

Immediate Effect of Orthopedic Insoles, Shoes, and Taping on Selected Ground Reaction Force Variables, Impact, and Loading Rate During Walking in Athletes with Flexible Flatfoot

Jahani MR¹, Sadeghi H^{2,3}, Yousefian Molla R¹

1- Department of Sport Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

2- Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran

3- Department of Sport Biomechanics and Rehabilitation, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran

Abstract

Received: 2024.09.24 Accepted: 2025.02.21

Purpose: Various methods such as exercises, orthotic insoles, and shoes have been recommended to manage flexible flatfoot deformity, however, there are still challenges in determining their superiority. The aim of the present study was to investigate the immediate effects of orthopedic insoles, shoes, and taping on the kinetic variables of athletes with flexible flatfoot during walking

Methods: In this semi-experimental study, 15 male athletes aged 18 to 25 years with flexible flatfoot participated. The participants were asked to walk a 10-meter path under different conditions: shoes with insoles, barefoot, shoes with taping, taping, and shoes alone. Ground reaction force data were collected using a force plate. Ground reaction force variables in vertical, anterior-posterior, and medial-lateral directions, as well as the ground reaction force vector, were extracted as force, time, impact, loading rate, and heel-off rate variables. The analysis of variance with repeated measures or the Friedman test was used to compare the research variables at a significance level of $p \leq 0.05$ in SPSS version 24.

Results: The results showed that shoe conditions combined with insoles and taping increased the first vertical peak force and reduced the trough ($p < 0.05$). Barefoot and taping had higher values at the second peak. In the anterior-posterior direction, shoes with insoles demonstrated greater braking force compared to barefoot and taping, but only taping with shoes showed a significant difference in propulsive force ($p < 0.05$). Additionally, the time to reach maximum propulsive force and the peaks of medial-lateral forces differed significantly between conditions ($p < 0.05$). Barefoot and taping had significant differences in vertical and anterior-posterior impact forces, while the shoe condition showed a significant difference in the medial-lateral direction ($p < 0.05$). The loading rate and heel-off rate also showed significant differences ($p < 0.05$).

Conclusion: The present study showed that shoes with characteristics similar to those in the current study perform better in controlling ground reaction forces, and their application is recommended as suitable footwear for physical activities and potentially sports. Although orthopedic insoles or taping were effective in some aspects, overall, shoes appeared to be more beneficial. The results of the study indicate that selecting the appropriate footwear can improve muscle performance and reduce potential injuries in the lower extremities. It is recommended that future studies focus on the impact of footwear choice on muscle performance. However, it should be noted that this study only examined the effect of shoes on walking, and further research is necessary to generalize these results to sports movements, with a focus on differences between these two conditions.

Keywords: Flat foot, Walking, Kinetics, Orthopedic insoles, Shoes, Taping

Corresponding Author: Heydar Sadeghi

Email: sadeghih@yahoo.com

ORCID: [0000-0001-6563-9882](https://orcid.org/0000-0001-6563-9882)



Copyright © 2025 Mashhad University of Medical Sciences. This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

► Please cite this article as: Jahani MR, Sadeghi H, Yousefian Molla R. Immediate Effect of Orthopedic Insoles, Shoes, and Taping on Kinetic Variables in Athlete with Flexible Flatfoot during Walking. *JPSR* 2025; 14(2): 33-52. DOI: 10.22038/JPSR.2025.82806.2657

اثر آنی استفاده از کفی طبی، کفش، نواربندی بر متغیرهای منتخب نیروی عکس العمل زمین، ضربه و نرخ بارگذاری هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به صافی کف پا منعطف

محمدرضا جهانی^۱، حیدر صادقی^{۲،۳}، راضیه یوسفیان ملا^۱

هدف: روش های مختلفی مانند تمرین، کفی ها و کفش به منظور مدیریت ناهنجاری کف پای صاف منعطف توصیه شده است اما هنوز چالش هایی در زمینه برتری آن ها وجود دارد. هدف پژوهش حاضر مطالعه اثر آنی کفی طبی، کفش، تیپ بر متغیرهای کینتیکی ورزشکاران با کف پای صاف منعطف حین راه رفتن بود.

روش بررسی: در این پژوهش نیمه آزمایشگاهی، ۱۵ ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۵ سال مبتلا به کف پای صاف منعطف در این پژوهش شرکت کردند. از آزمودنی ها خواسته شد در پروتکل های مختلف کفش همراه کفی، پای برهنه، کفش همراه با تیپ، تیپ و کفش مسیر ۱۰ متری را راه بروند. با استفاده از صفحه نیرو، داده های نیروی عکس العمل زمین جمع آوری شد. سپس، متغیرهای نیروی عکس العمل زمین در جهت عمودی، قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و بردار نیروی عکس العمل زمین در قالب متغیرهای نیرو، زمانی، ضربه، نرخ بارگذاری و نرخ جدا شدن پاشنه از زمین استخراج شد. آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر و یا آزمون فریدمن به منظور مقایسه متغیرهای پژوهش در سطح معنی داری $p \leq 0.05$ در نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۴ به کار گرفته شدند.

یافته ها: نتایج نشان داد وضعیت های کفش و ترکیب با کفی و تیپ، نیروی عمودی عکس العمل زمین را در اوج اول افزایش و در قعر کاهش دادند ($p < 0.05$). پای برهنه و تیپ در اوج دوم مقادیر بالاتری داشتند. در جهت قدامی-خلفی، کفش با کفی نیروی ترمز بیشتری نسبت به پای برهنه و تیپ نشان داد، اما تنها در نیروی به جلو راندن، تیپ با کفش تفاوت معنادار داشت ($p < 0.05$). همچنین، زمان رسیدن به حداکثر نیروی به جلو راندن و اوج های نیروی داخلی-خارجی بین وضعیت ها متفاوت بود ($p < 0.05$). پای برهنه و تیپ در ضربه نیروی عمودی و قدامی-خلفی، و وضعیت کفش در جهت داخلی-خارجی تفاوت معناداری با سایر وضعیت ها داشتند ($p < 0.05$). نرخ بارگذاری و جدا شدن پاشنه از زمین نیز تفاوت معناداری نشان دادند ($p < 0.05$).

نتیجه گیری: پژوهش حاضر نشان داد که کفش با مشخصات مشابه با پژوهش حاضر عملکرد بهتری در کنترل نیروی عکس العمل زمین دارد و استفاده از آن به عنوان پوشش مناسب در فعالیت های حرکتی و احتمالاً ورزشی توصیه می شود. اگرچه کفی های طبی یا تیپ در برخی جنبه ها مؤثر بودند، به طور کلی کفش مناسب تر به نظر می رسد. نتایج تحقیق نشان می دهد که انتخاب کفش مناسب می تواند به بهبود عملکرد عضلانی و کاهش آسیب های احتمالی در اندام تحتانی منجر شود. پیشنهاد می شود که مطالعات آینده به ویژه بر تأثیر انتخاب کفش بر عملکرد عضلانی تمرکز کنند. با این حال، لازم به ذکر است که پژوهش حاضر تنها تأثیر کفش بر راه رفتن را بررسی کرده است و برای تعمیم این نتایج به حرکت های ورزشی، تحقیقات بیشتر و بررسی تفاوت ها در این دو حالت ضروری است.

کلمات کلیدی: کف پای صاف منعطف، راه رفتن، کینتیک، کفی طبی، کفش و تیپینگ

نویسنده مسئول: حیدر صادقی، s.adeghih@yahoo.com، ORCID: 0000-0001-6563-9882

آدرس: تهران، بلوار میرداماد، میدان محسنی، انتهای خیابان رازان جنوبی (شهید حساری)، جنب مجموعه ورزشی شهید کشوری، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دفتر مدیر پژوهشکده دکتر صادقی

۱- گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

۲- استاد گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی و توانبخشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

فرو (Medial Longitudinal Arch; MLA)

می ریزد و باعث می شود سطح کف پا به طور کامل با زمین تماس پیدا کند (۱). این وضعیت به دو نوع کف پای

مقدمه

کف پای صاف که به عنوان (Pes Planus; PP) شناخته می شود، وضعیتی است که در آن قوس طولی داخلی پا

رسیدن به نیروی عکس العمل سریع تری را تجربه می کنند؛ این عوامل به عنوان فاکتورهای خطر در افزایش شکستگی استخوان های ۱-۳ کف پا و پیچ خوردگی مچ پا محسوب می شوند (۲۲). از دیدگاه الکترومایوگرافی (Electromyography) نیز مشخص شده است که کف پای صاف نسبت به کف پای گود و پای عادی، فعال سازی بیشتری در عضلات اینورتور و کاهش فعال سازی در عضلات اورتور دارد (۲۳).

کفی های طبی و تیپینگ از رایج ترین روش های مدیریت کف پای صاف هستند که به حفظ قوس طولی و کاهش پرونیشن پا کمک می کنند. دو نوع اصلی کفی طبی وجود دارد: پیش ساخته و قالبی (که بر اساس پای فرد قالب گیری می شود) که هر دو در حمایت از کف پای صاف موثر بوده اند (۲۴). به دلیل مقرون به صرفه بودن و در دسترس بودن، کفی های پیش ساخته گزینه ی ترجیحی هستند. نتایج پژوهش ها نشان داده است که استفاده از کفی های طبی با حمایت قوس داخلی می تواند به کاهش پرونیشن پا منجر شود (۲۵)، اما ممکن است باعث افزایش ضربه عمودی و نرخ بارگذاری گردد (۲۶). در حوزه ی کینماتیک، برخی مطالعات کاهش چشمگیر انحراف پشت پا را گزارش کرده اند (۲۸، ۲۷)، در حالی که برخی دیگر تفاوتی در استفاده از ارتزهای پا (Foot Orthosis; FO) مشاهده نکرده اند (۲۹، ۳۰). به طور مشابه، در حوزه ی کینماتیک، Telfer و همکاران (۲۸) کاهش گشتاور انحرافی پشت پا را با استفاده از ارتزهای پا گزارش کرده اند (۲۸)، در حالی که Bishop و همکاران (۳۱) تفاوتی مشاهده نکرده اند. روش جایگزین دیگر برای اصلاح ریزش قوس طولی داخلی استفاده از تیپینگ با نوارهای سفت و سخت در ناحیه کف پا است (۳۲). تکنیک های اصلی تیپینگ شامل کم رنگ (Low-Dye)، کم رنگ تقویت شده (Augmented Low-Dye)، ضربدری دابل (Double X)، بسکتویو (Basketweave) و محدود کردن زنجیری ناوی (Navicular Sling; NS) هستند (۳۳-۳۸). از بین این تکنیک ها، نوارهای غیر الاستیک سفید رنگ و بسکتویو بیشتر برای بزرگسالان مبتلا به کف پای صاف استفاده می شود (۳۹). تحقیقات نشان داده است که تیپینگ می تواند به طور قابل توجهی قوس طولی داخلی

صاف منعطف یا سخت تقسیم می شود که بر اساس انعطاف پذیری قوس طولی داخلی طبقه بندی می شود. رایج ترین نوع آن، کف پای صاف منعطف است که در آن قوس طولی داخلی تنها در زمان تحمل وزن فرو می ریزد (۲). ویژگی های معمول کف پای صاف منعطف شامل پرونیشن سابتالار و ابداکشن (Abduction) - سوپینیشن (Supination) جلو پا است (۳). این ناهنجاری ها به عنوان عوامل خطر برای آسیب های پا شناخته می شوند و با علائمی مانند درد در فاسیای کف پا، ناپایداری پا، شلی لیگامنت، و ناراحتی در زانو، هیپ و تنه مرتبط هستند (۴-۷). در افراد دارای کف پای صاف، صاف شدن قوس طولی داخلی و افزایش اورژن عقب پا می تواند به تنش بیش از حد در فاسیای کف پا منجر شود که در نهایت به التهاب و درد در این ناحیه می انجامد (۶، ۵). همچنین، حرکات بیش از حد در هنگام راه رفتن با کف پای صاف ممکن است جذب شوک را کاهش دهد و بار اضافی بر ساختار پا وارد کند، که می تواند به خستگی ساختار جلو پا، ناهنجاری پا و تخریب مفصل زانو منجر شود (۷-۱۰).

