن است که فاکتورهای بیومکانیکی و فعالیت عضلانی افراد در راه رفتن را تحت تاثیر قرار می‌دهد.[۴] از آنجا که پا مهم‌ترین اندام تعامل بین زمین و بدن انسان است، ساختار و مکانیک پا نقش تعیین‌کننده‌ای در حفظ کارایی راه رفتن دارد، به‌طوری‌که هر گونه انحراف در پا باعث حرکت غیرطبیعی آن هنگام راه رفتن شده و اثر خود را به مفاصل و اندام فوقانی منتقل می‌کند[۵]؛ از این رو بروز ناهنجاری در این ناحیه به لحاظ بیومکانیکی اهمیت زیادی داشته و می‌تواند احتمال آسیب افراد را افزایش دهد.[۶] اغلب اختلالات عملکردی در ناحیه پا به واسطه تغییرات در قوس‌های پا ایجاد می‌شود.[۷] هدف علم بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی از بررسی حرکات مختلف بدن، بهبود عملکرد ورزشی و نیز جلوگیری از بروز آسیب در حین ورزش است. وضعیت بدنی نامطلوب الزاماً نشان‌دهنده بیماری نیست، اما می‌تواند علاوه بر تغییر شکل ظاهری بدن وایجاد آثار روانی خاص، باعث بروز عوارض متعددی در سایر اندام‌های بدن شود.[۸] پرونیشن بیش از حد پا شامل کاهش قوس طولی-داخلی پا است که همراه با آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت می‌کند و برآمده می‌شود که می‌تواند همراه با دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک باشد.[۹] این کاهش ارتفاع قوس طولی به وضعیت استخوان‌ها و لیگامنت‌های کف پایی، عضلات ساق و کف پا بستگی دارد و نقش مهمی در حفظ تعادل، اجرای توانایی‌ها و مهارت‌های حرکتی ایفا می‌کند.[۱۰] افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند.[۱۱] پرونیشن بیش از حد پا می‌تواند موجب بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله نیز منجر به درد تاندون آشیل، درد ساق، کشیدگی همسترینگ و کشیدگی عضلات چهارسررانی می‌شود[۱۲]؛ بنابراین پرونیشن بیش از حد پا منجر به اختلال در کنترل پاسچر[۱۳] اختلال در فشارهای وارده بر کف پا[۱۴]، بروز آسیب‌های اندام تحتانی[۱۴، ۱۵] و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا می‌شود[۱۶] که به طور ثانویه احتمالاً باعث تغییر فعالیت عضلات می‌گردد.[۷] بنابراین ناهنجاری‌های این بخش علاوه بر تغییرات وضعیت ایستاده، جابه‌جایی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. احتمال ابتلای افراد دارای پرونیشن پا به شکستگی ناشی از فشار، بیشتر از افراد نرمال است.[۱۴]

در همین راستا، بیناباجی و همکاران مدعی شدند که فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی و خارجی طی مرحله انتقال وزن راه رفتن در افراد با پای نرمال نسبت به گروه با پرونیشن پا به طور معنی‌داری بیشتر است.[۱۷] یاتس و وایت[۱۸] طی مطالعه‌ای که روی سربازان جدید نیروی دریایی انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که احتمال مبتلا شدن به سندروم شکستگی میانی درشت‌نی در افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا تقریبا دو برابر افراد سالم با پرونیشن پای طبیعی می‌باشد؛ به همین جهت برای کاهش یا به حداقل رساندن خطر آسیب به جست‌وجوی تجهیزات خاص مانند کفش‌های ورزشی پرداختند.[۱۸] استفاده از کفش‌های ورزشی یک روش در دسترس برای تغییر در الگوی راه رفتن می‌باشد.[۱۹] کفش کنترل حرکتی برای کنترل حرکت عقب پا طراحی شده است[۲۰] که شامل یک پاشنه تقویت‌شده و یک بالشتک متراکم است که به کنترل هر گونه پرونیشن بیش از حد پا کمک می-کند.[۱۸] ویژگی‌های کفش کنترل حرکتی بسیار مهم هستند، زیرا بیشتر آسیب‌ها به دلیل حرکت بیش از حد یا وارد آمدن شوک ضربه در طول فاز استقرار به وجود می‌آید.[۲۱]

