

Research Paper



## Comparison of the Ground Reaction Force Frequency Spectrum during Walking with and without Anti-Pronation Insoles in Individuals with Pronated Feet

Ebrahim Piri<sup>1</sup>, \*AmirAli Jafarnezhadgero<sup>1</sup>, Anders Stålmán<sup>2</sup>, Saeid Alihosseini<sup>3</sup>, Yaghoub Panahighaffarkandi<sup>3</sup>

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

2. Department of Molecular Medicine and Surgery, Karolinska Institutet, Solna, Sweden.

3. Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Use your device to scan and  
read the article online



**Citation:** Piri E, Jafarnezhadgero AA, Stålmán A, Alihosseini S, Panahighaffarkandi Y. Comparison of the Ground Reaction Force Frequency Spectrum during Walking with and without Anti-Pronation Insoles in Individuals with Pronated Feet. (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):20-33.  
<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.20>

<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.20>



### Article Info:

**Received:** 2 March 2025

**Accepted:** 4 April 2025

**Available Online:** 4 April 2025

### Keywords:

Anti-pronation insole,  
Walking, Ground reaction  
force

## ABSTRACT

**Objective** Foot pronation is a common lower limb deformity that can affect human movement mechanics. Therefore, the aim of this study was to compare the frequency spectrum of ground reaction forces (GRFs) during walking with and without the use of an anti-pronation insole in individuals with pronated feet.

**Methods** Twenty men with pronated feet (mean age:  $21.12 \pm 1.47$  years; mean weight:  $71.52 \pm 5.18$  kg; mean height:  $178.15 \pm 4.18$  cm) voluntarily participated in this study. A foot scan system was used to measure the frequency spectrum of GRFs during walking, both with and without the anti-pronation insole. A paired t-test was conducted for statistical analysis.

**Results** The results showed that the frequency at 99.5% power in the vertical component of the GRFs was significantly higher when using the insole compared to without it ( $p = 0.047$ ,  $d = 0.85$ ). Additionally, the frequency at 99.5% power was significantly higher with the insole in the big toe ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.30$ ) and in toes 2 to 5 ( $p = 0.001$ ,  $d = 0.29$ ). Moreover, the frequency at 99.5% power in the vertical component of the first to fourth metatarsal regions was also significantly higher ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion** The use of orthopedic insoles in individuals with pronated feet alters the biomechanical characteristics of gait and appears to enhance the distribution of vertical forces and the engagement of various foot structures.

### \* Corresponding Author:

AmirAli Jafarnezhadgero

**Address:** Department of Sports Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

**Tel:** +98 (910) 5146214

**E-mail:** amiralijafarnezhad@gmail.com

## Extended Abstract

### 1. Introduction

Walking is one of the fundamental human movements, and various factors can influence an individual's gait pattern. One such factor is foot pronation, a common biomechanical condition that often results in functional inefficiency at the ankle joint due to structural changes. These alterations may increase the risk of injury in the affected region (3). The prevalence of foot pronation in adults has been reported to range between 2% and 23% (4). Research has shown that individuals with pronated feet demonstrate altered plantar pressure distribution during walking, including reduced vertical ground reaction forces (GRFs), decreased peak pressure, and increased maximum force in the forefoot region (4). Pronation deformity is characterized by a lowering of the medial longitudinal arch during weight-bearing, often accompanied by misalignments in the ankle structure. This abnormality causes medial displacement of the talus and navicular bones, contributing to the development and progression of the deformity. Moreover, excessive foot pronation has been associated with increased mechanical stress on the ankle, knee joints, and pelvic girdle (5).

Recent studies suggest that modifying gait patterns through targeted training or environmental interventions can aid in the correction of flatfoot deformities (6). Additionally, differences in the vertical component of GRFs between individuals with and without foot pronation have been well documented (7). Identifying effective interventions to reduce or manage this condition may play a crucial role in restoring normal force distribution patterns. One promising approach is the use of orthopedic insoles. Anti-pronation insoles are designed to support the medial arch and realign foot posture during walking. By understanding their impact on the frequency spectrum of GRFs, researchers and manufacturers may develop more effective and individualized insole designs. Given the reported benefits of such insoles, the present study aimed to compare the frequency spectrum of ground reaction forces during walking with and without the use of anti-pronation insoles in individuals with pronated feet (1, 2).

### 2. Methods

This semi-experimental, laboratory-based study included 20 male participants with pronated feet (mean age:  $21.12 \pm 1.47$  years; mean weight:  $71.52 \pm 5.18$  kg; mean height:  $178.15 \pm 4.18$  cm). The required sample size was calculated using G\*Power 3.1, indicating a minimum of 18 subjects to achieve a statistical power of 0.80, an alpha level of 0.05, and an effect size of 0.8. Participants were selected based on the presence of foot pronation and the absence of any prior lower limb injuries. The dominant foot was identified as the foot preferred for kicking a ball. Informed consent was obtained from all participants, and the study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

Gait analysis was conducted using a Footscan platform ( $0.5 \times 0.5 \times 0.02$  m, 4363 sensors) placed at the midpoint of a 20-meter walkway. Vertical ground reaction force (GRF) data were recorded at a sampling rate of 300 Hz using RSScan software, under two conditions: with and without an anti-pronation insole made of EVA material, manufactured in Iran. Participants completed three familiarization trials followed by three successful trials under each condition. Only steps with full foot contact within the central area of the platform were considered for analysis. GRF data were filtered using a fourth-order Butterworth filter (cutoff frequency: 20 Hz) and analyzed in the frequency domain using harmonic analysis in MATLAB 2016. Extracted parameters included 99.5% power frequency, median frequency, frequency bandwidth, and the number of essential harmonics (ne). Harmonic decomposition provided insight into the signal's frequency content and fluctuations in the force-time curve. Data normality was verified using the Shapiro-Wilk test. A paired t-test was conducted to compare conditions, with statistical significance set at  $p < 0.05$ . Effect sizes (Cohen's d) were calculated for each comparison.

### 3. Results

The results of the vertical ground reaction force frequency spectrum are summarized in Table 1. The analysis revealed that the frequency at 99.5% power in the vertical component of the ground reaction forces

was significantly higher during walking with insoles compared to walking without them ( $p = 0.047$ ,  $d = 0.85$ ). However, no significant differences were found in the other frequency-domain variables ( $p > 0.05$ ).

