Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

May & June 2024. Volume 13. Num 2

Research Paper

Short-Term Effects of Foot Orthoses and Antipronation Taping on the Center of Pressure and Ground Reaction Forces of People With Flat Feet During Running

Peyman Aghaie Ataabadi[1, 3], ***Ali Abbasi**[1, 2], **Amir Letafatkar**[1]

1. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Sciences, Faculty of Education and Psychology, Shiraz University, Shiraz, Iran.
3. Department of Sports Injury and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Aghaie Ataabadi P, Abbasi A, Letafatkar A. [Short-Term Effects of Foot Orthoses and Antipronation Taping on the Center of Pressure and Ground Reaction Forces of People With Flat Feet During Running (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(2):274-289. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.2893

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.2893

ABSTRACT

Background and Aims Several treatments have been recommended to enhance the running mechanics of individuals with flat feet. Less emphasis has been paid to the impact of these treatments on the ground reaction forces (GRF) and the center of pressure (COP), while these kinetic effects are essential in identifying possible injuries and the body's compensatory mechanisms in response to any therapeutic approach. The present study aimed to compare the effects of foot orthoses and antipronation taping on COP and GRF on the running of people with flat feet.

Methods The present study was quasi-experimental with a randomized cross-over design. The kinematic and kinetic data of 20 young people with flexible flat feet were measured while running under three conditions: athletic shoes, athletic shoes with foot orthoses (FO), and athletic shoes with low-Dye (LD) tape. A one-way repeated measure analysis of variance from the SPM1d package was used to compare differences in GRF and COP time series under different conditions.

Results The results showed that foot orthoses reduced the anteroposterior GRF compared to low-Dye tape and increased the lateral GRF compared to athletic shoes alone. However, the conditions did not significantly affect the vertical GRF ($P<0.05$). Moreover, FO-shoes and LD-shoes caused medial and lateral shifts in COP, respectively ($P<0.05$).

Conclusion This research showed that foot orthoses cause inefficient force transmission in the anterior direction. Furthermore, running with FO-shoes and LD-shoes substantially influences COP displacements towards the end of the stance phase; however, it does not appear to increase running-related injuries since minimal load and forces are applied to the joint at that time.

Keywords Foot orthoses, Antipronation type, Flat feet, Center of pressure, Ground reaction force

Received: 29 Sep 2021
Accepted: 06 Oct 2021
Available Online: 21 May 2024

Corresponding Author:
Ali Abbasi, Associate Professor.
Address: Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (21) 22228001
E-Mail: a.abbasi81@saadi.shirazu.ac.ir

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

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Running is a popular aerobic athletic task among humans due to increased awareness of the benefits of aerobic activity and the opportunity to maintain a healthy lifestyle. The risk of injury among runners has increased considerably due to the sport's growing popularity [2]. The importance of the foot in transferring ground reaction forces (GRF) to the proximal joints and numerous reports of injury in runners with foot abnormalities [6] suggest that foot abnormalities significantly enhance the risk of injury in runners.

Flat feet are one of the most frequent structural anomalies of the lower limbs, and therapists have long advocated foot orthoses and antipronation tape to rectify incorrect running mechanics and avoid compensatory injuries. However, several review studies have identified various therapies as risk factors for running injuries [8, 10]. For instance, it has been reported that medical inserts may negatively influence performance by raising impact force and loading rate [23], two risk factors for running-related injuries [24]. As a result, further research is needed to determine these treatments' benefits and potential adverse effects on the biomechanics of the foot and other proximal organs. Previous research on the impact of foot orthosis on the GRF has only examined the peak moments of the forces, and their effects on different parts of the running cycle are unknown. Examining the time series of GRF throughout a whole running cycle might thus give additional information about the impacts of various treatments. In addition, only a few studies have addressed the effects of antipronation tape on the kinetic parameters of running in flat-footed individuals. Then, this study aimed to examine the impact of a medical foot orthosis and antipronation tape on GRF and the trajectory of center of pressure (COP) in flat-footed people during running.

Materials and Methods

A randomized cross-over design was used in the current quasi-experimental investigation. Twenty active young men and women (12 males and 8 females) with flexible flat feet (more than 10 mm navicular drop [32] volunteered to participate in this study. After attaching the reflexive markers, the participants ran in three conditions while recording their kinematic data (motion analysis with 8 cameras [Qualisys, Switzerland] and kinetics [force plate, Kistler, Switzerland]): running with the athletic shoes, running with athletic shoes and custom-made medical inserts (medical foot orthosis [FO]), and running with athletic shoes and low-Dye tape (LD) [18].

A low-pass Butterworth filter with fourth-order and cut-off frequencies of 20 and 6 Hz were used for the kinetic and kinematic data, respectively. Each stance phase of the running cycle was identified, and a time series of COP trajectory (x and y) was computed for each cycle [37]. The GRF time series was normalized by dividing GRF components per individual weight. Finally, both variables (GRF and COP time series) were time normalized to 1% to 100% of the stance phase.

The effects of treatments on the time series of GRF components and COP trajectories were determined using repeated-measures analysis of variance in the SPM1d package (α=0.05). For post hoc analysis, multiple t tests (α=0.017) were conducted.

Results

There is a significant difference in anteroposterior GRF between the early stance phase (2%-5%) and the middle stance (56%-71%) of running. The GRF in the internal and external directions did not reveal a significant difference until the end of the stance phase (80%-89%) ($P<0.001$) (Figure 1). Treatment methods have a substantial impact on the trajectory of medial-lateral COP at the end of the stance phase (91%-99%) ($P=0.02$) (Figure 2). The difference between the FO and LD conditions was significant ($P_{post\ hoc}=0.016$), suggesting that LD shifted the COP laterally and FO medially. Interventions, on the other hand, did not affect the COP trajectory in the anteroposterior direction.

Conclusion

The FO condition produced less force in the anteroposterior direction than the LD condition at the early propulsion phase. When comparing the LD to the FO, the mediolateral component of GRF has increased in the external direction, but there is no significant difference in the vertical component. Toward the end of the stance phase, the FO condition shifted the COP medial, whereas the LD shifted it laterally.

According to the results, LD generated a greater GRF in the anteroposterior direction than the FO. Because changes in the center of mass acceleration during the stance phase are linked to the changes in this force [38], LD will most likely have a better influence on the propulsion phase of running. The windlass mechanism may explain this increase in force because the LD provides more rigidity to the plantar fascia during the propulsion phase, making the force more effective in those with flat feet.

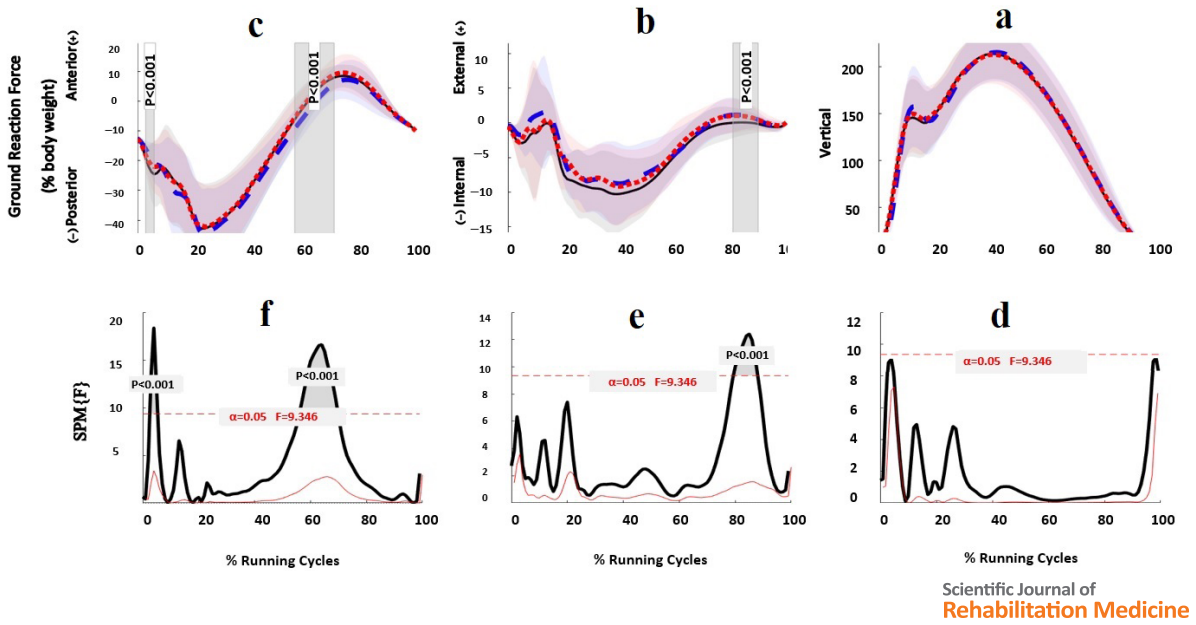


Figure 1. a, b, and c) The 3D components of GRF time series (% body weight); f, e, and d) Analyses of variance and significant differences for each component

GRF: Ground reaction force. Note: black line: Shod, blue dash-line: FO, and red dotted line: LD.

