Journal of Ilam University of Medical Sciences

P-ISSN: 1563-4728
E-ISSN: 2588-3135

Investigating the Effect of Using a Double-Density Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Individuals with ACL Reconstruction and Pronated Feet at Different Time Intervals During Running

Ebrahim Piri [1], AmirAli Jafarnejadgro [1*], Mahrokh Dehghani [1], Afsaneh Enteshari-Moghaddam [2]

[1] Dept of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] Dept of Internal Medicine, Faculty of Medicine, Ardabil University of Medical Sciences, Ardabil, Iran. Iran

Article Info

Article type:
Research article

Article History:
Received: Sep. 20, 2025
Received in revised form: Oct. 21, 2025
Accepted: Nov. 04, 2025
Published Online: Jan. 28, 2026

**** Correspondence to:***
AmirAli Jafarnejadgro
Dept of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email:
amiralijafarnezhad @gmail.com

A B S T R A C T

Introduction: The co-occurrence of anterior cruciate ligament (ACL) rupture and foot abnormalities such as pronated feet a significant clinical challenge. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of double-density insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces (GRFs) during running in individuals with reconstructed ACL and pronated feet.

Materials & Methods: A total of 30 males with foot pronation and a history of ACL reconstruction, with a mean age of 25.45±1.27 years, mean weight of 79.10±1.75 kg, and mean height of 178.85±3.68 cm, and 10 healthy males, with a mean age of 24.10±1.54 years, mean weight of 80.48±1.29 kg, and mean height of 177.10±5.42 cm, volunteered to participate in this study. Ground reaction force frequency spectra were measured using a Bertsch America force plate. For statistical analysis, a two-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was employed.

Results: The results showed that insole condition had a significant main effect on the pre-test to post-test changes in the number of fundamental harmonics. This effect was observed in the vertical direction both in the barefoot condition (P=0.048; d=0.20) and with dual-density insoles (P=0.009; d=0.76). Also, with dual-density insoles, a significant increase was reported in the medial-lateral (P=0.040; d=0.23) and anterior-posterior (P=0.019; d=0.13) directions. The 99.5% power index of the ground reaction force in all three directions was significantly reduced with dual-density insoles (P<0.05). The interaction effect of plantar and group was significant in the medial-lateral (P=0.046; d=0.01) and anterior-posterior (P=0.041; d=0.74) directions, and follow-up tests showed that this increase occurred only in the ACL reconstruction group with less than 6 months after surgery.

Conclusion: The significant increase in the number of essential harmonics across different directions of GRF appears to reflect increased complexity and variability in movement patterns during running. This enhanced complexity is generally indicative of improved motor control and dynamic adaptation of the neuromuscular system to the environment.

Keywords: Reconstruction, Anterior cruciate ligament, Running, Pronated feet, Ground reaction force

Cite this paper: Piri E, Jafarnejadgro AA, Dehghani M, Enteshari-Moghaddam A. Investigating the Effect of Using a Double-Density Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Individuals with ACL Reconstruction and Pronated Feet at Different Time Intervals During Running. *Journal of Ilam University of Medical Sciences*. 2026;33(6):59-78.

Introduction

Running is a prevalent physical activity associated with significant cardiovascular and quality-of-life benefits (1). However, it also poses a substantial risk for lower extremity injuries, with running-related injuries accounting for approximately 60-71% of all lower limb overuse pathologies (2). The co-occurrence of anterior cruciate ligament (ACL)

© The Author(s)

Publisher: Ilam University of Medical Sciences

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

rupture and foot pronation presents a notable clinical challenge (3). Following ACL reconstruction (ACLR), individuals often exhibit altered running mechanics, including knee instability, reduced muscular control, and changes in joint kinematics, which can increase the risk of secondary injuries to cartilage and menisci (3,4). Concurrently, foot pronation, characterized by a reduction in the medial longitudinal arch, is a common lower extremity malalignment that can further disrupt shock absorption and force distribution during gait (4). The altered biomechanics in individuals with both ACLR and pronated feet may lead to aberrant ground reaction force (GRF) patterns (5). The frequency spectrum analysis of GRFs provides a nuanced understanding of movement dynamics, offering insights into neuromuscular control and impact modulation that are not apparent in time-domain analysis alone (4). While orthotic interventions, such as insoles, are commonly prescribed to manage pronation and modify loading (3), the specific effects of double-density insoles on the GRF frequency content in this comorbid population, particularly across different post-surgical recovery phases, remain unexplored. This study aimed to investigate the effect of double-density insoles on the frequency spectrum of GRFs during running in individuals with reconstructed ACL and pronated feet at varying post-operative intervals.

Methods

This quasi-experimental study employed a pre-test/post-test (pre- and post-fatigue) design. A total of 40 male participants were recruited and divided into four groups: Group A (ACLR + pronated feet, <6 months' post-surgery; n=10), Group B (ACLR + pronated feet, 6-12 months post-surgery; n=10), Group C (ACLR + pronated feet, >12 months post-surgery; n=10), and Group D (healthy controls; n=10). All ACLR participants had undergone hamstring autograft reconstruction. Inclusion criteria were males aged 18-45, BMI 18.5-25 kg/m², rearfoot deviation >4°, navicular drop >10 mm, ability to run pain-free, and no history of lower limb fractures. GRF data were collected using a Bertec force plate (USA) sampled at 1000 Hz while participants ran at a controlled speed of 3.2 m/s. Participants were tested under three footwear conditions: control shoe without an insole (barefoot condition), a placebo insole, and a custom double-density insole. The double-density insole was fabricated from ethylene-vinyl acetate with a Shore A 60 durometer on the medial edge and Shore A 30 on the lateral edge, featuring an 8-degree medial wedge and a 12 mm medial longitudinal arch support. A fatigue protocol was administered on a treadmill, requiring participants to run until reaching a rating of perceived exertion ≥17 on the Borg 6-20 scale or 80% of maximum heart rate. GRF data were collected immediately post-fatigue. Frequency domain analysis was performed using a Fast Fourier Transform (FFT) in MATLAB (2016). Key dependent variables extracted were the number of essential harmonics (NEH), the 99.5% power frequency (F99.5%), median frequency (Fmed), and frequency bandwidth (Fband) for the vertical (Fz), mediolateral (Fx), and anteroposterior (Fy) GRF components. Statistical analysis was conducted using a two-way repeated measures ANOVA (insole condition × group) for each GRF direction, with a significance level set at $p<0.05$. Effect sizes (Cohen's d) were calculated.

Results

The analysis revealed significant main effects for the insole condition. From pre- to post-intervention, there was a significant increase in the number of essential harmonics (NEH) in the vertical direction for both the barefoot ($p=0.048$, $d=0.20$) and double-density insole conditions ($p=0.009$, $d=0.76$). Significant increases in NEH were also found in the mediolateral ($p=0.040$, $d=0.23$) and anteroposterior ($p=0.019$, $d=0.13$) directions when using the double-density insole. Furthermore, the insole factor led to a significant reduction in the F99.5% index across all three GRF directions under the double-density insole condition ($p<0.05$).

Significant insole-by-group interaction effects were observed. For the double-density insole condition, interactions were found for NEH in the mediolateral ($p=0.046$, $d=0.01$) and anteroposterior ($p=0.041$, $d=0.74$) directions. Post-hoc analyses indicated that the significant increase in NEH occurred exclusively in the ACLR group who were less than 6 months' post-surgery (Group A). Similarly, the significant decrease in the F99.5% index in the vertical direction with the double-density insole was primarily driven by a reduction in Group A ($p=0.015$, $d=0.01$). No significant main effects for the group factor alone were found across the

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

different insole conditions ($p>0.05$).

Conclusion

The use of dual-density insoles during running significantly changes the frequency spectrum of ground reaction forces in subjects with ACL reconstruction and foot pronation. The increase in the number of fundamental harmonics indicates greater complexity and variability of movement patterns and improved motor control and neuromuscular adaptation. However, the decrease in the 99.5% power frequency, especially in the vertical direction and in less than 6 months after surgery, indicates a change in power distribution and the possibility of different shock absorption strategies or a more unstable neuromuscular response during this sensitive period. The results indicate that the biomechanical effects of insoles are time-dependent after surgery and that dual-density insoles produce more pronounced changes; therefore, it is essential to pay attention to the rehabilitation phase in prescribing orthoses for ACLR patients with foot pronation.

Authors' Contribution

Conceptualization, Investigation, Data Curation, Writing, Original Draft: EP, Supervision, Methodology, Formal Analysis, Writing – Review & Editing, Project Administration: AJ, Investigation, Resources, Validation, Writing – Review & Editing: MD, EM.

Ethical Statement

This study was approved by the Ethics Committee of the University of Mohaghegh Ardabili (Iran) (IR.UMA.REC.1404.019) and was registered as a clinical trial (IRCT20220129053865N2). All procedures adhered to the ethical standards of the Declaration of Helsinki. Informed written consent was obtained from all participants prior to their involvement. The principles of confidentiality and the participants' right to freely withdraw from the study were strictly maintained.

Conflicts of Interest

The authors declare that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

Funding

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Acknowledgment

This study is derived from a part of the doctoral dissertation of Mr. Ebrahim Piri at the University of Mohaghegh Ardabili. The authors extend their sincere gratitude to all participants who volunteered for this study. We also acknowledge the support provided by the Department of Sports Biomechanics at the University of Mohaghegh Ardabili for facilitating the research environment.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام

شاپای چاپی : ۱۵۶۳-۴۷۲۸

شاپای الکترونیک : ۲۵۸۸-۳۱۳۵

بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی متفاوت طی دویدن

ابراهیم پیری [۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو [۱*]، ماهرخ دهقانی [۱]، افسانه انتشاری‌مقدم [۲]

[۱] گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۲] گروه داخلی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران

اطلاعات مقاله

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۶/۲۹

تاریخ ویرایش: ۱۴۰۴/۰۷/۲۹

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۸/۱۳

تاریخ انتشار: ۱۴۰۴/۱۱/۰۸

نویسنده مسئول:
امیرعلی جعفرنژادگرو
گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

Email:
amiralijafarnezhad @gmail.com

چکیده

مقدمه: پارگی رباط صلیبی قدامی و همزمانی ناهنجاری مانند پای پرونیت، یک چالش بسیار مهم به‌شمار می‌رود؛ بنابراین، هدف از این مطالعه بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه، ۳۰ مرد دارای پای پرونیت با بازسازی رباط صلیبی قدامی با میانگین سنی ۱/۲۷±۲۵/۴۵ سال، میانگین وزنی ۱/۷۵±۷۹/۱۰ کیلوگرم و میانگین قدی ۳/۶۸±۱۷۸/۸۵ سانتی‌متر و ۱۰ مرد سالم با میانگین سنی ۱۰/۵۴±۲۴/۱ سال، میانگین وزنی ۱/۲۹±۸۰/۴۸ کیلوگرم و میانگین قدی ۵/۴۲±۱۷۷/۱۰ سانتی‌متر، به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. برای اندازه‌گیری طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین از دستگاه صفحه نیرو برتک ساخت آمریکا استفاده شد. برای تجزیه‌وتحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده گردید.