از دیدگاه بیومکانیکی، نشان داده شده است که کف پای صاف متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی را در راه رفتن و دویدن تغییر می دهد (۱۱، ۱۲)، برای مثال، اوج عمودی نیروهای عکس العمل زمین (Ground Reaction Forces; GRF) در کودکان با کف پای صاف نسبت به کودکان عادی، در زمان زودتری رخ می دهد (۱۳). با این حال، تفاوتی در حداکثر مقدار نیروی عکس العمل مشاهده نمی شود (۱۴، ۱۳). به نظر می رسد که بخش عمده ای از تفاوت پارامترهای مرتبط با نیروی عکس العمل، ناشی از کاهش انطباق در مرحله تحمل وزن (بارگذاری) در مرحله انتهایی استقرار باشد (۱۵) از منظر کینماتیکی، میزان پرونیشن طبیعی پا اجازه می دهد تا سطح تماس بیشتری با زمین داشته باشد و به این ترتیب، جذب شوک بهتری صورت گیرد (۱۶، ۱۷)، اما در وضعیت کف پای صاف منعطف، قوس طولی داخلی به طور کامل یا جزئی در زمان تحمل وزن فرو می ریزد و این امر باعث افزایش بیش از حد پرونیشن و دامنه حرکتی پا می شود (۱۸-۲۱). به علاوه، مطالعات نشان داده اند که افراد مبتلا به کف پای صاف در مقایسه با افراد سالم، نیروی عکس العمل عمودی کمتری دارند و زمان

آماري بر اساس معيارهاي ورود به مطالعه انتخاب شدند. معيارهاي ورود به مطالعه، حداقل ۶ ماه تمرين ورزشي منظم ۲ جلسه در هفته در رشته ي ورزشي آمادگي جسماني، کف پای صاف انعطاف پذير، انحراف والگوس بيش از ۸ درجه، و عدم ابتلا به آسیب های نورولوژیک، آسیب های تروماتیک، اختلال بينايي يا هر گونه سابقه آسیب های ورزشي بود (۴۶). ضمن اينکه آن ها فرم رضایت را تکميل کردند. هر عاملی که از معيارهاي ورود که به خوداظهاري وابسته باشد و بعدا مشخص شود سهوا اعلام نشده است به عنوان معيار خروج در نظر گرفته شده است. ضمن اينکه هر موقع مایل بودند می توانستند از روند پژوهش کناره گيري کنند.

در پژوهش حاضر نيروی عکس العمل زمين با استفاده از دستگاه صفحه نيرو Kistler مدل A9286 با ابعاد ۴۰×۶۰ (شرکت کيستلر، وينترتور، سوئد) با فرکانس ۲۰۰ هرتز اندازه گيري شد. تشخيص اوليه کف پای صاف با استفاده از دستگاه پدوسکوب با دقت اندازه گيري ۱ ميلي متر و محدوده اندازه گيري از ۰ تا ۱۱۰ کيلوگرم، ساخت ايران، انجام شد. اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در سطح داخلي پا تا سطح زمين در دو حالت نشسته و ايستاده اندازه گيري شد و از شاخص فوت ايندکس پاسچر (Foot Posture Index; FPI) برای اندازه گيري کمی ساختار پا استفاده شد. شاخص FPI، روش کلينيکی است که وضعيت قرارگيري پا را از طريق شش بخش بصری ارزيابی می کند برای اولين بار توسط Radmond معرفی شد (۴۷). اين شاخص در پژوهش های مختلف به عنوان یک روش سريع، ساده، با اعتبار و پايیابی بالا برای ارزيابی وضعيت پا گزارش شده است (۴۸، ۴۹). وضعيت قرارگيري استخوان ناوی، انحناهای فوقانی و تحتانی قوزک خارجی، موقعيت پاشنه در صفحه فرونتال، برجستگی اطراف مفصل قاپ ناوی، راستای قوس طولی داخلي پا و نزديک شدن و دور شدن پنجه پا نسبت به پاشنه پا، شش، مواردی هستند که با اين مقياس مورد اندازه گيري قرار می گيرند. اين شاخص به صورت زیر قابل محاسبه است:

مراحل کلی روش FPI

در اين روش ۶ معيار باليني در حالت ايستاده (وزن روی هر دو پا تقسيم شده) بررسی و نمره گذاری می شود. هر

را در افراد مبتلا به کف پای صاف افزايش دهد (۴۰). همچنين، تيپينگ توزيع فشار غيرطبيعی کف پا را در حين فعاليت های ديناميکی پياده روی و دویدن آهسته، و بار ميانی، جلوی پا و بخش عقبی پا را در وضعيت سوپينيشن و پرونيشن تنظيم می کند (۴۱). علاوه بر اين، تيپينگ می تواند درد بيماران مبتلا به فاسیای کف پا را کاهش دهد و فعال سازی عضلات خلفی تيپيالیس را افزايش دهد (۴۳، ۴۲). اختلافاتی در نتايج مربوط به کفی های طبي وجود دارد که ممکن است ناشی از تنوع در طراحی های هندسی کفی های مورد استفاده باشد (۴۴). در یک مطالعه متاآناليز عنوان شده است که اين تأثيرات متفاوت از کفی ها در کنترل پرونيشن پا ممکن است به دليل طراحی های مختلف، تنوع در معيارهاي واجد شرايط بودن شرکت کنندگان، تنوع در پروتکل ها (مانند سرعت راه رفتن، نوع کفش، مدل پا و غيره) باشد که برای ارزيابی کينماتیک و کينتيک استفاده شده اند و ممکن است توضيح دهنده ي يافته های متناقض باشند (۴۴). همچنين، اين نکته مطرح شده است که متدولوژی های مختلف در به کارگيري تيپ ها و زمان تست گيري پس از تيپينگ می تواند در نتايج مؤثر باشد (۳۹).

تحقيقات انجام شده در زمينه مديريت های مختلف کف پای صاف، يعنی کفی های طبي و تيپينگ، انجام شده است. با اين حال، مقایسه ي اين وضعيت ها در یک گروه می تواند به ارتقاء دانش در اين زمينه کمک کند. علاوه بر اين، نوع کف پای صاف، مشخصات کفی طبي و ويژگی های تيپينگ به منظور توضيح بهتر يافته ها، به عنوان یکی از چالش های تحقيقات گذشته نیز مطرح شده است (۴۴، ۴۵). هدف از انجام پژوهش حاضر، تعيين اثر استفاده از کفی طبي، کفش، تيپ بر متغيرهاي کينتيکی هنگام راه رفتن ورزشکاران مبتلا به کف پای صاف منعطف بود.

روش بررسی

در اين پژوهش نيمه تجربی از درون جامعه آماری بر اساس آزمون واريانس با اندازه گيري مکرر و با استفاده از نرم افزار جی پاور (G*Power) اندازه اثر متوسط ۰/۳۰، آلفا ۰/۰۵ و توان ۰/۸۰ ۱۵ ورزشکار مرد ۱۸ تا ۲۵ سال مبتلا به کف پای صاف منعطف به عنوان آزمودنی شرکت کردند. آزمودنی ها به روش نمونه گيري هدفمند از جامعه

آماده کردن، هر آزمودنی با سرعت خود انتخابی (سرعت معمول در راه رفتن هر فرد) در آزمایشگاه شروع به راه رفتن کردند. لازم به ذکر است ابتدا فرد برای تطابق با محیط و شرایط اجرای آزمون فعالیت راه رفتن را چند بار بدون روشن بودن دستگاه صفحه نیرو انجام داد. سپس فرد سه بار در مسیر مورد نظر شروع به راه رفتن کرد که در ادامه از میانگین سه تست برای انجام محاسبات استفاده شد. ثبت اطلاعات کینتیکی آزمودنی ها شامل نیروهای عکس العمل در سه جهت عمودی، قدامی- خلفی و داخلی-خارجی (فرونال و ساجیتال) در حین راه رفتن انجام گرفت. برای این منظور آزمودنی ها از پنج پروتکل زیر پیروی کردند. لازم به ذکر است، آزمودنی ها به صورت تصادفی پروتکل های زیر را با استراحت بین آن ها انجام دادند. ضمن اینکه، بعد از آماده سازی آزمودنی برای هر پروتکل، بعد از ۱۰ دقیقه قرار گیری در پروتکل، اندازه گیری راه رفتن به منظور سازگاری با آن انجام شد؛

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

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

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

• پروتکل چهارم: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با تیپ

• پروتکل پنجم: راه رفتن در مسیر ۱۰ متری با کفش

به منظور آنالیز داده ها از نرم افزار Matlab (2018a) (شرکت متورکس، ماساچوست، آمریکا) استفاده شد. ابتدا مرحله استقرار راه رفتن بر اساس نیروی عمودی عکس العمل زمین در آستانه ۱۰ نیوتن تعیین شد (۵۱). بعد از بررسی داده ها و اطمینان از صحت آن ها، داده ها با فیلتر پایین گذر باترورت مرتبه ۴ و فرکانس قطع ۳۹ هرتز فیلتر شدند (۵۱). داده ها بر اساس وزن بدن و همچنین بر اساس زمان (۶۰ درصد مرحله استقرار چرخه راه رفتن) نرمال سازی شدند. سپس متغیرهای منتخب نیروی های عکس العمل زمین استخراج شد.

در نیروی عمودی عکس العمل زمین مقدار اوج اول، اوج دوم، فرو رفتگی، مدت زمان تا اوج اول و مدت زمان تا اوج دوم برای نیروی عمودی عکس العمل زمین محاسبه شد. حداکثر نیروی ترمز (اوج منفی)، حداکثر نیروی به جلو راندن (اوج مثبت)، زمان تا حداکثر نیروی ترمز و

معیار در مقیاس ۵ درجه ای از ۲- تا ۲+ امتیاز می گیرد:

الف: ۲- وضعیت کاملاً سوپینیت (قوس زیاد)

ب: ۰ وضعیت نرمال

ج: ۲+ وضعیت کاملاً پرونیت (کف پای صاف)

نحوه امتیازدهی نهایی:

مجموع امتیازها بین ۱۲- تا ۱۲+ متغیر است.

نتیجه گیری بر اساس امتیاز کل:

۱۲- تا ۵- : پاهای به شدت سوپینیت (قوس زیاد)

۴- تا ۱- : تمایل به سوپینیت

۰ تا ۵+ : وضعیت نرمال

۶+ تا ۹+ : تمایل به پرونیشن (کف پای صاف خفیف)

۱۰+ تا ۱۲+ : پرونیشن شدید (کف پای صاف شدید)

در صورت تایید صاف بودن کف پا، برای تشخیص نوع صافی کف پا منعطف یا سخت از افراد خواسته شد که روی پنجه بایستند. اگر قوس در کف پا ایجاد و والگوس در پاشنه از بین می رفت، فرد برای مراحل بعدی انتخاب می شد.