ادبیات تحقیق نشان می‌دهد که اثر آنی کفش‌های کنترل حرکتی می‌تواند کینماتیک و کینتیک اندام‌های تحتانی را تحت تاثیر قرار دهد.[۲۲] لی‌لی و همکاران با بررسی اثر آنی کفش کنترل حرکتی بر روی زنان بالغ و جوان کاهش معنی-داری را در اوج اورژن عقب پا و چرخش داخلی زانو را نشان دادند.[۲۳] همچنین آن‌ها نشان دادند افرادی که از کفش معمولی استفاده کردند، زاویه‌ی عقب پای آن‌ها بعد از خستگی اینورتورهای پا، افزایش یافته است.[۲۳] اختلاف زاویه‌ی عقب پا بین کفش کنترل حرکتی و کفش معمولی ۶/۵ درجه بود.[۲۳] چونگ و همکاران با بررسی اثر آنی کفش کنترل حرکتی بر روی دونده‌های خسته نشان دادند که این کفش اورژن عقب پا را تا ۴ درجه کاهش می‌دهد.[۲۳] همچنین آن‌ها نتیجه گرفتند که دویدن با کفش کنترل حرکتی بعد از خستگی عضلات اینورتور پا، زاویه ریرفوت پا را تغییر نمی-دهد.[۲۳] بولتر و همکاران هیچ کاهشی را در اوج اورژن ریرفوت برای دوندگانی که کاهش قوس پا، طی دویدن با کفش کنترل حرکتی داشتند، مشاهده نکردند.[۲۴] مالسیو و همکاران در تحقیقی نشان دادند که ریسک آسیب در افرادی که از کفش کنترل حرکتی استفاده کردند، در مقایسه با افرادی که از کفش معمولی استفاده کردند کمتر بوده است.[۲۵] در حال حاضر، تحقیقی در مورد اثرات استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بر روی طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا انجام نشده است.

با وجود اثرات مثبت کفش کنترل حرکتی، به دلیل کمبود مراکز پزشکی، درمانی، هزینه بالا و شیوع بالای ناهنجاری پرونیشن بیش از حد پا و اهمیت ویژه پا که امروزه به عنوان قلب دوم بدن انسان شناخته می‌شود و همچنین راه رفتن که جزو فعالیت اساسی هر انسان است، بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بر روی طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا طی راه رفتن ضروری می‌باشد؛ بنابراین هدف از پژوهش حاضر

بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بر روی طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات افراد دارای پای پرونیتس طی راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۴ مرد دارای پای پرونیت بودند که داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه کنترل (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶کیلوگرم) و گروه تجربی (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد :۲/۲±۱۶۶سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶کیلوگرم) تقسیم شدند. از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها به دو گروه کف پای پرونیت‌شده و سالم استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد روی یک صندلی قرار بگیرند و پای خود را در حالت بی‌وزنی قرار دهند. سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل تحت قاپی قرار داده شد، به‌طوری‌که محقق انگشت شست خود را زیر قوزک داخلی قرار می‌داد و فرد به آرامی پا را به داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرار گیرد. در این حالت ابتدا زائده ناوی علامت زده شد و سپس فاصله بین برجستگی ناوی و کف با خط‌کش اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در وضعیت ایستاده قرار گیرد و به طور مساوی وزن خود را روی دو پا توزیع کند. در این حالت نیز ارتفاع ناوی از کف اندازه‌گیری شد. درصورتی‌که اختلاف اندازه‌های این دو حالت نه تا پنج میلی متر بود، کف پای فرد نرمال و اگر مساوی و یا بیشتر از ۱۰ میلی‌متر می‌شد، فرد دارای پرونیشن پا بود.[۲۶] پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR-ARUMS-REC-1397-031) تصویب شد. این پژوهش در مرکز کارآزمایی بالینی ایران با کد IRCT20170806035517N2 ثبت گردید. بعد از آماده‌سازی دستگاه‌ها و ابزارهای مورد استفاده، هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود که مهمترین آن‌ها تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی می‌گردید، انتخاب شده بودند. در نهایت ۱۲ آزمودنی گروه کنترل و ۱۲ آزمودنی گروه تجربی به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید.[۲۷] تمام آزمودنی‌ها راست‌پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Bio System, UK) ۸کاناله و با الکترود سطحی فعالیت عضلات مورد بررسی قرار گرفت. به منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل آماده الکترودگذاری شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود. سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس HZ۲۵۰۰، پهنای باند HZ۱۲۵۰ ثبت شد و سپس با فیلترهای پایین‌گذر HZ۵۰۰ و بالاگذر HZ۱۰ و فیلتر HZ۵۰ ناچ به منظور حذف نویز برق شهری پردازش شد. از آنجا که فعالیت عضلات اندام تحتانی با ساختار پا و آسیب اندام تحتانی مرتبط است[۲۸]، ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست‌رانی، سر دراز دوسررانی، پهن خارجی، سرینی میانی، راست شکمی، مورب خارجی و مورب داخلی سمت راست در فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز صورت گرفت.[۲۹] سپس عمل الکترودگذاری با روش SENIAM روی نقاط مد نظر برای ثبت داده‌ها انجام شد.[۹] بعد از کامل شدن فرآیند الکترودگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام راه برود و از این طریق محدودیت‌های احتمالی از طریق الکترودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد. آزمودنی‌ها سه آزمون راه رفتن را به طور طبیعی انجام دادند.

