Investigating the Effects of Long-Term Use of Motion Control Shoes on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Running in the Runners with Pronated Feet

Aydin Valizade-Orang[1], Marefat Siahkoohian[2], AmirAli Jafarnezhadgero[3*], Lotali Bolboli[4], Farshad Ghorbanlou[5]

1. Phd Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
4. Associate Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
5. MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2019.January.21 **Revised: 2019. February.30** **Accepted: 2019.May.19**

Abstract

Background and Aims: Various factors can affect athletes' performance one of which is over pronation of the foot. The purpose of the present study was to investigate the effects of long-term use of motion control shoes on the frequency spectrum of ground reaction force during running in runners with pronated feet.

Materials and Methods: The current study was a semi-experimental and laboratory investigation. The sample consisted of 30 male runners with pronated foot who were divided into experimental and control groups. The Bertec force plate was used to record ground reaction forces. Control group used normal shoes (Supernova control, Adidas) and experimental group used the motion control shoes (Supernovacushion, Adidas) during five months in their training sessions. Non-parametric Wilcoxon test was used for statistical analysis at the significance level of 0.05.

Results: The results of the experimental group showed that the frequency component with a power of 99.5% in vertical direction during the post-test compared with the pre-test was significantly decreased (P=0.023). In the medio-latral direction, the frequency band component during the post-test showed a significant increase compared to the pre-test (P=0.041). Other components of the frequency spectrum of ground reaction forces have no significant difference in the experimental group (P<0.05).

Conclusion: Regarding the results, it can be argued that long-term use of motion control shoes can help maintain lower limb stability and balance in runners, as well as improve performance in them. Also, the frequency band showed a significant increase, which increased the pain in motor components and connective tissues, and this increase could be due to the increase in using these components in motion. Therefore, it can be described as a negative effect on the long-term use of motion control shoes.

Keywords: Pronated feet; Motion control shoes; Frequency spectrum; Running

Cite this article as: Aydin Valizade -Orang, Marefat Siahkoohian, AmirAli Jafarnezhadgero, Lotali Bolboli, Farshad Ghorbanlou. Investigating the effects of long-term use of motion control shoes on the frequency spectrum of ground reaction force during running in the runners with pronated feet. J Rehab Med. 2020; 8(4): 123-131.

*** Corresponding Author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111504.2040

اثرات استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در دونده‌های پای پرونیت

آیدین ولی‌زاده اورنج[۱]، معرفت سیاهکوهیان[۲]، امیرعلی جعفرنژادگرو*[۳]، لطفعلی بلبلی[۴]، فرشاد قربانلو[۵]

۱. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. استاد تمام فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۴. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۵. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

*** دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۱/۰۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۲۹ ***

چکیده

مقدمه و اهداف

عوامل گوناگونی می‌تواند فعالیت ورزشکاران را تحت تاثیر قرار دهد که یکی از این عوامل مهم، پرونیشن بیش از حد پا می‌باشد. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. ۳۰ دونده مرد دارای پای پرونیت در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. از صفحه نیروی برتک جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. گروه کنترل از کفش معمولی (Supernova Control, Adidas) و گروه تجربی از کفش کنترل حرکتی (Supernovacushion, Adidas) به مدت ۵ ماه در تمرینات خود استفاده کردند. آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون جهت تحلیل آماری در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر در گروه تجربی نشان دهنده‌ی این بود که مولفه‌ی فرکانس توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معناداری داشت (P=۰/۰۲۳). در راستای داخلی–خارجی نیز مولفه‌ی باند فرکانس طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری را نشان داد (P=۰/۰۴۱). سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین هیچ‌گونه تفاوت معناداری را در گروه تجربی نشان ندادند (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج، می‌توان بیان کرد که استفاده طولانی‌مدت از کفش‌های کنترل حرکتی می‌تواند در حفظ ثبات اندام تحتانی و تعادل در دوندگانی که از این نوع کفش استفاده می‌کنند، موثر باشد و همچنین ارتقاء و بهبود عملکرد ورزشی در این ورزشکاران را نیز داشته باشد. به علاوه پهنای باند فرکانس افزایش معناداری را نشان داد که می‌تواند باعث افزایش درد در اجزای حرکتی و بافت‌های همبند شود و این افزایش می‌تواند به علت افزایش به کارگیری این اجزا در حرکت باشد؛ از این رو می‌توان این امر را به عنوان یک اثر منفی برای استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بیان کرد.

