



Research Paper

Effect of Using Carbon Shoes on Ground Reaction Forces Components in Runners with Pronated Feet During Walking

Mohsen Barghamadi*¹, Ladan Barzegarfard¹, Ebrahim Piri¹, Saleh Barghamadi²

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

2. Department of Polymer Engineering, Faculty of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

Scan to read online



Citation: Barghamadi M, Barzegarfard L, Piri E, Barghamadi S. Effect of Using Carbon Shoes on Ground Reaction Forces Components in Runners with Pronated Feet During Walking. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):690–708. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.690>



Article Info:

Received: 30 June 2026

Accepted: 1 October 2026

Published: 10 October 2026

Keywords:

Ground reaction force, Flat foot, Carbon shoe, Runners.

ABSTRACT

Objective Carbon-plated footwear may alter the mechanical interaction between the foot and ground. However, its biomechanical effects in runners with pronated feet during walking remain unclear. This study aimed to compare ground reaction force (GRF) components during walking between carbon-plated and conventional footwear in runners with pronated feet.

Methods This quasi-experimental laboratory study included 30 runners with pronated feet who were randomly assigned to carbon-plated (n=15) and conventional footwear (n=15) groups. Kinetic data were recorded using a Bertec force plate at a sampling frequency of 1000 Hz and normalized to body weight. Independent-samples t-tests were used to compare the two groups at a significance level of $P < 0.05$. Cohen's d was calculated as an effect size.

Results During the heel contact phase, medial-lateral peak force ($P = 0.04$, $d = 1.16$) and the anterior-posterior force ($P = 0.01$, $d = 0.99$) differed significantly between groups, with a smaller absolute braking force in the carbon-plated group. The time to peak anterior-posterior force was also greater in the carbon-plated group ($P = 0.02$, $d = 0.872$). During push-off, vertical force ($P = 0.02$, $d = 0.906$), time to peak anterior-posterior force ($P = 0.009$, $d = 1.027$), and time to peak vertical force ($P = 0.006$, $d = 1.098$) were significantly greater in the carbon-plated group.

Conclusion Compared with conventional footwear, carbon-plated footwear was associated with a greater peak medial-lateral force, a reduction in anterior-posterior force during heel contact, and a greater peak vertical force during push-off. Furthermore, time to peak anterior-posterior force during heel contact and times to peak anterior-posterior and vertical forces during push-off were increased.

* Corresponding Author:

Mohsen Barghamadi
barghamadi@uma.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

Introduction

In recent years, the increasing popularity and specialization of running have drawn growing attention to sports footwear as a key interface between the body and the ground (1). These shoes typically combine a highly stiff carbon-fiber plate with lightweight, elastic foams that provide high energy return. This structure may increase the longitudinal stiffness of the foot–shoe system, improve energy storage and return, and reduce mechanical energy losses, potentially enhancing running economy and performance (2, 3). The widespread use of carbon-plated footwear began around 2016 with the introduction of energy-return technologies, which manufacturers claimed could reduce energy consumption, increase speed, and improve running performance (4). Subsequent notable records in endurance races and marathons further stimulated research interest in the mechanisms underlying their performance effects (5). However, findings regarding the effects of footwear characteristics on ground reaction forces (GRFs) have been inconsistent. GRF responses may depend on footwear features such as bending stiffness, rocker geometry, midsole construction, and plate placement (6–8). In individuals with pronated feet, footwear modifications and anti-pronation interventions have also been associated with changes in GRF characteristics during walking (9–12). Foot pronation is a common biomechanical condition, with a reported prevalence of 10–25% in the general population (13). It is characterized by a reduced medial longitudinal arch, excessive rearfoot eversion, and changes in lower-limb alignment (10, 14, 15). These characteristics may be associated with changes in lower-limb kinematics and kinetics, redistribution of GRFs, and altered joint loading patterns (10, 16–18). Previous studies have demonstrated that footwear characteristics can modify lower-limb mechanical behavior, although the magnitude and direction of these responses may vary according to shoe design and movement conditions (2, 19–23). Pronated foot posture has also been associated with an increased risk of lower-limb injuries, including patellofemoral pain, dynamic knee valgus, and plantar fasciitis (12, 24, 25). Furthermore, increased longitudinal stiffness of the foot–shoe system, a key feature of carbon-plated footwear, may modify force transmission and mechanical loading by changing the moment arms of the ankle and metatarsophalangeal joints (2). Therefore, the biomechanical responses of runners with pronated feet to carbon-plated footwear may differ from those of individuals with normal foot structure. Although several studies have reported positive effects of carbon-plated footwear on running economy and athletic performance (16, 17), other studies have reported nonsignificant effects or findings that depend on individual characteristics (6, 26, 27). Evidence on the effects of carbon-plated footwear on GRFs in runners with pronated feet remains limited. Because walking and running differ in loading patterns and foot–ankle mechanics, footwear responses may vary between activities. As most studies have focused on running, investigating walking may provide complementary insights into footwear–foot interactions in runners with pronated feet. The present study aimed to compare ground reaction force (GRF) components and their temporal characteristics during walking between recreational runners with pronated feet wearing carbon-plated and conventional footwear. It was hypothesized that GRF components and their temporal characteristics would differ significantly between the two footwear conditions.

Methods

This quasi-experimental laboratory study included 30 recreational runners with pronated feet. An a priori sample-size calculation using G*Power 3.1 indicated that at least 23 participants were required, based on an effect size of 0.621 for time to peak mediolateral ground reaction force during heel contact (TTPFXHC), a statistical power of 80%, and an alpha level of 0.05 (17). The final sample consisted of 30 participants recruited from the local running community. Participants were required to be 18–35 years old, have at least three years of regular running experience, run at least three times per week, and cover a minimum of 20 km per week. Foot posture was assessed using the Foot

Posture Index-6 (FPI-6), with a score of $\geq +6$ indicating pronated foot posture (19, 28). All participants met this criterion. The dominant limb was identified using the preferred kicking leg (29). Participants were randomly allocated to either the carbon-plated footwear group ($n = 15$) or the conventional footwear group ($n = 15$), and the same experimental procedure was applied to both groups. Exclusion criteria included a history of lower-limb musculoskeletal injury during the previous year that required medical care or restricted physical activity for more than one week; previous orthopedic surgery or major trauma involving the lower limbs, pelvis, or spine; severe trunk or spinal deformities; a structural leg-length discrepancy greater than 1 cm; and neurological, vestibular, or systemic conditions that could affect balance, gait, or motor control. Participants were also excluded if they sustained an acute musculoskeletal injury during the study or voluntarily withdrew (27, 30). All procedures were conducted under the supervision of a medical specialist in accordance with the Declaration of Helsinki. Written informed consent was obtained from all participants, and participant confidentiality was maintained. All participants familiarized themselves with each shoe by walking for five minutes (31). All participants were familiarized with the testing procedures before the assessment (32). To improve measurement reliability, each participant completed three walking trials, and the mean values were used for statistical analysis (33). All force data were normalized to body weight to account for differences in participants' body mass (34). Participants were assigned to the carbon-plated or conventional shoe group. Between-group differences were analyzed using independent-samples t-tests in SPSS version 26, with statistical significance set at $p < 0.05$. Effect sizes were calculated using Cohen's d (35).

Results

The results showed no significant differences in the demographic characteristics of the two groups (Table 1). As shown in Table 2, significant between-group differences were observed in peak medial-lateral force ($p = 0.04$, $d = 1.16$) and anterior-posterior force ($p = 0.01$, $d = 0.99$) during heel contact. Additionally, the time to peak anterior-posterior force during heel contact was significantly greater in the carbon-plated footwear group than in the conventional footwear group ($p = 0.02$, $d = 0.872$). In contrast, statistical analyses during push-off revealed significant increases in peak vertical force ($p = 0.02$, $d = 0.906$), time to peak anterior-posterior force ($p = 0.009$, $d = 1.027$), and time to peak vertical force ($p = 0.006$, $d = 1.098$) in the carbon-plated footwear group compared with the conventional footwear group (Fig. 1).