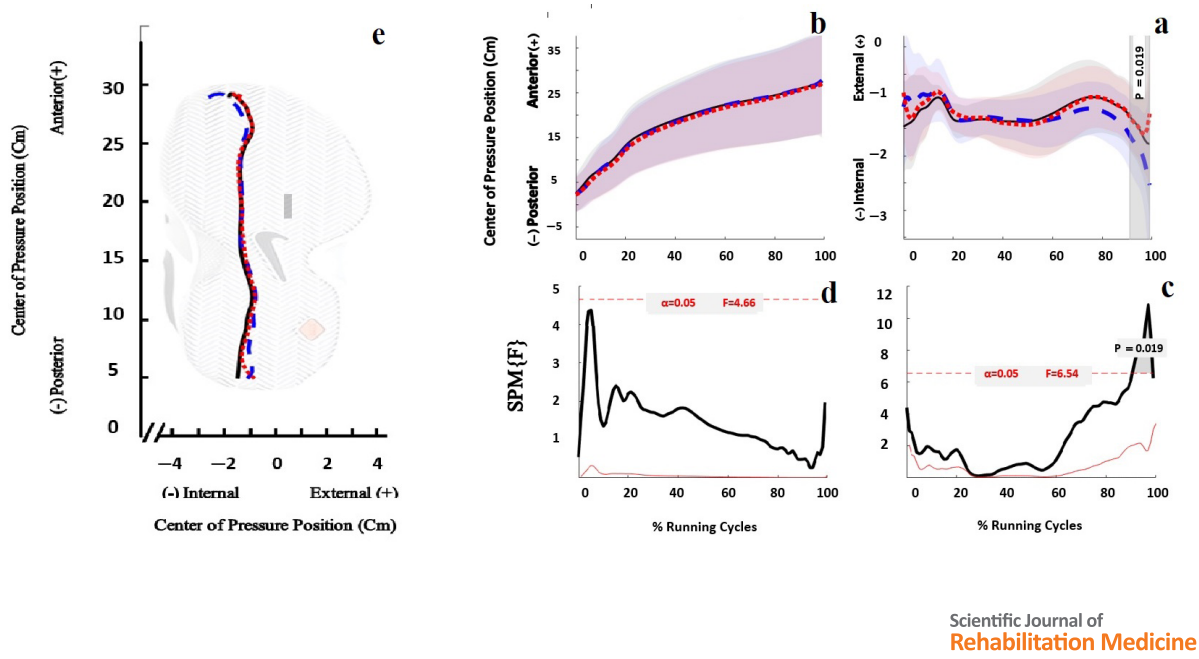


Figure 2. Time series of the COP trajectory in the mediolateral

a) Anteroposterior, b) Directions during the stance phase of running

Note: Graphs c and d Showing the Analyses of Variance and Significant Differences for Each Direction; Graph e Showing COP trajectory

COP: Center of pressure. Note: The black line, Shod; blue dash-line, FO; and red dotted line, LD.

Treatment methods had no substantial influence on the vertical component of the GRF. Since increasing the peak of GRF is a crucial risk factor for running injuries [24], it is unlikely that FO and LD cause injuries. Since the LD generates more propulsion force than the FO, it may be concluded that it is more successful than the FO in transferring muscle force to the ground. These results suggest that traditional custom-made inserts may reduce propulsive power by decreasing the space within the shoe. Furthermore, the internal and external shifts of the COP were significantly influenced by FO and LD conditions, respectively. As these changes were only noticeable near the end of the stance phase, they do not appear to affect the direction of transmission (due to the COP shift) or increase running-related injuries.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of Sport Sciences Research Institute of Iran (Code: IR.SSRI.REC.1400.990). All ethical principles were considered in this study. The participants were informed about the study objectives and methods. They were also assured of the confidentiality of their information. They were free to leave the study at any time, and the study results would be available to them, if desired.

Funding

This study was extracted from the PhD thesis of the first author at the Department of Biomechanics and Sports Injuries, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Authors' contributions

All authors equally contributed to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants and the staff of Al-Zahra Laboratory for their cooperation in this study.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

اثرات کوتاه‌مدت کفی طبی و تیپ آنتی‌پرونیشن بر مرکز فشار و نیروهای عکس‌العمل زمین افراد دارای کف پای صاف حین دویدن

پیمان آقایی عطاآبادی[۳،۱]، *علی عباسی[۲،۱]، امیرلطافتکار[۱]

۱. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۲. گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران.
۳. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و بیومکانیک، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Aghaie Ataabadi P, Abbasi A, Letafatkar A. [Short-Term Effects of Foot Orthoses and Antipronation Taping on the Center of Pressure and Ground Reaction Forces of People With Flat Feet During Running (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(2):274-289. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.2893

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.2.2893

چکیده

مقدمه و اهداف رویکردهای درمانی متنوعی برای اصلاح مکانیک دویدن افراد دارای کف پای صاف پیشنهاد شده است. اثرات این مداخلات درمانی بر نیروهای عکس‌العمل زمین و مرکز فشار کمتر مورد توجه قرار گرفته است، در صورتی که این اثرات کینتیکی نقش مهمی در شناسایی آسیب‌های احتمالی و مکانیسم‌های جبرانی بدن در پاسخ به هر رویکرد درمانی دارند. هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر کفی طبی و تیپ آنتی‌پرونیشن بر تغییرات مرکز فشار و نیروهای عکس‌العمل زمین افراد دارای کف پای صاف حین دویدن بود.

مواد و روش‌ها مطالعه حاضر یک پژوهش نیمه‌آزمایشی با طرح متقاطع تصادفی بود. اطلاعات کینماتیک و کینتیک دویدن ۲۰ جوان دارای کف پای صاف منعطف در ۳ حالت مختلف (کفش ورزشی، کفش ورزشی با کفی طبی سفارشی و کفش ورزشی با تیپ Low Dye) ثبت شد. آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر از پکیج SPM1d برای مقایسه سری‌های زمانی نیروی عکس‌العمل زمین و مرکز فشار در شرایط مختلف استفاده شد.

یافته‌ها نتایج تحقیق نشان داد شرایط کفش-کفی‌طبی در مقایسه با کفش-تیپ (Low Dye)، باعث کاهش نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی‌خلفی شد و درمقایسه با حالت دویدن کفش به تنهایی نیروی خارجی را افزایش داد؛ اما شرایط تأثیر معناداری بر مؤلفه عمودی نیرو نداشت ($P<۰/۰۵$). همچنین شرایط کفش-کفی‌طبی و کفش-تیپ (Low Dye) (در مقایسه با یکدیگر) به‌ترتیب باعث جابه‌جایی معنادار مرکز فشار به سمت داخل و خارج شد ($P<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری پژوهش حاضر نشان داد کفش-کفی طبی به ناکارآمد شدن انتقال نیرو در جهت قدامی منجر می‌شود. علاوه‌براین دویدن در شرایط کفش-کفی‌طبی و کفش تیپ (Low Dye) اثرات معناداری بر جابه‌جایی مرکز فشار در اواخر فاز ایستا دارد؛ اما به نظر نمی‌رسد این اثرات احتمال وقوع آسیب‌های مرتبط با دویدن را افزایش دهد، زیرا در انتهای فاز ایستا بارها و نیروهای کمتری بر مفاصل اعمال می‌شود.

کلیدواژه‌ها کفی طبی، تیپ آنتی‌پرونیشن، کف پای صاف، مرکز فشار، نیروی عکس‌العمل زمین

تاریخ دریافت: ۰۷ مهر ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۱۴ مهر ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۰۱ خرداد ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
علی عباسی
نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۲۲۲۲۸۰۰۱ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: a.abbasi81@saadi.shirazu.ac.ir

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

مقدمه

آشنایی با اثرات ورزش‌های هوازی مانند دویدن و تمایل برای داشتن سبک زندگی سالم، دویدن را به یک ورزش محبوب در بین جوامع انسانی تبدیل کرده است [۱].