یافته‌های پژوهش: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل کفی از مرحلهٔ پیش‌آزمون تا پس‌آزمون، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری به‌ترتیب در راستای عمودی طی شرایط کفش بدون کفی (d=0.20، P=0.048) و کفی دبل‌دنسیتی (d=0.76، P=0.009)، راستای داخلی–خارجی طی شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی (d=0.23، P=0.040) و در راستای قدامی–خلفی در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی (d=0.13، P=0.048) داشت. علاوه بر این، اثر عامل کفی در هر سه راستای نیروهای عکس‌العمل زمین، کاهش معنی‌داری بر شاخص توان ۹۹/۵ درصد در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی نشان داد (P<۰.۰۵). نتایج همچنین نشان داد که اثر تعاملی کفی–گروه افزایش معنی‌داری برای تعداد هارمونی ضروری طی شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی در راستای داخلی–خارجی (d=0.01، P=0.046) و قدامی–خلفی (d=0.74، P=0.041) ایجاد کرده است. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که افزایش معنی‌داری در مؤلفهٔ تعداد هارمونی ضروری، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است.

بحث و نتیجه‌گیری: به‌نظر می‌رسد، افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در راستاهای مختلف نیروهای عکس‌العمل زمین، نشان‌دهندهٔ افزایش پیچیدگی و تنوع الگوهای حرکتی در طول دویدن است. این افزایش پیچیدگی معمولاً نشانهٔ بهبود کنترل حرکتی و تطبیق پویای دستگاه عصبی–حرکتی با محیط است.

واژه‌های کلیدی: بازسازی، رباط صلیبی قدامی، دویدن، پای پرونیت، نیروی عکس‌العمل زمین

استناد: پیری ابراهیم ، جعفرنژادگرو امیرعلی، دهقانی ماهرخ، انتشاری‌مقدم افسانه. بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه‌های زمانی متفاوت طی دویدن. *مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام*، بهمن ۱۴۰۴؛ (۶)۳۳ : ۷۸-۵۹.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

CC BY NC

حق‌مؤلف © نویسندگان

مقدمه

دویدن یکی از محبوب‌ترین و رایج‌ترین ورزش در میان افراد است؛ زیرا با کمترین امکانات و تجهیزات ورزشی قابل‌اجرا است. دویدن بر بهبود استقامت قلبی-عروقی، کیفیت زندگی و سلامتی افراد، آثار سودمندی دارد (۱). به لحاظ علمی، مطالعات گوناگونی به آثار مثبت و مفید ناشی از انجام تمرینات هوازی و منظم، همانند پیاده‌رویی و دویدن اشاره کرده‌اند (۳، ۲). با وجود این، بر اساس آمار و ارقام، آسیب‌های ناشی از دویدن بسیار شایع است، به‌نحوی‌که بر اساس مطالعات پیشین گزارش‌شده است که در حدود ۷۱-۶۰ درصد آسیب‌های اندام تحتانی به علت استفادهٔ بیش‌ازحد مفاصل اندام تحتانی بدن در حین فعالیت‌هایی همچون دویدن رخ می‌دهد (۴). دویدن به سبب آنکه یک چالش اساسی پس از جراحی رباط صلیبی قدامی به‌شمار می‌رود؛ بنابراین، احتمال دارد با توجه به تغییر الگوی مکانیکی دویدن در افراد دارای پای پرونیت، به لحاظ بیومکانیکی تغییراتی در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین رخ بدهد (۵). همزمانی بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت مسئلهٔ جدیدی است که بر اساس مطالعه‌های پیشین نشان داده‌شده است که رباط صلیبی-قدامی نقش مهمی در ثبات زانو دارد، به‌ویژه در برابر جابه‌جایی قدامی تیبیا نسبت به فمور و کنترل چرخش داخلی زانو. پس از بازسازی این رباط ممکن است فرد طی دویدن دچار ناپایداری زانو، کاهش کنترل عضلانی (قدرت عضلات چهارسر ران) و تغییر در زاویه‌های مفصلی زانو گردد که متعاقب آن، به تغییر در الگوی دویدن و افزایش خطر سفتی مفاصل یا آسیب‌های ثانویه به غضروف‌ها و منیسک‌ها منجر شود (۷، ۶). تغییر الگوی مکانیکی دویدن می‌تواند باعث آسیب‌هایی مانند درد مفاصل، کمردرد، التهاب زانو و آسیب به پاشنهٔ آشیل گردد (۸). بر اساس مطالعهٔ پیشین، میزان شیوع عارضهٔ پرونیت پا در بزرگ‌سالان ۲۳-۲۰ درصد است (۹)، درحالی‌که طبق مطالعات اپیدمیولوژیک اخیر، میزان بروز سالانهٔ آسیب‌های رباط صلیبی قدامی از ۳۰ تا ۷۰ نفر در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در جمعیت عمومی متغیر است. تقریباً ۶۰ تا ۷۰ درصد از این آسیب‌ها با جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی درمان می‌شوند که به سطح فعالیت بیمار، سن و علائم بی‌ثباتی زانو بستگی دارد. تنها در ایالات‌متحده، سالانه بیش از ۲۰۰۰۰۰ آسیب رباط صلیبی قدامی رخ می‌دهد و بیش از ۱۰۰۰۰۰ بازسازی هرساله انجام می‌گردد (۱۰).

به لحاظ بیومکانیکی، الگوهای نامناسب دویدن به علت خستگی مفرط می‌تواند زمینهٔ جدی برای اعمال نامناسب نیروهای عکس‌العمل زمین طی فعالیت بدنی شود، به‌نحوی‌که متعاقب آن، شوک‌های ناشی از اغتشاش دویدن به‌خوبی جذب و تعدیل نخواهد شد، درنهایت، بر هم خوردن جذب شوک‌های ناشی از دویدن می‌تواند زمینهٔ جدی برای تغییرات الکترومایوگرافی عضلات گردد (۱۱). همسو با آن، مطالعات بسیاری در حوزهٔ بیومکانیک ورزشی بیان کردند که اختلال در جذب و تعدیل شوک‌های ناشی از دویدن به‌وسیلهٔ قوس‌های کف‌پایی می‌تواند زمینهٔ اصلی بروز آسیب‌های اندام تحتانی باشد. والش و همکاران (۲۰۱۱) اظهار داشتند که اعمال نامتوازن نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن، علاوه بر اختلال در فعالیت الکتریکی عضلات می‌تواند سبب مشکلات متعددی همچون بروز آسیب اندام تحتانی در افراد شود (۱۲). یکی از عوامل مهم فیزیولوژیکی در هنگام دویدن، بروز خستگی است که از عوامل مهم و تأثیرگذار در تغییر الگوی دویدن است (۱۳). به لحاظ فیزیولوژیکی، خستگی عبارت است از ناتوانی عضله در تولید نیروی کافی برای استمرار یک فعالیت (۱۴)؛ همچنین بر اساس نتایج مطالعات پیشین، خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست و درنهایت، کاهش عملکرد و کارایی دستگاه عضلانی می‌گردد (۱۶-۱۴). جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۲۱) در مطالعاتشان اظهار داشتند که در افراد مبتلا به کووید-۱۹ فعالیت الکتریکی عضلات دچار تغییر می-شود، به‌نحوی‌که تغییرات ایجادشده در فعالیت الکتریکی عضلات با بروز آسیب و پتانسیل ایجادشده در این افراد ارتباط مستقیمی دارد (۱۷)؛ همچنین نتایج مطالعات گذشته حاکی از آن است که بروز خستگی در افراد می‌تواند با کاهش عملکرد عصبی- عضلانی، نقش مهمی در رفتار مکانیکی و فعالیت

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

عصبی-عضلانی داشته باشد (۱۸). عوامل متعدد فیزیولوژیکی و بیومکانیکی می‌تواند با تغییر فعالیت الکتریکی عضلات، به بروز آسیب‌های جدی منجر گردد. از عوامل فیزیولوژیکی مهم می‌توان به کاهش عملکرد پروتئین‌های انقباضی آکتین و میوزین اشاره کرد. در توجیه این امر مطالعات در این زمینه نشان دادند که با بروز خستگی عضلانی و متعاقب آن کاهش انرژی کافی (ATP)، برای انقباضات لازم طی دویدن، به اختلال در دامنهٔ فعالیت الکتریکی عضلات منجر می‌شود و درنهایت می‌تواند در بلندمدت، به آسیب منجر گردد (۱۹).

پای پرونیت جزو ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که با کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی، به دفورمیتی در ساختمان مچ پا منجر می‌شود (۲۰). در بازسازی رباط صلیبی قدامی، بسته به شدت پارگی و بازگشت به سطح عملکرد قبلی فرد می‌تواند از گرفت‌های مختلفی استفاده گردد؛ همچون همسترینگ، آشیل، چهارسر ران و تاندون کشککی-رانی. بدین منظور، پیری و همکاران (۲۰۲۴) دربارهٔ مزایا و معایب انواع گرفت‌های جراحی اظهار داشتند که در انتخاب نوع پیوند، عواملی مانند سطح فعالیت بیمار، میزان سازگاری بیولوژیکی و دوام در برابر پارگی مجدد نقش مهمی دارند (۲۱). بر اساس مطالعه‌های اخیر، خطر بازسازی به‌خودی‌خود به عللی همچون نداشتن توان‌بخشی مناسب، برگشت سریع به ورزش، نبودِ تثبیت گرفت، ضعف عضلات چهارسر و همسترینگ، حدود ۵ تا ۲۵ درصد گزارش‌شده است که در ۱-۲ سال اول جراحی رخ می‌دهد (۲۳، ۲۲). با وجود این، پرونیت پا یک خطر بالقوه برای بروز مجدد پارگی است. احتمالاً یکی از سازوکارهای اساسی در بروز پارگی مجدد به علت ماهیت چرخش داخلی استخوان ساق است که امکان بروز این آسیب را تشدید می‌کند. به‌نظر می‌رسد، یافتن بهترین راه برای کاهش یا بهبود این ناهنجاری می‌تواند بر نیروهای عکس‌العمل زمین مؤثر باشد. یکی از این روش‌ها طراحی برنامهٔ تمرینی و اصلاحی، همچون کفی‌ها برای بهبود این قبیل عارضه‌هاست. کفی دبل‌دنسیتی با ویژگی خاصی که طراحی‌شده است، احتمالاً نتایج مفیدی بر پرونیت پا داشته باشد و بتواند با کاهش عوارض آن، از بروز آسیب‌های ثانویهٔ مرتبط با بازسازی رباط صلیبی-قدامی پیشگیری نماید.

