Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Sep & Oct 2024. Volume 13. Num 4

Research Paper

Comparing the Effects of Orthotic Insoles, Shoes and Taping on the Frequency Content of Ground Reaction Forces During Walking in Athletes With Flexible Flatfeet

Mohammad Reza Jahani[1], ***Heydar Sadeghi**[2, 3], **Razieh Yousefian Molla**[1]

1. Department of Sport Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3. Department of Sports Biomechanics, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Jahani MR, Sadeghi H, Yousefian Molla R. [The Effect of Using Orthopedic Insoles, Shoes, and Taping on the Frequency Content of Ground Reaction Forces During Walking in Athletes with Flexible Flat Foot (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(4):796-811. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3292

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3292

ABSTRACT

Background and Aims Flatfoot, as a three-dimensional foot deformity can cause alterations in motor function. Different methods, such as exercises, orthotic insoles, and specialized shoes, have been proposed to manage this condition. The present study aimed to compare the effects of orthotic insoles, shoes, and taping on the frequency content of ground reaction forces (GRFs) during walking in athletes with flexible flatfeet.

Methods In this quasi-experimental study, 15 male athletes aged 18-25 years with flexible flatfeet (age: 21.78 ± 2.07 years; height: 1.78 ± 0.07 m; weight: 80.28 ± 8.23 kg) with a history of regular fitness training for at least 6 months participated. The GRF data were collected using a force plate under five walking conditions: shoes (relaxed-fit, breathe-easy Skechers) + insoles (ethylene vinyl acetate), barefoot, shoes, taping, and shoes + taping. The frequency content of the GRFS was then calculated. To compare the frequency content among different walking conditions, repeated measures ANOVA was used. P≤ 0.05 was considered statistically significant.

Results The results showed significant differences between the various walking conditions, with the greatest significant reductions in the variables of 99.5% power frequency, median frequency, frequency bandwidth, and mean frequency in the shoes and shoes+ taping conditions (P<0.05). The reduction in frequency content was particularly prominent in the mediolateral direction.

Conclusion The use of shoes can result in a greater reduction in the frequency content of GRFs during walking in athletes with flexible flatfeet compared to taping or barefoot walking. Therefore, relaxed-fit, breathe-easy Skechers are recommended for enhancing motor performance in athletes with flexible flatfeet.

Keywords Flat foot, walking, kinetics, orthotic insoles, shoes, taping

Received: 28 Aug 2024
Accepted: 07 Oct 2024
Available Online: 22 Sep 2024

Corresponding Author:
Heydar Sadeghi, Professor.
Address: Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 2453175
E-Mail: h.sadeghi@khu.ac.ir/ sadeghih@yahoo.com

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

The foot has a complex structure comprised of over 26 bones and 30 joints, ligaments, tendons, and intra and extra-articular muscles. Flatfoot is characterized by the reduced longitudinal arch of the foot, leading to changes in the motion of the subtalar and midtarsal joints. These changes affect foot function and increase the range of motion, especially in pronation. Such changes result in changes in the kinetic and kinematic gait variables, such as ground reaction forces (GRF). GRF is one of the most important biomechanical indicators, showing the variations in vertical forces exerted on the foot during the gait. Any deviation in GRFs can lead to lower limb injuries. Significant changes in GRFs are observed in individuals with flatfoot, one of which is the change in force distribution during walking. Since the GRF signal is received by mechanical receptors in the skin at different frequencies and transmitted to the central nervous system, and the response is sent back to the foot in the form of frequency signals, analyzing the GRF in the frequency domain may provide more precise and useful information compared to time-based analyses. Maintaining the internal longitudinal arch and reducing foot pronation using orthopedic insoles, taping, and orthotic interventions are common methods for managing flat feet. The present study aimed to determine the effect of using orthotic insoles, shoes, and taping on the frequency of GRFs during walking in athletes with flexible flatfeet.

Materials and Methods

In this quasi-experimental study, 15 male athletes aged 18-25 with flexible flatfoot (mean age: 21.78±2.07 years, mean height:1.78±0.07 m, mean weight: 80.28±8.23 kg) participated. They had a history of regular fitness training for at least 6 months (two weekly sessions). The GRF data were collected using a force plate under five different 10-m walking conditions: shoes (relaxed-fit breathe-easy Skechers)+insoles (ethylene vinyl acetate), barefoot, shoes, taping, and shoes+taping, after an initial 10-minute adaptation period for each protocol. The frequency of the GRFs was then calculated. Repeated measures ANOVA was used to analyze the data.

Results

The results showed that in the frequency with 99.5% power in vertical and anterior-posterior directions, there was no significant difference among the walking conditions. In the vertical GRF direction, the difference was significant in the frequency mean, median and bandwidth ($P<0.05$). In the anterior-posterior direction, the difference was significant in the frequency median and bandwidth ($P<0.05$). In the mediolateral direction, the difference was significant in the frequency power, mean, median and bandwidth ($P<0.05$). Table 1 shows the results in the vertical GRF direction.

Conclusion

The use of shoes can result in a greater reduction in the frequency content of GRFs during walking in athletes with flexible flatfeet, compared to taping or barefoot walking. Furthermore, given the importance of the mediolateral direction in the foot function of these individuals, all frequency values in the mediolateral direction confirmed the optimal performance of the shoes. Therefore, the relaxed-fit breathe-easy Skechers are recommended for enhancing motor performance in athletes with flexible flatfoot.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The procedures in this study were in accordance with ethical principles. The procedures were clearly explained to the participants, and they signed informed consent forms. Participants were free to leave the study at any time. The study was approved by the Ethics Committee of the Kharazmi University (Code: IR.KHU.KRC.1000.232).

Funding

This article was extracted from the PhD thesis of Mohammadreza Jahani at the Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Central Tehran Branch.

Authors' contributions

Conceptualization, data analysis, writing, and editing: Mohammadreza Jahani and Heydar Sadeghi; Final approval: All authors.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank the athletes who participated in this research for their cooperation.

Table 1. Frequency of GRF signals in different walking conditions at vertical GRF direction

Variables	Condition	Mean±SD	Statistics	P
99.5% power frequency (Hz)	Shoes+insoles	9.94±1.63	6.73[a]	0.15
	Bare foot	10.23±1.23		
	Shoes	9.95±1.51		
	Taping	10.66±2.43		
	Shoes+taping	9.70±1.45		
Median frequency (Hz)	Shoes+insoles	1.18±0.33[¥]	14.20[a]	0.00[*]
	Bare foot	1.06±0.31[∂]		
	Shoes	1.06±0.33[δγ]		
	Taping	1.29±0.32[¥∂γ]		
	Shoes+taping	1.26±0.32[δ]		
Frequency bandwidth (Hz)	Shoes+insoles	0.97±0.00[#¥]	12.33[b]	0.00[*]
	Bare foot	0.98±0.00[#λ]		
	Shoes	0.97±0.00[‡]		
	Taping	0.98±0.00[¥£]		
	Shoes+taping	0.97±0.00[λ£]		
Mean frequency (Hz)	Shoes+insoles	0.75±0.04[#¥]	15.21[b]	0.00[*]
	Bare foot	0.66±0.04[#λ‡]		
	Shoes	0.75±0.06[‡γ]		
	Taping	0.67±0.06[¥£γ]		
	Shoes+taping	0.74±0.05[λ£]		

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Note: [#]Significant difference between walking with shoes+insoles and walking barefoot; [ψ]Significant difference between walking with shoes+insoles and walking with shoes+taping; [¥]Significant difference between walking with shoes+insoles and walking with taping; [Π]Significant difference between walking with shoes+insoles and walking with shoes; [λ]Significant difference between walking barefoot and walking with shoes+taping; [∂]Significant difference between walking barefoot and walking with taping; [‡]Significant difference between walking barefoot and walking with shoes; £ Significant difference between walking with shoes+taping and walking with taping; [δ]Significant difference between walking with shoes+taping and walking with shoes; [γ]Significant difference between walking with taping and walking with shoes; [a]χ^2 for the Friedman test; [b]F for the ANOVA; [*]P<0.05

طب توانبخشی

مقاله پژوهشی

اثر استفاده از کفی طبی، کفش و تیپینگ بر محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به صافی کف پا منعطف

محمدرضا جهانی[۱]، *حیدر صادقی[۲،۳]، راضیه یوسفیان ملا[۱]

۱.گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۲.گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی و توانبخشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Jahani MR, Sadeghi H, Yousefian Molla R. [The Effect of Using Orthopedic Insoles, Shoes, and Taping on the Frequency Content of Ground Reaction Forces During Walking in Athletes with Flexible Flat Foot (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(4):796-811. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3292

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3292

چکیده

مقدمه و اهداف باتوجه‌به اینکه صافی کف پا به‌عنوان یک ناهنجاری سه بعدی، تغییرات قابل‌توجهی در سطوح مختلف حرکتی و به تبع آن تغییر در عملکرد حرکتی را ایجاد می‌کند. به منظور مدیریت این ناهنجاری، روش‌های مختلفی مانند تمرینات، کفی‌ها و کفش توصیه شده است. هدف پژوهش حاضر مطالعه اثر استفاده از کفی طبی، کفش و تیپینگ بر محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به صافی کف پای منعطف بود.