محبوبیت روزافزون این فعالیت ورزشی سبب شده است احتمال وقوع آسیب در بین دوندگان افزایش قابل‌ملاحظه‌ای داشته باشد [۲]. مطالعات انجام‌شده درزمینه آسیب‌شناسی نشان می‌دهد در بین دوندگان، آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد از عضو[1] و نیروی وارده بیش‌از حد به اندام[2] شیوع بالاتری دارند [۳، ۴] و بروز چنین آسیب‌هایی غالباً به تغییرات راستای انتقال نیرو از مفاصل دیستال به مفاصل پروگزیمال مرتبط می‌باشد [۵]. نقش کلیدی پا در انتقال نیروهای عکس‌العمل زمین به مفاصل پروگزیمال و گزارش‌های متعدد آسیب در دوندگان مبتلابه ناهنجاری‌های پا، تأییدکننده این مطلب است که ناهنجاری‌های پا احتمال وقوع آسیب در دوندگان را به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای افزایش می‌دهد [۵، ۶].

کف پای صاف یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های ساختاری اندام تحتانی شناخته شده است [۷] و شواهد نشان می‌دهد این ناهنجاری احتمال بروز آسیب‌های سندرم درد کشککی رانی و سندرم استرس تیبیا داخلی[3] را افزایش می‌دهد [۸-۱۰]. درمانگران به منظور اصلاح مکانیک غیرطبیعی دویدن و راه رفتن افراد دارای کف پای صاف و پیشگیری از وقوع چنین آسیب‌هایی، مداخلات درمانی مختلفی ازقبیل کفی و کفش طبی، تیپ آنتی‌پرونیشن و تمرینات اصلاحی را تجویز کرده‌اند. استفاده از کفی طبی با پست پاشنه[4] یا لبه داخلی[5] به‌عنوان یکی از متداول‌ترین روش‌های اصلاح و درمان کف پای صاف، علاوه‌بر رضایت بیماران [۱۱]، باعث کاهش معنادار متغیرهایی ازجمله اورژن پاشنه، سرعت اورژن پاشنه [۱۲]، گشتاور چرخش داخلی مچ، نرخ بارگذاری، ضربه [۱۳] و چرخش داخلی ساق [۱۴] شده است. تیپ آنتی‌پرونیشن نیز مداخله درمانی دیگری است که اخیراً برای اصلاح مکانیک افراد دارای کف پای صاف پیشنهاد شده است [۱۵، ۱۶]. بررسی‌های انجام‌شده نشان می‌دهد استفاده از این روش درمانی حین تحمل وزن، حرکات مفاصل میانی مچ پا را کاهش می‌دهد، حمایت خارجی برای قوس طولی پا فراهم می‌کند [۱۵، ۱۷] و به افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی پا و اصلاح توزیع فشار [۱۸، ۱۹] منجر می‌شود، اما اثری بر نیروهای عکس‌العمل زمین حین دویدن ندارد [۱۶].

صرف‌نظر از اثرات پیش‌گفت این روش‌های درمانی، چندین مطالعه مروری استفاده از کفی طبی را ازجمله ریسک فاکتورهای آسیب‌های دویدن معرفی کرده‌اند [۲۰-۲۲]. به نظر می‌رسد مطالعات گسترده‌تری موردنیاز است تا بتوانند اثرات و عوارض جانبی احتمالی این مداخلات درمانی روی بیومکانیک پا و دیگر اندام‌های پروگزیمال را مطالعه کنند. پژوهشی با بررسی اثرات کفی طبی پیش‌ساخته حین دوی سرعت افراد دارای کف پای صاف نشان داد کفی طبی به افزایش نیروی ضربه[6] و نرخ بارگذاری نیرو منجر می‌شود [۲۳]. ماندرمن و همکاران نیز نشان دادند حین دویدن افراد سالم، کفی با پست داخلی، پرونیشن پا را محدود می‌کند و درعین‌حال باعث افزایش نیروی ضربه و نرخ بارگذاری نیرو می‌شود [۱۳]. باتوجه‌به اینکه این دو متغیر از ریسک فاکتورهای بروز آسیب‌های مرتبط با دویدن هستند [۲۴]، به نظر می‌رسد بررسی جزئی‌تر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین بتواند اطلاعات ارزشمندی در شناسایی اثرات مداخلات درمانی فراهم کند.

حین دویدن، مفصل زانو بیشتر از دیگر مفاصل بدن مستعد بروز آسیب می‌باشد [۲۵] و نقش کفی با لبه خارجی در پیشگیری و درمان آسیب استئوآرتریت مفصل زانو (به‌دلیل کاهش گشتاور اداکتوری زانو) [۲۶]، این نکته را به ذهن متبادر می‌کند که استفاده از لبه داخلی نتایج معکوسی را همراه داشته باشد و بتواند احتمال این آسیب را در بین دوندگان دارای کف پای صاف افزایش دهد. باتوجه‌به اینکه محققین علت اثربخشی کفی طبی با لبه خارجی در کاهش گشتاور اداکتوری زانو را شیفت خارجی مرکز فشار (انتقال موقعیت دوبعدی مرکز فشار به سمت خارج پا) عنوان کرده‌اند [۲۷]؛ بنابراین مطالعه اثرات روش‌های درمانی مختلف بر روی مرکز فشار دویدن افراد دارای کف پای صاف می‌تواند نقش احتمالی آن روش‌های درمانی در بروز آسیب استئوآرتریت و دیگر آسیب‌های مرتبط با دویدن را بررسی کند. اگرچه گزارش شده است که استفاده از لبه خارجی حین دویدن به شیفت خارجی مرکز فشار منجر می‌شود [۲۸، ۲۹]، باوجوداین اثرات استفاده از کفی طبی با لبه داخلی بر تغییرات مرکز فشار افراد دارای کف پای صاف کمتر موردتوجه محققین قرارگرفته است و بیشتر مطالعات انجام‌شده در این زمینه بر کاهش جابه‌جایی مرکز فشار در اثر کفی طبی تمرکز کرده‌اند [۳۰] و مشخص نیست روش‌های درمانی چه اثراتی بر حرکات مرکز فشار در راستای داخلی و خارجی خواهند داشت.

باتوجه‌به اینکه مطالعات محدودی اثرات تیپ آنتی‌پرونیشن بر پارامترهای کینتیکی دویدن افراد دارای کف پا را بررسی کرده‌اند و همچنین پژوهش‌های پیشین برای بررسی اثرات کفی طبی بر نیروهای عکس‌العمل زمین، تنها لحظات اوج نیروها را مقایسه کرده‌اند و اثرات آن‌ها بر دیگر لحظات سیکل دویدن نامشخص است؛ بدین ترتیب ممکن است بررسی سری زمانی نیروهای

1. Overuse Injuries
2. Overload Injuries
3. Medial tibial stress syndrome
4. Heel Post
5. Medial Wedge
6. impact force

عکس‌العمل زمین در طول یک سیکل کامل دویدن بتواند جزئیات بیشتری از اثرات روش‌های درمانی متفاوت فراهم کند. ازطرفی بررسی اثرات روش‌های درمانی بر مرکز فشار، می‌تواند تغییر راستای نیروهای عکس‌العمل زمین و مکانیسم‌های جبرانی آن را در اثر استفاده از رویکردهای درمانی متفاوت مشخص کند. بنابراین هدف تحقیق حاضر مقایسه اثرات کفی طبی و تیپ آنتی‌پرونیشن بر نیروهای عکس‌العمل زمین و مرکز فشار افراد دارای کف پای صاف حین دویدن بود.