شکل ۱. فرآیند اجرای آزمون

گروه کنترل از کفش Supernova Control, Adidas و همچنین گروه تجربی از کفش کنترل حرکتی Supernovacushion, Adidas استفاده کردند.

تصویر ۲. الف) کفش کنترل حرکتی ب) کفش معمولی

تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۵ انجام شد. نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد (P<۰/۰۵). از آزمون یومن‌ویتنی برای مقایسه گروه کنترل و تجربی استفاده شد. از آزمون ویلکاکسون جهت بررسی گروه تجربی و از آزمون فریدمن به منظور بررسی اثر عامل زمان و گروه و همچنین اثر متقابل زمان و گروه استفاده شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد[۳۰]:

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

با توجه به نتایج جدول ۱ طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی طی فاز اتکای راه رفتن طی پیش‌آزمون در گروه کنترل حدود ۵۵ درصد بیشتر از گروه تجربی بود (p=۰/۰۲۸؛ اندازه اثر بالا). همچنین نتایج پژوهش حاضر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوسررانی طی فاز اتکای راه رفتن طی پیش‌آزمون در گروه کنترل حدود ۲۹ درصد بیشتر از گروه تجربی بود (p=۰/۰۳۹؛ اندازه اثر بالا). یافته‌های پژوهش حاضر در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله پهن خارجی طی فاز اتکای راه رفتن طی پیش‌آزمون در گروه کنترل ۲۰ درصد بیشتر از گروه تجربی بود (p=۰/۰۴۵؛ اندازه اثر بالا). طیف فرکانس فعالیت الکتریکی سایر عضلات طی فاز اتکای راه رفتن بین پیش‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری را نشان ندادند (P>۰/۰۵).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عضلات اندام تحتانی طی فاز اتکای راه رفتن بین پیش‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی

عضلات	کنترل	تجربی	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
ساقی قدامی	۶۲/۳۶±۳۶/۳۷	۵۶/۶۶±۳۰/۲۲	۰/۴۷۸	۰/۱۶
دوقلوی داخلی	۱۰۸/۳۹±۶۲/۱۸	۵۳/۶۲±۲۸/۳۷	*۰/۰۲۸	۱/۲
دوسررانی	۷۹/۴۱±۲۸/۴۶	۵۱/۴۱±۳۳/۸۱	*۰/۰۳۹	۰/۸۹
پهن خارجی	۶۳/۹۵±۲۴/۶۵	۳۷/۸۱±۲۸/۲۹	*۰/۰۴۵	۰/۹۸
سرینی میانی	۳۹/۹۱±۲۵/۷۴	۲۷/۹۸±۱۸/۶۱	۰/۵۹	۰/۵۳
مورب داخلی شکمی	۲۶/۷۵±۲۸/۹۸	۴۳/۴۲±۵۷/۸۵	۰/۱۹۸	۰/۳۸
مورب خارجی شکمی	۴۲/۷۱±۲۸/۹۸	۴۰/۹۱±۳۲/۹۵	۰/۷۹۹	۰/۰۵
راست شکمی	۶۱/۴۷±۶۸/۵۶	۴۴/۱۶±۴۸/۵۸	۰/۵۹	۰/۲۹

*سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

اثر تعاملی زمان و گروه در فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی به لحاظ آماری معنی‌دار بود (p=۰/۰۴۳) (جدول ۲).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی فاز اتکای راه رفتن بین دو گروه کنترل و تجربی در دو شرایط پیش و پس‌آزمون