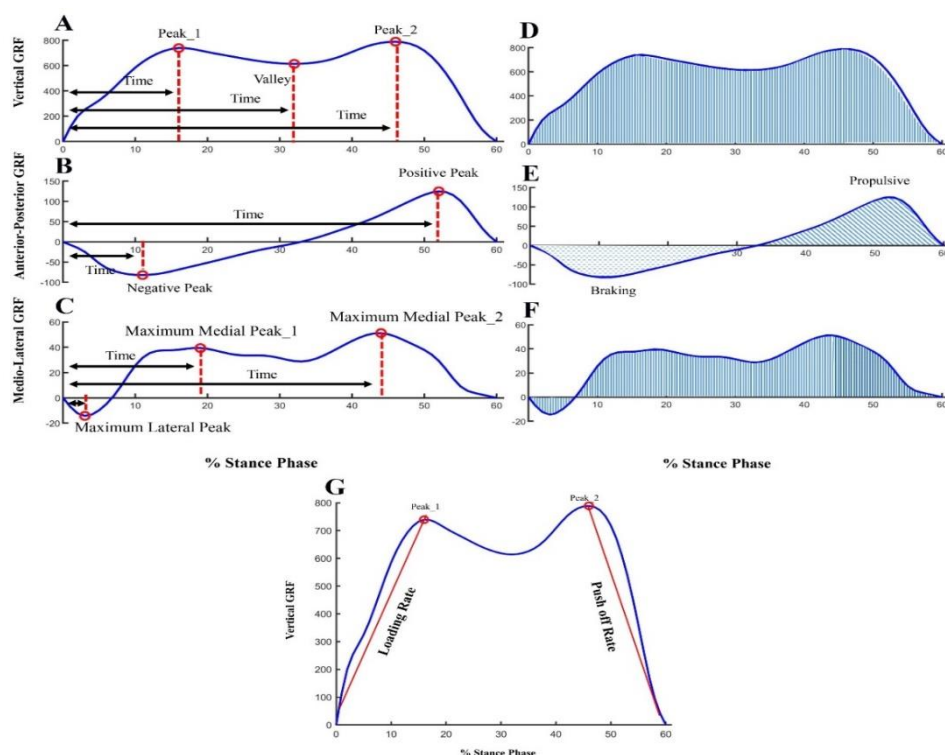
کفی طبی مورد استفاده از جنس نیمه سخت و از ترموپلاستیک پلیپرواتلین (Ethylene-Vinyl Acetate) با روکش پارچه ای و اوج ارتفاع بخش داخلی ۲۵ میلیمتر بود. که این کفی باعث حمایت قوس طولی داخلی پا می شود و در سمت پاشنه برای حمایت بیشتر پاشنه کمی عمق دارد (تصویر ۱، a). در ادامه، از تکنیک تیپ بسکتویو با نوارهای غیرالاستیک ۱/۵ اینچی به نام یوروتیپ مولر حاوی زینک اکساید استفاده شد (تصویر ۱، b). تیپینگ توسط یک کاردرمان انجام شد. در روش تیپ بسکتویو، ابتدا دو نوار عرضی در دیستال ساق و قسمت میانی پا، نزدیک به مچ و یک نوار طولی روی سطح داخلی ساق چسبانده شد. سپس نوار رکابی زیر پاشنه کشیده شد و به سطح خارجی پا چسبانده می شود در کشیدگی های داخلی برای چسباندن نوارهای طولی از خارج به داخل است (۵۰). همچنین کفش مورد استفاده (Skechers Relaxed fit Breathe Easy) برای انجام پژوهش ساخته شده با مواد گیاهی و روبه پارچه ای، زیره لاستیکی انعطاف پذیر، سیستم کوشن و زیره مموری فون قابل تنفس و دارای زیره میانی بافت دار (۳ میلی متری)، برای کنترل پرونیشن و جذب ضربه بود (تصویر ۱، c).

پیش از اجرای آزمون، شرکت کنندگان به مدت ۱۰ دقیقه فعالیت گرم کردن را انجام دادند. بعد از مرحله



تصویر ۱: کفی، تیپ و کفش مورد استفاده در پژوهش حاضر

(a) کفی طبی مورد استفاده از جنس نیمه سخت و از ترموپالستیک پلیپروپیلن با روکش پارچه ای و اوج ارتفاع بخش داخلی کفی ۲۵ میلیمتر؛ (b) نوارهای غیرالاستیک ۵/۱ اینچی به نام یوروتیپ مولر حاوی زینک اکساید؛ (c) کفش مورد استفاده (Skechers Relaxed Fit Breathe Easy) ساخته شده با مواد گیاهی و رویه پارچه ای، زیره لاستیکی انعطاف پذیر، سیستم کوشن و زیره مموری فون قابل تنفس و دارای زیره میانی بافت دار (۳ میلی متری)



تصویر ۲: متغیرهای منتخب نیروی عکس العمل نیرو، ضربه و نرخ بارگذاری هنگام راه رفتن بر اساس ۶۰ درصد چرخه راه رفتن (A) نیروی عمودی عکس العمل زمین؛ (B) نیروی قدامی خلفی عکس العمل زمین؛ (C) نیروی داخلی خارجی عکس العمل زمین؛ (D) ضربه نیروی عمودی عکس العمل زمین؛ (E) متغیرهای ضربه نیروی قدامی-خلفی عکس العمل زمین؛ ضربه ترمز شدن پا از زمین؛ Peak_1، اوج اول، Valley، قعر؛ Peak_2، اوج دوم، Time، زمان؛ Negative Peak، حداکثر نیروی منفی یا ترمز؛ Positive Peak، حداکثر نیروی مثبت یا به جلو راندن؛ Braking، نیروی ترمز، Positive، نیروی به جلو راندن؛ Maximum Medial Peak_1، حداکثر نیروی داخلی اول یا اوج اول؛ Maximum Medial Peak_2، حداکثر نیروی داخلی دوم یا اوج دوم؛ Maximum Lateral Peak، حداکثر نیروی جانبی یا اوج منفی؛ نرخ بارگذاری، Loading rate، نرخ جدا شدن پا از زمین، Push off rate؛ %Stance Phase، درصدی از فاز استنس یا سکون؛ Vertical GRF، نیروی عمودی عکس العمل زمین؛ Anterior Posterior GRF، نیروی عکس العمل داخلی-خارجی؛ Medio-lateral GRF، نیروی عکس العمل داخلی خارجی.

BW: وزن بدن (Body Weight) معمولاً برحسب نیوتن (N). همچنین نرخ جدا شدن پا از زمین (Push-off Rate) نیز به عنوان نرخ تغییرات نیروی عکس العمل زمین بین جدا شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن پنجه از زمین تعریف می شود همچنین Fz2 دومین پیک نیروی عمودی عکس العمل زمین (Vertical GRF) در فاز کشش و پیش رانش (Push-off) چرخه گام. این پیک معمولاً زمانی ایجاد می شود که پنجه پا زمین را ترک می کند (۵۵، ۵۶) و به منظور محاسبه آن را رابطه زیر استفاده شد:

$$Pushoff\ Rate = \left[\frac{\frac{Fz2}{BW}}{100 - Time\ to\ Peak\ Fz2} \right] \quad (3)$$

به منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک (Shapiro-Wilk) و از میانگین و انحراف استاندارد نیز جهت توصیف داده ها استفاده شدند. آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر و یا آزمون فریدمن برای مقایسه متغیرهای پژوهش در سطح معنی داری $p \leq 0.05$ به کار گرفته شدند. کمی بودن متغیر وابسته، نرمال بودن توزیع داده ها در هر متغیر و در هر مرحله اندازه گیری و برقراری فرض کرویت بر اساس آماره موچلی پیش فرض های آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر بودند. آزمون ها با نرم افزار Spss نسخه ۲۴ (شرکت Ibm، نیویورک، آمریکا) انجام شد.

یافته ها

در جدول ۱ مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها آورده شده است.

یافته های فرضیه حاضر، در چهار بخش نیروها، زمان رسیدن به اوج نیروها، ضربه و نرخ بارگذاری ارائه خواهد شد. در بخش نیروی عمودی عکس العمل زمین (جدول ۲) نتایج نشان داد که راه رفتن با پای برهنه با سایر وضعیت ها اختلاف معنادار دارد ($p < 0.05$). ضمن اینکه راه رفتن با کفش با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش نیز اختلاف معناداری را با در نظرگیری این نکته که مقدار راه رفتن با کفش و پای تیپ شده مقدار میانگین بالاتری دارد، نشان داد. مقدار بدست آمده در نمودار در قسمت اوج دوم نیرو در زمان تماس نیز مشابه و دارای اختلاف معنادار بود به طوری که راه رفتن پای برهنه و راه رفتن با

زمان تا حداکثر نیروی به جلو راندن، مدت زمان فاز ترمز و مدت زمان فاز به جلو راندن بدن برای متغیر قدامی-خلفی نیروی عکس العمل زمین محاسبه شد. برای نیروی داخلی-خارجی عکس العمل زمین نیز متغیرهای اوج منفی، اوج اول و اوج دوم و مدت زمان این متغیرها استخراج شد. متغیرهای مذکور در تصویر ۲: A، B و C نشان داده شده است.

در بخش متغیر ضربه که به عنوان انتگرال منحنی نیرو به عنوان ضربه در نظر گرفته می شود و با رابطه زیر تعیین شد (۵۴-۵۲):

$$impulse = \Delta t \left(\frac{F_1 + F_N}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \quad (1)$$

ضربه برای هر مولفه نیرو به صورت جداگانه محاسبه شد. در مولفه نیروی عمودی عکس العمل زمین ضربه کل، در نیروی قدامی-خلفی، ضربه مرحله Braking و مرحله Propulsion استخراج گردید. ضربه کل نیز برای نیروی داخلی-خارجی محاسبه گردید در تصویر ۲: D، E و F نشان داده شده است.

مولفه بردار نیروی عکس العمل زمین نیز ترکیب نیروی های عکس العمل زمین است به طوری که می توان به وسیله قضیه فیثاغورث به آن رسید به طوری که آن، ریشه دوم مجموع مجذور نیروی عمودی عکس العمل زمین و نیروی برشی عکس العمل زمین است (۵۳). متغیرهای محاسبه شده در این مولفه مشابه با نیروی عمودی عکس العمل زمین بود و شامل اوج اول، اوج دوم، فرورفتگی، مدت زمان تا اوج اول و مدت زمان تا اوج دوم برای بردار نیروی عمودی عکس العمل زمین محاسبه شد. ضربه کل مرحله استنس، به منظور ضربه این مولفه نیرو محاسبه شد در تصویر ۲: G نشان داده شده است و به وسیله رابطه زیر محاسبه شد (۵۵، ۵۶):

$$Loading\ Rate = \left[\frac{\frac{Fz1}{BW}}{Time\ to\ Peak\ Fz1} \right] \quad (2)$$

Loading Rate: میزان بار وارد شده عمودی به عنوان شیب بین لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین تعریف می شود.

Time to peak: زمان رسیدن به بیشترین مقدار نیرو Fz1: اولین پیک نیروی عمودی عکس العمل زمین در فاز تماس اولیه گام (Initial Contact). این پیک معمولاً به خاطر برخورد پاشنه با زمین ایجاد می شود.

جدول ۱: اطلاعات دموگرافیک آزمودنی ها

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار
سن (سال)	$1/18 \pm 0/00$
قد (متر)	$1/78 \pm 0/07$
وزن (کیلوگرم)	$8/23 \pm 0/28$
شاخص توده بدنی ^a (کیلوگرم متر مربع)	$25/67 \pm 4/20$
Body Mass Index; BMI	

جدول ۲: نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر به منظور مقایسه وضعیت های مختلف راه رفتن بر متغیرهای منتخب نیروی عمودی عکس العمل زمین

متغیر	وضعیت	شاپیرو-ویلک	-p مقدار	میانگین ± انحراف معیار	اندازه اثر	آماره F	-p مقدار	آزمون فریدمن	-p مقدار
اوج اول (%BW)	کفش با کفی	0/16		111/74 ± 7/65 #	---	---	---	25/66	0/001
	برهنه	0/00		106/91 ± 7/94 #λδ‡					
	کفش با تیپ	0/10		111/79 ± 8/43 λ£					
	تیپ	0/04		109/22 ± 8/12 δ£					
	کفش	0/16		110/46 ± 8/12 ‡					
اوج دوم (%BW)	کفش با کفی	0/13		111/78 ± 7/45 ¥Π	0/62	118/48 ^b	0/001	---	---
	برهنه	0/05		113/15 ± 7/74 λδ‡					
	کفش با تیپ	0/25		111/29 ± 7/66 λ£					
	تیپ	0/06		115/88 ± 8/15 ¥δ£γ					
	کفش	0/25		110/49 ± 8/24 Π‡γ					
قعر (%BW)	کفش با کفی	0/11		82/52 ± 8/91 #Π	0/44	88/80 ^b	0/001	---	---
	برهنه	0/32		86/28 ± 7/15 #λδ‡					
	کفش با تیپ	0/05		82/35 ± 8/24 λ					
	تیپ	0/18		82/95 ± 8/44 δγ					
	کفش	0/28		84/03 ± 8/18 Π‡γ					
زمان رسیدن به اوج اول (%stance)	کفش با کفی	0/03		29/75 ± 1/41	---	---	---	8/32	0/08
	برهنه	0/38		31/05 ± 2/51					
	کفش با تیپ	0/07		29/74 ± 1/29					
	تیپ	0/49		30/26 ± 2/55					
	کفش	0/66		30/82 ± 2/24					
زمان رسیدن به اوج دوم (%stance)	کفش با کفی	0/43		83/16 ± 1/87	0/10	1/22 ^b	0/31	---	---
	برهنه	0/60		83/62 ± 1/07					
	کفش با تیپ	0/66		83/17 ± 1/34					
	تیپ	0/05		83/99 ± 1/30					
	کفش	0/94		83/41 ± 1/48					
زمان رسیدن به قعر (%stance)	کفش با کفی	0/46		52/64 ± 2/47	0/07	0/88 ^b	0/48	---	---
	برهنه	0/10		52/95 ± 2/89					
	کفش با تیپ	0/54		52/85 ± 1/85					
	تیپ	0/90		53/57 ± 2/61					
	کفش	0/84		53/26 ± 2/39					
ضربه (N.s/BW)	کفش با کفی	0/00		49/21 ± 3/25 #¥	---	---	---	22/00	0/001
	برهنه	0/00		49/68 ± 3/58 ‡##¥					
	کفش با تیپ	0/00		49/20 ± 3/19 £					
	تیپ	0/00		50/24 ± 3/30 γ£					
	کفش	0/06		48/80 ± 3/86 ‡γ					

اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با پای برهنه؛ Ψ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با تیپ؛ Π اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفی؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با تیپ؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با کفی؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با کفی؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش و تیپ- راه رفتن با کفی و تیپ- راه رفتن با کفی؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با کفی- راه رفتن با کفش. منظور از عبارات کفش با کفی، برهنه، کفش با تیپ، کفش، راه رفتن در تمامی این حالات است: راه رفتن با پای برهنه، راه رفتن با کفش و کفی و ...

مختلف راه رفتن (جدول ۲) نشان نداد ($p > 0.05$). این یافته ها در بخش بردار نیروی عکس العمل زمین (جدول ۵) مشابه بود ($p > 0.05$) به استثنای این مورد که بین وضعیت های راه رفتن با کفش یا راه رفتن با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش و پای تیپ شده در زمان رسیدن به اوج اول اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). نتایج متغیرهای زمان نیروی قدامی خلفی نشان داد (جدول ۳) که بین هیچ کدام از وضعیت های راه رفتن در زمان رسیدن به حداکثر نیروی ترمز اختلاف معناداری وجود ندارد ($p > 0.05$)، اما در متغیر زمان رسیدن به حداکثر نیروی به جلو راندن بین وضعیت راه رفتن با کفش به همراه کفی و دو وضعیت راه رفتن با پای برهنه و راه رفتن با پای تیپ شده تفاوت معناداری دیده شد. همچنین بین وضعیت راه رفتن با پای برهنه و دو وضعیت راه رفتن با کفش با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش نیز اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). راه رفتن با پای تیپ شده با دو وضعیت راه رفتن با کفش و راه رفتن با کفش و پای تیپ شده نیز اختلاف معناداری را نشان داد ($p < 0.05$).

در متغیرهای زمان نیروی داخلی-خارجی GRF (جدول ۴)، بین متغیرهای اصلی زمان (زمان رسیدن به اوج اول و زمان رسیدن به اوج دوم) اختلاف معناداری دیده نشد ($p < 0.05$) اما در زمان رسیدن به اوج منفی بین وضعیت های راه رفتن با کفش به همراه کفی با سایر وضعیت های راه رفتن (راه رفتن با پای برهنه، راه رفتن با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش) اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). ضمن اینکه بین راه رفتن با کفش با پای تیپ شده و سه وضعیت راه رفتن (پای برهنه، پای تیپ شده و راه رفتن با کفش) اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$).

یافته های فرضیه حاضر، در بخش ضربه نشان داد، ضربه در نیروی عمودی عکس العمل زمین (جدول ۲) بین پای برهنه (مقدار میانگین بالاتر) و راه رفتن با کفش با کفی، راه رفتن با کفش (مقدار میانگین کمتر) و دو وضعیت راه رفتن با پای برهنه و راه رفتن پای تیپ شده و همچنین راه رفتن با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش (مقدار میانگین بالاتر) و پای تیپ شده اختلاف معناداری وجود داشت ($p < 0.05$). با در نظرگیری این نکته که راه رفتن با پای تیپ شده و راه رفتن با کفش و پای تیپ شده دارای مقادیر میانگین بالایی بودند. ضربه در نیروی

پای تیپ شده با سایر وضعیت ها اختلاف معناداری را نشان دادند ($p < 0.05$). این دو وضعیت بودند که مقدار میانگین بالاتری نسبت به سایر وضعیت ها داشتند. ضمن اینکه راه رفتن با کفش به همراه کفی با راه رفتن با کفش نیز تفاوت معناداری را نشان داد ($p < 0.05$). در مورد قسمت متغیر قعر نیرو نیز نتایج مشابه بود و به طوری که راه رفتن با پای برهنه با سایر وضعیت ها اختلاف معناداری را نشان داد ($p < 0.05$). ضمن اینکه هر دو راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با پای تیپ شده با راه رفتن با کفش تفاوت معناداری نشان داد (دارد). در متغیرهای نیروی قدامی-خلفی نیروی عکس العمل زمین (جدول ۳)، راه رفتن با پای برهنه و تیپ شده کمترین نیروی ترمز را نشان داد، اما راه رفتن با پای برهنه تنها با راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن کفش با پای تیپ شده اختلاف معناداری را نشان داد ($p < 0.05$). راه رفتن با پای تیپ شده نیز با راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با کفش با پای تیپ شده تفاوت معناداری را نشان داد. نتایج ذکر شده مشابه نتایج نیروی عمودی بود اما سایر وضعیت ها یعنی راه رفتن با کفش با دو وضعیت راه رفتن با کفش و راه رفتن با کفش با پای تیپ شده اختلاف معناداری نیز دیده شد. در متغیر حداکثر نیروی به جلو راندن بین هیچ کدام از وضعیت ها به جز وضعیت تیپ در مقایسه با کفش اختلاف معناداری دیده نشد ($p > 0.05$). در متغیر نیروی داخلی-خارجی GRF (جدول ۴)، در اوج اول و اوج دوم، هیچ اختلاف معناداری بین وضعیت های مختلف راه رفتن دیده نشد ($p > 0.05$)، اما در متغیر اوج منفی بین راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با کفش با سایر وضعیت ها اختلاف معناداری وجود دارد ($p < 0.05$).

لازم به ذکر است نتایج متغیرهای بردار نیروی عکس العمل GRF (جدول ۵) کاملاً مشابه با یافته های متغیرهای نیروی عمودی عکس العمل زمین است، ضمن اینکه تنها در متغیر اوج اول، بین راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با کفش نیز اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$).

یافته ها در بخش متغیر زمان نیز قابل توجه بود، به طوری که در متغیرهای زمان نیروی عمودی GRF (زمان رسیدن به اوج اول، زمان رسیدن به اوج دوم و زمان رسیدن به قعر) هیچ اختلاف معناداری را در وضعیت های

جدول ۳: نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر به منظور مقایسه وضعیت های مختلف راه رفتن بر متغیرهای منتخب منتخب نیروی قدامی-خلفی عکس العمل زمین

متغیر	وضعیت	p- مقدار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	اندازه اثر	F آماره	p- مقدار	آماره X^2	آزمون فریدمن
حداکثر نیروی ترمز (%BW)	کفش با کفی	۰/۰۵	$\Pi \# 3/11 \pm 15/58$	---	---	---	۲۳/۲۶	۰/۰۰۱
	برهنه	۰/۵۶	$\lambda \# 2/31 \pm 12/72$					
	کفش با تیپ	۰/۳۲	$\delta \lambda 2/26 \pm 15/81$					
	تیپ	۰/۰۰	$\xi 2/45 \pm 13/79$					
	کفش	۰/۰۲	$\delta \Pi 3/20 \pm 14/61$					
حداکثر نیروی به جلو راندن (%BW)	کفش با کفی	۰/۸۸	$2/74 \pm 17/60$	۰/۱۲	$1/59^b$	۰/۰۰۱	---	---
	برهنه	۰/۸۸	$2/51 \pm 17/23$					
	کفش با تیپ	۰/۱۰	$2/16 \pm 17/35$					
	تیپ	۰/۰۵	$2/38 \pm 18/08$					
	کفش	۰/۸۷	$2/38 \pm 17/07$					
زمان رسیدن به حداکثر نیروی ترمز (%stance)	کفش با کفی	۰/۰۹	$2/93 \pm 23/17$	۰/۰۱	$0/10^b$	۰/۹۷	---	---
	برهنه	۰/۷۰	$1/67 \pm 23/39$					
	کفش با تیپ	۰/۰۵	$2/49 \pm 23/29$					
	تیپ	۰/۷۳	$1/37 \pm 23/45$					
	کفش	۰/۲۱	$3/84 \pm 23/02$					
زمان رسیدن به حداکثر نیروی به جلو راندن (%stance)	کفش با کفی	۰/۴۸	$\xi \# 0/63 \pm 90/11$	---	---	---	۲۶/۳۷	۰/۰۰۱
	برهنه	۰/۳۸	$\ddagger \lambda \# 0/52 \pm 91/04$					
	کفش با تیپ	۰/۱۴	$\xi \lambda 0/78 \pm 90/35$					
	تیپ	۰/۰۴	$\gamma \xi \lambda 1/08 \pm 91/64$					
	کفش	۰/۰۱	$\ddagger \gamma 0/82 \pm 90/51$					
ضربه فاز ترمز (N.s/BW)	کفش با کفی	۰/۶۷	$\# 0/45 \pm 2/37$	---	---	---	۱۵/۱۳	۰/۰۰۱
	برهنه	۰/۶۵	$\delta \lambda \# 0/36 \pm 2/13$					
	کفش با تیپ	۰/۰۳	$\delta \lambda 0/28 \pm 2/38$					
	تیپ	۰/۰۲	$\delta 0/28 \pm 2/28$					
	کفش	۰/۰۲	$\delta 0/46 \pm 2/25$					
ضربه فاز به جلو راندن (N.s/BW)	کفش با کفی	۰/۷۳	$0/32 \pm 2/41$	---	---	---	۳/۴۰	۰/۴۹
	برهنه	۰/۸۳	$0/31 \pm 2/27$					
	کفش با تیپ	۰/۰۱	$0/26 \pm 2/40$					
	تیپ	۰/۰۳	$0/33 \pm 2/36$					
	کفش	۰/۰۷	$0/24 \pm 2/33$					

اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با پای برهنه؛ Ψ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش و تیپ؛ ξ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با تیپ؛ Π اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با تیپ؛ $\ddagger$ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش؛ ξ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش و تیپ- راه رفتن با تیپ؛ δ اختلاف معنادار با کفش و تیپ- راه رفتن با کفش؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با تیپ- راه رفتن با کفش.

جدول ۴: نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر به منظور مقایسه وضعیت های مختلف راه رفتن بر متغیرهای منتفب نیروی داخلی-خارجی عکس العمل زمین

متغیر	وضعیت	شا پیرو-ویلیک	p-مقدار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	اندازه اثر	آماره F	p-مقدار	آماره X^2	آزمون فریدمن
اوج اول (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۲۳	۵/۷۶ $\pm$ ۱/۳۸	---	---	---	---	۹/۰۶	۰/۰۶
	کفش با تیپ	۰/۳۸	۵/۶۹ $\pm$ ۱/۴۲						
	تیپ	۰/۰۱	۵/۳۸ $\pm$ ۱/۲۵						
	کفش	۰/۶۰	۵/۹۲ $\pm$ ۱/۵۶						
اوج دوم (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۰۵	۵/۸۶ $\pm$ ۱/۲۸	---	---	---	---	۴/۸۰	۰/۳۰
	کفش با تیپ	۰/۴۹	۶/۲۱ $\pm$ ۱/۲۲						
	تیپ	۰/۲۷	۶/۲۵ $\pm$ ۱/۳۸						
	کفش	۰/۴۷	۶/۴۰ $\pm$ ۱/۴۷						
	کفش	۰/۰۱	۶/۳۱ $\pm$ ۰/۹۴						
اوج منفی (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۰۷	-۴/۱۱ $\pm$ ۱/۵۹ # $\Psi\Pi$	---	---	---	---	۳۶/۵۳	۰/۰۰۱
	کفش با تیپ	۰/۰۲	-۲/۱۹ $\pm$ ۱/۲۵ # λ						
	تیپ	۰/۸۴	-۳/۷۹ $\pm$ ۱/۳۲ $\lambda\delta$						
	کفش	۰/۳۷	-۲/۶۸ $\pm$ ۱/۰۰ $\Psi\lambda$						
	کفش	۰/۰۷	-۳/۰۰ $\pm$ ۱/۷۲ $\Pi\delta$						
مدت زمان رسیدن به اوج اول (%stance)	کفش با کفی برهنه	۱/۰۰	۲۵/۰۴ $\pm$ ۲/۰۵ # Ψ	۰/۳۲	۵/۲۶ ^b	۰/۰۰۱	---	---	---
	کفش با تیپ	۰/۴۸	۲۷/۶۳ $\pm$ ۳/۳۱ # λ						
	تیپ	۰/۵۰	۲۵/۰۹ $\pm$ ۱/۳۱ $\lambda\delta$						
	کفش	۰/۴۸	۲۷/۶۹ $\pm$ ۳/۵۵ $\Psi\lambda$						
	کفش	۰/۸۲	۲۶/۰۷ $\pm$ ۱/۹۵						
مدت زمان رسیدن به اوج دوم (%stance)	کفش با کفی برهنه	۰/۱۷	۷۸/۳۲ $\pm$ ۲/۳۶	۰/۰۲	۰/۲۷ ^b	۰/۸۹	---	---	---
	کفش با تیپ	۰/۱۳	۷۸/۲۱ $\pm$ ۳/۵۰						
	تیپ	۰/۹۹	۷۸/۶۲ $\pm$ ۱/۷۵						
	کفش	۰/۹۴	۷۸/۰۳ $\pm$ ۲/۷۳						
	کفش	۰/۴۱	۷۸/۸۰ $\pm$ ۲/۱۴						
مدت زمان رسیدن به اوج منفی (%stance)	کفش با کفی برهنه	۰/۰۸	۱۲/۵۰ $\pm$ ۰/۹۲ # Ψ	---	---	---	---	۲۲/۹۷	۰/۰۰۱
	کفش با تیپ	۰/۰۴	۱۰/۶۰ $\pm$ ۱/۵۸ # $\lambda\ddagger$						
	تیپ	۰/۳۳	۱۲/۰۷ $\pm$ ۰/۷۴ λ						
	کفش	۰/۰۱	۱۱/۲۲ $\pm$ ۱/۷۶ Ψ						
	کفش	۰/۱۹	۱۲/۵۸ $\pm$ ۲/۲۶ $\ddagger$						
ضربه د (N.s/BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۰۶	۱/۶۸ $\pm$ ۰/۷۰ # $\Psi\Pi$	۰/۲۸	۴/۳۸ ^b	۰/۰۰۱	---	---	---
	کفش با تیپ	۰/۰۵	۱/۹۷ $\pm$ ۰/۵۸ #						
	تیپ	۰/۱۶	۱/۸۴ $\pm$ ۰/۶۲ δ						
	کفش	۰/۱۱	۲/۰۱ $\pm$ ۰/۶۸ Ψ						
	کفش	۰/۳۴	۱/۹۶ $\pm$ ۰/۵۷ $\Pi\delta$						

اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با پای برهنه؛ Ψ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش و تیپ؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با تیپ؛ Π اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با تیپ؛ $\ddagger$ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با تیپ- راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار با کفش و تیپ-راه رفتن با کفش؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با تیپ- راه رفتن با کفش.

جدول ۵: نتایج آزمون واریانس با اندازه گیری های مکرر به منظور مقایسه وضعیت های مختلف راه رفتن بر متغیرهای منتخب بردار نیروی عکس العمل زمین

متغیر	وضعیت	مقدار -p	میانگین $\pm$ انحراف معیار	اندازه اثر	آماره F	مقدار -p	آماره X^2	آزمون فریدمن
اوج اول (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۱۹	$112/14 \pm 7/66 \#$	---	---	---	۲۵/۶۶	۰/۰۰۱
	کفش با تیپ	۰/۱۰	$112/16 \pm 8/43 \lambda$					
	تیپ	۰/۰۳	$109/46 \pm 8/19 \partial$					
	کفش	۰/۱۸	$110/73 \pm 8/13 \ddagger$					
اوج دوم (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۱۶	$113/04 \pm 7/55 \Psi$	۰/۶۰	۱۶/۹۰ ^b	۰/۰۰۱	---	---
	کفش با تیپ	۰/۰۵	$114/35 \pm 7/81 \lambda$					
	تیپ	۰/۲۴	$112/60 \pm 7/76 \lambda$					
	کفش	۰/۰۵	$117/12 \pm 8/21 \Psi \partial \gamma$					
	کفش	۰/۲۹	$111/79 \pm 8/33 \Pi \ddagger \gamma$					
قعر (%BW)	کفش با کفی برهنه	۰/۱۱	$82/52 \pm 8/91 \# \Pi$	۰/۴۴	۸/۸۰ ^b	۰/۰۰۱	---	---
	کفش با تیپ	۰/۳۲	$86/28 \pm 7/15 \# \lambda \partial \ddagger$					
	تیپ	۰/۰۵	$82/35 \pm 8/24 \lambda$					
	کفش	۰/۱۸	$82/95 \pm 8/44 \partial \gamma$					
	کفش	۰/۲۸	$84/03 \pm 8/18 \Pi \ddagger \gamma$					
زمان رسیدن به اوج اول (%stance)	کفش با کفی برهنه	۰/۰۲	$29/69 \pm 1/48$	---	---	---	۱۰/۲۰	۰/۰۴
	کفش با تیپ	۰/۳۸	$30/98 \pm 2/53$					
	تیپ	۰/۱۰	$29/60 \pm 1/22 \delta$					
	کفش	۰/۴۷	$30/21 \pm 2/51 \gamma$					
	کفش	۰/۶۱	$30/69 \pm 2/23 \delta \gamma$					
زمان رسیدن به اوج دوم (%stance)	کفش با کفی برهنه	۰/۴۴	$83/36 \pm 1/94$	۰/۱۲	۱/۵۰ ^b	۰/۲۱	---	---
	کفش با تیپ	۰/۲۴	$84/01 \pm 0/96$					
	تیپ	۰/۳۶	$83/54 \pm 1/21$					
	کفش	۰/۳۶	$84/29 \pm 1/19$					
	کفش	۰/۹۹	$83/77 \pm 1/41$					
زمان رسیدن به قعر (%stance)	کفش با کفی برهنه	۰/۴۶	$52/64 \pm 2/47$	۰/۰۷	۰/۸۸ ^b	۰/۴۸	---	---
	کفش با تیپ	۰/۱۰	$52/95 \pm 2/89$					
	تیپ	۰/۵۴	$52/85 \pm 1/85$					
	کفش	۰/۹۰	$53/57 \pm 2/61$					
	کفش	۰/۸۴	$53/26 \pm 2/39$					
ضربه (N.s/BW)	کفش با کفی برهنه	<۰/۰۰۱	$49/62 \pm 3/28 \Psi$	---	---	---	۲۰/۶۷	۰/۰۰۱
	کفش با تیپ	<۰/۰۰۱	$50/05 \pm 3/61 \ddagger$					
	تیپ	<۰/۰۰۱	$49/61 \pm 3/22 \lambda$					
	کفش	<۰/۰۰۱	$50/64 \pm 3/34 \Psi \lambda$					
	کفش	۰/۰۷	$49/18 \pm 3/89 \ddagger$					

اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با پای برهنه؛ Ψ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش و تیپ؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش و تیپ؛ Π اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش و تیپ؛ ∂ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با تیپ؛ $\ddagger$ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار با کفش و تیپ- راه رفتن با کفش؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با تیپ- راه رفتن با کفش.

تیپ در کنترل نیرو موثرتر بود. البته در اوج دوم، پای برهنه و تیپ مقادیر بالاتری نشان دادند و با وضعیت های کفش و ترکیب با کفی و تیپ تفاوت نشان دادند. در متغیر قعر نیروی عمودی عکس العمل زمین تمامی وضعیت ها نسبت به پای برهنه باعث کاهش معنادار نیروی عکس العمل زمین شد. نتایج بردار نیروی عکس العمل زمین نیز مشابه بود. در جهت قدامی-خلفی نیز وضعیت های کفش و ترکیب با تیپ و کفش در مقایسه تیپ و پای برهنه مقادیر بالاتر نیروی ترمز را نشان داد، اما تنها پای برهنه و وضعیت تیپ در مقایسه با وضعیت کفش با کفی اختلاف معناداری را نشان داد. همچنین وضعیت پای برهنه با وضعیت کفش با تیپ نیز تفاوت نشان داد. در متغیر نیروی به جلو راندن نیز تفاوتی بین هیچ کدام از وضعیت ها به جز وضعیت تیپ در مقایسه با کفش دیده نشد. در متغیر داخلی خارجی بین هیچ کدام از وضعیت ها در متغیرهای اوج اول و دوم تفاوتی دیده نشد. در متغیر اوج منفی وضعیت های کفش و ترکیب با کفی و تیپ منجر به کاهش بیشتر آن شد و بین وضعیت های کفش با کفی و تیپ و پای برهنه تفاوت دیده شد. همچنین بین وضعیت کفش و وضعیت های پای برهنه و تیپ تفاوت وجود داشت.

در پژوهش Kleiner و همکاران (۵۷) میزان اوج اول نیروی عمودی عکس العمل زمین در اثر استفاده از کفی افزایش پیدا کرد (۵۷) که این مساله در پژوهش های مشابه نیز دیده می شود (۶۰-۵۸) که به نظر می رسد علت آن مواد سفت در ساخت کفی است که در پژوهش آن ها نیز به این مورد اشاره شده است. البته که کفش هم در این زمینه تاثیرگذار است (۶۲، ۶۱) به همین علت در پژوهش آن ها و پژوهش حاضر پای برهنه میزان کمتری در اوج اول نیروی عمودی عکس العمل زمین نشان داد. در واقع کفی و کفش به منظور کاهش نیروی عکس العمل زمین به ویژه در موارد ناهمترازی اندام تحتانی مانند کف پای صاف و همچنین در فعالیت های شدید مورد توجه است زیرا این افراد مقادیر نیروی عکس العمل بیشتری را متحمل می شوند (۶۴، ۶۳) و مساله ای که به نظر می رسد مهم باشد وضعیت های مختلف کفش است که بر اساس نتایج، وضعیت های کفش، کفش با کفی و کف با تیپ برتری نسبت هم ندارند.

در پژوهش جعفرنژاد و همکاران (۵۴) از کفی سخت در افراد سالم به منظور بررسی نیروهای عکس العمل زمین

قدامی خلفی نیز نشان داد (جدول ۳) که اختلاف معناداری در وضعیت های مختلف راه رفتن در متغیر ضربه نیروی به جلو راندن وجود ندارد ($p > 0.05$)، اما در متغیر ضربه ترمز بین وضعیت راه رفتن با کفش با پای تیپ شده (بالاترین مقدار میانگین) و پای برهنه و پای تیپ شده اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). ضمن اینکه بین وضعیت راه رفتن با پای برهنه (مقدار میانگین بالا) و دو وضعیت راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با پای تیپ شده نیز اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). در ضربه داخلی خارجی نیز (جدول ۴)، بین وضعیت راه رفتن با کفش همراه کفی (مقدار میانگین کمتر) و سه وضعیت دیگر (پای برهنه، پای تیپ شده و راه رفتن با کفش) و همچنین بین راه رفتن با کفش و راه رفتن با کفش با پای تیپ شده (مقدار میانگین کمتر) اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$).

در ضربه بردار نیروی عکس العمل زمین (جدول ۵)، بین وضعیت راه رفتن با پای تیپ شده (مقدار میانگین بالاتر) و دو وضعیت راه رفتن با کفش به همراه کفی و راه رفتن با کفش به همراه پای تیپ شده اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$). علاوه بر این راه رفتن با پای برهنه (مقدار میانگین بالاتر) و راه رفتن با کفش نیز اختلاف معناداری دیده شد ($p < 0.05$).

در بخش نرخ بارگذاری نتایج نشان داد (جدول ۶) بین راه رفتن با پای برهنه و سه وضعیت راه رفتن با کفش همراه کفی، راه رفتن با کفش همراه تیپ پا و راه رفتن با تیپ شدن پا اختلاف معناداری وجود دارد ($p < 0.05$). در نرخ جدا شدن پا از زمین این تفاوت ها معطوف بین راه رفتن با پای تیپ شده (مقدار میانگین بالاتر) با سایر وضعیت ها بود، به طوری که اختلاف معناداری با راه رفتن کفش همراه با کفی، راه رفتن با پای برهنه، راه رفتن با کفش همراه با تیپ پا و راه رفتن با کفش دیده شد ($p < 0.05$).

بحث و نتیجه گیری

هدف مطالعه حاضر، مقایسه اثر آنی کفی طبی، کفش، تیپ بر متغیرهای کینتیکی ورزشکاران با کف پای صاف منعطف حین راه رفتن بود. بر اساس نتایج نیروی عمودی عکس العمل زمین، وضعیت های کفش و ترکیب با تیپ و کفی منجر به افزایش معنادار نیروی اوج اول عکس العمل در مقایسه با پای برهنه شدند. ضمن اینکه پای برهنه نسبت به

جدول ۶: نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه گیری های مکرر به منظور مقایسه وضعیت های مختلف راه رفتن بر متغیرهای نرخ بارگذاری و نرخ جدا شدن پا از زمین

متغیر	وضعیت	شاپیرو-ویلک	p- مقدار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	اندازه اثر	آماره F	p- مقدار	آزمون واریانس با اندازه گیری مکرر
نرخ بارگذاری (BW/s)	کفش با کفی	۰/۳۸	#	$29/67 \pm 3/50$	۰/۲۴	۳/۵۵	۰/۰۱	نرخ جدا شدن پا (BW/s)
	برهنه	۰/۶۸	λ	$27/49 \pm 4/61$				
	کفش با تیپ	۰/۲۹	λ	$29/68 \pm 3/58$				
	تیپ	۰/۵۸	δ	$28/78 \pm 4/68$				
	کفش	۰/۶۹		$28/54 \pm 4/59$				
نرخ جدا شدن پا (BW/s)	کفش با کفی	۰/۹۸	λ	$52/97 \pm 7/58$	۰/۲۱	۳/۰۷	۰/۰۳	نرخ جدا شدن پا (BW/s)
	برهنه	۰/۰۹	δ	$54/78 \pm 5/87$				
	کفش با تیپ	۰/۰۵	λ	$52/62 \pm 5/60$				
	تیپ	۰/۲۴	δ	$57/31 \pm 4/87$				
	کفش	۰/۷۴	γ	$53/38 \pm 7/23$				

اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با پای برهنه؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با تیپ؛ Π اختلاف معنادار راه رفتن با کفش همراه کفی- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش و تیپ؛ δ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با تیپ؛ $\ddagger$ اختلاف معنادار راه رفتن با پای برهنه- راه رفتن با کفش؛ λ اختلاف معنادار راه رفتن با کفش و تیپ- راه رفتن با تیپ؛ δ اختلاف معنادار با کفش و تیپ-راه رفتن با کفش؛ γ اختلاف معنادار راه رفتن با تیپ- راه رفتن با کفش.

افزایش پیدا کند زیرا احتمالاً قابلیت های الاستیسیته کفی و کفش می تواند به توسعه نیروی اوج دوم کمک کند، نتیجه ای که در پژوهش های دیگر نیز دیده می شود (۵۴)، البته لازم به ذکر است که متغیر اوج دوم با افراد سالم تفاوت چندانی ندارد و به سختی می توان الگوی راه رفتن افراد کف پای صاف و نرمال را از هم در این متغیر متمایز کرد زیرا عملکرد در این مرحله به جای جذب شوک، تولید نیرو است (۱۵). در حداکثر نیروی ترمز جهت قدمی خلفی نیز با وجود اینکه وضعیت های مختلف کفش و کفی مقادیر بالاتری را نسبت به پای برهنه و تیپ نشان دادند که به نظر می رسد کاملاً موضعی بدیهی است، در واقع نیروی های عکس العمل راه رفتن در مراحل که ماهیت جذب شوک دارند مهم تر است زیرا همان طور که ذکر شد نیروی های عکس العمل در این مراحل نسبت به افراد سالم افزایش می یابد، اما صرفنظر از ویژگی های بیومکانیکی کفش و کفی و تیپ، مساله ای که حائز اهمیت است نوع پوشش پا است، بر اساس نتایج پژوهش حاضر وضعیت های کفش با کفی، کفش با تیپ و کفش با وضعیت های برهنه و تیپ تفاوت داشت اما موضوع مهم تر اینکه کدام پوشش برای فعالیت هایی مانند راه رفتن مناسب است که به نظر می رسد پوشش کفش عملکرد

شد که نتایج کاهش در نیروی اوج اول یا تماس اولیه و نیروی قعر یا فاز میانه استنس را نشان داد که نتایج نیروی اوج اول نیروی عمودی خلاف پژوهش حاضر است زیرا کفی پژوهش حاضر در مقایسه با پای برهنه یا تیپ قادر به کاهش نیروی اوج اول نبود اما در نیروی قعر نتایج مشابه با پژوهش آن ها بود. احتمالاً به دلیل تفاوت در نوع کفی دو مطالعه است زیرا در مطالعه آن ها از کفی سخت استفاده شد اما در پژوهش حاضر از کفی نیمه سخت به کار گرفته شد که کنترل کمتری نسبت به کفی سخت برای میزان پرونیشن پا دارد. هر چند به استناد این پژوهش این مقدار کاهش برای جلوگیری از آسیب کافی نیست (۵۴). در یک متآنالیز عنوان شده است که چنین تأثیر متفاوتی از کفی- ها در کنترل پرونیشن پا به طراحی های مختلف، تنوع در معیارهای واجد شرایط بودن شرکت کنندگان، تنوع در پروتکل ها (مانند سرعت راه رفتن، نوع کفش، مدل پا، و غیره) مورد استفاده برای ارزیابی کینماتیک و کینتیک ممکن است یافته های متناقض را توضیح دهد (۴۴). با این وجود یک از مزیت های پژوهش حاضر مقایسه وضعیت- های مختلف به منظور کنترل پرونیشن و اندازه گیری نیروی عکس العمل زمین است. به نظر می رسد در متغیر اوج دوم، انتظار می رود که نیروی اوج نسبت به پای برهنه

وضعیت برهنه، عملکرد مناسب این پوشش ها به ویژه وضعیت کفش را در کنترل زمانی این متغیر نشان می دهد که در متغیرهای نیرو نیز تایید شد. در متغیرهای نیروی قدیمی خلفی نیز تفاوت در زمان حداکثر نیروی به جلو راندن بود و باز هم کفش تفاوت معناداری با وضعیت برهنه نداشت اما سایر وضعیت ها نه تنها میانگین کمتری داشتند بلکه به لحاظ آماری تفاوت نشان دادند که باز هم عملکرد مناسب کفش تایید می شود. نتایج در بخش جهت داخلی خارجی (مدت زمان رسیدن به اوج اول) نیز به صورت مشابه برتری کفش را نشان می دهد. به نظر می رسد کفش در مقایسه با وضعیت های دیگر مانند کفی علاوه بر اینکه کنترل نسبی را مانند کفی و تیپ بر دامنه حرکتی ایجاد می کند، همزمان حسب موقعیت تماس پا با زمین، آزادی حرکتی (درجات آزادی) موقعیتی نیز می دهد و این امر علاوه بر خاصیت های بیومکانیکی کفش سبب می شود که کفش پوشش مناسب تری به لحاظ کنترل زمانی متغیرهای نیرو باشد.

یافته ها در متغیر ضربه نیروی عمودی عکس العمل زمین نشان داد که مقدار میانگین ضربه در وضعیت پای برهنه و تیپ نسبت به سایر وضعیت ها بالاتر است و این دو وضعیت با سایر وضعیت ها تفاوت داشتند. در متغیر ضربه فاز ترمز نیروی قدیمی خلفی وضعیت برهنه مقدار میانگین کمتری داشت و با وضعیت های دیگر تفاوت نشان داد. در جهت داخلی-خارجی وضعیت برهنه و تیپ بیشترین مقدار میانگین را داشتند اما وضعیت کفش با کفی با سایر وضعیت ها تفاوت نشان داد. در متغیر بردار نیروی عکس العمل زمین با وجود اینکه وضعیت برهنه و تیپ مقادیر میانگین بالاتری داشتند و وضعیت تیپ با وضعیت های کفش با کفی و تیپ تفاوت نشان داد. همچنین وضعیت برهنه با کفش نیز تفاوت نشان داد. در واقع یافته های این قسمت بیان یافته های نیروهای عکس العمل زمین و متغیرهای زمانی به صورت همزمان است زیرا ضربه بیان رابطه بین این دو متغیر است. پژوهش هایی نشان دادند که ضربه نیروی عمودی عکس العمل زمین بعد از استفاده از کفی کاهش معنادار پیدا می کند (۶۶). حتی در افراد سالم نیز کاهش ضربه در اثر استفاده از کفی تایید شده است (۶۷). بنابراین موضوع مهم این است که پوشش پا موجب کاهش ضربه شود زیرا نشان داده شده است که افزایش آن با آسیب اندام تحتانی

بهتری در نیروی ترمز دارد. در متغیر نیروی به جلو راندن با اینکه ماهیت جذب شوک ندارد و تنها وضعیت کفش با تیپ تفاوت نشان داد، این مساله به خوبی نشان داده شده است. به صورت مشابه در متغیر قعر نیروی عکس العمل عمودی زمین نیز برتری پوشش کفش دیده شد. به نظر می رسد با توجه به اینکه در هیچ کدام از متغیرهای نیروی داخلی-خارجی به جز اوج منفی تفاوتی وجود ندارد، نمی توان در مورد مزایا و معایب وضعیت های مختلف اظهار نظر کرد و تفاوت در اوج منفی به نظر می رسد بیشتر از مساله وضعیت های مختلف راه رفتن و یا کف پای صاف، به تفاوت در الگوی راه رفتن مرتبط باشد.

نتایج متغیرهای زمان نیز نشان داد در نیروی عمودی عکس العمل زمین تفاوتی بین زمان رسیدن به اوج اول، اوج دوم و قعر در وضعیت های مختلف وجود ندارد. در نیروی بردار عکس العمل زمین نیز نتایج مشابه بود و در متغیر زمان رسیدن به اوج اول، وضعیت برهنه و تیپ بیشتر مقدار میانگین را داشتند و وضعیت راه رفتن با کفش با وضعیت های تیپ و کفش با تیپ تفاوت نشان داد. در نیروی قدیمی خلفی تنها در زمان رسیدن به حداکثر نیروی به جلو راندن تفاوت وجود داشت به طوری که این متغیر در وضعیت تیپ و برهنه بالاترین مقدار را داشت و با سه وضعیت دیگر تفاوت داشتند. در نیروی داخلی-خارجی نیز در متغیر زمان رسیدن به اوج اول و اوج منفی تفاوت وجود داشت. طوری که در زمان رسیدن به اوج اول دو وضعیت برهنه و تیپ بالاترین مقدار میانگین را داشتند و با وضعیت های کفش با کفی و تیپ تفاوت نشان دادند. در متغیر اوج منفی دو متغیر مذکور مقدار میانگین کمتر را داشتند و با وضعیت های دیگر تفاوت نشان دادند. باید در نظر داشت اندازه گیری مولفه های نیروی واکنش زمین اهمیت بالینی دارد، به این معنی که افزایش نیروی واکنش عمودی زمین، زمان رسیدن به اوج نیروی واکنش عمودی زمین، سرعت بارگذاری و ضربه به آسیب های مفصل اندام تحتانی مربوط می شود (۶۵). بر این اساس انتظار می رود مولفه های زمانی حداقل میانگین کمتری نسبت به پای برهنه داشته باشند که البته در مولفه های زمانی نیروهای عکس العمل این موضوع تایید شد به همین صورت در بردار نیروی عکس العمل (به جز در متغیر اوج اول) نیز نتایج مشابه بود. به نظر می رسد که با توجه به مشابهت و عدم اختلاف معنادار وضعیت کفش و کفش همراه کفی با

دارند به نظر می رسد وضعیت های مختلف نسبت به پای برهنه توانایی افزایش نرخ جدا شدن پاشنه از زمین را داشتند اما وضعیت کفش قادر بوده با مقدار نیروی نزدیک به وضعیت های دیگر، نرخ جدا شدن پاشنه را کاهش دهد که بیانگر افزایش نیروی به جلو راندن است، با وجود اینکه وضعیت تیپ مقدار قابل توجه نرخ جدا شدن پاشنه را افزایش داده است و این به معنای نیروی به جلو راندن بهتر است و احتمالاً در فعالیت های ورزشی حائز اهمیت است اما با توجه به عملکرد بهتر کفش در سایر متغیرها، به نظر می رسد در این متغیر عملکرد مناسب تری داشته است.

پژوهش حاضر نشان داد که کفش با مشخصات مشابه با پژوهش حاضر، عملکرد بهتری در کنترل متغیرهای وابسته به نیروی عکس العمل زمین دارد. بنابراین، استفاده از این نوع کفش به عنوان پوشش مناسب در فعالیت های حرکتی و احتمالاً ورزشی پیشنهاد می شود. اگر چه برخی موارد مانند کفی های طبی یا تیپ نیز در برخی جنبه ها کارآمد بودند، اما به طور کلی کفش مناسب تر به نظر می رسد. به علاوه، توجه ویژه به طراحی و تولید کفش ها ضروری است تا بتوان از آن ها به عنوان یک جایگزین یا مکمل مؤثر در ارتقای عملکرد ورزشی و جلوگیری از آسیب ها استفاده کرد. نتایج این مطالعه نشان می دهد که انتخاب کفش مناسب می تواند احتمالاً به بهبود عملکرد عضلانی و کاهش آسیب های احتمالی در اندام تحتانی منجر شود. بنابراین، توصیه می شود که مطالعات آینده به ویژه بر عملکرد عضلانی در تعامل با انتخاب کفش مناسب تمرکز کنند. در نهایت، به نظر می رسد نتایج پژوهش حاضر احتمالاً می تواند در زمینه کاهش آسیب های ورزشی و بهبود عملکرد، مفید واقع شود. با این وجود، محدودیت های پژوهش شامل بررسی تنها تأثیر کفش در راه رفتن است و برای تعمیم این نتایج به حرکت های ورزشی، نیاز به تحقیقات بیشتر و بررسی تفاوت های نیروهای وارد شده در این دو حالت وجود دارد.

سپاسگزاری

در پایان از کلیه افرادی که در اجرای پژوهش حاضر یاری رساندند، قدردانی می شود. پیروی از اصول اخلاق پژوهش در این بررسی افراد به صورت آگاهانه در این پژوهش شرکت کرده بودند. پس از آشنایی افراد با مراحل آزمون و امضای فرم رضایت نامه روند پژوهش و نقش

مرتبط است (۶۸، ۶۵). از این رو با توجه به یافته ها به نظر می رسد تفاوت در ضربه در جهت های مختلف نیروی عکس العمل زمین بیشتر از اینکه تحت تأثیر زمان باشد، به مقدار کنترل نیرو در وضعیت های مختلف پژوهش حاضر وابسته است. با توجه به مقادیر میانگین در ضربه نیروی عمودی عکس العمل زمین به نظر می رسد وضعیت کفش کمترین مقدار ضربه را دارد کما اینکه عملکرد بهتری نسبت به وضعیت برهنه نیز دارد، اما این یافته های در وضعیت های دیگر مشاهده نشد. در جهت داخلی خارجی نیز ضربه فاز ترمز به لحاظ آماری مورد توجه بود. در این قسمت نیز وضعیت برهنه با تمام وضعیت ها تفاوت نشان داد با در نظر گیری این نکته که مقدار میانگین وضعیت برهنه کمتر بود اما تنها با وضعیت کفش تفاوتی دیده نشد و عملکرد میانگین کفش نیز مشابه وضعیت برهنه بود که در این جهت نیز وضعیت کفش تایید می شود. نتایج در جهت داخلی خارجی نیز همین موضوع را تایید می کند. اما نکته قابل توجه در ضربه بردار نیروی عکس العمل زمین بود. به بیان دیگر ضربه در وضعیت کفش از تمامی وضعیت های دیگر حتی وضعیت برهنه کمتر بود به حدی که به لحاظ آماری با این وضعیت نیز تفاوت نشان داد. به نظر می رسد موضوعی که در بخش قبل در ارتباط با دامنه حرکتی و درجات آزادی مطرح شد، بتواند دلیل احتمالی نتایج در این بخش باشد.

