

Article Type:
Research Article

Article History:

Received: 2025/9/8
Revised: 2025/10/19
Accepted: 2025/11/3
Published: 2025/11/22

How to Cite:

Piri E, Jafarnezhadgero A, Dehghani M, Enteshari-Moghaddam A. The effect of arch-support insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces during waking in adults with anterior cruciate ligament reconstruction (ACL) reconstruction and pronated feet. *EBNESINA* 2025;27(3):25-41. DOI: 10.22034/27.3.25

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

✉ Corresponding Author:
AmirAli Jafarnezhadgero
Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Tel: +98 (45) 31505253
E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com



Aja University of Medical Sciences

EBNESINA

journal homepage: <https://ebnesina.ajams.ac.ir>

ISSN: 1735-9503
eISSN: 4653-2645



The effect of arch-support insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces during waking in adults with anterior cruciate ligament reconstruction (ACL) reconstruction and pronated feet

Ebrahim Piri¹, AmirAli Jafarnezhadgero^{1✉},
Mahrokh Dehghani¹, Afsaneh Enteshari-Moghaddam²

Abstract

Background and aims: Gait mechanics can be impaired by foot pronation and anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. This study examined the effects of arch-support and placebo insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces during walking in individuals with pronated feet who underwent ACL reconstruction with a hamstring autograft.

Methods: In this quasi-experimental study, 30 men with pronated feet and prior ACL reconstruction (hamstring autograft) were grouped by time since surgery (<6 months, 6-12 months, >12 months). Ten healthy men served as controls. Ground reaction forces were recorded in three directions with a force plate (Bertec, USA) under three conditions: no insole, placebo insole, and arch-support insole, measured before and after a fatigue protocol. Frequency analysis used Fourier transform. Data were analyzed with two-way repeated measures ANOVA.

Results: Insoles produced significant changes from pre- to post-fatigue in the Essential Harmonic Number index: vertical direction under no insole and placebo conditions; mediolateral direction under placebo and arch-support conditions; and anteroposterior direction under no insole and arch-support conditions. Use of the arch-support insole was associated with a significant reduction in 99.5% frequency power, particularly in the group <6 months post-surgery.

Conclusion: Insoles, especially arch-support insoles, appear to enhance dynamic stability by altering the frequency content of ground reaction forces, with a stronger effect in the early postoperative stage after ACL reconstruction.

Keywords: anterior cruciate ligament reconstruction, anterior cruciate ligament, gait; flatfoot, biomechanic, knee joint

EBNESINA - IRIAF Health Administration

(Vol. 27, No. 3, Serial 92)



Copyright© 2025. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms. Downloaded from: <http://www.ebnesina.ajams.ac.ir>

Introduction

Walking is a fundamental human activity essential for maintaining health [1]. Structural deviations of the lower limb, such as foot pronation, can alter gait mechanics [2]. Foot pronation, marked by a reduced medial longitudinal arch, changes ankle and foot alignment [7]. Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is a common knee injury often reconstructed with grafts such as hamstring autografts [8]. ACL injuries are frequent, and re-injury rates can reach 15-20% within the first postoperative year [9]. Pronated feet may increase re-injury risk, possibly via mechanisms like increased internal tibial rotation [10]. Foot orthoses, including arch-support insoles, are commonly used to correct alignment and improve biomechanics [11, 14]. Frequency-spectrum analysis of ground reaction forces (GRFs) is a sensitive tool for assessing neuromuscular control and gait stability, often revealing changes not evident in time-domain measures [17, 23–25]. Despite the importance of GRF frequency content, the effects of arch-support insoles on these components in individuals with prior ACL reconstruction (hamstring autograft) and pronated feet remain unexplored. Therefore, this study aimed to examine the effects of arch-support and placebo insoles on the GRF frequency spectrum during walking in this population.

Methods

This quasi-experimental pre-test/post-test study was conducted in a sports biomechanics laboratory. Sample size was calculated with G*Power 3.1 ($\alpha = 0.05$, power = 0.8, effect size = 0.7), yielding a minimum of 10 participants per group. The study population comprised male patients with ACL reconstruction and pronated feet from Ardabil city, Iran. Forty men were recruited by convenience sampling and allocated by time since surgery into three groups: Group 1, <6 months post-surgery ($n=10$); Group 2, 6–12 months ($n=10$); Group 3, >12 months ($n=10$). Ten healthy men without pronated feet or ACL injury

formed a control group.

Inclusion criteria for patients were: age 18-45 years; unilateral ACL reconstruction with hamstring autograft; unilateral pronated foot (navicular drop >10 mm and Foot Posture Index >4); BMI 18.5-25 kg/m²; no pain in functional range of motion; ability to run without limitation; no history of lower-limb fractures or deformities; no long-term use of drugs affecting the musculoskeletal system; and willingness to participate. Exclusion criteria included other surgeries, other lower-limb injuries, leg-length discrepancy >5 mm, or withdrawal of consent. Healthy controls required absence of pronation and lower-limb pathology.

GRF data were recorded with a Bertec force plate (USA) at 1000 Hz while participants walked barefoot at a self-selected speed along a walkway. Three successful trials were collected for each of three conditions: no insole (barefoot), placebo insole (flat thin foam), and arch-support insole (rigid polyurethane, 25 mm arch height, 15 mm posting). A treadmill fatigue protocol (Horizon Fitness, USA) began at 6 km/h, increasing by 1 km/h every 2 minutes until participants reported a Borg RPE ≥ 13 or reached 80% of maximum heart rate [29]. Speed was then held for >2 minutes before immediately repeating the walking trials.

GRF signals were filtered with a 4th-order low-pass Butterworth filter (cutoff 20 Hz). Frequency analysis used FFT in MATLAB R2016a. Variables analyzed were 99.5% Power Frequency (F99.5%), Median Frequency (Fmed), and Essential Harmonic Number (EHN) in vertical (Fz), mediolateral (Fy), and anteroposterior (Fx) directions. Statistical analyses were performed in SPSS-23; normality was tested with Shapiro–Wilk. A two-way repeated measures ANOVA (insole $\times$ time: pre vs. post fatigue) was applied within each group. Cohen's d quantified effect size. Significance was set at $p \leq 0.05$.

Results

Demographic data showed no significant differences between groups in age, height, weight, or BMI ($p>0.05$). As expected, navicular drop and foot posture index were significantly higher in patient groups compared to the healthy group ($p<0.001$) (Table 1).

Vertical Direction (Fz): The insole factor significantly increased the EHN from pre- to post-fatigue under the no-insole ($p=0.044$, $d=0.42$) and placebo insole ($p=0.049$, $d=0.17$) conditions. A significant insole $\times$ group interaction was observed for F99.5% under both placebo ($p=0.012$, $d=0.97$) and arch-support ($p=0.030$, $d=0.82$) conditions compared to no-insole. The arch-support insole also led to a significant decrease in F99.5% from pre- to post-fatigue ($p=0.045$, $d=0.36$).

Mediolateral Direction (Fy): The insole factor significantly increased EHN under placebo ($p=0.048$, $d=0.75$) and arch-support ($p=0.005$, $d=0.62$) conditions. F99.5% decreased significantly with arch-support insoles compared to no-insole ($p=0.005$, $d=0.62$). A significant interaction for Fmed was found under arch-support insoles ($p=0.001$, $d=0.87$). Furthermore, a significant reduction in F99.5% was observed only in Group 1 (<6 months post-op) when using arch-support insoles ($p=0.049$, $d=0.11$).

Anteroposterior Direction (Fx): The insole factor significantly increased EHN under no-insole ($p=0.048$, $d=0.20$) and arch-support insole ($p=0.001$, $d=0.77$) conditions. In contrast, it caused a significant decrease in F99.5% under the arch-support condition ($p=0.001$, $d=0.77$). A significant reduction in Fmed was also observed with arch-support insoles ($p=0.013$, $d=0.37$). The insole $\times$ group interaction for EHN was significant ($p=0.005$, $d=0.45$), and a significant

decrease in F99.5% occurred only in Group 1 when using arch-support insoles ($p=0.007$, $d=0.13$).

Discussion and Conclusion

The results show that insoles, especially arch-support types, alter the frequency spectrum of GRFs in adults with ACL reconstruction and pronated feet, with effects most evident after fatigue. The increase in EHN in the vertical direction under no-insole and placebo conditions after fatigue indicates greater signal complexity and likely reflects increased demand on muscular control to maintain stability [24], possibly due to impaired shock absorption. In contrast, the stability of EHN with arch-support insoles post-fatigue suggests a protective effect in preserving movement-pattern integrity [25].

Arch-support insoles produced the largest reductions in high-frequency power (F99.5%) across all directions, particularly in the mediolateral and anteroposterior planes, implying a shift of spectral power toward lower frequencies. This shift is commonly associated with improved postural stability, fewer unnecessary body oscillations, and more efficient neuromuscular control [2, 3, 23]. The significant decreases in F99.5% and Fmed observed in Group 1 (<6 months post-surgery) indicate that the neuromusculoskeletal system is especially responsive to interventions during early rehabilitation, a period characterized by substantial neural adaptation and biomechanical recalibration, making external aids like insoles potentially more impactful [26, 36].

Mechanistically, arch-support insoles likely enhance dynamic stability by improving proprioceptive feedback, optimizing plantar pressure distribution, and modulating muscle activity around the ankle and knee [13, 34]. These changes can produce smoother movement control, reduced joint stiffness, and potentially lower re-injury risk [35]. The placebo insoles produced modest effects as well, suggesting that even non-specific tactile input can alter gait, though to a lesser degree than structured arch support.