عضلات	کنترل					تجربی					سطح معنی‌داری		
	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		درصد Δ	پیش‌آزمون		پس‌آزمون		درصد Δ	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان و گروه
	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد		میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد				
ساقی قدامی	۶۲/۳۶	۳۶/۳۷	۶۱/۲۰	۶۲/۵۷	۱/۸۶	۵۶/۶۶	۳۰/۲۲	۶۹/۹۲	۴۳/۵۳	۲۳/۴۰	۰/۷۰۷	۰/۹۰۹	۰/۳۵۷
دوقلوی داخلی	۱۰۸/۳۹	۶۲/۱۸	۶۵/۳۹	۷۳/۵۱	۳۹/۶۷	۵۳/۶۲	۲۸/۳۷	۸۲/۳۹	۳۵/۳۹	۵۳/۶۵	۰/۷۰۱	۰/۱۹۶	*۰/۰۴۳
دوسررانی	۷۹/۴۱	۲۸/۴۶	۶۷/۹۲	۵۳/۷۵	۱۴/۴۶	۵۱/۴۱	۳۳/۸۱	۷۸/۰۲	۸۷/۷۶	۵۱/۷۶	۰/۷۵۷	۰/۴۴۲	۰/۰۷۴
پهن خارجی	۶۳/۹۵	۲۴/۶۵	۶۴/۷۸	۳۲/۳۵	۱/۲۹	۳۷/۸۱	۲۸/۲۹	۵۵/۴۹	۳۹/۱۳	۴۶/۷۶	۰/۲۱۳	۰/۱۰۰	۰/۱۸۵
سرینی میانی	۳۹/۹۱	۲۵/۷۴	۵۷/۸۳	۶۷/۱۹	۴۴/۹۰	۲۷/۹۸	۱۸/۶۱	۴۱/۹۳	۲۲/۷۴	۴۹/۸۵	۰/۱۶۵	۰/۲۴۴	۰/۸۶۲
مورب داخلی شکمی	۲۶/۷۵	۲۸/۹۸	۵۴/۳۸	۳۵/۲۴	۱۰۳/۲۵	۴۳/۴۲	۵۷/۸۵	۵۷/۴۹	۶۹/۷۱	۳۲/۴۰	۰/۲۸۵	۰/۴۳۷	۰/۶۱۷
مورب خارجی شکمی	۴۲/۷۱	۲۸/۸۶	۵۰/۳۱	۳۲/۲۱	۱۷/۷۹	۴۰/۹۱	۳۲/۹۵	۳۵/۰۴	۱۸/۹۹	۱۴/۳۴	۰/۹۰۷	۰/۴۶۵	۰/۳۶۸
راست شکمی	۶۱/۴۷	۶۸/۵۶	۳۰/۵۶	۲۷/۶۲	۵۰/۲۸	۴۴/۱۶	۴۸/۵۸	۲۶/۰۳	۱۰/۲۳	۴۱/۰۵	۰/۱۲۷	۰/۴۱۶	۰/۶۲

* سطح معنی‌داری P<۰/۰۵.

نتایج به‌دست‌آمده از پژوهش حاضر برای بررسی طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در گروه تجربی در عضله پهن خارجی افزایش معنی‌داری را به اندازه‌ی ۴۶/۷۶ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در فاز اتکای راه رفتن نشان داد (P=۰/۰۰۳؛ اندازه اثر بالا). همچنین طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی در گروه تجربی افزایش معنی‌داری را به اندازه‌ی ۴۹/۸۵ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا). همچنین طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی تمایل به افزایش معنی‌داری را در گروه تجربی به اندازه‌ی ۵۳/۶۵ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در فاز اتکای راه رفتن نشان داد (P=۰/۰۷۱؛ اندازه اثر بالا). طیف فرکانس فعالیت الکتریکی سایر عضلات طی فاز اتکای راه رفتن بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری را نشان ندادند (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی فاز اتکای راه رفتن گروه تجربی

عضلات	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
ساقی قدامی	۵۶/۶۶±۳۰/۲۲	۶۹/۹۲±۴۳/۵۳	۰/۳۸۸	۰/۳۶
دوقلوی داخلی	۵۳/۶۲±۲۸/۳۷	۸۲/۳۹±۳۵/۳۹	۰/۰۷۱	۰/۹
دوسررانی	۵۱/۴۱±۳۳/۸۱	۷۸/۰۲±۸۷/۷۶	۰/۵۳	۰/۴۳
پهن خارجی	۳۷/۸۱±۲۸/۲۹	۵۵/۴۹±۳۹/۱۳	*۰/۰۰۳	۰/۵۲
سرینی میانی	۲۷/۹۸±۱۸/۶۱	۴۱/۹۳±۲۲/۷۴	*۰/۰۱۵	۰/۶۷
مورب داخلی شکمی	۴۳/۴۲±۵۷/۸۵	۵۷/۴۹±۶۹/۷۱	۰/۴۸	۰/۲۲
مورب خارجی شکمی	۴۰/۹۱±۳۲/۹۵	۳۵/۰۴±۱۸/۹۹	۰/۴۸	۰/۲۲
راست شکمی	۴۴/۱۶±۴۸/۵۸	۲۶/۰۳±۱۰/۲۳	۰/۵۳	۰/۶۱

*سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات افراد دارای پای پرونیت طی راه رفتن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی و پهن خارجی افزایش معنی‌داری را در گروه تجربی داشته است. طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی نیز در گروه تجربی تمایل به افزایش معنی‌داری را نشان داد. در مورد عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، سرینی میانی، مورب شکمی داخلی، مورب شکمی خارجی و راست شکمی نتایج حاکی از عدم تفاوت معنی‌داری بین پیش و پس‌آزمون گروه تجربی بود.

مولفه‌های فرکانس فعالیت عضلانی از عوامل مهم تعیین‌کننده سرعت هدایت پتانسیل عمل می‌باشد.[۳۱] سرعت هدایت پتانسیل عمل به خواص الکتریکی غشاء سلولی عضله بستگی دارد و شواهد موجود نشان می‌دهد که این امر احتمالا مهمتر از اثر قطر فیبر باشد.[۳۱] تفاوت در خواص الکتریکی غشاء بین انواع فیبر برای اغلب موجودات قابل اندازه‌گیری است[۳۱]؛ بنابراین انتظار می‌رود که در انواع مختلف فیبرهای عضلانی سرعت هدایت پتانسیل عمل متفاوت باشد.[۳۱] سادویاما و همکاران سرعت هدایت

پتانسیل عمل را در عضله پهن خارجی، بین افراد با نسبت-های مختلف فیبرهای عضلانی تندانقباض و کندانقباض مقایسه کردند، نشان دادند زمانی که اختلاف معنی‌داری در میانگین قطر دو نوع فیبر وجود ندارد، سرعت هدایت پتانسیل عمل تغییر می‌کند.[۳۲] همچنین، بیان کردند که سرعت هدایت پتانسیل عمل در فیبرهای تندانقباض ۵/۴ متر بر ثانیه و در فیبرهای کندانقباض ۳/۶ متر بر ثانیه می-باشد.[۳۲] سرعت هدایت پتانسیل عمل در یک عضله به مولفه‌های فرکانسی در الکترومایوگرافی تبدیل می‌شود.[۳۳] بیشتر آزمایشات حال حاضر که بر روی عضله پهن خارجی انجام شده است به طور مشابه‌ای نشان دادند که بین میانگین فرکانس الکترومایوگرافی و میانگین سطح مقطع عرضی فیبرهای درون عضلات رابطه اندکی وجود دارد.[۳۴، ۳۵] شکل پتانسیل عمل، تابعی از نرخ نسبی دپولاریزاسیون غشاء تا هایپرپلاریزاسیون غشاء است[۳۵]؛ این مقادیر نسبی به جریان‌های یونی که از طریق کانال‌های Na^+ و K^+ که دارای ولتاژ هستند، بستگی دارند و به نوبه خود می‌توانند بین انواع فیبر عضلانی متفاوت باشند.[۳۵] ارقام نشان داده‌اند که پتانسیل عمل واحدهای حرکتی، نرخ‌های مختلفی از هایپرپلاریزاسیون نسبت به دپولاریزاسیون بین عضلات با انواع مختلف فیبرهای عضلانی را دارد.[۳۵] این نتایج نشان می‌دهد که شکل پتانسیل عمل نیز تعیین‌کننده مهمی در فرکانس الکترومایوگرافی عضلات است.[۳۱]