موارد و روش‌ها

طرح تحقیق و آزمودنی‌ها

مطالعه نیمه‌آزمایشی حاضر با طرح متقاطع تصادفی[7] انجام شد. براساس محاسبات در نرم‌افزار جی.پاور[8] (پیوست شماره ۱) تعداد ۲۰ آزمودنی کافی است تا بتوان معناداری تفاوت‌ها را با سطح معناداری ۰/۰۵، اندازه اثر f=۰/۳۰ و ۸۰ درصد توان شناسایی کرد [۳۱]. بنابراین، ۲۰ نفر مرد و زن (۱۲ مرد و ۸ زن) جوان فعال دارای کف پای صاف منعطف که به‌طور متوسط ۳ جلسه تمرینی منظم در هفته داشتند، به‌طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند (سن ۲۶/۹±۲/۹۱ سال، جرم ۶۹/۳±۹/۷۸ کیلوگرم، قد ۱۷۳/۷±۱۰/۰۲ سانتی‌متر و افتادگی استخوان ناویکولار بیشتر از ۱۰ میلی‌متر [۳۲]. در صورتی فرد به‌عنوان کف پای صاف در نظر گرفته شد که هنگام ایستادن روی پنجه، قوس پا ایجاد شود و والگوس پاشنه از بین برود [۳۳]. معیارهای خروج از تحقیق شامل هرگونه آسیب اسکلتی‌عضلانی اندام تحتانی شامل شکستگی استخوان، دررفتگی مفاصل، پارگی بافت نرم و جراحی طی ۶ ماه اخیر، عدم استفاده از کفی طبی و تیپ ورزشی (برای درمان کف پای صاف) بودند. پس از تأیید آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق، آن‌ها از روند اجرایی تحقیق مطلع شدند و در صورت تمایل به شرکت در تحقیق، فرم رضایت‌نامه کتبی را امضا کردند.

باتوجه‌به هدف تحقیق که بررسی تأثیر کفی طبی و تیپ ورزشی می‌باشد، آزمودنی‌ها در ۳ حالت مختلف آزمایش شدند.

کفش

حالت اول استفاده از کفش ورزشی بدون اعمال مداخله بود، بدین منظور کلیه آزمودنی‌ها از کفش یکسان (نایک، مدل 000608UJ ساخت کشور ویتنام، (تصویر شماره ۱. الف) با کفی استاندارد معمولی استفاده کردند.

کفش-کفی طبی

یک هفته قبل از اجرای آزمون‌ها، قالب گچی پا توسط ارتوپد فنی مجرب در حالت خنثی و بدون بار اندازه‌گیری شد و با استفاده از این قالب و پروتکل تجویزی فیزیوتراپ این کفی به نحوی طراحی شد تا بتواند با استفاده از حمایت قوس و لبه داخلی، پرونیشن و افت بیش از اندازه ناوی را کنترل کند (تصویر شماره ۱. ب) [۳۴]. لایه‌های مختلف این کفی را لاستیک نیمه سخت، ارتولن و پلاستازوت منفذدار تشکیل دادند.

کفش-تیپ

تکنیک (Low_Dye (LD که روش سنتی درعین‌حال ساده و رایج می‌باشد، توسط یک فیزیوتراپ مجرب در این پژوهش به کار گرفته شد. این تکنیک به‌وسیله یک نوار غیرالاستیک یا تیپ ورزشی[9] با پهنای ۵ سانتی‌متر و باهدف افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی استفاده شد [۱۷، ۱۸]. بدین منظور، پس از قرارگیری پای فرد در وضعیت خنثی، ابتدا نوار تیپی از سر متاتارسال پنجم شروع و پس از گذشتن از پشت پاشنه، به سر

7. Cross-Over Study Design
8. G.Power (v 3.1.9.7)
9. LP Support, UK

طب‌توانبخشی

تصویر ۱. الف. کفش ورزشی، ب. کفی طبی سفارشی با لبه داخلی، ج. تیپ Low_Dye:
مرحله ۱: تیپ نگهدارنده اطراف پا که از سر متاتارسال پنجم شروع و بعد از گذشتن از پاشنه به سر متاتارسال اول وصل می‌شود.
مرحله ۲: انجام تیپ از قوس خارجی پا به سمت قوس داخلی.

متاتارسال اول متصل شد. نوارهای عرضی نیز از قسمت خارجی پا با کشش متوسط (با کششی که به جمع شدن پوست منجر نشود) به قسمت داخلی پا چسبانده شد. چنانکه نصف نوارهای عرضی مجاور خود را پوشش دادند و در ابتدا و انتها نیز به نوار اول چسبانده شدند (تصویر شماره ۱. ج). برای کنترل اثرات انواع کفش، کلیه اندازه‌گیری‌ها در ۳ حالت دویدن کفش، کفش-کفی‌طبی و کفش- تیپ با استفاده از یک مدل کفش یکسان (تصویر شماره ۱ الف) انجام شد.

مراحل اجرای کار

قبل از اولین جلسه جمع‌آوری داده‌ها (تقریباً ۱ هفته)، اطلاعات مربوط به قد، وزن، سایز کفش، پای برتر و سن آزمودنی‌ها توسط آزمونگر ثبت شد و مراحل لازم به‌منظور ساخت کفی طبی نیز توسط ارتوپد فنی انجام شد. برای اجرای آزمون‌های اصلی افراد به محل آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه الزهرا (تهران) مراجعه کردند و به‌منظور آشنایی با محیط آزمایشگاه و آمادگی برای اجرای تکلیف دویدن، آزمودنی‌ها به‌مدت ۱۰ الی ۱۵ دقیقه به انجام تمرینات گرم کردن اختصاصی در محیط آزمایشگاه پرداختند. سپس از آن‌ها خواسته شد که برای ۵ بار مسافتی به طول ۱۰ متر را با سرعت ترجیحی بدوند تا آزمونگر با ثبت زمان توسط کرنومتر، سرعت متوسط ترجیحی هر فرد را محاسبه کند [۳۵].

پس از آمادگی آزمودنی‌ها برای شروع آزمون‌های اصلی، ابتدا مارکرهای رفلکسی مطابق با روش ماکرگذاری خوشه‌ای بر روی اندام تحتانی آزمودنی‌ها متصل شد [۳۶]. مارکرهای آناتومیک شامل ۴ مارکر لگن (خار خاصره‌ای فوقانی قدامی، خار خاصره‌ای فوقانی خلفی)، اپی‌کندیل داخلی و خارجی ران، قوزک داخلی و خارجی، ۳ مارکر پاشنه (داخل، خارج و برجستگی پاشنه)، سر متاتارسال اول و پنجم و انگشت دوم بود. به‌علاوه کلاسترهای ۴ مارکری نیز بر روی اندام‌های ساق و ران نصب شدند. بعد از ثبت کالیبراسیون ایستا در حالت آناتومیک (با کفش)، یکی از شرایط مداخله‌ای با ترتیب تصادفی (کفش، کفش-کفی‌طبی، کفش-تیپ) اعمال و از آن‌ها خواسته شد به تعداد دفعاتی که آزمونگر تشخیص دهد در مسیر تعبیه‌شده بدوند. تعداد تکرارهای هر فرد به‌گونه‌ای بود که آزمونگر بتواند ۸ تکرار صحیح (سرعت آزمودنی ±۵ درصد خطا) از تکلیف دویدن آن فرد ثبت کند. طی این آزمون‌ها اطلاعات هم‌زمان نیروی عکس‌العمل زمین و مرکز فشار توسط ۲ صفحه نیروی کیستلر (ساخت کشور سوئیس، ۱.مدل 9285BA با ابعاد ۴۰×۶۰ سانتی‌متر ۲. مدل 9260AA با ابعاد ۳۰×۵۰ سانتی‌متر) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و اطلاعات کینماتیک توسط ۸ دوربین کوالیسیس[10] (مدل:Oqus-5، ساخت کشور سوئیس) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد.