Table 1- Mean $\pm$ standard deviation of demographic characteristics of participants

Characteristic	Group 1 (n=10)	Group 2 (n=10)	Group 3 (n=10)	Group 4 (n=10)	p-value
Age (years)	24.6 $\pm$ 0.8	26.1 $\pm$ 0.4	27.1 $\pm$ 0.1	25.3 $\pm$ 0.4	0.082
Height (cm)	180.4 $\pm$ 2.3	179.2 $\pm$ 5.7	181.1 $\pm$ 1.2	178.1 $\pm$ 6.1	0.912
Weight (Kg)	80.4 $\pm$ 4.7	81.5 $\pm$ 2.5	80.6 $\pm$ 3.4	79.2 $\pm$ 6.5	0.360
BMI (Kg/m ²)	23.8 $\pm$ 0.6	24.0 $\pm$ 0.1	23.8 $\pm$ 0.8	23.1 $\pm$ 3.8	0.547
Navicular Drop (mm)	12.7 $\pm$ 1.9	13.8 $\pm$ 1.1	12.9 $\pm$ 1.3	7.2 $\pm$ 1.8	<0.001
Foot Posture Index	7.2 $\pm$ 0.2	8.3 $\pm$ 0.5	6.7 $\pm$ 1.7	3.2 $\pm$ 0.5	<0.001

Group 1: <6 months post-surgery; Group 2: 6-12 months post-surgery;
Group 3: >12 months post-surgery; Group 4: Healthy controls.

In summary, arch-support insoles appear to improve dynamic stability in individuals with ACL reconstruction and pronated feet, with the greatest benefit during the early postoperative stage. These findings support the inclusion of foot biomechanics assessment and appropriate orthotic intervention in comprehensive rehabilitation programs for ACL-reconstructed patients, particularly those with concomitant foot pronation.

Ethical Considerations

This study was approved by the Ethics Committee of Mohaghegh Ardabili University (Code: IR.UMA.REC.1404.019) and was registered in the Iranian Clinical Trial Registry (code: IRCT20220129053865N2). Written informed consent was obtained from all participants. The study was conducted in accordance with the principles of the Helsinki Declaration.

Funding

There is no funding support.

Authors' Contribution

All authors contributed equally to the conceptualization and writing of the article. Each author reviewed and approved the final manuscript, agreeing on all aspects of the work.

Conflict of Interest

Authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors sincerely thank all participants who volunteered for this study. We also acknowledge the support of the biomechanics laboratory staff.

تأثیر کفی‌های حمایت‌کننده قوس بر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به پای پرونیته با بازسازی رباط صلیبی قدامی

ابراهیم پیری^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^۱،
ماهرخ دهقانی^۱، افسانه انتشاری مقدم^۲

چکیده

زمینه و اهداف: اختلال در مکانیک راه رفتن ناشی از پای پرونیته و بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL) موضوعی مهم در پژوهش‌ها است. لذا هدف این مطالعه بررسی تأثیر کفی‌های حمایت‌کننده قوس بر طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در بزرگسالان با بازسازی ACL (اتوگرافت همسترینگ) و مبتلا به پای پرونیته بود.

روش بررسی: در این مطالعه نیمه‌تجربی، ۳۰ مرد با پای پرونیته و بازسازی ACL (با گرافت همسترینگ) در سه گروه زمانی پس از جراحی (کمتر از ۶، ۶-۱۲ و بیش از ۱۲ ماه) و ۱۰ مرد سالم شرکت کردند. طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستا با صفحه نیرو (برتک، آمریکا) در شرایط بدون کفی، کفی دارونما و کفی حمایت‌کننده قوس، قبل و پس از پروتکل خستگی اندازه‌گیری شد. تحلیل فرکانس با تبدیل فوریه و تحلیل آماری با آزمون واریانس دوطرفه با اندازه‌گیری‌های تکراری انجام گرفت.

یافته‌ها: عامل کفی از مرحله قبل خستگی تا بعد خستگی بر شاخص تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی در شرایط کفش بدون کفی و کفی عادی، در راستای داخلی-خارجی در شرایط استفاده از کفی عادی و کفی حمایت‌کننده قوس و در راستای قدامی-خلفی در شرایط استفاده از کفش بدون کفی و کفی حمایت‌کننده قوس افزایش معنی‌داری داشت. کاهش معنی‌دار توان فرکانسی ۹۹/۵٪ نیز بیشتر در گروه کمتر از ۶ ماه پس از جراحی و با استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس ثبت شد.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد کفی‌ها، به‌ویژه کفی حمایت‌کننده قوس، با تعدیل محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین، پایداری دینامیک را بهبود می‌بخشند و این تأثیر در مرحله اولیه ترمیم ACL بارزتر است.

کلمات کلیدی: بازسازی رباط صلیبی قدامی، رباط صلیبی قدامی، سبک راه رفتن، کف پای صاف، بیومکانیک، مفصل زانو

مقدمه

راه رفتن از ساده ترین و طبیعی ترین فعالیت های بدنی انسان است که نقش اساسی در حفظ سلامت دارد [۱]. اختلال در ساختار اندام تحتانی بدن می تواند بر گام برداری اثرگذار باشد. برای مثال پای پرونیت^۱ از جمله این ناهنجاری ها است [۲]. اختلال در مکانیک راه رفتن ناشی از پای پرونیت، سبب ایجاد تغییرات بیومکانیکی در اجزای نیروی عکس العمل زمین می گردد [۳]. توجه به همزمانی بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL)^۲ و اصلاح پرونیشن پا، موضوعی جدید در پژوهش است. ACL عاملی کلیدی در ثبات زانو، به خصوص برای مهار حرکت رو به جلوی استخوان درشت نی^۳ و چرخش داخلی مفصل زانو است. پارگی آن می تواند سبب ناپایداری زانو در راه رفتن، ضعف عضله چهارسر، تغییرات زاویه ای مفصل و در نتیجه دگرگونی مکانیک راه رفتن و افزایش خطر خشکی مفصل یا آسیب به منیسک گردد [۴]. الگوی غلط راه رفتن یا حرکت در محیط های پرخطر عامل آسیب هایی از جمله درد مفاصل، کمردرد، التهاب زانو، آسیب به پاشنه آشیل یا حتی سقوط و شکستگی، به ویژه در افراد مسن می شود. عواملی مانند کفش نامناسب، زمین لغزنده، فراموشی وضعیت بدنی و عدم گرم کردن قبل از حرکت می توانند خطر این آسیب ها را افزایش دهند. بنابراین، رعایت نکات ایمنی، انتخاب صحیح کفش، کفی و آگاهی از وضعیت بدنی قبل از راه رفتن بسیار مهم است [۵]. میزان شیوع عارضه پرونیت پا در بزرگسالان ۲۳-۲۰٪ است و میزان بروز سالانه آسیب های ACL از ۳۰ تا ۷۰ نفر در هر ۱۰۰,۰۰۰ نفر در جمعیت عمومی متغیر است. تقریباً ۶۰ تا ۷۰٪ این آسیب ها با جراحی بازسازی ACL درمان می شوند که به سطح فعالیت بیمار، سن و علائم بی ثباتی زانو بستگی دارد. تنها در آمریکا، سالانه بیش از ۲۰۰,۰۰۰ آسیب ACL و بیش از ۱۰۰,۰۰۰ بازسازی آن انجام می شود [۶].

پای پرونیت، یکی از ناهنجاری های اندام تحتانی است که با کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی منجر به تغییر شکل در ساختمان مچ پا می شود [۷]. برای بازسازی ACL، بسته به شدت پارگی و بازگشت به سطح عملکرد قبلی فرد، می توان از گرافت های مختلفی مانند همسترینگ، آشیل، چهارسر ران و تاندون کشکی-رانی استفاده نمود. در انتخاب نوع پیوند، عواملی مانند سطح فعالیت بیمار، میزان سازگاری بیولوژیکی و دوام در برابر پارگی مجدد نقش کلیدی دارند [۸]. میزان خطر پارگی مجدد بعد از بازسازی ACL است که در ۲-۱ سال اول جراحی رخ می دهد و به دلایلی همچون نداشتن توانبخشی مناسب، تثبیت نشدن گرافت و ضعف عضلات چهارسر و همسترینگ است [۹]. با این وجود پرونیت پا یک خطر بالقوه برای بروز مجدد پارگی است. احتمالاً یکی از سازوکارهای اساسی در بروز پارگی مجدد، چرخش داخلی استخوان ساق است که امکان بروز این آسیب را تشدید می کند [۱۰]. بر اساس مبانی موجود استفاده از کفی های حمایتی می تواند برای بهبود ناهنجاری های اندام تحتانی مفید باشد [۱۱].

کفی های کفش یکی از رایج ترین روش ها برای ایجاد تغییر زوایای حرکات اندام تحتانی است. اغلب درمانگران برای اصلاح پرونیشن پا از کفی های اصلاحی استفاده می کنند. بر اساس مطالعات، این کفی ها باعث تصحیح معنی دار چرخش داخلی ساق پا می گردد [۱۱]. از این رو برخی محققان استفاده از کفی را در اصلاح راستای پا و زانو مؤثر می دانند. پا در مقایسه با سایر بخش های بدن تغییرات ساختاری بیشتری دارد. یکی از مهمترین ویژگی های ساختاری پا ارتفاع قوس طولی داخلی به هنگام تحمل وزن است [۱۲]. استفاده از کفش های معمولی دارای حمایت کننده قوس پا یا کفی های طبی در درمان صافی کف پا رایج است. وظیفه اصلی کفی در صافی کف پای منعطف، اصلاح راستایی استخوان های کف پا و بازگشت به حالت طبیعی است. از مزایای استفاده از کفی های طبی، کاهش فعالیت الکتریکی عضلات ایجادکننده ثبات در کف پا، کنترل چرخش محوری اندام تحتانی و هدایت راستای پا است [۱۳].