واژه‌های کلیدی

پای پرونیت؛ کفش کنترل حرکتی؛ طیف فرکانس؛ دویدن

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

دویدن یکی از عمومی‌ترین و محبوب‌ترین حرکات انسان است که بسیاری از افراد، آن را به عنوان فعالیت ورزشی خود انتخاب کرده‌اند. عوامل گوناگونی می‌تواند فعالیت این ورزشکاران را تحت تاثیر قرار دهد و حتی عملکرد آن‌ها را کاهش دهد.[۱] یکی از این عوامل مهم، پرونیشن پا می‌باشد. پرونیشن پا به صورت ترکیبی از حرکات اورژن پاشنه، دور شدن پنجه پا و حرکت دورسی فلکشن مچ پا در حرکات طبیعی می‌باشد که در مفاصل ساب‌تالار و میدتارسال اتفاق می‌افتد[۲] و قوس طولی–داخلی پا را تحت تاثیر قرار می‌دهد. این حرکت به صورت طبیعی باعث جذب شوک در این مفاصل طی راه رفتن و دویدن می‌شود[۳]، اما پرونیشن بیش از حد طی فاز اتکای راه رفتن منجر به افزایش انعطاف‌پذیری و در نتیجه ناپایداری مفصل ساب‌تالار و میدتارسال می‌شود.[۴] افراد دارای پرونیشن بیش از حد پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند. بیشتر آسیب‌های اندام تحتانی ناشی از حرکت پرونیشن بیش از حد است که این ارتباط تنها به پرونیشن بیش از حد مرتبط نیست، بلکه درصد حمایتی که پرونیشن ایجاد می‌کند و زمان‌بندی آن نیز در این امر دخالت دارند.[۵] پرونیشن در ۵۵ تا ۸۵٪ فاز اتکا طی راه رفتن وجود دارد و در صورتی که حرکت چرخش خارجی اندام تحتانی با پرونیشن مفصل ساب‌تالار همزمان باشد، باعث ایجاد آسیب می‌شود.[۵] به نظر می‌رسد سندروم درد پاتلوفمورال، سندروم درد ساق پا (Shin Splints) و تاندونیت آشیل با پرونیشن پا مرتبط باشد.[۳] همچنین پرونیشن پا می‌تواند منجر به چرخش استخوان درشت‌نی نیز شود.[۳] اختلال عملکردی در هر یک از عضلات عمقی پا مرتبط با قوس طولی–داخلی (مانند دورکننده‌ی انگشت شست، تاکننده‌ی عمقی شست، تاکننده‌ی عمقی انگشتان پا و غیره) ممکن است فرد را مبتلا به پرونیشن پا کند. همچنین افزایش پرونیشن پا به صورت جبرانی با افزایش چرخش داخلی استخوان ران همراه است و هنگام تحمل وزن مفصل ساب‌تالار به عنوان یک مبدل گشتاور برای انتقال پرونیشن به چرخش ساق عمل می‌کند[۶] و در نهایت منجر به رخ دادن آسیب‌های مختلفی در اندام تحتانی و حتی ناحیه کمری می‌گردد[۷]؛ بنابراین یافتن راه مناسب برای کنترل این ناهنجاری و یا حتی بهبود آن می‌توان در جلوگیری از آسیب‌ها و ناهنجاری‌های ثانویه موثر باشد.