مواد و روش‌ها در این پژوهش نیمه‌آزمایشی، ۱۵ ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۵ سال مبتلا به صافی کف پای منعطف با (میانگین و انحراف‌معیار، سن ۲/۰۷±۲۱/۷۸ سال، قد ۰/۰۷±۱/۷۸ متر و وزن ۸/۲۳±۸۰/۲۸ کیلوگرم) که حداقل ۶ ماه تمرین ورزشی منظم (۲ جلسه در هفته) در رشته ورزشی آمادگی جسمانی داشته‌اند، شرکت کردند. با استفاده از صفحه نیرو، داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در ۵ شرایط مختلف راه رفتن با کفش دارای کفی، پای برهنه، کفش، تیپ، کفش با تیپ، بعد از ۱۰ دقیقه سازگاری اولیه با شرایط هر پروتکل جمع‌آوری شد. سپس، محتوای فرکانسی نیروی‌های عکس‌العمل زمین محاسبه و همچنین برای مقایسه عملکرد محتوای فرکانسی از آزمون آنووا با اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده شد (P≤۰/۰۵).

یافته‌ها نتایج اختلاف معنی‌داری بین پروتکل‌های مختلف نشان داد، اما بیشترین کاهش و اختلاف معنی‌داری در متغیرهای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و میانگین فرکانس در پروتکل‌های کفش، کفش با تیپ در مقایسه با کفی و پای برهنه بود (P<۰/۰۵). کاهش محتوای فرکانسی به‌ویژه در صفحه داخلی خارجی برجسته بود.

نتیجه‌گیری استفاده از پوشش کفش به کاهش بیشتر محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین منجر شد که این کاهش می‌تواند به بهبود کنترل حرکتی و عملکرد ورزشی کمک کند. بنابراین، این پوشش‌ها به‌عنوان رویکردی مناسب برای بهبود عملکرد حرکتی در افراد مبتلا به صافی کف پا منعطف توصیه می‌شوند.

کلیدواژه‌ها کف پای صاف، راه رفتن، کینتیک، کفی طبی، کفش وتیپینگ

تاریخ دریافت: ۰۷ شهریور ۱۴۰۳
تاریخ پذیرش: ۱۶ مهر ۱۴۰۳
تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
دکتر حیدر صادقی
نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۲۴۵۳۱۷۵ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: h.sadeghi@khu.ac.ir/ sadeghih@yahoo.com

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

مجموعه پا با داشتن ۲۶ استخوان و بیش از ۳۰ مفصل، ساختاری پیچیده دارد که عملکرد آن تحت تأثیر لیگامنت‌ها، تاندون‌ها، عضلات درون و برون مفصلی قرار می‌گیرد [۱، ۲]. صافی کف پا به‌عنوان کاهش قوس طولی پا شناخته می‌شود و باعث تغییر در حرکت مفصل‌های ساب‌تالار و میدتارسال می‌شود که این تغییرات در عملکرد پا و افزایش دامنه حرکتی به‌خصوص در جهت پرونیشن تأثیر دارد [۳-۶]. این تغییرات به تغییر در متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن، مانند نیروی عکس‌العمل زمین (GRF)[1] منجر می‌شود [۷، ۸]. نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان یکی از مهم‌ترین شاخص‌های بیومکانیکی، تغییرات نیروی عمودی وارد بر پا را حین حرکت نشان می‌دهد و هرگونه انحراف در آن می‌تواند به آسیب‌های اندام تحتانی منجر شود [۹]. در افراد مبتلا به صافی کف پا، تغییرات قابل‌توجهی در GRF مشاهده می‌شود که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به تغییر الگوی توزیع نیرو حین راه رفتن اشاره کرد [۱۰، ۱۱]. درواقع، مطالعات متعددی درزمینه بررسی ارتفاع قوس طولی داخلی و نیروی عکس‌العمل زمین انجام شده است و نتایج آن‌ها به‌طور مستقیم ارتباط بین این دو مؤلفه را تأیید می‌کند [۱۲، ۱۳].

ازمنظر بیومکانیکی، تغییرات در GRF [۳-۵، ۱۴] و الگوی توزیع فشار [۱۱] می‌تواند در فرایند بارگذاری نیرو بر استخوان‌ها و مفاصل نقش داشته باشد. این پدیده به‌ویژه در افراد مبتلا به صافی کف پا مشهود است و با افزایش ریسک آسیب‌های اندام تحتانی در مقایسه با افراد سالم همراه است [۶، ۱۵، ۱۶]. بنابراین، لازم است اقدامات لازم به‌منظور درمان و پیشگیری از صافی کف پا انجام شود تا بتوان پیامدهای آن را کاهش داد. حفظ قوس طولی داخلی و کاهش پرونیشن پا با استفاده از کفی‌های طبی، تیپینگ و مداخلات ارتوپدیک جزء رایج‌ترین روش‌های مدیریت این عارضه محسوب می‌شود [۱۷، ۱۸].

نتایج یک مطالعه در شرایط مختلف پا (برهنه، کفش بدون کفی و کفش با کفی) در ورزشکاران کف پای صاف نشان داد که استفاده از کفش و کفی طبی سفارشی با کنترل میزان پرونیشن و اورژن در پا هنگام راه رفتن به تغییرات مثبت در مؤلفه‌های عمودی و قدامی-خلفی GRF منجر می‌شود [۱۹]. نتایج پژوهشی دیگر در دو شرایط با و بدون کفی نشان داد پوشیدن کفی موجب کاهش قله مؤلفه عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین و نرخ بارگذاری عمودی و افزایش نیروی جلوبرنده، ایمپالس قدامی-خلفی و عمودی شد [۲۰]. ازسوی‌دیگر، مطالعاتی وجود دارد که کارایی کفی‌ها در گروه‌های دیگر را تأیید نکرده‌اند [۲۱-۲۴].

همچنین، مطالعاتی که به بررسی اثر تیپینگ پرداخته‌اند نتایج متناقضی را در مؤلفه‌های GRF گزارش کرده‌اند [۲۵، ۲۶]. در دیگر پژوهش‌ها بیان شده است که تیپینگ، توزیع فشار غیرطبیعی کف پا را در حین فعالیت‌های دینامیکی پیاده‌روی و آهسته دویدن و همچنین بار میانی پا، جلوی پا و بخش عقبی پا را در وضعیت سوپینیشن و پرونیشن تنظیم می‌کند [۲۷]. درعین‌حال، تیپینگ می‌تواند درد ناشی از فاشیای کف پا را تسکین و فعال‌سازی عضلات خلفی تیبیالیس کاهش دهد [۲۸، ۲۹].