1. pronated foot
2. Anterior cruciate ligament
3. Tibia

مطالعات نشان داده‌اند در افراد با کف پا صاف، خط وزن به داخل حرکت می‌کند و سبب ایجاد گشتاور چرخش داخلی می‌شود، در حالی که کفی‌های حمایت‌کننده قوس داخلی سبب جابجایی خط وزن به خارج می‌شود و با کاهش نوسان در حالت ایستا و پویا، تعادل را افزایش می‌دهد. بنابراین استفاده از کفی‌های حمایت‌کننده قوس جهت اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونیشن پا توصیه شده است [۱۴]. برخی پژوهش‌ها نشان دادند که با قرار دادن کفی جابه‌جایی مرکز فشار در قسمت خارجی پا بیشتر از قسمت داخلی آن بود [۱۵]. همچنین استفاده از کفی طبی باعث بهبود زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و سرعت گام برداشتن کودکان با کف پای صاف می‌شود [۱۶]. طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن یکی از متغیرهای بیومکانیکی مهم به‌شمار می‌آید. پژوهشگران دلایل مختلفی برای ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروی عکس‌العمل زمین است [۱۷]. در واقع ویژگی‌های این نیرو هنگام راه رفتن، معیار مهمی بر وجود اختلال در راه رفتن شمرده می‌شود. نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین شاخصی است که برای مشخص کردن میزان شدت برخورد کف پا استفاده می‌شود. هر چقدر این نیرو بیشتر باشد احتمال بروز آسیب بیشتر خواهد بود. دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد سالم و دارای ناهنجاری اندام تحتانی تحلیل شده است [۱۸-۲۳]. علاوه بر این، تحلیل دامنه فرکانسی متغیرهای بیومکانیکی مانند نیروهای عکس‌العمل زمین، برای ارزیابی محتوای فرکانسی سیگنال‌های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت‌هایی همچون راه رفتن به کار می‌رود. تحقیقات پیشین نشان می‌دهند که افزایش بیش از حد نیروی عکس‌العمل زمین در فاز اتکای راه رفتن (یعنی مرحله‌ای از گام که پا با زمین در تماس است و وزن بدن را تحمل میکند) می‌تواند نشان‌دهنده اختلال در عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل و عضلات اندام تحتانی باشد [۱۷، ۲۱].

مناسب‌ترین روش برای آنالیز متغیرهای کینتیکی، تحلیل

دامنه فرکانس است که سیگنال‌های دوره‌ای را به روش ضرایب هارمونیک توصیف می‌کند [۲۴]. فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن به طور معمول از طریق «تبدیل فوریه»^۱ تحلیل می‌شوند [۲۱]. تحلیل طیف فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین است [۱۷]. به علاوه لازم به ذکر است که بررسی فرکانس نیرو در بروز آسیب به مراتب مهمتر از بزرگی نیرو است [۲۵]. آنالیز فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین موجب درک بهتر سازوکار آسیب می‌گردد. در مطالعات گذشته، محتوای فرکانس این نیرو، شاخص اصلی برای تحلیل نیروهای حرکتی بوده است [۲۳، ۲۶]. به دلیل ماهیت پیوسته فعالیت راه رفتن، مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به صورت پیوسته و در حوزه فرکانس، در کل مرحله اتکا بررسی می‌شود [۲۷]. بنابراین، بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در راه رفتن ضروری است و بهبود مؤلفه‌های فرکانس نیرو، بهترین راه جلوگیری از آسیب‌های حرکتی در راه رفتن است [۲۵].

علی‌رغم اهمیت طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، تاکنون تأثیر کفی حمایت‌کننده قوس بر مؤلفه‌های این نیروها در افراد با ACL بازسازی شده و دارای پای پرونیته بررسی نشده است. بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر کفی حمایت‌کننده قوس و کفی عادی بر طیف فرکانس این نیروها هنگام راه رفتن در بزرگسالان دارای سابقه بازسازی ACL (با اتوگرفت همسترینگ) و مبتلا به پای پرونیته بود.

روش بررسی

این پژوهش نیمه‌تجربی به صورت پیش‌آزمون (قبل از خستگی) و پس‌آزمون (بعد از خستگی) در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم افزار G*Power3.1 استفاده

1. Fourier Transform

شد که در سطح معنی داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۷ و توان آماری ۰/۸، حداقل ۱۰ نفر در هر گروه برای حجم نمونه محاسبه شد. جامعه آماری شامل بیماران با بازسازی ACL مبتلا به پای پرونیت بود. نمونه آماری شامل ۴۰ بیمار مرد استان اردبیل با دامنه سنی ۱۸-۴۵ سال بود که به طور نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها بر اساس زمان سپری شده پس از جراحی در چهار گروه قرار گرفتند: (۱) کمتر از ۶ ماه؛ (۲) ۶ تا ۱۲ ماه؛ (۳) بیش از ۱۲ ماه؛ و (۴) گروه سالم (بدون هیچ عارضه).

شرایط ورود به پژوهش شامل افراد ۱۸-۴۵ سال علاقمند به شرکت در پژوهش، دارای آسیب ACL که در بازه زمانی ۶، ۱۲ و ۱۸ ماه پس از بازسازی قرار دارند (± 1 ماه پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی)، توانایی دویدن بدون احساس هیچگونه محدودیت، داشتن شاخص توده بدنی ۱۸/۵ تا ۲۵ (کیلوگرم بر مجذور متر)، داشتن گرافت همسترینگ، زاویه انحراف قسمت عقبی پا بیش از ۴ درجه، شاخص پاسچر پا ۱۰ میلی‌متر بیشتر باشد و افتادگی ناوی بیش از یک سانتیمتر بود. افراد دارای احساس درد در دامنه‌های حرکتی، سابقه شکستگی‌های اندام تحتانی، ابتلا به سایر ناهنجاری‌های اندام تحتانی (همچون پای پرانتزی، پای ضربدری و...)، سابقه مصرف طولانی مدت داروهای مؤثر بر سیستم اسکلتی-عضلانی، سابقه هر نوع جراحی، سابقه آسیب در اندام تحتانی و دارای تفاوت در طول اندام تحتانی بیشتر از ۵ میلی‌متر از مطالعه خارج شدند.

در این مطالعه، اندازه‌گیری‌های آنروپومتریک و پودیاتریک با روش‌های استاندارد انجام شد. قد با استفاده از استادیومتر دیواری (با دقت ۰/۱ سانتیمتر) و وزن با ترازوی دیجیتال (با دقت ۰/۱ کیلوگرم) اندازه‌گیری گردید. شاخص توده بدنی با تقسیم وزن (کیلوگرم) بر مجذور قد (متر مربع) محاسبه شد. میزان افت ناوی با کالپر دیجیتال و بر حسب میلیمتر تعیین گردید. در نهایت، وضعیت استاتیک پا در حالت ایستاده با استفاده از ابزار معتبر شاخص وضعیت پا ارزیابی شد که در آن شش مؤلفه کلیدی در ناحیه پشت و زیر پا بر اساس مقیاس

لیکرت (از ۲- تا ۲+) نمره‌دهی و نمره کلی محاسبه گردید. پای پرونیت یا کف پای صاف، یک ناهنجاری بیومکانیکی شایع است که با کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی و چرخش به داخل (اینورژن) پشت پا در هنگام تحمل وزن مشخص می‌شود. در این وضعیت، استخوان تالوس به سمت پایین و داخل متمایل شده، باعث چرخش داخلی ساق پا (تیبیا) و افزایش استرس بر ساختارهای داخلی زانو می‌گردد. این حالت می‌تواند منجر به اختلال در توزیع طبیعی فشار، تغییر الگوی راه رفتن و افزایش خطر بروز آسیب‌های زنجیره حرکتی تحتانی شود. در این مطالعه برای ارزیابی و تأیید پای پرونیت در شرکت‌کنندگان، از یک رویکرد ترکیبی مبتنی بر معیارهای عینی و کمی استفاده شد. ابتدا وضعیت پا در حالت ایستاده و تحمل وزن، هم به صورت مشاهده‌ای و هم با ابزارهای تخصصی ارزیابی گردید. معیارهای اصلی ورود شامل (۱) شاخص قوس پا^۱ که از طریق تحلیل ردپای استاتیک بر روی صفحه شفاف یا اسکنر پا به دست آمد و عددی بزرگتر از ۰/۲۶ به عنوان ملاک کف پای صاف در نظر گرفته شد؛ (۲) آزمون افت ناوی که با اندازه‌گیری اختلاف ارتفاع برجسته‌ترین نقطه استخوان ناویکولر بین حالت بدون وزن (نشسته) و حالت تحمل وزن (ایستاده) با کالپر دیجیتال انجام شد و افت بیش از ۱۰ میلیمتر ملاک مثبت تلقی گردید؛ و (۳) نمره‌دهی بر اساس شاخص وضعیت پا^۲ که در آن وضعیت شش مؤلفه کلیدی پا در حالت ایستاده ارزیابی و نمره کلی محاسبه شد و نمره‌های بزرگتر از ۴+ (مشخص‌کننده پرونیشن متوسط تا شدید) مورد پذیرش بود. برای ورود نهایی در مطالعه، افراد می‌بایست حداقل دو مورد از سه معیار فوق را به طور همزمان دارا می‌بودند و پرونیت در پای مورد بررسی (پای عمل شده یا غالب) به وضوح مشاهده می‌شد.