Discussion

The aim of the present study was to investigate the effects of carbon-plated footwear on GRF components in runners with pronation abnormalities. The findings showed that carbon-plated footwear was associated with differences in selected kinetic patterns during walking, particularly in variables related to loading and push-off. The main findings included a longer time to peak anterior-posterior force during heel contact, differences in medial-lateral and anterior-posterior forces, and, during push-off, a greater vertical force and longer times to peak anterior-posterior and vertical forces. One of the main findings was the longer time to peak anterior-posterior force during heel contact. This variable provides information about the temporal development of force during foot contact with the ground. A longer time to peak force may indicate that the force reaches its maximum later during the contact phase; however, this finding alone does not establish that loading occurs more gradually or that mechanical stress on the lower extremity is reduced (36). The longer time to peak anterior-posterior force during the heel contact phase observed in the present study is consistent with the broader literature examining the effects of footwear design on force transmission and lower-limb biomechanics (37). Because runners with pronation abnormalities may demonstrate differences in lower-limb mechanics, the temporal changes observed with carbon-plated footwear may be relevant to understanding footwear-related loading patterns. Nevertheless, further research is needed to determine whether these changes are associated with reductions in mechanical stress

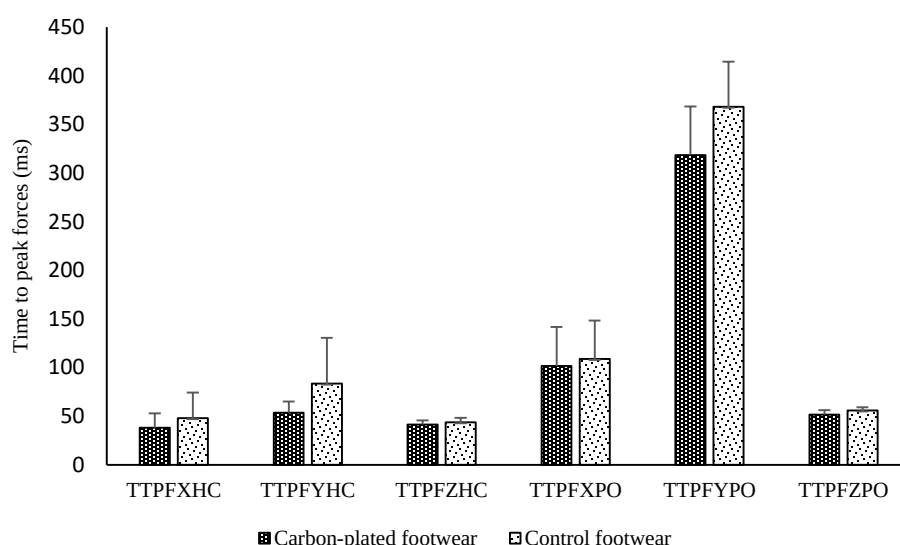


Fig. 1. Comparison of time to peak ground reaction force components (ms) between carbon plate footwear and control footwear.

on lower-extremity tissues (38). The results also showed that carbon-plated footwear was associated with a lower absolute anterior–posterior force during heel contact. This component represents the braking force applied to the body when the foot contacts the ground. The less negative values observed with carbon-plated footwear indicate a reduction in the magnitude of this braking force. Such a difference may reflect a change in the interaction between the foot, shoe, and ground during initial contact. However, the present study did not directly assess movement efficiency or energy expenditure. Therefore, it cannot be concluded that the lower braking-force magnitude improved movement efficiency or reduced energy loss. Previous research has examined relationships between footwear characteristics, mechanical loading, and running economy, although the implications of these findings for walking remain uncertain (2, 27). Another finding was the difference in vertical force during heel contact. Although the mean vertical force was numerically higher in the carbon-plated footwear group, the difference did not reach statistical significance ($p = 0.05$). Therefore, this result should not be interpreted as evidence of a significant increase in vertical force during heel contact. More broadly, force magnitude and time to peak force represent different aspects of GRF behavior, and neither measure alone is sufficient to determine the mechanical loading experienced by specific tissues. Consequently, conclusions about force absorption, redistribution, or injury risk require additional biomechanical evidence (2, 6). The findings during push-off showed that the times to peak anterior–posterior and vertical forces were significantly longer with carbon-plated footwear. These differences suggest that the timing of force development during this phase varied between the footwear conditions. This may be related to differences in the mechanical properties of the shoes, including longitudinal bending stiffness and midsole construction. Previous research has investigated how carbon-plated footwear affects running biomechanics and the mechanical characteristics of the foot–shoe system (39). However, the present study did not directly measure energy storage or return; therefore, the longer times to peak force cannot be taken as direct evidence of more effective energy utilization or improved movement performance. Further research incorporating direct measurements of energy expenditure and foot–shoe mechanics is needed to clarify the mechanisms underlying these differences. Peak vertical force during push-off was also significantly greater in the carbon-plated footwear group. This finding may indicate that the footwear conditions were associated with differences in vertical force production during the push-off phase. Increased longitudinal bending stiffness and changes in the lever function of the foot have

been proposed as potential mechanisms through which carbon-plated footwear may influence lower-limb mechanics (7). Nevertheless, a greater peak vertical force does not necessarily indicate improved propulsion or increased injury risk. Moreover, previous studies have reported inconsistent findings concerning peak vertical force and other biomechanical outcomes in carbon-plated footwear (6, 7, 26). These differences may be related to variations in movement speed, footwear design, participant characteristics, and foot structure. Because all participants in the present study had pronation abnormalities, the findings should be interpreted within the characteristics of this specific population. The present study also identified a significant difference in peak mediolateral force during heel contact. This finding indicates that the mediolateral component of the GRF differed between the footwear groups at initial contact. However, the clinical significance of this difference remains uncertain. Previous studies have examined the relationships between foot posture, lower-limb mechanics, and GRF characteristics during walking, as well as the effects of interventions targeting foot mechanics (40, 41). Differences in participant characteristics and experimental protocols may contribute to variation across studies. Pronation-related biomechanical characteristics may be relevant to the interpretation of footwear responses, but the present study did not include participants with normal foot posture. Therefore, it cannot establish whether these findings are specific to runners with pronated feet or whether foot posture modifies the response to footwear design. This study had several limitations. First, the participants were recreational runners with pronation abnormalities; therefore, the findings should be generalized cautiously to competitive runners, individuals without pronation, and other populations. Second, only one carbon-plated shoe model and one conventional shoe model without a plate were examined. Consequently, the findings cannot be generalized to all carbon-plated footwear, and the observed differences cannot be attributed exclusively to the carbon-fiber plate because shoe geometry, midsole construction, bending stiffness, and other design characteristics may also affect biomechanical responses. Third, the assessment was conducted under laboratory conditions during walking; therefore, the findings may not represent biomechanical responses during natural running or prolonged activity. In addition, the study examined acute responses to footwear and did not evaluate the effects of long-term adaptation.

Conclusion

Overall, carbon-fiber plated footwear was associated with changes in GRF patterns in runners with pronated feet. Longer time to peak force during heel contact may indicate more gradual loading, whereas increased shear and vertical forces during push-off may increase mechanical demands on foot and ankle stabilizing structures. These findings highlight the importance of considering individual foot biomechanics when prescribing carbon-fiber plated footwear.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (IR.UMA.REC.1401.081). Written informed consent was obtained from all participants prior to participation.

Funding

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Mohsen Barghamadi: Conceptualization, Methodology, Formal analysis, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing. Ladan Barzegarfar and Ebrahim Piri: Conceptualization, Methodology, Writing – original draft, Writing – review & editing. Saleh Barghamadi: Investigation,

Project administration, Writing – review & editing. All authors read and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر کفش‌های کربن‌دار بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در دوندگان دارای پای پرونیت
در حین راه رفتن: یک مطالعه نیمه تجربیمحسن برغمندی*^۱، لادن برزگر^۱، ابراهیم پیری^۱، صالح برغمندی^۲

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

۲. گروه مهندسی پلیمر، دانشکده فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

**Citation:** Barghamadi M, Barzegarfar L, Piri E, Barghamadi S. Effect of Using Carbon Shoes on Ground Reaction Forces Components in Runners with Pronated Feet During Walking. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):690-708. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.690>

چکیده

هدف: کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی ممکن است تعامل مکانیکی بین پا و زمین را تغییر دهند. با این حال، اثرات بیومکانیکی این کفش‌ها در دوندگان دارای پای پرونیت هنگام راه رفتن هنوز به خوبی مشخص نشده است. هدف از پژوهش حاضر، مقایسه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن بین کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی و کفش‌های متداول در دوندگان دارای پای پرونیت بود.