ازسوی‌دیگر، باتوجه‌به اینکه سیگنال GRF توسط گیرنده‌های مکانیکی موجود در پوست در فرکانس‌های مختلف دریافت شده و به سیستم عصبی مرکزی منتقل و پاسخ آن به‌صورت فرکانس به پا ارسال می‌شود، تحلیل سیگنال GRF در حوزه فرکانس ممکن است اطلاعات دقیق‌تر و مفیدتری نسبت به تحلیل‌های مبتنی بر زمان به محققان و متخصصان ارائه دهد [۳۰]. علاوه‌براین، زمانی که مقادیر عددی در تجزیه‌وتحلیل داده‌های GRF نزدیک به هم باشند ممکن است نتایج قابل‌تمایز نباشد [۳۱] و یا به‌درستی مشخص نشوند [۳۲]، به همین دلیل تجزیه‌وتحلیل در حوزه فرکانس به‌جای حوزه زمان توصیه می‌شود. اگرچه تحقیقاتی به بررسی محتوای فرکانسی در استفاده از کفی و کفش و یا حتی افراد سالم و بیمار در فعالیت‌های راه رفتن و دویدن انجام شده است [۲۳، ۲۴، ۳۲-۳۴]، مطالعه‌ای به منظور بررسی تأثیر کفی و تیپینگ و پروتکل‌های ترکیب این آیتم‌ها در افراد مبتلا به صافی کف پا با رویکرد تحلیل محتوای فرکانسی انجام نشده است.

براساس مطالعات، تناقض‌هایی درمورد نتایج گزارش‌شده درزمینه کفی‌های طبی وجود دارد که ممکن است با تنوع طراحی هندسی کفی‌های مورداستفاده مرتبط باشد [۳۵]. در یک مطالعه فراتحلیل عنوان شده است که چنین تأثیر متفاوتی از کفی‌ها در کنترل پرونیشن پا به طراحی‌های مختلف، تنوع در معیارهای واجد شرایط بودن شرکت‌کنندگان و همچنین پروتکل‌ها (مانند سرعت راه رفتن، نوع کفش، مدل پا) مربوط می‌شود که می‌تواند یافته‌های متناقض را توضیح دهد [۳۵]. به همین ترتیب، روش‌های متفاوت تیپینگ در مطالعات و همچنین کیفیت آن‌ها می‌تواند ازجمله دلایل نتایج متناقض درزمینه تیپینگ بر عملکرد افراد باشد [۳۶]. ازسوی‌دیگر، این ادعا مطرح است که متدولوژی‌های متفاوت در به‌کارگیری تیپ‌ها و زمان تست‌گیری بعد از تیپینگ در نتایج اثرگذار است [۲۴، ۳۷].

چالش دیگری که تحقیقات با آن مواجه است، عدم توجه به نوع صافی کف پا است، زیرا در برخی تحقیقات به نوع صافی کف پا (سخت یا انعطاف‌پذیر) مشخص نشده است که می‌تواند در نتایج پژوهش اثرگذار باشد [۱۴]. بنابراین در پژوهش حاضر باتوجه‌به چالش‌های فوق، محتوای فرکانسی در سه جهت نیروی عکس‌العمل زمین تحلیل شده است. بنابراین هدف پژوهش حاضر تعیین اثر استفاده از کفی طبی، کفش، تیپینگ بر محتوای

1. Ground Reaction Force (GRF)

طب‌توانبخشی

تصویر ۱. مداخلات مورداستفاده در پژوهش حاضر به‌منظور بهبود عملکرد پای افراد مبتلا به صافی کف پا
A، کفی طبی مورداستفاده از جنس نیمه‌سخت و از ترموپلاستیک پلیپرواتلین با روکش پارچه‌ای و اوج ارتفاع بخش داخلی کفی۲۵ میلی‌متر،
B، نوارهای غیرالاستیک ۱/۵ اینچی به نام یوروتیپ مولر حاوی زینک اکساید،
C، کفش مورداستفاده (Skechers Relaxed Fit Breathe Easy) ساخته‌شده با مواد گیاهی و رویه پارچه‌ای، زیره لاستیکی انعطاف‌پذیر، سیستم کوشن و زیره ممووری فون قابل‌تنفس و دارای زیره میانی بافت‌دار (۳میلی‌متری).

فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به صافی کف پا منطف بود.

مواد و روش‌ها

در این پژوهش نیمه‌آزمایشی از درون جامعه آماری با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[2] با اندازه اثر متوسط ۰/۳۰، آلفا ۰/۰۵ و توان ۰/۸۰ ۱۵ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۵ سال مبتلا به صافی کف پای منعطف با میانگین و انحراف‌معیار سن ۰/۰۷±۱/۷۸ سال، قد ۰/۰۷±۱/۷۸ متر و وزن ۸/۲۳±۸۰/۲۸ کیلوگرم به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند. آزمودنی‌ها به روش نمونه‌گیری دردسترس از جامعه آماری براساس معیارهای ورود به مطالعه انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت‌اند از: حداقل ۶ ماه تمرین ورزشی منظم در هفته ۲ جلسه در رشته ورزشی آمادگی جسمانی، صافی کف پای انعطاف‌پذیر، انحراف والگوس بیش از ۸ درجه و عدم ابتلا به آسیب‌های نورولوژیک، آسیب‌های تروماتیک، اختلال بینایی یا هر گونه سابقه آسیب‌های ورزشی.

در پژوهش حاضر نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه نیرو کیستلر[3] مدل A۹۲۸۶ با ابعاد ۶۰×۴۰ (شرکت کیستلر، وینترتور، سوئد) با فرکانس ۲۰۰ هرتز اندازه‌گیری شد. تشخیص اولیه صافی کف پا با استفاده از دستگاه پدوسکوب با دقت اندازه‌گیری ۱ میلی‌متر و محدوده اندازه‌گیری از (۰) تا (۱۱۰) کیلوگرم، ساخت ایران، انجام شد. اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در سطح داخلی پا تا سطح زمین در دو حالت نشسته و ایستاده اندازه‌گیری شد و از شاخص ساختار یا FPI[4] برای اندازه‌گیری کمی ساختار پا استفاده شد. شاخص FPI، روش کلینیکی است که وضعیت قرارگیری پا را از طریق ۶ بخش بصری ارزیابی می‌کند و برای اولین بار آن را ریموند در سال ۲۰۰۸ معرفی کرده است [۳۸]. این شاخص در پژوهش‌های مختلف به‌عنوان یک روش سریع، ساده، با اعتبار و پایایی بالا برای ارزیابی وضعیت پا گزارش شده است [۳۹، ۴۰]. وضعیت قرارگیری استخوان ناوی، انحناهای فوقانی و تحتانی قوزک خارجی، موقعیت پاشنه در صفحه فرونتال، برجستگی اطراف مفصل قاپ ناوی، راستای قوس طولی داخلی پا و نزدیک شدن و دور شدن پنجه پا نسبت به پاشنه پا، ۶ مواردی هستند که با این مقیاس اندازه‌گیری می‌شوند. در صورت تأیید صاف بودن کف پا، برای تشخیص نوع صافی کف پا منعطف یا سخت از افراد خواسته شد که روی پنجه بایستند. اگر قوس در کف پا ایجاد و والگوس در پاشنه از بین می‌رفت، فرد برای مراحل بعدی انتخاب می‌شد.

کفی طبی مورداستفاده از جنس نیمه‌سخت و از ترموپلاستیک پلیپرواتلین (EVA)[5] با روکش پارچه‌ای و اوج ارتفاع بخش داخلی ۲۵ میلی‌متر بود که این کفی باعث حمایت قوس طولی داخلی پا می‌شود و در سمت پاشنه برای حمایت بیشتر پاشنه کمی عمق دارد (تصویر شماره ۱، a). در ادامه، از تکنیک تیپ بسکتویو با نوارهای غیرالاستیک ۱/۵ اینچی به نام یوروتیپ مولر حاوی زینک اکساید استفاده شد (تصویر شماره ۱، b). یک کاردرمان تیپینگ را انجام داد. در روش تیپ بسکتویو، ابتدا دو نوار عرضی در دیستال ساق و قسمت میانی پا، نزدیک به مچ و یک نوار طولی روی سطح داخلی ساق چسبانده شد. سپس نوار رکابی زیر پاشنه کشیده و به سطح خارجی پا چسبانده شد. در آسیب‌دیدگی‌های دارای کشیدگی داخلی در قسمت مچ پا چسباندن نوارهای طولی از قسمت خارجی پا به سمت داخلی ساق می‌باشد [۴۱]. همچنین کفش مورداستفاده[6] برای انجام پژوهش با مواد گیاهی و رویه پارچه‌ای، زیره لاستیکی انعطاف‌پذیر، سیستم کوشن و زیره

2. G*Power
3. Kistler
4. Foot Posture Index (FPI)
5. Ethylene Vinyl Acetate (EVA)
6. Skechers Relaxed fit Breathe Easy

مموری فون قابل‌تنفس ساخته شده و دارای زیره میانی بافت‌دار (۳میلی‌متری)، برای کنترل پرونیشن و جذب ضربه بود (تصویر شماره ۱، C).

