



Article Type: Original Article

## Analysis of forefoot/rearfoot segmental coordination pattern during the stance phase of running: acute effects of insoles and taping in women with flat feet

Najmeh Parhizmeymandi<sup>1</sup>, Hossein Babaeipour<sup>\*2</sup>  
Fariborz Mohammadipour<sup>3</sup>, Mahbube Zeraatgar<sup>3</sup>

1. Department of Sports Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, Ardakan University, Ardakan, Iran.
2. Department of Sport injuries and corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Vali-e-Asr University of Rafsanjan, Rafsanjan, Iran (Corresponding Author)
3. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.

**Received:** 31/08/2025, **Accepted:** 25/02/2026, **Published:** 21/03/2026

\* Corresponding Author: Hossein Babaeipour, E-mail: [h.babaei@vru.ac.ir](mailto:h.babaei@vru.ac.ir)

**How to Cite:** Parhizmeymandi N., Babaeipour H., Mohammadipour F., Zeraatgar M. Analysis of forefoot/rearfoot segmental coordination pattern during the stance phase of running: acute effects of insoles and taping in women with flat feet. *Studies in Sport Medicine*, 2026; 18(47), 70-88. <https://doi.org/10.22089/smj.2026.18412.1824>.

### Extended Abstract

#### Background and Purpose

Running is a complex locomotor task that requires precise intersegmental coordination to ensure efficient movement and injury prevention. Flatfoot deformity disrupts the natural alignment of the medial longitudinal arch, leading to alterations in mechanical coupling between the forefoot and rearfoot segments. These abnormalities may impair shock absorption, postural control, and dynamic balance, thereby increasing the risk of overuse injuries among affected individuals. Corrective interventions such as orthotic insoles and taping techniques have been widely applied as conservative strategies to restore foot posture and optimize kinematic patterns during various weight-bearing activities. While both approaches are considered practical and non-invasive, their immediate effects



**Copyright:** © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

on segmental coordination during running remain unclear, especially in female athletes who demonstrate a higher prevalence of flatfoot compared to their male counterparts. This study aimed to analyze the acute effects of orthotic insoles and low-dye taping on forefoot–rearfoot coordination during the stance phase of running in women with flexible flatfoot, using the continuous relative phase (CRP) method as a quantitative measure of intersegmental coordination.

## Methods

This quasi-experimental study included twenty-four female university students aged 18–25 years as participants. Twelve participants were clinically diagnosed with flexible flatfoot, and twelve participants with normal medial longitudinal arches served as healthy controls. Flatfoot was confirmed using the navicular drop test and clinical observation by an experienced examiner. Participants were free from lower limb injuries, neuromuscular disorders, congenital deformities, prior orthopedic surgeries, fractures, inflammatory conditions, and recent orthotic use to ensure that the observed effects could be attributed solely to the foot arch condition. Three-dimensional kinematic data were collected using a motion analysis system (Raptor-H, 120 Hz), with reflective markers affixed to anatomical landmarks of both the forefoot and rearfoot segments according to standardized protocols. The stance phase of running was segmented into four distinct subphases: initial contact, loading response, midstance, and propulsion. To quantify segmental coordination between the forefoot and rearfoot, the Continuous Relative Phase (CRP) method was applied, allowing detailed analysis of the temporal relationship between angular displacement and angular velocity of adjacent segments throughout the stance phase. Participants in the flatfoot group completed running trials under three randomized conditions: baseline (wearing sandals without any intervention), with orthotic insoles inserted into their sandals, and with low-dye taping applied to the medial arch of the foot. Each condition was repeated three times to ensure reliability of the measurements, with sufficient rest intervals provided between trials to prevent fatigue. The control group performed identical baseline running trials without any intervention. Raw kinematic signals were filtered using a fourth-order low-pass Butterworth filter with a 6 Hz cut-off frequency, normalized to the gait cycle percentage, and

subsequently processed using MATLAB software for CRP calculations. Statistical analysis was performed using multivariate analysis of variance (MANOVA) with repeated measures to examine differences in CRP values across groups, intervention conditions, and stance subphases. The level of significance was set at  $p < 0.05$  for all comparisons. Effect sizes were reported using partial eta squared ( $\eta^2$ ), classified as small (0.01), medium (0.06), and large (0.14). This comprehensive analytical approach ensured both the detection of statistically significant group differences and the evaluation of the practical importance of the observed intervention effects.

## Results

Kinematic analysis revealed significant baseline differences in forefoot–rearfoot coordination between the flatfoot and control groups across three of the four stance subphases ( $p < 0.001$ ). Individuals with flatfoot showed greater variability and reduced stability in segmental coupling, particularly during initial contact and loading response, indicating impaired mechanical coupling, decreased shock absorption capacity, and less efficient force transfer through the foot, which may increase joint loading in the lower extremities. Orthotic insoles improved CRP patterns significantly, shifting coordination toward that observed in healthy controls by reducing excessive rearfoot eversion and enhancing forefoot–rearfoot synchronization during the midstance phase. This finding suggests partial restoration of dynamic alignment and mechanical efficiency with insole use. Low-dye taping produced similar immediate effects by supporting the medial longitudinal arch and limiting abnormal pronation, resulting in more stable coupling across the stance phase, especially during initial contact and loading response where loading demands are highest. No significant differences were found between the effects of insoles and taping ( $p > 0.05$ ), indicating that both interventions provide comparable corrective effects in the short term. However, neither intervention fully normalized CRP values to the level of healthy controls, as deviations persisted during the propulsion phase, reflecting inherent limitations of short-term mechanical support strategies. Overall, both orthotic insoles and taping provide beneficial acute improvements in segmental coordination, though long-term

interventions such as strengthening exercises and gait retraining may be required for comprehensive biomechanical restoration.

## Conclusion

The present study demonstrated that women with flexible flatfoot exhibit altered forefoot–rearfoot coordination during running, characterized by disrupted coupling patterns throughout the stance phase. Both orthotic insoles and low-dye taping produced immediate improvements in segmental coordination, reducing coordination discrepancies and partially restoring biomechanical function toward more optimal patterns. No significant superiority was observed between the two interventions, and each provided comparable short-term benefits, particularly in the early stance subphases when loading demands are greatest. These findings highlight orthotic insoles and taping as effective conservative strategies to mitigate functional deficits in flatfooted individuals during running. However, the residual deviations observed during propulsion emphasize the need for long-term interventions, including strengthening programs and corrective gait training, to achieve sustainable biomechanical improvements. Clinicians and coaches may consider either orthotic insoles or taping as a practical, non-invasive tool to support foot mechanics during running, particularly in female athletes who demonstrate a higher prevalence of flatfoot and associated injury risks.