کفی دبل‌دنسیتی سفتی مختلفی در ناحیهٔ بالشتک پاشنه دارد که با شیب ۸ درجهٔ داخل نسبت به خارج ساخته‌شده است. با توجه به سفتی متفاوت طراحی‌شده در این کفی ممکن است آثار متفاوتی در کاهش و رهاسازی نیروهای وارده از زمین در مکانیک دویدن داشته باشد. وجه تمایز این نوع کفی رفع مشکل اختلاف ارتفاع در قسمت داخلی و خارجی آن است؛ زیرا بر اساس مطالعه‌های گذشته که این مورد را نادیده گرفته بودند، به لحاظ بیومکانیکی می‌توانست حتی به‌صورت جزئی، باعث تغییر الگوی حرکتی شود (۲۴). ماهیت متفاوت انواع حرکات انتقالی سبب وارد شدن مقادیر متفاوت نیروهای عکس‌العمل زمین و متعاقب آن، افزایش نرخ بارگذاری و گشتاور حول مفاصل مچ پا و انگشتان می‌گردد. این عوامل سبب می‌شود که اندام تحتانی در معرض انواع آسیب‌های مربوط به رباط، لیگامان و عضلات قرار گیرد؛ پس نیاز است این نیروها از سمت زمین تقلیل و رهاسازی گردد. امروزه از فناوری‌های جدید در طراحی انواع کفش‌های ورزشی و کفی‌ها، به‌عنوان یکی از ابزارهای حمایتی برای کاهش بار و صدمات ناشی استفاده می‌شود، به‌نحوی‌که کفی‌های کفش یکی از عمومی‌ترین تکنیک‌های استفاده‌شده برای ایجاد تغییر زوایای حرکات اندام تحتانی است. اغلب درمانگران برای اصلاح پرونیشن پا، از کفی‌های اصلاحی استفاده می‌کنند. بر اساس مطالعات موجود، استفاده از این کفی‌ها باعث تصحیح معنی‌دار چرخش داخلی ساق پا می‌گردد (۱۶). بر اساس همین، برخی از محققان استفاده از کفی را در اصلاح راستای پا و زانو مؤثر می‌دانند (۱۷). پا در مقایسه با سایر بخش‌های بدن انسان، تغییرات ساختاری بیشتری را از خود نشان می‌دهد. یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های ساختاری پا، ارتفاع قوس طولی داخلی به هنگام تحمل وزن است (۱۸). در درمان عارضه‌های اندام تحتانی همچون پرونیشن پا، استفاده از کفی‌های طبی دارای حمایت‌کنندهٔ قوس پا رایج است (۱۹). یکی از مزایای استفاده از کفی‌ها می‌تواند مربوط به کاهش نرخ بارگذاری و گشتاور

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

حول مفاصل اندام تحتانی باشد (۲۱، ۲۰). همسو با آن، فرهپور و همکاران استفاده از کفی‌های حمایت-کنندهٔ قوس برای اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونیشن پا توصیه کرده‌اند (۲۲). نتایج بعضی از تحقیقات گذشته بر پوشیدن کفی نشان‌دهندهٔ جابه‌جایی مرکز فشار سمت خارجی بیشتر از قسمت داخلی بوده است (۲۴، ۲۳). انواری و همکاران در تحقیقی نشان دادند، استفاده از کفی طبی باعث بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و سرعت گام برداشتن کودکان با کف پای صاف می‌شود (۲۵).

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن یکی از متغیرهای بیومکانیکی مهم به‌شمار می‌رود. محققان علل مختلفی برای ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروی عکس‌العمل زمین است (۲۵). درواقع، خصوصیات و ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین دویدن انسان به‌عنوان توصیف‌کنندهٔ مهمی در وجود اختلال در دویدن شناخته می‌شود (۲۶). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین شاخصی برای مشخص کردن نحوهٔ برخورد کف پای فرد را از لحاظ میزان شدت بررسی می‌کند. دامنهٔ فرکانس داده‌های فرکانس نسبت به زمان را نشان می‌دهد که با استفاده از الگوی نوسانات موجود محاسبه می‌گردد (۲۷). تجزیه‌وتحلیل دامنهٔ فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد سالم و دارای ناهنجاری اندام تحتانی ارزیابی شده است (۳۳-۲۸).

تحلیل دامنهٔ فرکانس مناسب‌ترین روش برای تجزیه‌وتحلیل متغیرهای کینتیکی است که سیگنال‌های دوره‌ای را به روش ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند (۳۴). فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن، به‌طورمعمول از طریق تبدیل فوریه تجزیه‌وتحلیل می‌شوند (۳۱). تجزیه‌وتحلیل طیف فرکانس یک متغیر قابل‌توجه در نیروی عکس‌العمل زمین است (۲۵). گفتنی است، بررسی فرکانس نیرو در بروز آسیب به‌مراتب مهم‌تر از بزرگی نیرو است (۳۵). بررسی و تجزیه‌وتحلیل در حوزهٔ فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، درک بهتری از سازوکار آسیب را فراهم می‌کند. در مطالعات گذشته، از محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان شاخص اصلی برای تجزیه‌وتحلیل نیروهای حرکتی استفاده‌شده است (۳۶، ۳۳).

علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، اثر استفاده از کفی دبل‌دنسیتی روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای پای پرونیت و بازسازی رباط صلیبی قدامی در بازه‌های زمانی مختلف پس از جراحی طی دویدن، تاکنون به لحاظ علمی بررسی نشده است؛ بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر استفاده از کفی دبل‌دنسیتی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت در بازه-های زمانی متفاوت طی دویدن است.

مواد و روش‌ها

این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی است که به‌صورت پیش‌آزمون و پس‌آزمون (پیش و پس از خستگی)، در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power vol.3.1 استفاده گردید. این نرم‌افزار نشان داد، در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازهٔ اثر ۰/۷ و توان آماری برابر ۰/۸، حداقل تعداد نمونه برابر ۱۰ نفر در هر گروه است (۳۷). جامعهٔ آماری پژوهش حاضر شامل همهٔ بیماران با بازسازی رباط صلیبی قدامی دارای پای پرونیت بود. نمونهٔ آماری شامل ۴۰ بیمار (مرد)، اهل استان اردبیل و با دامنهٔ سنی ۴۵-۱۸ سال بود که به‌طور دسترس در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها در چهار گروه قرار گرفتند: الف. افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت که کمتر از ۶ ماه از بازسازی رباط آنان گذشته است؛ ب. افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت که در بازه زمانی ۱۲-۶ ماه پس از بازسازی قرار دارند؛ ج. افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت که در بازه زمانی بیش از ۱۲ ماه پس از بازسازی قرار دارند؛ د. گروه سالم. شاخص‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول شمارهٔ ۱ نمایش داده‌شده است؛ همچنین پای راست طی آزمون شوت فوتبال، به‌عنوان پای برتر همهٔ آزمودنی‌ها مشخص گردید (۳۸). شرایط ورود به مطالعه شامل موارد ذیل

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

بود: مردان ۱۸ تا ۴۵ سال دارای شاخص تودهٔ بدنی ۱۸/۵ تا ۲۵ (کیلوگرم بر مجذور متر)، اتوگرفت همسترینگ، زاویهٔ انحراف قسمت عقبی پا بیش از ۴ درجه، افتادگی ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر، نداشتن احساس درد در دامنه‌های حرکتی، توانایی دویدن بدون احساس هیچ‌گونه محدودیت، علاقه‌مند بودن به شرکت در پژوهش و نداشتن سابقهٔ شکستگی‌های اندام تحتانی. شرایط خروج آزمودنی‌ها از پژوهش عبارت‌اند از: نداشتن تقارن طول اندام تحتانی بالای ۵ میلی‌متر، وجود ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی دیگر مانند پای پرانتزی یا ضربدری، داشتن سابقهٔ شکستگی و تمایل نداشتن به همکاری؛ همچنین در همهٔ مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد (۳۹). مهم‌ترین اصول رعایت شده شامل اخذ رضایت آگاهانهٔ کتبی، حفظ محرمانگی اطلاعات، حق آزادانه در انصراف شرکت‌کنندگان بود. این مطالعه کد اخلاق از دانشگاه محقق اردبیلی به شمارهٔ IR.UMA.REC.1404.019 و کد کارآزمایی بالینی (IRCT20220129053865N2) دارد.

جدول شمارهٔ ۱. شاخص‌های دموگرافیکی آزمودنی‌ها

مشخصات	گروه A	گروه B	گروه C	گروه D	سطح معنی‌داری
سن (سال)	۲۴/۶±۰/۸	۲۶/۱±۰/۴	۲۷/۱±۰/۱	۲۵/۳±۰/۴	۰/۰۸۲
قد (سانتی‌متر)	۱۸۰/۴±۳/۲	۱۷۹/۲±۵/۷	۱۸۱/۱±۲/۱	۱۷۸/۱±۶/۱	۰/۹۱۲
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۴±۷/۴	۸۱/۵±۵/۲	۸۰/۶±۴/۳	۷۹/۲±۶/۵	۰/۳۶۰
شاخص تودهٔ بدنی (کیلوگرم/مجذور متر)	۲۳/۷۷±۰/۶۴	۲۴/۰۱±۰/۱۳	۲۳/۷۹±۰/۸۲	۲۳/۱۰±۳/۸	۰/۵۴۷
افت ناوی (میلی‌متر)	۱۲/۷±۱/۹	۱۳/۸±۱/۱	۱۲/۹±۱/۳	۷/۲±۱/۸	<۰/۰۰۱
شاخص وضعیت پا	۷/۲±۰/۲	۸/۳±۰/۵	۶/۷±۱/۷	۳/۲±۰/۵	<۰/۰۰۱
نوع گرفت (اتوگرفت)	اتوگرفت همسترینگ: ۱۰ نفر	اتوگرفت همسترینگ: ۱۰ نفر	اتوگرفت همسترینگ: ۱۰ نفر	سالم	-

A. ACLR+پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)؛ B. ACLR+پای پرونیت (۱۲-۶ ماه)؛ C. ACLR+پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)؛ D. گروه سالم

در طول جمع‌آوری داده‌ها، از همهٔ آزمودنی‌ها خواسته شد تا پیش از شرکت در آزمون، فرم رضایت‌نامهٔ حضور در آزمون را پر کنند و ۴۸ ساعت پیش از حضور در آزمون، فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است روی دویدن آزمودنی‌ها تأثیر بگذارد، به حداقل برسد (۴۰). برای مشخص کردن ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی‌ها، از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی کمک گرفته شد. از صفحه نیروی برتک (Bertec Corporation Columbus, OH) برای ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام دویدن استفاده گردید. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد (۴۱). برای فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده گردید (۴۱).

برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها روی صفحه نیرو طی دویدن، ۳ مرتبه عمل دویدن به‌طور آزمایشی از سوی آزمودنی‌ها انجام گرفت. پس از آن، ۳ تکرار قابل‌قبول انجام شد و میانگین سه تکرار دویدن برای تحلیل‌های آماری بیشتر استفاده گردید. گفتنی است که در مواردی مانند قرارگیری ناقص پا از لبهٔ صفحه نیرو، آزمون تکرار شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبهٔ چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام گردید. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک بر اساس رابطهٔ زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخهٔ ۲۰۱۶، از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. طبیعی بودن

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک تأیید گردید. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد. همهٔ تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری $P<0.05$ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS vol.23 انجام پذیرفت. اندازهٔ اثر از رابطهٔ زیر محاسبه گردید (۴۲).

میانگین انحراف استاندارد دو شرایط/ اختلاف میانگین دو شرایط = d

طیف گسسته، دامنهٔ فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود. مجموع n هارمونیک برابر است با:

رابطهٔ (۱) $x(t)=\sum A_n \sin(n\,\omega 0t+\theta n)$

(An= دامنه؛ ω0= فرکانس پایه؛ n= ضریب هارمونیک؛ Θn= زاویه فازی)

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی، شاخص‌های زیر محاسبه می‌گردند (۳۶، ۳۳).

رابطهٔ (۲) $P= \int (0- fmax)\ [P(f)]\ df$

(p= توان محاسبه‌شده؛ fmax= حداکثر فرکانس سیگنال، میانهٔ فرکانس نیرو). میانهٔ فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطهٔ (۳) $fmed = (1/2) * \int (0- fmax)\ [P(f)]\ df$

(fmax= حداکثر فرکانس سیگنال؛ fmed= میانهٔ فرکانس سیگنال)

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطهٔ (۴) $fband=fmax-fmin$

(fmax= حداکثر فرکانس سیگنال؛ fmin= حداقل فرکانس سیگنال؛ fband = پهنای باند سیگنال؛ pmax= حداکثر توان سیگنال)

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر اساس روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها، به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها است که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (۴۳).

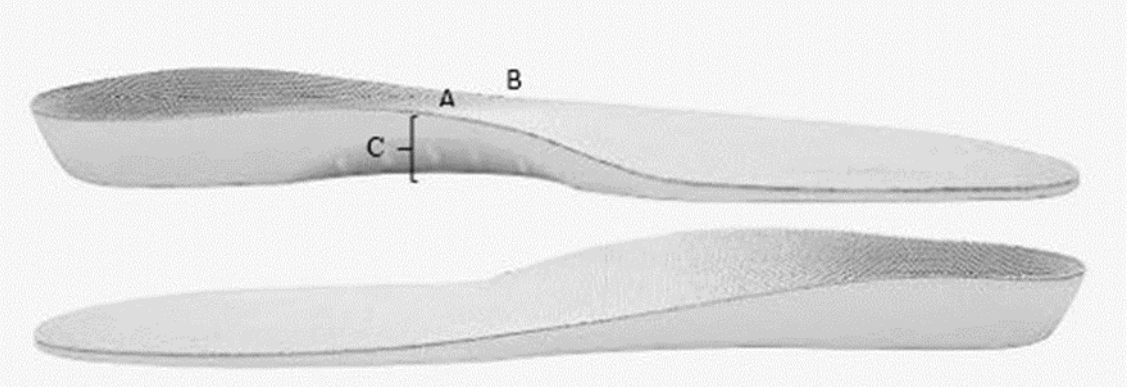
رابطهٔ (۵) $ne = Min\ \{k: (\Sigma\ (n=1, k)\ An) / (\Sigma\ (n=1, N)\ An) \geq 0.95\}$

روش جمع‌آوری: پژوهش حاضر در دو مرحلهٔ پیش و پس از خستگی انجام شد. در طول پژوهش، آزمودنی‌ها پشت دستگاه صفحه نیرو قرار گرفتند که در کف زمین تعبیه‌شده بود (۴۴). گفتنی است که اندازه‌های مختلفی از کفی دبل‌دنسیتی فراهم بود. آزمودنی‌های هر چهار گروه در مرحلهٔ پیش و پس از خستگی، در سه شرایط کفش بدون کفی، کفی پلاسبو (عادی) و کفی دبل‌دنسیتی مسیر ۱۸ متری را دویدند. آزمودنی‌ها از کفی دبل‌دنسیتی که بهترین وجه با اندازهٔ پا مطابقت داشت، استفاده کردند. این کفی ساخته‌شده از اتیلن–وینیل استات است که سفتی قسمت داخلی Shore A 60 و سفتی قسمت خارجی Shore A 30 با حفظ اختلاف ارتفاع تکیه‌گاه قوس طولی–داخلی است (شکل شمارهٔ ۱). گفتنی است، کفی پلاسبو همان کفی‌های عادی است که در بازار به فروش می‌رسد. به‌منظور یکسان‌سازی شرایط جمع‌آوری داده‌ها، از کفش کنترل در اندازه‌های متفاوت برای همهٔ گروه‌ها استفاده گردید (شکل شمارهٔ ۲). برای کنترل و نظارت بر سرعت دویدن آزمودنی‌ها (۳/۲ متر بر ثانیه)، از دو جفت فتوسل مادون‌قرمز (با مشخصات Timing Gates, Fusion Sport, Australia) استفاده شد (۶). برای آشنایی آزمودنی‌ها با مسیر دویدن، ۳ مرتبه مسیر مدنظر توسط آزمودنی‌ها طی گردید. برای مقایسهٔ اثر احتمالی سرعت دویدن و کنترل آن در تجزیه‌وتحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت دویدن فرد با سرعت‌سنج کنترل شد تا اختلافی در سرعت دویدن نداشته باشند. سه آزمایش در هر شرایط انجام گردید. معیارهای عینی برای کنار گذاشتن یک کارآزمایی عبارت بودند از: ۱. اگر داده‌ها ناقص بود یا نویز داشت؛ ۲. آزمودنی تعادل خود را در طول آزمایش از دست می‌داد؛ ۳. با الگوی نامتعارفی می‌دویدند. گفتنی است، کوششی صحیح در نظر گرفته می‌شد که مرکز صفحه نیرو به‌وسیلهٔ پای آزمودنی‌ها هنگام دویدن لمس می‌شد و نرم‌افزار به‌طور صحیح، داده‌های

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

نیروهای عکس‌العمل زمین را ثبت می‌کرد.

دستورالعمل خستگی با استفاده از تردمیل پیشرفته (مدل Horizon Fitness, Omega GT, USA) بدون شیب انجام گردید. در هنگام شروع، آزمودنی‌ها درحالی‌که با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت راه می‌رفتند، دستورالعمل را شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه، یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراکی بورگ (۲۰-۶) برای تعیین لحظهٔ نهایی خستگی شرکت‌کنندگان استفاده شد (۴۵). به محض اینکه شرکت‌کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در مقیاس بورگ گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت گردید تا اجازهٔ دویدن در حالت ثابت را بدهد. در طول مرحلهٔ دویدن در حالت پایدار، امتیاز تلاش درک‌شده هر ۳۰ ثانیه ارزیابی می‌شد و دستورالعمل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار، بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب، به پایان می‌رسید (۴۶). بلافاصله پس از دستورالعمل خستگی، از آزمودنی خواسته شد، مجدداً دستورالعمل دویدن را با سرعت مشخص (۳/۲ متر بر ثانیه) اجرا کند تا طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در طول دویدن اندازه‌گیری شود.



شکل شمارهٔ ۱. طراحی کفی دبل‌دنسیتی؛ افزایش میزان سفتی به میزان Shore A 60 در لبهٔ داخلی (A) و Shore A 30 در لبهٔ خارجی (B)؛ حفظ اختلاف ارتفاع قسمت داخلی و خارجی و افزایش قوس طولی لبهٔ داخلی به‌اندازهٔ ۱۲ میلی‌متر (C)



شکل شمارهٔ ۲. نمایی از کفش کنترل و کفی پلاسبو (عادی)

تجزیه‌وتحلیل آماری: روش آماری در این پژوهش با استفاده از آزمون واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری انجام شد. برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای بررسی همگنی از آزمون لون در سطح معنی‌داری برابر $P\leq0.05$ استفاده گردید. همهٔ تجزیه‌وتحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار اکسل و نرم‌افزار SPSS vol.23 انجام شد.

یافته‌های پژوهش

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای مختلف (داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی)، طی مرحلهٔ پیش از خستگی، در گروه‌های با بازسازی رباط صلیبی قدامی به همراه پای پرونیت و گروه سالم، به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($P>0.05$). یافته‌های پژوهش حاضر

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

نشان داد که اثر عامل کفی از مرحلهٔ پیش‌آزمون تا پس‌آزمون، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری، به‌ترتیب در شرایط استفاده نکردن از کفی (کفش بدون کفی) در راستای عمودی (d=0.20، P=0.048) و کفی دبل‌دنسیتی داشت (d=0.76، P=0.009). علاوه بر این، اثر عامل کفی کاهش معنی‌داری بر شاخص توان ۹۹/۵ درصد در شرایط استفاده از کفی دبل-دنسیتی، به‌اندازهٔ ۱/۲۱ درصد (d=0.11، P=0.028) نشان داد. نتایج حاکی از آن است که اثر عامل گروه هیچ تأثیر معنی-داری در شرایط مختلف استفاده از کفی نشان نداد (P>0.05).