پیش از اجرای آزمون، شرکت‌کنندگان به‌مدت ۱۰ دقیقه فعالیت گرم کردن را انجام دادند. بعد از مرحله آماده کردن، هر آزمودنی با سرعت خودانتخابی (سرعت معمول در راه رفتن هر فرد) در آزمایشگاه شروع به راه رفتن کردند. ابتدا فرد برای تطابق با محیط و شرایط اجرای آزمون فعالیت راه رفتن را چند بار بدون روشن بودن دستگاه صفحه نیرو انجام داد. سپس فرد ۳ بار در مسیر موردنظر شروع به راه رفتن کرد که در ادامه از میانگین ۳ تست برای انجام محاسبات استفاده شد. ثبت اطلاعات کینتیکی آزمودنی‌ها شامل نیروهای عکس‌العمل در سه جهت عمودی، قدامی–خلفی و داخلی–خارجی (فرونتال و ساجیتال) در حین راه رفتن انجام شد. برای این منظور آزمودنی‌ها از ۵ پروتکل پیروی کردند. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی پروتکل‌هایی را که در ادامه خواهد آمد، انجام دادند. ضمن اینکه، بعد از آماده‌سازی آزمودنی برای هر پروتکل، بعد از ۱۰ دقیقه قرارگیری در پروتکل، اندازه‌گیری راه رفتن به منظور سازگاری با آن انجام شد؛

پروتکل اول: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با کفش دارای کفی

پروتکل دوم: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با پای برهنه

پروتکل سوم: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با کفش دارای تیپ

پروتکل چهارم: راه فتن در مسیر ۱۰ متری با تیپ

پروتکل پنجم: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با کفش

برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار متلب[7] نسخه 2018a (شرکت متورکس[8]، ماساچوست، آمریکا) استفاده شد. ابتدا مرحله استقرار راه رفتن براساس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در آستانه ۱۰ نیوتن تعیین شد [۴۲]. بعد از بررسی داده‌ها و اطمینان از صحت آن‌ها، داده‌ها با فیلتر پایین گذر باتروث مرتبه ۴ و فرکانس قطع ۳۹ هرتز فیلتر شدند [۴۲]. داده‌ها براساس وزن بدن و همچنین براساس زمان (۶۰ درصد مرحله استقرار چرخه راه رفتن) نرمال‌سازی شدند و متغیرهای منتخب فرکانسی نیروی‌های عکس‌العمل زمین محاسبه شد. براساس مطالعات قبلی [۳۱، ۳۴] متغیرهای فرکانس ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، میانگین فرکانس و پهنای باند فرکانس در این پژوهش در نظر گرفته شدند. فرکانس ۹۹/۵ درصد فرکانسی است که ۹۹/۵ درصد سیگنال را شامل می‌شود و به‌صورت فرمول شماره ۱ محاسبه می‌شود [۴۳]:

1.

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

براساس فرمول شماره ۱، P توان سیگنال است و f_{max} حداکثر فرکانس سیگنال است. میانه فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال (PSD) در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. در فرمول شماره ۲، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و f_{med} برابر با میانه فرکانس سیگنال است [۴۳].

2.

$$\int_0^{fmed} P(f)df = \int_{med}^{fmax} P(f)df$$

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر سیگنال باشد [۴۳].

3.

$$f_{band} = f_{max} - f_{min}\ (when\ P > 0.5 \times P_{max}$$

فرکانس میانگین به‌عنوان مجموع حاصل‌ضرب فرکانس‌ها و توان خود آن‌ها بر توان کل محاسبه شد (فرمول شماره ۳) [۴۴، ۴۵].

به‌منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک[9] و از میانگین و انحراف‌معیار نیز جهت توصیف داده‌ها استفاده شدند. آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و یا آزمون فریدمن برای مقایسه متغیرهای پژوهش در سطح معنی‌داری P≤۰/۰۵ به کار گرفته شدند. آزمون‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ (شرکت IBM، نیویورک، آمریکا) انجام شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد در متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نیروی عمودی (جدول شماره ۱) و قدامی–خلفی (جدول شماره ۲)، بین هیچ‌کدام از وضعیت‌ها اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵)، با در نظر گرفتن این نکته که میانگین فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در جهت نیروی عمودی GRF در وضعیت‌های تیپ و پای برهنه بیشترین مقدار را نشان داد و در وضعیت‌های راه رفتن با کفش، کفش با تیپ و کفش با کفی کاهش معنی‌داری در میزان فرکانس مشاهده شد (P<۰/۰۵)، در جهت قدامی–

7. MATLAB
8. MathWorks
9. Shapiro-Wilk Test

جدول ۱. مقایسه وضعیت‌های مختلف راه رفتن کفش با کفی، برهنه، کفش، تیپ و کفش با تیپ بر متغیرهای فرکانسی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین

متغیر	وضعیت	میانگین±انحراف‌معیار	آماره	P
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۹/۹۴±۱/۶۳	۶/۷۳[a]	۰/۱۵
	برهنه	۱۰/۲۳±۱/۲۳		
	کفش	۹/۹۵±۱/۵۱		
	تیپ	۱۰/۶۶±۲/۴۳		
	کفش با تیپ	۹/۷۰±۱/۴۵		
میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۱/۱۸±۰/۳۳[¥]	۱۴/۲۰[a]	۰/۰۰۰*
	برهنه	۱/۰۶±۰/۳۱[δ]		
	کفش	۱/۰۶±۰/۳۳[δ۷]		
	تیپ	۱/۲۹±۰/۳۳[δ£۷]		
	کفش با تیپ	۱/۲۶±۰/۳۲ [δ]		
پهنای باند فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۰/۹۷±۰/۰۰ [¥#]	۱۲/۳۳[b]	۰/۰۰۰*
	برهنه	۰/۹۸±۰/۰۰ [‡λ#]		
	کفش	۰/۹۷±۰/۰۰[‡]		
	تیپ	۰/۹۸±۰/۰۰[£¥]		
	کفش با تیپ	۰/۹۷±۰/۰۰[£λ]		
میانگین فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۰/۷۵±۰/۰۴ [¥#]	۱۵/۲۱[b]	۰/۰۰۰*
	برهنه	۰/۶۶±۰/۰۴ [‡λ#]		
	کفش	۰/۷۵±۰/۰۶ [۷‡]		
	تیپ	۰/۶۷±۰/۰۶ [¥£۷]		
	کفش با تیپ	۰/۷۴±۰/۰۵ [λ£]		

طب‌توانبخشی

* P<۰/۰۵، # اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی–راه رفتن با پای برهنه، ψ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی–راه رفتن با کفش و تیپ،
¥ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی–راه رفتن با تیپ، Π اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی–راه رفتن با کفش، λ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه–راه رفتن با کفش و تیپ،
δ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه–راه رفتن با تیپ، ‡ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه–راه رفتن با کفش،
£ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش و تیپ–راه رفتن با تیپ، δ اختلاف معنی‌دار با کفش و تیپ–راه رفتن با کفش، ۷ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با تیپ–راه رفتن با کفش،
[a] آماره X^2 مربوط به آزمون فریدمن، [b] آماره F مربوط به آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر.

خلفی و داخلی–خارجی وضعیت‌های پای برهنه و تیپ دارای مقادیر کمتری بودند (جداول شماره ۲، ۳) و سایر وضعیت‌ها (کفش با کفی، کفش و کفش با تیپ) افزایش معنی‌داری نشان دادند (P<۰/۰۵). به‌طور خاص، در جهت داخلی–خارجی از بین وضعیت‌های مرتبط با کفش، کفش با کفی و در جهت داخلی–خارجی وضعیت کفش بعد از وضعیت پای برهنه و تیپ، کمترین میزان فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد را نشان دادند.