**Keywords:** Segmental Coordination, Running Biomechanics, Orthotic Insoles, Continuous Relative Phase

## Article Message

This study emphasizes the biomechanical importance of restoring foot segment coordination in individuals with flat feet. The findings reveal that both insoles and taping can provide immediate but partial correction of abnormal coupling patterns between the forefoot and rearfoot during running. As short-term, non-invasive interventions, they may reduce the risk of overuse injuries and improve functional performance in female runners with flatfoot. The absence of significant differences

between the two strategies suggests that clinicians can select either method based on patient-specific needs, preferences, and resources, while considering complementary long-term interventions for sustained improvement.

### **Ethical Considerations**

All procedures were conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. Participants provided written informed consent prior to participation. Ethical approval was obtained from the institutional review board of Shahid Bahonar University of Kerman.

### **Authors' Contributions**

Conceptualization: Najmeh Parhizmeymandi, Hossein Babaeipour, Fariborz Mohammadipour, Mahbube Zeraatgar

Data Collection: Mahbube Zeraatgar

Data Analysis: Najmeh Parhizmeymandi, Mahbube Zeraatgar

Manuscript Writing: Najmeh Parhizmeymandi

Review and Editing: Najmeh Parhizmeymandi, Hossein Babaeipour, Fariborz Mohammadipour, Mahbube Zeraatgar

Responsible for funding: Najmeh Parhizmeymandi, Hossein Babaeipour, Fariborz Mohammadipour, Mahbube Zeraatgar

Literature Review: Najmeh Parhizmeymandi, Hossein Babaeipour, Fariborz Mohammadipour, Mahbube Zeraatgar

Project Manager: Hossein Babaeipour, Fariborz Mohammadipour

### **Conflict of Interest**

The authors declare no conflict of interest.

### **Acknowledgments**

The authors would like to express their sincere gratitude to all participants who volunteered their time

and effort for this study, as well as to the research staff who assisted with data collection and processing.



نوع مقاله: پژوهشی

## تحلیل الگوی هماهنگی سگمنت‌های جلوی پا/عقب پا در مرحله اتکای دویدن: اثر حاد کفی و تیپینگ در زنان مبتلا به صافی کف پا

نجمه پرهیزمیمندی<sup>۱</sup>، حسین بابایی پور<sup>۲\*</sup>، فریبرز محمدی پور<sup>۳</sup>، محبوبه زراعت گر<sup>۴</sup>

۱. گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه اردکان، اردکان، ایران.

۲. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه ولی عصر رفسنجان، رفسنجان، ایران. (نویسنده مسئول)

۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

۴. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۶/۰۹، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۲/۰۶، تاریخ انتشار: ۱۴۰۵/۰۱/۰۱

\*نویسنده مسئول: حسین بابایی پور، E-mail: h.babaei@vru.ac.ir

**How to Cite:** Parhizmeymandi N., Babaeipour H., Mohammadipour F., Zeraatgar M. Analysis of forefoot/rearfoot segmental coordination pattern during the stance phase of running: acute effects of insoles and taping in women with flat feet. *Studies in Sport Medicine*, 2026; 18(47), 70-88. <https://doi.org/10.22089/smj.2026.18412.1824>.

### چکیده

هدف این پژوهش، بررسی اثرات حاد استفاده از کفی و تیپینگ بر الگوی هماهنگی سگمنت‌های جلوی پا و عقب پا در مرحله اتکای دویدن در زنان مبتلا به صافی کف پا بود. تعداد ۲۴ دانشجوی دختر (۱۲ نفر با صافی کف پا و ۱۲ نفر سالم) به صورت هدفمند انتخاب شدند. با استفاده از سیستم ثبت حرکات و روش تحلیل فاز نسبی پیوسته (CRP)، داده‌های کینماتیکی در چهار زیرفاز اتکا استخراج و تحلیل شدند. آزمودنی‌های گروه صافی کف پا در سه وضعیت پایه، استفاده از کفی و تیپینگ و گروه سالم در وضعیت پایه ارزیابی شدند. نتایج نشان داد که در شرایط پایه، افراد با صافی کف پا در مقایسه با گروه سالم، الگوی هماهنگی متفاوتی دارند ( $F_{(4,19)}=171/82, P<0/001, Wilks' Lambda=0/03, \eta^2_p=0/97$ ). استفاده از هر دو مداخله موجب نزدیک شدن الگوی هماهنگی به افراد سالم شد، اما تفاوت بین اثربخشی کفی و تیپینگ معنادار نبود ( $P>0/05$ ). یافته‌ها نشان می‌دهد که هر دو مداخله می‌توانند به عنوان راهکارهایی مؤثر برای اصلاح الگوی کوپلینگ سگمنت‌های پا و بهبود عملکرد حرکتی در افراد دارای صافی کف پا در نظر گرفته شوند.

**واژگان کلیدی:** هماهنگی سگمنتال، بیومکانیک دویدن، کفی‌های ارتوتیک، فاز نسبی پیوسته



## مقدمه

حرکت هماهنگ در سیستم پیچیده اسکلتی-عضلانی انسان، به‌ویژه در فعالیت‌های پویا مانند دویدن، مستلزم سازمان‌دهی دقیق درجات آزادی متعدد از طریق مکانیسم‌های عصبی-عضلانی است (۱). هماهنگی به حرکتی روان و یکپارچه در مواجهه با نیروهای خارجی منجر می‌شود (۲، ۳). یکی از رویکردهای نظری غالب برای تبیین این فرایند پیچیده، نظریه کوپلینگ مکانیکی<sup>۱</sup> است. براساس این نظریه، ساختار بدن به‌عنوان سیستم چندبخشی جفت‌شده عمل می‌کند و تغییر عملکرد یا پایداری در یک سگمنت می‌تواند به طور مستقیم یا غیرمستقیم بر الگوی عملکردی سگمنت‌های مجاور تأثیر بگذارد (۴، ۵). از این منظر، حرکت یک اندام، به طور اجتناب‌ناپذیری بر اندام مجاور تأثیر می‌گذارد و الگوهای حرکتی جفت‌شده‌ای (in-phase/anti-phase) ایجاد می‌کند که با سرعت حرکت، سطح و ویژگی‌های فردی تطبیق می‌یابد (۶، ۷).

اختلال در این هماهنگی، مانند حرکت غیرطبیعی یا بیش‌ازحد یک مفصل، می‌تواند منجر به بی‌نظمی در حرکات مفصل مجاور و ایجاد ناهماهنگی بین مفصلی شود (۸)؛ به‌ویژه در ناهنجاری‌هایی مانند صافی کف پا که با اختلال در ساختار و عملکرد قوس داخلی پا همراه است، ممکن است زنجیره حرکتی به هم بریزد و الگوهای کوپلینگ نامنظم بین سگمنت‌ها پدیدار شوند (۹، ۱۰). شواهد پژوهشی قوی نشان می‌دهند که این ناهماهنگی‌ها و تغییرپذیری در الگوهای هماهنگی مفصلی، شاخص‌های پیش‌بینی‌کننده مهمی در بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی محسوب می‌شوند (۸، ۱۱، ۱۲). برای کمی‌سازی دقیق این پدیده پیچیده، روش فاز نسبی پیوسته (CPR)<sup>۲</sup> به‌عنوان یک ابزار تحلیلی مراتب بالاتر، با بررسی دینامیک حرکت دو سگمنت یا مفصل در صفحه فازی استفاده می‌شود (۱۳).