روش‌ها: این مطالعه آزمایشگاهی نیمه‌تجربی شامل ۳۰ دونده دارای پای پرونیت بود که به صورت تصادفی در دو گروه کفش دارای صفحه فیبر کربنی (۱۵ نفر) و کفش متداول (۱۵ نفر) قرار گرفتند. داده‌های کینتیکی با استفاده از صفحه نیروی برتک با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت و بر وزن بدن نرمال‌سازی شدند. برای مقایسه دو گروه از آزمون تی مستقل در سطح معناداری $P < 0.05$ استفاده شد. همچنین، اندازه اثر با استفاده از ضریب d کوهن محاسبه شد.

یافته‌ها: در فاز پاسخ بارگذاری، اوج مؤلفه‌های داخلی-خارجی ($d = 1/16$ و $p = 0/04$) و قدامی-خلفی ($d = 0/99$) و $p = 0/01$ و همچنین زمان رسیدن به اوج مؤلفه قدامی-خلفی ($d = 0/872$ و $p = 0/02$) در کفش کربنی بیشتر بود. در فاز هل‌دادن نیز نیروی عمودی ($d = 0/906$ و $p = 0/02$) و زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های قدامی-خلفی ($d = 1/027$ و $p = 0/009$) و عمودی ($d = 1/098$ و $P = 0/006$) در کفش کربنی افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: در مقایسه با کفش متداول، کفش دارای صفحه فیبر کربنی با افزایش اوج نیروی جانبی-خارجی، کاهش نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه با زمین و افزایش اوج نیروی عمودی در فاز هل‌دادن همراه بود. همچنین، زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه و زمان رسیدن به اوج نیروهای قدامی-خلفی و عمودی در فاز هل‌دادن افزایش یافت.

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۹ تیر ۱۴۰۵

پذیرش: ۹ مهر ۱۴۰۵

انتشار: ۱۸ مهر ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

نیروی عکس‌العمل زمین، پای صاف، کفش کربن‌دار، دوندگان

* نویسنده مسئول:

محسن برغمندی

barghamadi@uma.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](#), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

مقدمه

در سال‌های اخیر، با افزایش محبوبیت و تخصصی شدن دویدن، توجه دوندگان و پژوهشگران بیش از پیش به کفش‌های ورزشی به‌عنوان مهم‌ترین رابط میان بدن و زمین معطوف شده است (۱). در این میان، کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی به دلیل ویژگی‌های مکانیکی و بیومکانیکی منحصربه‌فرد خود، توجه گسترده‌ای را به خود جلب کرده‌اند. این کفش‌ها معمولاً از یک صفحه فیبر کربنی با سفتی خمشی بالا در ترکیب با فوم‌های سبک، الاستیک و با قابلیت بازگشت انرژی بالا ساخته می‌شوند. چنین ساختاری با افزایش سفتی طولی سیستم پا-کفش، بهبود ذخیره و بازگشت انرژی و کاهش اتلاف انرژی مکانیکی در اندام تحتانی، می‌تواند موجب بهبود اقتصاد دویدن و ارتقای عملکرد شود (۲، ۳).

استفاده گسترده از کفش‌های کربن‌دار از حدود سال ۲۰۱۶ و با معرفی فناوری‌های مبتنی بر بازگشت انرژی آغاز شد. تولیدکنندگان این کفش‌ها مدعی بودند که این فناوری می‌تواند موجب کاهش مصرف انرژی، افزایش سرعت و بهبود عملکرد دوندگان شود (۴). متعاقب آن، ثبت رکوردهای برجسته در مسابقات استقامتی و ماراتن موجب افزایش توجه پژوهشگران به سازوکارهای عملکردی این کفش‌ها شد (۵). در نتیجه، کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی به یکی از مهم‌ترین نوآوری‌های بیومکانیکی در حوزه دویدن استقامتی تبدیل شدند. با این حال، یافته‌های پژوهش‌های پیشین درباره تأثیر ویژگی‌های کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین یکسان نبوده است. شواهد موجود نشان می‌دهد که پاسخ نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند تحت تأثیر ویژگی‌های ساختاری کفش، از جمله سفتی خمشی، هندسه راکر، ساختار میانی و محل قرارگیری صفحه سفت قرار گیرد (۶-۸). در افراد دارای پای پرونیته نیز تغییر ویژگی‌های کفش و استفاده از مداخلات ضدپرونیته با تغییر در ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن همراه بوده است (۹-۱۲). بنابراین، پاسخ کینتیکی به کفش‌های دارای ساختار پیشرفته را نمی‌توان صرفاً بر اساس وجود صفحه کربنی تفسیر کرد و بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد با وضعیت‌های متفاوت پا، به‌ویژه طی راه‌رفتن، می‌تواند اطلاعات بیشتری درباره نحوه تعامل ساختار کفش و ویژگی‌های پا با زمین فراهم کند. در کنار ویژگی‌های کفش، پاسخ بیومکانیکی افراد به دویدن تحت تأثیر خصوصیات ساختاری و عملکردی سیستم اسکلتی-عضلانی نیز قرار دارد. در این میان، پای پرونیته یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های بیومکانیکی اندام تحتانی است که شیوع آن در جمعیت عمومی بین ۱۰ تا ۲۵ درصد گزارش شده است (۱۳). این وضعیت با کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی پا، اورژن بیش از حد پاشنه و تغییر در راستای اندام تحتانی مشخص می‌شود (۱۰، ۱۴، ۱۵). چنین تغییراتی می‌توانند موجب تغییر در الگوهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی، بازتوزیع نیروهای عکس‌العمل زمین و تغییر در الگوی بارگذاری مفاصل شوند (۱۰، ۱۶-۱۸). مطالعات نشان داده‌اند که افراد دارای پای پرونیته در معرض خطر بیشتری برای بروز آسیب‌هایی نظیر سندرم درد پاتلوفمورال، والگوس دینامیک زانو و فاشیته پلانتار قرار دارند (۲، ۱۹-۲۳). از سوی دیگر، افزایش سفتی طولی سیستم پا-کفش که از مهم‌ترین ویژگی‌های کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی است، می‌تواند رفتار مکانیکی اندام تحتانی را از طریق تغییر بازوی گشتاور مفاصل مچ پا و متاتارسوفالانژیال تغییر دهند؛ با این حال، میزان و جهت این پاسخ‌ها ممکن است بر اساس طراحی کفش و شرایط حرکتی متفاوت باشد (۱۲، ۲۴، ۲۵). بنابراین، انتظار می‌رود پاسخ بیومکانیکی دوندگان دارای پای پرونیته به این کفش‌ها با افراد دارای ساختار طبیعی پا متفاوت باشد. علاوه بر این، افزایش سختی خمشی طولی سیستم پا-کفش، که یکی از ویژگی‌های اصلی کفش‌های دارای صفحه کربنی است، ممکن است با تغییر بازوهای گشتاور مفاصل مچ پا و متاتارسوفالانژیال، انتقال نیرو و بارگذاری مکانیکی را تغییر دهد (۲). اگرچه مطالعات متعددی اثر مثبت کفش‌های کربن‌دار بر اقتصاد دویدن و عملکرد ورزشی را گزارش کرده‌اند (۱۶، ۱۷)، برخی پژوهش‌ها نیز عدم وجود اثر معنادار یا وابستگی نتایج به ویژگی‌های

فردی آزمودنی‌ها را نشان داده‌اند (۶، ۲۶، ۲۷). این ناهمگونی یافته‌ها بیانگر آن است که اثرات کفش‌های کربن‌دار ممکن است تحت تأثیر عوامل فردی از جمله ساختار پا و ویژگی‌های بیومکانیکی اندام تحتانی قرار گیرد. با وجود اهمیت این موضوع، شواهد موجود درباره تأثیر کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی بر نیروهای عکس‌العمل زمین در دوندگان دارای پای پرونیت محدود است و هنوز اجماع روشنی در این زمینه وجود ندارد.