از شرکت‌کنندگان خواسته شد ۴۸ ساعت قبل از آزمون، فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن

1. Arch Index

2. Foot Posture Index-6

جدول ۱- رابطه‌های محاسباتی

رابطه (۱)	$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$
	$A_n = \omega_0 = \text{فرکانس پایه} = n \times \text{ضریب هارمونیک} = \theta_n = \text{زاویه فازی}$
رابطه (۲)	$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$
	$p = \text{توان محاسبه شده، } f_{max} = \text{حداکثر فرکانس سیگنال}$
رابطه (۳)	$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$
	$f_{max} = \text{حداکثر فرکانس سیگنال} \quad f_{med} = \text{میانۀ فرکانس سیگنال}$
رابطه (۴)	$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > \frac{1}{2} \times p_{max})$
	$f_{max} = \text{حداکثر فرکانس سیگنال} \quad f_{min} = \text{حداقل فرکانس سیگنال}$ $f_{band} = \text{پهنای باند سیگنال} \quad p_{max} = \text{حداکثر توان سیگنال}$
رابطه (۵)	$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$

کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

طیف گسسته دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود. برای محاسبه مجموع n هارمونیک از رابطه (۱) در **جدول ۱** استفاده شد. برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو، شاخص‌های رابطه‌های (۲) و (۳) در **جدول ۱** محاسبه می‌شوند [۲۳، ۲۶]. میانۀ فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. 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 است که از رابطه (۴) در **جدول ۱** محاسبه می‌شود. شاخص بعدی تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که با رابطه (۵) در **جدول ۱** محاسبه شد. طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونی ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ داده‌ها، آنهایی بودند که مجموع دامنه‌های نسبی هر کدام در کل دامنه، کمتر یا برابر با ۰/۹۵ باشد [۲۸].

پژوهش حاضر در دو مرحله قبل و بعد از خستگی انجام شد. آزمودنی‌ها پشت دستگاه صفحه نیرو که در کف زمین تعبیه شده بود قرار گرفتند. لازم به ذکر است که اندازه‌های مختلفی از کفی حمایت‌کننده قوس در دسترس بود،

است روی راه رفتن آنها تأثیر بگذارد، به حداقل برسد. برای مشخص کردن ارتفاع قوس طولی داخلی کف پای آزمودنی‌ها از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی انجام گرفت. از صفحه نیروی بر تک^۱ جهت ثبت داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه رفتن استفاده شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باتروث^۲ با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد. این فیلتر الکترونیکی یا دیجیتالی با پاسخ فرکانسی بیشینه‌ترین تخت بودن^۳ در باند عبور است که برخلاف فیلترهای دیگر (مانند چیشف^۴) هیچ گونه نوسان در باند عبور یا باند توقف ایجاد نمی‌کند. پاسخ دامنه آن به صورت تابعی یکنواخت با افزایش فرکانس کاهش می‌یابد و نرخ افت شیب آن با افزایش مرتبه فیلتر تندتر می‌شود. به دلیل همین ویژگی‌های خطی فاز (در پیاده‌سازی‌های خاص مانند فیلترهای دیجیتالی دوطرفه) و فقدان اعوجاج در شکل سیگنال مفید در محدوده باند عبور، این فیلتر به طور گسترده‌ای در پردازش سیگنال‌های بیومکانیکی (مانند نیروهای عکس‌العمل زمین و داده‌های سینماتیکی) برای حذف نویز فرکانس بالا بدون ایجاد تغییرات کاذب در دامنه مؤلفه‌های اصلی سیگنال مورد استفاده قرار می‌گیرد. در پژوهش حاضر، یک فیلتر پایین‌گذر باتروث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۲۰ هرتز به صورت دوطرفه بر روی داده‌های خام نیرو اعمال شد.

برای تنظیم قرارگیری پا، هر آزمودنی سه مرتبه به طور آزمایشی روی صفحه نیرو راه رفت. پس از آن سه تکرار راه رفتن قابل قبول انجام شد و میانگین این سه تکرار جهت تحلیل‌های آماری استفاده شد. در مواردی مانند قرارگیری ناقص پا از لبه صفحه نیرو، آزمون تکرار شد. پس از فیلتر

1. Bertec Corporation Columbus, OH

2. Butterworth filter

3. maximally flat magnitude

4. Chebyshev

کردند، سرعت ترمیم ثابت شد تا اجازه دویدن در حالت پایدار را بدهد. در طول مرحله دویدن در حالت پایدار، هر ۳۰ ثانیه امتیاز تلاش درک شده ارزیابی می شد و پروتکل خستگی پس از دو دقیقه دویدن در حالت پایدار (بیش از ۱۷ در مقیاس ۶ تا ۲۰ بورگ یا ۸۰٪ حداکثر ضربان قلب) به پایان می رسید [۲۹].

ملاحظات اخلاقی

کلیه مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی ها رضایت نامه حضور در پژوهش اخذ شد. تمام بخش های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد.

تجزیه و تحلیل آماری

جهت بررسی نرمال بودن داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای همگنی از آزمون لون در سطح معنی داری $p \leq 0.05$ استفاده شد. از آزمون واریانس دوسویه با اندازه گیری های تکراری جهت تحلیل استفاده شد. جهت محاسبه اندازه اثر از فرمول کوهن استفاده شد. برای تحلیل آماری از نرم افزارهای اکسل و SPSS (نسخه ۲۳) استفاده شد.

یافته ها

شاخص های دموگرافیک آزمودنی ها در **جدول ۲**، نمایش داده شده است.

نتایج نشان داد که متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در سه راستای مختلف (داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی)، در مرحله قبل از خستگی در همه

آزمودنی های هر چهار گروه در مرحله قبل و بعد از خستگی در سه وضعیت کفش (بدون کفی، با کفی معمولی و با کفی حمایت کننده قوس) در مسیری به طول ۱۸ متر راه رفتند. کفی های حمایت کننده قوس دارای برجستگی در قسمت لبه داخلی پا بود. در این کفی قله ارتفاع قوس طول داخلی ۲۵ میلی متر و میزان پُستینگ^۱ (بیشترین اختلاف ارتفاع لبه داخلی از لبه خارجی) ۱۵ میلی متر بود. طول این کفی به اندازه ای بود که بخش عقب و میانی پا را پوشش می داد و در بخش جلویی پا قرار نداشت. جنس این کفی از نوع سخت پلی یورتان^۲ بود و به طور کامل قوس پا را پوشش می داد. برای هر آزمودنی متناسب با اندازه پای فرد کفی مناسب استفاده شد.

لازم به ذکر است به منظور یکسان سازی شرایط جمع آوری داده ها از کفش کنترل در سائزهای متفاوت و کفی های عادی که در بازار به فروش می رسد، برای تمامی گروه ها استفاده شد. برای آشنایی با مسیر راه رفتن، آزمودنی ها سه مرتبه این مسیر را پیمودند. برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت راه رفتن هر فرد با سرعت سنج اندازه گرفته شد تا اختلافی در سرعت راه رفتن وجود نداشته باشد. لازم به ذکر است که کوششی صحیح در نظر گرفته می شد که هنگام راه رفتن مرکز صفحه نیرو به وسیله پای آزمودنی ها لمس می شد و نرم افزار به طور صحیح داده های نیروهای عکس العمل زمین را ثبت می کرد.

پروتکل خستگی با استفاده از ترمیم پیشرفته (ساخت آمریکا)^۳ بدون شیب انجام شد. در ابتدا آزمودنی ها با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع به راه رفتن کردند. سپس سرعت ترمیم هر ۲ دقیقه به میزان یک کیلومتر در ساعت افزایش یافت. از مقیاس ادراکی بورگ^۴ جهت تعیین لحظه نهایی خستگی شرکت کنندگان استفاده شد. به محض اینکه شرکت کنندگان ادراک ۱۳ یا بالاتر را در این مقیاس گزارش

جدول ۲- شاخص های جمعیت شناختی آزمودنی ها

مشخصات	گروه ۱	گروه ۲	گروه ۳	گروه ۴	مقدار p
سن (سال)	۲۴/۶±۰/۸	۲۶/۱±۰/۴	۲۷/۱±۰/۱	۲۵/۳±۰/۴	۰/۰۸۲
قد (cm)	۱۸۰/۴±۳/۲	۱۷۹/۲±۵/۷	۱۸۱/۱±۲/۱	۱۷۸/۱±۶/۱	۰/۹۱۲
وزن (Kg)	۸۰/۴±۷/۴	۸۱/۵±۵/۲	۸۰/۶±۴/۳	۷۹/۲±۶/۵	۰/۳۶۰
BMI (Kg/m ²)	۲۳/۸±۰/۶	۲۴/۰±۰/۱	۲۳/۸±۰/۸	۲۳/۱±۳/۸	۰/۵۴۷
افت ناوی (mm)	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

گروه ۱= کمتر از ۶ ماه پس از جراحی؛ گروه ۲= ۶-۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۳= بیش از ۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۴= افراد سالم

- posting
- Polyurethane
- Horizon Fitness, Omega GT, USA
- Borg's rating of perceived exertion

جدول ۳- میانگین و انحراف معیار طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی

بدون کفی	گروه ۱		گروه ۲		گروه ۳		گروه ۴		مقدار p (اندازه اثر)	
متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر گروه	اثر کفی
توان ۹۹/۵٪	۹/۰۷ ± ۲/۲۲	۸/۱۸ ± ۱/۷۲	۷/۵۰ ± ۱/۱۰	۷/۰۳ ± ۰/۰۸	۶/۷۴ ± ۱/۰۰	۶/۴۱ ± ۰/۷۰	۶/۷۱ ± ۰/۹۴	۶/۵۰ ± ۰/۱۶	۰/۵۶۴ (۰/۳۶)	۰/۴۵۶ (۰/۳۴)
فرکانس میانه	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۳۶ (۰/۷۸)	۰/۱۴۸ (۰/۶۴)
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	۰/۱۱۱ (۰/۲۴)	۰/۱۴۷ (۰/۲۱)
تعداد هارمونی ضروری	۲۲/۰۱ ± ۰/۴۱	۲۲/۳۴ ± ۰/۴۷	۲۰/۲۱ ± ۰/۸۷	۲۰/۰۴ ± ۰/۳۷	۱۹/۵۱ ± ۰/۷۲	۱۹/۶۲ ± ۰/۵۶	۱۹/۰۱ ± ۰/۳۶	۱۹/۰۲ ± ۰/۱۱	۰/۰۴۴ (۰/۴۲)	۰/۱۴۷ (۰/۳۶)
کفی عادی	توان ۹۹/۵٪	۸/۵۱ ± ۲/۰۱	۷/۶۴ ± ۱/۶۲	۷/۳۳ ± ۱/۴۸	۶/۹۲ ± ۰/۷۳	۶/۶۱ ± ۰/۹۸	۶/۳۴ ± ۰/۶۶	۶/۶۲ ± ۰/۸۵	۰/۰۰۹ (۰/۱۷)	۰/۰۰۴ (۰/۴۵)
فرکانس میانه	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۶۷ (۰/۱۱)	۰/۱۴۲ (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	۰/۲۴۱ (۰/۴۱)	۰/۱۹۹ (۰/۳۸)
تعداد هارمونی ضروری	۲۱/۷۵ ± ۰/۳۷	۲۲/۰۳ ± ۰/۳۹	۲۰/۰۷ ± ۰/۶۱	۲۰/۲۲ ± ۰/۳۹	۱۹/۴۵ ± ۰/۹۹	۱۹/۵۰ ± ۰/۵۰	۱۹/۰۴ ± ۰/۸۷	۱۹/۰۱ ± ۰/۳۳	۰/۰۴۹ (۰/۱۷)	۰/۱۴۲ (۰/۳۶)
کفی حمایت‌کننده قوس	توان ۹۹/۵٪	۷/۴۰ ± ۱/۵۸	۶/۲۰ ± ۱/۳۰	۵/۸۰ ± ۰/۶۰	۵/۵۰ ± ۰/۸۰	۵/۲۰ ± ۰/۵۰	۵/۵۰ ± ۰/۷۰	۵/۳۰ ± ۰/۴۰	۰/۰۴۵ (۰/۳۶)	۰/۰۳۰ (۰/۸۲)
فرکانس میانه	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۲/۰۰ ± ۰/۰۰	۰/۱۱۱ (۰/۱۷)	۰/۱۹۵ (۰/۴۹)
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	۰/۲۴۱ (۰/۴۱)	۰/۲۸۷ (۰/۲۹)
تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۸۰ ± ۰/۳۰	۲۲/۶۰ ± ۰/۲۵	۱۸/۹۰ ± ۰/۵۰	۱۹/۷۰ ± ۰/۳۰	۱۸/۴۰ ± ۰/۶۷	۱۹/۳۰ ± ۰/۴۷	۱۸/۹۰ ± ۰/۷۴	۱۸/۸۰ ± ۰/۲۹	۰/۰۴۲ (۰/۶۳)	۰/۹۴۵ (۰/۸۵)

* سطح معنی‌داری ۰/۰۵ < p گروه ۱= کمتر از ۶ ماه پس از جراحی؛ گروه ۲= ۱۲-۶ ماه پس از جراحی؛ گروه ۳= بیش از ۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۴= افراد سالم

گروه‌ها یکسان بود.

در راستای عمودی افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری از مرحله قبل خستگی (پیش‌آزمون) تا بعد خستگی (پس‌آزمون) در شرایط بدون کفی ($p=0/044$; $d=0/42$) و با کفی عادی ($p=0/049$; $d=0/17$) وجود داشت (اثر عامل کفی). در حالی که کفی حمایت‌کننده قوس هیچ اثر معنی‌داری بر این شاخص در مرحله پس‌آزمون نداشت. به علاوه کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ در شرایط استفاده از کفی عادی (به اندازه ۰/۴۸٪؛ $p=0/009$; $d=0/17$)، و کفی حمایت‌کننده قوس (به اندازه ۰/۷۷٪؛ $p=0/045$; $d=0/36$) وجود داشت (اثر عامل کفی). همچنین در راستای عمودی، کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ ($p=0/012$; $d=0/97$) و افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی‌های ضروری (پس از جراحی) وجود داشت (اثر عامل گروه). به علاوه کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ در راستای عمودی در شرایط استفاده از کفی عادی ($p=0/004$; $d=0/45$) و کفی حمایت‌کننده قوس ($p=0/030$; $d=0/82$) وجود داشت (اثر تعاملی کفی×گروه). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ تنها در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) اتفاق افتاده است. (جدول ۳)

در راستای داخلی-خارجی از مرحله پیش‌آزمون تا

پس‌آزمون افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی عادی ($p=0/048$; $d=0/75$) و کفی حمایت‌کننده قوس ($p=0/005$; $d=0/62$) وجود داشت (اثر عامل کفی). همچنین کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ در شرایط کفی عادی (به اندازه ۰/۳۸٪؛ $p=0/049$; $d=0/47$) و کفی حمایت‌کننده قوس (به اندازه ۰/۶۹٪؛ $p=0/049$; $d=0/11$) وجود داشت (اثر عامل کفی). به علاوه کاهش معنی‌دار فرکانس باند ($p=0/048$; $d=0/21$) و فرکانس میانه ($p=0/001$) از مرحله پیش‌آزمون تا پس‌آزمون در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس وجود داشت (اثر عامل کفی). علاوه بر این کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) ($d=0/13$) وجود داشت (اثر عامل گروه). کاهش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در راستای داخلی-خارجی در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس ($p=0/008$; $d=0/49$) نیز وجود داشت (اثر تعاملی کفی×گروه). نتایج تست تعقیبی نشان داد که کاهش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری تنها در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) اتفاق افتاده است. (جدول ۴)

در راستای قدامی-خلفی از مرحله پیش‌آزمون تا پس‌آزمون افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در شرایط کفی بدون کفی ($p=0/048$; $d=0/20$) و کفی حمایت‌کننده قوس

جدول ۴- میانگین و انحراف معیار طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی

بدون کفی	گروه ۱		گروه ۲		گروه ۳		گروه ۴		مقدار p (اندازه اثر)	
متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر گروه	اثر کفی
توان	۱۷/۱۱ ± ۱/۷۹	۱۷/۰۰ ± ۱/۵۰	۱۵/۲۱ ± ۱/۳۱	۱۴/۱۲ ± ۱/۱۸	۱۴/۰۰ ± ۱/۹۹	۱۳/۴۰ ± ۱/۹۰	۱۴/۳۰ ± ۱/۸۰	۱۴/۲۰ ± ۱/۷۰	۰/۵۷۴ (۰/۶۵)	۰/۲۵۴ (۰/۳۶)
فرکانس میانه	۲/۹۵ ± ۰/۷۲	۲/۸۵ ± ۰/۶۵	۲/۶۸ ± ۰/۲۰	۲/۵۵ ± ۰/۳۵	۲/۶۵ ± ۰/۳۲	۲/۵۲ ± ۰/۳۳	۲/۶۲ ± ۰/۱۸	۲/۵۶ ± ۰/۳۴	۰/۷۰۰ (۰/۸۵)	۰/۵۴۱ (۰/۶۸)
فرکانس باند	۱/۹۰ ± ۰/۸۵	۱/۷۵ ± ۰/۷۸	۱/۶۵ ± ۰/۵۱	۱/۵۵ ± ۰/۳۵	۱/۵۷ ± ۰/۳۶	۱/۵۲ ± ۰/۳۰	۱/۶۵ ± ۰/۳۲	۱/۶۱ ± ۰/۲۵	۰/۹۴۰ (۰/۷۸)	۰/۶۴۹ (۰/۴۸)
تعداد هارمونی ضروری	۲۴/۸۱ ± ۱/۵۷	۲۵/۰۰ ± ۱/۹۱	۲۲/۹ ± ۱/۵۹	۲۳/۲ ± ۱/۸۲	۲۱/۸ ± ۰/۱۷	۲۱/۵۲ ± ۰/۹۶	۲۰/۱۵ ± ۰/۷۵	۲۰/۶۱ ± ۰/۶۳	۰/۶۱۹ (۰/۱۰)	۰/۴۹۹ (۰/۳۶)
کفی عادی	توان	۱۶/۳۷ ± ۱/۶۷	۱۴/۲۰ ± ۱/۴۷	۱۴/۸۲ ± ۱/۲۹	۱۳/۶۲ ± ۰/۹۹	۱۳/۴۸ ± ۰/۹۶	۱۲/۴۳ ± ۰/۸۶	۱۴/۱۷ ± ۰/۷۷	۰/۰۴۹ (۰/۴۷)	۰/۱۱۴ (۰/۵۵)
فرکانس میانه	۲/۸۸ ± ۰/۷۲	۲/۴۲ ± ۰/۶۳	۲/۶۲ ± ۰/۱۸	۲/۵۰ ± ۰/۳۴	۲/۶۱ ± ۰/۳۱	۲/۴۸ ± ۰/۳۲	۲/۶۸ ± ۰/۱۷	۲/۵۴ ± ۰/۳۳	۰/۱۹۴ (۰/۱۳)	۰/۰۹۷ (۰/۰۴)
فرکانس باند	۱/۸۶ ± ۰/۸۸	۱/۱۲ ± ۰/۷۵	۱/۶۷ ± ۰/۴۸	۱/۵۷ ± ۰/۳۳	۱/۵۵ ± ۰/۳۴	۱/۵۹ ± ۰/۲۹	۱/۶۳ ± ۰/۳۱	۱/۵۹ ± ۰/۲۴	۰/۷۴۹ (۰/۳۷)	۰/۴۵۱ (۰/۲۹)
تعداد هارمونی ضروری	۲۳/۸۱ ± ۱/۴۷	۲۴/۵۲ ± ۱/۸۵	۲۲/۶۳ ± ۰/۴۲	۲۲/۶۸ ± ۱/۷۵	۲۱/۶۳ ± ۰/۹۷	۲۱/۳۴ ± ۰/۸۷	۲۰/۴۸ ± ۰/۶۷	۲۰/۵ ± ۰/۵	۰/۰۴۸ (۰/۷۵)	۰/۸۱۴ (۰/۴۶)
کفی حمایت‌کننده قوس	توان	۱۵/۲۰ ± ۱/۴۰	۱۳/۰۰ ± ۱/۲۰	۱۳/۷۰ ± ۱/۱۰	۱۲/۶۰ ± ۰/۹۰	۱۲/۵۰ ± ۰/۷۰	۱۱/۴۰ ± ۰/۶۰	۱۲/۵۰ ± ۰/۵۰	۰/۰۴۹ (۰/۱۱)	۰/۱۱۱ (۰/۶۵)
فرکانس میانه	۲/۸۰ ± ۰/۶۰	۲/۳۰ ± ۰/۵۵	۲/۵۵ ± ۰/۱۵	۲/۴۰ ± ۰/۳۰	۲/۵۰ ± ۰/۲۵	۲/۴۰ ± ۰/۲۵	۲/۵۵ ± ۰/۱۵	۲/۵۰ ± ۰/۳۰	۰/۰۴۸ (۰/۲۱)	۰/۴۷۸ (۰/۶۲)
فرکانس باند	۱/۷۰ ± ۰/۸۰	۱/۰۰ ± ۰/۷۰	۱/۵۰ ± ۰/۴۰	۱/۴۵ ± ۰/۲۸	۱/۵۰ ± ۰/۳۰	۱/۴۵ ± ۰/۲۵	۱/۵۵ ± ۰/۲۸	۱/۵۰ ± ۰/۲۰	۰/۰۰۱ (۰/۸۷)	۰/۱۵۷ (۰/۶۷)
تعداد هارمونی ضروری	۲۳/۹۹ ± ۱/۴۰	۲۳/۳۰ ± ۱/۷۰	۲۱/۵۰ ± ۰/۳۰	۲۱/۵۰ ± ۱/۶۰	۲۰/۵۰ ± ۰/۸۰	۲۰/۳۰ ± ۰/۷۰	۱۹/۴۰ ± ۰/۵۰	۱۹/۴۰ ± ۰/۴۰	۰/۰۰۵ (۰/۶۲)	۰/۰۰۸ (۰/۴۹)