یکی از عوامل مؤثر بر بروز ناهماهنگی بین سگمنت‌ها، ناهنجاری‌های اسکلتی از جمله کف پای صاف است. پا به‌عنوان سازه‌ای آناتومیک و بیومکانیکی پیچیده در پایه زنجیره حرکتی اندام تحتانی، مسئولیت حیاتی حفظ پایداری، جذب ضربه و انتقال مؤثر نیروها را بر عهده دارد (۱۴، ۱۵). سلامت قوس‌های پا، به‌ویژه قوس طولی داخلی متشکل از استخوان‌های پاشنه، تالوس، ناویکولار، استخوان‌های میخی و متاتارس‌های اول، برای انجام این وظایف ضروری است (۱۶). قوس طولی داخلی پا به‌عنوان ضربه‌گیر و توزیع‌کننده نیرو عمل می‌کند و هرگونه افزایش یا کاهش غیرطبیعی در آن (هایپرپرونیشن یا صافی کف پا) می‌تواند منجر به اختلال در عملکرد پا، بی‌تعادلی عضلانی، بد راستایی مفصلی، پرونیشن جبرانی و درنهایت تغییر در الگوهای حرکتی زنجیره تحتانی و ناهنجاری‌های راه‌رفتن شود (۱۷، ۱۸). نکته درخور توجه، شیوع بیشتر کف پای صاف در زنان (حدود ۶/۲ درصد) نسبت به مردان (۵ درصد) است (۱۹). در افراد مبتلا به صافی کف پا، تغییرات ساختاری و مکانیکی، الگوی توزیع نیرو را به طور چشمگیری دگرگون می‌سازد؛ به طوری که تمایل به اعمال نیروهای شدید بر پاشنه و قسمت میانی-داخلی کف پا افزایش می‌یابد و عملکرد جذب شوک مختل یا حذف می‌شود. این نیروهای غیرطبیعی و متمرکز، در طول زمان می‌توانند به آسیب‌های ساختاری پا منجر شده و عوامل مستعدکننده توسعه آسیب‌های مرتبط با قوس کاهش‌یافته شناخته شوند (۱۷، ۱۸).

مطالعات اخیر از جمله یک مرور سیستماتیک و متاآنالیز نشان می‌دهد که افراد دارای کف پای صاف در مقایسه با افراد با قوس طبیعی، تغییرات درخور توجهی در بیومکانیک گام از جمله افزایش اورژن و فلکشن لگن، کاهش سرعت و طول گام دارند که نشان‌دهنده تأثیر گسترده این ناهنجاری بر کل زنجیره اندام تحتانی و الگوهای حرکتی پویا است (۲۰). موقعیت استراتژیک

1. Mechanical Coupling  
2. Continuous Relative Phase



پا به عنوان تنها نقطه تماس با زمین و سطح اتکای نسبتاً کوچک آن، حساسیت این ساختار را به تغییرات بیومکانیکی نشان می‌دهد؛ به طوری که کوچک‌ترین ناهنجاری می‌تواند کنترل پاسچر، جذب و توزیع نیروها را مختل کند (۲۱، ۲۲). در طول فاز اتکای دویدن، توالی هماهنگ و نرمالی از حرکات در مفاصل مچ پا، زانو و لگن برای جذب ضربه و تولید پیشران ضروری است. تحقیقات تأیید می‌کنند که عواملی مانند ناهنجاری‌های پا، سرعت‌های مختلف دویدن، نوع کفش و سطح زمین می‌توانند این هماهنگی را بر هم بزنند و منجر به حرکات ناهم‌زمان مفاصل و افزایش خطر آسیب شوند (۲۳).

نقش سیستم حس عمقی نیز در این فرایند، محوری است. سیستم عصبی مرکزی با دریافت ورودی‌های حسی از گیرنده‌های پوستی، عضلانی و مفصلی، الگوی انقباض عضلات تثبیت‌کننده مانند تیبیالیس خلفی را برای حفظ پایداری قوس داخلی تنظیم می‌کند (۲۴، ۲۵). در افراد دارای صافی کف پا، این تنظیم‌گری عصبی عضلانی مختل شده و ممکن است منجر به افزایش تغییرپذیری در کوپلینگ سگمنت‌ها شود.

در زمینه مداخلات اصلاحی، استفاده از کفی‌های ارتوز رایج است. یک بررسی سیستماتیک نشان داد که کفی با قوس عرضی بلافاصله تعادل ایستایی را در افراد دارای صافی کف پا بهبود می‌بخشد؛ هرچند نتایج کلی در انواع کفی‌ها متفاوت است (۲۶). تحلیل دیگری نشان داد که استفاده از کفی‌های ارتوپدی حین راه رفتن می‌تواند میزان اورژن مچ پا و گشتاورها را کاهش دهد (۲۲). همچنین مروری مفصل‌تر اثبات کرد که پوشیدن کفی هنگام دویدن باعث کاهش اورژن مچ پا، تغییر نحوه توزیع فشار در پاشنه و جلوی پا و کاهش درد ناشی از آسیب‌های مرتبط با دویدن بیش از حد می‌شود (۲۷). کفی‌های طبی می‌توانند با تنظیم وضعیت پا و اصلاح چرخش آن، باعث بهبود توزیع نیروها و کاهش فشارهای غیرضروری بر مفاصل مختلف شوند. این تغییرات در توزیع نیرو ممکن است به بهبود هماهنگی بین مفاصل مختلف اندام تحتانی در حین دویدن منجر شود (۲۸، ۱۸). از سوی دیگر، تیپینگ نیز به عنوان یک روش غیرتهاجمی برای حمایت از پا و ایجاد ثبات در مفاصل استفاده می‌شود. مطالعات متعددی تأثیر سریع و موقتی تیپینگ را بر تغییرات مکانیکی و پشتیبانی ساختاری تأیید کرده‌اند؛ برای مثال، استفاده از تکنیک tape low-dye تقویت‌شده در زنان با صافی کف پا منجر به کاهش معنادار فاصله ناویکول و تغییرات مطلوب در توزیع فشار پوشش کف پا پس از ۲۰ دقیقه راه رفتن شد (۲۹). علاوه بر آن، در مطالعه‌ای دیگر روی زنان، تیپینگ کشسان روی عضلات مدیال و جانبی کف پا تغییر معناداری را در حرکت جلوی پا و رفتار فرومحروری مسیر حرکتی ایجاد کرد؛ هرچند کیفیت قوس و حرکات عقب‌پا عمدتاً بدون تغییر باقی ماند (۳۰). پژوهشی نیز نشان داد که تیپینگ می‌تواند سبب کاهش فشار نسبی کف پا در حین دویدن شود (۳۱)؛ با این حال، پرسش کلیدی این است که آیا این مداخلات به صورت حاد می‌توانند الگوی هماهنگی جلوی پا/عقب پا را در مرحله اتکای دویدن بازسازی کنند؟