اگرچه راه‌رفتن و دویدن هر دو تحت تأثیر تعامل پا، کفش و سطح زمین قرار دارند، از نظر میزان و نرخ بارگذاری، زمان اتکا، پیشروی مرکز فشار و نقش مجموعه پا-مچ در جذب و انتقال نیرو با یکدیگر تفاوت دارند؛ بنابراین، پاسخ بیومکانیکی یک کفش در این دو فعالیت الزاماً یکسان نیست. با وجود آنکه بخش عمده پژوهش‌های کفش‌های کربن‌دار بر دویدن متمرکز بوده است، بررسی راه‌رفتن می‌تواند اطلاعات مکملی درباره نحوه تعامل این کفش‌ها با پای پرونیت در یک الگوی حرکتی کنترل‌شده‌تر و با بار مکانیکی پایین‌تر فراهم کند. از این رو، یافته‌های مطالعه حاضر نباید جایگزین شواهد مربوط به دویدن تلقی شوند، بلکه می‌توانند به درک بهتر پاسخ نیروهای عکس‌العمل زمین به ساختار کفش در دوندگان دارای پای پرونیت کمک کنند. بنابراین، هدف پژوهش حاضر، مقایسه مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و ویژگی‌های زمانی آن‌ها طی راه‌رفتن بین دوندگان تفریحی دارای پای پرونیت که از کفش دارای صفحه فیبر کربنی و کفش معمولی استفاده می‌کنند، بود. فرض شد که مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین و ویژگی‌های زمانی آن‌ها بین دو گروه تفاوت معناداری داشته باشند.

روش‌ها

آزمودنی‌ها

تحقیق حاضر، از نوع آزمایشگاهی نیمه‌تجربی، شامل ۳۰ دونده تفریحی دارای پای پرونیت بود. بر اساس نتایج مطالعات مشابه، اندازه اثر ۰/۶۲۱ برای متغیر TTPFXHC در نظر گرفته شد. طبق محاسبات نرم‌افزار G-Power 3.1، با توان آزمون ۰/۸ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵، حداقل حجم نمونه ۲۳ نفر تعیین گردید (۱۷). با این حال، جهت افزایش اعتبار، ۳۰ دونده دارای پای پرونیت (با میانگین سنی $22/23 \pm 2/93$ سال، وزن $72/29 \pm 10/68$ کیلوگرم، قد $176/43 \pm 9/61$ سانتی‌متر، با سابقه‌ی حداقل ۳ سال دویدن به صورت ۳ جلسه در هفته) مطابق هماهنگی‌های صورت گرفته با دانشگاه به مرکز سلامت دانشگاه محقق اردبیلی دعوت شدند (جدول ۱) و قبل از شرکت در مطالعه توسط پزشک متخصص مورد ارزیابی قرار گرفتند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی ساده در دو گروه کفش کربن‌دار (۱۵ نفر) و کفش معمولی (۱۵ نفر) قرار گرفتند. روند آزمایش در دو گروه یکسان بود. جامعه آماری در هر دو گروه دارای پای پرونیت بودند که با استفاده از تست شوت توپ فوتبال پای برتر آنان مشخص گردید (۲۹). معیارهای ورود شامل تشخیص پرونیشن پا بر اساس شاخص FPI-6، با کسب نمره ۶+ یا بالاتر (۱۹، ۲۸)، سن بین ۱۸ تا ۳۵ سال (جهت کنترل اثرات مخدوش‌کننده

جدول ۱. مقادیر (میانگین $\pm$ انحراف استاندارد) سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی

متغیر	کفش کربن‌دار	کفش معمولی	p-value
سن (سال)	$24/47 \pm 5/30$	$23/87 \pm 3/88$	۰/۱۲
قد (سانتی‌متر)	$174/60 \pm 9/17$	$177/27 \pm 7/68$	۰/۳۹
وزن (کیلوگرم)	$69/93 \pm 10/91$	$74/32 \pm 9/95$	۰/۲۶
شاخص توده بدنی	$22/71 \pm 2/82$	$23/10 \pm 2/95$	۰/۶۱

* $p < 0/05$ به معنای سطح معناداری می‌باشد. نوع آزمون T مستقل تعریف شده است.

بلوغ اسکلتی یا دژنراسیون مفصلی ناشی از سن)، داشتن حداقل سه سال سابقه دویدن منظم (حداقل سه جلسه در هفته) و مسافت هفتگی دست کم ۲۰ کیلومتر و عدم سابقه آسیب دیدگی های اسکلتی-عضلانی در اندام تحتانی (مانند تندینوپاتی، پیچ خوردگی رباط یا کشیدگی عضلانی) در یکسال گذشته به گونه ای که نیاز به مراقبت های پزشکی داشته یا فعالیت بدنی را برای بیش از یک هفته محدود کرده باشد. از سوی دیگر، معیارهای خروج از پژوهش شامل: هرگونه سابقه جراحی ارتوپدی یا تروماهای شدید مفصلی در اندام های تحتانی، لگن یا ستون فقرات؛ وجود ناهنجاری های شدید تنه یا ستون فقرات (مانند اسکولیوز یا کایفوز) و اختلاف ساختاری طول پاها بیش از ۱ سانتی متر، ابتلا به بیماری های همزمان عصبی، دهلیزی یا سیستمیک (نظیر دیابت یا آرتریت روماتوئید) که می توانند تعادل، راه رفتن یا کنترل حرکتی را مختل کنند و در نهایت، بروز هرگونه آسیب اسکلتی-عضلانی حاد در طول دوره پژوهش یا انصراف داوطلبانه از ادامه مراحل آزمایش بود. تمامی مراحل تحت نظارت پزشک متخصص و با رعایت بیانیه هلسینکی انجام شد. حریم خصوصی شرکت کنندگان حفظ و فرم رضایت نامه کتبی توسط تمامی آنها امضا گردید.

پروتکل تمرینی

در این مطالعه، دو نوع کفش با ویژگی های ساختاری متمایز برای ارزیابی نیروهای عکس العمل زمین طی راه رفتن استفاده شد. کفش دارای صفحه فیبر کربنی، مدل Nike ZoomX Vaporfly NEXT% 2 (Nike, USA) بود؛ یک کفش مسابقه ای تجاری که دارای صفحه فیبر کربنی منحنی و تمام قد است و در لایه میانی فوم ZoomX بر پایه Pebax تعبیه شده است. این صفحه با افزایش سفتی خمشی طولی مجموعه پا-کفش، با هدف تقویت ویژگی های پیشراننده طراحی شده است. ارتفاع زیره این کفش در ناحیه پاشنه ۶/۳۸ میلی متر و در ناحیه پنجه ۹/۳۰ میلی متر بود و اختلاف ارتفاع پاشنه تا پنجه ۷/۷ میلی متر و وزن تقریبی آن در سایز استاندارد ۱۹۶ گرم بود (شکل ۱). برای ایجاد شرایط کنترل، از کفش دویدن خنثی و فاقد صفحه فیبر کربنی، مدل PUMA Morphic (PUMA SE, Herzogenaurach, Germany) استفاده شد. این کفش دارای لایه میانی از جنس EVA قالب گیری شده تحت فشار، زیره خارجی کاملاً لاستیکی و رویه مشبک بود. ارتفاع تقریبی زیره این کفش، بر اساس مشخصات اعلام شده توسط شرکت سازنده، ۷/۴۵ میلی متر (۸/۱ اینچ) بود. این امر امکان مقایسه مستقیم اثرات بیومکانیکی و کینتیکی (حرکتی) مداخله ای صفحه کربنی را بر روی شرکت کنندگان فراهم کرد. به منظور کنترل متغیرهای مخدوش کننده، هر دو جفت کفش پیش



شکل ۱. نمایی از کفش کربن دار

از شروع پروتکل آزمایش توسط پژوهشگر بررسی شدند تا از یکپارچگی کفی، عدم وجود ساییدگی و سلامت ساختاری آن‌ها اطمینان حاصل شود. علاوه بر این، برای از بین بردن اثر ناآشنایی با کفش، به همه آزمودنی‌ها فرصت کافی داده شد تا به مدت پنج دقیقه با هر یک از کفش‌ها راه بروند و با شرایط آن‌ها سازگار شوند (۳۱).