علاوه بر این، یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی-گروه کاهش معنی‌داری برای متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در راستای عمودی، در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت (d=0.01، P=0.015). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفهٔ فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی، در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است (جدول شمارهٔ ۲).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

جدول شمارۀ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی

متغیر		گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		سطح معنی‌داری (اندازۀ اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی کفی×گروه
بدون کفی	توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۵۲ ±۳/۰۰	۱۵/۵۸ ±۱/۸۴	۱۴/۲۸ ±۲/۴۷	۱۴/۵۶ ±۱/۴۷	۱۲/۹۰ ±۱/۵۳	۱۲/۰۲ ±۱/۱۴	۱۳/۳۶ ±۱/۲۸	۱۲/۷۰ ±۱/۰۰	۰/۶۲۱(۰/۴۷)	۰/۳۳۳(۰/۳۳)	۰/۱۲۵(۰/۱۲)
	فرکانس میانه	۳/۸۵ ±۰/۷۵	۳/۹۵ ±۱/۰۵	۳/۲۵ ±۰/۹۵	۳/۲۸ ±۰/۹۲	۳/۳۰ ±۰/۸۵	۳/۲۴ ±۰/۸۲	۳/۱۵ ±۰/۸۵	۳/۱۳ ±۰/۸۲	۰/۲۱۹(۰/۷۲)	۰/۱۱۰(۰/۷۴)	۰/۲۱۲(۰/۲۰)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۲۶۳(۰/۴۰)	۰/۰۷۱(۰/۲۱)	۰/۰۶۳(۰/۸۲)
	تعداد هارمون ضروری	۲۳/۸۲ ±۱/۰۰	۲۴/۵۱ ±۰/۷۷	۲۱/۰۱ ±۱/۱۱	۲۱/۲۱ ±۰/۴۲	۱۹/۷۳ ±۰/۷۶	۱۹/۰۵ ±۰/۶۳	۱۹/۴۴ ±۰/۵۱	۱۹/۳۶ ±۰/۴۷	*۰/۰۴۸(۰/۲۰)	۰/۴۰۰(۰/۸۴)	۰/۷۴۱(۰/۲۴)
کفی پلاسبو	توان ۹۹/۵ درصد	۱۵/۸۵ ±۲/۸۲	۱۵/۲۶ ±۱/۷۵	۱۴/۰۰ ±۲/۳۶	۱۳/۳۹ ±۱/۳۵	۱۲/۷۴ ±۱/۴۲	۱۱/۹۶ ±۱/۰۰	۱۳/۲۳ ±۱/۱۹	۱۳/۱۱ ±۰/۹۳	۰/۹۶۰(۰/۷۴)	۰/۳۰۰(۰/۰۱)	۰/۵۱۰(۰/۱۵)
	فرکانس میانه	۳/۱۰ ±۰/۷۲	۳/۸۸ ±۱/۰۰	۳/۲۰ ±۰/۹۱	۳/۲۲ ±۰/۸۸	۳/۲۵ ±۰/۸۲	۳/۱۹ ±۰/۷۸	۳/۱۲ ±۰/۸۲	۳/۱۰ ±۰/۸۰	۰/۸۴۷(۰/۱۰)	۰/۴۵۱(۰/۰۱)	۰/۷۱۰(۰/۲۸)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۲۱۰(۰/۹۳)	۰/۷۰۰(۰/۱۷)	۰/۷۹۰(۰/۴۰)
	تعداد هارمون ضروری	۲۴/۷۷ ±۰/۹۹	۲۴/۳۷ ±۰/۶۳	۲۰/۹۴ ±۰/۹۸	۲۱/۴۱ ±۰/۳۷	۱۹/۶۲ ±۰/۶۷	۱۹/۴۲ ±۰/۵۴	۱۹/۳۹ ±۰/۴۹	۱۹/۲۵ ±۰/۳۶	۰/۱۲۴(۰/۸۴)	۰/۲۸۴(۰/۲۸)	۰/۸۱۴(۰/۳۹)
کفی دبل‌دنسیتی	توان ۹۹/۵ درصد	۱۵/۲±۲۰/۷۷	۱۲/۵۱ ±۱/۶۷	۱۳/۷۱ ±۲/۲۲	۱۲/۸۸ ±۱/۲۷	۱۲/۴۸ ±۱/۳۳	۱۱/۵۸ ±۰/۹۸	۱۳/۱۱ ±۱/۰۰	۱۳/۰۱ ±۰/۸۳	*۰/۰۲۸(۰/۱۱)	۰/۶۷۱(۰/۴۰)	*۰/۰۱۵(۰/۰۱)
	فرکانس میانه	۳/۰۵ ±۰/۷۶	۳/۸۲ ±۰/۹۶	۳/۱۵ ±۰/۸۴	۳/۱۸ ±۰/۶۸	۳/۲۴ ±۰/۵۷	۳/۱۵ ±۰/۷۳	۳/۱۰ ±۰/۸۰	۳/۰۸ ±۰/۷۱	۰/۹۱۷(۰/۸۸)	۰/۰۵۷(۰/۷۴)	۰/۱۹۴(۰/۴۲)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۵۷۴(۰/۳۱)	۰/۱۵۷(۰/۹۷)	۰/۶۳۹(۰/۴۲)
	تعداد هارمون ضروری	۲۰/۵۰ ±۱/۳۲	۲۴/۳۲ ±۱/۷۶	۲۲/۳۶ ±۱/۳۴	۲۲/۶۷ ±۱/۶۹	۲۱/۴۷ ±۰/۸۷	۲۱/۱۴ ±۰/۷۸	۲۰/۳۶ ±۰/۶۳	۲۰/۴۵ ±۰/۵۸	*۰/۰۰۹(۰/۷۶)	۰/۱۵۸(۰/۱۹)	۰/۲۰۰(۰/۲۱)

*سطح معنی‌داری: P<۰.۰۵؛ A. ACLR+پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)؛ B. ACLR+پای پرونیت (۱۲-۶ ماه)؛ C. ACLR+پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)؛ D: گروه سالم

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد، اثر عامل کفی از مرحلۀ پیش‌آزمون تا پس‌آزمون، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی (d=0.23، P=0.040) در راستای داخلی-خارجی داشت؛ همچنین اثر عامل کفی به لحاظ آماری، کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط استفاده از کفی پلاسبو به‌اندازۀ ۱/۰۵ درصد (d=13، P=0.036) و دبل‌دنسیتی به‌اندازۀ ۱۹/۴۰ درصد (d=0.18، P=0.048) نشان داد. علاوه بر این، یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی-گروه افزایش معنی‌داری برای تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی، در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت (d=0.01، P=0.046). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که افزایش معنی‌داری در مؤلفۀ تعداد هارمونی ضروری، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی، در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است (جدول شمارۀ ۳)

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

جدول شمارهٔ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی

متغیر		گروه A		گروه B		گروه C		گروه D		سطح معنی‌داری (اندازهٔ اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی کفی×گروه
بدون کفی	توان ۹۹/۵ درصد	۹/۲۰ ±۲/۱۰	۶/۴۵ ±۱/۸۷	۱۰/۹۹ ±۱/۰۹	۹/۱۳ ±۱/۰۱	۱۰/۸۸ ±۱/۲۵	۹/۴۷ ±۱/۶۸	۱۱/۲۰ ±۱/۳۵	۱۰/۸۰ ±۱/۱۲	۰/۴۷۱(۰/۶۲)	۰/۲۱۸(۰/۳۳)	۰/۶۵۴(۰/۷۴)
	فرکانس میانه	۲/۲۰±۰/۳۶	۲/۵۴±۱/۱۵	۲/۵۴±۰/۳۶	۲/۱۶±۰/۳۷	۲/۰۰±۰/۴۷	۲/۱۸±۰/۶۲	۲/۷۵±۰/۶۴	۲/۷۴±۰/۲۸	۰/۲۸۴(۰/۵۶)	۰/۱۴۵(۰/۷۴)	۰/۲۸۴(۰/۱۱)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۰۶۴(۰/۳۶)	۰/۱۴۹(۰/۴۱)	۰/۲۴۷(۰/۱۳)
	تعداد هارمون ضروری	۲۰/۱۰±۱/۰۳	۲۰/۲۲±۰/۶۹	۲۱/۱۳±۱/۰۰	۲۱/۴۸±۱/۱۸	۲۰/۱۸±۰/۶۷	۲۰/۲۵±۰/۱۵	۲۰/۳۵±۰/۱۶	۲۰/۷۱±۰/۹۶	۰/۶۱۹(۰/۱۰)	۰/۰۵۴(۰/۶۳)	۰/۴۹۹(۰/۳۶)
کفی پلاسبو	توان ۹۹/۵ درصد	۹/۱۴ ±۱/۰۰	۸/۰۲ ±۱/۱۳	۹/۱۸ ±۱/۷۵	۹/۲۸ ±۰/۱۸	۹/۳۶ ±۰/۲۸	۹/۷۱ ±۰/۱۵	۹/۸۰ ±۰/۱۴	۹/۵۰ ±۰/۱۰	*۰/۰۳۶(۰/۱۳)	۰/۲۵۴(۰/۱۸)	۰/۴۲۵(۰/۱۰)
	فرکانس میانه	۲/۲۰±۰/۴۷	۲/۶۰±۰/۹۱	۲/۱۴±۰/۵۴	۲/۲۳±۰/۴۲	۲۲/۷۱±۰/۶۷	۲/۳۷±۰/۹۴	۲/۱۸±۰/۸۵	۲/۲۷±۰/۶۶	۰/۲۷۴(۰/۴۵)	۰/۶۷۴(۰/۱۰)	۰/۲۸۶(۰/۲۸)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۳۰۰(۰/۷۸)	۰/۵۲۳(۰/۷۵)	۰/۲۰۳(۰/۱۵)
	تعداد هارمون ضروری	۲۱/۰۷±۱/۱۷	۲۱/۷۲±۱/۲۸	۲۱/۳۷±۰/۰۲	۲۱/۰۸±۱/۳۷	۲۱/۱۹±۰/۱۶	۲۱/۷۳±۰/۱۵	۲۰/۰۲±۰/۴۵	۲۰/۷۵±۰/۵۸	۰/۷۵۱(۰/۶۳)	۰/۹۵۳(۰/۶۵)	۰/۴۴۸(۰/۲۹)
کفی دبل‌دنسیتی	توان ۹۹/۵ درصد	۱۰/۰۷±۰/۱۶	۸/۱۳±۰/۰۵	۹/۸۷ ±۱/۵۹	۹/۲۷ ±۱/۵۷	۱۰/۵۷ ±۰/۵۷	۱۰/۱۸ ±۰/۳۶	۹/۰۰ ±۰/۸۱	۹/۲۷ ±۰/۶۴	*۰/۰۴۸(۰/۱۸)	۰/۱۹۵(۰/۲۷)	۰/۱۸۵(۰/۸۷)
	فرکانس میانه	۲/۳۷±۰/۷۷	۲/۹۸±۰/۲۸	۲/۲۹±۰/۱۳	۲/۲۸±۰/۱۳	۲/۴۶±۰/۱۰	۲/۱۲±۰/۸۴	۲/۵۷±۰/۱۶	۲/۷۱±۰/۰۲	۰/۳۳۳(۰/۸۴)	۰/۳۴۵(۰/۱۲)	۰/۵۲۶(۰/۸۰)
	فرکانس باند	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۱/۰۰ ±۰/۰۰	۰/۲۹۴(۰/۶۴)	۰/۳۱۸(۰/۱۹)	۰/۵۰۰(۰/۷۶)
	تعداد هارمون ضروری	۱۹/۵±۱/۳۷	۲۲/۲۶±۱/۰۸	۲۱/۶۴±۱/۱۳	۲۱/۹۷±۱/۸۵	۲۱/۹۱±۰/۳۷	۲۱/۲۴±۰/۲۶	۲۰/۰۷±۰/۱۰	۲۰/۸۵±۰/۳۶	*۰/۰۴۰(۰/۲۳)	۰/۴۲۱(۰/۱۳)	*۰/۰۴۶(۰/۰۱)

*سطح معنی‌داری: P<۰.۰۵؛ A. ACLR+پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)؛ B. ACLR+پای پرونیت (۱۲-۶ ماه)؛ C. ACLR+پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)؛ D: گروه سالم

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد، اثر عامل کفی از مرحلهٔ پیش‌آزمون تا پس‌آزمون، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی در راستای قدامی-خلفی داشت (d=0.13، P=0.019)؛ همچنین اثر عامل کفی به لحاظ آماری، کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی به‌اندازهٔ ۱/۰۱ درصد نشان داد (d=0.01، P=0.035).