10. Qualisys

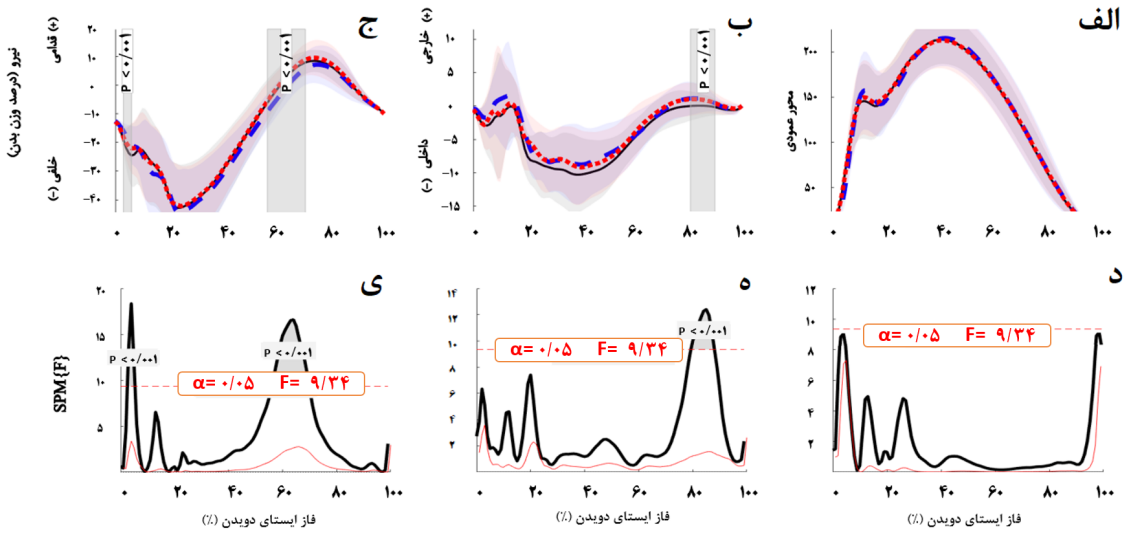
بعد از جمع‌آوری داده‌ها، برای کاهش نویز سیگنال‌های کینتیک و کینماتیک، فیلتر پایین گذر باتروورث[11] مرتبه ۴ به‌ترتیب با فرکانس برش ۲۰ و ۶ هرتز استفاده شد. به‌منظور جداسازی اطلاعات مربوط به فاز ایستای دویدن، آستانه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در برخورد و جدا شدن پا برابر با ۲۰ نیوتن در نظر گرفته شد. ازآنجایی‌که زاویه پا و مختصات مرکز فشار در هر چرخه گام متفاوت است، با انتقال و چرخش محور مختصات متناسب با هر گام، مرکز فشار تمام سیکل‌ها روی یک محور مختصات جدید بازسازی شدند [۳۷]، درنتیجه اطلاعات مرتبط با مرکز فشار در تکرارهای مختلف قابل‌مقایسه شدند. بدین منظور مرکز محور مختصات (بردار انتقال) توسط موقعیت مارکر پاشنه در لحظه برخورد و زاویه چرخش مختصات نیز توسط زاویه بین مکان مارکر پاشنه در لحظه برخورد و مکان مارکر انگشت دوم در لحظه جدا شدن آن تعیین شد. اطلاعات تمام تکرارهای هر آزمودنی (۸ تکرار در هر شرایط) که شامل سری زمانی نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای قدامی خلفی (X)، داخلی خارجی (Y) و عمودی (Z) و مرکز فشار در راستای قدامی خلفی (X) و داخلی خارجی (Y) می‌باشد.

برای فاز استانس هر سیکل گام ازنظر زمانی به (۰) تا (۱۰) درصد سیکل فاز ایستا نرمالایز شد. به‌منظور قابل‌مقایسه کردن نیروهای عکس‌العمل زمین بین افراد با وزن‌های متفاوت، هر ۳ مؤلفه نیروهای عکس‌العمل (F_x, F_y, F_z) بر وزن آزمودنی‌ها نرمال شدند و به‌صورتی درصدی از وزن[12] بیان شد. برای هریک از متغیرهای یادشده، با میانگین‌گیری نقطه‌ای از هر ۸ تکرار یک نفر، یک سری زمانی برای هر شرایط به دست آمد. نهایتاً سری زمانی متغیرهای مختلف در هریک از شرایط، از طریق میانگین‌گیری داده‌های مربوط به تمام آزمودنی‌ها محاسبه شد.

آزمون آماری

برای توصیف داده‌ها، میانگین و انحراف‌معیار هر متغیر در طول ۱۰۰ درصد سیکل فاز استانس استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و شناسایی اثرات مداخلات درمانی روی سری زمانی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و مختصات مرکز فشار، به‌ترتیب از آزمون‌های شاپیرو ویلک[13] و تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر که در پکیج spm1d[14] تعبیه شده است، استفاده شد. (سطح معناداری ۰/۰۵). به‌منظور بررسی تعقیبی و مقایسه دوبه‌دو شرایط از آزمون تی چندگانه (سطح معناداری اصلاح‌شده بونفرونی[15] ۰/۰۱۷) استفاده شد.

11. Butterworth
12. % body weight
13. Shapiro-Wilk
14. www.spm1d.org
15. Bonferoni



طب‌توانبخشی

تصویر ۲. نمودار الف، ب و ج سری زمانی نیروی عکس‌العمل زمین (برحسب درصد وزن بدن) در ۳ راستای عمودی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی حین فاز ایستای دویدن؛ و نمودار د، ه و ی معناداری آزمون تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر برای هر راستا می‌باشد. خط مشکی نشان‌دهنده حالت کفش، خط متقاطع آبی حالت کفش- کفی‌طبی، خط متقاطع قرمز حالت کفش-تیپ.

یافته‌ها

سری زمانی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در تصویر شماره ۲ نشان داده شده است. همان‌طورکه در نمودار محور قدامی خلفی مشخص است، تفاوت معناداری در اوایل فاز ایستا (۲ تا ۵ درصد فاز استانس) بین شرایط مختلف وجود دارد (۰۰۱/ P<۰). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد، نیروی عکس‌العمل زمین در شرایط کفش-کفی‌طبی نسبت به شرایط کفش افزایش معناداری داشته است (P^{16}_{p}=،P<۰/۰۰۱)، درحالی‌که تفاوت معناداری بین شرایط دیگر وجود ندارد. همچنان تفاوت معناداری در مرحله میانی فاز ایستا (۵۶-۷۱ درصد فاز ایستا) یافت شد که براساس نتایج آزمون تعقیبی این معناداری بین دو شرایط کفش-تیپ و کفش-کفی‌طبی اتفاق افتاده است (P<۰/۰۰۱). در این بازه حین استفاده از تیپ نیروی بزرگتری در راستای قدامی‌خلفی ایجاد شده است. درارتباط‌با نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی و خارجی، فقط در انتهای فاز ایستا (۸۰-۸۹ درصد فاز ایستا) تفاوت معناداری بود. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد در بازه ۸۲ تا ۸۶ درصد فاز ایستا، نیروی بزرگتری در جهت خارجی حین استفاده از کفش-تیپ نسبت به حالت کفش ایجاد شده است (P<۰/۰۰۱).

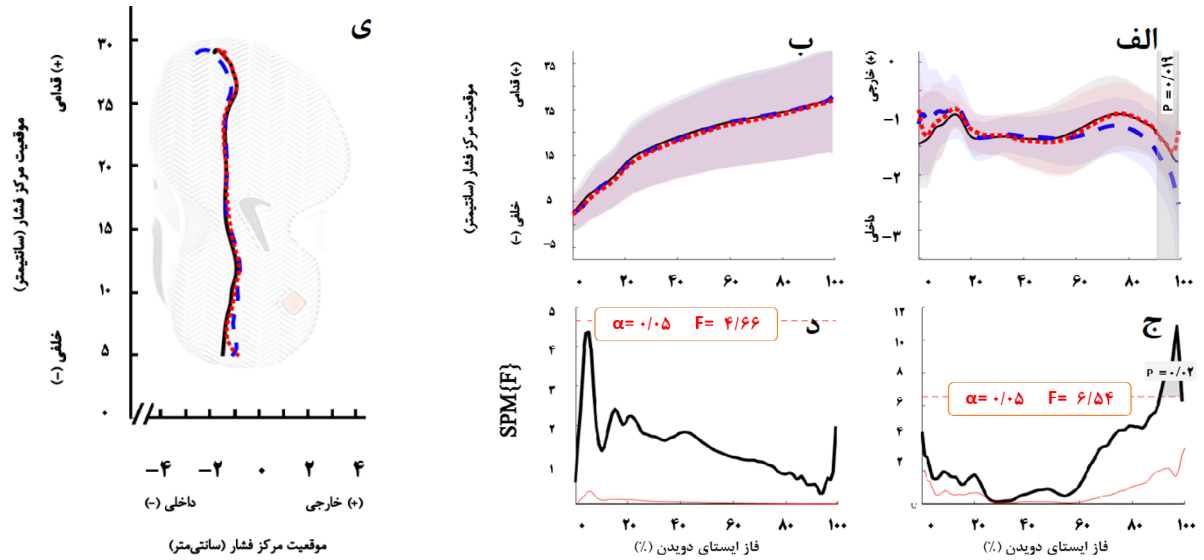
موقعیت دوبعدی مرکز فشار حین استفاده از مداخلات درمانی مختلف در تصویر شماره ۳ نشان داده شده است. این نمودار نشان می‌دهد مداخلات مختلف اثر معناداری بر مسیر مرکز فشار در اواخر فاز ایستا (۹۱-۹۹ درصد فاز ایستا) دارد (P=۰/۰۲). آزمون تعقیبی نشان داد تفاوت موجود بین شرایط استفاده از کفش-کفی‌طبی و کفش-تیپ می‌باشد (P=۰/۰۱۶)، به‌طوری‌که تیپ مرکز فشار را به سمت خارج و کفی طبی مرکز فشار را به سمت داخل شیفت می‌دهد (انتقال می‌کند). باوجوداین مداخلات درمانی تأثیری بر حرکت مرکز فشار در راستای قدامی خلفی نداشت.