جمع‌آوری داده‌ها

از آزمودنی‌ها خواسته شد از ۴۸ ساعت قبل از شروع آزمون فعالیت شدید بدنی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است روی راه رفتن آن‌ها تأثیر بگذارد به حداقل برسد. تمامی آزمودنی‌ها قبل از شروع آزمون با نحوه کار و چگونگی تست‌گیری آشنا شدند (۳۲). برای اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین از صفحه نیروی برتک (Bertec، ساخت آمریکا) با ابعاد 60×40 سانتی‌متر استفاده شد. داده‌های نیرو با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. به منظور حذف نویز و پردازش سیگنال‌ها، داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروث با فرکانس قطع ۲۰ هرتز فیلتر شدند. در طول جمع‌آوری داده‌ها، سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها کنترل شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد مسافت ۱۸ متر را در مدت ۷ ثانیه طی کنند که معادل سرعت تقریبی ۲/۵۷ متر بر ثانیه بود. همچنین، آزمودنی‌ها گام خود را به گونه‌ای تنظیم کردند که پای راست به‌طور کامل بر روی مرکز صفحه نیرو قرار گیرد؛ در غیر این صورت، آزمون تکرار می‌شد. به منظور افزایش پایایی اندازه‌گیری‌ها، هر آزمودنی سه بار پروتکل راه رفتن را اجرا کرد و در نهایت میانگین داده‌های حاصل از سه تکرار برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت (۳۳). بلافاصله پس از ثبت داده‌ها، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین شامل نیروهای عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) استخراج شدند. برای محور عمودی، دو نقطه اوج عمودی در لحظه تماس پاشنه (FZHC) و جدا شدن پنجه (FZPO) محاسبه گردید. به همین ترتیب برای نیروهای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیز نقاط اوج در دو فاز کلیدی برخورد پاشنه و جدا شدن پنجه مشخص شدند. جهت نرمال‌سازی داده‌ها و امکان مقایسه بین گروهی، تمامی مقادیر نیرو بر وزن بدن آزمودنی‌ها تقسیم گردید.

تجزیه و تحلیل آماری

تمامی داده‌های مربوط به نیرو جهت حذف اثر وزن، بر وزن بدن آزمودنی‌ها تقسیم و نرمال‌سازی شدند (۳۴). نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تأیید شد. هر شرکت‌کننده سه تکرار را در شرایط کفش تخصیص‌یافته به خود انجام داد و از میانگین مقادیر این سه تکرار برای تحلیل آماری استفاده شد. شرکت‌کنندگان به یکی از این دو گروه مستقل تقسیم شدند: گروه کفش دارای صفحه کربنی و گروه کفش دویدن کنترل. تفاوت‌های بین گروه کفش دارای صفحه کربنی و گروه کفش دویدن معمولی با استفاده از آزمون تی مستقل (Independent samples t-test) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. تمامی تحلیل‌های آماری در سطح معنی‌داری $p < 0.05$ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۶) انجام شد. علاوه بر این، اندازه اثر با استفاده از شاخص d کوهن محاسبه گردید (۳۵).

یافته‌ها

مطابق جدول ۱، نتایج پژوهش حاضر نشان داد تفاوت معناداری بین مشخصات دموگرافیک گروه‌ها وجود ندارد. بر اساس جدول ۲ نتایج نشان داد که میانگین اوج نیروهای داخلی-خارجی ($d=1/16$, $P=0/04$) و قدامی-خلفی ($d=0/99$, $P=0/01$) در هنگام استفاده از کفش‌های کربن‌دار در فاز تماس پاشنه به‌طور معناداری بیشتر از کفش‌های معمولی بود. همچنین، زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه، در کفش‌های کربن‌دار افزایش معناداری را نسبت به کفش‌های متداول نشان داد ($0/872$).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروها در دو وضعیت کفش کربن‌دار و کفش کنترل در دوندگان دارای پای پرونیت.

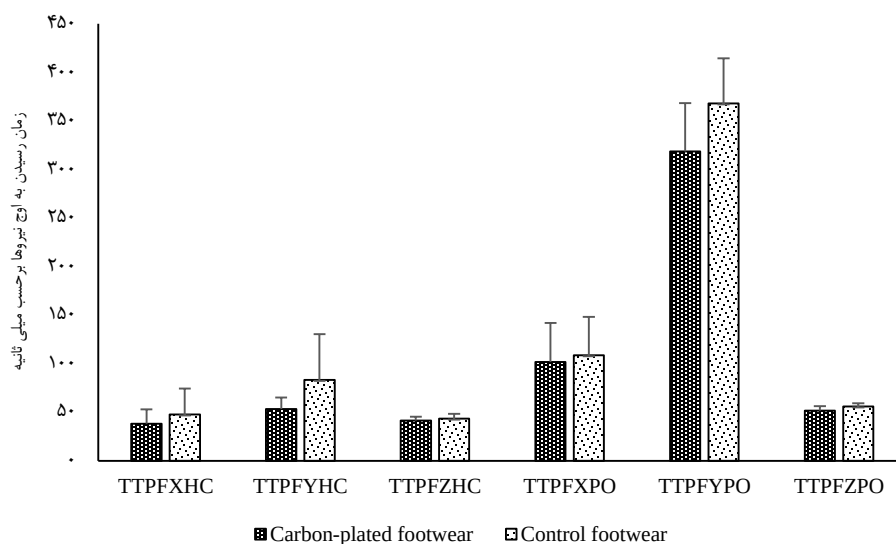
متغیر	گروه	انحراف استاندارد $\pm$ میانگین	اندازه اثر	سطح معناداری
FXHC	کفش معمولی	$2/71 \pm 0/60$	۱/۱۶	* ۰/۰۴
	کفش کربن	$3/57 \pm 0/86$		
FYHC	کفش معمولی	$-17/82 \pm 5/87$	۰/۹۹	* ۰/۰۱
	کفش کربن	$-13/13 \pm 3/23$		
FZHC	کفش معمولی	$182/61 \pm 43/17$	۰/۷۳۳	۰/۰۵
	کفش کربن	$207/47 \pm 20/83$		
FXPO	کفش معمولی	$-0/37 \pm 0/26$	۰/۵۰۱	۰/۲۱
	کفش کربن	$-0/48 \pm 0/17$		
FYPO	کفش معمولی	$14/96 \pm 5/72$	۰/۱۵۱	۰/۶۸
	کفش کربن	$14/28 \pm 2/82$		
FZPO	کفش معمولی	$608/44 \pm 116/87$	۰/۹۰۶	* ۰/۰۲
	کفش کربن	$760/34 \pm 206/17$		
TTPFXHC	کفش معمولی	$38/04 \pm 14/90$	۰/۴۵۷	۰/۲۲
	کفش کربن	$47/84 \pm 26/42$		
TTPFYHC	کفش معمولی	$53/44 \pm 11/72$	۰/۸۷۲	* ۰/۰۲
	کفش کربن	$83/37 \pm 47/13$		
TTPFZHC	کفش معمولی	$41/51 \pm 4/02$	۰/۴۶۷	۰/۲۱
	کفش کربن	$43/58 \pm 4/81$		
TTPFXPO	کفش معمولی	$101/77 \pm 40/06$	۰/۱۷۸	۰/۶۳
	کفش کربن	$108/84 \pm 39/44$		
TTPFYPO	کفش معمولی	$318/57 \pm 49/84$	۱/۰۲۷	* ۰/۰۰۹
	کفش کربن	$368/02 \pm 46/37$		
TTPFZPO	کفش معمولی	$51/71 \pm 4/50$	۱/۰۹۸	* ۰/۰۰۶
	کفش کربن	$55/98 \pm 3/16$		

نکته: FXHC مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله برخورد پاشنه؛ FYHC مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله برخورد پاشنه؛ FZHC مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله برخورد پاشنه؛ TTPFXHC زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیرو در مرحله برخورد پاشنه؛ TTPFYHC زمان رسیدن به اوج مؤلفه قدامی-خلفی نیرو در مرحله برخورد پاشنه؛ FXPO مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله هل‌دادن؛ FYPO مؤلفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله هل‌دادن؛ FZPO مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله هل‌دادن؛ TTPFXPO زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیرو در مرحله هل‌دادن؛ TTPFYPO زمان رسیدن به اوج مؤلفه قدامی-خلفی نیرو در مرحله هل‌دادن؛ TTPFZPO زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیرو در مرحله هل‌دادن؛ IMPFX ایмпالس مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین. HC: برخورد پاشنه؛ PO: هل‌دادن؛ TTP: زمان رسیدن به اوج؛ IMP: ایмпالس.