#### 4. Conclusion

The aim of the present study was to compare the frequency spectrum of ground reaction forces (GRFs) during walking with and without insoles in individuals with foot pronation. The results indicated that the frequency at 99.5% power in the vertical component of GRFs was significantly higher during walking with insoles compared to without them in individuals with pronated feet. Moreover, the frequency at 99.5% power was also higher in the big toe and toes 2 to 5 when using insoles. Similarly, higher frequencies were observed in the vertical GRF component of the first to fourth metatarsal regions. This finding may be interpreted by considering that a reduction in the frequency content of the vertical GRF signal reflects increased fluctuations during walking (9). Previous studies have shown that one of the contributing factors to such fluctuations is instability caused by the collapse of the navicular bone (10). The observed increase in frequency when using orthotic insoles suggests that they effectively modify the distribution of vertical forces during foot-ground contact. This may be attributed to enhanced foot stability and improved control over pronation movements, thereby influencing the dynamic loading patterns (11). Overall, the use of orthotic insoles in individuals with pronated feet appears to alter gait biomechanics by improving the distribution of vertical forces and promoting more effective engagement of different foot structures. These findings have practical implications for the design and clinical application of anti-pronation insoles to improve walking performance and reduce injury risks associated with foot deformities.

Table 1. Comparison of Ground Reaction Force Frequency Spectrum Components with and without Insoles.

| Variable                         | With Insoles<br>(Mean $\pm$ SD) | Without Insoles<br>(Mean $\pm$ SD) | p-value | Effect Size (d) |
|----------------------------------|---------------------------------|------------------------------------|---------|-----------------|
| Frequency with<br>99.5% Power    | 7.25 $\pm$ 1.48                 | 6.47 $\pm$ 1.45                    | 0.047   | 0.85            |
| Number of Essential<br>Harmonics | 15.35 $\pm$ 5.18                | 15.00 $\pm$ 2.18                   | 0.148   | 0.421           |
| Median Frequency                 | 2.00 $\pm$ 0.00                 | 2.00 $\pm$ 0.00                    | 1.000   | 0.00            |
| Frequency<br>Bandwidth           | 1.00 $\pm$ 0.00                 | 1.00 $\pm$ 0.00                    | 1.000   | 0.00            |

#### Ethical Considerations

##### Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

##### Funding

This research did not receive any financial support from government, private, or non-profit organizations.

##### Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

##### Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

## مقاله پژوهشی

## مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین با و بدون استفاده کفی آنتی پرونیت در افراد دارای پای پرونیت طی راه رفتن

ابراهیم پیری<sup>۱</sup>، امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۱</sup>، آندرس استالمن<sup>۲</sup>، سعید علی حسینی<sup>۳</sup>، یعقوب پناهی غفارکندی<sup>۳</sup>

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

۲. گروه پزشکی مولکولی و جراحی، موسسه کارولینسکا، سولنا، سوئد.

۳. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Piri E, Jafarnezhadgero AA, Stålmán A, Alihosseini S, Panahighaffarkandi Y. Comparison of the Ground Reaction Force Frequency Spectrum during Walking with and without Anti-Pronation Insoles in Individuals with Pronated Feet. (Persian). Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):20-33.  
https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.20 <https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.20>

## چکیده

**هدف** پرونیت یا یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که می‌تواند بر مکانیک حرکت انسان تأثیر گذارد؛ بنابراین، هدف از این مطالعه، مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین با و بدون استفاده کفی آنتی پرونیت در افراد دارای پای پرونیت طی راه رفتن بود.

**روش‌ها** تعداد ۲۰ مرد دارای پای پرونیت با میانگین سنی ( $21/12 \pm 1/47$  سال)، میانگین وزنی ( $5/18 \pm 71/52$  کیلوگرم) و میانگین قدی ( $178/15 \pm 4/18$  سانتی‌متر)، داوطلب شرکت در این مطالعه شدند. برای اندازه‌گیری طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین با و بدون کفی آنتی پرونیت طی راه رفتن از فوت اسکن استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون تی زوجی استفاده گردید.

**یافته‌ها** نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی راه رفتن با کفی بیشتر از بدون استفاده از کفی بود ( $d = 0/85$ ,  $p = 0/047$ ). همچنین نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در حالت استفاده از کفی در مقایسه با بدون کفی در انگشت شست پا ( $d = 0/30$ ,  $p = 0/001$ )؛ و انگشتان ۲ تا ۵ پا بیشتر بود ( $d = 0/29$ ,  $p = 0/001$ ). نتایج حاکی از آن است که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی استخوان کف پای اول تا چهارم بیشتر بود ( $p < 0/05$ ).

**نتیجه‌گیری** استفاده از کفی طبی در افراد دارای پای پرونیت، موجب تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی گام برداری شده و به نظر می‌رسد که توزیع نیروهای عمودی و درگیری ساختارهای مختلف پا را بهبود می‌بخشد.

## اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۲ اسفند ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۵ فروردین ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۵ فروردین ۱۴۰۴

## کلید واژه‌ها:

کفی آنتی پرونیت، راه رفتن، نیروی عکس العمل زمین

\*نویسنده مسئول:

امیرعلی جعفرنژادگرو

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) +۹۸

ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

## مقدمه

راه رفتن جز حرکات مهم برای آدمی به شمار می آید که عوامل بسیاری می تواند بر الگوی راه رفتن افراد مؤثر باشد. یکی از این عوامل مؤثر، پرونیشن پا است (۱). عارضه پرونیشن پا اغلب با ناکارآمدی در ناحیه مچ پا مشاهده می شوند که به دلیل تغییرات بیومکانیکی رخ می دهد (۲). هرگونه تغییرات بیومکانیکی در ساختمان مچ پا، آسیب دیدگی را در این بخش از بدن افزایش می دهد (۳). میزان شیوع عارضه پرونیته پا در بزرگسالان ۲۳-۲٪ است (۴). همچنین نشان داده شده است که توزیع فشار کف پا در حین راه رفتن، در افراد دارای پرونیته پا در مقایسه با افراد سالم، نیروهای واکنش عمودی زمینی GRFS کمتری دارند، همچنین اوج فشار کمتر و حداکثر نیرو در قسمت جلوی پا، بالاتر است (۴). پای پرونیته، یک نوع ناهنجاری است که باعث کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی هنگام تحمل وزن بدن می گردد، همچنین به دنبال این عارضه دفورمیتی در ساختمان مچ پا مشاهده می شود. به دنبال این ناهنجاری سر استخوان تالوس و ناویکولار به سمت داخل متمایل می گردد که در نهایت می تواند منجر به بروز عارضه پای پرونیته می شود. پای پرونیته نیز در ارتباط مستقیم با اعمال فشار مستقیم بر روی مفاصل مچ پا، زانو و کمر بند لگنی همراه است (۵). با توجه به تحقیقات اخیر با اصلاح الگوی صحیح راه رفتن در افراد دارای عارضه پای پرونیته در محیط تمرینی، می توان شاهد اصلاح کف پای صاف بود (۶). تحقیقات گذشته نشان داده است که مؤلفه های عمودی نیروی های عکس العمل زمین در افراد دارای پای پرونیشن در مقایسه با افراد سالم متفاوت بود (۷-۱۱). به نظر می رسد یافتن بهترین راه برای کاهش یا بهبود این ناهنجاری می تواند بر نیروهای عکس العمل زمین مؤثر باشد. یکی از این روش ها طراحی برنامه تمرینی و اصلاحی، همچون کفی ها برای بهبود این قبیل عارضه هاست.

کفی آنتی پرونیته یک نوع کفی طبی است که برای اصلاح مشکل پرونیشن بیش از حد در پا طراحی شده است. پرونیشن بیش از حد زمانی رخ می دهد که پا هنگام راه رفتن یا دویدن بیش از حد به داخل متمایل شود که می تواند باعث درد در کف پا، زانو، لگن و حتی کمر شود (۱۲). در همین راستا جعفرنژادگرو و همکاران اظهار داشتند که این کفی ها معمولاً دارای طراحی ارگونومیک برای حمایت از قوس طبیعی کف پا هستند و از چرخش بیش از حد آن جلوگیری می کنند (۱۲). فرهپور و همکاران نشان دادند که پرونیشن بیش از حد پا باعث افزایش بار وارد بر مفاصل اندام تحتانی می شود که متعاقب آن منجر به افزایش میزان گشتاور، توان و فعالیت عضلات مختلف اندام تحتانی در هنگام راه رفتن می گردد (۱۳). در هنگام راه رفتن پرونیشن بیش از حد پا منجر به افزایش چرخش داخلی ساق، کاهش قوس طولی داخلی پا، افزایش آبداکشن ساق پا نسبت به ران، قرار گرفتن زانو در وضعیت زانوی ضربدری و نهایتاً اعمال فشار بیشتر بر رباط های زانو می گردد.

مطالعات پیشین پرونیشن اضافی پا هنگام راه رفتن را با بروز سندروم درد کشکی رانی مرتبط دانسته اند (۱۴). در میان مداخله های درمانی رایج، استفاده از کفی های آنتی پرونیشن برای کاهش پرونیشن پا توسط متخصصین توصیه شده است. از طرفی دیگر، برخی از مطالعات نشان داده اند که کفی های مورد استفاده فقط به مقدار بسیار کمی (حدود ۲ درجه) از پرونیشن اضافی می کاهد (۱۵). کفی های آنتی پرونیته به عنوان یک ابزار اصلاحی می توانند در بهبود وضعیت عملکردی و بیومکانیکی پا مؤثر واقع شوند. این کفی ها با اصلاح مسیر حرکت پا و توزیع مناسب نیروهای عمودی و افقی، احتمال آسیب های ناشی از پرونیشن بیش از حد را کاهش می دهند. ارزیابی علمی و دقیق تأثیر این کفی ها بر تغییرات نیروهای عکس العمل زمین (GRF) می تواند به بهبود روش های درمانی و طراحی محصولات بهداشتی مرتبط با کف پا کمک کند (۱۶). به علاوه بررسی تأثیر کفی های پرونیته بر نیروهای عکس العمل زمین نه تنها می تواند در پیشگیری از آسیب های مرتبط با پای پرونیته مؤثر باشد، بلکه می تواند به بهبود عملکرد حرکتی در افرادی که مشکلات

گام برداری دارند کمک کند. افراد با پای پرونیت معمولاً با مشکلاتی مانند عدم پایداری، خستگی زودرس و دردهای مفصلی مواجه هستند. استفاده از کفی‌های اصلاحی می‌تواند به بهبود این مسائل کمک کرده و کیفیت زندگی این افراد را افزایش دهد (۱۷). این تحقیق می‌تواند به ارتقاء تجهیزات و فناوری‌های مرتبط با بهبود وضعیت پا و پیشگیری از آسیب کمک کند. با شناخت بهتر تأثیرات کفی‌های آنتی‌پرونیشن بر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین، این امکان فراهم می‌شود که تولیدکنندگان کفی‌هایی بهینه‌تر با ویژگی‌های خاص و متناسب با نیازهای افراد مختلف طراحی کنند. با توجه به اثرات مثبت گزارش شده از استفاده این نوع کفی‌ها، مطالعه حاضر با هدف مقایسه طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن انجام شد.

## روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. با توجه به نرم‌افزار G\*Power 3.1 نشان داد که برای اندازه اثر برابر با ۰/۸، توان آماری برابر با ۰/۸ و سطح معنی‌داری برابر با ۰/۰۵ در آزمون تی زوجی حداقل تعداد نمونه مورد نیاز برابر با ۱۸ آزمودنی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۰ مرد دارای پای پرونیت با میانگین سنی ( $1/47 \pm 21/12$  سال)، میانگین وزنی ( $5/18 \pm 71/52$  کیلوگرم) و میانگین قدی ( $4/18 \pm 178/15$  سانتی‌متر) بود. وجود پای پرونیت و عدم آسیب‌دیدگی قبلی جز معیارهای اصلی ورود به مطالعه حاضر بود. در ضمن پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال شناسایی شد (۸). شرکت‌کنندگان به‌طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت‌نامه کتبی را به‌طور آگاهانه امضا کردند. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد (۱۸).