علاوه بر این، یافته‌ها حاکی از آن است که اثر تعاملی کفی-گروه افزایش معنی‌داری برای مؤلفهٔ تعداد هارمون ضروری در راستای قدامی-خلفی، در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت (d=0.74، P=0.041). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌داری در مؤلفهٔ فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی، در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است (جدول شمارهٔ ۴)

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

جدول شمارهٔ ٤. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی–خلفی

متغیر		Aگروه		Bگروه		Cگروه		Dگروه		سطح معنی‌داری (اندازهٔ اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی کفی×گروه
بدون کفی	۹۹/۵ درصد توان	۳/۰۱±۸/۰۰	۱/۱۷±۸/۱۶	۲/۱۷±۸/۳۷	۱/۶۴±۸/۳۹	۱/۰۱±۸/۴	۱/۳۴±۸/۱۸۰۲	۰/۱۰±۸/۱۹	۱/۰۲±۸/۲۷	۰/۱۷۵(۰/۶۹)	۰/۱۶۵(۰/۱۹)	۰/۱۸۹(۰/۲۵)
	میانه فرکانس	۰/۳۱±۲/۷۵	۱/۰۱±۲/۴۵	۰/۹۹±۲/۷۵	۰/۹۸±۲/۲۶	۰/۱۹±۲/۳۱	۰/۱۶±۲/۷۵	۰/۵۲±۲/۱۸	۰/۱۰±۲/۴۲	۰/۲۵۴(۰/۶۴)	۰/۴۱۲(۰/۷۲)	۰/۷۵۴(۰/۳۴)
	باند فرکانس	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۶۵۲(۰/۰۱)	۰/۳۷۴(۰/۶۴)	۰/۱۴۶(۰/۷۴)
	هارمون ضروری تعداد	۱/۴۷±۲۲/۶۴	۰/۴۱±۲۱/۲۵	۰/۱۶±۲۱/۰۸	۰/۲۵±۲۱/۴۷	۰/۳۷±۲۰/۹۶	۰/۳۷±۲۰/۷۴	۰/۵۰±۱۹/۱۶	۰/۲۸±۲۰/۱۸	۰/۸۷۴(۰/۰۱)	۰/۸۵۴(۰/۳۱)	۰/۱۴۵(۰/۱۴)
کفی پلاسبو	۹۹/۵ درصد توان	۲/۰۰±۸/۱۱	۱/۰۵±۸/۲۳	۲/۴۴±۸/۰۱	۱/۵۹±۸/۸۷	۱/۶۷±۸/۲۷	۱/۴۵±۸/۲۷	۱/۳۶±۸/۱۷	۰/۸۲±۸/۲۷	۰/۶۱۴(۰/۰۵)	۰/۲۵۴(۰/۶۲)	۰/۶۵۲(۰/۷۵)
	میانه فرکانس	۰/۷۷±۲/۷۵	۱/۷۸±۲/۰۱	۰/۱۰±۲/۱۸	۰/۱۵±۲/۴۲	۰/۶۸±۲/۳۶	۰/۷۵±۲/۲۷	۰/۷۵±۲/۳۱	۰/۵۴±۲/۰۷	۰/۳۴۹(۰/۱۰)	۰/۶۸۷(۰/۱۴)	۰/۴۶۵(۰/۲۴)
	باند فرکانس	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۴۵۲(۰/۰۸)	۰/۲۳۴(۰/۱۰)	۰/۱۱۱(۰/۴۲)
	هارمون ضروری تعداد	۰/۸۱±۲۰/۴۹	۰/۱۸±۲۰/۲۱	۰/۷۲±۲۰/۳۶	۰/۲۱±۲۰/۴۵	۰/۴۲±۲۰/۱۲	۰/۹۱±۲۰/۸۱	۰/۳۶±۱۹/۲۷	۰/۱۸±۱۹/۱۰	۰/۲۸۵(۰/۱۲)	۰/۱۳۳(۰/۳۶)	۰/۱۰۰(۰/۲۳)
کفی دبل‌دنس یتی	۹۹/۵ درصد توان	۲/۱۰±۱۰/۲۰	۱/۱۹±۸/۵۴	۲/۰۰±۸/۲۷	۱/۹۱±۸/۱۶	۱/۶۰±۸/۱۲	۰/۵۴±۸/۸۷	۱/۲۵±۸/۲۰	۰/۶۸±۸/۷۱	*۰/۰۳۵(۰/۰۱)	۰/۵۲۷(۰/۲۰)	۰/۲۵۴(۰/۶۵)
	میانه فرکانس	۰/۲۵±۲/۹۵	۰/۱۷±۲/۶۲	۰/۲۸±۲/۶۴	۰/۱۶±۲/۸۵	۰/۵۴±۲/۲۷	۰/۲۶±۲/۱۰	۰/۱۳±۲/۲۸	۰/۲۷±۲/۱۸	۰/۶۵۲(۰/۱۶)	۰/۰۵۲(۰/۷۷)	۰/۲۰۰(۰/۳۱)
	باند فرکانس	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۰۰±۱/۰۰	۰/۴۲۸(۰/۴۱)	۰/۴۲۶(۰/۱۸)	۰/۱۲۵(۰/۶۲)
	هارمون ضروری تعداد	۰/۲۴±۲۰/۲۸	۰/۳۵±۲۳/۰۰	۰/۵۶±۲۰/۱۹	۰/۱۲±۲۰/۲۷	۰/۱۸±۲۰/۴۵	۰/۴۵±۲۰/۱۸	۰/۲۴±۱۹/۱۸	۰/۳۴±۱۹/۱۲	*۰/۰۱۹(۰/۱۳)	۰/۴۲۱(۰/۱۴)	*۰/۰۴۱(۰/۷۴)

*سطح معنی‌داری: P<۰.۰۵؛ A. ACLR+پای پرونیت (کمتر از ۶ ماه)؛ B. ACLR+پای پرونیت (۱۲-۶ ماه)؛ C. ACLR+پای پرونیت (بیش از ۱۲ ماه)؛ D: گروه سالم

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه بررسی استفاده از کفی دبل‌دنسیتی، پلاسبو و کفش بدون کفی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن بود. با توجه به اینکه آسیب رباط صلیبی قدامی و تغییرات بیومکانیکی ناشی از آن می‌تواند به افزایش بار دینامیکی بر مفاصل اندام تحتانی و خطر عود آسیب یا بروز آسیب‌های ثانویه منجر شود، ارزیابی روش‌های تعدیل بارگذاری از طریق کفی‌های ویژه از اهمیت بالایی برخوردار است. بدین منظور، این پژوهش به مقایسهٔ الگوهای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در حالت‌های مختلف کفی‌گذاری پرداخته است تا مشخص گردد که آیا استفاده از کفی‌های متفاوت می‌تواند به تنظیم توزیع بار، کاهش نوسانات فرکانسی بالا و بهبود پایداری دینامیکی در طول دویدن کمک کند یا خیر. یافته‌های این مطالعه می‌توانند در طراحی برنامه‌های توان‌بخشی و انتخاب تجهیزات حمایتی مناسب برای افراد پس از بازسازی ACL و دارای پای پرونیت کمک‌کننده باشند.