در مقابل، نتایج تحلیل آماری در فاز هل‌دادن حاکی از افزایش معنادار اوج نیروی عمودی ($p=0/02$, $d=0/906$)، زمان رسیدن به اوج مؤلفه قدامی-خلفی ($p=0/009$, $d=1/027$) و زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی ($p=0/006$, $d=1/098$) در کفش‌های کربن‌دار در مقایسه با کفش‌های متداول بود (شکل ۲).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی تاثیر کفش دارای صفحه فیبر کربنی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در دوندگان دارای ناهنجاری پرونیشن بود. یافته‌های این پژوهش نشان داد که استفاده از کفش کربنی موجب تغییر معنادار در الگوهای کینتیکی راه‌رفتن شده و



شکل ۲. مقایسه زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (میلی‌ثانیه) در فازهای برخورد پاشنه و جدا شدن پنجه بین کفش صفحه کربنی و کفش کنترل.

بر متغیرهای مرتبط با بارگذاری و هل دادن تأثیرگذار است. به طور مشخص، افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه، افزایش نیروهای داخلی-جانبی، قدامی-خلفی و همچنین در فاز هل دادن افزایش نیروی عمودی، افزایش زمان رسیدن به اوج نیروهای قدامی-خلفی و زمان رسیدن به اوج نیروهای عمودی از مهم‌ترین نتایج این مطالعه بودند. یکی از یافته‌های اصلی پژوهش حاضر افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه بود. این متغیر به عنوان یکی از شاخص‌های مهم توصیف‌کننده نحوه توزیع بار در هنگام برخورد پا با زمین شناخته می‌شود. افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو نشان می‌دهد نیرو در مرحله تماس، دیرتر به مقدار بیشینه خود می‌رسد؛ بالاین‌حال، این یافته به‌تنهایی اثبات نمی‌کند که بارگذاری به‌صورت تدریجی‌تری انجام می‌شود یا تنش مکانیکی وارد بر اندام تحتانی کاهش می‌یابد (۳۶). یافته مربوط به افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه با پژوهش‌های پیشین درباره تأثیر طراحی کفش بر انتقال نیرو و بیومکانیک اندام تحتانی هم‌راستا است (۳۷). از آنجاکه دوندگان دارای ناهنجاری پرونیشن ممکن است تفاوت‌هایی در مکانیک اندام تحتانی داشته باشند، تغییرات زمانی مشاهده‌شده هنگام استفاده از کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی می‌توانند به درک بهتر الگوهای بارگذاری مرتبط با کفش کمک کنند. بالاین‌حال، برای مشخص شدن اینکه آیا این تغییرات با کاهش تنش مکانیکی وارد بر بافت‌های اندام تحتانی همراه هستند یا خیر، به پژوهش‌های بیشتری نیاز است (۳۸).

همچنین، نتایج نشان داد که قدر مطلق نیروی قدامی-خلفی در فاز تماس پاشنه در گروه کفش دارای صفحه فیبر کربنی کمتر بود. این مؤلفه بیانگر نیروی ترمزی وارد بر بدن هنگام تماس پا با زمین است و کمتر منفی بودن مقادیر مشاهده‌شده نشان‌دهنده کاهش بزرگی این نیرو بود. این تفاوت ممکن است بازتاب‌دهنده تغییر در تعامل میان پا، کفش و زمین هنگام تماس اولیه باشد. بالاین‌حال، از آنجاکه کارایی حرکتی و مصرف انرژی در پژوهش حاضر مستقیماً اندازه‌گیری نشدند، نمی‌توان نتیجه گرفت که کاهش نیروی ترمزی موجب بهبود انتقال مرکز جرم به جلو، افزایش کارایی حرکتی، کاهش اتلاف انرژی یا کاهش بار مکانیکی وارد بر ساختارهای اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی شده است. اگرچه پژوهش‌های پیشین ارتباط میان ویژگی‌های کفش، بارگذاری مکانیکی و اقتصاد

دویدن را بررسی کرده‌اند، پیامدهای این یافته‌ها برای راه‌رفتن همچنان نامشخص است (۲، ۲۷). یافته دیگر، تفاوت در نیروی عمودی طی فاز تماس پاشنه بود. اگرچه میانگین نیروی عمودی در گروه کفش دارای صفحه فیبر کربنی از نظر عددی بیشتر بود، این تفاوت به سطح معناداری آماری نرسید ($p = 0/05$). بنابراین، این نتیجه نباید به‌عنوان شواهدی مبنی بر افزایش معنادار نیروی عمودی در فاز تماس پاشنه تفسیر شود. به‌طور کلی، بزرگی نیرو و زمان رسیدن به اوج نیرو، دو جنبه متفاوت از رفتار نیروی عکس‌العمل زمین را نشان می‌دهند و هیچ‌یک به‌تنهایی برای تعیین بارگذاری مکانیکی تجربه‌شده توسط بافت‌های مشخص کافی نیستند. در نتیجه، نتیجه‌گیری درباره جذب نیرو، بازتوزیع بار یا خطر آسیب به شواهد بیومکانیکی بیشتری نیاز دارد (۲، ۶). نتایج مربوط به فاز هل دادن نیز نشان داد که زمان رسیدن به اوج نیروهای قدامی-خلفی و عمودی در کفش کربنی به‌طور معناداری افزایش یافته است. این یافته احتمالاً ناشی از افزایش سختی خمشی کفش و عملکرد صفحه فیبر کربنی در ذخیره و بازگشت انرژی است چرا که نتایج حاضر با یافته‌های هوگ‌کامر و همکاران (۲۰۱۹) همسو است که نشان دادند کفش‌های دارای صفحه کربنی با تغییر الگوهای بیومکانیکی دویدن و ویژگی‌های مکانیکی سیستم کفش-پا می‌توانند عملکرد حرکتی را تحت تأثیر قرار دهند (۳۹). با این حال، از آنجاکه ذخیره و بازگشت انرژی در پژوهش حاضر به‌طور مستقیم اندازه‌گیری نشد، طولانی‌تر شدن زمان رسیدن به اوج نیرو را نمی‌توان شواهد مستقیمی از استفاده مؤثرتر از انرژی یا بهبود عملکرد حرکتی دانست. برای روشن‌شدن سازوکارهای زیربنایی این تفاوت‌ها، به پژوهش‌های بیشتری نیاز است که اندازه‌گیری مستقیم مصرف انرژی و ویژگی‌های مکانیکی سیستم پا-کفش را دربرگیرند.

در فاز هل دادن، زمان رسیدن به اوج نیروهای قدامی-خلفی و عمودی در گروه کفش دارای صفحه فیبر کربنی به‌طور معناداری طولانی‌تر بود. این تفاوت‌ها نشان می‌دهند که زمان‌بندی رسیدن نیروها به مقادیر اوج در این فاز بین دو وضعیت کفش متفاوت بوده است. این تفاوت ممکن است با ویژگی‌های مکانیکی کفش‌ها، از جمله سفتی خمشی طولی و ساختار لایه میانی، مرتبط باشد. پژوهش‌های پیشین نیز تأثیر کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی بر بیومکانیک دویدن و ویژگی‌های مکانیکی سیستم پا-کفش را بررسی کرده‌اند (۳۹). با این حال، از آنجاکه ذخیره و بازگشت انرژی در پژوهش حاضر مستقیماً اندازه‌گیری نشد، نمی‌توان طولانی‌تر شدن زمان رسیدن به اوج نیرو را به‌عنوان شواهد مستقیمی از استفاده مؤثرتر از انرژی ذخیره‌شده یا بهبود عملکرد حرکتی تفسیر کرد.