با توجه به نقش محوری پا در فعالیت‌های ورزشی به عنوان عضو اصلی در مهارت‌هایی که نیازمند حمایت غیرفعال در برابر نیروهای برخوردی و انتقال فعال نیروهای عضلانی به زمین هستند، حفظ سلامت و عملکرد بهینه آن حیاتی است؛ بنابراین بررسی تأثیر ناهنجاری شایعی مانند صافی کف پا بر هماهنگی دینامیک بین سگمنت‌های حیاتی پا از جمله سگمنت‌های جلویی و عقبی در طول فاز اتکای دویدن، از اهمیت بسیاری برخوردار است. علاوه بر این، با توجه به شیوع بیشتر این عارضه در زنان و کمبود مطالعاتی که به طور خاص به تأثیر حاد مداخلات رایج مانند کفی‌های اصلاحی و تیپینگ بر الگوهای هماهنگی (کوپلینگ) در این جمعیت پرداخته باشند، پژوهش حاضر با هدف تحلیل الگوی هماهنگی بین سگمنت جلوی پا

1. Proprioception
2. Orthotic Insoles

و عقب پا در مرحله اتکای دویدن و بررسی اثر حاد این دو مداخله در زنان مبتلا به صافی کف پا طراحی شد. این مطالعه می‌تواند بینش‌های ارزشمندی درباره درک مکانیسم‌های بیومکانیکی مؤثر بر آسیب و طراحی راهکارهای پیشگیرانه یا اصلاحی فراهم آورد.

## روش پژوهش

### طرح پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با دو گروه کنترل و تجربی است که با هدف بررسی اثر حاد استفاده از کفی و کینزیوتیپ بر الگوی هماهنگی اندام تحتانی در مرحله اتکای دویدن در زنان مبتلا به صافی کف پا انجام شد.

### شرکت‌کننده‌ها

از میان دانشجویان دختر دانشگاه شهید باهنر کرمان، ۱۲ نفر دارای صافی کف پا، پس از بررسی ملاک‌های ورود و خروج، به روش نمونه‌گیری هدفمند و دردسترس انتخاب شدند. برای گروه کنترل نیز ۱۲ نفر به صورت همسان‌سازی شده از نظر سن، قد، وزن و طول اندام تحتانی انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل تشخیص صافی کف پا براساس آزمون افت ناوی (ارتفاع استخوان ناوی در حالت ایستاده بیش از ۹ میلی‌متر) برای گروه صافی کف پا، نداشتن ناهنجاری‌های اسکلتی در اندام تحتانی مانند زانوی پرانتری یا ضربدری، گودی کف پا، شین اسپلینت، پیچ‌خوردگی مزمن، آرتروز، سایز پای ۳۸ یا ۳۹ برای تطبیق با صندل‌ها و کفی استاندارد استفاده‌شده، نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، اختلالات عصبی-عضلانی یا استفاده از ارتز/پروتز، نداشتن بیماری‌هایی نظیر دیابت که اعصاب محیطی را درگیر می‌کند و شاخص توده بدن (BMI) کمتر از ۲۵ بود. تمام شرکت‌کننده‌ها فرم رضایت‌نامه کتبی را تکمیل کردند.

### ابزار اندازه‌گیری

برای ثبت داده‌های کینماتیکی از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی مدل Raptor-H Digital Real Time System با شش دوربین مادون قرمز استفاده شد (فرکانس نمونه‌برداری: ۱۲۰ هرتز) (۱۳). دوربین‌ها به گونه‌ای در اطراف مسیر دویدن قرار گرفتند که فضای کالیبره‌شده‌ای با ابعاد دو متر طول، ۰/۵ متر عرض و ۰/۵ متر ارتفاع را به طور کامل پوشش دهند. مراحل کالیبراسیون ایستا و پویا به ترتیب با استفاده از قاب L فریم (دارای چهار مارکر) و وند ۵۰ سانتی‌متری (دارای سه مارکر) انجام شد. خطای مجاز ثبت وند در سیستم کمتر از دو میلی‌متر در نظر گرفته شد.

برای ثبت حرکت اندام تحتانی از نه مارکر انعکاسی در نقاط آناتومیکی خاص استفاده شد. این مارکرها در نواحی سرماتارس اول و پنجم، پایه متاتارس اول و پنجم، پاشنه، قسمت خارجی و داخلی پاشنه، انگشت دوم پا و روی قوس پا بین متاتارس دو و سه چسبانده شدند (۳۲). پس از گرفتن کوشش ایستا با برداشتن مارکرهای سرماتارس اول و پنجم، کوشش‌های پویا ضبط شد. مارکرهای پاشنه، قسمت داخلی پاشنه و قسمت خارجی پاشنه برای تعریف سگمنت عقب پا و مارکرهای ابتدای متاتارس یک و پنج و همچنین انگشت دوم و بین متاتارس دو و سه برای تعریف قسمت جلوی پا نصب شدند.

### روش اجرای پژوهش

روش اجرای پژوهش به این صورت بود که ابتدا پنج دقیقه گرم کردن، سپس دو دقیقه استراحت، به دنبال آن کوشش‌های آشنایی و پس از یک استراحت کوشش‌های اصلی انجام شد. هر آزمودنی از گروه صافی کف پا ابتدا سه بار مسیر دویدن ۱۰

متری را با صندل و بدون مداخله (شرایط پایه) طی کرد (سرعت ۳-۳/۵ متر بر ثانیه) (۳۳). در مرحله دوم، کفی مخصوص داخل صندل قرار گرفت و آزمون تکرار شد. در مرحله سوم، آزمودنی همان مسیر را با اعمال کینزیوتیپ در ناحیه کف پا دویدند. به منظور کنترل تأثیر تیپ یا کفی تنها روی یک پا، مداخلات در هر دو پا اجرا شد. در هر مرحله میانگین سه کوشش موفق برای تحلیل استفاده شد (۳۴). بین تکرارها یک تا سه دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. در گروه کنترل، تنها آزمون پایه (دویدن با صندل و بدون مداخله) در همان شرایط اجرا و ثبت شد.