شواهد قوی وجود دارد که محتوای فرکانس سیگنال الکترومایوگرافی با فعال‌سازی فیبرهای کندانقباض و تندانقباض در ارتباط است.[۳۱، ۳۲، ۳۶-۳۸] افزایش فعالیت فیبرهای تندانقباض مقاومت در برابر خستگی را کاهش داده و ممکن است منجر به خستگی زودرس شود.[۳۷] خستگی عضله ساقی قدامی می‌تواند یکی از عوامل اثرگذار در شکستگی ناشی از فشار استخوان درشت‌نی باشد.[۳۹] علاوه بر این، افزایش فعالیت عضله باعث بیشتر شدن هزینه‌های متابولیک خواهد شد[۴۰]؛ بنابراین، تفاوت در فعالیت عضلانی در این مطالعه ممکن است در خستگی زودرس و یا کاهش عملکرد اثرگذار باشد.[۴۱] حمایت‌کننده اصلی قوس پا در حالت ایستا لیگامان‌ها بوده و در عین حال عضله ساقی قدامی نقش مؤثری را در حرکت اینورژن مچ پا ایفا می‌کند که سبب حمایت در حفظ قوس طولی-داخلی پا می‌شود.[۴۲] تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن 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.[۴۳] با این وجود، طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله ساقی قدامی در اثر استفاده از کفش کنترل حرکتی تغییر معنی‌داری را نشان نداد. یکی از علل این امر ممکن است حمایت غیرفعال بخش داخلی زیره کفش کنترل حرکتی باشد که درگیری عضلات حمایت-کننده قوس طولی-داخلی پا را کمتر می‌نماید.[۴۴] همچنین در پژوهشی دیگر کفش کنترل حرکتی افزایش تحمل خستگی عضله ساقی قدامی در دونده‌های دارای پرونیشن بیش از حد پا را نشان داد[۴۴] که می‌تواند موید حمایت غیرفعال این کفش از قوس طولی-داخلی پا باشد؛ بنابراین، می‌توان گفت مداخله‌ای که در این تحقیق مورد آزمایش قرار گرفت در به‌کارگیری واحدهای حرکتی اثرگذار بوده است. فیبرهای تندانقباض نسبت به فیبرهای کندانقباض بیشتر تحت تاثیر خستگی قرار می‌گیرد.[۳۶] بنابراین، افزایش به-کارگیری فیبرهای تندانقباض در آزمودنی‌ها باید اتفاق بیفتد.[۳۶] همچنین افزایش شدت فعالیت عضلات با به-کارگیری اجزاء فرکانس بالا با کاهش شدت فعالیت عضلات با به‌کارگیری اجزاء فرکانس پایین موافقت می‌کند[۳۶]؛ بنابراین می‌توان گفت افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات پهن خارجی، سرینی میانی و دوقلوی داخلی در نتیجه استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی باعث افزایش تحمل خستگی این عضلات شده است. به عبارت دیگر، از خستگی زودرس عضلات پهن خارجی، سرینی میانی و دوقلوی داخلی جلوگیری کرده است. از سوی دیگر، برخی از منابع بیان نموده‌اند که افزایش فرکانس الزاماً نشان‌دهنده فعالیت بیشتر واحدهای حرکتی تندانقباض نیست، بلکه ممکن است نتیجه مقدار زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کندانقباض، کاهش هماهنگی واحدهای حرکتی و یا عوامل دیگر باشد.[۴۵] افزایش نرخ شلیک واحد-های حرکتی باعث افزایش میانه طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات نمی‌شود.[۳۶] همچنین در پژوهشی تغییرات اجزاء فرکانس الکترومایوگرافی طی دویدن، باعث افزایش همگام‌سازی و نرخ شلیک واحدهای حرکتی نشده است.[۳۶] بیشتر بودن مقادیر فرکانس در عضله پهن خارجی، سرینی میانی و دوقلوی داخلی احتمالا به دلیل فراخوانی تارهای عضلانی بزرگتر یا در نتیجه مقادیر زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کندانقباض می‌باشد.[۴۵، ۴۶] ارتباط بین تغییرات در شدت فعالیت الکتریکی، فرکانس باند بالا و پایین و فواصل زمانی بین عضلات مختلف متفاوت است.[۴۱] در پژوهشی ارتباط اندکی بین فرکانس باند بالا و پایین عضلات ساقی قدامی، نازک‌نی طویل و دوقلوی داخلی نشان داده شد[۴۱]، درحالی‌که ارتباط بالایی در شدت فعالیت الکتریکی و فرکانس باند بالا و پایین عضلات ران مشاهده شد.[۴۱]

محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم وجود جنس مونث در پژوهش و همچنین عدم ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای راه رفتن بود.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تغییر در آناتومی نرمال پا، طیف فرکانس عضلات را طی فعالیت‌های روزانه و ورزشی تحت تاثیر قرار می‌دهد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی باعث افزایش طیف فرکانس عضلات پهن خارجی و سرینی میانی در افراد با پای پرونیت طی راه رفتن شد. می‌توان نتیجه گرفت که استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی، در عضلات پهن خارجی، سرینی میانی و دوقلوی داخلی باعث به‌کارگیری کمتر فیبرهای عضلانی تندانقباض شده است. همچنین از آنجا که فیبرهای عضلانی

تندانقباض بیشتر تحت تاثیر خستگی قرار می‌گیرند، می‌توان نتیجه گرفت که افزایش طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات با افزایش به‌کارگیری فیبرهای عضلانی کندانقباض باعث افزایش تحمل خستگی عضلات پهن خارجی، سرینی میانی و دوقلوی داخلی شده است. به‌صورت‌کلی، می‌توان بیان کرد که کفش کنترل حرکتی باعث افزایش تحمل خستگی عضلات اندام تحتانی افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا شده است. با این حال، تحقیق حاضر بر لزوم بررسی دقیق و جامع وضعیت غیرطبیعی پا بر طیف فرکانس عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن به انجام تحقیقات بیشتری تأکید دارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام شرکت‌کنندگان در تحقیق حاضر اعلام می‌دارند.