## تجزیه و تحلیل راه رفتن

در این مطالعه، دستگاه فوت‌اسکن با ابعاد  $5/0 \times 5/0 \times 2/0$  متر و مجهز به ۴۳۶۳ حسگر، در مرکز مسیر ۲۰ متری راه رفتن قرار داده شد. داده‌های مربوط به طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از نرم‌افزار RSScan و با نرخ نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت گردید. یک راه رفتن صحیح زمانی در نظر گرفته می‌شد که پا به‌طور کامل در بخش میانی دستگاه فوت‌اسکن فرود می‌آمد. آزمایش در دو شرایط، با و بدون استفاده از کفی، انجام شد. کفی مورد استفاده در این پژوهش، از نوع آنتی‌پرونیشن ساخت کشور ایران بود. چنانچه آزمودنی نمی‌توانست گام خود را به‌درستی روی فوت‌اسکن تنظیم کند یا تعادل او دچار اختلال شود، آزمایش تکرار می‌شد. سپس، داده‌های فشار کف پا در طول فاز اتکای راه رفتن استخراج گردید. فاز اتکای راه رفتن از لحظه تماس پاشنه پا با زمین تا جدا شدن پنجه از سطح در نظر گرفته شد. برای اطمینان از قرارگیری مناسب پا بر روی دستگاه، هر آزمودنی سه مرتبه به‌طور آزمایشی راه رفتن را انجام داد. پس از آن، سه تکرار موفق ثبت شد و میانگین این تکرارها برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت. دستگاه فوت‌اسکن با ۴۳۶۳ حسگر، اطلاعات مربوط به ۱۰ ناحیه کف پا و نیروی عمودی وارد بر آن را در حین راه رفتن ثبت می‌کند. تقسیم‌بندی این نواحی توسط نرم‌افزار RSScan انجام شد. داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورت مرتبه چهارم و با فرکانس برش ۲۰ هرتز پردازش شدند. سپس، با بهره‌گیری از تحلیل هارمونیک در نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶، داده‌های زمانی به داده‌های فرکانسی تبدیل شدند. طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین شامل پارامترهایی مانند فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونیک‌های ضروری بود. در تحلیل هارمونیک، داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) تبدیل شدند. این تحلیل، دامنه فرکانسی سیگنال‌های دوره‌ای را

از طریق ضرایب هارمونیک توصیف کرده و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد به فرکانسی اشاره دارد که ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را در بر می‌گیرد، به این معنا که ۹۹/۵ درصد از کل انرژی سیگنال در بازه‌ای پایین‌تر از این فرکانس قرار دارد. میانه فرکانس نقطه‌ای است که در آن، توان سیگنال به دو قسمت مساوی تقسیم می‌شود. پهنای باند فرکانس، تفاوت بین بیشینه و کمینه فرکانس در طول زمان را نشان می‌دهد. تعداد هارمونیک‌های ضروری (ne) برای بازسازی ۹۵ درصد از داده‌ها، به‌عنوان تعداد هارمونیک‌هایی در نظر گرفته شد که مجموع دامنه‌های نسبی آن‌ها در کل دامنه، برابر یا کمتر از ۰/۹۵ باشد.

### کفی آنتی‌پرونیشن

در شکل ۱، نمایی از کفی آنتی‌پرونیشن نمایش داده شده است. جنس این کفی از EVA (اتیلن وینیل استات)، است که در شرکت شیمیا ساخته شده است. این کفی‌ها دارای پشتیبانی ساختاری برای قوس میانه پا هستند تا از حرکت بیش‌ازحد به سمت داخل (پرونیشن) جلوگیری کنند. این ویژگی به اصلاح موقعیت پا در طول حرکت کمک می‌کند. از ساختار منحصربه‌فرد این کفی می‌توان به طراحی بالشک‌های اضافی در ناحیه جلوی پا اشاره نمود که احتمالاً می‌تواند فشار را کاهش داده و راحتی بیشتری در حین راه‌رفتن فراهم کنند. در این مطالعه کفی مورد بررسی در سایزهای مختلف در اختیار آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت و آن کفی که بالاترین سازگاری را با کف پای آزمودنی‌ها داشت مورد بررسی قرار می‌گرفت.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونیک برابر است با:

در رابطه زیر  $A_n$  برابر با دامنه،  $\omega_0$  برابر با فرکانس پایه، n برابر با ضریب هارمونیک و  $\theta_n$  برابر با زاویه فازی می‌باشد.

رابطه (۱).

$$Ft = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند رابطه (۲).

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 * \int_0^{f_{max}} p(f) df$$



شکل ۱. کفی آنتی‌پرونیشن با شیب خارجی ۱۵ درجه.

میانۀ فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. در رابطه زیر  $\max$   $f$  برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و  $f_{\text{med}}$  برابر با میانۀ فرکانس سیگنال می‌باشد.

رابطه (۳)

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

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد. در رابطه زیر  $f_{\text{max}}$  برابر با حداکثر فرکانس سیگنال،  $f_{\text{min}}$  حداقل فرکانس سیگنال،  $f_{\text{band}}$  برابر با پهنای باند سیگنال و  $p_{\text{max}}$  برابر با حداکثر توان سیگنال می‌باشد.

رابطه (۴)

$$F_{\text{band}} = f_{\text{max}} - f_{\text{min}} \text{ (when } p > \frac{1}{2} * p_{\text{max}} \text{)}$$

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونی‌های ضروری  $n_e$  برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونی‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی‌ها در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۲۰، ۱۹).

رابطه (۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

### تجزیه و تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. از آزمونی آماری تی زوجی جهت مقایسه داده‌ها طی راه رفتن با و بدون کفی استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار (SPSS) نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۲۱):

میانگین انحراف معیار دو شرایط/اختلاف میانگین دو شرایط = (d) اندازه اثر

### نتایج

نتایج طیف فرکانس عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در جدول ۱، نشان داده شده است. نتایج حاکی از آن است که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیته طی راه رفتن با کفی بیشتر از بدون استفاده از کفی بود ( $p = ۰/۰۴۷$ ,  $d = ۰/۸۵$ ). سایر متغیرها اختلاف معناداری را نشان ندادند ( $p > ۰/۰۵$ ).



نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در حالت استفاده از کفی در مقایسه با بدون کفی در انگشت شست پا ( $p = ۰/۰۰۱$ )، ( $d = ۰/۳۰$ )؛ و انگشتان ۲ تا ۵ پا بیشتر بود ( $p = ۰/۰۰۱$ ،  $d = ۰/۲۹$ ). یافته‌ها نشان داد که تعداد هارمونی ضروری در حالت استفاده از کفی در مقایسه با بدون کفی در و انگشتان ۲ تا ۵ پا معنادار بود ( $p = ۰/۰۱۴$ ،  $d = ۰/۴۵$ ). سایر متغیرها اختلاف معناداری را نشان ندادند ( $p > ۰/۰۵$ ) (جدول ۲). نتایج حاکی از آن است که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی استخوان کفپایی اول ( $d = ۰/۴۴$ ،  $p = ۰/۰۰۳$ ) دوم ( $d = ۰/۴۸$ ،  $p = ۰/۰۰۸$ ) سوم ( $d = ۰/۱۴$ ،  $p = ۰/۰۸۸$ ) و چهارم ( $d = ۰/۴۹$ ،  $p = ۰/۰۸۸$ ) به لحاظ آماری معنادار بود. به علاوه پهنای باند فرکانس در مؤلفه عمودی استخوان کفپایی پنجم پا در حالت استفاده از کفی در مقایسه با بدون استفاده از آن به لحاظ آماری معنادار بود ( $p = ۰/۰۱۸$ ،  $d = ۱/۰۸$ ) (جدول ۳).

## بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن با کفی و بدون کفی در افراد دارای پرونیشن پا بود. نتایج حاکی از آن است که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیته طی راه رفتن با کفی بیشتر از بدون استفاده از کفی بود. نتایج نشان داد که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در حالت استفاده از کفی در مقایسه با بدون کفی در انگشت شست پا و انگشتان ۲ تا ۵ پا بیشتر بود. نتایج حاکی از آن است که فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در مؤلفه عمودی استخوان کفپایی اول تا چهارم بیشتر بود. در تبیین این یافته می‌توان این‌طور بیان کرد که کاهش محتوای فرکانسی مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده کاهش نوسانات در طی راه رفتن است (۹).

جدول ۱. مقایسه مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین با و بدون کفی

| راستا           | متغیر                    | با کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | بدون کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | p         | اندازه اثر |
|-----------------|--------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|-----------|------------|
| مؤلفه‌های عمودی | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | $۷/۲۵ \pm ۱/۴۸$                      | $۶/۴۷ \pm ۱/۴۵$                        | $۰/۰۴۷^*$ | $۰/۸۵$     |
| نیروی عکس‌العمل | تعداد هارمونی‌های ضروری  | $۱۵/۳۵ \pm ۵/۱۸$                     | $۱۵/۰۰ \pm ۲/۱۸$                       | $۰/۱۴۸$   | $۰/۴۲۱$    |
| زمین            | میان فرکانس              | $۲/۰۰ \pm ۰/۰۰$                      | $۲/۰۰ \pm ۰/۰۰$                        | $۱/۰۰۰$   | $۰/۰۰$     |
|                 | پهنای باند فرکانس        | $۱/۰۰ \pm ۰/۰۰$                      | $۱/۰۰ \pm ۰/۰۰$                        | $۱/۰۰۰$   | $۰/۰۰$     |

\* سطح معنی‌داری  $P < ۰/۰۵$

جدول ۲. مقایسه مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی انگشتان پا با و بدون کفی

| راستا             | متغیر                    | با کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | بدون کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | p         | اندازه اثر |
|-------------------|--------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|-----------|------------|
| انگشت شست پا      | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | $۱۶/۷۸ \pm ۴/۱۰$                     | $۱۰/۱۵ \pm ۴/۱۸$                       | $۰/۰۰۱^*$ | $۰/۳۰$     |
|                   | تعداد هارمونی‌های ضروری  | $۱۹/۱۸ \pm ۴/۰۲$                     | $۱۹/۱۸ \pm ۳/۲۸$                       | $۰/۳۵۹$   | $۰/۲۲$     |
|                   | میان فرکانس              | $۲/۰۰ \pm ۰/۰۰$                      | $۲/۶۵ \pm ۰/۱۸$                        | $۰/۱۴۸$   | $۰/۲۲$     |
|                   | پهنای باند فرکانس        | $۱/۰۰ \pm ۰/۰۰$                      | $۱/۰۸ \pm ۰/۱۹$                        | $۰/۱۸۵$   | $۰/۵۷$     |
| انگشتان ۲ تا ۵ پا | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | $۱۴/۲۸ \pm ۶/۲۸$                     | $۱۰/۴۷ \pm ۴/۲۵$                       | $۰/۰۰۱^*$ | $۰/۲۹$     |
|                   | تعداد هارمونی‌های ضروری  | $۱۹/۱۳ \pm ۳/۰۷$                     | $۲۳/۰۰ \pm ۳/۰۱$                       | $۰/۰۱۴^*$ | $۰/۴۵$     |
|                   | میان فرکانس              | $۲/۰۰ \pm ۰/۱۹$                      | $۲/۰۴ \pm ۰/۱۸$                        | $۰/۴۱۲$   | $۰/۱۴$     |
|                   | پهنای باند فرکانس        | $۱/۴۵ \pm ۰/۴۸$                      | $۱/۱۸ \pm ۰/۴۵$                        | $۰/۲۸۵$   | $۰/۴۷$     |

