

Research Paper



Evaluation of Single-leg Balance during Landing from 20- and 40-centimeter Heights in Individuals with and without Chronic Ankle Instability

Usef Mohammadi Yaghoubi¹, *Nader Farahpour¹, Muharram Mansoorizadeh², Gabriel Moisan³

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

2. Department of Computer Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

3. Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Québec, Canada.

Use your device to scan and
read the article online



Citation: Mohammadi Yaghoubi U, Farahpour N, Mansoorizadeh M, Moisan G. Evaluation of Single-leg Balance during Landing from 20- and 40-centimeter Heights in Individuals with and without Chronic Ankle Instability. (Persian). Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):2-19.
<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.2>



<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.2>



Article Info:

Received: 15 Feb. 2025

Accepted: 28 Feb. 2025

Available Online: 3 April 2025

Keywords:

Chronic ankle instability,
Center of pressure, Landing,
Balance, Postural control

ABSTRACT

Objective This study aimed to assess balance performance using kinematic measures of the center of pressure during single-leg landings from two different heights in individuals with chronic ankle instability (CAI), and to compare the findings with those from healthy individuals.

Methods A total of 34 male participants aged 20 to 40 years (17 with CAI and 17 healthy controls) were recruited. Participants performed single-leg landings from heights of 20 and 40 centimeters onto a Kistler force plate, followed by maintaining a single-leg standing posture for 10 seconds. The measured variables included path length, sway amplitude, mean radial displacement, and sway area of the center of pressure (COP). Multivariate analysis of variance (MANOVA) was used for between-group comparisons, and repeated-measures ANOVA was applied for within-group analyses.

Results Individuals with CAI demonstrated significantly greater COP path length in the frontal plane during landings from both heights compared to the healthy group. Additionally, increasing the landing height was associated with significantly greater path length and sway amplitude in the sagittal plane, mean radial displacement, and COP sway area ($p < 0.05$).

Conclusion The findings suggest that individuals with chronic ankle instability exhibit impaired balance, particularly in the frontal plane, during single-leg landings. Therefore, rehabilitation programs should focus on improving balance and stabilizing COP fluctuations by targeting the muscles involved in postural control. These results may inform therapeutic strategies and contribute to re-injury prevention in this population.

* Corresponding Author:

Nader Farahpour

Address: Exercise Sciences Department, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Tel: +98 (918) 1113816

E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

Extended Abstract

1. Introduction

Ankle sprains are among the most common injuries, particularly in athletes, with up to 67% associated with high-impact mechanisms (3). These injuries typically result from sudden supination or inversion during transitions between weight-bearing and non-weight-bearing phases, leading to strain in ligaments such as the anterior talofibular and calcaneofibular ligaments (4, 5). Studies indicate that approximately 32% to 74% of individuals with severe sprains go on to develop chronic ankle instability (CAI), characterized by symptoms such as giving way and recurrent sprains (6). CAI is linked to balance deficits stemming from muscle weakness, impaired neuromuscular control, and joint stiffness (8, 9, 10). Recent research has shown that individuals with CAI exhibit increased center of pressure (COP) displacement and velocity during balance tasks compared to healthy controls (19). Fatigue further exacerbates these differences, significantly affecting COP-related parameters in the CAI population (20). Moreover, asymmetries in COP movement patterns have been reported between injured and uninjured limbs during landing tasks (21, 22). Despite these findings, much of the existing research has focused on relatively simple balance tasks, highlighting the need to investigate more demanding conditions—such as landings from different heights. Therefore, the present study aims to evaluate balance performance by analyzing COP kinematics during single-leg landings from 20 and 40 centimeters in individuals with CAI, compared to healthy controls. We hypothesize that individuals with CAI will exhibit greater COP fluctuations and that increased landing height will exacerbate balance deficits. These insights may contribute to a better understanding of injury mechanisms and inform more effective rehabilitation strategies.

2. Methods

In this study, 17 individuals with chronic ankle instability were included as the experimental group, and 17 healthy individuals served as the control group. All participants were between 20 and 40 years old and were physically active. Members of the experimental group were recruited through orthopedic clinics in the city, sports clubs, poster announcements at universities and sports centers, and advertisements on social media. The ankle injuries in the experimental group were non-contact in nature.