الف. راستای عمودی: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از کفی دبل‌دنسیتی و کفش بدون کفی، به‌ترتیب به افزایش معنی‌داری در شاخص تعداد هارمونی ضروری در طیف فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین منجر می‌شود. این یافته می‌تواند نشان‌دهندهٔ تغییر در ساختار فرکانسی سیگنال نیرو و افزایش پیچیدگی یا غنای طیفی پاسخ دینامیکی بدن به زمین در طول دویدن باشد (۴۷). افزایش تعداد هارمونی‌های ضروری به این معناست که سیگنال نیرو حاوی مؤلفه‌های فرکانسی بیشتری است که ممکن است نشان‌دهندهٔ توزیع متفاوت بارگذاری، تغییر در زمان‌بندی و دامنهٔ نیروهای ضربه‌ای و یا تعدیل در راهبردهای کنترل حرکتی باشد (۴۷)؛ به‌عنوان‌مثال، در مطالعه‌ای مشابه از سوی ووردمن و همکاران (۲۰۱۱) روی افراد مبتلا به اماس، افزایش تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی در حدود ۱۵ درصد گزارش شد (۳۳). در مقایسه، پژوهش حاضر افزایشی معادل ۲۰ درصد در شرایط بدون کفی و ۷۶ درصد در شرایط کفی دبل‌دنسیتی را نشان داد که حاکی از اثر تعدیل‌کنندهٔ قوی‌تر این کفی بر پیچیدگی سیگنال نیرو است. همسو با آن، جعفرنژادگرو و همکاران (۲۰۲۳) اظهار داشتند که افزایش تعداد هارمونی ضروری نشان‌دهندهٔ بهبود کارایی انتقال بار، کاهش تلاش عصبی–عضلانی یا بهبود الگوی جذب شوک پس از اعمال استرس خستگی است که می‌تواند با هدف کاهش بارهای مفصلی در جمعیت‌های آسیب‌پذیر، مانند افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی همسو باشد (۴۸). درواقع، استفاده از کفی بدون خاصیت میرایی مشخص (کفش بدون کفی) و کفی دبل‌دنسیتی با خاصیت جذب انرژی ممکن است باعث تغییر در نحوهٔ انتقال نوسانات از زمین به اندام تحتانی شود و به توزیع مجدد مؤلفه‌های فرکانسی در سیگنال نیرو منجر گردد. این امر به‌ویژه در افراد با سابقهٔ آسیب رباط صلیبی قدامی اهمیت بیشتری پیدا می‌کند که اغلب دچار ناهماهنگی در کنترل حرکتی و تغییر در سازوکارهای جذب ضربه می‌شوند (۴). علاوه بر این، نتایج نشان داد که تنها در گروه افراد با سابقهٔ بازسازی رباط صلیبی قدامی که کمتر از ۶ ماه از عمل جراحی آنان گذشته بود، استفاده از کفی دبل‌دنسیتی، به کاهش معنی‌داری در شاخص توان ۹۹/۵ درصد منجر می‌گردد. این شاخص نشان‌دهندهٔ درصد توان کل سیگنال نیرو است که در فرکانس‌های پایین‌تر متمرکز شده است؛ بنابراین، کاهش آن نشان‌دهندهٔ پراکندگی بیشتر توان در فرکانس‌های بالاتر و کاهش تمرکز نیرو در محدودهٔ فرکانسی اصلی است (۵). این تغییر می‌تواند نشانه‌ای از تغییر در الگوی بارگذاری و کاهش کارایی جذب ضربه باشد (۵). در مرحلهٔ اولیهٔ توان‌بخشی (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی)، دستگاه عصبی–حرکتی هنوز در حال بازسازی راهبردهای کنترل حرکتی و هماهنگی عضلانی است و ممکن است به تغییرات کوچک در محیط حسی–حرکتی (مانند نوع کفی)، واکنش غیرخطی یا ناپایدار نشان دهد (۴)؛ بنابراین، کاهش توان ۹۹/۵ درصد در این گروه ممکن است نشان‌دهندهٔ کاهش کارایی دستگاه جذب ضربه و افزایش نوسانات فرکانسی بالا در نیروی عکس‌العمل زمین باشد که می‌تواند خطر ایجاد بارهای غیرعادی بر مفاصل را افزایش دهد (۴۹). این یافته‌ها با

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

مطالعاتی همسو است که نشان می‌دهند، افراد پس از بازسازی ACL در مراحل اولیهٔ توان‌بخشی، دچار تغییرات در الگوهای بارگذاری، کاهش هماهنگی عضلانی و افزایش وابستگی به بازخورد حسی از محیط هستند (۳۳). کفی دبل‌دنسیتی، با وجود خاصیت میرایی بالا، ممکن است در این مرحلهٔ حساس از توان‌بخشی، به‌جای کاهش بارهای ضربه‌ای، باعث تغییر در بازخورد حسی–حرکتی و اختلال در تنظیم دقیق نیرو شود. این امر می‌تواند توضیح دهد که چرا این کفی در گروه زیر ۶ ماه، باعث کاهش توان ۹۹/۵ درصد شده است، درحالی‌که در گروه‌های دیگر، چنین اثری مشاهده نشده است؛ ازاین‌رو، استفاده از کفی‌های میراگر در مراحل اولیهٔ پس از بازسازی ACL، باید با احتیاط و با در نظر گرفتن وضعیت توان‌بخشی و سطح کنترل حرکتی فرد انجام گردد. با توجه به مطالعه‌های گذشته می‌توان اظهار داشت که تغییر در ویژگی‌های مکانیکی کفی می‌تواند به‌طور معنی‌داری، بر ویژگی‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین تأثیر بگذارد (۵۰)؛ اما جهت و میزان این تأثیر به عواملی مانند نوع کفی، زمان پس از جراحی و وضعیت عملکردی فرد بستگی دارد. این امر اهمیت توجه به زمان‌بندی و انطباق‌پذیری مداخلات حمایتی در دورهٔ توان‌بخشی پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی را برجسته می‌کند و پیشنهاد می‌نماید که انتخاب کفی مناسب باید فراتر از ویژگی‌های فیزیکی آن، با در نظر گرفتن وضعیت بالینی و مرحلهٔ توان‌بخشی فرد انجام شود.

ب. راستای داخلی–خارجی: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی داشت؛ همچنین نتایج نشان داد که کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط استفاده از کفی پلاسبو و به‌ویژه کفی دبل‌دنسیتی رخ می‌دهد. نتایج نشان داد که افزایش معنی‌داری در مؤلفهٔ تعداد هارمونی ضروری، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی، در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه رخ داده است. افزایش معنادار شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط دبل‌دنسیتی، نشان‌دهندهٔ افزایش پیچیدگی کنترل در صفحهٔ فرونتال هنگام استفاده از کفی‌هاست (۳۳) که احتمالاً می‌تواند نشان‌دهندهٔ نیاز بیشتر برای حفظ پایداری جانبی، در پاسخ به تغییرات حس عمقی یا مکانیکی ایجادشده توسط کفی‌ها باشد. کاهش معنادار فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، به‌ویژه در شرایط دبل‌دنسیتی حدود ۱۹ درصد در مقایسه با کاهش ۱ درصدی کفی پلاسبو، مجدداً نشان‌دهندهٔ تغییر توزیع توان به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است (۵). این تغییر در کنترل جانبی می‌تواند با تغییر در راهبردهای کنترل پوسچرال، مانند افزایش وابستگی به بازخورد حسی (که کندتر است) یا کاهش سفتی فعال مفصل در صفحهٔ فرونتال مرتبط باشد. اثر بارزتر کفی دبل‌دنسیتی می‌تواند ناشی از تغییرات خاص آن در توزیع فشار کف پا و درنتیجه، تعدیل فعالیت عضلات اطراف مچ پا و زانو باشد (۵۱). کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه‌های بازسازی رباط صلیبی قدامی با زمان بهبودی کمتر از ۶ ماه و افزایش تعداد هارمونی ضروری، تنها در گروه کمتر از ۶ ماه، تأییدکنندهٔ حساسیت بالاتر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در مراحل میانی و اولیهٔ بهبودی رباط صلیبی قدامی است. در این دوره‌ها زمانی است که تغییرات عصبی–عضلانی و بیومکانیکی چشمگیری در حال رخ دادن است و مداخلاتی مانند کفی‌ها ممکن است تأثیرات واضح‌تری داشته باشند. همسو با آن، پرتوریوس (۲۰۲۳) اظهار داشت که استفادهٔ مستقیم از ابزارهای توان‌بخشی همچون بریس زانو دقیقاً پس از جراحی، به علت توزیع بار مفصلی، با آسیب مجدد در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی ارتباط نزدیکی دارند (۵۲). احتمالاً کفی‌ها از این نظر، مزیت مناسب‌تری برای افراد با دورهٔ جراحی کمتر از ۶ ماه داشته باشند.

ج. راستای قدامی–خلفی: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد، افزایش معنی‌داری بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی دبل‌دنسیتی وجود داشت؛ همچنین به لحاظ آماری، کاهش معنی‌داری بر توان ۹۹/۵ درصد در شرایط کفی دبل‌دنسیتی ایجاد شد. نتایج نشان داد، کاهش معنی‌داری در مؤلفهٔ فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، تنها در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی، در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است. افزایش معنادار تعداد هارمونی

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

ضروری در شرایط کفی دبل‌دنسیتی در این راستا، مشابه با راستای داخلی-خارجی، نشان‌دهندهٔ افزایش پیچیدگی کنترل در صفحهٔ ساجیتال است (۳۳). این پیچیدگی اضافی می‌تواند با تغییرات در مکانیک پیشرانی و ترمزی مرتبط باشد. کاهش معنادار توان ۹۹/۵ درصد، تنها در شرایط دبل‌دنسیتی، همسو با یافته‌های راستای داخلی-خارجی است که نشان‌دهندهٔ تأثیر ویژهٔ کفی دبل‌دنسیتی در تغییر توزیع توان سیگنال نیروهای عکس‌العمل زمین به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است (۵). این امر می‌تواند بازتابی از تعدیل الگوهای انقباض عضلانی چهارسر ران و همسترینگ تحت تأثیر این نوع باشد که برای کنترل حرکت در صفحهٔ ساجیتال حیاتی هستند، به‌ویژه در جمعیت با بازسازی رباط صلیبی قدامی که اغلب دچار اختلالات هماهنگی عضلات اطراف زانو می‌شوند. کاهش توان ۹۹/۵ درصد در گروه با بازسازی رباط صلیبی قدامی کمتر از ۶ ماه در راستای قدامی-خلفی، همخوان با جهت‌های دیگر، اهمیت مرحلهٔ حاد پس از جراحی را به‌عنوان دوره‌ای برجسته می‌کند که در آن، سیگنال‌های بیومکانیکی به شدت به مداخلات حساس هستند. تغییرات مشاهده‌شده در تعداد هارمونی ضروری و توان ۹۹/۵ درصد عمدتاً منعکس‌کنندهٔ تعدیل در راهبردهای کنترل عصبی-عضلانی و تغییرات در سفتی دینامیکی دستگاه اندام تحتانی، در پاسخ به مداخلهٔ کفی و خستگی هستند (۵۳). کاهش تعداد هارمونی ضروری در شرایط کفی دبل‌دنسیتی پس از خستگی در جهت عمودی، نشان‌دهندهٔ کارایی بیومکانیکی بهبودیافته است که می‌تواند ناشی از توزیع بهینه‌تر فشار و جذب شوک توسط نواحی با دانسیتهٔ متفاوت کفی باشد (۵۴)؛ همچنین کاهش توان ۹۹/۵ درصد در جهات مختلف، به‌ویژه در هنگام استفاده از کفی دبل‌دنسیتی می‌تواند نشان‌دهندهٔ افزایش وابستگی به بازخورد حسی (راهبردهای کنترلی کندتر) یا کاهش سفتی فعال مفاصل در پاسخ به حمایت بیشتر و تغییر الگوی بارگذاری توسط این کفی باشد. این تغییرات در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی و پرونیشن که در معرض خطر بالاتر بارگذاری نامتقارن و استرس مفصلی هستند، می‌تواند پتانسیل محافظت مفصل و بهبود پایداری پویا را داشته باشد، به‌ویژه در مراحل اولیه و میانی بهبودی که دستگاه عصبی-عضلانی در حال تطبیق مجدد است.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به مواردی همچون بررسی نکردن آثار استفادهٔ طولانی‌مدت از کفی دبل‌دنسیتی، پلاسبو و کفش بدون کفی، بررسی نکردن هر دو جنسیت و سایر متغیرهای کینماتیکی اشاره کرد؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود، در مطالعات آینده آثار طولانی‌مدت با بررسی هر دو جنس مدنظر قرار گیرد.