\* سطح معنی‌داری  $P < ۰/۰۵$

جدول ۳. مقایسه مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در نواحی استخوان‌های کفپایی با و بدون کفی

| راستا                | متغیر                    | با کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | بدون کفی<br>میانگین $\pm$ انحراف معیار | p      | اندازه اثر |
|----------------------|--------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|--------|------------|
| استخوان کفپایی اول   | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | ۱۰/۱۵ $\pm$ ۱/۱۴                     | ۸/۰۱ $\pm$ ۲/۰۰                        | *۰/۰۰۳ | -۰/۴۴      |
|                      | تعداد هارمونی‌های ضروری  | ۱۹/۰۰ $\pm$ ۲/۱۱                     | ۲۰/۰۰ $\pm$ ۲/۲۷                       | ۰/۸۲۳  | -۰/۱۶      |
|                      | میانۀ فرکانس             | ۳/۱۵ $\pm$ ۰/۰۱                      | ۳/۱۰ $\pm$ ۰/۰۷                        | ۰/۳۸۵  | -۰/۸۹      |
|                      | پهنای باند فرکانس        | ۲/۱۰ $\pm$ ۰/۱۵                      | ۲/۱۸ $\pm$ ۰/۰۸                        | ۱/۰۰۰  | -۰/۰۰      |
| استخوان کفپایی دوم   | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | ۸/۶۶ $\pm$ ۱/۴۹                      | ۷/۱۸ $\pm$ ۱/۰۱                        | *۰/۰۰۸ | -۰/۴۸      |
|                      | تعداد هارمونی‌های ضروری  | ۱۹/۰۷ $\pm$ ۴/۰۸                     | ۱۹/۰۰ $\pm$ ۳/۰۰                       | ۰/۴۱۸  | -۰/۱۹      |
|                      | میانۀ فرکانس             | ۲/۱۴ $\pm$ ۰/۰۱                      | ۲/۱۶ $\pm$ ۰/۰۲                        | ۱/۰۰۰  | -۰/۰۰      |
|                      | پهنای باند فرکانس        | ۱/۳۷ $\pm$ ۰/۱۱                      | ۱/۳۹ $\pm$ ۰/۱۱                        | ۱/۰۰۰  | -۰/۰۰      |
| استخوان کفپایی سوم   | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | ۱۰/۱۴ $\pm$ ۱/۴۸                     | ۹/۱۸ $\pm$ ۱/۸۵                        | ۰/۰۱۴* | -۰/۸۸      |
|                      | تعداد هارمونی‌های ضروری  | ۲۰/۲۵ $\pm$ ۵/۰۸                     | ۲۰/۰۰ $\pm$ ۴/۸۸                       | ۰/۷۳۱  | -۰/۴۷      |
|                      | میانۀ فرکانس             | ۲/۰۰ $\pm$ ۰/۰۰                      | ۲/۱۸ $\pm$ ۰/۱۲                        | ۰/۲۳۴  | ۱/۲۸       |
|                      | پهنای باند فرکانس        | ۱/۰۰ $\pm$ ۰/۰۰                      | ۱/۱۷ $\pm$ ۰/۱۸                        | ۰/۴۸۹  | ۱/۴۹       |
| استخوان کفپایی چهارم | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | ۹/۷۲ $\pm$ ۱/۲۳                      | ۹/۰۰ $\pm$ ۱/۲۳                        | ۰/۰۴۹* | -۰/۸۸      |
|                      | تعداد هارمونی‌های ضروری  | ۱۹/۷۲ $\pm$ ۰/۱۲                     | ۱۹/۸۶ $\pm$ ۰/۱۲                       | ۰/۱۴۳  | -۰/۹۹      |
|                      | میانۀ فرکانس             | ۲/۴۸ $\pm$ ۰/۱۲                      | ۲/۵۰ $\pm$ ۰/۱۱                        | ۰/۱۱۱  | -۰/۳۵      |
|                      | پهنای باند فرکانس        | ۱/۴۷ $\pm$ ۰/۴۸                      | ۱/۲۴ $\pm$ ۰/۶۹                        | ۰/۳۳۳  | -۰/۱۹      |
| استخوان کفپایی پنجم  | فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد | ۹/۱۶ $\pm$ ۱/۰۱                      | ۸/۸۱ $\pm$ ۷/۱۸                        | ۰/۷۶۱  | -۰/۲۴      |
|                      | تعداد هارمونی‌های ضروری  | ۱۹/۵۸ $\pm$ ۰/۱۹                     | ۱۹/۷۲ $\pm$ ۰/۱۹                       | ۰/۸۴۲  | -۰/۱۳      |
|                      | میانۀ فرکانس             | ۲/۸۵ $\pm$ ۰/۰۵                      | ۲/۸۴ $\pm$ ۰/۰۶                        | ۰/۰۵۴  | -۰/۷۳      |
|                      | پهنای باند فرکانس        | ۱/۰۰ $\pm$ ۰/۰۰                      | ۱/۱۷ $\pm$ ۰/۳۳                        | ۰/۰۱۸* | ۱/۰۸       |

\* سطح معنی‌داری  $P < ۰/۰۵$ 

تحقیقات نشان داده است که یکی از مواردی که باعث افزایش نوسانات در طی راه‌رفتن می‌شود بروز اغتشاشات ناشی از افت استخوان ناوی است (۱۰). افزایش این فرکانس هنگام استفاده از کفی طبی نشان می‌دهد که کفی باعث تغییر در نحوه توزیع نیروهای عمودی هنگام تماس پا با زمین شده است. این موضوع ممکن است به دلیل بهبود پایداری پا و کنترل حرکات پرونیشن باشد که منجر به تغییر در دینامیک توزیع نیرو می‌شود (۱۱). افزایش فرکانس در انگشت شست و انگشتان دوم تا پنجم هنگام استفاده از کفی این نتیجه نشان می‌دهد که کفی طبی باعث افزایش فعالیت و درگیری بیشتر این نواحی از پا در طی فازهای مختلف گام‌برداری شده است. ممکن است کفی باعث بهبود مکانیک انتقال نیرو از پاشنه به جلوی پا شود و در نتیجه، این انگشتان نقش بیشتری در کنترل تعادل و نیروی وارده ایفا کنند. همچنین، این افزایش ممکن است نشان‌دهنده بهبود در مکانیک توزیع وزن و کاهش استرس‌های نامطلوب روی ساختارهای پا باشد (۲۲). افزایش فرکانس در انگشتان پا هنگام استفاده از کفی طبی نشان‌دهنده تغییرات مهمی در بیومکانیک گام‌برداری است (۲۳). در مراحل مختلف چرخه گام‌برداری، به‌ویژه در فاز هل دادن، انگشتان پا وظیفه انتقال نیرو و تثبیت تعادل را بر عهده دارند. در افراد دارای پای پرونیته، به دلیل چرخش بیش‌ازحد داخلی پا، توزیع نامناسب نیرو روی پا ایجاد می‌شود که می‌تواند نقش انگشتان را در این فرآیند کاهش دهد (۲۴). استفاده از کفی طبی می‌تواند باعث اصلاح زاویه پا و بهبود انتقال نیرو شود و در نتیجه، درگیری بیشتر انگشتان در کنترل نیرو و تعادل را توجیه کند (۲۵). در راه‌رفتن طبیعی، نیرو از طریق پاشنه وارد می‌شود، سپس به بخش میانی و جلویی پا منتقل می‌گردد و در نهایت از طریق انگشتان آزاد می‌شود. در افراد با پای پرونیته، این الگوی انتقال نیرو مختل شده و فشار زیادی روی ساختارهای داخلی پا ایجاد می‌شود (۲۶). کفی طبی با اصلاح