The study measured COP variables using a Kistler force plate (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) with dimensions of 40 × 60 cm, capturing force data at a sampling rate of 1000 Hz. The force plate was calibrated with the axes oriented laterally (X), anteriorly (Y), and vertically upward (Z). For the landing tasks from heights of 20 cm and 40 cm, wooden platforms were positioned 5 cm away from the edge of the force plate. Participants performed two movement tasks: four single-leg landings from each height, resulting in a total of eight randomized trials. Prior to the main trials, all participants completed a 5-minute warm-up in the laboratory, which included practice landings. For the single-leg landing task, participants stood barefoot on the platform with their non-dominant leg raised and hands placed on their hips to minimize upper limb movement. At the auditory cue "go," participants executed the landing on the force plate and maintained a single-leg stance for 10 seconds without moving their foot (26). Trials were repeated if the participant lost balance during landing or failed to maintain the stance for the full 10 seconds. Data were initially recorded using QTM software and subsequently processed in Visual 3D (C-Motion, Inc., MD, USA), applying a 4th-order Butterworth low-pass filter. MATLAB (R2021a) was used to compute COP path length, range of motion, average radial displacement, and COP sway area.

Statistical analyses were performed using SPSS version 27. The Shapiro-Wilk test assessed data normality. Multivariate analysis of variance (MANOVA) was used for between-group comparisons, while repeated-measures ANOVA was applied for within-group comparisons. Statistical significance was set at $p < 0.05$.

3. Results

The results revealed significant differences between the experimental and control groups in medial-lateral COP path length during landings from both 20 cm ($p = 0.008$) and 40 cm ($p = 0.01$) heights (Table 1). Within-group comparisons indicated that, regardless of group, the range of COP motion in the anterior-posterior direction was approximately 4.2 times greater than that in the medial-lateral direction ($p < 0.001$).

Increasing the landing height from 20 cm to 40 cm led to a 15% increase in anterior-posterior COP range ($p < 0.001$), whereas the medial-lateral range remained unaffected by the height change. Additionally, no significant between-group differences were observed in average radial displacement or COP sway area at either height ($p > 0.05$). However, within-group analyses showed that increasing height significantly influenced both variables: mean radial displacement increased by 27% ($p < 0.001$), and COP sway area increased by 22% ($p = 0.015$). In summary, although changes in landing height affected overall COP path and sway characteristics, they did not result in significant between-group differences in average radial displacement or sway area.

4. Conclusion

This study examined balance performance through COP kinematics during single-leg landings from 20 cm and 40 cm heights in individuals with and without CAI. The first hypothesis—that individuals with CAI would exhibit greater COP oscillations and displacements compared to healthy controls—was partially supported. Specifically, individuals with CAI demonstrated a significantly longer COP path in the medial-lateral (frontal plane) direction during landings, aligning with previous research. This finding suggests impaired postural control, likely stemming from deficits in proprioception and neuromuscular function caused by previous ankle sprains, which may damage joint receptors and muscle spindles. Interestingly, while COP path length differed significantly between groups, the amplitude of COP oscillations in the frontal plane did not, implying that path length may be a more sensitive indicator of balance deficits in individuals with CAI. With increased landing height, both groups exhibited greater COP displacement—particularly in the anterior-posterior direction—likely due to elevated foot-ground impact forces and the increased neuromuscular demand required for shock absorption. Notably, both groups adapted similarly to the higher landing height, suggesting that CAI did not significantly alter this aspect of the biomechanical response. These findings underscore that individuals with CAI experience greater balance impairments, particularly in the frontal plane, during landing tasks. Furthermore, higher landing heights impose additional challenges to postural control, reinforcing the importance of targeted rehabilitation programs aimed at improving balance and reducing re-injury risk in this population. Limitations of the study include the relatively small sample size, lack of control over participants' activity levels, and the possibility of bias due to participants' awareness of the landing task. Future research should explore the biomechanical deficits associated with CAI during more demanding functional tasks and develop evidence-based rehabilitation strategies to enhance postural stability and minimize injury recurrence.

Table 1. Comparison of center of pressure variables during landing from two heights of 20 and 40 cm in individuals with and without chronic ankle instability (Mean $\pm$ SD)

Variables	Height	Groups		Sig.
		Control	CAI	
Path ML (mm)	20 cm	123.45 $\pm$ 23.59	149.16 $\pm$ 22.98	0.008
	40 cm	131.67 $\pm$ 18.04	150.95 $\pm$ 18.92	0.01
Range ML (mm)	20 cm	26.79 $\pm$ 8.43	31.48 $\pm$ 7.30	0.128
	40 cm	27.67 $\pm$ 8.19	29.08 $\pm$ 8.22	0.654
Path AP (mm)	20 cm	201.42 $\pm$ 22.47	209.38 $\pm$ 40.25	0.524
	40 cm	231.97 $\pm$ 61.21	244.47 $\pm$ 47.23	0.55
Range AP (mm)	20 cm	115.20 $\pm$ 20.80	113.79 $\pm$ 24.95	0.827
	40 cm	132.28 $\pm$ 23.08	128.84 $\pm$ 22.98	0.696
ARD (mm)	20 cm	11.10 $\pm$ 2.24	11.01 $\pm$ 2.82	0.931
	40 cm	14.17 $\pm$ 3.45	12.91 $\pm$ 2.68	0.292
Sway area (mm ²)	20 cm	1477.72 $\pm$ 468.21	1707.03 $\pm$ 515.91	0.229
	40 cm	1829.04 $\pm$ 477.21	1887.51 $\pm$ 510.15	0.756