در متغیر میانه فرکانس در جهت نیروی عمودی GRF (جدول شماره ۱)، وضعیت‌های تیپ و کفش با تیپ بیشترین مقادیر فرکانسی را داشتند، درحالی‌که وضعیت‌های پای برهنه و کفش کمترین مقادیر را داشتند. بین وضعیت‌های پای برهنه و تیپ، کفش و تیپ، کفش و کفش با تیپ تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (P<۰/۰۵). همچنین، بین کفش با کفی و تیپ نیز تفاوت معنی‌داری دیده شد (P<۰/۰۵). در جهت قدامی–خلفی GRF (جدول شماره ۲)، وضعیت‌های کفش همراه با کفی، کفش با تیپ و کفش مقادیر فرکانسی پایین‌تری داشتند و این کاهش نسبت به دو وضعیت برهنه و تیپ معنی‌دار بود (P<۰/۰۵). در میانه فرکانس در جهت داخلی–خارجی GRF حین راه رفتن در وضعیت‌های پای برهنه و تیپ پایین‌ترین مقادیر مشاهده شد (جدول شماره ۳). ضمن اینکه حین راه رفتن بین وضعیت‌های

جدول ۲. مقایسه وضعیت‌های مختلف راه‌رفتن کفش با کفی، برهنه، کفش، تیپ و کفش با تیپ بر متغیرهای فرکانسی نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین

متغیر	وضعیت	میانگین±انحراف‌معیار	آماره	P
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۱۱/۱۱±۱/۹۰	۰/۳۵[b]	۰/۸۴
	برهنه	۱۱/۱۳±۱/۵۹		
	کفش	۱۱/۵۸±۱/۸۷		
	تیپ	۱۱/۱۰±۲/۰۱		
	کفش با تیپ	۱۱/۴۵±۱/۹۵		
میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۳/۵۶±۰/۰۸ ¥#	۲۱/۶۸[b]	۰/۰۰*
	برهنه	۳/۶۳±۰/۱۰ ‡λ#		
	کفش	۳/۵۵±۰/۱۰‡γ		
	تیپ	۳/۶۴±۰/۰۷£¥γ		
	کفش با تیپ	۳/۵۵±۰/۰۸£γλ‡		
پهنای باند فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۰/۹۵۳±۰/۰۰۳ Π	۳/۲۵[b]	۰/۰۲
	برهنه	۰/۹۵۳±۰/۰۰۳‡		
	کفش	۰/۹۵۲±۰/۰۰۲ Π‡γ		
	تیپ	۰/۹۵۴±۰/۰۰۳ γ		
	کفش با تیپ	۰/۹۵۲±۰/۰۰۲		
میانگین فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۴/۱۳±۰/۱۵	۴/۸۰[a]	۰/۳۰
	برهنه	۴/۱۳±۰/۱۵		
	کفش	۴/۱۸±۰/۱۴		
	تیپ	۴/۱۲±۰/۱۴		
	کفش با تیپ	۴/۱۵±۰/۱۳		

طب‌توانبخشی

اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با پای برهنه، ψ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش و تیپ،
¥ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با تیپ، Π اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش،
λ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه-راه رفتن با کفش و تیپ، δ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه-راه رفتن با تیپ،
‡ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش، £ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش و تیپ-راه رفتن با تیپ،
δ اختلاف معنی‌دار با کفش و تیپ-راه رفتن با کفش، γ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با تیپ-راه رفتن با کفش،
[a] آماره χ^2 مربوط به آزمون فریدمن، [b] آماره F مربوط به آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر.

کفش با کفی و کفش با تیپ با دو وضعیت پای برهنه و تیپ اختلاف معنی‌داری مشاهده می‌شود (P<۰/۰۵). قابل‌توجه است که باتوجه‌به پایین بودن مقادیر میانه فرکانس راه رفتن با وضعیت کفش، بین این وضعیت و پای برهنه و تیپ اختلاف معنی‌داری وجود نداشت (P≥۰/۰۵).

در متغیر پهنای باند فرکانس تقریباً در سه جهت نیرو، وضعیت کفی با کفش، کفش و کفش با تیپ نسبت به وضعیت پای برهنه و تیپ، مقادیر فرکانسی کمتری داشتند. در جهت نیروی عمودی و داخلی-خارجی GRF بین این وضعیت‌ها و وضعیت‌های پای برهنه و تیپ تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (P>۰/۰۵). در جهت قدامی-خلفی بین وضعیت‌ها مانند دو جهت دیگر تفاوت نبود و تنها بین وضعیت کفش و با وضعیت‌های تیپ، پای برهنه و کفش با کفی اختلاف معنی‌داری دیده شد (P<۰/۰۵). در متغیر میانگین فرکانس در جهت عمودی و داخلی-خارجی مشابه پهنای باند فرکانس، وضعیت‌های پای برهنه و تیپ مقادیر کمتری داشتند، اما در جهت قدامی-خلفی اختلاف معنی‌داری دیده نشد

جدول ۳. مقایسه وضعیت‌های مختلف راه رفتن کفش با کفی، برهنه، کفش، تیپ و کفش با تیپ بر متغیرهای فرکانسی نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین

متغیر	وضعیت	میانگین±انحراف‌معیار	آماره	P*
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۱۲/۶۵±۲/۷۹ ¥#	۱۲/۰۳ b	۰/۰۰
	برهنه	۹/۸۵±۲/۱۷ ‡λ#		
	کفش	۱۱/۸۴±۲/۸۶ ‡γ		
	تیپ	۹/۷۸±۲/۱۰ £¥γ		
	کفش با تیپ	۱۲/۵۶±۲/۹۸ £λ		
میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۲/۷۰±۱/۳۵ Π¥#	۲۵/۳۳ a	۰/۰۰
	برهنه	۱/۶۵±۰/۵۹ #λ		
	کفش	۱/۹۲±۰/۹۷ Π		
	تیپ	۱/۷۷±۰/۷۸ £¥		
	کفش با تیپ	۲/۷۷±۱/۰۸ £λ		
پهنای باند فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۰/۹۲±۰/۰۲ Π¥#	۱۳/۶۴ b	۰/۰۰
	برهنه	۰/۹۴±۰/۰۱ ‡λ#		
	کفش	۰/۹۳±۰/۰۲ Π‡δγ		
	تیپ	۰/۹۴±۰/۰۲ £¥γ		
	کفش با تیپ	۰/۹۳±۰/۰۲ λ£δ		
میانگین فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین (هرتز)	کفش با کفی	۴/۲۶±۱/۷۸ Π¥#	۱۰/۷۸ b	۰/۰۰
	برهنه	۲/۶۴±۱/۰۴ ‡λ#		
	کفش	۳/۲۸±۱/۵۱ Π‡δ		
	تیپ	۲/۷۸±۱/۱۳ £¥		
	کفش با تیپ	۳/۶۹±۱/۳۴ λ£δ		

طب‌توانبخشی

اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با پای برهنه، Ψ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با کفش و تیپ،
¥ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با تیپ، Π اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش همراه کفی-راه رفتن با کفش،
λ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه-راه رفتن با کفش و تیپ، δ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه-راه رفتن با تیپ،
‡ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با پای برهنه-راه رفتن با کفش، £ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با کفش و تیپ-راه رفتن با تیپ،
δ اختلاف معنی‌دار با کفش و تیپ-راه رفتن با کفش، γ اختلاف معنی‌دار راه رفتن با تیپ-راه رفتن با کفش،
a آماره χ^2 مربوط به آزمون فریدمن، b آماره F مربوط به آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر.

(P>۰/۰۵). برخلاف متغیر پهنای باند فرکانس در متغیر میانگین فرکانس، مقادیر عددی در وضعیت‌های پای برهنه و تیپ نسبت به سه وضعیت دیگر کمتر بود.