منابع

1. Lee, C.-R. And M.-K.J.J.O.P.T.S. Kim, The Effects On Muscle Activation Of Flatfoot During Gait According To The Velocity On An Ascending Slope. 2014. 26(5): P. 675-677.
2. Khademi-Kalantari, K., Et Al., Lower Limb Muscular Activity During Walking At Different Speeds: Over-Ground Versus Treadmill Walking: A Voluntary Response Evaluation. 2017. 21(3): P. 605-611.
3. Duvall, J.J.J.O.E.P., Enhancing the Benefits of Outdoor Walking With Cognitive Engagement Strategies. 2011. 31(1): P. 27-35.
4. Gill, S.V., Et Al., The Relationship Between Foot Arch Measurements And Walking Parameters In Children. 2016. 16(1): P. 15.
5. Ledoux, W.R., Et Al., Biomechanical Differences Among Pes Cavus, Neutrally Aligned, And Pes Planus Feet In Subjects With Diabetes. 2003. 24(11): P. 845-850.
6. Ilbeigi, S., N. Ghasemi, And E.J.R.J.O.M.S. Hoseinzade, The Comparison Of Shank Muscles Electrical Activity In People With Flat And Normal Feet During Walking On Treadmill With Different Speeds. 2018. 25(168): P. 21-29.
7. Cote, K.P., Et Al., Effects of Pronated and Supinated Foot Postures On Static And Dynamic Postural Stability. 2005. 40(1): P. 41.
8. Bahr, R. And T.J.B.J.O.S.M. Krosshaug, Understanding Injury Mechanisms: A Key Component Of Preventing Injuries In Sport. 2005. 39(6): P. 324-329.
9. Montslosu, Zahad, Sadeghi, Haidar, Sciences. Comparison of ground forces and electrical activity of moving ankle muscles in young legs with normal perineum. 2017; 16 (4). [In Persian]
10. Videmšek, M., Et Al., The Analysis Of The Arch Of The Foot In Three-Year-Old Children-A Case Of Ljubljana. 2006. 38(1).
11. Van, D.B., B.J.J.F. Sangeorzan, and A. Clinics, Biomechanics and Pathophysiology Of Flat Foot. 2003. 8(3): P. 419-430.
12. Lee, M.S., Et Al., Diagnosis and Treatment Of Adult Flatfoot. 2005. 44(2): P. 78-113.
13. Menz, H.B., Et Al., Foot And Ankle Characteristics Associated With Impaired Balance And Functional Ability In Older People. 2005. 60(12): P. 1546-1552.
14. Williams Iii, D.S., I.S. Mcclay, And J.J.C.B. Hamill, Arch Structure And Injury Patterns In Runners. 2001. 16(4): P. 341-347.
15. Dahle, L.K., Et Al., Visual Assessment of Foot Type and Relationship of Foot Type To Lower Extremity Injury. 1991. 14(2): P. 70-74.
16. Hunt, A.E. And R.M.J.C.B. Smith, Mechanics And Control Of The Flat Versus Normal Foot During The Stance Phase Of Walking. 2004. 19(4): P. 391-397.
17. Beinabaji, H., M. Anbarian, and Y. Sokhangouei, The Effect Of Flat Foot On Lower Limb Muscles Activity Pattern And Plantar Pressure Characteristics During Walking. 2012.
18. Yates, B. And S.J.T.A.J.O.S.M. White, The Incidence And Risk Factors In The Development Of Medial Tibial Stress Syndrome Among Naval Recruits. 2004. 32(3): P. 772-780.
19. Miller, R.H., Et Al., Lower Extremity Mechanics of Iliotibial Band Syndrome During An Exhaustive Run. 2007. 26(3): P. 407-413.
20. Williams Iii, D.S., Et Al., Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences In Runners With High And Low Arches. 2001. 17(2): P. 153-163.
21. Lilley, K., Et Al., The Influence Of Motion Control Shoes On The Running Gait Of Mature And Young Females. 2013. 37(3): P. 331-335.
22. Rose, A., I. Birch, And R.J.P. Kuisma, Effect Of Motion Control Running Shoes Compared With Neutral Shoes On Tibial Rotation During Running. 2011. 97(3): P. 250-255.
23. Cheung, R.T. And G.Y. Ng, Efficacy Of Motion Control Shoes For Reducing Excessive Rearfoot Motion In Fatigued Runners. Physical Therapy in Sport, 2007. 8(2): P. 75-81.
24. Butler, R.J., J. Hamill, And I. Davis, Effect Of Footwear On High And Low Arched Runners' Mechanics During A Prolonged Run. Gait & Posture, 2007. 26(2): P. 219-225.
25. Malisoux, L., Et Al., Injury Risk in Runners Using Standard Or Motion Control Shoes: A Randomised Controlled Trial With Participant And Assessor Blinding. Br J Sports Med, 2016: P. Bjsports-2015-095031.