همچنین، اوج نیروی عمودی در فاز هل دادن در گروه کفش دارای صفحه فیبر کربنی به‌طور معناداری بیشتر بود. این یافته نشان می‌دهد که دو وضعیت کفش از نظر بزرگی اوج نیروی عمودی در این فاز تفاوت داشتند. افزایش سفتی خمشی طولی و تغییر در عملکرد اهرمی پا به‌عنوان سازوکارهای بالقوه‌ای مطرح شده‌اند که ممکن است از طریق آن‌ها کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی بر مکانیک اندام تحتانی تأثیر بگذارند (۷). با این حال، افزایش اوج نیروی عمودی لزوماً به معنای بهبود نیروی پیشران یا افزایش خطر آسیب نیست. افزون بر این، مطالعات پیشین نتایج یکسانی درباره اوج نیروی عمودی و سایر پیامدهای بیومکانیکی کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی گزارش نکرده‌اند (۶، ۷، ۲۶). این ناهمگونی ممکن است با تفاوت در سرعت حرکت، طراحی کفش، ویژگی‌های شرکت‌کنندگان و ساختار پا مرتبط باشد. از آنجاکه تمام شرکت‌کنندگان پژوهش حاضر دارای ناهنجاری پرونی‌شن بودند، یافته‌ها باید با توجه به ویژگی‌های این جمعیت تفسیر شوند. با این حال، چون گروهی با وضعیت طبیعی پا در مطالعه حضور نداشت، نمی‌توان مشخص کرد که آیا پرونی‌شن پاسخ مشاهده‌شده به کفش را تعدیل کرده است یا خیر. با این حال، افزایش همزمان نیروهای برشی مشاهده‌شده در پژوهش حاضر با همه مطالعات پیشین همسو نیست. بخش قابل توجهی از پژوهش‌های اولیه در زمینه کفش‌های

کربنی عمدتاً بر بهبود اقتصاد دویدن و افزایش عملکرد تمرکز داشته‌اند و تغییرات نیروهای برشی را به صورت محدود گزارش کرده‌اند (۲، ۴، ۶). در مقابل، نتایج حاضر با یافته‌های ژو و همکاران (۲۰۲۵) همسو است که افزایش برخی بارگذاری‌های جانبی و تغییرات بیومکانیکی مرتبط با سفتی بیشتر کفش‌های دارای صفحه کربنی را گزارش کردند (۳). پژوهش حاضر همچنین تفاوت معناداری را در اوج نیروی مدیولترال (جانبی-داخلی) در فاز تماس پاشنه نشان داد. این یافته بیانگر آن است که مؤلفه مدیولترال نیروی عکس‌العمل زمین هنگام تماس اولیه، بین دو گروه کفش متفاوت بوده است. با این حال، اهمیت بالینی این تفاوت همچنان نامشخص است. پژوهش‌های پیشین ارتباط میان وضعیت پا، مکانیک اندام تحتانی و ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن و همچنین تأثیر مداخلات با هدف اصلاح عملکرد مکانیکی پا را بررسی کرده‌اند (۴۰، ۴۱). تفاوت در ویژگی‌های شرکت‌کنندگان و پروتکل‌های آزمایشی ممکن است در ایجاد ناهمگونی میان نتایج مطالعات نقش داشته باشد. ویژگی‌های بیومکانیکی مرتبط با پرونیشن ممکن است برای تفسیر پاسخ به کفش اهمیت داشته باشند؛ با این حال، در پژوهش حاضر شرکت‌کنندگانی با وضعیت طبیعی پا حضور نداشتند. بنابراین، نمی‌توان مشخص کرد که آیا یافته‌های مشاهده‌شده مختص دوندگان دارای پای پرونیست هستند یا وضعیت پا پاسخ به طراحی کفش را تعدیل می‌کند. این تفاوت احتمالاً ناشی از ویژگی‌های نمونه‌های مورد بررسی است؛ زیرا بیشتر مطالعات پیشین بر دوندگان سالم با الگوی حرکتی طبیعی انجام شده‌اند، در حالی که پژوهش حاضر بر دوندگان دارای پرونیشن متمرکز بوده است. وجود ناهنجاری پرونیشن می‌تواند نحوه پاسخ سیستم اسکلتی-عضلانی به تغییرات مکانیکی کفش را تحت تأثیر قرار دهد و موجب بروز الگوهایی شود که در افراد سالم مشاهده نمی‌شوند. این مطالعه دارای چند محدودیت است. نخست، شرکت‌کنندگان پژوهش را دوندگان تفریحی دارای پای پرونیست تشکیل دادند؛ بنابراین، تعمیم یافته‌ها به دوندگان حرفه‌ای، افراد فاقد پرونیشن یا سایر جمعیت‌ها باید با احتیاط انجام شود. دوم، تنها یک مدل کفش دارای صفحه فیبر کربنی و یک مدل کفش متداول بدون صفحه مورد بررسی قرار گرفت؛ از این رو، یافته‌ها را نمی‌توان به تمامی کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی تعمیم داد، زیرا تفاوت در هندسه کفش، ساختار لایه میانی، سفتی خمشی و سایر ویژگی‌های طراحی می‌تواند بر پاسخ‌های بیومکانیکی اثرگذار باشد. سوم، ارزیابی در شرایط آزمایشگاهی و طی راه رفتن انجام شد و بنابراین، نتایج ممکن است بیانگر پاسخ بیومکانیکی افراد در شرایط طبیعی دویدن یا فعالیت‌های طولانی‌مدت نباشد. همچنین، مطالعه حاضر پاسخ‌های حاد به کفش را بررسی کرد و اثرات سازگاری طولانی‌مدت با کفش مورد ارزیابی قرار نگرفت.

نتیجه‌گیری نهایی

به طور کلی، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی در دوندگان دارای پرونیشن موجب تغییر در الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود. افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو در مرحله تماس پاشنه بیانگر توزیع تدریجی‌تر بار و احتمال کاهش شدت بارگذاری لحظه‌ای است. در مقابل، افزایش نیروهای برشی و نیروی عمودی در فاز هل دادن نشان می‌دهد که این تغییرات ممکن است با افزایش تقاضای مکانیکی از ساختارهای تثبیت‌کننده پا و مچ پا همراه باشد. بنابراین، به نظر می‌رسد اثر کفش‌های دارای صفحه فیبر کربنی در افراد دارای پرونیشن ماهیتی دوگانه دارد؛ به گونه‌ای که در کنار تعدیل برخی شاخص‌های بارگذاری، می‌تواند الگوی انتقال نیرو در اندام تحتانی را نیز تغییر دهد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که پاسخ بیومکانیکی دوندگان دارای پرونیشن به کفش‌های کربنی ممکن است با افراد دارای الگوی حرکتی طبیعی متفاوت باشد و در تجویز و استفاده از این کفش‌ها باید ویژگی‌های فردی و وضعیت بیومکانیکی پا مورد توجه قرار گیرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی رسیده است (IR.UMA.REC.1401.081). پیش از شرکت در پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی اختصاصی از سوی سازمان‌های تأمین‌کننده بودجه در بخش‌های دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

محسن برغم‌دی: مفهوم‌پردازی، روش‌شناسی، تحلیل، نظارت، نگارش پیش‌نویس اولیه، بازبینی و ویرایش متن.
لادن برزگرفر و ابراهیم پیری: مفهوم‌پردازی، روش‌شناسی، نگارش پیش‌نویس اولیه، بازبینی و ویرایش متن.
صالح برغم‌دی: انجام پژوهش، مدیریت اجرایی پروژه، بازبینی و ویرایش متن.
تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کردند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که در ارتباط با انتشار این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافی وجود ندارد.