بحث

هدف مطالعه حاضر، مقایسه اثر استفاده از کفی طبی، کفش، تیپینگ بر محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به صافی کف پا بود. نتایج در متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نشان داد که تنها در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نتایج معنی‌داری دیده شد، به‌طوری‌که در جهت قدامی-خلفی وضعیت تیپ و کفش با کفی برتر از وضعیت‌های دیگر بودند و در جهت داخلی-خارجی نیز وضعیت کفش عملکرد بهتری را نشان داد. ازآنجایی‌که مؤلفه‌های فرکانسی بازتابی از عملکرد سیستم عصبی است، بنابراین نشان داده شده است فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد معیار لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت در بیماران و افراد با کاهش توانایی مانند

ناهنجاری‌ها و ناتوانی‌های حرکتی می‌باشد که افزایش مقدار آن بیانگر افزایش بی‌ثباتی است [۴۶-۴۸]. اگرچه تحقیقاتی در افراد مبتلا به ناهنجاری صافی کف پا محدود است، اما نتایج تحقیقات در موارد دیگر حاکی از این است که تمرینات و مداخلات می‌تواند به کاهش مؤلفه فرکانس ۹۹/۵ درصد در افراد مبتلا به زانوی ضربدری منجر شود [۴۹]، همچنین در فعالیت تغییر جهت نیز محتوای فرکانسی کمتری دیده شد [۵۰].

واردمن و همکاران اظهار کردند که محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان معیار لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت تلقی می‌شود، به‌طوری‌که افزایش محتوای فرکانسی بالاتر به لرزش و بی‌ثباتی بیشتر منجر می‌شود [۵۱]. به نظر می‌رسد علی‌رغم اینکه هدف پژوهش حاضر با تحقیقات ذکرشده متفاوت است، ازنظر تأثیر بر محتوای فرکانسی یافته‌های پژوهش با آن‌ها همسو است. در مطالعه‌ای نیز اثر دو نوع کفی بافت‌دار و بدون کفی بر محتوای فرکانسی GRF راه رفتن سالمندان بررسی شد [۲۴] که تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. آن‌ها اظهار کردند که کفی احتمالاً تأثیری بر میزان پایداری ندارد و احتمالاً بر میزان تنش عضله اثرگذار نیستند. به نظر می‌رسد علت اصلی تفاوت در آزمودنی‌ها تحقیق حاضر باشد، ضمن اینکه کفی‌ها در این مطالعه مانند پژوهش حاضر باعث کاهش محتوای فرکانسی شده‌اند اما این کاهش به میزانی نبوده است که به تفاوت معنی‌دار منجر شود. همچنین به نظر می‌رسد کفش همراه با کفی این قابلیت را دارد که علاوه‌بر جذب شوک [۵۲]، احتمالاً میزان پرونیشن پا را در مرحله به جلو راندنِ راه رفتن به خاطر قابلیت کفی کنترل کند، درحالی‌که تیپ همراه با کفش این قابلیت را براساس نتایج نشان نداده است. این نتایج در جهت عمود نیز دیده شد، اما مقادیر میانگین، قدرت ایجاد اختلاف معنی‌دار را نداشتند. باوجوداین، مقادیر میانگین همسو با یافته‌های دو صفحه فرونتال و ساجیتال بود. بنابراین، این یافته‌ها احتمالاً به عملکرد عضلانی و کنترل حرکتی بهتر منجر می‌شود. نتایج تحقیقات درزمینه تعادل می‌تواند به درک یافته‌های این مؤلفه کمک کند [۴۶]، زیرا تحقیقات مرتبط با کنترل و پایداری به‌نوعی بیانگر تأثیر پروتکل‌های پژوهش حاضر در مؤلفه‌های فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد است.

نتایج در بخش میانه فرکانس نشان داد در جهت نیروی عمودی GRF وضعیت‌های پای برهنه و کفش کمترین مقادیر فرکانسی را داشتند و با وضعیت‌های تیپ، کفش با تیپ تفاوت چشمگیری را نشان دادند. در جهت قدامی-خلفی GRF راه رفتن با وضعیت کفش با کفی، کفش با تیپ و کفش مقادیر فرکانسی پایین‌تری را نشان داد، به‌طوری‌که نتایج اختلاف معنی‌داری بین این سه وضعیت با وضعیت‌های برهنه و تیپ نشان داد. در جهت داخلی-خارجی GRF حین راه رفتن در وضعیت‌های پای برهنه و تیپ کمترین محتوای فرکانسی دیده شد و با وضعیت‌های دیگر تفاوت چشمگیری دیده شد، البته باتوجه‌به پایین بودن مقادیر میانه فرکانس راه رفتن با وضعیت کفش، بین این وضعیت و پای برهنه و تیپ اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. لازم است ابتدا بیان شود که میانه فرکانس با مؤلفه‌های نوسانی سیستم نوروماسکولار هنگامی که بدن با زمین تعامل دارد، مرتبط است [۴۶] که درواقع بیانی دیگر از عملکرد سیستم نوروماسکولار است و پیش‌بینی می‌شود مقادیر پایین آن در وضعیت مقایسه‌ای به معنای عملکرد بهتر ازمنظر محتوای فرکانسی باشد، اگرچه علاوه‌بر تحقیقات قبلی که در بخش مؤلفه فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد بیان شد، تحقیقاتی دیگر نیز در این زمینه وجود دارد.

به‌عنوان‌مثال روآنو و همکاران به بررسی دو نوع کفی پیش‌ساخته و سفارشی (مموری فوم) پرداختند و نتایج آن‌ها حاکی از تفاوت در این کفی‌ها در عملکرد دویدن براساس متغیرهای GRF بود [۵۳]. براساس متغیرهای حوزه زمان GRF، پژوهشی دیگر نشان داد کفی کامپوزیتی (اتیل وینیل استات با روکش پرون) در مقایسه با کفی متداول (اتیل وینیل استات) به تغییر نیروی عکس‌العمل زمین منجر می‌شود [۵۴]. این تحقیقات در حوزه زمان است اما نتایج آن بیانگر این است که نمی‌توان مقادیر آن را به حوزه فرکانس نسبت داد، بنابراین براساس تحقیقات انجام‌شده در حوزه فرکانس می‌توان اظهار کرد، براساس متغیر میانه فرکانس، وضعیت کفش عملکرد بهتری ازلحاظ کاهش محتوای فرکانسی داشته است و نتایج پوشش تیپ مانند متغیر فرکانس ۹۹/۵ درصد نبوده است. به نظر می‌رسد دلایل ایجاد تفاوت در سطح این متغیر علاوه‌بر ویژگی‌های کفش پژوهش حاضر، سطح عملکرد آزمودنی‌ها نیز باشد، زیرا آن‌ها ورزشکار بودند و این توانایی در عملکرد سیستم نوروماسکولار اثرگذار است، کما اینکه در پژوهش‌هایی تفاوتی براساس محتوای فرکانسی دیده نشد [۵۲].

نتایج در حوزه پهنای باند فرکانس در جهت نیروی عمودی و داخلی-خارجی GRF تفاوت معنی‌داری وضعیت‌های کفی با کفش، کفش و کفش با تیپ با دو وضعیت پای برهنه و تیپ نشان داد اما در جهت قدامی-خلفی تنها بین وضعیت کفش و با وضعیت‌های تیپ، پای برهنه تفاوت دیده شد، به‌طوری‌که وضعیت‌های مختلف کفش مقادیر میانگین کمتری داشتند. نتایج در متغیر میانگین فرکانس در جهت عمودی و داخلی-خارجی مانند پهنای باند فرکانس بود اما در جهت قدامی-خلفی تفاوت دیده نشد. با در نظر گرفتن این نکته که برخلاف متغیر پهنای باند فرکانس در متغیر میانگین فرکانس، مقادیر عددی در وضعیت‌های پای برهنه و تیپ نسبت به سه وضعیت دیگر کمتر بود. مطالعات نشان داده‌اند تجزیه‌وتحلیل فرکانس حرکت، محدوده فرکانس‌های مرتبط با تمام مؤلفه‌های سیستم عصبی‌حرکتی، استخوان‌ها، عضلات‌ها، اعصاب، بافت همبند را تعیین می‌کند، زیرا این ساختارها برای تولید حرکت تعامل دارند. کاهش پهنای

باند فرکانس‌های حرکتی نشان‌دهنده پدیده‌های نوسانی محدود در یک یا چند مورد از این ساختارها است [۴۶]. بنابراین، کاهش مقادیر عددی بیانگر عملکرد بهتر سیستم نوروماسکولار است.