یکی از راه‌های موثر در در پیشگیری از این ناهنجاری می‌تواند استفاده از کفش‌های ورزشی باشد.[۸] در تلاش برای کاهش آسیب‌های مرتبط با دویدن، کفش‌هایی طراحی شده است؛ این نوع کفش‌ها با افزایش انعطاف‌پذیری و بهبود ضریب جذب شوک برای مقابله با نیروی عمودی عکس‌العمل زمین جهت مقابله با پرونیشن بیش از حد پا در قسمت ریرفوت تولید شده است.[۸]استفاده از کفش‌های ورزشی یک روش در دسترس برای تغییر در الگوی دویدن می‌باشد[۹] که احتمالا باعث کاهش عامل خطر آسیب و ثبات در وضعیت دونده‌ها می‌شود.[۱۰] کفش کنترل حرکتی برای کنترل حرکت بیش از حد ریرفوت طراحی شده است. ویژگی‌های کفش کنترل حرکتی بسیار مهم است، زیرا بیشتر آسیب‌های دویدن به دلیل حرکت بیش از حد یا وارد آمدن شوک ضربه در طول فاز استقرار به وجود می‌آید.[۱۱] در حالی که کفش‌ها در هنگام دویدن می‌تواند تاثیر مهمی در کاهش نرخ آسیب داشته باشد.[۱۲] مطالعات پیشین نشان داده‌اند که اوج فلکشن زانو و اورژن مچ پا طی دویدن به طول ۲ مایل با حداکثر توان افزایش می‌یابد[۱۳]؛ بنابراین ممکن است دونده‌ها از کفش کنترل حرکتی در هنگام تمرینات دویدن نیز استفاده کنند. با وجود گزارشات مثبت، از اثرات استفاده کفش کنترل حرکتی در دوندگان، افزایش گشتاور اداکتوری خارجی در زانو که با افزایش بارگذاری نیرو در بخش کمپارتمان خارجی زانو در ارتباط است، به عنوان یک اثر منفی گزارش شده است.[۱۴] ارزیابی و ثبت طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند برای فهم بیشتر از تاثیرات کفش کنترل حرکتی روی متغیرهای بیومکانیکی اطلاعات مفیدی را در اختیار قرار دهد.[۱۵]

از میان پارامترهای راه رفتن و دویدن، متغیرهای کینتیکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. متغیرهای کینتیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین و طیف فرکانس این نیروها بیانگر تغییرات مکانیکی مربوط به بیماری‌ها و تغییرات در اندام تحتانی می‌باشد.[۱۵] تجزیه و تحلیل طیف فرکانس یا تحلیل هارمونیک یک روش برای ارزیابی تغییرات مکانیکی در گام‌برداری اندام تحتانی می‌باشد که توانایی بررسی کل سیکل حرکات انتقالی و نقاط گسسته ویژه مانند اوج یا حداقل مقدار زاویه مفصل یا نیرو طی سیکل حرکات انتقالی را فراهم می‌کند[۱۶]؛ بنابراین برای فهم بهتر تاثیر کفش کنترل روی مکانیک دویدن در اندام تحتانی افراد دارای پرونیشن بیش از حد، محاسبه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند ضروری باشد. از این رو هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس نیروهای‌عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ دونده مرد دارای پای پرونیت بودند که داوطلب شرکت در پژوهش حاضر شدند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه کنترل (سن: ۵/۶±۲۴/۴ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶ سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) گروه تجربی (سن: ۵/۶±۲۴/۱ سال، قد: ۲/۲±۱۶۶ سانتی‌متر، وزن: ۶/۳±۵۲/۶۶ کیلوگرم) قرار گرفتند. افرادی که بیشتر از ۱۰ میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی‌کولار داشتند و دارای شاخص پاسچر پا بالاتر از ۶ میلی‌متر بودند، به عنوان افراد دارای

پای پرونیت معرفی شدند.[۱۷] شرایط آزمودنی‌ها به گونه‌ای بود که در هر دو پای آن‌ها پرونیشن بیش از حد وجود داشت و هیچ‌گونه سابقه پیچ‌خوردگی مچ پا طی یک سال گذشته را نداشتند. معیارهای خروج از پژوهش حاضر شامل سابقه‌ی شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی–عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته در زمان اجرای پژوهش بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید.[۱۸] جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید و در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره (IR.ARUMS.REC.1396-135) از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل می‌باشد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد.[۱۹]

به منظور تعیین ارتفاع قوس طولی–داخلی کف پای آزمودنی‌ها از شاخص افتادگی استخوان ناوی‌کولار با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد.[۲۰] در این روش آزمودنی‌ها طی دو شرایط نشسته روی صندلی و در حالت ایستاده، ارتفاع استخوان ناوی کف پای آن‌ها از زمین با استفاده از خط‌کش اندازه‌گیری شد.[۱۷] اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی (اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در دو شرایط نشسته و ایستاده) در هر آزمودنی سه بار تکرار شد و میانگین این سه مرتبه در نهایت مورد استفاده قرار گرفت. اگر میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر[۱۷] و همچنین شاخص پاسچر پا بیشتر از ۶ می‌بود، آزمودنی در گروه پرونیشن بیش از حد قرار می‌گرفت.