#### نحوه استفاده از کینزیوتیپ

برای اعمال تیپ از نوار Temtex (ساخت سوئد) با عرض ۵ سانتی متر و قابلیت کشش تا ۴۰ درصد به روش low-dye taping استفاده شد. فرد در وضعیت درازکش با زاویه ۹۰ درجه مچ پا قرار گرفت. یک نوار طولی از سر متاتارس پنجم به سمت سر متاتارس اول (از خارج به داخل) چسبانده شد. سپس سه نوار عرضی از قدام پاشنه به سمت متاتارس ها با حداکثر کشش ممکن در قوس عرضی پا اعمال شد (شکل ۱). تیپها ضدحساسیت و ضدآب بودند (۳۵).



شکل ۱- نحوه بستن کینزیوتیپ

Figure 1- How to apply kinesiotape

فرایند فیلتر کردن داده‌های خام

داده‌های ثبت‌شده به‌وسیله نرم‌افزار cortex نسخه ۲/۵ پردازش شدند. برای حذف نویزهای ناشی از حرکت مارکرها، فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس ۶ هرتز استفاده شد. همچنین برای اصلاح داده‌ها روش Smoothing و Rectify به کار رفت.

### تحلیل داده‌ها و خروج اطلاعات

پس از استخراج داده‌ها از سیستم تحلیل حرکت، با استفاده از نرم‌افزار اکسل نسخه ۲۰۱۳ اطلاعات موردنیاز پژوهش به دست آمد. برای بررسی دقیق‌تر فاز اتکا به چهار زیر فاز (۲۵ درصد اول، دوم، سوم و چهارم) تقسیم شد. برای به دست آوردن CRP داده‌ها در نرم‌افزار MATLAB نسخه R2012a برنامه‌نویسی شدند. الگوی هماهنگی از روش CRP با استفاده از معادله (۱) محاسبه شد (۳۶). مطابق معادله، ابتدا جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای نرمالایز شد و سپس تغییرات فازی و پس از آن CRP محاسبه شد.

$$\tilde{\theta} = 2 \left[ \frac{\theta - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} \right] - 1 \quad \text{معادله (۱):}$$

$$\tilde{\omega} = \frac{\omega}{\max(|\omega|)}$$

$$\phi(i) = \tan^{-1} \left[ \frac{\tilde{\omega}(i)}{\tilde{\theta}(i)} \right], \quad \dots, n$$

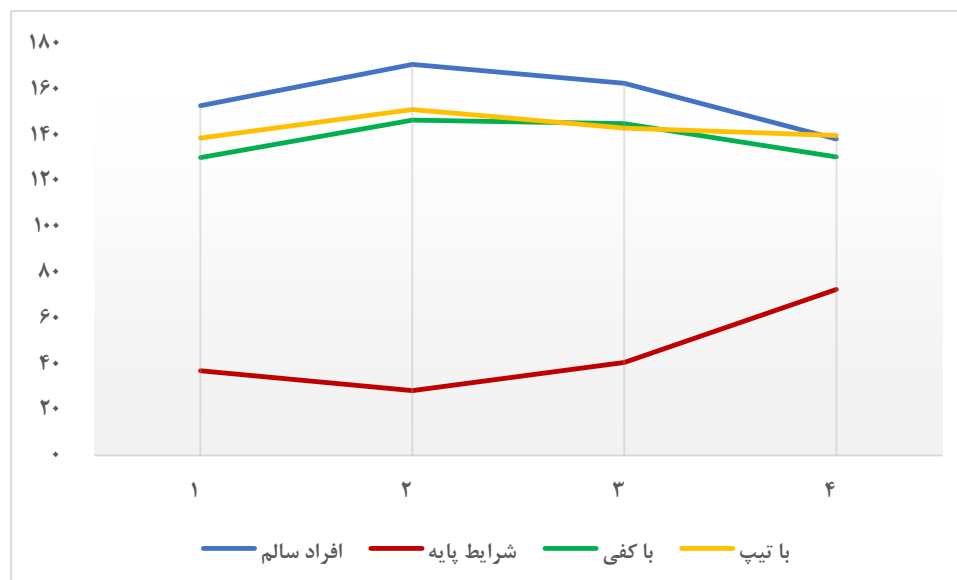
$$\theta_{CRP}(i) = |\phi_2(i) - \phi_1(i)|$$

### تجزیه و تحلیل آماری

تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزاری SPSS انجام شد. ابتدا، نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. سپس تحلیل واریانس چندمتغیره بین‌گروهی یک طرفه (مانوا) در سطح معناداری آماری ۰/۰۵ انجام شد. گروه، متغیر مستقل بود و زیرفاز به‌عنوان مؤلفه چندمتغیره در نظر گرفته شد. طرح طبقه‌بندی استفاده‌شده برای اندازه‌های اثر، براساس طبقه‌بندی‌های کوهن بود: ۰/۰۱=اثر کوچک، ۰/۰۶=اثر متوسط و ۰/۱۴=اثر بزرگ (۳۷).

### نتایج

تغییرات شاخص CRP در چهار زیرفاز و در تمامی شرایط در شکل (۲)، نمایش داده شده است. در شرایط پایه، مقدار CRP در افراد دارای صافی کف پا پایین‌تر از افراد سالم بود؛ با این حال، این اختلاف در شرایطی که افراد دارای صافی کف پا از کفی طبی یا تیپینگ استفاده کردند، به طور چشمگیری کاهش یافت.



شکل ۲- میانگین CRP فاز اتکا در چهار زیرفاز به تفکیک شرایط

Figure 2- Average CRP of the support phase in the four subphases by condition

تحلیل واریانس چندمتغیری بین گروهی یکراهه برای بررسی تفاوت‌های نوع مداخله انجام شد. چهار زیرفاز از فاز اتکای دویدن به عنوان متغیر وابسته استفاده شد. گروه، متغیر مستقل بود. ابتدا آزمون مفروضه‌ها برای بررسی بهنجاری، خطی بودن، داده‌های پرت تک‌متغیری و چندمتغیری، همگنی ماتریس واریانس-کوواریانس و چندهم‌خطی انجام گرفت. براساس نتایج، هیچ نوع تخطی مشاهده نشد.

یافته‌های تحلیل واریانس چندمتغیری بین گروهی حاکی از تفاوت معنادار در الگوی هماهنگی سگمنت پا بین گروه‌ها در شرایط پایه (بدون مداخله) بود ( $F_{(4,19)}=171/82$ ,  $P<0/001$ , Wilks' Lambda =  $0/03$ ,  $\eta^2_p = 0/97$ ). تجزیه و تحلیل‌های تک‌متغیره نشان‌دهنده اختلاف در زیرفازهای ۱ تا ۳ فاز اتکا بود ( $P<0/05$ )؛ با این حال، کاربرد هر دو مداخله کفی ( $0/33$ )، Wilks' Lambda =  $0/76$ ,  $\eta^2_p = 0/24$  و کینزیوتیپ ( $F_{(4,19)}=2/30$ ,  $P=0/10$ , Wilks' Lambda =  $0/67$ ,  $\eta^2_p = 0/23$ ), تفاوت‌های بین گروهی را در متغیر ترکیبی و همه زیرفازها حذف کرد ( $P>0/05$ ) (جدول ۱). این نتایج گویای پتانسیل اصلاحی این مداخلات در اختلالات هماهنگی ناشی از صافی کف پا است.