Note: ML: Medial-Lateral; AP: Anterior-Posterior; ARD: Average Radial Displacement.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

Funding

This research did not receive any financial support from government, private, or non-profit organizations.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

مقاله پژوهشی

ارزیابی تعادل در ایستادن تک پا هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی متری در افراد با و بدون بی ثباتی مزمن مچ پا

یوسف محمدی یعقوبی^۱، *نادر فرهپور^۱، محرم منصوری زاده^۲، گابریل مويسان^۳

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲. گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۳. دانشکده حرکت شناسی، دانشگاه کبک، کبک، کانادا.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Mohammadi Yaghoubi U, Farahpour N, Mansoorizadeh M, Moisan G. Evaluation of Single-leg Balance during Landing from 20- and 40-centimeter Heights in Individuals with and without Chronic Ankle Instability. (Persian). Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):2-19.
<https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.2> <https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.2>

چکیده

هدف از این مطالعه ارزیابی عملکرد تعادلی با استفاده از مفهوم کینماتیک مرکز فشار پا هنگام فرود تک پا از دو ارتفاع مختلف در افراد دارای بی ثباتی مزمن مچ پا و مقایسه آن با افراد سالم بود.

روش ها در این تحقیق، ۳۴ شرکت کننده (۱۷ نفر دارای بی ثباتی مزمن مچ پا و ۱۷ نفر سالم) به طور تصادفی انتخاب شدند. نمونه آماری این مطالعه، مردان بین ۲۰ تا ۴۰ ساله شهر همدان بودند. آزمودنی ها به صورت تک پا از ارتفاع های ۲۰ و ۴۰ سانتیمتری روی صفحه نیروی Kistler فرود آمدند و بلافاصله به مدت ۱۰ ثانیه تعادل خود را در وضعیت ایستاده روی یک پا حفظ کردند. متغیرهای میزان مسیر طی شده، دامنه نوسانات، میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان مرکز فشار محاسبه شد. برای مقایسه های بین گروهی از آزمون MANOVA و برای مقایسه های درون گروهی از آزمون ANOVA (Repeated measure) استفاده شد.

یافته ها نتایج نشان داد که میزان مسیر طی شده مرکز فشار در جهت محور داخلی - خارجی هنگام فرود از هر دو ارتفاع در افراد دارای بی ثباتی مزمن مچ پا بیشتر از گروه کنترل بود. همچنین، افزایش ارتفاع فرود به طور معناداری با افزایش طول مسیر و دامنه نوسان در صفحه ساجیتال، میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان مرکز فشار همراه بود ($p < 0.05$).

نتیجه گیری نتایج این مطالعه نشان داد که افراد دارای بی ثباتی مزمن مچ پا هنگام فرود تک پا در مقایسه با افراد سالم در صفحه فروتنال ضعف در تعادل دارند؛ بنابراین، برنامه های توان بخشی در این افراد باید بر بهبود تعادل و مدیریت نوسانات مرکز فشار با تکیه بر عضلات درگیر در این فرآیند تمرکز کنند. نتایج این مطالعه می تواند به ارتقاء فرآیندهای درمانی و پیشگیری از آسیب مجدد در این جمعیت کمک کند.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۷ بهمن ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۰ اسفند ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۱۴ فروردین ۱۴۰۴

کلید واژه ها:

بی ثباتی مزمن مچ پا، مرکز فشار پا، فرود، تعادل، کنترل پاسچر

*نویسنده مسئول:

نادر فرهپور

آدرس: دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

تلفن: ۱۱۳۸۱۶ (۹۱۸) ۰۹۸

ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

پیچ خوردگی خارجی مچ پا یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی عضلانی در ناحیه مچ پا است که ممکن است افراد ورزشکار با سطوح مختلف آمادگی و یا افراد غیر ورزشکار را درگیر سازد (۱). بر اساس گزارش‌های موجود در ایالات متحده، حدود ۵۰٪ از افرادی که دچار پیچ خوردگی مچ پا می‌شوند غیر ورزشکار هستند. این موضوع نشان می‌دهد که این آسیب مختص ورزشکاران نیست (۲). هرچند این آسیب می‌تواند با دو مکانیزم برخوردی و غیربرخوردی رخ دهد، مکانیزم برخوردی آن در ورزشکاران شیوع بیشتری دارد. شیوع این آسیب در ورزشکاران با مکانیزم برخوردی ۶۷٪ گزارش شده است (۳). مچ پا به دلایل مکانیکی و در اثر غلبه گشتاورهای ناگهانی سوپینیشن یا اینورژن که در مفصل تحت قاپی رخ می‌دهد دچار آسیب پیچ خوردگی می‌گردد. این گشتاور معمولاً هنگام انتقال از حالت عدم تحمل وزن به حالت تحمل وزن (بارگذاری) یا برعکس، یعنی از حالت تحمل وزن به حالت عدم تحمل وزن، رخ می‌دهد. در این مراحل انتقالی، مفصل ساب‌تالار به‌طور نسبی ناپایدار است که احتمال آسیب را افزایش می‌دهد (۴). در این آسیب معمولاً رباط‌های نازک‌نئی قاپی قدامی و نازک‌نئی پاشنه‌ای دچار کشیدگی با شدت‌های مختلف خفیف، متوسط و یا شدید می‌شوند که در نوع شدید رباط‌های اشاره شده دچار پارگی می‌شوند (۵).