از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation, Columbus, OH) برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای دویدن استخراج شد. فاز دویدن به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع $F_z>10N$) تا بلند شدن پاشنه ($F_z<10N$) تعیین گردید.[۲۱] جهت فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باتروورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد.[۲۲] پردازش داده‌ها با نرم‌افزار MATLAB صورت گرفت. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه رفتن را به شیوه اینترپولیت به صورت ۱۰۱ نقطه طی فاز اتکای دویدن محاسبه نمود. آزمودنی‌ها در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون مورد آزمایش قرار گرفتند. از آن‌ها خواسته شد تا با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه روی صفحه نیرو بدوند. سرعت دویدن توسط اندازه‌گیری مدت زمان دویدن (توسط کرنومتر) مسافت مشخص اندازه‌گیری گردید. این کوشش ۵ بار تکرار شد. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار نمی‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش تکرار می‌شد.

گروه کنترل از کفش معمولی (Supernova Control, Adidas) و همچنین گروه تجربی از کفش کنترل حرکتی (Supernovacushion, Adidas) طی کوشش‌ها آزمایشگاه (تصویر شماره ۱) و به مدت ۵ ماه در تمرینات خود از آن‌ها استفاده کردند.

تصویر ۱: الف) کفش کنترل حرکتی ب) کفش معمولی

نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی–خارجی (Fx)، قدامی–خلفی (Fy) و عمودی (Fz) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. همان‌طور که در زیر شرح داده شده است، تبدیل فوریر روی داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین تمامی آزمودنی‌ها انجام شد. در نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۵ از یک تبدیل سریع فوریر برای استخراج محتوای فرکانس داده نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد.[۲۳] جزئیات دقیق تبدیل سریع فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت.[۲۴] بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی–خلفی و داخلی–خارجی در هر کوشش، پنج شاخص طیف فرکانس

استفاده شد.[۲۵] شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵٪ (F99.5٪) بود که نشان‌دهنده‌ی فرکانسی است که ۹۹/۵٪ از قدرت سیگنال را دارد؛ به عبارت دیگر ۹۹/۵٪ از توان سیگنال پایین‌تر از این فرکانس می‌باشد.[۲۶] شاخص دوم، میانه فرکانس (Fmed) بود.[۲۶] در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد. شاخص سوم پهنای باند فرکانس (F_{BAND}) است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد. این شاخص میزان نیاز به واحدهای حرکتی را نشان می‌دهد.[۲۷]

$$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{fmax} p(f)df$$

در رابطه بالا، P انتگرال فرکانس نیرو در برابر منحنی دامنه است و Fmax حداکثر فرکانس سیگنال می‌باشد. P(f) نیز توان فرکانس f می‌باشد.[۲۸]

$$\int_0^{f_{med}} p(f)df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f)\,df$$

F_{max}=حداکثر فرکانس سیگنال

F_{med}= میانه فرکانس سیگنال

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}\,(when\ p > 1/2 \times p_{max})$$

F_{max}= حداکثر فرکانس سیگنال

F_{min}= حداقل فرکانس سیگنال

F_{band}= پهنای باند سیگنال

F_{max}= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشنایدر و همکاران (۱۹۸۳)، تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ باشد، بود.[۲۹]

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.995$$

در رابطه بالا n تعداد هارمونی را نشان می‌دهد و An و Bn ضرایب تبدیل فوریر است.