جدول ۱- نتایج مقایسه بین گروهی تحلیل واریانس چندمتغیری

Table 1- Results of between-group comparisons of multivariate analysis of variance

| $\eta^2_p$ | P      | F      | زیرفازها  | مقایسه گروهی                                  |
|------------|--------|--------|-----------|-----------------------------------------------|
|            |        |        | Subphases | Group Comparison                              |
| 0.74       | <0.001 | 62.21  | 1         | سالم-کف پای صاف در شرایط پایه                 |
| 0.96       | <0.001 | 510.41 | 2         |                                               |
| 0.88       | <0.001 | 162.27 | 3         |                                               |
| 0.12       | 0.11   | 2.85   | 4         | Healthy-flat-footed under baseline conditions |
| 0.08       | 0.16   | 2.02   | 1         | سالم-کف پای صاف با کفی                        |
| 0.13       | 0.08   | 4.86   | 2         |                                               |
| 0.08       | 0.18   | 1.90   | 3         |                                               |
| 0.01       | 0.64   | 0.22   | 4         | Healthy-flat-footed with insoles              |
| 0.03       | 0.45   | 0.60   | 1         | سالم-کف پای صاف با کینزیوتیپ                  |
| 0.15       | 0.06   | 3.86   | 2         |                                               |
| 0.16       | 0.06   | 4.08   | 3         |                                               |
| 0.001      | 0.92   | 0.01   | 4         | Healthy-flat-footed with Kinesio tape         |

### بحث و نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در شرایط پایه، بین افراد دارای صافی کف پا و گروه سالم، اختلاف معناداری در الگوی هماهنگی در سه زیرفاز ابتدایی مرحله اتکا (زیرفازهای ۱، ۲ و ۳) وجود دارد. این یافته با تحقیقات پیشین همسوست؛ مطالعاتی که تغییرپذیری بیشتر و کاهش نظم کوپلینگ مفصلی در افراد مبتلا به صافی کف پا را با اشاره به افزایش ریسک آسیب زیرساختی گزارش می‌کنند؛ برای مثال مطالعه‌ای نشان داد، افراد دارای صافی کف پا در مقایسه با افراد با کف پای طبیعی، تغییرپذیری بیشتری در هماهنگی مفاصل پا دارند -مثلاً بین عقب‌پا و میان پا یا مناطق دیگر- که نشان‌دهنده بی‌نظمی حرکتی و افزایش ریسک آسیب به‌ویژه در فاز اولیه اتکا هنگام دویدن است (۲۳). این نتایج همچنین با شواهد پیشین که نشان می‌دهد اختلال در ساختار قوس داخلی پا می‌تواند دینامیک راه‌رفتن و دویدن را تحت‌تأثیر قرار دهد، همسوست (۳۸).

از منظر نظریه کوپلینگ مکانیکی، قوس داخلی نقش کلیدی در توزیع مناسب نیروها، پایداری و هماهنگی سگمنت‌ها ایفا می‌کند. در افرادی که دچار افت قوس هستند، این تعاملات بین‌سگمنتی دچار اختلال می‌شود که می‌تواند به صورت تغییر در روابط فازی (in-phase/anti-phase) و افزایش فاز تأخیری (lag) در الگوهای هماهنگی ظاهر شود (۳۹، ۴۰). مداخله کفی طبی که با هدف بازگرداندن ارتفاع قوس طولی داخلی طراحی شده است، در این مطالعه توانست تا حد زیادی الگوهای ناهماهنگ مشاهده‌شده را اصلاح کند و تفاوت‌های بین‌گروهی را از بین ببرد. این شواهد با متاآنالیزهای جدید در زمینه دویدن در افراد با کف پای صاف که کاهش قابل‌ملاحظه انحراف مچ پا و گشتاورها را در اثر استفاده از کفی تأیید کردند، همسوست (۴۱). همچنین پژوهش‌چن و همکاران نشان داد که هر دو مداخله کفی و تیپینگ فشار میانه پا را کاهش می‌دهند، اما کفی در ثبات اثربخش‌تر است (۴۲). متاآنالیز دیگری نیز به اثر مثبت کفی در تحریک پروپریوسپشن و بهبود تعادل اشاره

کرده است (۲۶). نتایج این بخش نشان دهنده بازسازی الگوی کوپلینگ در فاز اتکا، کاهش ناپایداری دینامیکی و الگوریتم‌های آسیب‌زا و تأیید علمی اثر کفی در شرایط دویدن است؛ به عبارت ساده، استفاده از کفی توانست الگوی هماهنگی را در زنان مبتلا به صافی کف پا به سطح مشابه افراد سالم نزدیک کند.

از منظر عصبی-عضلانی، کفی‌های طبی می‌توانند از طریق افزایش بازخورد حس عمقی از قوس پا، کنترل حرکتی را ارتقا دهند و به بهبود کوپلینگ بین سگمنت‌ها کمک کنند (۴۳)؛ به همین دلیل، کاهش اختلافات مشاهده‌شده در فازهای اول تا سوم اتکا می‌تواند ناشی از بهبود پایداری ساختاری و حسی در اندام تحتانی باشد؛ با این حال، برخی مطالعات نتایج متناقضی گزارش کرده‌اند؛ برای مثال مویسان و همکاران در مقاله‌ای جامع نشان دادند، با وجود استفاده گسترده از ارتز، اثر آن‌ها بر کینماتیک و پارامترهای عملکردی برای فعالیت‌های پرفشار (مثل دویدن) ناواضح و محدود است؛ یعنی تأثیرات ساختاری بر حرکت مفصل مچ و ران کمتر است و اثرات کوتاه‌مدت چشمگیر نیست (۴۴). این ناهم‌سویی ممکن است به دلیل تفاوت در نوع و طرحی ارتز، مدت‌زمان استفاده یا نوع فعالیت حرکتی بررسی‌شده باشد.

درخصوص مداخله دوم یعنی کینزیوتیپ، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تیپینگ نیز توانست به طور مشابه تفاوت‌های گروهی در الگوهای هماهنگی را حذف کند. این نتیجه با مطالعات پیشین هم‌سوست؛ به طوری که طهماسبی و همکاران (۴۵) در بررسی زنان نشان دادند که کینزیوتیپ می‌تواند وضعیت پا را بهبود بخشد. کینزیوتیپ حداکثر نیروی کل فاز ایستایی را در حین دویدن افزایش داد و برخی از پارامترهای زمانی را در حین راه رفتن و دویدن تغییر داد. همچنین کینزیوتیپ منجر به اصلاح علائم ناپایداری و بهبود تعادل پویا شد.

