Kharazmi University

Research in Sport Medicine and Technology

Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925

Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

A Comparison Of Forces Excreted On The Foot While Running On The Ground And Artificial Turf In People With Pronated And Supinated Feet

AmirAli Jafarnezhadgero [1*] | Arezoo Madahi Givi [2] | Milad Piran hamlabadi [3]

1. Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
2. M.SC in of Sports Biomechanics, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.
3. Pd.D. of sports management, Department of Sport Managements, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.

corresponding author: AmirAli Jafarnezhadgero, amiralijafarnezhad@gmail.com

ARTICLE INFO

Article type:
Research Article

Article history:
Received: 2024/05/21
Revised: 2025/01/23
Accepted: 2025/01/23

Keywords:
Ground Reaction Forces, Running, Supinated Foot, Pronated Foot

How to Cite:
AmirAli Jafarnezhadgero, Arezoo Madahi Givi, Milad Piran hamlabadi. **A Comparison Of Forces Excreted On The Foot While Running On The Ground And Artificial Turf In People With Pronated And Supinated Feet**. *Research In Sport Medicine and Technology, 2025: 23(29): 56-71.*

ABSTRACT

Background and Aims: The surface quality and type are an important factor that may influence the risk of sustaining injuries during running. The aim of the present study was to compare forces excreted on the foot while running on the ground and artificial turf in people with pronated and supinated feet.

Materials and Methods: The statistical population of the present study consisted of healthy men with pronated and supinated feet in Ardabil province. A statistical sample of 30 people aged 20-25 years was selected by available sampling and participated in the present study. Statistical samples were divided into three groups. There were 10 patients in the pronated foot group, 10 people in the supinated foot group and the third group of 10 people as the control group. The navicular drop test was used to measure foot type. A Bertec force plate was used to record ground reaction forces while running on ground and artificial turf at constant speed (about 3.2 m/s). The ground reaction forces in the vertical (Fz), anterior-posterior (Fy) and medio-lateral (Fx) directions were recorded during running.

Results: The results revealed greater medio-lateral ground reaction force at the heel contact in males with pronated feet while running on the ground than that artificial grass. In addition, the time to reach the peak of the vertical component at heel contact during running on grass was greater compared to the ground.

Conclusion: The results showed that the use of artificial turf can improve the risk factors for injury in people with pronated and supinated feet.

Published by Kharazmi University, Tehran, Iran. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under e: CC BY-NC license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

پژوهش در طب ورزشی و فناوری
شاپا چاپی: ۰۷۰۸-۲۲۵۲ شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸
Homepage: https://jsmt.khu.ac.ir

مقایسه نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و سوپینیت

امیرعلی جعفرنژادگرو *[۱] | آرزو مداحی گیوی [۲] | میلاد پیران حمل‌آبادی [۳]

۱. دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۳. دکتری مدیریت ورزشی، گروه مدیریت ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو amiralijafarnezhad@gmail.com

اطلاعات مقاله:
نوع مقاله: علمی–پژوهشی
دریافت: ۱۴۰۳/۳/۱
ویرایش: ۱۴۰۳/۱۱/۴
پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۴

واژه‌های کلیدی:
نیروی عکس‌العمل زمین، دویدن، پای سوپنیت، پای پرونیت

ارجاع:
امیرعلی جعفرنژادگرو، آرزو مداحی گیوی ، میلاد پیران حمل آبادی. **مقایسه نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و سوپینیت.** *پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۴۰۴: ۲۳(۲۹):۷۱-۵۶*

چکیده

مقدمه و اهداف: سطح عامل مهمی است که ممکن است بر خطر آسیب‌دیدگی در حین دویدن تأثیر بگذارد. هدف از مطالعه حاضر، مقایسه نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و سوپینیت بود.

مواد و روش‌ها: جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان دارای پای پرونیت و سوپینیت و سالم استان اردبیل تشکیل دادند. نمونه آماری به تعداد ۳۰ نفر با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و در مطالعه حاضر شرکت کردند. نمونه‌های آماری در سه گروه قرار گرفتند. تعداد ۱۰ نفر در گروه پای پرونیت، ۱۰ نفر در گروه پای سوپینیت و گروه سوم که ۱۰ نفر هستند به‌عنوان گروه کنترل قرار گرفتند. از روش افتادگی استخوان ناوی برای تعیین نوع پا استفاده شد. از صفحه نیرو برتک برای ثبت نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام دویدن بر روی سطح زمین و چمن مصنوعی با سرعت ۳/۲ متر بر ثانیه استفاده گردید. همچنین نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی–خلفی (Fy) و داخلی–خارجی (Fx) اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: در فاز برخورد پاشنه پا با زمین مؤلفه داخلی–خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با سطح چمن بزرگ‌تر بود. بعلاوه در لحظه برخورد پاشنه پا با زمین زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: باتوجه‌به یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از سطح چمن مصنوعی می‌تواند موجب بهبود ریسک فاکتورهای آسیب در افراد دارای عارضه پای پرونیت و سوپنیت شود.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

Extended Abstract

Background and Aims: Running takes place on various surfaces, such as meadows, forests, gravel roads, city streets, artificial tracks, and gym floors. These surfaces vary in characteristics like flatness, stiffness, and elasticity, which can lead to different responses from the neuro-muscular system, affecting stiffness regulation. Runners adapt their leg stiffness to match the stiffness of the surface, helping them maintain consistent running mechanics. Stiffness regulation during the initial contact phase of running is influenced by factors like pre-activation, the quick response of the stretch reflex, joint angles, and fatigue. Most runners employ a heel-toe technique at speeds up to 5 m/s. The rate of running-related injuries (RRIs) can range from 3% to 85%, with 2.5 to 33 injuries per 1000 hours of activity, depending on the studied population. Approximately 87% of these injuries occur in the knee, lower leg, foot, and ankle, with abnormal foot posture being a significant contributing factor. The foot, being the only body part in contact with the ground while running, is crucial for shock absorption and distributing ground reaction forces. An atypical medial arch can hinder this shock absorption, increasing stress on the foot and other joints. Abnormalities in foot structure, such as over-pronation (OPF), which affects 2-23% of adults, can predispose runners to injuries. Contributing factors to OPF include deficits in muscular strength, anatomical alignment of the lower limbs, and ligament function. A supinated foot is associated with external rotation of the tibia, which in turn causes the femur to rotate similarly. This alignment affects the angle and position of the knee, potentially leading to dysfunction in the lower limbs. It's reasonable to believe that closed-chain activities can alter mechanical alignment and dynamic function in proximal joints. Running is a popular physical activity that provides various health benefits but also poses injury risks, especially for individuals with certain foot types. The running surface significantly affects the forces on the feet, influencing the likelihood of injuries. Foot type is crucial in running biomechanics; individuals with pronated feet tend to roll inward excessively, while those with supinated feet roll outward. Both conditions can lead to abnormal loading patterns, increasing the risk of injuries such as plantar fasciitis, shin splints, and stress fractures. Additionally, the choice of running surface affects the forces experienced by the feet. Natural surfaces like dirt or grass typically offer more cushioning than harder artificial turf. This study aims to explore the differences in ground reaction forces (GRFs) experienced by individuals with pronated and supinated feet when running

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

on natural ground versus artificial turf. Understanding these differences is vital for developing strategies to reduce injury risks and improve runner safety. The aim of this study was to compare excreted forces on the foot while running on the ground and artificial turf in people with pronated and supinated feet.

Materials and Methods: The study involved 30 healthy male participants aged 20-25 years from Ardabil province, who were categorized into three distinct groups based on their foot type: 10 individuals with pronated feet, 10 with supinated feet, and a control group of 10 with neutral foot types. The determination of foot type was conducted using the navicular drop test, which assesses the height difference of the navicular bone while standing compared to a relaxed position, providing a reliable measure of foot alignment. To evaluate ground reaction forces (GRFs), a Bertec force plate was employed, allowing for precise measurements during running. The bertec force plate was located at the midway of 18 m walkway. The sampling rate was 1000 Hz. Participants were instructed to maintain a consistent running speed of approximately 3.2 m/s on both natural ground and artificial turf surfaces. The force plate recorded GRFs in three primary directions: vertical (Fz), anterior-posterior (Fy), and medio-lateral (Fx) during the heel contact phase of running. The 10 N vertical GRF was used as threshold in order to determine stance phase. The peak GRF values in three dimensions along with their time to peak was calculated for further statistical analysis. The GRF values were smoothed using 20 Hz cut of frequency. The GRF values were normalized using body weight and presented as a % body weight. The collected data were subjected to rigorous statistical analysis using software to compare GRFs across the three groups and between the two different running surfaces. Shapiro-Wilk test was used in order to determine normality of data. ANOVA tests were utilized to identify significant differences among the groups, with a significance threshold set at $p < 0.05$, ensuring that the findings were statistically robust and meaningful. All statistical analysis were performed using SPSS software. Eta squred was used to calculate effect size values. This methodology not only aimed to elucidate the impact of foot type on GRFs but also sought to provide insights into how different running surfaces influence biomechanics, ultimately contributing to a better understanding of injury prevention strategies for runners.

Results: The findings indicated that the effect of the surface factor at the moment of heel strike on the ground in the internal-external component ($P = 0.014$), the moment of heel lift

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

off the ground in the internal-external component (P = 0.028), the moment of heel strike on the ground in the vertical component of ground reaction force (P = 0.008), and the time to reach the peak of the vertical component of ground reaction force (P = 0.001) during running is significant. Pairwise comparisons showed that at the moment of heel strike on the ground in the internal-external component during running on a solid surface, there was an increase compared to running on grass. Additionally, pairwise comparisons revealed that the moment of heel lift off the ground in the internal-external component during running on grass was increased compared to running on a solid surface. Furthermore, pairwise comparisons indicated that at the moment of heel strike on the ground in the vertical component of ground reaction force during running on grass, there was an increase compared to running on a solid surface. Pairwise comparisons also showed that the time to reach the peak of the vertical component of ground reaction force during running on grass was increased compared to running on a solid surface. Specifically, individuals with pronated feet exhibited significantly greater medio-lateral GRFs at heel contact when running on natural ground compared to artificial turf. This finding suggests that the harder surface of artificial turf may reduce the lateral forces acting on the foot, potentially decreasing the risk of lateral ankle sprains. Additionally, the time taken to reach the peak of the vertical GRF component at heel contact was longer when running on artificial turf compared to natural ground. This delay may indicate a more gradual loading pattern on artificial surfaces, which could be beneficial for individuals with both pronated and supinated feet, allowing for better shock absorption and reducing the risk of abrupt force application that can lead to injuries. The findings indicated that the effect of the group factor and the interaction effect of surface and group on the values of the components of ground reaction force during the running phase were not significant ($p > 0.05$).

Conclusion: The findings of this study suggest that artificial turf may provide protective advantages for runners with both pronated and supinated feet, potentially lowering their risk of injury. By understanding the dynamics between foot type and running surface, runners can make more informed choices about their training environments, which can lead to safer and more effective running practices. This knowledge is particularly significant for runners, coaches, and healthcare professionals, as it emphasizes the importance of selecting appropriate training surfaces. For instance, individuals with pronated feet may benefit from running on artificial turf, which could help alleviate some of the risks associated with excessive lateral forces that often lead to injuries such as shin

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

splints or IT band syndrome. Similarly, those with supinated feet may find that the cushioning properties of artificial surfaces provide essential shock absorption, reducing the likelihood of stress-related injuries. Based on these results, it is advisable for runners, especially those aware of their foot type, to carefully consider the surfaces on which they train. Incorporating a variety of running surfaces, including artificial turf, can help distribute forces more evenly across the body, potentially minimizing the risk of overuse injuries. Furthermore, selecting footwear that is specifically designed to accommodate individual foot types can enhance comfort and performance, providing additional support where need. However, the study also highlights the need for further research to explore these relationships in greater depth. Future investigations should focus on understanding how different surfaces impact biomechanics across diverse populations and training regimens. This research could lead to the development of targeted interventions aimed at injury prevention, ultimately enhancing the safety and effectiveness of running as a physical activity. By continuing to study these dynamics, the running community can better equip athletes with the knowledge and tools necessary to maintain their health and performance over time. However, further studies were needed in order to better determine the effect of surface levels on running mechanics in in individuals with different foot types.

Keywords: Ground reaction forces, Running, Supinated foot, Pronated foot

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

مقدمه

دویدن یکی از اصلی‌ترین حرکت انجام شده توسط انسان بوده، و به دلیل قابلیت دسترسی بالا و کم هزینه بودن طرفداران فراوانی دارد، متأسفانه، مشارکت زیاد در این فعالیت ها با شیوع زیاد صدمات همراه است. فعالیت راه‌رفتن و دویدن با هدف‌های مختلف از قبیل: افزایش تحرک‌پذیری افراد، کاهش وزن و حفظ تناسب اندام، پیشرفت تعادل، رشد بیشتر استخوان‌ها وغیره انجام می‌شود (۱, ۲). با این وجود آسیب در این فعالیت‌ها بسیار بالاست، در بررسی مطالعات مختلف اپیدمیولوژیک، گزارش شده است که تقریبا ٦٠٪ از دوندگان هر ساله صدمات بیش از حد را متحمل می‌شوند (۳). از عوامل ایجاد آسیب و یا حتی ناهنجاری‌ها می‌توان: سفتی زمین، کیفیت زمین و اصطکاک بین سطح و کفش را نام برد (٤)، گزارش شده است که بیشتر ناهنجاری‌ها در اندام تحتانی رخ می‌دهد، که از این ناهنجاری‌ها می‌توان به عارضه‌های پای پرونیت و سوپینیت اشاره کرد (۵).

حرکات پرونیشن و سوپینیشن در مفصل سابتالار به پا اجازه می‌دهد تا در هنگام برخورد با زمین نیروها را جذب و کاهش دهد. درست بعد از برخورد پا با زمین، پرونیشن در مفاصل قاپی-پاشنه‌ای، مفاصل میدتارسال را باز می‌کنند و به پای اجازه می‌دهد تا نیرو را جذب کرده و با سطوح ناهموار تطبیق یابد. در هنگام جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در مچ پا چرخش خارجی انجام می‌شود. این فرایند موجب یکپارچه شدن پا همانند یک اهرم می‌شود که برای پیشروی مناسب است (٦, ۷). به طور کلی اعتقاد بر این است در راه‌رفتن و دویدن، کم بودن قوس پا هنگام برخورد پا با زمین می‌تواند پرونیشن را بیشتر کند و همچنین گود بودن قوس پا می‌تواند سوپینیشن را بیشتر نماید که هرکدام در نوبه‌ی خود موجب آسیب می‌شوند (۸) ناهنجاری و مشکلاتی که می‌تواند در پی پرونیشن ایجاد شوند شامل کاهش تحرک‌پذیری سابتالار، جذب ناقص نیروهای عکس‌العمل زمین و جذب ضعیف ضربه برخورد می‌باشد (۹). پرونیشن پا عارضه‌ای است که باعث کاهش قوس طولی داخلی پا شده که همراه با افت بیشتر از ٦ درجه اورژن استخوان ناوی در سطح داخلی پا است. پای سوپینیت در افراد باعث کاهش قوس استخوان ناوی به کمتر از ٤ میلی‌متر می‌شود (۱۰)، این افراد دچار بسیاری از ناکارآمدی های بیومکانیکی در پا و مچ پا هستند (۱۱)، که این بی‌نظمی‌ها می‌تواند باعث درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی، کشیدگی عضلات همسترینگ و چهارسرران شود (۱۲, ۱۳)، یک فرد دارای پای سوپینت با قوس پای زیاد ممکن نیست بتواند با سطح سازگار شود، که این نیازمند ساختارهای اسکلتی عضلانی اطراف، برای حفظ ثبات و تعادل می‌باشد (١٤) و همچنین یک فرد دارای پای پرونیت زیاد نیز ممکن است نیاز بیشتری را به سیستم عصبی عضلانی برای تثبیت پا و حفظ موضع قائم داشته باشد (۱۵). بنابراین، دوندگان بایستی نسبت به کاهش بارهای ناخواسته در حین دویدن و کاهش خطر آسیب دیدگی، اقدام کنند (١٦). گزارش شده است که انسان استحکام پایش را زمانی که بر روی سطوح مختلف در حال دویدن است، سازگار می‌کند تا مکانیک دویدن را حفظ کند (۱۷). بارها و فشارهای کف پایی به طور گسترده‌ای برای ارزیابی خطرات آسیب مورد استفاده قرار می‌گیرند (۱۸). بسیاری از مطالعات نیروها و فعالیت الکتریکی عضلات را هنگام دویدن و انجام حرکات ورزشی خاص در سطوح مختلف سطح زمین، چمن طبیعی و چمن مصنوعی در افراد سالم مورد بحث قرار داده‌اند (۱۹, ۲۰). یک مطالعه نشان داده است که مشارکت ورزشی در سطوح مصنوعی با افزایش بروز صدمات بیش از حد در افراد سالم همراه بوده است (۲۱). یکی از علل بروز آسیب می‌تواند افزایش سختی مکانیکی مرتبط با این سطوح باشد (۲۲, ۲۳). برای درک بهتر ارتباط بین سطوح ورزشی و وقوع آسیب، آگاهی از اثر بیومکانیکی تغییر سطح

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

ضروری است. خصوصیات سطح و تغییرات بیومکانیکی مرتبط ممکن است یک عامل مهم در ارتباط با تکرار آسیب و شدت آن باشد (۱۸). سطوح جدید ورزشی برای بهبود کارایی، فراهم آوردن زمین‌های طبیعی‌تر و با ویژگی‌های چمن طبیعی برای کاهش صدمات تولید و به بازار عرضه شده است (۲٤). بررس اینکه آیا نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین و چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و سوپینیت متفاوت است می تواند بحث برانگیز باشد به طوری که این مسئله می‌تواند برای محققان و متخصصان علوم ورزش اهمیت زیادی داشته باشد، زیرا افراد با پای پرونیت و سوپینیت ممکن است نیاز به تغییرات در سطح زمین و چمن مصنوعی داشته باشند تا از آسیب‌های احتمالی جلوگیری کنند. بررسی نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین و چمن مصنوعی می‌تواند به بهبود تمرینات ورزشی افراد با پای پرونیت و سوپینیت کمک کند و به آن‌ها کمک کند تا از آسیب‌های ورزشی جلوگیری کنند. بنابراین هدف از این مطالعه مقایسه نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و پای سوپینیت می‌باشد.

روش‌شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری پژوهش حاضر را مردان دارای پای پرونیت و سوپینیت و سالم استان اردبیل تشکیل دادند. نمونه‌ها توسط پزشک متخصص ارتوپدی معاینه و افراد دارای پای پرونیت و سوپینیت جهت انجام مطالعه به آزمونگر معرفی شدند. نمونه آماری به تعداد ۳۰ نفر با دامنه سنی ۲۵-۲۰ سال به روش نمونه‌گیری دردسترس انتخاب و در مطالعه حاضر شرکت کردند. برای تعیین حداقل تعداد نمونهٔ این پژوهش، از نرم‌افزار آماری برآورد حجم نمونه با توان آزمونی ۹۰٪ و سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد که تعداد حداقل ۱۰ نفر برای هر گروه تعیین شد (۲۵). نمونه‌های آماری در سه گروه قرار گرفتند. تعداد ۱۰ نفر در گروه پای پرونیت، ۱۰ نفر در گروه پای سوپینیت و گروه سوم که ۱۰ نفر هستند به‌عنوان گروه کنترل قرار گرفتند. شرایط ورود به مطالعه، با توجه به شرایط مطالعه افراد سالم، کف پای پرونیت و کف پای سوپینیت بود. شرایط خروج از مطالعه، داشتن هرگونه آسیب تروماتیک، سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی و اختلاف طول اندام تحتانی یا بدشکلی حاد ارتوپدیکی بود. همچنین در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی در نظر گرفته شده است، و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1400.022 دریافت شده است.

از روش افتادگی استخوان ناوی برای تقسیم‌بندی گروه‌ها استفاده شد (۲٦). به همین جهت از آزمودنی خواسته شد روی صندلی نشسته و پای خود را در حالت بی وزنی قرار دهد. در این حالت فاصله بین برجستگی استخوان ناوی تا کف‌پای فرد اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد در حالت ایستاده قرار گیرد و وزن خود را روی دو پا به طور مساوی تقسیم کند. در این حالت نیز ارتفاع استخوان ناوی تا کف‌پا اندازه‌گیری شد. درصورتی که اختلاف اندازه این دو حالت بین ۹-۵ میلی‌متر باشد، فرد دارای پای طبیعی و اگر۱۰ میلیمتر و بیشتر از آن باشد فرد دارای کف‌پای صاف است (۲٦). همچنین زاویه پرونیشن پا از طریق اندازه‌گیری زاویه والگوس پاشنه (زاویه پشت پا) جهت تشخیص آزمودنی با پای پرونیت اندازه‌گیری شد. به این صورت که خط میانی یک سوم تحتانی پشت ساق‌پا و خط میانی پشت‌پا (پاشنه) در وضعیت خوابیده به حالت دمر رسم شد، سپس در حالت ایستاده و تحمل وزن زاویه تشکیل شده بین این دو خط با گونیا-

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

متر اندازه‌گیری شد (۲۷). آزمودنی‌ها زمانی وارد آزمون می شدند که یکی از عارضه‌ها (در گروه کف پای پرونیت یا سوپنیت) در دو پای فرد تشخیص داده می‌شد. اما جهت انجام آزمایش از پای برتر آزمودنی استفاده می شد به طوری که فرد باید پای برتر خود را در مرکز صفحه نیرو قرار می داد. هر فرد تکلیف دویدن را در مسیر ۱۵ متری بدون استفاده از هیچ کفش یا پا پوشی انجام دادند تا داده های نیروی عکس‌العمل پای برتر آن‌ها ثبت شود. الگوی دویدن آزمودنی‌ها پاشنه پنجه بود. هنگامی که صحفه نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف واقع شد یا تعادل آزمودنی دچار اختلال شد کوشش دویدن باید دوباره تکرار می‌شد (۲۸). **بنابراین هر آزمودنی** مسیر ۱۵ متری را سرعت ثابت ۳/۲ m/s به صورت سه تریال صحیح پاشنه – پنجه یک بار روی سطح زمین و بار دیگر روی چمن مصنوعی دویدند (۲۹). جمع‌آوری داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از طریق دستگاه صفحه‌نیرو برتک با فرکانس نمونه برداری برابر ۱۰۰۰هرتز انجام گرفت. داده‌های نیروی زمین با استفاده از یک فیلتر باترورث با برش فرکانسی برابر ۲۰ هرتز هموار شدند. فاز اتکای به عنوان فاصله تماس پاشنه ی پا با زمین(شروع Fz>20N) تا بلند شدن پنجه ی پا از زمین (Fz <20 N) تعیین گردید. بنابراین مشخص شد که مرحلهٔ استقرار، زمانی است که پا کاملاً با زمین در تماس است و این بخش به دو قسمت تماس پاشنه و هل‌دادن پا از زمین تقسیم می‌شود (۳۰). نیروی عکس‌العمل زمین در محورهای عمودی (Z)، قدامی-خلفی (Y) و داخلی خارجی (X) ثبت شد. محور Z در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای مرحله‌های تماس پاشنه پا (FZ_{HC}) و هل‌دادن (FZ_{PO}) گزارش شد. نیروی عکس‌العمل زمین در محور Y برای مرحلهٔ تماس پاشنه و هل‌دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) و در محور X برای مرحلهٔ تماس پاشنه و هل‌دادن (FY_{PO} و FY_{HC}) نیز گزارش شد (۳۰):

محاسبهٔ گشتاور آزاد مطابق با مختصات نیروی واکنش‌گرا، (Y) در جهت قدامی-خلفی، محور عمودی (Z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (X) نیروهای داخلی-خارجی است. بنابراین، اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله می‌کند. برعکس، اوج منفی گشتاور آزاد در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌کند. محاسبه FM به اجزای نیرو (FY،FX و FZ) بنابراین گشتاور آزاد با فرمول زیر به دست می‌آید (۳۱):

$$FM=MZ-FY(COPX)+FX(Copy)$$

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپیرو- ویلک مورد تأیید قرار گرفت. از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت مقایسه سه گروه داده‌ها طی شرایط سطح زمین و سطح چمن استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر از مقادیر مجذور اتا استفاده شد (۳۲)

یافته‌ها

اطلاعات دموگرافی آزمودنی‌ها در سه گروه افراد سالم، افراد دارای پای پرونیت و افراد دارای پای سوپنیت مورد بررسی قرار گرفت این اطلاعات شامل سن، قد و وزن بودند. نتایج نشان داد که آزمودنی‌ها از لحاظ اطلاعات دموگرافی اختلاف معنی‌داری ندارند (جدول ۱).

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی ها در سه گروه افراد سالم، افراد دارای پای پرونیت و افراد دارای پای سوپنیت

مشخصات	سالم	پرونیت	سوپنیت	مقدار-P
سن (سال)	۲۲/۳۰ ± ۳/۸۳	۲۰/۹۱ ± ۲/۶۰	۲۰/۱۶ ± ۲/۲۳	۰/۳۴۳
قد (متر)	۱۷۸/۵۰ ± ۳/۴۷	۱۷۹/۹۱ ± ٤/٦٦	۱۸۰/٥٤ ± ٤/۲۲	۰/۷۱۷
وزن (کیلوگرم)	۷۹/۲۲ ± ۱٤/۳٥	۷٦/۰۰ ± ۱۸/٥۷	۷۰/٥٦ ± ۷/۷۳	۰/۳۸۸

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل سطح در لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی-خارجی (P=۰/۰۱٤)، لحظه جداشدن پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی-خارجی (P = ۰/۰۲۸) لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه عمودی نیروی عکس-العمل زمین (P=۰/۰۰۸) و زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (P=۰/۰۰۱) طی دویدن معنادار است. مقایسه جفتی نشان داد که در لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی-خارجی طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با سطح چمن افزایش‌یافته است. مقایسه جفتی نشان داد که لحظه جداشدن پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی-خارجی طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش‌یافته است. همچنین مقایسه جفتی نشان داد که در لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش‌یافته است. مقایسه جفتی نشان داد که در زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش‌یافته است. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه و اثر تعاملی سطح و گروه در مقادیر مؤلفه‌های دامنه نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز دویدن معنادار نمی‌باشد (p>۰/۰٥) (جدول ۲).

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

جدول ۲. مقایسه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در سطح زمین و سطح چمن در بین سه گروه سالم، پای پرونیت و سوپینیت

متغیرها	گروه سالم		گروه پای پرونیت		گروه پای سوپنیت		اثر عامل: سطح	اثر عامل: گروه	اثر تعاملی: سطح × گروه
	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن	سطح زمین	سطح چمن			
FX_{HC} (%B. W)	۹/۰۹ ± ٦/۸۰	۹/۲۰ ± ٥/۸۱	۱۰/۰٤ ± ۷/۸۰	۷/۸۹ ± ۷/۲۹	۱۰/۰۳ ± ٦/۲٥	۷/۳۰ ± ٦/۲۰	❋ ۰/۰۱٤ (۰/۰۸٤)	۰/۹٦۳ (۰/۰۰۱)	۰/۱٦۳ (۰/۰٥۱)
FX_{PO} (%B. W)	۱۳/٥۱ ± ۱۰/٥۱	۱۳/۲٥ ± ۸/۳٥	۱٤/۹۹ ± ۱۰/٦٥	۱۰/۷۹ ± ۷/۱۲	۱٤/٤۷ ± ۱۲/۲۲	۱۳/٤۳ ± ۹/۳٥	❋ ۰/۰۲۸ (۰/۰٦۸)	۰/۹۲٤ (۰/۰۰۲)	۰/۱۲۱ (۰/۰٥۹)
FY_{HC} (%B. W)	۳۱/۳۰ ± ۱۹/۱۳	۳۲/۸٦ ± ۲۱/٤۰	۳۳/۱۳ ± ۲۰/۲۰	۳۱/۲٦ ± ۲۳/۳۳	۳۱/۹٦ ± ۲۱/۹۱	۳۱/۳۹ ± ۱۹/۱۹	۰/۸۱۰ (۰/۰۰۱)	۰/۹۹٦ (۰/۰۱۹)	۰/٥۲۱ (۰/۰۱۹)
FY_{PO} (%B. W)	۲۰/۳۱ ± ۱۲/۳۰	۲۰/٦۱ ± ۱٥/۰۹	۲۱/۰۳ ± ۱۲/۳۷	۱۹/٥٤ ± ۱۳/۲۲	۲۰/٦۰ ± ۱۲/٤۲	۲۰/٤۸ ± ۱۲/۱٤	۰/٦٥۷ (۰/۰۰۳)	۰/۹۹۷ (۰/۰۰۱)	۰/۷۰۸ (۰/۰۰۸)
FZ_{HC} (%B. W)	± ۸۲/٦٤ ۱۲۹/۳۰	± ۸٦/۹۹ ۱٦٥/۰٥	۱٦۰/٥٥ ± ۱۰۰/۰۱	۱٦٥/۰٥ ± ۸٦/۹۹	۱٤۲/۲۸ ± ۹۰/٦۸	۱٦۱/۳۷ ± ۷۸/۸٤	❋ ۰/۰۰۸ (۰/۰۹۹)	۰/۷۹۳ (۰/۰۰۷)	۰/۲۲٦ (۰/۰٤۲)
FZ_{PO} (%B. W)	± ۱۳٦/٤۹ ۲٥۳/۸٤	± ۱٤۱/۱٥ ۲٥۹/۳۸	۲٥۱/۸۰ ± ۱۳۱/۷٦	۲٥٥/٦۹ ± ۱۳٦/۳٥	۲٤۷/٦٤ ± ۱۳٦/۷۸	۲٦۱/۲۱ ± ۱٤۰/۷۲	۰/۰۹۳ (۰/۰٤۰)	۰/۹۹۷ (۰/۰۰۱)	۰/٦٤٥ (۰/۰۱۳)
Fm max	٤/۲٥ ± ۲/۰۳	٤/٤۲ ± ۲/۳۹	٥/۲۹ ± ۲/۹٦	٤/۷۲ ± ۲/۳۰	٥/۹٥ ± ۳/۳۰	٥/۱٤ ± ۲/۰۷	۰/۲۷۸ (۰/۰۱۷)	۰/۱۲٤ (۰/۰٥۹)	۰/٥۲٦ (۰/۰۱۸)
Fm min	−۳/٥٥ ± ۲/۳۰	−٤/۰۱ ± ٦/۱٦	−۳/٦۸ ± ۲/۳٤	−۳/۰۰ ± ۱/۸٤	−۳/۸۰ ± ۲/۸٥	−٥/۰۸ ± ۸/٥۹	۰/٦۰۳	۰/٥۹٥	۰/٤۹٤

								(۰/۰۰٤)	(۰/۰۱۵)	(۰/۰۲۰)
TTP FZ_{HC}	۱۹/۱٦ ± ۱۵/۰۲	۲۹/۲۹ ± ۱٤/٤۰	۲٦/۲۰ ± ۲٤/۵٤	۳۱/٦۸ ± ۱۵/۳٤	۱۹/۹۳ ± ۱٤/۸۸	۳۲/۲۲ ± ۱٤/٦۹	* ۰/۰۰۱ (۰/۱۹۷)	۰/٤۹۹ (۰/۰۲۰)	۰/٤۵۷ (۰/۰۲۲)
فاز اتکا	± ۱۰۸/۲٤ ۳٦۹/۵۳	± ۵٤/۵۵ ۳۱۷/٤۱	۳٤۱/۳٦ ± ۲۲/٦٤	۳۳۲/۱۱ ± ٤۷/۷۰	٤۰۷/۸۹ ± ٦٦/۱۷	۳٦۲/۱۰ ± ۷۱/٤۲	۰/۰۵۹ (۰/۱٦۰)	۰/۱٤۵ (۰/۱٦۸)	۰/۵۸۰ (۰/۰۵۱)

نکات: FX_{HC}: محور داخلی–خارجی مرحلهٔ تماس پاشنه، FY_{HC}: محور قدامی –خلفی مرحلهٔ تماس پاشنه، FZ_{HC}: نیروی عمودی زمین مرحله تماس پاشنه پا، FX_{PO}: محور داخلی –خارجی مرحلهٔ هل‌دادن، FZ_{PO}: نیروی عکس‌العمل زمین برای مرحله هل‌دادن، FY_{PO}: محور قدامی– خلفی مرحلهٔ هل‌دادن، $TTP\ FZ_{HC}$: زمان رسیدن به اوج محور عمودی مرحله تماس پاشنه، FM Max: گشتاور آزاد اوج مثبت، FM Min: گشتاور آزاد اوج منفی: %B. W درصدی از وزن بدن (نرمال‌سازی) و $P<۰/۰۵$

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

بحث و نتیجه‌گیری

هدف محقق از انجام این تحقیق، مقایسه نیروهای وارده بر پا طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با چمن مصنوعی در افراد با پای پرونیت و پای سوپینیت بود.

نتایج نشان داد که هنگام لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی–خارجی طی دویدن بر روی سطح زمین در مقایسه با سطح چمن افزایش یافته است. بعلاوه در لحظه جداشدن پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی–خارجی، لحظه برخورد پاشنه پا با زمین در مؤلفه عمودی و زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش یافته است ($P <$ ۰/۰۵). متغیر مؤلفه داخلی–خارجی نشان دهنده میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی–خارجی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا در ارتباط است (۳۳). با توجه به این که طی دویدن بر روی چمن مصنوعی نسبت به سطح زمین این متغیر دچار افزایش شده است بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالاً دچار افزایش خواهد شد که این امر می‌تواند منجر به بهبود عملکرد مفصل مچ پا طی هل‌دادن شود. لحظه برخورد پاشنه پا در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان دهنده این مسئله است که چقدر در راستای عمودی بر پاشنه پا هنگام برخورد با زمین نیرو وارد می‌شود و مدت زمان رسیدن به این اوج به‌عنوان زمان رسیدن به اوج اول شناخته می‌شود. بنابراین با توجه به این که این دو متغیر افزایش معناداری داشته‌اند پس می‌توان عنوان کرد که این افزایش اگر متناسب بوده باشد می‌تواند بی‌تأثیر بوده باشد (جدول ۲). از این رو مطالعه حاضر با مطالعه منتشلو و همکاران که با هدف بررسی مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت الکتریکی عضلات مچ پا طی حرکت دویدن در ۱۵ مرد جوان با کف پای پرونیت و ۱۵ مرد نرمال انجام گرفت و اذعان داشتند که پرونیشن پا می‌تواند به‌عنوان عاملی اثرگذار بر بیومکانیک دویدن، موجب تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی خارجی و فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو داخلی و طاقی طی حرکت دویدن می شود (۳٤) همراستا می‌باشد. همچنین در مطالعه‌ای دیگر محمدپناه و همکاران در پژوهشی با عنوان اثر جنس سطح بر نیروی برخوردی، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در فاز استقرار دویدن گزارش کردند که از لحاظ آسیب‌شناسی با توجه به حذف نیروی برخوردی، کاهش نرخ بارگذاری و جذب شوک بالا، ماسه سطح ایمن‌تری در برابر آسیب‌های مرتبط با دویدن است. علاوه بر این، از دیدگاه عملکرد تمرینی، تمرین روی سطح ماسه‌ای احتمالاً موجب بهبود عملکرد روی سطوح مسابقه‌ای سفت‌تر می‌شود (۳۵) همسو می باشد.

گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین طی فاز استقرار رخ می-دهد (۳٦). تأثیر تکنولوژی چمن مصنوعی بر روی گشتاور آزاد کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. علیرغم این، شواهد نشان داده‌اند که بالا بودن دامنه گشتاور آزاد می‌تواند سبب ایجاد آسیب‌های مربوط به اندام تحتانی گردد (۳۷). گشتاور آزاد نقش مهمی در کنترل اندازه حرکت زاویه‌ای بدن در صفحه عرضی بدن دارد (۳۷) علاوه‌بر این، گشتاور آزاد نقش مهمی در ایجاد استرس فراکچر تیبیا دارد (۳٦). بیان شده است که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دویدن دارد (۳٦). همچنین طی مطالعات گذشته بیان شده

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

است که می‌توان از شاخص گشتاور آزاد به‌عنوان یک شاخص جهت تشخیص میزان آسیب شکستگی فشاری و نیروهای پیچشی وارده به اندام تحتانی از طریق زمین، ناشی از خستگی در استخوان درشت نی طی فاز اتکا دویدن در زنان ورزشکار باشد (۳۶, ۳۷). با این وجود در این مطالعه تفاوت معناداری در گشتاور آزاد مشاهده نشد (جدول ۱).

در الگوی راه‌رفتن پاشنه-پنجه، چرخه راه‌رفتن شامل مراحل اتکا و تاب دادن است. تناوب‌های اتکای یک طرفه (یک پا روی زمین است) با یک مرحله حمایت دوگانه از هم جدا می‌شود (۳۸). در راه‌رفتن نسبت مرحله اتکا با تاب دادن (بر عکس دویدن) ۶۰ به ۴۰ است. البته میزان دقیق آن به سرعت راه‌رفتن بستگی دارد. یعنی با افزایش سرعت، از مرحله اتکا کم شده و به مرحله تاب دادن افزوده می‌شود. که این افزایش و کاهش در راه‌رفتن می‌تواند فعالیت الکترومایوگرافی و نیروهای عکس‌العمل زمین را تحت تاثیر دهد. اما این نکته را هم باید ذکر کرد هرچقدر زمان اتکا هنگام راه‌رفتن افزایش پیدا کند می‌تواند با کاهش نرخ بارگذاری هنگام راه‌رفتن همراه باشد (۳۸). نرخ بارگذاری عمودی مقیاسی از ضربه است که به بدن منتقل می‌شود و با آسیب‌های مختلف مرتبط می‌باشد (۳۹). از آنجایی که یکی از عواملی که می تواند متغییر های بیومکانیکی را تحت تاثیر قرار دهد پروتکل‌های مرتبط با خستگی است، این مطالعه در حقیقت به مقایسه سطح در افراد سالم، دارای پای پرونیت و سوپنیت پرداخته است و خستگی را مورد ارزیابی قرار نداده است. بنابراین برای مطالعات آینده پیشنهاد می شود که بررسی پروتکل‌های خستگی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی طی دویدن جزء متغییرهای مورد بررسی محققین و پژوهشگران قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

باتوجه‌به افزایش لحظه برخورد پاشنه پا در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین می‌توان عنوان کرد که این افزایش اگر متناسب بوده باشد می‌تواند بی‌تأثیر بوده باشد. همچنین در لحظه جداشدن پاشنه پا با زمین در مؤلفه داخلی-خارجی در طی دویدن در افراد دارای پای پرونیت بر روی چمن در مقایسه با سطح زمین افزایش‌یافته بود. این افزایش با سوپنیشن همراه است که می‌تواند یک مکانیسم جبرانی برای افراد دارای پای پرونیت باشد؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از سطح چمن مصنوعی می‌تواند موجب بهبود ریسک فاکتورهای آسیب در افراد دارای عارضه پای پرونیت و سوپنیت شود.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد.

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

References

1. Khademi-Kalantari K, Rahimi F, Hosseini SM, Baghban AA, Jaberzadeh S. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking: A voluntary response evaluation. Journal of bodywork and movement therapies. 2017;21(3):605-11. doi:10.1016/j.jbmt.2016.09.009
2. Duvall J. Enhancing the benefits of outdoor walking with cognitive engagement strategies. Journal of environmental psychology. 2011;31(1):27-35. doi:10.1016/j.jenvp.2010.09.003
3. Van Mechelen W. Running injuries. Sports medicine. 1992;14(5):320-35. doi:10.2165/00007256-199214050-00004
4. Jafarnezhadgero A, Piran Hamlabadi M, Naderpour M, Khodabakhsh Dizaj M. Effect of Sport Shoe Weight on Gait Kinetics in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Walking. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023;11(6):850-63. doi.10.32598/SJRM.11.6.1
5. Jafarnezhadgero A, Givi AM, Hamlabadi MP, Sajedi H, Zago M. Muscle activation while running on the ground compared to artificial turf in males with pronated and supinated feet. Gait & Posture. 2024;107:306-11. doi.10.1016/j.gaitpost.2023.10.020
6. Fong DT, Lam M-H, Lao ML, Chan CW, Yung PS, Fung K-Y, et al. Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2008;3(1):1-7. doi:10.1186/1749-799x-3-7
7. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. Clinical Biomechanics. 2006;21(10):1074-80. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.06.007
8. Emami S, Jafarnezhadgero A, Hamlabadi MP. The Effect of Knee Orthosis on Co-contraction Values of Knee and Ankle Muscles During Running in People with Knee Deformity in the Frontal Plane. Iranian Journal of Rehabilitation Research. 2022;8(4):76-87. doi.10.22034/IJRN.8.4.76
9. Jafarnezhadgero AA, Hamlabadi MP, Anvari M, Zago M. Long-term effects of shoe mileage on knee and ankle joints muscle co-contraction during walking in females with genu varus. Gait & Posture. 2021;89:74-9. doi.10.1016/j.gaitpost.2021.07.004
10. Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
11. 11. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. Foot and ankle clinics. 2003;8(3):419-30. doi:10.1016/s1083-7515(03)00084-6
12. Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. Research into Spinal Deformities 6: IOS Press; 2008. p. 231-9. doi. 10.3233/978-1-58603-888-5-231
13. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. The Journal of Foot and Ankle Surgery. 2005;44(2):78-113. doi.10.1053/j.jfas.2004.12.001
14. Franco AH. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. Physical therapy. 1987;67(5):688-94. doi:10.1093/ptj/67.5.688
15. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.
16. Hong Y, Wang L, Li JX, Zhou JH. Comparison of plantar loads during treadmill and overground running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012;15(6):554-60. doi:10.1016/j.jsams.2012.01.004
17. Lorini G, Bossi D, Specchia N. The concept of movement prior to Giovanni Alfonso Borelli. Cappozo A. 1992. doi.10.2165/00007256-199418020-00005
18. Ford KR, Manson NA, Evans BJ, Myer GD, Gwin RC, Heidt Jr RS, et al. Comparison of in-shoe foot loading patterns on natural grass and synthetic turf. Journal of Science and Medicine in Sport. 2006;9(6):433-40. doi:10.1016/j.jsams.2006.03.019
19. Dixon S, Stiles V. Impact absorption of tennis shoe-surface combinations. Sports Engineering. 2003;6(1):1-9. doi:10.1007/bf02844155

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]

20. Tillman M, Fiolkowski P, Bauer J, Reisinger K. In-shoe plantar measurements during running on different surfaces: Changes in temporal and kinetic parameters. Sports Engineering. 2002;5(3):121-8. doi:10.1046/j.1460-2687.2002.00101.x
21. Pine D. Artificial vs natural turf: injury perceptions fan the debate. The Physician and Sportsmedicine. 1991;19(8):125-8. doi:10.1080/00913847.1991.11702235
22. Andréasson G, Peterson L. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. Journal of Applied Biomechanics. 1986;2(3):202-9. doi:10.1123/ijsb.2.3.202
23. Torg JS, Quedenfeld TC, Landau S. The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries. The Journal of sports medicine. 1974;2(5):261-9. doi:10.1177/036354657400200502
24. Zarei M, Rahmani N. Comparison of Risk of Injury on Artificial Turf and Grass among Young Football Players. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2017;12(6):324-31. doi. 10.22122/JRRS.V12I6.2814
25. Kiefer AW, Kushner AM, Groene J, Williams C, Riley MA, Myer GD. A commentary on real-time biofeedback to augment neuromuscular training for ACL injury prevention in adolescent athletes. Journal of sports science & medicine. 2015;14(1):1.
26. Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. Foot & ankle. 1987;7(5):285-9. doi:10.1177/107110078700700504
27. Nejati P, Forugh B, Kuhpayezade J, Moeineddin R, Nejati M. Effects of foot orthoses on knee pain and function of female athletes with patellofemoral pain syndrome. ZUMS Journal. 2009;17(66):49-60.
28. Jafarnezhadgero AA, Hamlabadi MP, Sajedi H, Granacher U. Recreational runners who recovered from COVID-19 show different running kinetics and muscle activities compared with healthy controls. Gait & Posture. 2022;91:260-5. doi.10.1016/j.gaitpost.2021.11.002
29. Latour E, Latour M, Arlet J, Adach Z, Bohatyrewicz A. Gait functional assessment: Spatio-temporal analysis and classification of barefoot plantar pressure in a group of 11–12-year-old children. Gait & posture. 2011;34(3):415-20. doi.10.1016/j.gaitpost.2011.06.013
30. Piran Hamlabadi M, Jafarnezhadgero AA. Effect of Simple and Sensori Thoracolumbosacral Braces on Gait Kinetics in Low Back Pain Patients. Journal of Gorgan University of Medical Sciences. 2022;24(1):53-9.
31. 31. Hamlabadi MP, Jafarnezhadgero AA. Effects of Two Types of Simple and Sensor Thoracolumbosacral Braces on Ground Reaction Force Components during Walking in Males with Kyphosis. Journal of Gorgan University of Medical Sciences. 2022;24(3):59-64.
32. Chin WW. Commentary: Issues and opinion on structural equation modeling. JSTOR; 1998.
33. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41. doi:10.1016/j.jelekin.2018.01.006
34. Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghitazji M. Comparison of Ground Reaction Forces and Muscles Electrical Activity of the Ankle during Running in Young Men with Pronation and Normal Foot. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2017;16(4):353-64. doi. 20.1001.1.17353165.1396.16.4.6.4
35. Mohamadpanah M, Hoseininejad SE, Salari Esker F. Effect of Surface Type on Impact Force, Loading Rate, and Free Moment during Stance Phase of Running. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021;10(2):234-45. doi.10.22037/jrm.2020.113485.2377
36. Hallemans A, Ortibus E, Truijen S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. Research in developmental disabilities. 2011;32(6):2069-74. doi:10.1016/j.ridd.2011.08.017
37. Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. Experimental brain research. 2004;155(2):173-85. doi:10.1007/s00221-003-1714-z
38. Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait & posture. 1998;7(1):77-95. doi:10.1016/s0966-6362(97)00038-6
39. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2011;4(1):57-75. doi:10.1016/j.jmbbm.2010.09.006

[Downloaded from system.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1404.23.29.4.0]