تحقیقات نشان داده‌اند که افرادی که یک بار دچار آسیب شدید پیچ خوردگی مچ پا شوند مچ پای آن‌ها نوعی بی‌ثباتی را تجربه خواهد کرد و به‌طور کامل بهبودی نمی‌یابند. حدود ۳۲٪ تا ۷۴٪ از افرادی که دچار پیچ خوردگی حاد می‌شوند با علائمی نظیر خالی کردن مچ پا، پیچ خوردگی مجدد و احساس بی‌ثباتی مزمن در مفصل مچ پا (CAI) روبرو خواهند بود (۶). هرتل و کوربت^۳ (۲۰۱۹) مدلی را ارائه دادند که روند پیشرفت پیچ خوردگی حاد مچ پا به سمت بی‌ثبات شدن را توضیح می‌دهد. آن‌ها در مدل خود به مجموعه‌ای از اختلالات پاتومکانیکی، حسی-ادراکی و حرکتی-رفتاری اشاره کرده‌اند که پس از آسیب اولیه به وجود می‌آیند. این اختلالات در نهایت منجر به ایجاد طیفی از پیامدهای بالینی می‌شوند که در یک سمت این طیف افرادی با حداقل پیامدهای بالینی قرار می‌گیرند که اصطلاحاً کوپر^۴ نامیده می‌شوند و در سمت دیگر طیف افرادی هستند که پیامدهای بالینی شدیدی را تجربه می‌کنند. بی‌ثباتی مزمن مچ پا یکی از این پیامدهای بالینی شدید محسوب می‌گردد (۷). بی‌ثباتی مزمن مچ پا خود با ضعف تعادل و عدم کنترل دقیق پاسچر همراه است که از جمله اختلالات حرکتی-رفتاری شمرده می‌شوند. عوامل زیادی مثل ضعف عضلانی^(۸، ۹)، مهار ضعیف عصبی عضلانی^(۱۰)، سفتی مفاصل^(۱۱) و غیره می‌تواند در به وجود آمدن اختلالات تعادلی مؤثر باشند. در پیچ خوردگی مچ پا اعصاب آوران و وایران ممکن است آسیب ببینند و متعاقباً درک و ایجاد حرکات در مچ پا با اختلال همراه شود^(۱۲). تعداد زیادی از مطالعات، وجود اختلال در کنترل پاسچر و تعادل ایستا و پویای افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا را در فعالیت‌های عملکردی مختلف گزارش کردند^(۱۳-۱۵). مطالعات موجود وجود ناهنجاری در شاخص‌های مختلف تعادل و کنترل پاسچر مثل موقعیت و نوسانات مرکز فشار پا (COP)^۵ در حالت ایستا و یا هنگام اجرای انواع مهارت‌ها و عملکردهای ورزشی را تأیید کرده‌اند^(۱۶-۱۹). اخیراً او^۶ و همکاران (۲۰۲۴) نشان دادند که افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا دامنه حرکتی و سرعت جابجایی بیشتری در COP

1. Giving way
2. Chronic Ankle Instability
3. Hertel and Corbett
4. Cooper
5. Center of Pressure
6. Oh

را در صفحه فرونتال هنگام تکلیف حرکتی ایستادن تک پا نسبت به افراد کوپر نشان دادند (۲۰). در مطالعه‌ی دیگری که توسط لیو^۱ و همکاران (۲۰۲۳) انجام شد، مشخص شد که خستگی در شاخص‌های مختلف COP مثل میزان مسیر طی شده، دامنه حرکت و سرعت در جهات مختلف در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا اثر معناداری دارد و این اثر در مقایسه با افراد سالم متفاوت است (۲۱). کاواگوچی^۲ و همکاران (۲۰۲۲)، میزان مسیر طی شده‌ی COP را در هنگام فرود تک پا بین پای سالم و آسیب‌دیده در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا مقایسه کردند و نتایج نشان داد که طول مسیر طی شده COP پا در سمت پای آسیب‌دیده بیشتر از سمت پای سالم است که نشان از وجود اختلال در تعادل این افراد در سمت پای آسیب‌دیده دارد. البته در این مطالعه تفاوتی بین افراد سالم، کوپر و مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در نوسانات COP گزارش نشد (۲۲). مطالعه‌ی دیگری که توسط سیمپسون^۳ و همکاران (۲۰۲۰) انجام شد، به بررسی مسیر COP پای افراد در هنگام اجرای یک تکلیف فرود و بلافاصله تغییر جهت پرداختند و نتایج نشان داد که COP پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در مقایسه با گروه کنترل به سمت خارج انحراف پیدا کرده است (۲۳).