بحث

تحقیق حاضر باهدف مقایسه مرکز فشار و نیروهای عکس‌العمل زمین افراد دارای کف پای صاف حین دویدن با کفش-کفی‌طبی و کفش‌تیپ آنتی‌پرونیشن انجام شد. نتایج نشان داد شرایط کفش-کفی‌طبی در مقایسه با کفش-تیپ (اوایل فاز پیشروی یا اواسط فاز ایستا) نیروی کمتری در راستای قدامی و خلفی تولید کرده است. در راستای داخلی خارجی نیروی عکس‌العمل زمین حین شرایط کفش-تیپ در مقایسه با حالت کفش افزایش یافته است (افزایش نیروی به سمت خارج) و در راستای عمودی تفاوت معناداری حین استفاده از مداخلات درمانی ایجاد نشده است. همچنین نتایج نشان داد در انتهای فاز ایستا، شرایط کفش-کفی‌طبی مرکز فشار را به سمت داخل و کفش-تیپ مرکز فشار را به سمت خارج شیفت می‌دهد (انتقال می‌دهد).

براساس نتایج گزارش‌شده، شرایط کفش-تیپ در راستای قدامی خلفی نیروی عکس‌العمل بزرگتری در مقایسه با کفش-کفی‌طبی تولید کرده است. این بدان معنی است که احتمالاً تیپ می‌تواند اثرات بهتری در فاز پیشروی دویدن داشته باشد؛ زیرا براساس قانون دوم نیوتن، تغییرات شتاب مرکز جرم حین فاز ایستای دویدن (در صفحه هوریزنتال) به تغییرات این نیرو

16. P_value for Post hoc test



طب توانبخشی

تصویر ۳. نمودار الف و ب سری زمانی موقعیت مرکز فشار در راستای داخلی خارجی و قدامی خلفی حین فاز ایستای دویدن؛ نمودار ج و د معناداری آزمون تحلیل واریانس برای هر راستا. نمودار ی نمای دوبعدی موقعیت مرکز فشار حین دویدن. خط مشکی نشان‌دهنده حالت کفش، خط متقاطع آبی حالت کفش-کفی‌طبی، خط متقاطع قرمز حالت کفش-تیپ.

مرتبط می‌باشد [۳۸]. براساس مکانیسم ویندلاس[17] می‌توان این افزایش نیرو را بدین طریق توجیه کرد که استفاده از تیپ LD سفتی بیشتری برای پلانتار فاشیا حین فاز پیشروی دویدن فراهم می‌کند و این سفتی باعث می‌شود نیرو در افراد دارای کف پای صاف مؤثرتر به اندام‌های پروگزیمال منتقل شود [۳۹]. از طرفی به نظر می‌رسد هنگام استفاده از کفی‌طبی، لایه‌ای بین پا و کفش قرار می‌گیرد که سبب کاهش فضای پنجه[18] درون کفش می‌شود و تا حدی از پیشروی ممانعت می‌کند. بنابراین لازم است متخصصین ارتوپد فنی، اهمیت مناسب بودن کفش (کافی بودن فضای جلو کفش) را برای بیماران خود شرح دهند تا از وقوع چنین محدودیت‌های عملکردی حین استفاده از کفی طبی جلوگیری شود. مطالعات انجام‌شده در این زمینه گزارش کرده‌اند که استفاده از کفی طبی پیش‌ساخته و همچنین تیپ LD حین دویدن افراد مبتلابه کف پای صاف، تأثیری بر اوج نیروهای نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی خلفی ندارد [۱۶، ۲۳]. به نظر می‌رسد روش آماری متفاوت این دو تحقیق با پژوهش حاضر علت ناهم‌خوانی نتایج در راستای قدامی‌خلفی باشد. با بررسی نمودار نیروی عکس‌العمل زمین (راستای قدامی خلفی) در تحقیق حاضر، مشخص است تفاوت‌های معنادار در لحظات اوج نیروها نبوده است و روش آماری استفاده‌شده در تحقیق آن‌ها قابلیت شناسایی این‌چنین تفاوت‌هایی را نداشته است.

نتایج به‌دست‌آمده در راستای داخلی‌خارجی نیروی عکس‌العمل زمین نیز نشان می‌دهد در انتهای فاز ایستا، نیروی خارجی بزرگتری حین شرایط کفش-تیپ در مقایسه با شرایط کفش ایجاد شده است. به نظر می‌رسد افزایش نیروی عکس‌العمل خارجی حین فاز ایستای دویدن به معنی اعمال نیرو بزرگتر به سمت داخل در اواخر فاز ایستا می‌باشد. دلیل این امر می‌تواند به خاصیت تیپ در ایجاد سوپینیشن پا مرتبط باشد. بااین‌حال، نستر و همکاران [۴۰] گزاش کردند در اوایل فاز ایستای راه رفتن، کفی طبی با لبه داخلی و خارجی به‌ترتیب به افزایش و کاهش نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی منجر می‌شود [۴۰]. در تحقیق حاضر اثرات متفاوتی در ابتدای فاز ایستا (تصویر شماره ۲) قابل‌رؤیت می‌باشد، اما این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود. توجه به این نکته حائز اهمیت است که آزمودنی‌های تحقیق حاضر را افراد دارای کف پای صاف تشکیل داده‌اند در صورتی که مطالعه آن‌ها بر روی افراد سالم انجام شده است؛ بنابراین تفاوت‌های موجود بین نیروهای عکس‌العمل زمین در دویدن افراد سالم و دارای کف پای صاف [۴۱] ممکن است علت تناقض بین پژوهش آن‌ها با پژوهش حاضر باشد. علی‌رغم اینکه پژوهش حاضر روی افراد دارای کف پای صاف انجام شده است، سطح فعالیت یکی از معیارهای ورود به تحقیق حاضر بوده است و تنها زنان و مردان فعال در این مطالعه شرکت کرده‌اند و این نکته باعث می‌شود تعمیم آن به جامعه افراد دارای کف پای صاف با خطا همراه باشد.

براساس نتایج تحقیق حاضر، مداخلات درمانی اثرات چشمگیری بر مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نداشته است. در این راستا مطالعات همسویی نیز عدم معناداری اثرات لبه داخلی/خارجی کفی طبی [۴۰] و تیپ LD [۱۶] بر حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را گزارش کرده‌اند. ازآنجایی‌که افزایش اوج نیروهای عکس‌العمل زمین به‌عنوان ریسک‌فاکتورهای مهم

17. Windlass Mechanism
18. Toe box

بروز آسیب‌های مرتبط با دویدن شناسایی شده‌اند [۲۴]، بنابراین بعید است استفاده از کفش-کفی‌طبی و کفش‌تیپ احتمال بروز آسیب‌های مرتبط با دویدن را از این طریق افزایش دهند.

برخی از مطالعات پیشین به‌طور متناقضی گزارش کرده‌اند که کفی طبی به افزایش نیروی ضربه عمودی (اولین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین[19]) حین دویدن منجر می‌شود [۱۳، ۲۳]؛ تحقیق حاضر به‌صورت اختصاصی این فاکتور را مورد ارزیابی قرار نداده است، اما باتوجه‌به توانایی روش آماری SPM در شناسایی تفاوت‌های معنادار در تمام لحظات فاز ایستا، به نظر می‌رسد این افزایش نیرو (تصویر شماره ۲) در نتایج پژوهش حاضر نیز رخ داده است اما این تفاوت ازنظر آماری معنادار نبود. باتوجه‌به اینکه پرونیشن پا نقش مهمی در جذب نیرو حین تحمل وزن دارد [۱۳]؛ به نظر می‌رسد کاهش پرونیشن پا حین شرایط کفش-کفی‌طبی [۱۲] به کاهش جذب نیرو و نهایتاً افزایش نیروی ضربه عمودی منجر شود. در هر صورت باید توجه داشت سختی کفی‌طبی و جنس آن تأثیرات واضحی بر نیروی ضربه عمودی و نرخ بارگذاری نیرو دارد [۴۲، ۴۳] و برای مقایسه پژوهش‌های مختلف توجه به این ویژگی‌های کفی‌طبی نیز حائز اهمیت می‌باشد.