شاخص پنجم شامل دامنه هر هارمونی می‌باشد که نشان‌دهنده‌ی دامنه و تعداد هارمونیک در سه راستا عمودی، قدامی–خلفی، و داخلی–خارجی برای ۱۵ هارمونیک اول، بین دو گروه کنترل و تجربی بود.[۲۴]

تحلیل آماری

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو–ویلک (P<۰/۰۵) بررسی شد. با توجه به نرمال نبودن توزیع داده‌ها، از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون به منظور تعیین اختلاف آماری مقادیر اندازه‌گیری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی و گروه کنترل استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد[۳۰]:

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

یافته ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در هر سه راستا طی پیش‌آزمون در دو گروه تجربی با گروه کنترل هیچ‌گونه اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد (P>۰/۰۵).

نتایج پژوهش در گروه تجربی نشان‌دهنده‌ی این بود که مولفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معناداری را به اندازه ۹/۶۷ درصد طی فاز اتکای دویدن دارا می‌باشد (P=۰/۰۲۳؛ اندازه اثر=۰/۴۵) (جدول ۱). در

راستای داخلی–خارجی نیز مولفه‌ی باند فرکانس گروه استفاده‌کننده از کفش‌های کنترل حرکتی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معناداری را به اندازه ۵۹/۶۴ درصد نشان داد (P=۰/۰۴۱؛ اندازه اثر=۱/۰۶) (جدول ۱). سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، داخلی–خارجی و قدامی–خلفی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی هیچ‌گونه تفاوت معناداری را نشان ندادند (P>۰/۰۵).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای دویدن در گروه تجربی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون

متغیرها	مولفه‌ها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معناداری	اندازه اثر
راستای عمودی	توان ٪۹۹/۵	۸/۸۹±۲/۷۸	۸/۰۳±۰/۹۷	*۰/۰۲۳	۰/۴۵
	فرکانس میانه	۱/۸۵±۰/۵۳	۲/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۱۷	۰/۵۷
	فرکانس باند	۰/۹۲±۰/۲۶	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۱۷	۰/۶۱
	تعداد هارمونی ضروری	۱۴/۱۰±۴/۷۹	۱۵/۲۱±۲/۳۱	۰/۸۸۸	۰/۳۱
راستای داخلی–خارجی	توان ٪۹۹/۵	۱۱/۹۲±۴/۰۳	۱۲/۴۲±۲/۱۶	۰/۶۲۴	۰/۱۵
	فرکانس میانه	۲/۲۱±۰/۹۱	۳/۰۷±۱/۳۲	۰/۰۵۶	۰/۷۷
	فرکانس باند	۱/۱۴±۰/۵۶	۱/۸۲±۱/۰۶	*۰/۰۴۱	۱/۰۶
	تعداد هارمونی ضروری	۱۹/۲۱±۶/۱۸	۲۰/۱۷±۱/۸۷	۰/۷۲۶	۰/۲۳
راستای قدامی–خلفی	توان ٪۹۹/۵	۱۳/۹۶±۵/۰۲	۱۳/۳۹±۴/۱۸	۰/۱۲۳	۰/۱۲
	فرکانس میانه	۲/۵۳±۰/۷۹	۲/۷۵±۰/۲۵	۰/۲۵۷	۰/۴۲
	فرکانس باند	۱/۳۲±۰/۵۴	۱/۳۹±۰/۲۸	۰/۵۸۹	۰/۱۷
	تعداد هارمونی ضروری	۲۱/۷۵±۶/۶۰	۲۲/۵۷±۱/۶۹	۰/۲۴۷	۰/۱۹

سطح معناداری P>۰/۰۵

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین پس‌آزمون گروه کنترل در مقایسه با پیش‌آزمون این گروه طی فاز اتکای دویدن در مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۲). همچنین در راستای داخلی–خارجی و قدامی–خلفی نیز یافته‌های پژوهش هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین پس‌آزمون گروه کنترل در مقایسه با پیش‌آزمون در این گروه نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای دویدن در گروه کنترل طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون

متغیرها	مولفه‌ها	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معنی‌داری	اندازه اثر
راستای عمودی	توان ٪۹۹/۵	۹/۳۵±۱/۱۶	۸/۶۴±۱/۸۲	۰/۰۸۱	۰/۴۱
	فرکانس میانه	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰	۰
	فرکانس باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰	۰
	تعداد هارمونی ضروری	۱۵/۰۰±۲/۱۳	۱۵/۳۵±۲/۳۶	۰/۵۹۸	۰/۱۵
راستای داخلی–خارجی	توان ٪۹۹/۵	۱۲/۵۷±۱/۱۴	۱۲/۳۹±۱/۶۳	۰/۳۰۲	۰/۱۳
	فرکانس میانه	۳/۷۱±۱/۹۵	۲/۹۲±۱/۶۱	۰/۱۶۷	۰/۴۴
	فرکانس باند	۱/۸۹±۱/۰۴	۱/۶۰±۱/۳۱	۰/۲۳۶	۰/۲۴
	تعداد هارمونی ضروری	۲۱/۱۴±۲/۰۴	۲۰/۳۹±۳/۲۹	۰/۲۰۵	۰/۲۸
راستای قدامی–خلفی	توان ٪۹۹/۵	۱۳/۳۵±۳/۱۷	۱۴/۲۸±۴/۳۳	۰/۴۱۰	۰/۲۴
	فرکانس میانه	۲/۶۷±۰/۴۲	۲/۷۵±۰/۳۲	۰/۵۲۷	۰/۲۱
	فرکانس باند	۱/۳۵±۰/۴۱	۱/۳۹±۰/۳۴	۰/۷۶۳	۰/۱۰
	تعداد هارمونی ضروری	۲۳/۱۰±۱/۸۴	۲۲/۷۱±۱/۸۵	۰/۵۹۹	۰/۲۱

سطح معناداری P>۰/۰۵

بحث

هدف از پژوهش حاضر، بررسی استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی روی طیف فرکانس نیروهای‌عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی دویدن بود. یافته‌های پژوهش در گروه تجربی نشان‌دهنده‌ی این بود که مولفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای

عمودی کاهش معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشته است. همچنین مولفه‌ی باند فرکانس در راستای داخلی–خارجی افزایش معناداری را نشان داد.

مجموعه مچ پا–پا توسط عضلات فعال طی کل فعالیت کنترل می‌شود، با این وجود، نقش کفش‌ها به ویژه زمانی مهم می‌شود که در نتیجه رخداد وضعیتی همچون خستگی، کنترل عضلانی دچار کاهش گردد.[۲] کفش‌های مخصوص دویدن به صورتی طراحی شده است که جذب شوک را در سراسر پا برای دونده‌های با سوپینیشن بیش از حد اعمال می‌کند، در حالی که کفش‌های کنترل حرکتی برای دوندگان با پای پرونیشن بیش از حد طراحی شده است.[۳۱] در کفش‌های کنترل حرکتی قسمت پاشنه تقویت شده است و از حرکت رو به بیرون پاشنه جلوگیری می‌کند و همچنین قسمت میانی این کفش‌ها به صورت متراکم طراحی شده است که از پرونیشن بیش از حد در دونده‌ها پیشگیری می‌کند.[۳۲] مالسیو و همکارا (۲۰۱۶) طی پژهشی، ریسک آسیب در شرکت‌کنندگان با کفش کنترل حرکتی را در مقایسه با کفش معمولی کمتر نشان دادند. این اثر مثبت فقط در دوندگان با پای پرونیت مشاهده شد و در افراد سالم هیچ تغییری نشان نداد. همچنین دوندگان دارای پای پرونیت هنگام استفاده از کفش استاندارد در مقایسه با کفش کنترل حرکتی ریسک آسیب بیشتری را نشان دادند.[۳۳] یافته‌های پژوهش در دوندگان با پای پرونیت که به صورت طولانی‌مدت از کفش‌های کنترل حرکتی استفاده کرده بودند، نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی کاهش را در فاز اتکای دویدن نشان داده است. توان فرکانس با ۹۹/۵٪ از سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به عنوان یک مقیاس از لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت در بیماران، محتوای داده‌های فرکانس بالاتر، افزایش لرزش و بی‌ثباتی را می‌سنجد.[۳۴] وردمن طی پژوهش خود به این نتیجه رسید که مقدار فرکانس افراد دارای بیماری ام.اس در مقایسه با افراد سالم، به طور معناداری کاهش یافته است. این کاهش می‌تواند به دلیل این باشد که افراد مبتلا به ام.اس برای حفظ تعادل، به کنترل بیشتری نیاز دارند و در نتیجه کاهش بیشتر در مقدار فرکانس نیاز دارند[۲۵]؛ بنابراین کاهش معنادار مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵٪ نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است به این علت باشد که کفش کنترل حرکتی با تحت تاثیر قرار دادن تون عضله منجر به کاهش عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی–حرکتی شده است.