مکانیسم اثر کینزیوتیپ عمدتاً مبتنی بر افزایش تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوست و فاشیا است که به بهبود بازخورد حسی و افزایش آگاهی وضعیتی منجر می‌شود (۴۶، ۴۷). در افراد با کف پای صاف، این تحریک حسی ممکن است موجب جبران کاهش ورودی‌های حسی ناشی از اختلال در قوس پا شود و در نتیجه باعث بهبود سازمان‌دهی حرکات بین سگمنت‌ها شود. مطالعاتی نیز اثر مثبت تیپ بر بهبود تعادل و کنترل حرکتی را تأیید کرده‌اند (۴۸، ۴۹). در برخی گزارش‌ها اثرات تیپینگ به‌عنوان یک اثر دارونما یا صرفاً موقتی معرفی شده است (۵۰)، اما نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که حتی در اجرای مهارت‌های پویا مانند دویدن، این ابزار قادر است اختلالات هماهنگی ناشی از ناهنجاری ساختاری را تعدیل کند.

درمجموع، به نظر می‌رسد هر دو مداخله، هرچند با مکانیسم‌های متفاوت (ساختاری در کفی و حسی-عصبی در تیپ)، می‌توانند در بهبود هماهنگی سگمنت‌های پا در افراد با کف پای صاف مؤثر باشند. یافته‌های این پژوهش گویای اهمیت استفاده از مداخلات غیرتهاجمی و ساده برای مدیریت اختلالات عملکردی مرتبط با ناهنجاری‌های ساختاری پا است؛ هرچند وجود برخی یافته‌های ناهم‌سو نیز ضرورت بررسی دقیق‌تر ویژگی‌های طراحی مداخله، مدت استفاده و ترکیب با سایر روش‌های درمانی را گوشزد می‌کند. از آنجاکه هماهنگی دینامیک بین سگمنت‌های پا در کنترل عملکردی و پیشگیری از آسیب‌ها نقش کلیدی دارد، یافته‌های این مطالعه می‌تواند کاربردهای عملی مهمی در طراحی برنامه‌های درمانی و تمرینی برای ورزشکاران و افراد مبتلا به اختلالات ساختاری کف پا داشته باشد. همچنین استفاده ترکیبی یا متوالی از این دو روش می‌تواند به‌عنوان یک مسیر پژوهشی ارزشمند در آینده دنبال شود.

- 
1. Kinesthesia
  2. Placebo Effect

### پیام مقاله

نتایج این پژوهش نشان داد، استفاده از کفی و تیپ به‌عنوان مداخلات کوتاه‌مدت و غیرتهاجمی، هماهنگی سگمنت‌های پا را در زنان دارای کف پای صاف تا حدی اصلاح می‌کند و خطر آسیب‌های ناشی از فشار مکرر را کاهش می‌دهد. انتخاب هریک از این روش‌ها می‌تواند براساس شرایط و ترجیحات فردی صورت گیرد.

### ملاحظات اخلاقی

تمام مراحل پژوهش مطابق با اصول اخلاقی مندرج در بیانیه هلسینکی انجام شد و شرکت‌کنندگان پس از توضیح کامل اهداف پژوهش، رضایت‌نامه کتبی خود را ارائه دادند.

### مشارکت نویسندگان

ایده‌پردازی: نجمه پرهیزمیمندی، حسین بابایی‌پور، فریبرز محمدی‌پور و محبوبه زراعت‌گر

جمع‌آوری داده‌ها: محبوبه زراعت‌گر

تحلیل داده‌ها: نجمه پرهیزمیمندی و محبوبه زراعت‌گر

نوشتن مقاله: نجمه پرهیزمیمندی

بازبینی و ویرایش: نجمه پرهیزمیمندی، حسین بابایی‌پور، فریبرز محمدی‌پور و محبوبه زراعت‌گر

مرور ادبیات: نجمه پرهیزمیمندی، حسین بابایی‌پور، فریبرز محمدی‌پور و محبوبه زراعت‌گر

مدیر پروژه: حسین بابایی‌پور و فریبرز محمدی‌پور

### تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

### تشکر و قدردانی

از شرکت‌کنندگان در پژوهش تشکر فراوان می‌شود.

### منابع

1. Sarkodie-Gyan T, Yu H. The human locomotor system: physiological and technological foundations. The Human Locomotor System: Physiological and Technological Foundations: Springer; 2023. pp. 1-76.
2. Mulla DM, Keir PJ. Neuromuscular control: from a biomechanist's perspective. Frontiers in sports and active living. 2023;5:1217009. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1217009>
3. Pietraszewski P, Maszczyk A, Zajac A, Gołaś A. Muscle activity and biomechanics of sprinting: a meta-analysis review. Applied Sciences. 2025;15(9):4959. <https://doi.org/10.3390/app15094959>.
4. Dean JC, Kuo AD. Elastic coupling of limb joints enables faster bipedal walking. Journal of the Royal Society Interface. 2009;6(35):561-73. <https://doi.org/10.1098/rsif.2008.0415>
5. Takabayashi T, Edama M, Yokoyama E, Kanaya C, Inai T, Tokunaga Y, et al. Changes in kinematic coupling among the rearfoot, midfoot, and forefoot segments during running and walking. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2018;108(1):45-51. <https://doi.org/10.7547/16-024>