نتایج نشان داد، در انتهای فاز ایستا کفش-کفی‌طبی مرکز فشار را به سمت داخل و کفش-تیپ مرکز فشار را به سمت خارج شیفت می‌دهد (انتقال می‌دهد). پیشینه موجود نشان می‌دهد شیفت خارجی مرکز فشار باعث کاهش بازوی گشتاوری زانو در صفحه فرونتال می‌شود و این امر نهایتاً به کاهش گشتاور اداکتوری مفصل زانو منجر می‌شود [۲۷]. اگرچه کفی طبی و تیپ LD به‌ترتیب به شیفت داخلی و خارجی مرکز فشار منجر شده‌اند، بااین‌حال این تفاوت‌ها تنها در انتهای فاز ایستا اتفاق افتاده است و به نظر نمی‌رسد تغییرات ایجادشده تأثیر چشمگیری در اوج گشتاور اداکتور زانو حین دویدن داشته باشد، زیرا اوج گشتاوری زانو در اواسط فاز ایستا (فوت فلت) اتفاق می‌افتد. بررسی هم‌زمان مرکز فشار و گشتاور اداکتوری زانو برای نتیجه‌گیری قطعی‌تر در تحقیقات آینده پیشنهاد می‌شود، اما با احتیاط می‌توان این‌گونه استنباط کرد که کفی طبی و تیپ LD بازوی گشتاوری زانو را تغییر نداده است و استفاده از این مداخلات درمانی نمی‌تواند عامل بروز آسیب‌هایی نظیر آرتریت زانو (در قسمت داخلی) در نظر گرفته شود.

صرف‌نظر از اینکه در پژوهش حاضر تنها اثرات آنی استفاده از روش‌های درمانی موردمطالعه قرار گرفت، در مقایسه بین تیپ و کفی‌طبی باید به این نکته دقت شود که تیپ در تمام مراحل رفتن، ایستادن، دویدن، نشستن و حتی خوابیدن به‌طور مستقیم با پوست بیمار در ارتباط است و قاعدتاً نیروی اصلاحی و یا جلوگیری‌کننده‌گی بیشتری را ایجاد خواهد کرد، اما باتوجه‌به خاصیت تیپ، به مرور زمان این نیروهای اصلاحی و یا پیشگیری‌کننده کاهش خواهند یافت [۴۴] و لازم است مجدداً تیپینگ انجام شود. درمجموع به نظر می‌رسد تأثیرات طولانی‌مدت کفش و کفی بر روی مشکلات پا در مقایسه با تیپ بسیار مشهودتر می‌باشد، اما باتوجه‌به اینکه برخی از رشته‌های ورزشی کفش‌های مخصوصی دارند، ممکن است استفاده از کفی‌طبی سنتی فضای داخلی کفش را تنگ کند.

نتیجه‌گیری

باتوجه‌به نتایج تحقیق می‌توان بیان کرد که تیپ LD در انتقال نیروهای تولیدشده توسط عضلات اندام تحتانی به زمین مؤثرتر از کفی طبی می‌باشد، زیرا نیروی پیش‌رونده بیشتری حین استفاده از تیپ LD در مقایسه با کفی طبی تولید شده است. این نتایج نشان می‌دهد که استفاده از کفی‌های طبی سنتی (با قالب‌گیری دستی) سبب کوچکتر شدن فضای داخل کفش خواهد شد و این عامل سبب می‌شود استفاده از این کفی‌ها در ورزش‌هایی که به کفش‌های مخصوص نیاز دارند، ممکن نباشد. همچنین کفی طبی و تیپ LD به‌ترتیب اثرات معناداری بر شیفت داخلی و خارجی مرکز فشار دارد، اما این تغییرات تنها در انتهای فاز ایستا معنادار بود و باتوجه‌به اینکه در این دوره زمانی نیروهای کوچکتری به مفاصل وارد می‌شود، به نظر نمی‌رسد تغییر راستای انتقال نیرو (در اثر شیفت مرکز فشار) در این بازه زمانی احتمال وقوع آسیب‌های مرتبط با دویدن را افزایش دهد.

پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده به بررسی اثرات روش‌های جایگزین مانند کفی‌های طبی سفارشی ساخته‌شده مدرن (ساخته‌شده براساس اطلاعات دستگاه اندازه‌گیری فشار پا و طراحی‌شده توسط دستگاه تراش CNC) و انواع تیپ‌های ورزشی بپردازند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.SSRI.REC.1400.990 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از رساله دکتری پیمان آقایی عطاآبادی گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد. این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

19. Peak Impact Force

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

درنهایت از کلیه شرکت‌کنندگان گرامی، مسئولین آزمایشگاه دانشگاه الزهرا و تمامی افرادی که در اجرای این پژوهش همکاری داشتند، تشکر می‌شود.

References

[1] Dai S, Carroll DD, Watson KB, Paul P, Carlson SA, Fulton JE. Participation in types of physical activities among US adults-National Health and Nutrition Examination Survey 1999-2006. Journal of Physical Activity and Health. 2015; 12 Suppl 1(0 1):S128-40. [DOI:10.1123/jpah.2015-0038] [PMID]

[2] van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. British Journal of Sports Medicine. 2007; 41(8):469-80. [DOI:10.1136/bjsm.2006.033548] [PMID]

[3] Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. Clinical Journal of Sport Medicine. 2005; 15(1):14-21. [DOI:10.1097/00042752-200501000-00004] [PMID]

[4] Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2007; 39(2):330-9. [DOI:10.1249/01.mss.0000247001.94470.21] [PMID]

[5] Williams DS 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clinical Biomechanics. 2001; 16(4):341-7. [DOI:10.1016/S0268-0033(01)00005-5] [PMID]

[6] Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. The American Journal of Sports Medicine. 1999; 27(5):585-93. [DOI:10.1177/03635465990270050701] [PMID]

[7] Kodithuwakku Arachchige SNK, Chander H, Knight A. Flat feet: Biomechanical implications, assessment and management. Foot (Edinburgh, Scotland). 2019; 38:81-5. [DOI:10.1016/j.foot.2019.02.004] [PMID]

[8] Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2000; 90(1):30-4. [DOI:10.7547/87507315-90-1-30] [PMID]

[9] van Mechelen W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. Sports Medicine. 1992; 14(5):320-35. [DOI:10.2165/00007256-199214050-00004] [PMID]

[10] Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. Clinical Biomechanics. 2000; 15(1):54-64. [DOI:10.1016/S0268-0033(99)00028-5] [PMID]

[11] Xu R, Wang Z, Ren Z, Ma T, Jia Z, Fang S, Jin H. Comparative study of the effects of customized 3D printed insole and prefabricated insole on plantar pressure and comfort in patients with symptomatic flatfoot. Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research. 2019; ;25:3510-9. [DOI:10.12659/MSM.916975] [PMID]

[12] Smith L, Clarke T, Hamill C, Santopietro F. The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1986; 76(4):227-33. [DOI:10.7547/87507315-76-4-227] [PMID]

[13] Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. Clinical Biomechanics. 2003; 18(3):254-62. [DOI:10.1016/S0268-0033(02)00186-9] [PMID]

[14] Nawoczenski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1995; 21(6):317-27. [DOI:10.2519/jospt.1995.21.6.317] [PMID]

[15] Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2004; 34(4):201-9. [DOI:10.2519/jospt.2004.34.4.201] [PMID]

[16] Koh HLA, Lin WH, Kong PW. Comfort and ground reaction forces in flat-footed female runners: Comparison of low-dye taping versus sham taping. Journal of Sports Science & Medicine. 2020;19(3):620-6. [PMID]

[17] Beam JW. Orthopedic taping, wrapping, bracing, & padding. Pennsylvania: F.A. Davis Company; 2017. [Link]

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

[19] Nolan D, Kennedy N. Effects of low-dye taping on plantar pressure pre and post exercise: An exploratory study. BMC Musculoskeletal Disorders. 2009; 10:40. [DOI:10.1186/1471-2474-10-40] [PMID]

[20] van der Worp MP, ten Haaf DS, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MW, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. PloS One. 2015; 10(2):e0114937. [DOI:10.1371/journal.pone.0114937] [PMID]