تحقیقات پیشین در زمینه بررسی اثر آسیب بی‌ثباتی مچ پا بر عملکرد تعادلی با محدودیت‌هایی همراه است. آن‌ها غالباً در شرایط وظایف حرکتی آسان مثل "ایستادن" اجرا شده‌اند. در سال‌های اخیر، تعدادی از محققان تکالیف چالشی‌تر مثل انواع پرش-فرود در شرایط مختلف را مورد بررسی قرار داده‌اند. علیرغم آن، آن‌ها اولاً ارتفاع پرش را کنترل نکردند. در نتیجه اثر عامل ارتفاع پرش یا فرود تبیین نشده است؛ ثانیاً هنوز مشخص نیست که کنترل تعادل متعاقب فرود از ارتفاعات مختلف چگونه تحت تأثیر قرار می‌گیرد؟ با توجه به اینکه، آسیب پیچ‌خوردگی مکرر مچ پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا هنگام فرود از ارتفاع شایع و پرخطر است و بی‌تعادلی می‌تواند وقوع پیچ‌خوردگی پا را تسهیل کند. ثالثاً برخی از پارامترهای مرکز فشار مثل میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه‌ی نوسان مرکز فشار پا در مطالعات قبلی در این حوزه بررسی نشده است. لذا منطقی است که کنترل تعادل متعاقب فرود مورد بررسی عمیق‌تری قرار گیرد. همچنین مطلوب است تعیین شود آیا ارتفاع خاصی را می‌توان به‌عنوان مرز امنیت (فرود بی‌خطر) برای این افراد تعیین کرد یا خیر؛ بنابراین ارزیابی و تحلیل تعادل پس از فرود فهم ما را از مکانیزم‌های این آسیب و روش‌های توان‌بخشی مؤثر در این افراد، افزایش می‌دهد. بنابراین هدف ما از این مطالعه، ارزیابی عملکرد تعادلی با مفهوم کینماتیک مرکز فشار پا هنگام فرود تک پا از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در مقایسه با افراد سالم بود. فرضیه‌های تحقیق عبارت بودند از ۱) افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در مقایسه با افراد سالم در هنگام فرود از ارتفاع دچار نوسانات و جابجایی‌های بزرگ‌تر مرکز فشار پا هستند ۲) با افزایش ارتفاع، میزان نارسایی تعادلی و انحرافات و نوسانات مرکز فشار پا افزایش بیشتری می‌یابند. نتیجه این بررسی‌ها می‌تواند راهنمای خوبی برای شناخت مکانیزم آسیب و نیز ارائه برنامه‌های مؤثرتر توان‌بخشی در این بیماران باشد.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