6. Hoffee AJ. Coordination and coordination variability during running with respect to internal loading and age: Montana State University Bozeman; 2021.
7. Takabayashi T, Edama M, Nakamura E, Yokoyama E, Kanaya C, Kubo M. Coordination among the rearfoot, midfoot, and forefoot during walking. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2017;10(1):42. <https://doi.org/10.1186/s13047-017-0224-3>
8. Hein T, Schmeltzpfenning T, Krauss I, Maiwald C, Horstmann T, Grau S. Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human movement science*. 2012;31(3):683-94. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.07.008>
9. Takabayashi T, Edama M, Inai T, Kubo M. Shank and rearfoot coordination and its variability during running in flatfoot. *Journal of Biomechanics*. 2021;115:110119. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110119>
10. Tsai W-C, Chen Z-R, Hsu J-T, Song C-Y. Multi-segment foot kinematics during gait in adults with asymptomatic and symptomatic flatfoot. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2024;44(3):471-7. <https://doi.org/10.1007/s40846-024-00877-5>
11. Chiu S-L, Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. *Clinical Biomechanics*. 2013;28(4):454-8. DOI: [10.1016/j.clinbiomech.2013.03.001](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.03.001)
12. Crowther RG, Spinks WL, Leicht AS, Quigley F, Gollidge J. Intralimb coordination variability in peripheral arterial disease. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(3):357-64. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.009>
13. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. *Human Kinetics*; 2013.
14. Mei Q, Kim HK, Xiang L, Shim V, Wang A, Baker JS, et al. Toward improved understanding of foot shape, foot posture, and foot biomechanics during running: A narrative review. *Frontiers in Physiology*. 2022;13:1062598. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1062598>
15. Peters-Dickie J-L, Detrembleur C, Guallar-Boulloc M, Rastelli M, Lobet S, Hidalgo B, et al. The effects of foot core exercises and minimalist footwear on foot muscle sizes, foot strength, and biomechanics: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*. 2025;122:106417. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2024.106417>
16. Dawe EJ, Davis J. (vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma*. 2011;25(4):279-86.
17. Prachgosin T, Chong DY, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2015;17(4). <https://doi.org/10.5277/ABB-00296-2015-02>
18. Chen H, Sun D, Fang Y, Gao S, Zhang Q, Bíró I, et al. Effect of orthopedic insoles on lower limb motion kinematics and kinetics in adults with flat foot: a systematic review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2024;12:1435554. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1435554>
19. Cacace L, Hillstrom H, Dufour A, Hannan M. The association between pes planus foot type and the prevalence of foot disorders: the Framingham foot study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2013;21:S166-S7. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.02.356>
20. Nourbakhsh S-A, Sheikhhoseini R, Piri H, Soltani F, Ebrahimi E. Spatiotemporal and kinematic gait changes in flexible flatfoot: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2025;20(1):223. <https://doi.org/10.1186/s13018-025-05649-8>
21. Moreno-Barriga OS, Romero-Morales C, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Gómez-Salgado J, Caballero-López J, et al. Effects of foot structure type on core stability in university athletes. *Life*. 2023;13(7):1487. <https://doi.org/10.3390/life13071487>
22. Jafarnezhadgero A, Esmaeili A, Mousavi SH, Granacher U. Effects of foot orthoses application during walking on lower limb joint angles and moments in adults with flat Feet: A systematic review with Meta-Analysis. *Journal of Biomechanics*. 2024;176:112345. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112345>

23. Takabayashi T, Edama M, Inai T, Kubo M. Differences in the coordination and its variability among foot joints during running in neutral foot and flatfoot. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023;33(3):235-45. <https://doi.org/10.1111/sms.14267>
24. Semple R, Murley GS, Woodburn J, Turner DE. Tibialis posterior in health and disease: a review of structure and function with specific reference to electromyographic studies. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009;2(1):24. DOI: [10.1186/1757-1146-2-24](https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-24)
25. Ghorbani M, Yaali R, Sadeghi H, Luczak T. The effect of foot posture on static balance, ankle and knee proprioception in 18-to-25-year-old female student: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2023;24(1):547. DOI: [10.1186/s12891-023-06678-2](https://doi.org/10.1186/s12891-023-06678-2)
26. Chinpeerasathian C, Sin Oo P, Siriphorn A, Pensri P. Effect of foot orthoses on balance among individuals with flatfoot: A systematic review and meta-analysis. *Plos One*. 2024;19(3):e0299446. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0299446>
27. Del Duchetto F, Dussault-Picard C, Gagnon M, Dixon P, Cherni Y. Can foot orthoses benefit symptomatic runners? mechanistic and clinical insights through a scoping review. *Sports Medicine-Open*. 2024;10(1):108.
28. Jor A, Lau NW, Daryabor A, Koh MW, Lam W-K, Hobara H, et al. Effects of foot orthoses on running kinetics and kinematics: a systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*. 2024;109:240-58. <https://doi.org/10.1186/s40798-024-00774-w>
29. Tang M, Zeng Z, Li C, Hu X, Wang L. Acute effects of athletic taping on arch deformity and plantar pressure in young female adults with flexible flatfoot. *Gait & Posture*. 2024;108:250-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.12.013>
30. dos Santos M GR, Ribeiro DM, Calaça F IR, Klafke M, Lemos TV, PC MJ. Adhesive elastic tape modifies forefoot motion in young women with flatfoot. *Human Movement*. 2024;25(1):113-22. DOI: <https://doi.org/10.5114/hm.2024.136316>
31. Siu W-S, Shih Y-F, Lin H-C. Effects of Kinesio tape on supporting medial foot arch in runners with functional flatfoot: a preliminary study. *Research in Sports Medicine*. 2020;28(2):168-80. DOI: [10.1080/15438627.2019.1638258](https://doi.org/10.1080/15438627.2019.1638258)
32. Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2013;16(4):377-81. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.09.008>
33. Khezri D, Eslami M, Rabiei M, Gandomkar A. The effect of insoles with different degrees of stiffness on the coordination patterns and variability of the leg and heel during the stance phase of running. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2014;12(24):159-70. (In persian). DOI: [10.22080/jaep.2016.1600](https://doi.org/10.22080/jaep.2016.1600)
34. Cowley JC, Gates DH. Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue. *Human Movement Science*. 2017;56:109-18. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.015>
35. Yoho R, Rivera JJ, Renschler R, Vardaxis VG, Dikis J. A biomechanical analysis of the effects of low-Dye taping on arch deformation during gait. *The Foot*. 2012;22(4):283-6. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.08.006>
36. Miller RH, Chang R, Baird JL, Van Emmerik RE, Hamill J. Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(13):2554-60. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.014>
37. Cohen JW. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed ed: Hikaale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
38. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait :a comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*. 2015;42(1):42-8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.03.004>
39. Chang R, Van Emmerik R, Hamill J. Quantifying rearfoot–forefoot coordination in human walking. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(14):3101-5. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.024>
40. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*. 2011;30(5):869-88. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>

41. Jor A, Lau NW, He Y, Daryabor A, Lam W-K, Hobara H, et al. Effects of foot orthoses on lower extremity joint kinematics and kinetics in runners with asymptomatic flatfeet: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.06.003>
42. Chen H, Bíró I. Effects of foot orthoses and kinesio tape on spatiotemporal and kinetic gait parameters during running in individuals with flatfoot. *Analecta Technica Szegedinensia*. 2024;18(3):77-81. <https://orcid.org/0000-0002-3223-6558>
43. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine*. 2000;29(5):361-71. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029050-00005>
44. 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. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105641>
45. Tahmasbi A, Shadmehr A, Moghadam BA, Fereydounnia S. Does Kinesio taping of tibialis posterior or peroneus longus have an immediate effect on improving foot posture, dynamic balance, and biomechanical variables in young women with flexible flatfoot? *The Foot*. 2023;56:102032. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2023.102032>
46. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2004;3(1):1.
47. Şşimşşek TT, Türkücüöğğlü B, Çokal N, Üstünbaşş G, Şşimşşek İE. The effects of Kinesio® taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*. 2011;33(21-22):2058-63. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.560331>
48. Yoshida A, Kahanov L. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in Sports Medicine*. 2007;15(2):103-12. <https://doi.org/10.1080/15438620701405206>
49. Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja*. 2007;9(6):644-51.
50. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Medicine*. 2012;42(2):153-64. <https://doi.org/10.2165/11594960-000000000-00000>