براساس مقالات پیش‌گفت، به نظر می‌رسد وضعیت‌های کفش، کفش همراه با کفی و کفش همراه با تیپ به عملکرد بهتر سیستم نوروماسکولار ازمنظر متغیرهای پهنای باند فرکانس و میانگین فرکانس منجر شده است. این امر احتمالاً بیشتر به مشخصات کفش وابسته است، زیرا در بین وضعیت‌های مختلف پوشش کفش، وضعیت کفش به‌تنهایی عملکرد بهتری در کاهش محتوای فرکانس نشان داده است، همچنین، همان‌طورکه قبلاً ذکر شد، توانایی حرکتی آزمودنی‌ها از دلایل مهم درحصول نتایج پژوهش حاضر است، زیرا محتوای فرکانسی پاسخی از عملکرد سیستم‌های عصبی‌عضلانی براساس دریافت‌های سیستم‌های حسی و مکانیکی است و ورزشکاران وضعیت بهتری در عملکرد سیستم نوروماسکولار دارند.

نتایج نهایی دررابطه‌با تیپ نشان می‌دهد تیپ در کاهش فرکانس براساس متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد و متغیر میانگین فرکانس قابل‌توجه است، اما باید بیان کرد که وضعیت تیپ به‌تنهایی نمی‌تواند به‌عنوان پوشش استفاده شود و همراه با کفش اهمیت دارد که به‌طور کلی در مقایسه با وضعیت‌های دیگر (کفش، کفش با کفی و کف با تیپ) تیپ عملکرد ضعیف‌تری نشان داده است. همچنین براساس منابع، متغیر میانگین فرکانس، تحت تأثیر تمام مؤلفه‌ها بوده و به همین دلیل تغییرات کمتری را نسبت به سایر متغیرها نشان می‌دهد [۴۵]. باوجود اینکه عملکرد تیپ در برخی از متغیرها قابل‌توجه است، اما تحقیقات مختلف نیز اشاره کرده‌اند که اثرات تیپ موقتی بوده و حتی در مواردی که بر کنترل ارتفاع استخوان ناوی تأکید شده [۵۵]، معتقد است اثرات آن به مرور زمان کاهش می‌یابد [۵۵، ۵۶].

نتایج تحقیق نشان می‌دهد نیروی عکس‌العمل زمین بیشتر از آنکه تحت تأثیر قدرت عضلات باشد، به کنترل عصبی‌عضلانی وابسته است [۵۷]، این موضوع در پژوهش حاضر موردتوجه قرار گرفت که اندازه‌گیری‌ها بعد از ۱۰ دقیقه سازگاری اولیه با شرایط هر پروتکل انجام شد، زیرا نشان داده شد زمان در تأثیر پروتکل‌ها بر عملکرد عصبی‌عضلانی افراد تأثیر می‌گذارد [۳۷]، که احتمالاً یکی از دلایل اختلاف با سایر پژوهش‌ها نیز باشد [۲۴]. همچنین سطح عملکرد آزمودنی‌ها ازجمله موارد قابل‌توجه در پژوهش حاضر بود. علاوه‌براین کاهش محتوای فرکانسی در جهت‌های مختلف دیده شد که بیشترین کاهش در جهت داخلی خارجی بود و این موضوع نشان‌دهنده علکرد مطلوب این پوشش در کنترل پرونیشن، دامنه حرکتی و جذب شوک بود.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد در مجموع، پوشش کفش نسبت به سایر وضعیت‌ها، از منظر محتوای فرکانسی کاهش بیشتری را نشان داده است. علاوه‌براین باتوجه‌به اهمیت صفحه داخلی-خارجی در عملکرد پا این افراد، تمام متغیرها در جهت داخلی-خارجی عملکرد مطلوب پوشش کفش را تأیید می‌کنند. به نظر می‌رسد استفاده از پوشش کفش با مشخصات بررسی‌شده در این پژوهش می‌تواند به‌عنوان یک رویکرد مؤثر در بهبود عملکرد حرکتی و ورزشی توصیه شود.

ازجمله محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به عدم بررسی متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات به‌صورت هم‌زمان با سایر مؤلفه‌های موردبررسی در این پژوهش اشاره کرد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده این متغیرها بر روی افراد غیرورزشکار و همچنین هر دو جنس، افراد سالم و آسیب‌دیده بررسی شوند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در این بررسی افراد به‌صورت آگاهانه در این تحقیق شرکت کرده بودند. پس از آشنایی افراد با مراحل آزمون و امضای فرم رضایت‌نامه روند تحقیق و نقش آزمودنی‌ها به‌طور شفاف توضیح داده شد. همچنین افراد در صورت عدم تمایل می‌توانستند در هر مرحله از تحقیق از ادامه انصراف دهند. شرایط اخلاقی در کمیته اخلاق (IR-KHU.KRC.1000.232) تأیید شده است.

حامی مالی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکترای تخصصی محمدرضا جهانی در رشته بیومکانیک ورزشی در گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران مرکزی است و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

ایده، بررسی و تحلیل داده‌ها و تدوین و ویرایش مقاله: محمدرضا جهانی و حیدر صادقی؛ نهایی‌سازی: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از همه افراد به‌ویژه ورزشکارانی که در این تحقیق شرکت کردند، تقدیر و تشکر می‌شود.

References

[1] Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. Edinburgh: Elsevier Health Sciences; 2013. [Link]

[2] D'AoÛt K, Pataky TC, De Clercq D, Aerts P. The effects of habitual footwear use: Foot shape and function in native barefoot walkers. Footwear Science. 2009; 1(2):81-94. [DOI:10.1080/19424280903386411]

[3] 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. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2004; 34(4):201-9. [DOI:10.2519/jospt.2004.34.4.201] [PMID]

[4] Aenumulapalli A, Kulkarni MM, Gandotra AR. Prevalence of flexible flat foot in adults: A cross-sectional study. Journal of Clinical and Diagnostic Research. 2017; 11(6):AC17-20. [DOI:10.7860/JCDR/2017/26566.10059] [PMID]

[5] Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, La Fontaine J. Characteristics of adult flatfoot in the United States. The Journal of Foot and Ankle Surgery. 2010; 49(4):363-8. [DOI:10.1053/j.jfas.2010.04.001] [PMID]

[6] Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Franettovich Smith MM, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: A systematic review and meta-analysis. Journal of Foot and Ankle Research. 2014; 7(1):55. [DOI:10.1186/s13047-014-0055-4] [PMID]

[7] Williams DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of Applied Biomechanics. 2001; 17(2):153-63. [DOI:10.1123/jab.17.2.153]

[8] Pauk J, Ezerskiy V. The effect of foot orthotics on arch height: Prediction of arch height correction in flat-foot children. Biocybernetics and Biomedical Engineering. 2011; 31(1):51-62. [DOI:10.1016/S0208-5216(11)70005-5]

[9] Pauk J, Griškevičius J. Ground reaction force and support moment in typical and flat-feet children. Mechanics. 2011; 17(1):93-6. [DOI:10.5755/j01.mech.17.1.209]

[10] Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. Clinical Biomechanics. 1999; 14(7):484-93. [DOI:10.1016/S0268-0033(98)90099-7] [PMID]

[11] Song J, Park S, Lee M. The comparison of the difference in foot pressure, ground reaction force, and balance ability according to the foot arch height in young adults. Annals of Applied Sport Science. 2021; 9(2):1-9. [DOI:10.52547/aassjournal.929]

[12] Boozari S, Jamshidi AA, Sanjari MA, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground-reaction force in individuals with flat feet. Journal of Sport Rehabilitation. 2013; 22(3):177-83. [DOI:10.1123/jsr.22.3.177] [PMID]

[13] Prachgosin T, Chong DY, Leelasamran WI, Smithmaitrie P, Chatpun SU. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2015; 17(4):121-30. [Link]

[14] Ghazaleh L, Hoseini Y, Masoomi F, Taghi Karimi M. Ground reaction force analysis in flexible and rigid flatfoot subjects. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2024; 39:441-6. [DOI:10.1016/j.jbmt.2024.02.020] [PMID]

[15] Jahani MR, Jalalvand A, Soltani N, Kaki K. [Comparison of ground reaction forces and the amount of load introduced during crossover landing in people with flat foot and healthy individuals (Persian)]. Journal of Health Promotion Management. 2020; 9(4):33-44. [Link]

[16] Aguilar MB, Abián-Vicén J, Halstead J, Gijon-Nogueron G. Effectiveness of neuromuscular taping on pronated foot posture and walking plantar pressures in amateur runners. Journal of Science and Medicine in Sport. 2016; 19(4):348-53. [DOI:10.1016/j.jsams.2015.04.004] [PMID]