¹. Liu

². Kawaguchi

³. Simpson

در این مطالعه، ۱۷ فرد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌عنوان گروه تجربی و ۱۷ فرد سالم به‌عنوان گروه کنترل که همگی در رده سنی بین ۲۰ تا ۴۰ سال بودند مورد مطالعه قرار گرفتند. افراد هر دو گروه از لحاظ فیزیکی فعال بودند. افراد گروه تجربی از طریق کلینیک‌های ارتوپدی شهر، باشگاه‌های ورزشی، اطلاع‌رسانی از طریق نصب پوستر در سطح دانشگاه و ورزشگاه‌ها و تبلیغات در فضای مجازی شناسایی و فراخوان شدند. آسیب مچ پای گروه تجربی از نوع غیربرخوردی بود. اطلاعات توصیفی افراد شرکت‌کننده در این مطالعه در **جدول ۱** خلاصه شده است. با در نظر گرفتن استانداردهای ارائه شده در بیانیه کنسرسیوم بین‌المللی مچ پا^(۲۴) افرادی برای گروه تجربی در نظر گرفته شدند که دارای سوابق زیر باشند: ۱- پیچ‌خوردگی خارجی مچ پا حداقل ۱۲ ماه قبل از این مطالعه، ۲- پیچ‌خوردگی‌های مکرر یا خالی کردن مچ پا و یا احساس بی‌ثباتی در مچ پا با امتیاز کمتر از ۲۴ بر اساس پرسشنامه کامبرلند^(۲۵) (CAIT) و ۳- کسب امتیاز ۹۰٪ یا کمتر در پرسشنامه بخش فعالیت‌های روزمره مقیاس سنجش اندازه‌گیری توانایی پا و مچ پا^(۲۶) (FAAM-ADL) و امتیاز برابر یا کمتر از ۸۰٪ در بخش فعالیت‌های ورزشی این پرسشنامه (FAAM-SPORT). این اطلاعات در مرحله اولیه پذیرش از افراد اخذ گردید. معیارهای ورود گروه کنترل برخورداری از سلامت ساختار قامتی و نداشتن سابقه پیچ‌خوردگی مچ پا بود. معیارهای خروج در هر دو گروه شامل داشتن سابقه جراحی در ساختارهای اسکلتی عضلانی اندام تحتانی، داشتن طول پاهای نامتقارن، سابقه آسیب جدی در اندام تحتانی طی یک سال گذشته بود. در همه افراد گروه تجربی پای برتر دچار بی‌ثباتی مزمن مچ پا بود. در گروه تجربی تعداد ۱۶ نفر و در گروه کنترل تعداد ۱۴ نفر دارای پای راست برتر بودند. قبل از شروع آزمون‌ها، اطلاعات کامل در زمینه اهداف، روش و ابزار مطالعه و خطرات احتمالی اجرای آزمون فرود به شرکت‌کنندگان داده شد و افراد رضایت خود را برای شرکت در این آزمون کتباً اعلام کردند. طرح این پژوهش در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه بوعلی سینا با شناسه اختصاصی IR.BASU.REC.1401.034 مورد تصویب قرار گرفت.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها (میانگین $\pm$ انحراف معیار)

سطح معناداری	گروه	
	تجربی	کنترل
سن (سال)	۲۸/۵ $\pm$ ۳/۹	۲۶/۸ $\pm$ ۳/۲
قد (متر)	۱/۷۸ $\pm$ ۰/۰۵	۱/۷۹ $\pm$ ۰/۰۶
وزن (کیلوگرم)	۸۲/۴ $\pm$ ۱۲/۲	۸۲/۵ $\pm$ ۱۴/۰۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۵/۷ $\pm$ ۳/۰۰	۲۵/۳ $\pm$ ۳/۷
تعداد پیچ‌خوردگی مچ پا	۶/۰۰ $\pm$ ۲/۹	
تعداد خالی کردن مچ پا در ۶ ماه گذشته	۴/۸ $\pm$ ۱/۹	
زمان اولین پیچ‌خوردگی مچ پا (سال)	۵/۰۰ $\pm$ ۲/۶	
زمان آخرین پیچ‌خوردگی مچ پا (سال)	۱/۳ $\pm$ ۰/۵	
پرسشنامه FAAM_ADL (%)	۸۰/۱ $\pm$ ۶/۸	
پرسشنامه FAAM_SPORTS (%)	۶۸/۹ $\pm$ ۸/۴	
امتیاز پرسشنامه CAIT (از ۳۰)	۱۵/۶ $\pm$ ۵/۲	

1. International Ankle Consortium
2. Cumberland Ankle Instability Tool
3. Foot and Ankle Ability Measurement

ابزار و روش

به منظور اندازه گیری متغیرهای مرکز فشار پا هنگام اجرای وظیفه حرکتی، از یک دستگاه صفحه نیروی کیستلر (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد ۴۰ در ۶۰ سانتیمتر استفاده شد و داده های نیرو با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ذخیره شد. هنگام کالیبراسیون دستگاه محور مختصات آن به شکلی تنظیم شد که محور X به سمت جانبی راست، Y به سمت جلو و محور عمودی Z به سمت بالا مثبت باشد. همچنین، برای تدارک شرایط فرود از ارتفاع دو چهارپایه چوبی با ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی متری در فاصله ی ۵ سانتی متری از صفحه نیرو قرار داده شدند.