در شرایط طبیعی دویدن، برخی از اثرات مثبت کفش کنترل حرکتی بر بهبود مکانیک دویدن گزارش شده است.[۱۱] با این وجود، برخی مطالعات اثرات منفی کفش کنترل حرکتی را بر افزایش گشتاور خارجی مفصل زانو طی دویدن گزارش کرده‌اند.[۳۵] بالا بودن مقادیر این گشتاور، با افزایش بار در کمپارتمان داخلی مفصل زانو مرتبط می‌باشد.[۱۴] همچنین با بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین حول مرکز مفصل زانو مرتبط است.[۱۴] این بازوی گشتاوری ممکن است در نتیجه موقعیت واروسی مفصل زانو یا جابه‌جایی به سمت داخل موقعیت مرکز فشار ایجاد شده باشد. افزایش میزان حمایت در جانب داخلی کفش می‌تواند به طور بالقوه خط عمل نیروی عکس‌العمل زمین را به سمت داخل حرکت دهد و بدین‌وسیله سبب افزایش بازوی گشتاور در زانو گردد.[۳۶] این مورد اغلب به عنوان روش جایگزینی جهت کاهش گشتاور آداکتور خارجی مفصل زانو و در نتیجه بارهای وارده بر مفصل زانو مورد استفاده قرار می‌گیرد و شامل قرار دادن گوه در بخش خارجی کفی کفش می‌باشد.[۳۷] چونگ و همکاران (۲۰۰۷) در مطالعه‌ای به بررسی و مقایسه تغییرات زاویه پاشنه کفش پس از خستگی در دو نوع کفش پرداختند که یکی از کفش‌ها، کفش کنترل حرکتی و دیگری کفش معمولی بود. کفش معمولی پس از خستگی، افزایش زاویه پاشنه را به دنبال داشت. با این حال محققان نشان دادند که در قبل و بعد از خستگی با کفش کنترل حرکتی اختلاف ناچیزی در زاویه پاشنه ایجاد شد. علاوه بر این، حرکت پاشنه در قبل و بعد از خستگی با کفش معمولی بیشتر از کفش کنترل حرکتی بود.[۲] در پژوهش حاضر مولفه باند فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی–خارجی در افراد دارای پای پرونیت پس از استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی طی فاز اتکای دویدن افزایش معناداری را نشان داد. تحلیل پهنای باند فرکانس، نشان‌دهنده محدوده فرکانس تولیدشده توسط تمام اجزای سیستم عصبی–حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند می‌باشد که موجب تولید حرکت می‌شود.[۳۴] افزایش پهنای باند فرکانس مربوط به افزایش به‌کارگیری واحدهای حرکتی می‌باشد.[۲۷] از آنجایی که پرونیشن پا احتمالا می‌تواند با سندروم درد پاتلوفمورال، سندروم درشت‌نی خلفی و تاندونیت آشیل مرتبط باشد[۳]، می‌توان بیان کرد که افزایش پهنای باند فرکانس راستای داخلی–خارجی در دوندگان با پرونیشن پا پس از استفاده طولانی‌مدت کفش کنترل حرکتی باعث افزایش درد در این اجزا شود که می‌تواند به علت افزایش به‌کارگیری این اجزا در حرکت باشد؛ از این رو می‌توان این امر را به عنوان یک اثر منفی برای استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بیان کرد.

در پژوهش‌های گذشته بیان شده است که مولفه‌ی میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین با اجزای نوسانی در سیستم عصبی–حرکتی همراه است که به عنوان مولفه‌ی اعمال‌کننده‌ی نیرو به زمین در طول راه رفتن و دویدن بیان می‌شود.[۲۶] در تحقیق مکگارس فرکانس میانه در محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری شریان محیطی در مقایسه با افراد سالم کمتر نشان داده شد.[۲۶] با این وجود، در مطالعه حاضر هیچ‌گونه تفاوت معنادار آماری در استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی طی دویدن در افراد دارای پرونیشن بیش از حد دیده نشد.