[21] Gijon-Nogueron G, Fernandez-Villarejo M. Risk factors and protective factors for lower-extremity running injuries: A systematic review. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2015; 105(6):532-40. [DOI:10.7547/14-069.1] [PMID]

[22] Hulme A, Nielsen RO, Timpka T, Verhagen E, Finch C. Risk and protective factors for middle-and long-distance running-related injury. Sports Medicine. 2017; 47(5):869-86. [DOI:10.1007/s40279-016-0636-4] [PMID]

[23] Ng JW, Chong LJY, Pan JW, Lam WK, Ho M, Kong PW. Effects of foot orthosis on ground reaction forces and perception during short sprints in flat-footed athletes. Research in Sports Medicine. 2021; 29(1):43-55. [DOI:10.1080/15438627.2020.1755673] [PMID]

[24] Napier C, MacLean CL, Maurer J, Taunton JE, Hunt MA. Kinetic risk factors of running-related injuries in female recreational runners. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2018; 28(10):2164-72. [DOI:10.1111/sms.13228] [PMID]

[25] Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British Journal of Sports Medicine. 2002; 36(2):95-101. [DOI:10.1136/bjsm.36.2.95] [PMID]

[26] Ferreira V, Simões R, Gonçalves RS, Machado L, Roriz P. The optimal degree of lateral wedge insoles for reducing knee joint load: A systematic review and meta-analysis. Archives of Physiotherapy. 2019; 9:18. [DOI:10.1186/s40945-019-0068-1] [PMID]

[27] Reeves ND, Bowling FL. Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. Nature Reviews Rheumatology. 2011; 7(2):113-22. [DOI:10.1038/nrrheum.2010.212] [PMID]

[28] Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2003; 35(2):314-9. [DOI:10.1249/01.MSS.0000048828.02268.79] [PMID]

[29] Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Naito K, Torii S. Inconsistent knee varus moment reduction caused by a lateral wedge in knee osteoarthritis. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2007; 86(6):446-54. [DOI:10.1097/PHM.0b013e31805bfff5] [PMID]

[30] Aboutorabi A, Saeedi H, Kamali M, Farahmand B, Eshraghi A, Dolagh RS. Immediate effect of orthopedic shoe and functional foot orthosis on center of pressure displacement and gait parameters in juvenile flexible flat foot. Prosthetics and Orthotics International. 2014; 38(3):218-23. [DOI:10.1177/0309364613496111] [PMID]

[31] Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. Physical Therapy. 1994; 74(2):149-58. [DOI:10.1093/ptj/74.2.149] [PMID]

[32] McPoil TG, Cornwall MW, Medoff L, Vicenzino B, Forsberg K, Hilz D. Arch height change during sit-to-stand: An alternative for the navicular drop test. Journal of Foot and Ankle Research. 2008; 1(1):3. [DOI:10.1186/1757-1146-1-3] [PMID]

[33] Mosca VS. Flexible flatfoot and skewfoot. The Journal of Bone & Joint Surgery. 1995; 77(12):1937-45. [DOI:10.2106/00004623-199512000-00021]

[34] Bishop C, Arnold JB, May T. Effects of taping and orthoses on foot biomechanics in adults with flat-arched feet. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2016; 48(4):689-96. [DOI:10.1249/MSS.0000000000000807] [PMID]

[35] Abbasi A, Yazdanbakhsh F, Tazji MK, Aghaie Ataabadi P, Svoboda Z, Nazarpour K, et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. Gait & Posture. 2020; 79:139-44. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.04.022] [PMID]

[36] MacLean C, Davis IM, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. Clinical Biomechanics. 2006; 21(6):623-30. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2006.01.005] [PMID]

[37] Mousavi SH, van Kouwenhove L, Rajabi R, Zwerver J, Hijmans JM. The effect of changing mediolateral center of pressure on rearfoot eversion during treadmill running. Gait & Posture. 2021; 83:201-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.10.032] [PMID]

[38] Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. [Link]

[39] Welte L, Kelly LA, Lichtwark GA, Rainbow MJ. Influence of the windlass mechanism on arch-spring mechanics during dynamic foot arch deformation. Journal of the Royal Society Interface. 2018; 15(145):20180270. [DOI:10.1098/rsif.2018.0270] [PMID]

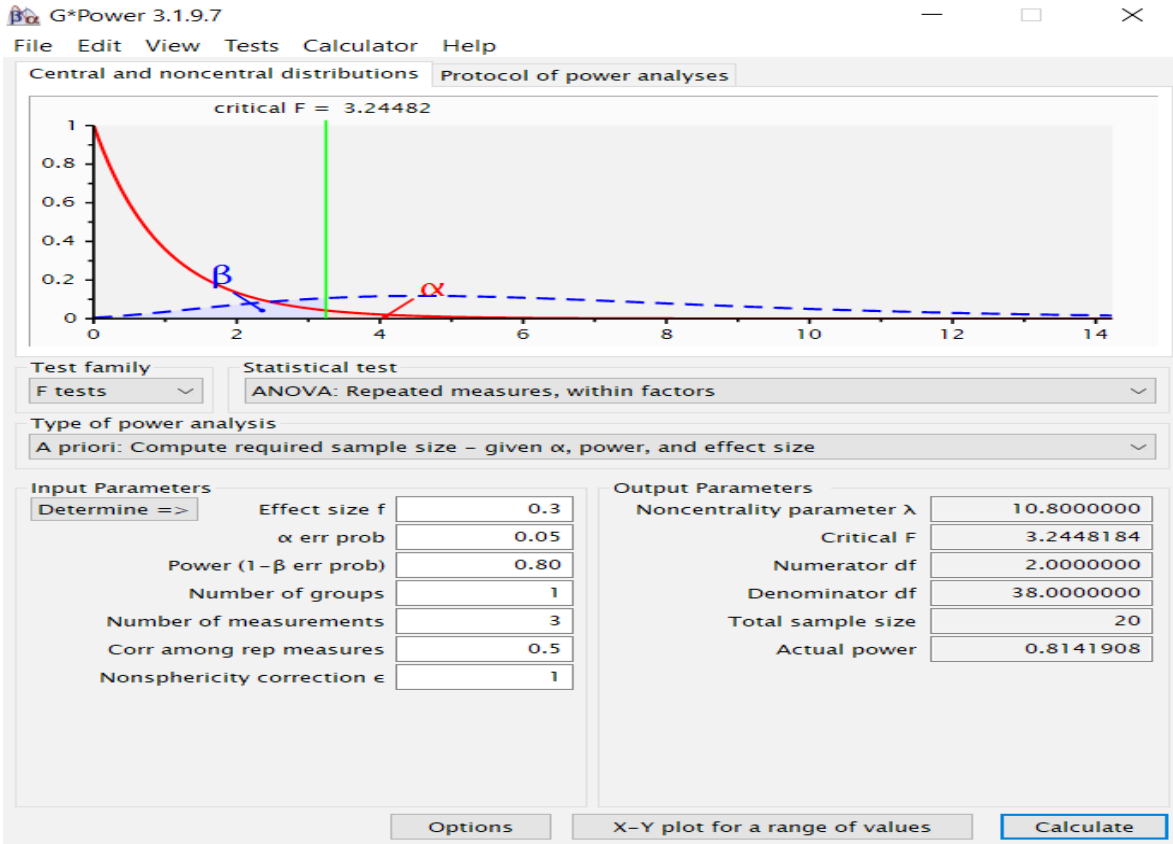
[40] Nester C, Van Der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & Posture. 2003; 17(2):180-7. [DOI:10.1016/S0966-6362(02)00065-6] [PMID]

[41] Jahani M, Jalalvand A, Hosseini Y. [Ground reaction forces during running in flatfoot population compared with healthy controls (Persian)]. Pathobiology Research. 2020; 23 (3):143-8. [Link]

[42] Razeghi M, Batt ME. Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. Sports Medicine. 2000; 29(6):425-38. [DOI:10.2165/00007256-200029060-00005] [PMID]

[43] Baltich J, Maurer C, Nigg BM. Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. PloS One. 2015; 10(4):e0125196. [DOI:10.1371/journal.pone.0125196] [PMID]

[44] Del Rossi G, Fiolkowski P, Horodyski MB, Bishop M, Trimble M. For how long do temporary techniques maintain the height of the medial longitudinal arch? Physical Therapy in Sport. 2004; 5(2):84-9. [DOI:10.1016/j.ptsp.2004.02.001]



پیوست ۱. فرایند محاسبات براساس نرم‌افزار جی‌پاور