برای مقایسه اثر بی ثباتی مچ پا در عملکرد بیومکانیکی مفاصل اندام تحتانی وظیفه حرکتی step-down و یا پایین آمدن از سکو در نظر گرفته شد که در سرتاسر این متن با عبارت "فرود از ارتفاع" از آن یاد شده است. فرود از ارتفاع شبیه سازی پایین رفتن از پله است که طی فعالیت روزانه بارها تکرار می شود و به عنوان یک تست با روایی بالا برای بررسی مشخصات بیومکانیکی اندام تحتانی معرفی شده و از ارزش کلینیکی برخوردار است (۲۵). دو وظیفه حرکتی و هر یک با چهار تکرار در نظر گرفته شد که شامل چهار تکرار فرود از ارتفاع ۲۰ cm و چهار تکرار فرود از ارتفاع ۴۰ cm که جمعاً هشت تکرار آزمایش فرود بودند؛ بنابراین در هر وظیفه حرکتی برای هر متغیر میانگین چهار تکرار محاسبه و در تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. ترتیب اجرای این دو وظیفه حرکتی به طور تصادفی تعیین می شد. قبل از انجام آزمایش های اصلی افراد در محیط آزمایشگاه، ۵ دقیقه به دلخواه گرم کردند که شامل حرکات فرود نیز می شد. برای اجرای تکلیف فرود با یک پا، ابتدا فرد با پای برهنه، روی چهارپایه روی پای غیر برتر می ایستاد و پای دیگر را با خم کردن زانو از زمین جدا نگه می داشت (در همه افراد گروه تجربی پای برتر دچار بی ثباتی مزمن مچ پا بود). همچنین برای کنترل اثر نوسان اندام فوقانی، دست ها را در کمر روی تاج خاصره مستقر می کرد. سپس با شنیدن فرمان "رو"، فرد با پای برتر روی منطقه مرکز صفحه نیرو فرود می آمد و بدون جابجایی پا، تعادل خود را به مدت ۱۰ ثانیه در همان وضعیت نگه می داشت (۲۶). کل سیکل فرود تا ۱۰ ثانیه استقرار روی پا به طور یکپارچه اجرا می شد. اگر در لحظه فرود و یا در بازه زمانی ۱۰ ثانیه پس از آن تعادل فرد به هم می خورد به طوری که دست ها از کمر جدا می شدند و یا پای استقرار جابجا می شد، آزمایش مردود شمرده شده و دوباره تکرار می شد.

پردازش داده

داده ها به طور مقدماتی در نرم افزار QTM پردازش شده و به صورت فایل C3D*. ذخیره شدند. سپس فایل های C3D در نرم افزار Visual 3D (C-motion, Inc., Germantown, MD, USA, V6) با استفاده از فیلتر 4th-order Butterworth low-pass filter با فرکانس برشی ۵۰ هرتز پردازش شدند. سپس از لحظه ی برخورد پا به زمین تا ۵ ثانیه بعد از فرود انتخاب و در قالب فایل *.txt خروجی گرفته شد (۲۶). لحظه فرود زمانی در نظر گرفته شد که نیروی عکس العمل زمین بیشتر از ۱۰ نیوتن بود. سپس، با استفاده از کدنویسی در نرم افزار MATLAB ورژن (R2021a)، میزان مسیر طی شده در جهت های داخلی- خارجی و قدامی- خلفی (میلی متر)، دامنه حرکتی^۱ در جهت های داخلی- خارجی و قدامی- خلفی (میلی متر)، میانگین جابجایی شعاعی^۲ (میلی متر) و مساحت ناحیه نوسان^۳ مرکز فشار نیرو (میلی متر مربع) محاسبه شد.

1. Range of motion
2. Average Radial Displacement
3. Sway area

تحلیل آماری

در نرم افزار SPSS نسخه ۲۷، ابتدا طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرووویلک بررسی شد. طبیعی بودن توزیع همه‌ی داده‌ها اجازه داد تا از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل آماری داده‌ها استفاده شود. برای مقایسه درون گروهی از آزمون Repeated Measure ANOVA با دو عامل درون گروهی "ارتفاع فرود" با دو سطح (ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتری) و "جهت حرکت مرکز فشار" با دو سطح (داخلی _ خارجی و قدامی _ خلفی) و یک عامل بین گروهی با دو سطح (گروه کنترل و گروه تجربی) استفاده شد. اثر هر یک از عامل‌ها و تأثیر متقابل آن‌ها مورد تحلیل قرار گرفت. همچنین برای مقایسه بین گروهی از آزمون MANOVA استفاده شد. در همه این مقایسه‌ها سطح معناداری ($p < 0.05$) در نظر گرفته شد.

نتایج

مسیر COP

در فرود از ارتفاع ۲۰ سانتیمتری میزان مسیر طی شده COP در جهت داخلی _ خارجی در گروه تجربی حدود ۲۱٪ بیشتر از آن در گروه کنترل بود ($p = 0.008$). این افزایش مسیر طی شده در گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل برای ارتفاع ۴۰ سانتیمتری حدود ۱۵٪ بیشتر بود ($p = 0.010$)؛ اما در جهت قدامی _ خلفی اختلاف بین دو گروه در هیچ‌یک از دو ارتفاع فرود متفاوت نبود ($p > 0.05$) (جدول ۲). مقایسه درون گروهی بدون در نظر گرفتن عامل بین گروهی نشان داد که به‌طور طبیعی میزان مسیری که توسط COP در جهت قدامی خلفی طی شده حدود ۱/۶ برابر مسیر طی شده در مسیر جانبی بوده است ($p < 0.001$). اثر معنادار عامل ارتفاع نشان داد که فرود از ارتفاع بالاتر موجب افزایش مسیر طی شده COP شد ($p = 0.003$). هرچند که تأثیر متقابل معنادار بین عامل ارتفاع و جهت نشان داد که اثر افزایش ارتفاع عمده‌تاً موجب افزایش مسیر COP در جهت قدامی _ خلفی شد ($p < 0.001$). درحالی‌که مقدار مسیر طی شده در مسیر داخلی _ خارجی در هر دو ارتفاع کاملاً مشابه بودند اما در مسیر قدامی _ خلفی هنگام فرود از ارتفاع ۴۰ سانتیمتری حدود ۱۶٪ مسیر بیشتری توسط COP طی شد (شکل ۱). البته این اثر عامل ارتفاع و تأثیر متقابل آن با عامل جهت در هر دو گروه مشابه بود.