به‌نظر می‌رسد، افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در راستاهای مختلف نیروهای عکس‌العمل زمین نشان‌دهندهٔ افزایش پیچیدگی و تنوع الگوهای حرکتی در طول دویدن است. این افزایش پیچیدگی معمولاً نشانهٔ بهبود کنترل حرکتی و تطبیق پویای دستگاه عصبی-حرکتی با محیط است.

سپاس‌گزاری

بدین‌وسیله از زحمات همهٔ شرکت‌کنندگان در این مطالعه کمال تشکر و قدردانی را داریم. گفتنی است، همهٔ نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همهٔ بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که تضاد منافعی در این مقاله وجود ندارد.

کد اخلاق

این مقاله با نظارت و تاییدیه کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد اخلاق IR.UMA.REC.1404.019 انجام شده است.

حمایت مالی

این مطالعه مربوط به بخشی از رساله دکتری آقای ابراهیم پیری از دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

References

1. Brené S, Bjørnebekk A, Åberg E, Mathé AA, Olson L, Werme M. Running is rewarding and antidepressive. Physiol Behav. 2007;92:136-40. doi: 10.1016/j.physbeh.2007.05.015.
2. Hendrikse J, Chye Y, Thompson S, Rogasch NC, Suo C, Coxon JP, et al. Regular aerobic exercise is positively associated with hippocampal structure and function in young and middle-aged adults. Hippocampus. 2022;32:137-52. doi: 10.1002/hipo.23397.
3. Bull FC, Al-Ansari SS, Biddle S, Borodulin K, Buman MP, Cardon G, et al. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. Br J Sports Med. 2020;54:1451-62. doi: 10.1136/bjsports-2020-102955.
4. Saragiotto BT, Yamato TP, Hespanhol Junior LC, Rainbow MJ, Davis IS, Lopes AD. What are the main risk factors for running-related injuries? Sports Med. 2014;44:1153-63. doi: 10.1007/s40279-014-0194-6.
5. Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålman 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. J Sport Biomech. 2025;11:20-33.doi: 10.61186/JSportBiomech.11.1.20.
6. Jafarnezhadgero AA, Alizadeh R, Mirzanag EF, Dionisio VC. Could the anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet affect the plantar pressure variables and muscular activity during running? A comparative study. J Bodyw Mov Ther. 2024;40:986-91. doi: 10.1016/j.jbmt.2024.07.020.
7. Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. Br J Sports Med. 2016;50:804-8. doi: 10.1136/bjsports-2016-096031.
8. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture. 2002;15:282-91. doi: 10.1016/s0966-6362(01)00151-5.
9. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PLoS One. 2019;14:e0223219. doi: 10.1371/journal.pone.0223219.
10. Dolk DC, Hedevik H, Stigson H, Wretenberg P, Kvist J, Stålman A. Nationwide incidence of anterior cruciate ligament reconstruction in higher-level athletes in Sweden: a cohort study from the Swedish National Knee Ligament Registry linked to six sports organisations. Br J Sports Med. 2025;59:470-9. doi: 10.1136/bjsports-2024-108343.
11. Jafarnezhadgero A, Zivari M. Effect of Fatigue Protocol on Lower Limb Muscle Activities in Individuals with Genu Varus During Running with Agility Shoes1. SMJ. 2020;12:55-70. doi:10.22089/smj.2021.10190.1469.
12. Walsh M, Peper A, Bierbaum S, Karamanidis K, Arampatzis A. Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21:270-5. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.12.005.
13. Naderi A, Baloochi R, Rostami KD, Fourchet F, Degens H. Obesity and foot muscle strength are associated with high dynamic plantar pressure during running. Foot. 2020;44:101683. doi: 10.1016/j.foot.2020.101683.
14. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid K-C, et al. Fatigue and human performance: an updated framework. Sports Med. 2023;53:7-31. doi: 10.1007/s40279-022-01748-2.
15. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech. 2009;24:327-40. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.
16. Liu Z, Yang C, Yu J, Zhao X, Wu J, Zhang Y, et al. The Effect of Muscles Fatigue on the Knee's Kinetics and Kinematics Characteristics. Sustainability. 2023;15:3029. doi:10.3390/su15043029
17. Jaafarnejad A, Valizade-Orang A, Ghaderi K. Comparison of Muscular Activities in Patients with Covid19 and Healthy Control Individuals during Gait. J Rehabil Med. 2021;10:168-74. doi: 10.22037/jrm.2021.114587.2563.
18. Jones D. Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. Ciba Found Symp. 1981;1981:178-96. doi: 10.1002/9780470715420.ch11.
19. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Med Sci Sports Exerc. 2005;37:657-63. doi: 10.1249/01.mss.0000158994.29358.71.
20. koreili z, Fatahi A, Azarbayjani MA, Sharifnezhad A. Comparison of Static Balance performance and plantar selected parameters in dominant and non-dominant leg Active Female Adolescents with ankle pro-nation. J Rehabil Med. 2023; 12: 306-319. doi: 10.32598/SJRM.12.2.7

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

21. Piri E, Jafarnezhadgero A, Stålman A. Advantages and Disadvantages of Different Surgical Grafts in Anterior Cruciate Ligament Injuries: A Letter to the Editor. Sports Biomech. 2024;10:254-60. doi: 10.61186/JSportBiomech.10.3.254.
22. Cristiani R, Forssblad M, Edman G, Eriksson K, Stålman A. Age, time from injury to surgery and hop performance after primary ACLR affect the risk of contralateral ACLR. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2022;30:1828-35. doi: 10.1007/s00167-021-06759-6.
23. Pfeiffer TR, Burnham JM, Hughes JD, Kanakamedala AC, Herbst E, Popchak A, et al. An increased lateral femoral condyle ratio is a risk factor for anterior cruciate ligament injury. J Bone Joint Surg Am. 2018;100:857-64. doi: 10.2106/JBJS.17.01011.
24. Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D, Sajedi H, Fakhri Mirzanag E. Effect of Short-Term Use of Anti-Pronation Insoles on Plantar Pressure Variables Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a Pronated Foot during Gait. J Gorgan Univ Med Sci. 2024;26:36-44. doi: 10.61186/goums.26.3.36.
25. Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. Human Move Sci. 1990;9:117-31.
26. Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghoroghchi A, Darvishani MA, Aali S, Dionisio VC. Analysis of ground reaction forces and muscle activity in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during different running strike patterns. Gait Posture. 2021;90:204-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.09.167.
27. Stergiou N. Innovative analyses of human movement: Human Kinetics Publishers; 2004.
28. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. IEEE Trans Biomed Eng. 1995;42:293-303. doi: 10.1109/10.364516.
29. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. J Biomech. 1997;30:851-5. doi: 10.1016/s0021-9290(97)00043-2. Erratum in: J Biomech 1997 Sep;30(9):1003.
30. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. Spine. 1996;21:2235-42. doi: 10.1097/00007632-199610010-00011.
31. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clin Biomech. 2002;17:615-7. doi: 10.1016/s0268-0033(02)00072-4.
32. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clin Biomech. 1999;14:185-92. doi: 10.1016/s0268-0033(99)80003-5.
33. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clin Biomech. 2011;26:207-12. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021.
34. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnezhadgero A, Hilfiker R. The effect of motor control training on kinetics variables of patients with non-specific low back pain and movement control impairment: Prospective observational study. J Bodyw Mov Ther. 2017;21:1009-16. doi: 10.1016/j.jbmt.2016.12.009.
35. Nigg BM. Biomechanics of sport shoes: University of Calgary; 2010.
36. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clin Biomech. 2012;27:1058-63. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004.
37. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. Man Ther. 2008;13:148-54. doi: 10.1016/j.math.2006.11.002.
38. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture. 2017;53:236-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006.
39. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. J Orthop Sports Phys Ther. 1993;18:553-8. doi: 10.2519/jospt.1993.18.4.553.
40. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. JBJS. 2007;89(12):2723-31.
41. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain syndrome. J Adv Sport Technol. 2017;1:22-9.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]

Cohen J, editor Quantitative methods in psychology: A power primer. Psychological bulletin; 1992: Citeseer.
42. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. J Biomech. 1983;16:591-601. doi: 10.1016/0021-9290(83)90109-4.
43. 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;24:10-9.
44. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales: Human kinetics; 1998.
45. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. J Sci Med Sport. 2014;17:419-24. doi: 10.1016/j.jsams.2013.05.013.
46. Jeon HG, Lee SY, Park SE, Ha S. Ankle instability patients exhibit altered muscle activation of lower extremity and ground reaction force during landing: a systematic review and meta-analysis. J Sports Sci Med. 2021;20:373. doi: 10.52082/jssm.2021.373.
47. Jafarnezhadgero A, Noroozi Z, Piri E. Comparison of frequency of electrical activity values of lower limb muscles before and after fatigue in people with history of covid-19 compared to healthy people during walking. Stud Med Sci. 2023;34:450-60. doi: 10.61186/umj.34.8.450.
48. Pietrosimone B, Seeley MK, Johnston C, Pfeiffer SJ, Spang JT, Blackburn JT. Walking ground reaction force post-ACL reconstruction: analysis of time and symptoms. Med Sci Sports Exerc. 2019;51:246- 254. doi: 10.1249/MSS.0000000000001776.
49. Costa M, Priplata A, Lipsitz L, Wu Z, Huang N, Goldberger AL, et al. Noise and poise: enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance–based therapy. Europhys Lett. 2007;77:68008. doi: 10.1209/0295-5075/77/68008.
50. Parsa R, Jafarnezhadgero A, Piri E. The effect of using double-density soles on the loading rate, impulse, free moment, and ground reaction forces in adolescent volleyball players with pronated feet during running and landing. IJRN. 2025;11:20-30. doi: 10.22034/IJRN.11.3.20.
51. Praetorius ADA. Anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft: Evaluation of a brace free rehabilitation protocol and biomechanical assessment of functional outcome using statistical parametric mapping: Dissertation, Duisburg, Essen, Universität Duisburg-Essen, 2023; 2023.
52. Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. J Adv Sport Technol. 2019;3:8-21.
53. Thomson A, Einarsson E, Hansen C, Bleakley C, Whiteley R. Marked asymmetry in vertical force (but not contact times) during running in ACL reconstructed athletes< 9 months post-surgery despite meeting functional criteria for return to sport. J Sci Med Sport. 2018;21:890-3. doi: 10.1016/j.jsams.2018.02.009.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-11]