نتیجه‌گیری

استفاده طولانی‌مدت از کفش‌های کنترل حرکتی که برای جلوگیری از پیشرفت و حتی بهبود پرونیشن بیش از حد پا طراحی شده است، در دوندگان با پای پرونیت بیشترین تاثیر را بر روی مولفه‌ی فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانس در راستای داخلی–خارجی داشت. با توجه به این نتایج، می‌توان بیان کرد که کفش‌های کنترل حرکتی می‌تواند در افزایش و حفظ ثبات اندام تحتانی و تعادل در دوندگان و همچنین ارتقا و بهبود عملکرد ورزشی در این ورزشکاران نقش داشته باشد. همچنین پهنای باند فرکانس، افزایش معناداری را نشان داد که باعث افزایش درد در اجزای حرکتی و بافت‌های همبند می‌شود و این افزایش می‌تواند به علت افزایش به‌کارگیری این اجزا در حرکت باشد؛ از این رو می‌توان این امر را به عنوان یک اثر منفی برای استفاده طولانی‌مدت از کفش کنترل حرکتی بیان کرد.

تشکر و قدردانی

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

منافع متقابل

مولفین اظهار می‌دارند که منافع متقابلی از تالیف و یا انتشار مقاله حاضر ندارند.

منابع

1. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus. 2017.
2. 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.
3. Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. Sports Medicine. 2006;36(3):199-205.
4. 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.
5. Ferraz RMP, van den Tillaar R, Pereira A, Marques MC. The effect of fatigue and duration knowledge of exercise on kicking performance in soccer players. Journal of Sport and Health Science. 2016.
6. Prentice WE. Rehabilitation techniques in sports medicine: WCB/McGraw-Hill Dubuque, IA, USA; 1999.
7. Lee H. The Effects of Fatigue on Biomechanics of Soccer Shooting. 2018.
8. Weir G, Jewell C, Wyatt H, Trudeau MB, Rohr E, Brüggemann G-P, et al. The influence of prolonged running and footwear on lower extremity biomechanics. Footwear Science. 2018:1-11.
9. 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.
10. 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.
11. 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):331-5.12.
12. Lepers R, Pousson M, Maffiuletti N, Martin A, Van Hoecke J. The effects of a prolonged running exercise on strength characteristics. International journal of sports medicine. 2000;21(04):275-80.
13. Derrick TR, Dereu D, Mclean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002;34(6):998-1002.
14. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. Journal of biomechanics. 2006;39(12):2213-20.
15. Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. Human movement science. 2014;34:120-7.
16. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(4):109-16.
17. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2004;34(4):201-9.
18. Aylar MF, Jafarnezhadgero AA ,Esker FS. Sit-to-stand ground reaction force characteristics in blind and sighted female children. Gait & posture. 2018;62:34-40.
19. Association, WM. (2004). " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www.wma net/e/policy/b3 htm.

20. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The orthopedic clinics of north America. 1982;13(3):541-58.
21. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016;8(1):1-11.
22. 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):1705-10.
23. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009.
24. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clinical Biomechanics. 2005;20(5):508-16.
25. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2011;26(2):207-12.
26. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012;27(10):1058-63.
27. Judkins TN, Oleynikov D, Narazaki K, Stergiou N. Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques. 2006;20(5):824-9.
28. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, 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.
29. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of biomechanics. 1983;16(8):591-601.
30. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
31. Rose A, Birch I, Kuisma R. Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running. Physiotherapy. 2011;97(3):250-5.
32. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. The American journal of sports medicine. 2004;32(3):772-80.
33. Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D. Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. Br J Sports Med. 2016:bjsports-2015-095031.
34. Mehr SMA, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flat feet during walking. The Foot. 2018.
35. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. Pm&r. 2009;1(12):1058-63.
36. Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandy MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. Clinical Biomechanics. 2008;23(6):814-21.
37. Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF. Effects of lateral-wedged insoles on kinetics at the knee. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2000;375:185-92.