[17] Hohmann E, Reaburn P, Tetsworth K, Imhoff A. Plantar pressures during long distance running: An investigation of 10 marathon runners. Journal of Sports Science and Medicine. 2016; 15(2):254-62. [PMID]

[18] Pinto RZ, Souza TR, Maher CG. External devices (including orthotics) to control excessive foot pronation. British Journal of Sports Medicine. 2012; 46(2):110-1. [DOI:10.1136/bjsports-2011-090804] [PMID]

[19] Sadeghi H, Mohseni Zonouzi F, Peeri M. [Effects of foot sole on ground reaction forces during walking in male athletes with flexible flat foot (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(2):220-33. [DOI:10.22037/jrm.2020.113736.2426]

[20] Jafarnezhadgero AA, Farahpour N, Damavandi M. [The immediate effects of arch support insole on ground reaction forces during walking (Persian)]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2015; 11(3):172-81. [DOI:10.22122/jrrs.v11i3.2297]

[21] Hurd WJ, Kavros SJ, Kaufman KR. Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. Clinical Journal of Sport Medicine. 2010; 20(6):428-35. [DOI:10.1097/JSM.0b013e3181fb539f] [PMID]

[22] Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. Clinical Biomechanics. 2008; 23(10):1287-93. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2008.07.008] [PMID]

[23] Dehghani M, Jaafarnejad A, Abdollahpour Darvishani M. [Effect of texture insole on the frequency spectrum of ground reaction forces in children with autism spectrum disorder during walking (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(3):102-11. [DOI:10.22037/jrm.2019.112637.2228]

[24] Malekabadi AM, Jafarnezhadgero A. [The acute effect of using of texture foot orthoses on ground reaction forces in older adults during walking (Persian)]. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences. 2021; 42(6):756-63. [DOI:10.34172/mj.2021.017]

[25] Kim SS, Chung JY. Immediate effects of low-dye taping on the ankle motion and ground reaction forces in the pronated rear-foot during gait. Physical Therapy Korea. 2016; 23(1):72-9. [DOI:10.12674/ptk.2016.23.1.072]

[26] Djun MH, Tan JC. The effect of taping on foot structure, functional foot stability and running gait patterns of the foot. Journal of Sports Sciences. 2015; 3(2015):11-21. [DOI:10.17265/2332-7839/2015.01.002]

[27] Ke J, Ma S, Dong H, Li J, Zhang H, Liu C, et al. Changes in plantar pressure of subjects with different foot positions during walking and jogging after Kinesio taping. Chinese Journal of Tissue Engineering Research. 2024; 28(18):2800. [Link]

[28] Franettovich MM, Murley GS, David BS, Bird AR. A comparison of augmented low-dye taping and ankle bracing on lower limb muscle activity during walking in adults with flat-arched foot posture. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012; 15(1):8-13. [DOI:10.1016/j.jsams.2011.05.009] [PMID]

[29] Van Lunen B, Cortes N, Andrus T, Walker M, Pasquale M, Onate J. Immediate effects of a heel-pain orthosis and an augmented low-dye taping on plantar pressures and pain in subjects with plantar fasciitis. Clinical Journal of Sport Medicine. 2011; 21(6):474-9. [DOI:10.1097/JSM.0b013e3182340199] [PMID]

[30] Habibi Tirtashi F, Eslami M. [Immediate effects of shoe insoles on the frequency components of ground reaction force during the stance phase of running (Persian)]. Journal of Research in Rehabilitation Sciencesi. 2014; 10(3):359-71. [DOI:10.22122/jrrs.v10i3.1418]

[31] Stergiou N. Innovative analyses of human movement. Champaign: Human Kinetics; 2004. [Link]

[32] Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. Gait & Posture. 2017; 56:54-59. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.04.037] [PMID]

[33] Barghamadi M, Darvishani MA. Frequency domain analysis of ground reaction forces in deaf and blind people during walking. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences. 2021; 43(4):346-58. [DOI:10.34172/mj.2021.061]

[34] Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics. 2002; 17(8):615-7. [DOI:10.1016/S0268-0033(02)00072-4] [PMID]

[35] Banwell HA, Thewlis D, Mackintosh S. Adults with flexible pes planus and the approach to the prescription of customised foot orthoses in clinical practice: A clinical records audit. Foot. 2015; 25(2):101-9. [DOI:10.1016/j.foot.2015.03.005] [PMID]

[36] Naderi A, Bagheri S. [A review of the therapeutic and protective effects of kinesio taping and foot orthosis in patients with medial tibial stress syndrome (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(1):2-17. [DOI:10.32598/SJRM.12.1.13]

[37] Tang M, Wang L, You Y, Li J, Hu X. Effects of taping techniques on arch deformation in adults with pes planus: A meta-analysis. Plos One. 2021; 16(7):e0253567. [DOI:10.1371/journal.pone.0253567] [PMID]

[38] Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index.Journal of Foot and Ankle Research. 2008; 1(1):6. [DOI:10.1186/1757-1146-1-6] [PMID]

[39] Morrison SC, Ferrari J. Inter-rater reliability of the foot posture index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. Journal of Foot and Ankle Research. 2009; 2:26. [DOI:10.1186/1757-1146-2-26] [PMID]

[40] Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2003; 93(3):203-13. [DOI:10.7547/87507315-93-3-203] [PMID]

[41] Engebretsen L, Bahr R. Why is injury prevention in sports important. In: Bahr R, Engebretsen L, editors. Sports injury prevention. Oxford: Blackwell Publishing; 2009. [Link]

[42] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken: John Wiley & Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]

[43] Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. Journal of Advanced Sport Technology. 2019; 3(1):8-21. [Link]

[44] Finsterer J. EMG-interference pattern analysis. J Electromyogr Kinesiol. 2001; 11(4):231-46. [DOI:10.1016/S1050-6411(01)00006-2] [PMID]

[45] Payton CJ, Burden A. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: The British association of sport and exercise sciences guide. Milton Park: Routledge; 2017. [Link]

[46] 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. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004] [PMID]

[47] Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. Journal of Biomechanics. 1997; 30(8):851-5. [DOI:10.1016/S0021-9290(97)00043-2] [PMID]

[48] Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. Spine. 1996; 21(19):2235-42. [DOI:10.1097/00007632-199610010-00011] [PMID]

[49] Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A, Fatollahi A. [Investigating the effect of 8 weeks of corrective exercise with an elastic band on the frequency spectrum of ground reaction forces in young boys with genu valgum during running: A randomized clinical trial study (Persian)]. Studies in Medical Sciences. 2021; 31(11):881-93. [Link]

[50] Sahebi F, Eslami M, Shirzad E. [Comparison of rate of loading and frequency contents of impact force between dominant and non-dominant leg during anticipated and unanticipated sidestep cutting tasks (Persian)]. Studies in Sport Medicine. 2017; 9(21):131-48. [DOI:10.22089/smj.2017.3665.1208]

[51] 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. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021] [PMID]

[52] Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009; 12(6):679-84. [DOI:10.1016/j.jsams.2008.05.001] [PMID]

[53] Ruano C, Powell D, Chalambaga ET, Renshaw D. The effects of tempur insoles on ground reaction forces and loading rates in running. International Journal of Exercise Science. 2009; 2(3):186-90. [DOI:10.70252/WHYL3237] [PMID]

[54] Khanmohammad F, Ghasemi MS, Jafari H, Hajiaghaie B, Sanjari MA. The effect of poron layered insole on ground reaction force in comparison with common insole on subjects with flexible flat foot. Moderate Rehabilitation. 2012; 5(4):55-63. [Link]

[55] Newell T, Simon J, Docherty CL. Arch-taping techniques for altering navicular height and plantar pressures during activity. Journal of Athletic Training. 2015; 50(8):825-32. [DOI:10.4085/1062-6050-50.5.05] [PMID]

[56] Ator R, Gunn K, McPoil TG, Knecht HG. The effect of adhesive strapping on medial longitudinal arch support before and after exercise. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1991; 14(1):18-23. [DOI:10.2519/jospt.1991.14.1.18] [PMID]

[57] Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. Clinical Biomechanics. 2009; 24(10):850-4. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.07.016] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank