

Research Paper



Effects of Sports Surface Stiffness on Time–Frequency Features of Vertical Ground Reaction Forces During Hopping

*Abbas Farjad Pezeshk¹, Heydar Sadeghi², Zahra Mousavi Rineh¹

1. Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Department of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

2. Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Department of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Farjad Pezeshk A, Sadeghi H, Mousavi Rineh Z. Effects of Sports Surface Stiffness on Time–Frequency Features of Vertical Ground Reaction Forces During Hopping. *Journal of Sport Biomechanics*.2026;12(2):210-222. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.210>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.210>



Article Info:

Received: 29 November 2025

Accepted: 11 December 2025

Available Online: 12 December 2025

Keywords:

Sports surface, Ergonomics, Force frequency, Ground reaction force

ABSTRACT

Objective The mechanical interaction between the human body and sports surfaces plays a critical role in maintaining functional stability and minimizing mechanical load. This study ergonomically examined sports surface stiffness within the typical indoor range (300–500 kN/m) and its influence on lower-limb mechanical behavior during a cyclic hopping task.

Methods Thirty male athletes with similar training backgrounds performed hopping across four stiffness conditions. Vertical ground reaction force (vGRF) data were collected using a force plate and analyzed via Fast Fourier Transform (FFT). Peak force, median frequency, and the 99.5% frequency components of the vGRF were compared across surfaces using repeated-measures ANOVA with Bonferroni-adjusted post hoc tests ($\alpha = 0.05$).

Results Median frequency on the force plate was significantly higher than on all other surfaces ($p < 0.001$; large effect size $\eta^2 = 0.437$). The 99.5% frequency was greatest on the 500 kN/m surface ($\eta^2 = 0.348$), although the 300 kN/m surface did not differ from the force plate ($p > 0.05$). Conversely, peak vGRF was lowest on the 500 kN/m surface ($p < 0.001$; very large effect size $\eta^2 = 0.654$).

Conclusion The 300 kN/m surface produced more favorable force-frequency characteristics, whereas the 500 kN/m surface reduced mechanical loading. Overall, a stiffness range between 300 and 500 kN/m may provide an optimal balance between minimizing potentially injurious loading in both time and frequency domains. These findings offer practical guidance for the ergonomic design of sports flooring and training environments.

* Corresponding Author:

Abbas Farjad Pezeshk

Address: Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Department of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

E-mail: Abbas.Farjad@birjand.ac.ir

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2026 The Author(s). *Journal of Sport Biomechanics* published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

The design of sports environments requires careful integration of ergonomic principles to enhance safety, performance, and athlete well-being. Among the mechanical properties of sports surfaces, stiffness is particularly influential, as it shapes the biomechanical responses of the lower limbs during dynamic activities. Previous studies have documented athletes' adaptive strategies in modulating leg stiffness in response to surface compliance, which affects energy transfer, neuromuscular control, and injury risk (1–4). However, inconsistencies remain in the literature regarding the influence of stiffness values typical of commercial sports flooring (200–500 kN/m), which may be insufficient to induce substantial biomechanical changes (9,12). Experimental studies using much softer surfaces (<100 kN/m) have shown pronounced alterations in leg stiffness and energy dynamics, but the ecological relevance of these findings for real-world sports settings is limited. To address these gaps, the present study investigated how variations in surface stiffness within the common indoor range (300–500 kN/m) affect lower-limb mechanical responses. Specifically, the study examined whether stiffness changes within this practical range produce measurable differences in ground reaction force (GRF) characteristics during hopping. Emphasis was placed on frequency-domain features of the vertical GRF, given their emerging relevance in identifying loading patterns associated with performance demands and injury mechanisms. The overarching goal was to generate evidence-based ergonomic recommendations for the design of sports surfaces that optimize both safety and functional performance in recreational and competitive environments.

2. Methods

A repeated-measures experimental design was used to evaluate the effects of surface stiffness on vertical ground reaction forces during hopping. Prior to data collection, statistical power analysis was performed using G*Power 3.1 to determine the required sample size for repeated-measures ANOVA. Assuming a medium effect size ($f = 0.25$), $\alpha = 0.05$, and statistical power of 0.80, a sample of 30 participants was deemed adequate, yielding an actual power of 0.82. Thirty male physical education students aged 20–30 years, each with at least five years of regular training experience, were recruited through purposive sampling. Inclusion criteria required participation in a minimum of three training sessions per week to ensure consistent physical conditioning. Exclusion criteria included recent musculoskeletal injury, neurological disorders, or unwillingness to complete the protocol. The experimental surface consisted of a two-layer structure: a 5-mm wooden parquet top layer (50 × 50 cm) mounted on a 20-mm compressed wood base. To simulate resilient sports flooring, four to six steel springs (50 and 100 kN/m stiffness, constructed from 17-7 A313 steel) were installed at the corners, enabling adjustable stiffness configurations. The platform allowed vertical displacement via linear bearings, permitting controlled manipulation of surface stiffness. Four stiffness conditions were tested: 300, 400, and 500 kN/m, along with a rigid force plate serving as the baseline condition.

Vertical ground reaction forces (vGRF) were recorded using an AMTI force plate embedded at the center of the surface. Environmental conditions—including temperature, surface texture (aside from spring configuration), and time of day—were standardized across all trials. Hopping frequency was controlled at 2.2 Hz using a digital metronome, corresponding to participants' preferred hopping frequency (2). Trials were accepted only when execution frequency remained within $\pm 2\%$ of the target. Each participant performed 30 familiarization hops on each surface, followed by 15 test hops per condition, with three-minute rest intervals between conditions. Kinetic data were filtered using a fourth-order, zero-lag Butterworth filter with a cutoff frequency of 50 Hz. Hops 6–10 from each trial were analyzed to minimize variability. Peak vGRF values were normalized to body mass. Frequency-domain analysis was performed using Fast Fourier Transform (FFT) in MATLAB 16.0, from which median frequency (Fmedian) and the frequency containing 99.5% of total signal power (F99.5) were extracted (14). Statistical comparisons across stiffness conditions were conducted using repeated-measures ANOVA ($\alpha = 0.05$). When significant main effects were identified, Bonferroni-adjusted pairwise comparisons were performed. All analyses were completed using SPSS version 25.0.

3. Results

The results presented in Figure 1 show that the force plate condition yielded the highest F_{median} (3.69 ± 0.44 Hz), which was significantly greater than all spring-based surfaces ($p < 0.001$). The 300, 400, and 500 kN/m surfaces produced lower F_{median} values (3.51 ± 0.50 , 3.48 ± 0.37 , and 3.45 ± 0.30 Hz, respectively). The highest $F_{99.5}$ values were observed at 500 kN/m (8.23 ± 3.24 Hz), indicating a greater proportion of high-frequency content in the GRF signal. In contrast, the force plate produced the lowest $F_{99.5}$ (5.86 ± 1.97 Hz). Normalized peak ground reaction forces were lowest on the 500 kN/m surface (27.92 ± 4.11 N/kg), significantly lower than those on the 300 kN/m (29.08 ± 4.44 N/kg), 400 kN/m (29.31 ± 5.06 N/kg), and force plate (31.88 ± 5.01 N/kg) conditions ($p < 0.001$) (Fig. 1). These findings indicate that the stiffest spring surface (500 kN/m) reduced peak loading while simultaneously increasing the frequency content of the GRF signal, reflecting sharper and more rapid force application. Conversely, the softest surface (300 kN/m) produced smoother, lower-frequency force patterns, which may suggest more controlled neuromechanical responses. Overall, the frequency-domain analysis demonstrated that surface stiffness meaningfully influences neuromechanical strategies during hopping. Harder surfaces elicited rapid, high-frequency loading, whereas softer surfaces promoted more distributed, lower-frequency force application. The intermediate stiffness condition (400 kN/m) appeared to balance these effects, producing moderate peak forces and frequency values.

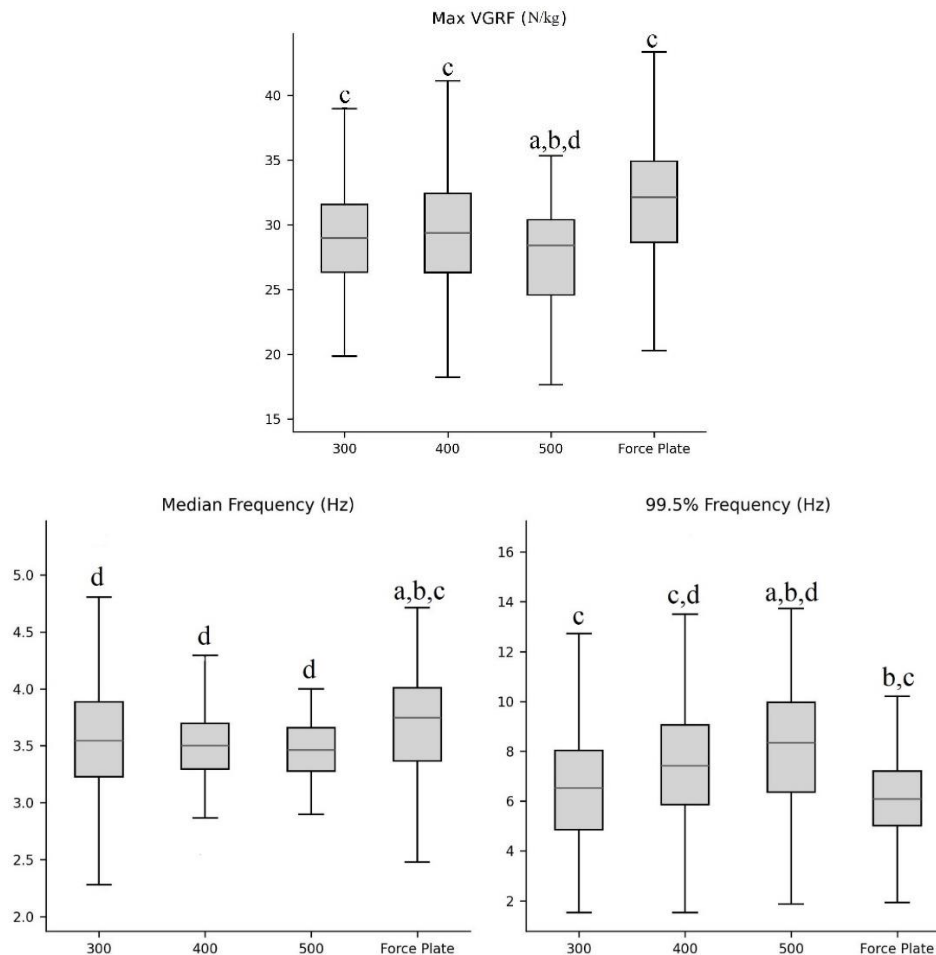


Fig. 1. Comparison of maximum force (Max vGRF), median frequency (Median frequency), and 99.5% signal power frequency (99.5% Frequency) across four different surface stiffness conditions. a: significant difference compared with 300 kN/m surface; b: significant difference compared with 400 kN/m surface; c: significant difference compared with 500 kN/m surface and d: significant difference compared with the force plate

4. Discussion

This study provides new evidence on how sports surface stiffness within the practical indoor range of 300–500 kN/m influences lower-limb biomechanics during cyclic hopping. Although many earlier studies have shown that athletes actively modulate leg stiffness to maintain center-of-mass dynamics across different surface compliances (1–4), much of this work has focused on extreme stiffness conditions that are not representative of real sports environments. The present findings demonstrate that even moderate variations in surface stiffness can measurably affect both time- and frequency-domain characteristics of vertical ground reaction forces (vGRF). The force plate, representing the stiffest and least compliant condition, produced the highest median frequency, consistent with prior work showing that rigid surfaces generate rapid force application and minimal energy absorption (4). Conversely, the highest F99.5 values were observed on the 500 kN/m spring surface, indicating sharp, high-frequency loading components. High-frequency force signals have been linked to neuromuscular responses associated with impact attenuation and potential injury mechanisms (14,15). These findings suggest that although stiffer spring surfaces reduce peak vGRF, they also induce rapid oscillatory forces that may increase neuromuscular demand. In contrast, the softest surface (300 kN/m) produced smoother, lower-frequency force patterns, aligning with earlier evidence that more compliant surfaces distribute forces over longer time intervals and promote controlled neuromechanical responses (1–3,6). Interestingly, peak vGRF was lowest—not on the softest surface—but on the 500 kN/m condition. This supports the leg–surface interaction theory, which proposes that individuals adapt ankle and lower-limb mechanics to maintain overall system stiffness when surface stiffness increases (2–4,9). Such adaptations may act as protective strategies to mitigate high-impact loading despite the surface’s stiffness.

The intermediate stiffness (400 kN/m) generated moderate peak forces and frequency-domain values, suggesting a biomechanically balanced response. Similar findings have been reported in studies on running tracks, drop jumps, and artificial flooring, where mid-range stiffness offers optimal trade-offs between loading, shock absorption, and performance (9–13). Overall, these results highlight that both very stiff and relatively soft surfaces impose distinct mechanical demands, whereas surfaces within the mid-range of 300–500 kN/m may provide an ergonomic optimum. Future research should incorporate diverse populations, explore footwear–surface interactions, and examine long-term adaptations to better understand the cumulative effects of surface stiffness on performance and injury risk.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were fully observed throughout the study. The research was conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki, and all participants provided informed consent prior to participation.

Funding

This study was financially supported by the University of Birjand through its internal research funding program.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection, data analysis and interpretation, manuscript preparation, and final approval of the submitted version.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest related to this study.

مقاله پژوهشی

تأثیر سفتی سطح ورزشی بر ویژگی‌های زمان-فرکانس نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در هنگام
هایپنگ*عباس فرجاد پزشکی^۱، حیدر صادقی^۲، زهرا موسوی‌رینه^۱

۱. دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

۲. دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and
read the article online**Citation:** Farjad Pezeshk A, Sadeghi H, Mousavi Rineh Z. Effects of Sports Surface Stiffness on Time-Frequency Features of Vertical Ground Reaction Forces During Hopping. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):210-222. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.210> <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.2.210>

چکیده

هدف: تعامل مکانیکی انسان با سطح ورزشی نقش مهمی در حفظ تعادل عملکردی و کاهش بار مکانیکی دارد. این مطالعه با هدف بررسی ارگونومیک سفتی سطح در محدوده رایج ۳۰۰ تا ۵۰۰ kN/m و تأثیر آن بر رفتار مکانیکی اندام تحتانی در رویدادهای چرخه‌ای مانند هایپنگ انجام شد.

روش‌ها: تعداد ۳۰ ورزشکار مرد با سابقه ورزشی مشابه در چهار سطح مختلف هایپنگ انجام دادند. داده‌های کینتیکی با استفاده از صفحه نیرو و تحلیل فرکانسی (FFT) پردازش شد. شاخص‌های بیشینه، فرکانس میانه و ۹۹/۵٪ نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین چهار سطح با استفاده از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی مورد مقایسه قرار گرفتند (سطح معناداری ۰/۰۵).

یافته‌ها: فرکانس میانه در صفحه نیرو به‌طور معناداری بالاتر از سایر سطوح بود ($p < 0.01$) (با اندازه اثر بالا ۰/۴۳۷ برای فرکانس میانه)، با این‌حال تفاوت معناداری بین سطوح مشاهده نشد. مقدار فرکانس ۹۹/۵٪ در سطح ۵۰۰ kN/m بیشتر از سایر سطوح بود (با اندازه اثر بالا ۰/۳۴۸ برای فرکانس ۹۹/۵٪)، با این‌حال تنها سطح ۳۰۰ kN/m افزایشی نسبت به صفحه نیرو نداشت ($p > 0.05$). از سویی بیشینه نیروی عکس‌العمل زمین در سطح ۵۰۰ kN/m کمترین مقدار را نشان داد ($p < 0.01$) (با اندازه اثر خیلی بالا ۰/۶۵۴ برای بیشینه نیروی عکس‌العمل زمین).

نتیجه‌گیری: سطح ۳۰۰ kN/m از نظر فرکانس نیرو مطلوب‌تر بود و سطح ۵۰۰ kN/m بار مکانیکی کمتری تولید کرد. با توجه به مطلب فوق سطح بینابینی ۳۰۰ تا ۵۰۰ kN/m می‌تواند تعادل بهینه‌ای میان کاهش بارهای آسیب‌رسان در حوزه زمان و فرکانس برقرار کند. این نتایج در طراحی ارگونومیک کفپوش‌های ورزشی و محیط‌های تمرینی کاربرد دارند.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۸ آذر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۰ آذر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۲۱ آذر ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

سطح ورزشی، ارگونومی،

فرکانس نیرو، نیروی

عکس‌العمل زمین

*نویسنده مسئول:

عباس فرجاد پزشکی

آدرس: دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

ایمیل: Abbas.Farjad@birjand.ac.ir

مقدمه

سفتی سطح نقش مهمی در تنظیم بیومکانیک اندام تحتانی در فعالیت‌های ورزشی پویا دارد. گزارش شده که سفتی سطوح مختلف ورزشی از پیست دومیدانی تا کفپوش‌های سالن‌های ورزشی دامنه‌ای از ۲۵۰ تا ۴۰۰ kN/m دارد (۱). تعامل بین سفتی پا و انعطاف‌پذیری سطح به‌طور گسترده بررسی شده و تأثیر آن بر عملکرد، کارایی انتقال انرژی و سازوکارهای کنترل عصبی-عضلانی مشخص گردیده است (۵-۱). ورزشکاران با توجه به ویژگی‌های مکانیکی سطح، سفتی پا را به‌صورت تطبیقی تنظیم می‌کنند تا پایداری نسبی سیستم را حفظ کرده و دینامیک مرکز جرم بدن را کنترل نمایند (۴،۳). در همین راستا کرداک و همکاران (۴) عنوان کردند که افراد در حرکت روی سطحی با سفتی کم سفتی اندام خود را افزایش می‌دهند تا دینامیک مرکز جرم در مسیر طبیعی حفظ شود. از سویی در مطالعه مک ماهون و گرین (۲) عنوان شد که تغییر در سفتی سطح از طریق تعامل با سفتی اندام می‌تواند موجب ارتقا عملکرد سرعتی و کاهش ریسک بروز آسیب شود. این راهبرد تطبیقی شامل فرآیندهای پیش‌بینی‌کننده و بازخوردی عصبی-عضلانی است که به ذخیره و بازیابی بهینه انرژی و افزایش کارایی عضلانی در حرکات ورزشی کمک می‌کند (۲، ۴، ۶).

بر اساس این مبانی بیومکانیکی، برخی مطالعات پیشنهاد کرده‌اند که تغییر در سفتی سطح می‌تواند عملکرد ورزشی را بهبود بخشیده و خطر آسیب را کاهش دهد (۸-۶). با این حال، یافته‌های تجربی در محیط‌های واقعی ورزشی همواره نتایج یکسانی نداشته‌اند. بررسی‌هایی روی پیست‌های دو (۹، ۱۰)، زمین‌های فوتسال (۱۱) و سطوح تنیس (۱۲) نشان داده‌اند که تغییرات سفتی سطح تأثیر قابل‌توجهی بر مکانیک اندام تحتانی ندارد. مبنای اثر سفتی سطح روی عملکرد انسان در سطوح دارای خاصیت ارتجاعی (مانند پیست دومیدانی) تعامل سفتی سطح و سفتی اندام تحتانی است. به‌عبارتی دیگر مطالعات نشان دادند اندام تحتانی به تغییر سفتی سطح به‌گونه‌ای معکوس واکنش نشان می‌دهد، به‌طوری‌که با کاهش سفتی سطح سفتی اندام افزایش می‌یابد (۴، ۳). از این یافته چنین برداشت می‌شود که هرچه سفتی سطح کاهش یابد و به دنبال آن سفتی اندام افزایش یابد نیروهای بیشتری به فرد وارد و خطر بروز آسیب افزایش می‌یابد. با این حال مطالعات نتایج ضدونقیضی را در این خصوص گزارش کردند. یکی از دلایل احتمالی این تناقض‌ها، دامنه سفتی سطوح واقعی ورزشی حدود ۲۰۰ تا ۵۰۰ kN/m است که ممکن است برای ایجاد تغییرات بیومکانیکی کافی نباشد (۱۳، ۱۰). در همین راستا نشان داده شد دامنه سفتی ۱۵۰ تا ۵۵۰ برای سفتی پیست دویدن تفاوت معنی‌داری در مکانیک دویدن ایجاد نکرد (۹). با این حال، دامنه بهینه سفتی در سطوح واقعی ورزشی برای ارتقاء عملکرد و کاهش آسیب هنوز به‌طور دقیق مشخص نشده است. پژوهش اخیر فرجاد و همکاران (۱۳) نشان داد که هاپینگ روی سطوح با سفتی ۳۰۰ تا ۵۰۰ kN/m موجب تغییراتی در راهبردهای هماهنگی مفصلی می‌شود، اما رفتار مکانیکی کلی سیستم به‌طور کامل مشخص نشده است. همچنین به نظر می‌رسد عدم استفاده از متغیرهای بیومکانیکی متنوع یکی دیگر از نکاتی باشد که باعث عدم نتیجه‌گیری کافی در خصوص سفتی بهینه سطح ورزشی مطالعات گذشته شده باشد. به‌عنوان نمونه مطالعه‌ای یافت نمی‌شود که اثر مؤلفه‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین هنگام حرکت روی سطوح با سفتی مختلف را بررسی کرده باشد. با توجه به اینکه مؤلفه‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در مطالعات گذشته به‌عنوان ریسک فاکتور بروز آسیب‌های اندام تحتانی مورد استفاده قرار گرفتند ممکن است بتوانند در تشخیص جنبه‌هایی جدید از میزان بهینه سفتی سطح مؤثر باشند (۱۵، ۱۴).

با توجه به مطالب عنوان شده سفتی سطح یکی از عوامل کلیدی در تنظیم بیومکانیک اندام تحتانی در فعالیت‌های ورزشی چرخه‌ای است، اما دامنه بهینه آن در محیط‌های واقعی ورزشی هنوز به‌طور دقیق مشخص نشده است. مطالعات پیشین یا اثرات ناچیز محدوده سفتی رایج سطوح ورزشی روی مکانیک حرکت گزارش کرده‌اند یا تغییرات چشمگیر تنها در شرایط حرکت روی سطوح بسیار نرم‌تر

از سطوح ورزشی مشاهده شده است. این تناقض‌ها نشان‌دهنده شکاف دانشی در درک راهبردهای بیومکانیکی ورزشکاران در برابر سطوح واقعی است. علاوه بر این، پژوهش‌های گذشته کمتر به شاخص‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین پرداخته‌اند، درحالی‌که این شاخص‌ها به‌عنوان عوامل خطر آسیب‌های اندام تحتانی شناخته شده‌اند. بررسی هم‌زمان متغیرهای کلاسیک و مؤلفه‌های فرکانسی در محدوده سفتی واقعی می‌تواند دیدگاه تازه‌ای درباره نقش سفتی سطح در بهبود عملکرد، کارایی انتقال انرژی و کاهش ریسک آسیب فراهم کند. در این راستا، هدف این مطالعه بررسی ویژگی‌های زمانی-فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در حین اجرای حرکت هاپینگ روی سطح با سفتی‌های مختلف، با تأکید بر اصول ارگونومی عملکردی بدن است.

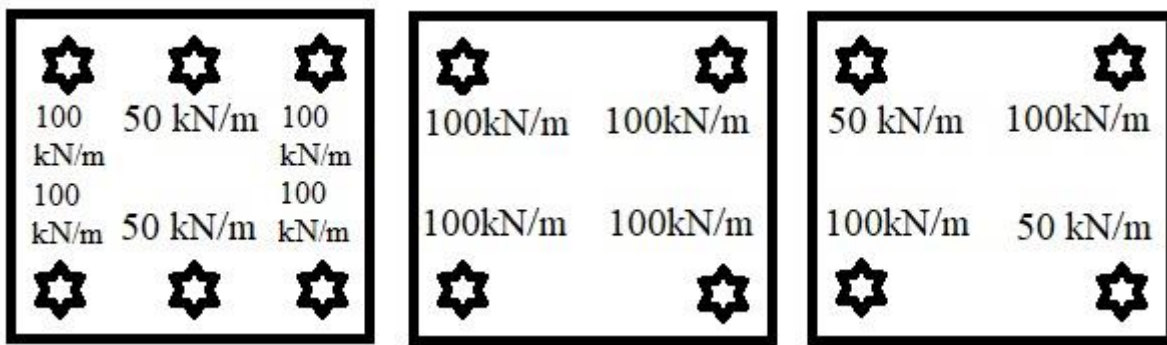
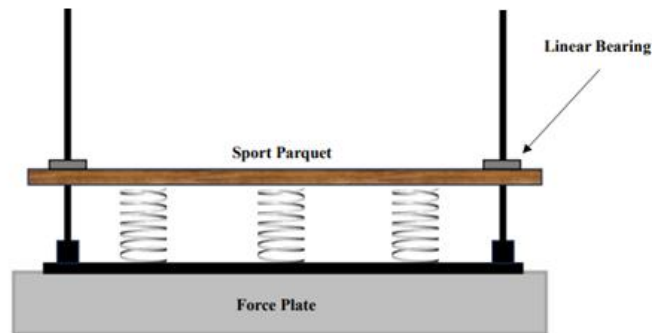
روش شناسی

پیش از آغاز مطالعه، توان آزمون با استفاده از نرم‌افزار GPower (نسخه ۳/۱) برای تعیین حجم نمونه مورد نیاز در آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر انجام شد. با فرض اندازه اثر متوسط (۰/۲۵) سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸۰، نتایج نشان داد که با ۲۴ شرکت‌کننده، توان آماری ۰/۸۲ حاصل می‌شود که برای شناسایی اثرات معنادار کافی است. در این مطالعه، ۳۰ ورزشکار مرد در بازه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال با حداقل پنج سال سابقه تمرین منظم به روش نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند. معیارهای ورود آزمودنی‌ها به این صورت بود: تمامی شرکت‌کنندگان سالم و دانشجوی رشته تربیت‌بدنی بوده و حداقل سه جلسه تمرین در هفته داشتند. عدم وجود ناهنجاری، آسیب و جراحی تأثیرگذار روی عملکرد آزمودنی‌ها بررسی شد. کنترل لازم در خصوص عدم مشارکت حرفه‌ای آزمودنی‌ها در رشته ورزشی خاص انجام شد. معیارهای خروج شامل احساس درد یا عدم تمایل به ادامه آزمون بود. پیش از آغاز مطالعه، تمامی آزمودنی‌ها اطلاعات لازم درباره اهداف، روش‌ها و حقوق خود دریافت کرده و مشارکت آن‌ها کاملاً داوطلبانه بود. محرمانگی داده‌ها تضمین شد و همه شرکت‌کنندگان پس از آگاهی کامل، فرم رضایت‌نامه کتبی را امضا کردند. تمامی ملاحظات اخلاقی در این پژوهش رعایت شده و مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام شده است.

سطح ورزشی مورد آزمون از دو لایه تشکیل شده بود: لایه بالایی شامل پارکت چوبی به ضخامت ۵ میلی‌متر (ابعاد ۵۰×۵۰ سانتی‌متر) و لایه زیرین از تخته چوب فشرده به ضخامت ۲۰ میلی‌متر بود. برای شبیه‌سازی کف‌پوش‌های ارتجاعی سالن‌های ورزشی، ۴ تا ۶ فنر فلزی در گوشه‌های تخته چوب با پیچ نصب شد تا امکان تنظیم سفتی فراهم گردد. پیکربندی سطح در شکل ۱ نشان داده شده است: پارکت نصب‌شده بر پایه چوبی با یاتاقان‌های خطی که امکان حرکت عمودی را فراهم می‌کرد. سفتی سطح با تغییر تعداد و آرایش فنرهای قرارگرفته بین صفحه نیرو و لایه بالایی تنظیم شد. فنرهای مورد استفاده در این مطالعه دارای سفتی ۵۰ و ۱۰۰ kN/m هستند که بر اساس ویژگی فیزیکی فنر نظیر در قطر مفتول، قطر داخلی و فاصله بین حلقه‌هاست. هر دو نوع فنر از فولاد ۱۷-۷ A313 ساخته شده‌اند (جدول ۱). آرایش فنرها در کف سطح مشخص‌کننده سفتی سطح بود.

جدول ۱. مشخصات فیزیکی فنرهای مورد استفاده در مطالعه

مشخصات فنر/سفتی فنر	۵۰ kN/m	۱۰۰ kN/m
قطر مفتول فنر (میلی‌متر)	۷	۸
قطر داخلی فنر (میلی‌متر)	۴۱	۳۹
طول آزاد فنر (میلی‌متر)	۱۰۰	۱۰۰
تعداد حلقه فنر	۶	۶
فاصله بین حلقه‌ها (میلی‌متر)	۱۹/۷۵	۱۹
جنس مفتول	استیل ۱۷-۷ A313	استیل ۱۷-۷ A313



شکل ۱. سطح مورد آزمایش؛ پارکت چوبی که بر روی پایه‌ای از جنس چوب نصب شده و به کمک یاتاقان‌های خطی امکان حرکت عمودی دارد. سفتی سطح با تغییر تعداد و نحوه چپش فنرهای قرار گرفته بین صفحه نیرو و لایه بالایی تنظیم شده است. (تصویر پایین)

اندازه‌گیری‌های کینتیکی و کینماتیکی در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی انجام شد. نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین از طریق صفحه نیرو AMTI تعبیه‌شده در مرکز مسیر ثبت گردید. شرایط محیطی شامل دمای محیط، بافت سطح (به‌جز پیکربندی فنرها) و زمان اجرا (صبح) در تمام آزمون‌ها یکسان‌سازی شد. فرکانس اجرای هاپینگ با مترونوم دیجیتال روی ۲/۲ هرتز تنظیم شد که با فرکانس ترجیحی هماهنگ بود (۳). آزمون‌ها زمانی پذیرفته می‌شدند که فرکانس اجرا در محدوده $\pm 2\%$ از مقدار هدف باقی بماند تا پاسخ‌های مکانیکی به تغییرات سفتی سطح نسبت داده شود نه تغییرات فرکانس. سرعت حرکت با استفاده از کنترل فرکانس حرکت کنترل شد ولی به‌منظور جلوگیری از اثر آموزش کلامی بر تغییر سفتی افراد به فرد گفته شد با الگوی حرکت زاویه‌ای دلخواه در مفاصل هاپینگ را انجام دهد. ترتیب آزمون سطوح به‌صورت تصادفی تعیین شد تا اثر ترتیب کاهش یابد. شرکت‌کنندگان دو مرحله آشنایی شامل ۳۰ هاپینگ روی هر سطح انجام دادند و سپس ۱۸۰ ثانیه استراحت کردند. آزمون اصلی شامل ۱۵ هاپینگ روی هر سطح (سه سطح فتری و صفحه نیرو) با فاصله استراحت سه‌دقیقه‌ای بین شرایط بود.

داده‌های کینتیکی با فیلتر باترورث مرتبه چهارم بدون تأخیر و با فرکانس قطع ۵۰ هرتز فیلتر شدند. پرش‌های شماره ۶ تا ۱۰ هر آزمون برای تحلیل انتخاب شدند (۱۶). حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین مورد محاسبه و بر اساس جرم فرد نرمال شد. تبدیل فوریه (FFT) روی سیگنال‌های نیروی عمودی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۱۶/۰) اعمال شد تا متغیرهای

حوزه فرکانسی استخراج شوند. شاخص‌های انتخاب‌شده شامل $F_{99/5}$ فرکانسی که $99/5\%$ از توان کل سیگنال را در بر دارد (۱۵) و فرکانس میانه فرکانسی که توان سیگنال را به دو بخش مساوی تقسیم می‌کند (۱۵) بودند.

آمار توصیفی (میانگین، انحراف معیار) برای تمامی متغیرهای وابسته محاسبه شد. برای مقایسه نتایج در چهار سطح سفتی، آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر اجرا شد (سطح معناداری $0/05$). در صورت مشاهده اثرات معنادار، مقایسه‌های زوجی با اصلاح بونفرونی انجام گرفت. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه $25/0$) انجام شد.

نتایج

متغیرهای بیومکانیکی در چهار سطح مختلف از سفتی سطح با استفاده از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر مورد مقایسه قرار گرفتند. جدول ۲ میانگین \pm انحراف معیار هر متغیر را به همراه آماره F و سطح معناداری مربوطه خلاصه می‌کند. فرکانس میانه در شرایط صفحه نیرو به‌طور معناداری بالاتر از سایر سطوح بود ($p < 0/001$) که نشان‌دهنده اعمال نیروی سریع‌تر و تندتر است. مقدار $F_{99/5}$ در سطح با سفتی 500 kN/m به بیشینه خود رسید که بیانگر محتوای فرکانسی بالاتر در سیگنال نیروی اعمال‌شده می‌باشد. بیشینه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (vGRF) در شرایط 500 kN/m کمترین مقدار را داشت و به‌طور معناداری از مقادیر ثبت‌شده در سطوح دیگر کمتر بود ($p < 0/001$). نتایج آزمون تعقیبی در شکل ۲ ارائه شده است.

بحث

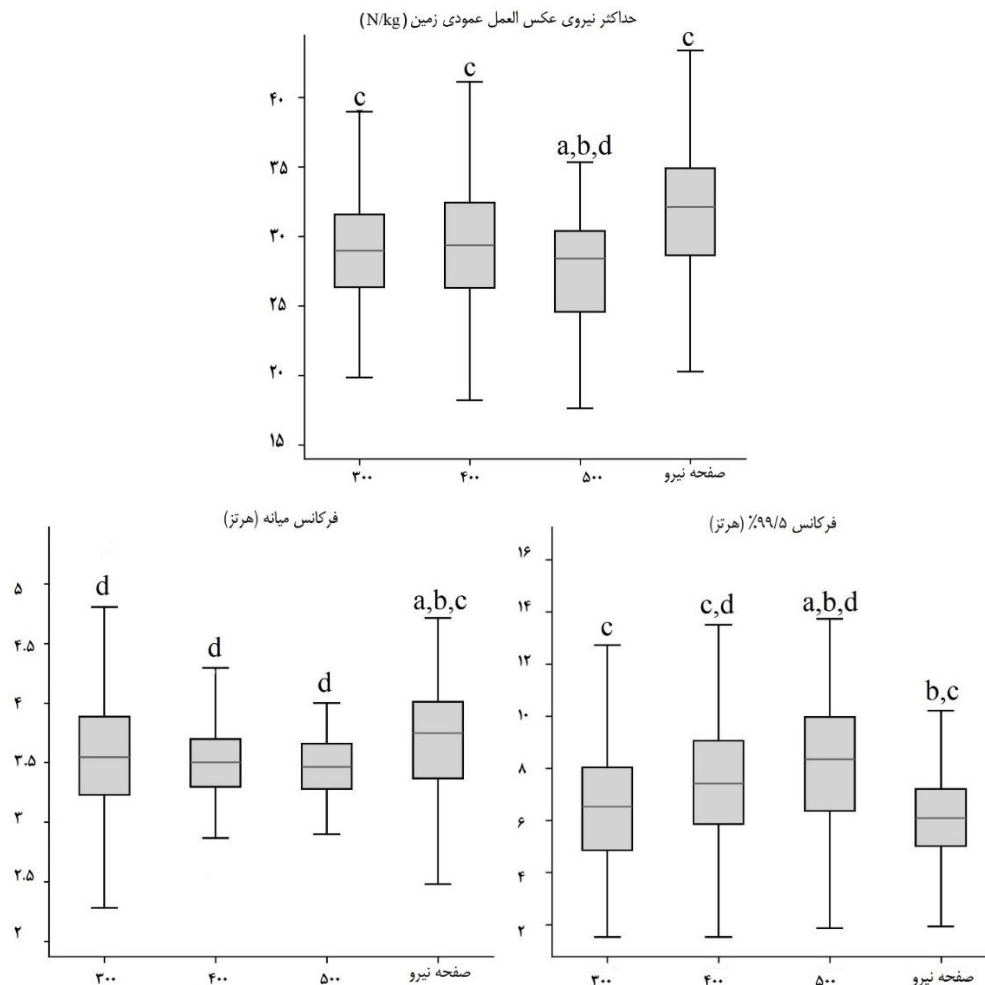
هدف اصلی این مطالعه بررسی تأثیر تغییرات سفتی سطح در محدوده رایج محیط‌های ورزشی سرپوشیده 300 تا 500 kN/m بر نیروهای اعمالی بر اندام تحتانی در حین هایپینگ بود. در این مطالعه از هایپینگ استفاده که هم رفتار فنری مفاصل اندام تحتانی را به‌خوبی شبیه‌سازی می‌کند (۳) و هم رابطه خوبی با تکالیف عملکردی رایج نظیر پرش عمودی دارد (۱۶). برخلاف پژوهش‌های پیشین که بر سازگاری‌های مفصلی یا شرایط با انعطاف‌پذیری بسیار بالا تمرکز داشتند، این تحقیق به پاسخ‌های سطح سیستم، به‌ویژه ویژگی‌های حوزه فرکانسی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین پرداخته است. تحلیل حوزه فرکانسی نشان داد که فرکانس میانه و $F_{99/5}$ به‌طور معناداری تحت تأثیر نوع سطح قرار دارند. بیشترین فرکانس میانه در صفحه نیرو مشاهده شد، درحالی‌که مقدار $F_{99/5}$ در سطح با سفتی 500 kN/m به اوج رسید. تحلیل فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین پیش‌تر برای بررسی مؤلفه‌های بالقوه آسیب‌زا در افراد با اختلالات عصبی-عضلانی به‌کار رفته است (۱۵).

جدول ۲. مقادیر میانگین \pm انحراف معیار متغیرهای بیومکانیکی در چهار سطح سفتی سطح و نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر به همراه گزارش اندازه اثر

سطح/متغیر بیومکانیکی	صفحه نیرو	kN/m300	kN/m400	kN/m500	نمره F (معناداری)	اندازه اثر
	میانگین \pm انحراف استاندارد	میانگین \pm انحراف استاندارد	میانگین \pm انحراف استاندارد	میانگین \pm انحراف استاندارد		
فرکانس میانه (هرتز)	$3/69 \pm 0/44$	$3/51 \pm 0/5$	$3/48 \pm 0/37$	$3/45 \pm 0/3$	$22/5$ ($0/001$)	$0/437$
فرکانس $99/5\%$ توان سیگنال (هرتز)	$5/68 \pm 1/97$	$6/57 \pm 2/54$	$7/20 \pm 2/42$	$8/23 \pm 3/24$	$15/5$ ($0/001$)	$0/348$
بیشینه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (N/kg)	$31/88 \pm 5/01$	$29/08 \pm 4/44$	$29/31 \pm 5/06$	$27/92 \pm 4/11$	$54/8$ ($0/001$)	$0/654$

یافته‌های حاضر نشان می‌دهند که سطوح سخت‌تر سیگنال‌های نیرویی با فرکانس بالاتر تولید می‌کنند که نشان‌دهنده اعمال نیروی سریع و ناگهانی است. در مقابل، کاهش محتوای فرکانسی عمودی در سطوح نرم‌تر ممکن است بیانگر کاهش کنترل پیش‌خور و تولید نیروی حمایتی باشد. این سازگاری‌ها احتمالاً ناشی از راهبردهای عصبی-عضلانی پیش‌بینی‌کننده برای حفظ دینامیک بهینه مرکز جرم و بهینه‌سازی انتقال انرژی در زمان تماس کوتاه با زمین هستند (۳، ۴).

سطح 300 kN/m الگوی اعمال نیروی نرم‌تر و توزیع شده‌تری را نشان داد که بیانگر پاسخ‌های کنترل شده‌تر عصبی-مکانیکی است. چنین الگویی می‌تواند در طراحی محیط‌هایی که نیازمند پایداری حرکتی و کاهش فشار تجمعی هستند، مؤثر باشد. در مقایسه با سطوح سخت‌تر که سیگنال‌های نیرویی تند و با فرکانس بالا تولید می‌کنند، سطوح با سفتی متوسط به نظر می‌رسد پایداری دینامیک بدن را حفظ کرده و از اعمال بار ناگهانی جلوگیری می‌کنند، یافته‌ای که در مطالعات گذشته مورد تأیید قرار گرفته بود (۱۳). این تطابق به نظر می‌رسد در درجه اول ناشی از عمل مفصل مچ پا باشد (۱۹، ۱۸). در همین راستا به‌طور کلی، تحلیل حوزه فرکانسی تأیید می‌کند که سفتی سطح به‌طور معناداری الگوی تولید نیرو را تحت تأثیر قرار می‌دهد و سطح 300 kN/m تعادل مطلوبی بین کارایی عملکرد و پیشگیری از آسیب در فعالیت‌های تکرارشونده فراهم می‌سازد.



شکل ۲. مقایسه حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، فرکانس میانه (Hz)، و فرکانس ۹۹/۵٪ توان سیگنال (Hz) بین چهار سطح مختلف سفتی. علائم تفاوت معنادار: a: تفاوت معنادار با سطح 300 kN/m ؛ b: تفاوت معنادار با سطح 400 kN/m ؛ c: تفاوت معنادار با سطح 500 kN/m و d: تفاوت معنادار با صفحه نیرو

همچنین یافته‌های این مطالعه نشان داد که حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در سطوح فنردار در سطح 500 kN/m پایین‌تر از بقیه سطوح است. این نتایج با مطالعات پیشین هم‌راستا نیستند که نشان داده‌اند سطوح رایج ورزشی مانند پیست‌های دو، زمین‌های تیس و چمن طبیعی تأثیر قابل‌توجهی بر vGRF یا سفتی پا در فعالیت‌های پویا ندارند (۸، ۱۰، ۱۱). همچنین، فرجاد و همکاران (۱۳) سفتی بالای پا و vGRF بیشینه را در صفحه نیرو سخت گزارش کردند که با یافته‌های این مطالعه همخوانی ندارد. بر اساس مدل تعامل پا-سطح، سفتی کل سیستم (پا به علاوه سطح) برای حفظ دینامیک COM و کاهش هزینه انرژی تنظیم می‌شود (۱-۴). فیبرلی و همکاران (۳) نشان دادند که در نبود سازگاری‌های جبرانی، هاپینگ روی سطوح بسیار نرم منجر به افزایش زمان تماس با زمین و جابه‌جایی COM می‌شود. این تفاوت‌ها ممکن است ناشی از دامنه محدود سفتی بررسی شده در این مطالعه باشد که با محیط‌های ورزشی واقعی همخوانی دارد و در نتیجه دینامیک COM را پایدار نگه می‌دارد. یافته‌ای که در مطالعه قبلی در خصوص نیروی عکس‌العمل زمین مشاهده شده بود (۲۰، ۲۱).

استافلیدیس و آرامپاتزیس (۹) گزارش کردند که پیست‌های دو با سفتی 200 تا 400 kN/m در حین دویدن حدود $2/4$ تا $6/3$ میلی‌متر تغییر شکل می‌دهند، درحالی‌که محققین دیگر تغییر شکل‌هایی نزدیک به 30 میلی‌متر را در سطوح بسیار نرم مشاهده کردند (۳، ۴). در مطالعه حاضر، شرکت‌کنندگان 80 کیلوگرمی در حین هاپینگ روی سطوح 300 تا 500 kN/m جابه‌جایی COM حدود 3 تا 4 میلی‌متر داشتند که با تغییر شکل پیست‌های مصنوعی تحت بار رباتیک قابل‌مقایسه است. این جابه‌جایی‌های اندک نشان می‌دهد که در سطوح با سفتی بالا، بار مکانیکی وارده بر اندام تحتانی به اندازه‌ای پایدار است که نیاز به تنظیم سفتی کاهش می‌یابد. این یافته‌ها نشان می‌دهند که انعطاف‌پذیری سطح ممکن است بسته به ساختار و ویژگی‌های دینامیکی زیرلایه، پاسخ‌های عصبی-مکانیکی متفاوتی ایجاد کند. برخلاف کفش ورزشی که عمدتاً بر مکانیک مفاصل انتهایی تأثیر می‌گذارد (۸)، سکوه‌های فنردار باعث اختلالات کل بدنی می‌شوند که ممکن است راهبردهای فرود تطبیقی را برای کاهش نیروهای ضربه‌ای تحریک کنند. کاهش بیشینه نیروی عکس‌العمل زمین در سخت‌ترین سطح فتری می‌تواند نشان‌دهنده واکنش محافظتی اندام تحتانی در تطابق با سفتی سطح باشد که به کاهش این نیرو منجر می‌شود.

نتیجه‌گیری نهایی

جمع‌بندی و کاربردهای عملی مجموع یافته‌ها نقش چندوجهی سفتی سطح را در شکل‌دهی به مکانیک اندام تحتانی در حین هاپینگ برجسته می‌سازد. درحالی‌که سطح 300 kN/m از نظر فرکانس نیرو در بهترین وضعیت قرار دارد، سطح 500 kN/m کمترین نیروی عکس‌العمل زمین را به دنبال داشت. این تناقض باید در ساخت سطوح ورزشی مدنظر قرار گیرد، به طوری که سطح بینابینی در محدوده 400 kN/m شاید بتواند در محدوده بهینه از نظر دامنه و فرکانس نیرو عمل کند. از منظر طراحی محیط‌های ورزشی، چنین سطحی می‌تواند تعادلی بین پایداری دینامیک بدن، کاهش بار مکانیکی و حفظ پاسخ‌های کنترل‌شده فراهم آورد. این یافته‌ها می‌توانند در توسعه زیرساخت‌های ورزشی و انتخاب کف‌پوش‌های باشگاهی از دید ارگونومی مورد استفاده قرار گیرند.

سپاسگزاری

بدین وسیله از دانشگاه بیرجند به منظور حمایت از اجرای این طرح تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی ملاحظات اخلاقی در این پژوهش رعایت شده و مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام شده است.

حامی مالی

حمایت مالی این پژوهش توسط دانشگاه بیرجند در قالب طرح داخلی صورت گرفته است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان به طور مساوی در طراحی و تدوین مطالعه، گردآوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، نگارش مقاله و تأیید نسخه نهایی مشارکت داشتند.

تعارض

نویسندگان اظهار می‌دارند که هیچ‌گونه تعارض منافع علمی، مالی یا شخصی در ارتباط با انجام این پژوهش وجود ندارد.

Reference

1. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Energy and performance aspects in sports surfaces. *Sports Biomechanics*. 2003;2(1):31-46.
2. McMahon TA, Greene PR. The influence of track compliance on running. *Journal of Biomechanics*. 1979;12(12):893-904. [DOI:10.1016/0021-9290(79)90057-5] [PMID]
3. Farley CT, Houdijk HH, Van Strien C, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*. 1998;85(3):1044-55. [DOI:10.1152/jappl.1998.85.3.1044] [PMID]
4. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology*. 2002;92(2):469-78. [DOI:10.1152/japplphysiol.01164.2000] [PMID]
5. Arampatzis A, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, Brüggemann GP. Interaction of the human body and surfaces of different stiffness during drop jumps. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(3):451-9. [DOI:10.1249/01.MSS.0000117166.87736.0A] [PMID]
6. Birch JV, Kelly LA, Cresswell AG, Dixon SJ, Farris DJ. Neuromechanical adaptations of foot function to changes in surface stiffness during hopping. *Journal of Applied Physiology*. 2021;130(4):1196-204. [DOI:10.1152/japplphysiol.00401.2020] [PMID]

7. Moritz CT, Farley CT. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *Journal of Applied Physiology*. 2004;97(4):1313-22. [DOI:10.1152/jappphysiol.00393.2004] [PMID]
8. Willwacher S, Fischer KM, Rohr E, Trudeau MB, Hamill J, Brüggemann GP. Surface stiffness and footwear affect the loading stimulus for lower extremity muscles when running. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2022;36(1):82-9. [DOI:10.1519/JSC.0000000000003410] [PMID]
9. Stafilidis S, Arampatzis A. Track compliance does not affect sprinting performance. *Journal of Sports Sciences*. 2007;25(13):1479-90. [DOI:10.1080/02640410601150462] [PMID]
10. Wróblewska Z, Kowalczyk P, Przednowek K. Leg stiffness and energy minimisation in human running gaits. *Sports Engineering*. 2024;27(2):1-10. [DOI:10.1007/s12283-024-00462-8]
11. Ismail SI, Nunome H, Lysdal FG, Kersting UG, Tamura Y. Futsal playing surface characteristics significantly affect perceived traction and change of direction performance among experienced futsal players. *Journal of Sports Biomechanics*. 2022;11(1):1-12. [DOI:10.1080/14763141.2022.2143415] [PMID]
12. Maquirriain J. The interaction between the tennis court and the player: How does surface affect leg stiffness? *Sports Biomechanics*. 2013;12(1):48-53. [DOI:10.1080/14763141.2012.725088] [PMID]
13. Farjad Pezeshk A, Sadeghi H, Shariatzadeh M, Ilbeigi S. Shifting joint regulation: The influence of hard spring surfaces on lower limb mechanics during hopping. *Journal of Sports Engineering and Technology*. 2025;1(1):1-12. [DOI:10.1177/17543371251353664]
14. Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålmán A, Alihosseini S, Panahighaffarkandi Y. Comparison of the ground reaction force frequency spectrum during walking with and without anti-pronation insoles in individuals with pronated feet. *Journal of Sports Biomechanics*. 2025;11(1):20-33. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.1.20]
15. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(2):207-12. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021] [PMID]
16. Hobara H, Inoue K, Muraoka T, Omuro K, Sakamoto M, Kanosue K. Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(3):506-11. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.09.040]
17. Mohamadian MA, Sadeghi H, Khaleghi Tazji M. The relationship between lower extremity stiffness with selected biomechanical variables during vertical jumps in healthy active men. *Journal of Sports Biomechanics*. 2018;4(2):29-38.
18. Ashrotaghi M, Pezeshk AF, Sadeghi H, Shirzad E. Comparison of prediction ability between preferred, controlled, and maximal hopping. *Series on Biomechanics*. 2022;37(1):1-12. [DOI:10.7546/SB.36.2022.02.11]
19. Pezeshk AF, Yousefi M, Ilbeigi S, Shanbehzadeh S. The assessment of primary joint in 2.2 Hz hopping using factor analysis. *Series on Biomechanics*. 2023;37(2):1-12. [DOI:10.7546/SB.09.04.2023]
20. Farjad Pezeshk SA, Sadeghi H, Shariatzadeh M, Safaie Pour Z. Effect of surface stiffness on the risk factors related to ground reaction force during two-leg landing. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020;9(2):318-25.
21. Farjad Pezeshk A, Sadeghi H, Safaeepour Z, Shariat Zadeh M. The effect of a custom area elastic surface with different stiffness on hopping performance and safety with an emphasis on familiarity to the surface. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2017;1(1):5-14.