نتایج بخش انتهایی پژوهش حاضر نیز نشان داد نرخ بارگذاری و نرخ جدا شدن پا از زمین در وضعیت های مختلف متفاوت است. این متغیر نیز مانند ضربه است و افزایش آن با آسیب های اندام تحتانی مرتبط است. انتظار محقق این است که نرخ بارگذاری در اثر استفاده از وضعیت های مختلف کاهش پیدا کند و یا حداقل به وضعیت پای برهنه نزدیک باشد که در این مورد، وضعیت کفش کمترین مقدار نرخ بارگذاری را بعد از وضعیت برهنه داشت، طوری که هیچ اختلاف معناداری با وضعیت برهنه نیز نداشت. به نظر می رسد کفش با ویژگی های پژوهش حاضر بهترین عملکرد را در بین وضعیت های مختلف به منظور کاهش آسیب در این افراد را داشته باشد. در متغیر نرخ جدا شدن پا از زمین، به نظر می رسد زمان رسیدن به پیک عامل افزایش یا کاهش این مقدار در پژوهش حاضر باشد زیرا وضعیت پای برهنه و کفش کمترین مقدار اوج اول را داشتند اما بیشترین مقدار نرخ جدا شدن پاشنه از زمین را

منابع

1. Atik, A. and S. Ozyurek, Flexible flatfoot. North Clin Istanbul 2014; 1(1): 57-64.
2. Deland JT, de Asla RJ, Sung IH, Ernberg LA, Potte HG. Posterior tibial tendon insufficiency: which ligaments are involved? Foot Ankle Int 2005; 26(6): 427-435.
3. Cheng KW, Peng Y, Lin-Wei Chen T, Zhang G, et al. A three-dimensional printed foot orthosis for flexible flatfoot: an exploratory biomechanical study on arch support reinforcement and undercut. Materials 2021; 14(18): 5297.
4. Saraswat P, MacWilliams BA, Davis RB, D'Astous JL. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. Gait Posture 2014; 39(1): 339-345.
5. Kirby KA. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. Rev Esp Podolo, 2017; 28(1): 37-45.
6. Huang YC, Wang LY, Wang HCh, Chang KL, Leong CP. The relationship between the flexible flatfoot and plantar fasciitis: ultrasonographic evaluation. Chang Gung med j 2004; 27(6): 443-448.
7. Buldt A.K., Forghany S, Landorf KB, Levinger P, et al. Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. Gait Posture 2018; 62: 235-240.
8. Paton JS. The relationship between navicular drop and first metatarsophalangeal joint motion. J Am Podiatr Med Assoc, 2006; 96(4): 313-317.
9. Kim MK, Lee YS. Kinematic analysis of the lower extremities of subjects with flat feet at different gait speeds. J Phys Ther Sci, 2013; 25(5): 531-533.
10. Levinger P, Murley GS, Barton ChJ, Cotchett MP, et al. A comparison of foot kinematics in people with normal-and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. Gait Posture 2010; 32(4): 519-523.
11. Williams DS, Davis IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. Journal of applied biomechanics, 2001; 17(2): 153-163.

آزمودنی ها به طور شفاف توضیح داده شد. همچنین افراد در صورت عدم تمایل می توانستند در هر مرحله از پژوهش از ادامه انصراف دهند. شرایط اخلاقی توسط کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی با کد (IR-KHU.KRC.1000.232) تایید شده بود.

نقش نویسندگان

محمدرضا جهانی: ایده، بررسی و تحلیل داده ها
محمدرضا جهانی و حیدر صادقی: تدوین و ویرایش اولیه مقاله
همه نویسندگان: ویرایش مجدد و نهایی سازی مقاله

منابع مالی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکترای تخصصی آقای محمدرضا جهانی در رشته بیومکانیک ورزشی در گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران مرکزی است و حامی مالی نداشته است.

تعارض منافع

این مقاله تعارض منافع ندارد.

12. Pauk J, Ezerskiy V. The effect of foot orthotics on arch height: prediction of arch height correction in flat-foot children. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2011; 31(1): 51-62.
13. Pauk, J, Griškevičius J. Ground reaction force and support moment in typical and flat-feet children. *Mechanics*, 2011; 17(1): 93-96.
14. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 2015; 17(4): 121-130.
15. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomech* 1999; 14(7): 484-493.
16. Horwood AM, Chockalingam N. Defining excessive, over, or hyper-pronation: A quandary. *Foot* 2017; 31: 49-55.
17. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer 3rd HJ, Kalenak A. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J Orthop Res*, 1994; 12(3): 412-420.
18. Buldt, AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, et al., The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture*, 2013; 38(3): 363-372.
19. Hamill J, Bates BT, Knutzen KM, Kirkpatrick GM. Relationship between selected static a dynamic lower extremity measures. *Clinical Biomechanics*, 1989; 4(4): 217-225.
20. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*, 1999; 27(5): 585-593.
21. Shibuya N, Jupiter DC, Ciliberti LJ, VanBuren V, Fontaine JL. Characteristics of Adult Flatfoot in the United States. *The J Foot Ankle Surg*, 2010; 49(4): 363-368.
22. Jahani MR, Jalalvand A, Soltani N, Kaki K. Comparison of ground reaction forces and the amount of load introduced during crossover landing in people with flat foot and healthy individuals. *JHPM* 2020; 9 (4) :33-44
23. Murley GS., Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*, 2009; 29(2): 172-187.
24. Payehdar S, Saeedi H, Ahmadi A, Kamali M, et al., Comparing the immediate effects of UCBL and modified foot orthoses on postural sway in people with flexible flatfoot. *Prosthet Orthot Int*, 2016; 40(1): 117-122.
25. Twomey, D, McIntosh AS, Simon J, Lowe K, Wolf SI. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & Posture* 2010; 32(1): 1-5.
26. Jafarnezhadgero A, Majlesi M. Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. *Foot*, 2018; 34: 63-68.
27. Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther* 1994; 74(2): 149-158.
28. Telfer S, Abbott M, Steultjens MPM, Woodburn J., Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *J Biomech* 2013; 46(9): 1489-1495.
29. Hurd, WJ, Kavros SJ, Kaufman KR. Comparative biomechanical effectiveness of over-the-counter devices for individuals with a flexible flatfoot secondary to forefoot varus. *Clin J Sport Med* 2010; 20(6): 428-435.
30. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech* 2008; 23(10): 1287-1293.
31. Bishop C, Arnold JB, May T. Effects of Taping and Orthoses on Foot Biomechanics in Adults with

- Flat-Arched Feet. *Med Sci Sports Exerc*, 2016; 48(4): 689-696.
32. Constantinou M, Brown M. Therapeutic taping for musculoskeletal Conditions-E-Book. 2010: Elsevier Health Sciences.
33. Larson TJ, Schoenherr J, Farnsworth JL, Navicular height following medial longitudinal arch taping techniques and a 20-Minute exercise protocol. *Athletic Training & Sports Health Care* 2019; 11(6): 280-286.
34. Newell, T., J. Simon, and C.L. Docherty, Arch-taping techniques for altering navicular height and plantar pressures during activity. *Journal of athletic training* 2015. 50(8): 825-832.
35. Holmes CF, Wilcox D, Fletcher JP. Effect of a modified, low-dye medial longitudinal arch taping procedure on the subtalar joint neutral position before and after light exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(5): 194-201.
36. Dye RW. A Strapping: The Journal of the National Association of Chiropodists-Podiatrists and Pedic Items, November 1939. *J Am Podiatr Med Assoc* 2007; 97(4): 282-284.
37. Franettovich M, Chapman A, Vicenzino B. Tape that increases medial longitudinal arch height also reduces leg muscle activity: a preliminary study. *Med Sci Sports & Exerc* 2008; 40(4): 593-600.
38. Del Rossi, G, Fiolkowski P, Horodyski MB, Bishop M, et al. For how long do temporary techniques maintain the height of the medial longitudinal arch? *Physical Therapy in Sport* 2004; 5(2): 84-89.
39. Tang M, Wang L, You Y, Li J, Hu X. Effects of taping techniques on arch deformation in adults with pes planus: A meta-analysis. *PloS One* 2021; 16(7): e0253567.
40. Vicenzino B, Franettovich M, McPoil T, Russell T, Skardoon G. Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *Br J Sports Med* 2005; 39(12): 939-943.
41. Ke Jingyue MS, Hongming D, Jianping L, Honghao Zh, et al. Changes in plantar pressure of subjects with different foot positions during walking and jogging after Kinesio taping. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research* 2024; 28(18): 2800-2807. 10.12307/2024.051
42. Franettovich, MM, Murley GS, David BS, Bird AR. A comparison of augmented low-Dye taping and ankle bracing on lower limb muscle activity during walking in adults with flat-arched foot posture. *J sci med sport* 2012; 15(1): 8-13.
43. Van Lunen B, Cortes N, Andrus T, Walker M, et al. Immediate effects of a heel-pain orthosis and an augmented low-dye taping on plantar pressures and pain in subjects with plantar fasciitis. *Clin J Sport Med* 2011; 21(6): 474-479.
44. Banwell HA, Thewlis D, Mackintosh S. Adults with flexible pes planus and the approach to the prescription of customised foot orthoses in clinical practice: A clinical records audit. *Foot* 2015; 25(2): 101-109.
45. Sung, PS. The ground reaction force thresholds for detecting postural stability in participants with and without flat foot. *J Biomech* 2016; 49(1): 60-65.
46. Utian, W.H., et al., Estrogen and progestogen use in postmenopausal women: July 2008 position statement of The North American Menopause Society. *Menopause* 2008; 15(4 Pt 1): 584-602.
47. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the foot posture index. *J Foot Ankle res* 2008; 1(1): 1-9.
48. Morrison SC, Ferrari J. Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *J foot ankle res* 2009; 2: 1-5.
49. Evans A.M, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2003. 93(3):203-213.
50. Engebretsen L, Bahr R. Why is injury prevention in sports important. *Sports Injury Prevention* 2009; 1: 1-6.
51. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2009: John Wiley & Sons.



52. Robertson, DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, et al. Research methods in biomechanics. Second ed. 2013: Human Kinetics.
53. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice. 2006: Elsevier.
54. Jafarnejadgero AA, Farahpour N, Damavandi M. The immediate effects of arch support insole on ground reaction forces during walking. J Res Rehabil Sci 2015; 11(3): 172-181.
55. Hollman JH, Brey RH, Bang TJ, Kaufman KR. Does walking in a virtual environment induce unstable gait?: An examination of vertical ground reaction forces. Gait Posture 2007; 26(2): 289-294.
56. Hasan CZC, Jailani R, Tahir NM, Desa HM. Vertical ground reaction force gait patterns during walking in children with autism spectrum disorders. International Journal of Engineering 2018; 31(5): 705-711.
57. Kleiner, A.F.R., et al., Ground reaction forces analyses during the gait of healthy individuals with and without the use of a calcaneus insole. Acta Fisiátrica, 2012. 19(1):1-5.
58. Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. Med Sci Sports Exerc 1987; 19(2): 148-156.
59. Robbins S, Waked E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. Arch phys med rehabil, 1997; 78(5): 463-467.
60. Shorten M, Mientjes M. The effects of shoe cushioning on impact force during running. in Proceedings of the 6th International Symposium on Footwear Biomechanics. 2003. Citeseer.
61. Cavanagh P, Williams K., Clarke T. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. Biomechanics VII-b 1981; 3: 151-156.
62. Birrell SA, Hooper RH, Haslam RA. The effect of military load carriage on ground reaction forces. Gait Posture 2007; 26(4): 611-614.
63. Chang JS, Kwon YH, Kim ChS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. J back musculoskelet rehabil, 2012; 25(1): 21-26.
64. ghazaleh L, Yasin Hoseini, Faezeh Masoomi, Mohammad Taghi Karimi. Ground reaction force analysis in flexible and rigid flatfoot subjects. J Bodyw Mov Ther 2024; 39: 441-446.
65. Niu W, Feng T, Jiang Ch, Zhang Ming Zh. Peak Vertical Ground Reaction Force during Two-Leg Landing: A Systematic Review and Mathematical Modeling. BioMed Res Int 2014; 2014(1): 126860.
66. Alavi Mehr, SM, Jafarnejadgero A, Majlesi M. The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot: A clinical trial. JRUMS 2018; 17(1): 27-38.
67. Piri E, Barghamadi M, Farzizade R. Comparison of the Effects of Immediate and Long-Term Water and Thera band Exercises on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in People with Pronate Foot during Walking: A Clinical Trial. J Gorgan Univ Med Sci, 2022; 24(4): 10-19.
68. Samaan CD, Rainbow MJ, Davis IS, Reduction in ground reaction force variables with instructed barefoot running. J Sport Health Sci, 2014; 3(2): 143-151.