این وضعیت، می‌تواند توزیع نیرو را بهبود بخشد، به‌طوری‌که انگشتان (به‌خصوص شست) نقش مؤثرتری در انتقال نیرو ایفا کنند. افزایش فرکانس فعالیت در انگشتان پا ممکن است نشان‌دهنده پخش بهتر نیرو و کاهش فشار بیش‌ازحد روی نواحی خاصی از پا باشد (۲۷). در پای پرونیت، معمولاً متاتارس اول (استخوان کف‌پایی شست) و قوس داخلی پا تحت فشار بیشتری قرار می‌گیرند که می‌تواند منجر به درد و آسیب‌های ناشی از اضافه‌بار شود. افزایش نقش انگشتان در انتقال نیرو می‌تواند این فشار را کاهش داده و از مشکلاتی مانند متاتارسالژیا (درد استخوان‌های کف پا)، فاشییت پلانتار و بونیون (برجستگی مفصل شست پا) جلوگیری کند (۲۸).

افزایش فرکانس در مؤلفه عمودی استخوان‌های کف‌پایی اول تا چهارم این یافته نشان می‌دهد که کفی تأثیر مستقیمی بر نحوه بارگذاری روی استخوان‌های کف‌پایی (متاتارسال‌ها) دارد. افزایش این فرکانس می‌تواند نشان‌دهنده پخش بهتر فشار در ناحیه قدامی پا باشد که ممکن است از آسیب‌های ناشی از فشارهای بیش‌ازحد روی یک نقطه خاص جلوگیری کند (۲۹). همچنین، این تغییرات می‌تواند به دلیل تنظیم بهتر زاویه پا و کاهش استرس بیش‌ازحد روی ناحیه داخلی پا در افراد پرونیت باشد. استخوان‌های متاتارسال اول تا چهارم نقش مهمی در تحمل وزن و انتقال نیرو در طی چرخه گام‌برداری دارند. در افراد دارای پای پرونیت، به دلیل چرخش بیش‌ازحد داخلی پا، فشار زیادی روی بخش داخلی پا، به‌ویژه متاتارس اول (استخوان مربوط به شست پا)، وارد می‌شود. افزایش فرکانس در مؤلفه عمودی این استخوان‌ها هنگام استفاده از کفی طبی نشان می‌دهد که بارگذاری در این نواحی تغییر کرده است که می‌تواند نشان‌دهنده اصلاح الگوی نیروهای وارده باشد (۴). در پای پرونیت، معمولاً فشار بیش‌ازحدی روی برخی نقاط خاص از پا ایجاد می‌شود که می‌تواند منجر به درد و مشکلاتی مانند متاتارسالژیا (درد استخوان‌های کف‌پایی) یا بونیون (برجستگی استخوانی شست پا) شود. افزایش فرکانس در متاتارسال‌ها هنگام استفاده از کفی، نشان می‌دهد که نیروی عمودی به شکل یکنواخت‌تری در سراسر بخش قدامی پا توزیع شده است. این بهبود در توزیع فشار می‌تواند از آسیب‌های ناشی از بارگذاری نامتعادل جلوگیری کند (۳۰). در پای پرونیت، فشار زیادی روی قوس داخلی پا و متاتارسال اول اعمال می‌شود که ممکن است منجر به درد و تغییرات ساختاری در طول زمان شود. کفی طبی با اصلاح زاویه پا و حمایت از قوس داخلی، می‌تواند فشار را از روی این ناحیه بردارد و آن را در کل بخش جلویی پا توزیع کند (۳۱). این فرآیند می‌تواند باعث افزایش درگیری استخوان‌های متاتارسال دوم تا چهارم شود و در نتیجه، از آسیب‌های ناشی از اضافه‌بار جلوگیری کند (۳۱).

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم بررسی اثرات طولانی‌مدت استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن و عدم بررسی هر دو جنسیت اشاره نمود. لذا پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده اثرات طولانی‌مدت با بررسی هر دو جنس مدنظر قرار گیرد.

## نتیجه‌گیری نهایی

استفاده از کفی طبی در افراد دارای پای پرونیت، موجب تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی گام‌برداری شده و به نظر می‌رسد که توزیع نیروهای عمودی و درگیری ساختارهای مختلف پا را بهبود می‌بخشد. این یافته‌ها می‌توانند کاربردهای مهمی در طراحی و تجویز کفی‌های طبی برای بهبود عملکرد راه‌رفتن و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از ناهنجاری‌های پا داشته باشند.

## ملاحظات اخلاقی

## پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. به شرکت‌کنندگان در این پژوهش اجازه داده شده بود تا هر زمان که مایل بودند از روند پژوهش خارج شوند. همچنین تمامی شرکت‌کنندگان در جریان روند و مراحل مختلف شرکت در پژوهش قرار داشتند. به تمامی شرکت‌کنندگان این اطمینان داده شده بود که اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته می‌شود.

### حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

### مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

### تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

### Reference

1. Soltani N, Jalalvand A, Jahani M R. Comparison of Plantar Force, Pressure and Impulse During Walking in Men and Women with Flat Feet. *Journal of Sport Biomechanics*. 2021;7(2):94-107. [DOI:10.32598/biomechanics.7.2.2]
2. Valizade-Orang A, Siahkoohian M, Jafarnezhadgero A, Bolboli L, Ghorbanlou F. 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. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019;8(4):123-31.
3. Alam, M. F., Zaki, S., Sharma, S., Ghareeb, M., & Nuhmani, S. (2025). Intra-rater reliability and validity of navicular drop test for the assessment of medial longitudinal arch in patients having pronated feet with chronic low back pain. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2025;32(4):1019-39. [DOI:10.1016/j.cegh.2025.101939]
4. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkhouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. *PloS one*. 2019;14(9):e0223219. [DOI:10.1371/journal.pone.0223219] [PMID]
5. Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghi Tazji M. The Effect of Foot Pronation on Postural Control of Body and Electrical Activity of Selected Ankle Muscles during V-Cut Motion. *Journal of Sport Biomechanics*. 2017;2(4):61-69.
6. Peltonen, J., Benson, S., Kraushaar, J., Wunder, S., & Mang, C. Stroke survivors with limited walking ability have unique barriers and facilitators to physical activity. *Disability and Rehabilitation*. 2025;20(1):1-9. [DOI:10.1080/09638288.2025.2453639] [PMID]
7. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016;49(9):1705-1710. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056] [PMID]
8. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait & posture*. 2017;55:75-80. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.04.011] [PMID]

9. 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):207-212. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021] [PMID]
10. Piri E, Barghamadi M, Farzizade R. Comparison of the Effects of Immediate and Long-Term Water and Thera band Exercises on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in People with Pronate Foot during Walking: A Clinical Trial. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2022;24(4):10-9.
11. Piri E, Farzizade R, Barghamadi M. The Effect Of Exercises In Water And Thera-Band On The Frequency Spectrum Of Ground Reaction Forces In People With Pronate Foot During Walking: A Clinical Trial. *Studies in Medical Sciences*. 2022;33(8):621-633. [DOI:10.52547/umj.33.8.621]
12. Jafarnezhadgero A, Alavi-Mehr SM, Granacher U. Effects of anti-pronation shoes on lower limb kinematics and kinetics in female runners with pronated feet: The role of physical fatigue. *PloS one*. 2019;14(5):e0216818. [DOI:10.1371/journal.pone.0216818] [PMID]
13. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]
14. Sun Z, Liu R. Therapeutic effects of dry needling for patellofemoral pain syndrome: a systematic review and meta-analysis. *Complementary Therapies in Clinical Practice*. 2025:101938. [DOI:10.1016/j.ctcp.2025.101938] [PMID]
15. Cheung RT, Chung RC, Ng GY. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2021;45(9):743-751. [DOI:10.1136/bjsm.2010.079780] [PMID]
16. Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D, Sajedi H, Fakhri Mirzanag E. Effect of Short-Term Use of Anti-Pronation Insoles on Plantar Pressure Variables Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a Pronated Foot during Gait. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2024;26(3):36-44. [DOI:10.61186/goums.26.3.36]
17. Aghakeshizadeh F, Letafatkar A, Ataabadi PA, Hosseinzadeh M. The effect of taping on maximum plantar pressure and ground reaction force in people with flat foot after applying a fatigue protocol. 2021. [DOI:10.21203/rs.3.rs-492886/v1] [PMID]
18. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*. 2001;79(4):373.
19. 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):1058-1063. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004] [PMID]
20. 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. [DOI:10.1016/0021-9290(83)90109-4] [PMID]
21. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155. [DOI:10.1037/0033-2909.112.1.155] [PMID]
22. Daryabor A, Arazpour M, Aminian G. Effect of different designs of ankle-foot orthoses on gait in patients with stroke: A systematic review. *Gait & posture*. 2018;62:268-279. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.03.026] [PMID]

23. Hajizadeh M, Desmyttere G, Carmona J-P, Bleau J, Begon M. Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and meta-analysis. *The foot*. 2020;42:101646. [DOI:10.1016/j.foot.2019.10.001] [PMID]
24. 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. [DOI:10.1016/j.foot.2018.05.003] [PMID]
25. Moisan G, Robb K, Mainville C, Blanchette V. Effects of foot orthoses on the biomechanics of the lower extremities in adults with and without musculoskeletal disorders during functional tasks: A systematic review. *Clinical Biomechanics*. 2022;95:105641. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2022.105641] [PMID]
26. Adiputra D, Nazmi N, Bahiuddin I, Ubaidillah U, Imaduddin F, Abdul Rahman MA, et al., editors. A review on the control of the mechanical properties of ankle foot orthosis for gait assistance. *Actuators*. 2019;8(1):10. [DOI:10.3390/act8010010]
27. Waterval, N. F. J., Arch, E. S., Nollet, F., & Brehm, M. A. Prediction of the optimal ankle foot-orthosis stiffness based on the peak ankle moment during walking in neuromuscular disorders. *Disability and Rehabilitation*. 2025;14(4):1-7. [DOI:10.1080/09638288.2025.2462768] [PMID]
28. Sacco IC, Akashi PM, Hennig EM. A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls. *BMC musculoskeletal disorders*. 2010;11:1-9. [DOI:10.1186/1471-2474-11-24] [PMID]
29. Jafarnezhadgero A, Musavi SH, Mehr SMA, Madadi-Shad M. The long-term wearing of foot orthoses can change the frequency domain of ground reaction forces in children with flexible flat feet. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2022;34(1):22-32. [DOI:10.1097/JPO.0000000000000386]
30. Camuncoli F, Barbonetti A, Piccinini L, Di Stanislao E, Corbetta C, Dell'Orto G, et al. Analysis of Running Gait in Children with Cerebral Palsy: Barefoot vs. a New Ankle Foot Orthosis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022;19(21):14203. [DOI:10.3390/ijerph192114203] [PMID]
31. Ranz EC, Esposito ER, Wilken JM, Neptune RR. The influence of passive-dynamic ankle-foot orthosis bending axis location on gait performance in individuals with lower-limb impairments. *Clinical Biomechanics*. 2016;37:13-21. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.05.001] [PMID]