گروه ۱= کمتر از ۶ ماه پس از جراحی؛ گروه ۲= ۶-۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۳= بیش از ۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۴= افراد سالم

* سطح معنی‌داری $p < ۰/۰۵$

(کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) اتفاق افتاده است. (جدول ۵)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه، ارزیابی استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس، کفی عادی و کفش بدون کفی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه‌رفتن در افراد با سابقه بازسازی ACL و مبتلا به پای پروریت بود.

الف) راستای عمودی

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل کفی از مرحله پیش از خستگی تا پس از آن، بر شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری در شرایط استفاده از کفش بدون کفی و کفی عادی افزایش

($d=۰/۷۷$ ؛ $p=۰/۰۰۱$) وجود داشت. همچنین کاهش معنی‌دار فرکانس میانه در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس به (اندازه $۰/۲۵$ ؛ $d=۰/۳۷$ ؛ $p=۰/۰۱۳$) وجود داشت (اثر عامل کفی). کاهش معنی‌دار توان $۹۹/۵\%$ در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس ($d=۰/۱۳$ ؛ $p=۰/۰۰۷$) و افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی‌های ضروری ($d=۰/۳۷$ ؛ $p=۰/۰۴۹$) در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) وجود داشت (اثر عامل گروه). به علاوه افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس ($d=۰/۴۵$ ؛ $p=۰/۰۰۵$) وجود داشت (اثر تعاملی کفی×گروه). نتایج تست تعقیبی نشان داد که افزایش معنی‌دار تعداد هارمونی ضروری تنها در گروه اول

جدول ۵- میانگین و انحراف معیار طیف فرکانس مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی

بدون کفی	گروه ۱		گروه ۲		گروه ۳		گروه ۴		مقدار p (اندازه اثر)	
متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	اثر گروه	اثر کفی
توان	۱۶/۵۲ ± ۳/۰۰	۱۵/۵۸ ± ۱/۸۴	۱۴/۲۸ ± ۲/۴۷	۱۴/۵۶ ± ۱/۴۷	۱۲/۹ ± ۱/۵۳	۱۲/۰۲ ± ۱/۱۴	۱۳/۳۶ ± ۱/۲۸	۱۳/۲۷ ± ۱/۰۰	۰/۶۲۱ (۰/۴۷)	۰/۱۲۵ (۰/۳۶)
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)	۰/۲۱۲ (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)	۰/۰۶۳ (۰/۸۲)
تعداد هارمونی ضروری	۲۳/۸۲ ± ۱/۰۰	۲۴/۵۱ ± ۰/۷۷	۲۱/۰ ± ۰/۱۱	۲۱/۲۱ ± ۰/۴۲	۱۹/۷۳ ± ۰/۷۶	۱۹/۰۵ ± ۰/۶۳	۱۹/۴۴ ± ۰/۵۱	۱۹/۳۶ ± ۰/۴۷	۰/۰۴۸ (۰/۲۰)	۰/۷۴۱ (۰/۲۴)
کفی عادی	توان	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	۰/۱۶۰ (۰/۷۴)	۰/۵۱۰ (۰/۱۵)
فرکانس میانه	۳/۱۰ ± ۰/۷۲	۳/۸۸ ± ۱/۰۰	۳/۲۰ ± ۰/۹۱	۳/۲۳ ± ۰/۸۸	۳/۲۵ ± ۰/۸۲	۳/۱۹ ± ۰/۷۸	۳/۱۰ ± ۰/۸۰	۳/۱۰ ± ۰/۸۰	۰/۸۴۷ (۰/۱۰)	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)	۰/۷۹۰ (۰/۴۰)
تعداد هارمونی ضروری	۲۴/۷۷ ± ۰/۹۹	۲۴/۳۷ ± ۰/۶۳	۲۰/۹۴ ± ۰/۹۸	۲۱/۴۱ ± ۰/۲۷	۱۹/۶۲ ± ۰/۶۷	۱۹/۴۲ ± ۰/۵۴	۱۹/۳۹ ± ۰/۴۹	۱۹/۲۵ ± ۰/۳۶	۰/۱۲۴ (۰/۸۴)	۰/۸۱۴ (۰/۳۹)
کفی حمایت‌کننده قوس	توان	۱۴/۷۰ ± ۲/۶۰	۱۲/۵۰ ± ۱/۴۰	۱۲/۸۰ ± ۲/۲۰	۱۱/۷۰ ± ۱/۱۰	۱۱/۶۰ ± ۱/۳۰	۱۰/۵۰ ± ۰/۹۰	۱۲/۲۰ ± ۱/۱۰	۰/۷۵۴ (۰/۲۲)	۰/۶۹۴ (۰/۳۵)
فرکانس میانه	۳/۰۰ ± ۰/۶۵	۲/۸۰ ± ۰/۹۵	۳/۱۵ ± ۰/۸۵	۳/۱۵ ± ۰/۸۰	۳/۲۵ ± ۰/۷۵	۳/۱۵ ± ۰/۷۰	۳/۱۰ ± ۰/۷۵	۳/۰۵ ± ۰/۷۵	۰/۰۱۳ (۰/۳۷)	۰/۲۳۳ (۰/۱۰)
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	۰/۲۶۷ (۰/۴۷)	۰/۶۸۷ (۰/۱۰)
تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۷۰ ± ۰/۸۰	۲۲/۵۰ ± ۰/۵۰	۲۰/۸۰ ± ۰/۸۰	۲۱/۱۰ ± ۰/۲۰	۱۹/۵۰ ± ۰/۶۰	۲۰/۳۰ ± ۰/۴۰	۱۸/۳۰ ± ۰/۴۰	۱۸/۲۰ ± ۰/۳۰	۰/۰۰۱ (۰/۷۷)	۰/۰۰۵ (۰/۴۵)

* سطح معنی‌داری $p < ۰/۰۵$

گروه ۱= کمتر از ۶ ماه پس از جراحی؛ گروه ۲= ۶-۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۳= بیش از ۱۲ ماه پس از جراحی؛ گروه ۴= افراد سالم

معنی‌داری داشت، در حالی که در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس، هیچ تغییر معنی‌داری در این شاخص بین دو مرحله مشاهده نشد. افزایش شاخص مذکور در شرایط بدون کفی و کفی عادی پس از خستگی، می‌تواند بیانگر افزایش پیچیدگی سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی و نیاز به فعالیت عضلانی تطبیقی بیشتر برای حفظ تعادل و پایداری باشد [۳۰]. این تغییر می‌تواند ناشی از اختلال در عملکرد طبیعی سیستم جذب شوک به دنبال خستگی عضلانی باشد. در مقابل، ثبات شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس پس از خستگی، ممکن است نشان‌دهنده نقش محافظتی این نوع کفی در حفظ یکپارچگی الگوهای حرکتی باشد [۳۱]. این موضوع احتمالاً منعکس‌کننده بهبود در توزیع بار، کاهش نیاز به تلاش عصبی-عضلانی و یا بهینه‌سازی فرآیند جذب ضربه پس از تحمیل استرس خستگی است که به ویژه در جمعیت‌های آسیب‌پذیر مانند افراد در دوره بهبودی پس از بازسازی ACL می‌تواند مفید باشد. همچنین کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ در شرایط استفاده از کفی عادی و حمایت‌کننده قوس در مقایسه با کفش بدون کفی، نشان‌دهنده جابه‌جایی توزیع توان سیگنال به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است که اغلب با کاهش سفتی سیستم اسکلتی-عضلانی یا تعدیل در راهبردهای کنترل حرکتی همراه است [۳]. جالب آنکه، این کاهش در هر دو نوع کفی رخ داده است که ممکن است بیشتر ناشی از حضور هرگونه کفی و تأثیرات عمومی آن بر حس عمقی و بازخورد حسی باشد تا ویژگی‌های ساختاری خاص مانند سفتی. با این حال، کاهش بیشتر پیچیدگی در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس نسبت به کفی عادی، حاکی از تأثیر بی‌همتای این نوع کفی است. علاوه بر این، کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ تنها در گروه کمتر از ۶ ماه پس از جراحی بازسازی ACL مشاهده شد. این یافته نشان می‌دهد که در مراحل اولیه بهبودی، سیستم عصبی-عضلانی نسبت به مداخلات بیشترین حساسیت را دارد، زیرا کنترل حرکتی هنوز به تعادل قبلی باز نگشته و تغییرات در

سفتی یا راهبردهای حرکتی به سرعت در طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین منعکس می‌شود [۳۲]. از دیدگاه بیومکانیکی، کاهش محتوای فرکانسی در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین معمولاً بیانگر کاهش نوسان‌های غیرضروری هنگام راه رفتن است [۲۳]. مطالعات پیشین نیز نشان داده‌اند که اختلال در ساختارهای استخوانی مانند افت استخوان‌ناوی می‌تواند منجر به افزایش نوسان در حرکت پا شود و پایداری را تحت تأثیر قرار دهد [۳۳].

به علاوه یافته‌ها حاکی از آن است که در راستای عمودی اثر تعاملی کفی-گروه در شرایط استفاده از کفی عادی و کفی حمایت‌کننده قوس، توان ۹۹/۵٪ کاهش معنی‌دار داشت؛ به عبارت دیگر، استفاده از کفی عادی و کفی حمایت‌کننده قوس در دو گروه مختلف زمانی (پس از جراحی) منجر به کاهش متفاوتی در فرکانس حرکتی پا در جهت عمودی شده است. نتایج نشان داد که استفاده از کفی‌های عادی و حمایت‌کننده قوس در دو گروه تمرینی متفاوت، به کاهش‌هایی با مقادیر مختلف در فرکانس حرکت در جهت عمودی منجر شد. این یافته حاکی از آن است که نوع کفی نه تنها به‌طور مستقل بر الگوهای بیومکانیکی حرکت تأثیر می‌گذارد، بلکه تأثیر به‌طور معناداری توسط نوع تمرین یا ویژگی‌های خاص گروه‌ها نیز تعدیل می‌شود [۲۳]. کاهش فرکانس نوسان‌های عمودی ممکن است نشان‌دهنده بهبود کنترل حرکتی، افزایش پایداری مفصلی و یا تعدیل بارگذاری پویا هنگام راه رفتن باشد [۳۲]، که این امر به‌ویژه در افراد استفاده‌کننده از کفی‌های حمایت‌کننده قوس بیشتر مشاهده شده است. بنابراین، این یافته بر اهمیت در نظر گرفتن ویژگی‌های فردی و عوامل مداخله‌ای هنگام طراحی وسایل کمکی و تدوین برنامه‌های توانبخشی تأکید می‌کند.

(ب) راستای داخلی-خارجی

یافته‌ها نشان داد که در جهت داخلی-خارجی استفاده از کفی عادی و کفی حمایت‌کننده قوس، افزایش معنی‌دار شاخص تعداد هارمونی‌های ضروری را به دنبال داشت (در حالی که در

ج) راستای قدامی-خلفی

یافته‌ها نشان داد که در راستای قدامی-خلفی، استفاده از کفش بدون کفی حمایت‌کننده قوس افزایشی معنی‌دار در تعداد هارمونی ضروری وجود داشت. از طرفی، در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس کاهش معنی‌دار در توان ۹۹/۵٪ ایجاد شد. نتایج نشان داد که کاهش معنی‌دار در توان ۹۹/۵٪ تنها در گروه بازسازی ACL در بازه زمانی کمتر از ۶ ماه اتفاق افتاده است. همچنین اثر عامل کفی کاهش معنی‌دار بر فرکانس میانه در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس نشان داد. این یافته برای درک تغییرات کنترل وضعیتی پس از مداخله با تجهیزاتی مانند کفی‌ها، از اهمیت بالایی برخوردار است [۳]. کاهش فرکانس میانی نشان‌دهنده جابجایی توزیع توان طیفی نیروهای عکس‌العمل زمین به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است که به طور معمول با بهبود ثبات وضعیتی و کاهش نوسان‌های سریع و غیرضروری بدن در طول زمان مرتبط است [۲۳]. این یافته می‌تواند بازتابی از تعدیل در راهبردهای کنترل تعادل باشد، به گونه‌ای که فرد با استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس، به جای استفاده از تغییرات سریع و پراکنده در نیروها، از یک کنترل هموارتر و پایدارتر در جهت داخلی-خارجی بهره می‌برد [۳۵]. این تغییر ممکن است ناشی از افزایش درک حس عمقی^۱ و بهبود بازخورد حسی ناشی از تحریک مکانیکی کف پا توسط کفی حمایت‌کننده قوس باشد که به نوبه خود منجر به تنظیم دقیق‌تر فعالیت عضلانی و کاهش نوسان‌های بیش از حد در وضعیت بدن می‌شود. از این رو، کاهش معنی‌دار فرکانس میانی در شرایط کفی حمایت‌کننده قوس می‌تواند نشانه‌ای از بهبود کیفیت کنترل حرکتی و افزایش کارایی سیستم تعادل در صفحه فرونتال-به‌ویژه در آسیب‌دیدگی در دستگاه حرکتی مانند صدمه ACL-باشد.

افزایش معنادار تعداد هارمونی ضروری در شرایط بدون کفی و با کفی حمایت‌کننده قوس در این راستا (مشابه راستای

جهت عمودی چنین افزایشی مشاهده نشد). همچنین کاهش معنی‌دار توان ۹۹/۵٪ به‌ویژه در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس ثبت شد. علاوه بر این، فرکانس میانی و فرکانس باند از مرحله پیش‌آزمون تا پس‌آزمون کاهش معنی‌دار داشت. افزایش تعداد هارمونی‌های ضروری در جهت داخلی-خارجی با استفاده از این کفی‌ها (در مقایسه با جهت عمودی) می‌تواند نشان‌دهنده افزایش پیچیدگی کنترل حرکتی در صفحه فرونتال باشد [۲۳] که بیانگر بهبود عملکرد سیستم عصبی-حرکتی برای حفظ تعادل جانبی در پاسخ به تغییرات حسی یا مکانیکی ایجادشده توسط کفی‌ها است. کاهش توان در فرکانس ۹۹/۵٪، به‌ویژه در شرایط استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس، ممکن است نشان‌دهنده جابه‌جایی توزیع توان به سمت فرکانس‌های پایین‌تر باشد [۳] که نشانه بهبود در کنترل وضعیتی جانبی است. این تغییرات ممکن است ناشی از تعدیل در راهبردهای کنترل تعادل - مانند افزایش وابستگی به بازخورد حسی یا کاهش سفتی فعال مفاصل در صفحه فرونتال- باشند. تأثیر برجسته‌تر کفی حمایت‌کننده قوس ممکن است به دلیل تأثیر خاص آن بر توزیع فشار روی کف پا و در نتیجه تعدیل فعالیت عضلات اطراف مچ پا و زانو باشد [۳۴]. کاهش فرکانس با توان ۹۹/۵٪ و افزایش تعداد هارمونی‌های ضروری تنها در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) مشاهده شد که نشان‌دهنده حساسیت بالای تحلیل فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در مراحل اولیه بهبودی است. این دوره‌ها با تغییرات چشمگیر عصبی-عضلانی و بیومکانیکی همراه هستند و مداخلاتی مانند استفاده از کفی‌ها ممکن است در این بازه زمانی تأثیرات بیشتری داشته باشند. در همین راستا، در مطالعه‌ای بیان شده است که استفاده از ابزارهای توانبخشی مانند بریس زانو، بی‌درنگ بعد جراحی بازسازی ACL، به دلیل تأثیر بر توزیع بار مفصلی، ممکن است خطر آسیب مجدد را افزایش دهد [۳۵]. بنابراین، برای بیماران تا ۶ ماه پس از جراحی، کفی‌ها ممکن است در مقایسه با سایر ابزارها برتری داشته باشند.

1. Proprioception

داخلی-خارجی)، نشان دهنده افزایش پیچیدگی کنترل در صفحه ساجیتال است [۲۳]. این پیچیدگی اضافی می تواند مرتبط با تغییرات در مکانیک پیشرانی و ترمزی باشد. کاهش معنادار توان ۹۹/۵٪ تنها در شرایط کفی حمایت کننده قوس، همسو با یافته های راستای داخلی-خارجی است که نشان دهنده تأثیر ویژه کفی حمایت کننده قوس در تغییر توزیع توان سیگنال نیروهای عکس العمل زمین به سمت فرکانس های پایین تر است [۳]. این امر می تواند بازتابی از تعدیل الگوهای انقباض عضلانی چهارسر ران و همسترینگ تحت تأثیر این نوع باشد که برای کنترل حرکت در صفحه ساجیتال حیاتی هستند، به ویژه در بیماران با سابقه بازسازی ACL که اغلب دچار اختلالات هماهنگی عضلات اطراف زانو می شوند. کاهش توان ۹۹/۵٪ در گروه اول (کمتر از ۶ ماه پس از جراحی) در راستای قدامی-خلفی، همخوان با جهت های دیگر، اهمیت دوره حاد پس از جراحی را برجسته می کند، دوره ای که در آن سیگنال های بیومکانیکی به مداخلات به شدت حساس هستند. تغییرات مشاهده شده در شاخص های تعداد هارمونی های ضروری و توان ۹۹/۵٪ در بیومکانیک اندام تحتانی، بیشتر بیانگر تعدیل در راهبردهای کنترل عصبی-عضلانی است. همچنین، این تغییرات منعکس کننده تغییرات در سفتی دینامیکی سیستم اندام تحتانی در پاسخ به استفاده از کفی و اعمال خستگی هستند [۳۶]. در نهایت، افزایش تعداد هارمونی های ضروری در شرایط استفاده از کفی حمایت کننده قوس پس از اعمال خستگی در راستای عمودی، نشان دهنده بهبود کارایی بیومکانیکی است که به احتمال زیاد ناشی از توزیع بهینه تر فشار و جذب مؤثرتر شوک توسط این نوع کفی است. همچنین کاهش توان ۹۹/۵٪ در جهت های مختلف، به ویژه هنگام استفاده از کفی حمایت کننده قوس، می تواند نشان دهنده افزایش وابستگی به باز خورد حسی یا کاهش سفتی فعال مفاصل در پاسخ به حمایت بیشتر و تغییر الگوی بارگذاری توسط این کفی باشد.