26. Didia, B.C., Et Al., The Use Of Footprint Contact Index Ii For Classification Of Flat Feet In A Nigerian Population. 1987. 7(5): P. 285-289.
27. Jafarnezhadgero, A.A., Et Al., Gait Ground Reaction Force Characteristics in Deaf and Hearing Children. 2017. 53: P. 236-240.
28. Murley, G.S., Et Al., Effect of Foot Posture, Foot Orthoses and Footwear on Lower Limb Muscle Activity During Walking And Running: A Systematic Review. 2009. 29(2): P. 172-187.
29. Hermens, H.J., Et Al., Development of Recommendations for Semg Sensors and Sensor Placement Procedures. 2000. 10(5): P. 361-374.
30. Cohen, J.J.P.B., A Power Primer. 1992. 112(1): P. 155.
31. Wakeling, J.M., Et Al., Determining Patterns of Motor Recruitment During Locomotion. 2002. 205(3): P. 359-369.
32. Sadoyama, T., Et Al., Fibre Conduction Velocity and Fibre Composition in Human Vastus Lateralis. 1988. 57(6): P. 767-771.
33. Zwarts, M., Et Al., Relationship between Average Muscle Fibre Conduction Velocity and Emg Power Spectra During Isometric Contraction, Recovery And Applied Ischemia. 1987. 56(2): P. 212-216.
34. Rainoldi, A., Et Al., Myoelectric Manifestations of Fatigue in Vastus Lateralis, Medialis Obliquus and Medialis Longus Muscles. 2008. 18(6): P. 1032-1037.
35. Kupa, E., Et Al., Effects of Muscle Fiber Type And Size On Emg Median Frequency And Conduction Velocity. 1995. 79(1): P. 23-32.
36. Wakeling, J.M., Et Al., Surface Emg Shows Distinct Populations Of Muscle Activity When Measured During Sustained Sub-Maximal Exercise. 2001. 86(1): P. 40-47.
37. Moritani, T.J.B.I.-A.I.S.O.B., Interrelationships Among Muscle Fibre Types, Electromyogram And Blood Pressure During Fatiguing Isometric Contraction. 1985.
38. Gerdle, B., M.L. Wretling, And K.J.A.P.S. Henriksson-Larsén, Do The Fibre-Type Proportion And The Angular Velocity Influence The Mean Power Frequency Of The Electromyogram? 1988. 134(3): P. 341-346.
39. Landry, M. And C.J.J.O.T.A.P.M.A. Zebas, Biomechanical Principles in Common Running Injuries. 1985. 75(1): P. 48-52.
40. Gottschall, J.S. And R.J.J.O.A.P. Kram, Energy Cost And Muscular Activity Required For Propulsion During Walking. 2003. 94(5): P. 1766-1772.
41. Mündermann, A., Et Al., Foot Orthoses Affect Frequency Components of Muscle Activity in the Lower Extremity. 2006. 23(3): P. 295-302.
42. Medved, V., Measurement of Human Locomotion. 2000: Crc Press.
43. Daneshmandi, H., Et Al., Lower Extremity Malalignment and Its Linear Relation With Q Angle In Female Athletes. 2011. 15: P. 3349-3354.
44. Cheung, R.T. And G.Y.J.T.A.J.O.S.M. Ng, Motion Control Shoe Delays Fatigue Of Shank Muscles In Runners With Overpronating Feet. 2010. 38(3): P. 486-491.
45. Robertson, G.E., Et Al., Research Methods in Biomechanics. 2013: Human Kinetics.
46. Linnamo, V., Et Al., Motor Unit Activation Patterns During Isometric, Concentric And Eccentric Actions At Different Force Levels. 2003. 13(1): P. 93-101.