References

1. Xiao X, Lian A, Li Z, Fan Y. Trends and hotspots in running shoe research: a bibliometric study from 2005 to 2024. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2025;7:1609141. [DOI:10.3389/fspor.2025.1609141]
2. Ortega JA, Healey LA, Swinnen W, Hoogkamer W. Energetics and biomechanics of running footwear with increased longitudinal bending stiffness: a narrative review. *Sports Medicine*. 2021;51(5):873-894. [DOI:10.1007/s40279-020-01406-5]
3. Xu Y, Zhu C, Fang Y, Lu Z, Song Y, Hu C, et al. The effects of different carbon-fiber plate shapes in shoes on lower limb biomechanics following running-induced fatigue. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2025;13:1539976. [DOI:10.3389/fbioe.2025.1539976]
4. Bruvere DD, Bernans E. Mechanisms, economy, and performance of advanced footwear technology in endurance running: a review. *Muscles*. 2025;5(1):2. [DOI:10.3390/muscles5010002]
5. Guinness J, Bhattacharya D, Chen J, Chen M, Loh A. An observational study of the effect of Nike Vaporfly shoes on marathon performance. *arXiv*. 2020;2002.06105.
6. Flores N, Rao G, Berton E, Delattre N. The stiff plate location into the shoe influences the running biomechanics. *Sports Biomechanics*. 2021;20(7):815-830. [DOI:10.1080/14763141.2019.1607541]
7. Healey LA, Hoogkamer W. Longitudinal bending stiffness does not affect running economy in Nike Vaporfly shoes. *Journal of Sport and Health Science*. 2022;11(3):285-292. [DOI:10.1016/j.jshs.2021.07.002]

8. Madden R, Sakaguchi M, Tomaras EK, Wannop JW, Stefanyshyn D. Forefoot bending stiffness, running economy and kinematics during overground running. *Footwear Science*. 2016;8(2):91-98. [DOI:10.1080/19424280.2015.1130754]
9. Hsu CY, Wang CS, Lin KW, Chien MJ, Wei SH, Chen CS. Biomechanical analysis of the flatfoot with different 3D-printed insoles on the lower extremities. *Bioengineering*. 2022;9(10):563. [DOI:10.3390/bioengineering9100563]
10. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham Foot Study. *Arthritis Care & Research*. 2013;65(12):1991-1999. [DOI:10.1002/acr.22079]
11. Kruger KM, Graf A, Flanagan A, McHenry BD, Altiok H, Smith PA, et al. Segmental foot and ankle kinematic differences between rectus, planus, and cavus foot types. *Journal of Biomechanics*. 2019;94:180-186. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2019.07.032]
12. Tong JW, Kong PW. Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013;43(10):700-714. [DOI:10.2519/jospt.2013.4225]
13. Piri E, Jafarnezhadgero A, 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. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(1):20-33. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.1.20]
14. Sabouri L, Piri E, Jafarnezhadgero AA. Biomechanics of transitional movements in individuals with pronated feet: a review study. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(3):270-287. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.3.270]
15. Sabouri L, Piri E. Effects of training interventions on walking and running mechanics in individuals with pronated feet: a systematic review. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(2):242-263. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.2.242]
16. Keenan M, Peabody T, Gronley J, Perry J. Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1991;73(2):237-247. [DOI:10.2106/00004623-199173020-00012]
17. Piri E, Sobhani V, Jafarnezhadgero AA, Shamsoddini A, Arabzadeh E, Alihosseini S. Double-density foot orthoses altered ground reaction force characteristics and the lower limb muscular activities in adults with pronated feet during walking: a clinical trial study. *Trauma Monthly*. 2026;31(1):1666-1675. [DOI:10.1186/s13102-025-01095-5]
18. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(7):745-748. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012]
19. Yang J, Ou Z, Mao Z, Wang Y, Zhong Y, Dong W, et al. Reliability and validity of Foot Posture Index (FPI-6) for evaluating foot posture in participants with low back pain. *Scientific Reports*. 2022;12(1):21168. [DOI:10.1038/s41598-022-22220-1]
20. 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]
21. Song Q, Sun M, Lewis K, Choi JH, Manor B, Li L. Hoffmann reflex measured from lateral gastrocnemius is more reliable than from soleus among elderly with peripheral neuropathy. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2022;14:800698. [DOI:10.3389/fnagi.2022.800698]

22. Veras L, Oliveira D, Diniz-Sousa F, Boppre G, Resende-Coelho A, Oliveira J, et al. External validation of accelerometry-based mechanical loading prediction equations. *Applied Sciences*. 2024;14(22):10292. [DOI:10.3390/app142210292]
23. Valizadeorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero A, Alipoor Sarinasilou M. Effect of knee brace on frequency spectrum of ground reaction forces during landing from two heights of 30 and 50 cm in athletes with anterior cruciate ligament injury. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2019;8(2):159-168.
24. Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Smith MMF, Neal BS, Griffiths IB, et al. Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2014;7(1):53. [DOI:10.1186/s13047-014-0053-6]
25. 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]
26. Day E, Hahn M. Optimal footwear longitudinal bending stiffness to improve running economy is speed dependent. *Footwear Science*. 2020;12(1):3-13. [DOI:10.1080/19424280.2019.1696897]
27. McLeod AR, Bruening D, Johnson AW, Ward J, Hunter I. Improving running economy through altered shoe bending stiffness across speeds. *Footwear Science*. 2020;12(2):79-89. [DOI:10.1080/19424280.2020.1734870]
28. Terada M, Wittwer AM, Gribble PA. Intra-rater and inter-rater reliability of the five image-based criteria of the Foot Posture Index-6. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2014;9(2):187-194.
29. McFadden C, Daniels KA, Strike S. Six methods for classifying lower-limb dominance are not associated with asymmetries during a change of direction task. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2022;32(1):106-115. [DOI:10.1111/sms.14054]
30. Shih YF, Chen CY, Chen WY, Lin HC. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2012;13:31. [DOI:10.1186/1471-2474-13-31]
31. Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*. 2005;24(4):544-557. [DOI:10.1016/j.humov.2005.08.001]
32. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 2007;89(12):2723-2731. [DOI:10.2106/JBJS.F.01016]
33. Howard CK, Rhea CK, Moxey JR, Langerhans K, Prupetkaew P, Samulski BS. How many trials are needed for consistent clinical gait assessment? *Applied Sciences*. 2025;15(23):12740. [DOI:10.3390/app152312740]
34. Barghamadi M, Shokrzadehsarebanlar M, Nosratihashi A, Piri E, Imani F. Effects of arch support insole on vertical GRF variables and time to peak among handball players with pronated foot during jump and landing three-step shot technique. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2023;12(1):53-62.
35. Cohen J. A power primer. *Psychological Bulletin*. 1992;112(1):155-159. [DOI:10.1037/0033-2909.112.1.155]
36. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]

37. Hunter I, Bradshaw C, McLeod A, Ward J, Standifird T. Energetics and biomechanics of uphill, downhill and level running in highly-cushioned carbon fiber midsole plated shoes. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2022;21(1):127-130. [DOI:10.52082/jssm.2022.127]
38. Nigg BM, Mohr M, Nigg SR. Muscle tuning and preferred movement path: a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science*. 2017;2:007. [DOI:10.15203/CISS_2017.007]
39. Hoogkamer W, Kipp S, Kram R. The biomechanics of competitive male runners in three marathon racing shoes: a randomized crossover study. *Sports Medicine*. 2019;49(1):133-143. [DOI:10.1007/s40279-018-1024-z]
40. Di Nardo F, Romanato M, Spolaor F, Volpe D, Fioretti S, Sawacha Z. Simplified muscle-recruitment strategy during walking in Parkinson's disease people: a time-frequency analysis of EMG signal. *IRBM*. 2023;44(6):100798. [DOI:10.1016/j.irbm.2023.100798]
41. Merletti R, Vieira TM, Farina D. Techniques for information extraction from the surface EMG signal: high-density surface EMG. In: Merletti R, Farina D, editors. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Hoboken, NJ: Wiley; 2016. p. 126-157. [DOI:10.1002/9781119082934.ch05]