این تعدیل ها در افراد دارای بازسازی ACL و پرونیشن پا

که مستعد بارگذاری نامتقارن و استرس مفصلی هستند، می تواند به محافظت از مفصل و افزایش پایداری پویا منجر شود. این اثر به ویژه در مراحل حاد و تحت حاد بهبودی، هنگامی که سیستم عصبی-عضلانی در حال بازسازی و تطبیق فعال است، مشهودتر خواهد بود.

از محدودیت های پژوهش حاضر می توان به مواردی همچون (۱) ارزیابی نشدن اثر استفاده طولانی مدت از کفی حمایت کننده قوس، کفی عادی و کفش بدون کفی؛ (۲) انحصار شرکت کنندگان به یک جنس (فقط مردان)؛ (۳) ارزیابی نشدن پارامترهای کینتیک مانند گشتاورهای مفصلی و قدرت عضلات؛ (۴) کنترل نشدن اثر یادگیری و سازگاری ناشی از تکرار آزمون ها؛ و (۵) کنترل نشدن سایر متغیرهای کینماتیک اشاره نمود. بنابراین پیشنهاد می شود در پژوهش های آینده، تأثیر استفاده ۶ تا ۱۲ ماهه از کفی های حمایت کننده قوس با طراحی های مختلف (سفت، نیمه سفت و نرم) بر شاخص های پیشرفته بیومکانیکی (کینتیک و کینماتیک)، الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و پیامدهای بالینی در جامعه ای وسیع تر از افراد با سابقه بازسازی ACL و پای پرونیت با در نظر گرفتن متغیر جنسیت و سطح فعالیت ورزشی ارزیابی شود.

این یافته ها نشان می دهند که نوع کفی و وضعیت توان تعادلی افراد تحت تأثیر قرار می گیرد و استفاده از کفی مناسب می تواند به بهبود پایداری دینامیکی در افراد با سابقه بازسازی ACL کمک کند. به طور کلی، کفی ها - به ویژه کفی حمایت کننده قوس - پایداری دینامیک را بهبود می بخشد و این تأثیر در مرحله اولیه ترمیم ACL بارزتر است.

تشکر و قدردانی

این پژوهش در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی با کد IR.UMA.REC.1404.019 به تصویب رسیده و با کد IRCT20220129053865N2 در سامانه کارآزمایی بالینی ایران ثبت شده است. بدین وسیله از همه شرکت کنندگان در این مطالعه تشکر و قدردانی را می نمایم.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می کنند که در این پژوهش هیچ گونه تعارض منافی وجود ندارد.

سهم نویسندگان

این مقاله مربوط به بخشی از پایان نامه دکتری نویسنده اول است. همه نویسندگان در ایده پردازی و انجام طرح، همچنین

منابع مالی

در این پژوهش از هیچ سازمانی کمک مالی دریافت نشد.

References

- Lee IM, Buchner DM. The importance of walking to public health. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008;40(7 Suppl):S512-518. doi:10.1249/MSS.0b013e31817c65d0
- Jaafarnejad A, Amirzade N, Heseinpour A, Siahkhouhian M, Mokhtari Malek Abadi A. Evaluation of frequency spectrum of ground reaction force during walking on sand and flat surface in individuals with pronated foot. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020;9(3):93-101. [Persian] doi:10.22037/jrm.2019.112643.2230
- Piri E, Jafarnejadgero 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. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(1):20-33. [Persian] doi:10.61186/JSportBiomech.11.1.20
- Di Stasi SL, Snyder-Mackler L. The effects of neuromuscular training on the gait patterns of ACL-deficient men and women. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(4):360-365. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.008
- Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: A critical review of current methods. *Gait & Posture*. 2002;15(3):282-291. doi:10.1016/s0966-6362(01)00151-5
- Castellanos Dolk D, 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. *British Journal of Sports Medicine*. 2025;59(7):470-479. doi:10.1136/bjsports-2024-108343
- Koreili Z, Fatahi A, Azarbaijany MA, Sharifnezhad A. Comparison of static balance performance and plantar selected parameters of dominant and non-dominant leg in active adolescent's female with ankle pronation. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2023;12(2):306-319. [Persian] doi:10.32598/sjrm.12.2.7
- Piri E, Jafarnejadgero A, Stålman A. Advantages and disadvantages of different surgical grafts in anterior cruciate ligament injuries: A letter to the editor. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024;10(3):254-260. [Persian] doi:10.61186/JSportBiomech.10.3.254
- Xiao J, Feng C, Chu J, Zhao W, Zhang B, Yuan X. Proximal core strengthening training for anterior cruciate ligament injury prevention with biomechanical improvements in knee/hip kinematics and strength gains: a systematic review and meta-analysis of low-certainty evidence. *BMJ Open*. 2025;15(9):e093009. doi:10.1136/bmjopen-2024-093009
- Xiao Y, Yang C, Xiang J, Li H, Chen B. Influence of anteromedial and central anterior cruciate ligament reconstruction on patellofemoral joint biomechanics during walking and running: A musculoskeletal modelling study. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2025;27(2):119-131. doi:10.37190/abb/206980
- McPoil TG, Cornwall MW. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2000;90(1):2-11. doi:10.7547/87507315-90-1-2
- Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: A useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(5):547-551. doi:10.1016/0021-9290(87)90255-7
- Nawoczinski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999;80(5):540-544. doi:10.1016/s0003-9993(99)90196-x
- Farahpour N, Jafarnejad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(9):1705-1710. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
- Hsieh RL, Peng HL, Lee WC. Short-term effects of customized arch support insoles on symptomatic flexible flatfoot in children: A randomized controlled trial. *Medicine*. 2018;97(20):e10655. doi:10.1097/md.00000000000010655
- Jafarnejadgero A, Alavi Mehr SM, Majlesi M. Effect of long term use of arch support foot orthoses on walking ground reaction force asymmetry index in children with flexible flat feet: A cohort study. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2019;41(4):31-39. [Persian] doi:10.34172/mj.2019.043
- Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. *Human Movement Science*. 1990;9(2):117-131. doi:10.1016/0167-9457(90)90023-7

18. Crowe A, Schiereck P, Boer RWd, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995;42(3):293-303. doi:10.1109/10.364516
19. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of Biomechanics*. 1997;30(8):851-855. doi:10.1016/s0021-9290(97)00043-2
20. 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(19):2235-2242. doi:10.1097/00007632-199610010-00011
21. Stergiou N, Giakas G, Byrne JB, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-617. doi:10.1016/s0268-0033(02)00072-4
22. White R, Agouris I, Selbie RD, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(3):185-192. doi:10.1016/s0268-0033(99)80003-5
23. 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):207-212. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021
24. Mohammadi V, Letafatkar A, Sadeghi H, Jafarnejadgero 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. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2017;21(4):1009-1016. doi:10.1016/j.jbmt.2016.12.009
25. Telfer S, Abbott M, Steultjens MPM, Woodburn J. Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(9):1489-1495. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.036
26. McGrath D, Judkins TN, Pipinos, II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-1063. doi:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
27. Ginn K, Halaki M. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In: Naik GR, ed. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. London: IntechOpen; 2012. doi:10.5772/49957
28. Schneider E, Chao EY. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of Biomechanics*. 1983;16(8):591-601. doi:10.1016/0021-9290(83)90109-4
29. Jafarnejadgero AA, Noroozi Z, Piri E. Evaluating the frequency of the electrical activity of lower limb muscles before and after fatigue during running in individuals with a history of coronavirus disease 2019 compared to healthy individuals. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2024;26(1):56-65. [Persian] doi:10.61882/goums.26.1.56
30. 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. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2021;20(2):373-390. doi:10.52082/jssm.2021.373
31. Piri E, Farzizade R, Barghamadi M. The effect of exercises in water and thera-band on the frequency spectrum of ground reaction forces in people with pronate foot during walking: A clinical trial. *Studies in Medical Sciences*. 2022;33(8):621-633. [Persian] doi:10.52547/umj.33.8.621
32. Pietrosimone B, Seeley MK, Johnston C, Pfeiffer SJ, Spang JT, Blackburn JT. Walking ground reaction force Post-ACL reconstruction: Analysis of time and symptoms. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2019;51(2):246-254. doi:10.1249/mss.0000000000001776
33. Costa M, Priplata AA, Lipsitz LA, Wu Z, Huang NE, Goldberger AL, Peng CK. Noise and poise: Enhancement of postural complexity in the elderly with a stochastic-resonance-based therapy. *Europhysics Letters*. 2007;77:68008. doi:10.1209/0295-5075/77/68008
34. Parsa R, Jafarnejadgero 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. *Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing*. 2025;11(3):20-30. [Persian] doi:10.22034/ijrn.11.3.20
35. Galvão AF, Lemos T, Martins CP, Horsczaruk CHR, Oliveira LAS, Ferreira AS. Body sway and movement strategies for control of postural stability in people with spinocerebellar ataxia type 3: A cross-sectional study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2022;97:105711. doi:10.1016/j.clinbiomech.2022.105711
36. Jafarnejadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. *Journal of Advanced Sport Technology*. 2019;3(1):8-21.