جدول ۲. مقایسه متغیرهای مرکز فشار هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتری در افراد با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا (میانگین $\pm$ انحراف معیار)

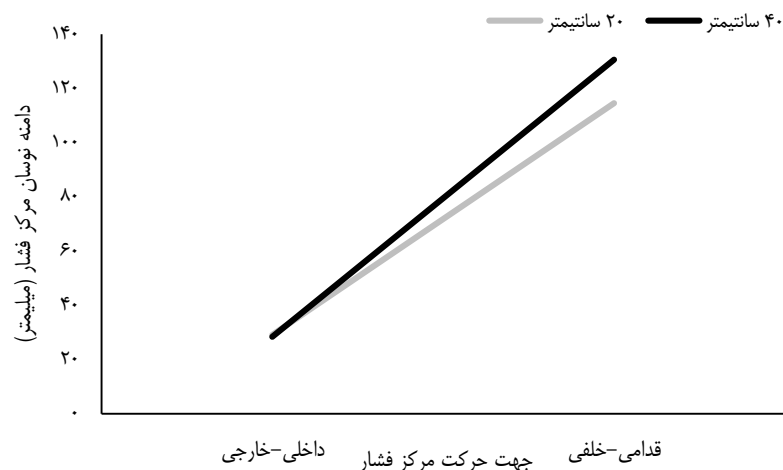
متغیرهای مرکز فشار	ارتفاع	گروه		سطح معناداری
		کنترل	تجربی	
میزان مسیر طی شده داخلی - خارجی (میلی‌متر)	۲۰	۱۲۳/۴۵ $\pm$ ۲۳/۵۹	۱۴۹/۱۶ $\pm$ ۲۲/۹۸	۰/۰۰۸
	۴۰	۱۳۱/۶۷ $\pm$ ۱۸/۰۴	۱۵۰/۹۵ $\pm$ ۱۸/۹۲	۰/۰۱۰
دامنه نوسان داخلی - خارجی (میلی‌متر)	۲۰	۲۶/۷۹ $\pm$ ۸/۴۳	۳۱/۴۸ $\pm$ ۷/۳۰	۰/۱۲۸
	۴۰	۲۷/۶۷ $\pm$ ۸/۱۹	۲۹/۰۸ $\pm$ ۸/۲۲	۰/۶۵۴
میزان مسیر طی شده قدامی - خلفی (میلی‌متر)	۲۰	۲۰۱/۴۲ $\pm$ ۲۲/۴۷	۲۰۹/۳۸ $\pm$ ۴۰/۲۵	۰/۵۲۴
	۴۰	۲۳۱/۹۷ $\pm$ ۶۱/۲۱	۲۴۴/۴۷ $\pm$ ۴۷/۲۳	۰/۵۵۰
دامنه نوسان قدامی - خلفی (میلی‌متر)	۲۰	۱۱۵/۲۰ $\pm$ ۲۰/۸۰	۱۱۳/۷۹ $\pm$ ۲۴/۹۵	۰/۸۲۷
	۴۰	۱۳۲/۲۸ $\pm$ ۲۲/۰۸	۱۲۸/۸۴ $\pm$ ۲۲/۹۸	۰/۶۹۶
میانگین جابجایی شعاعی (میلی‌متر)	۲۰	۱۱/۱۰ $\pm$ ۲/۲۴	۱۱/۰۱ $\pm$ ۲/۸۲	۰/۹۳۱
	۴۰	۱۴/۱۷ $\pm$ ۳/۴۵	۱۲/۹۱ $\pm$ ۲/۶۸	۰/۲۹۲
مساحت ناحیه نوسان (میلی‌متر مربع)	۲۰	۱۴۷۷/۷۲ $\pm$ ۴۶۸/۲۱	۱۷۰۷/۰۳ $\pm$ ۵۱۵/۹۱	۰/۲۲۹
	۴۰	۱۸۲۹/۰۴ $\pm$ ۴۷۷/۲۱	۱۸۸۷/۵۱ $\pm$ ۵۱۰/۱۵	۰/۷۵۶



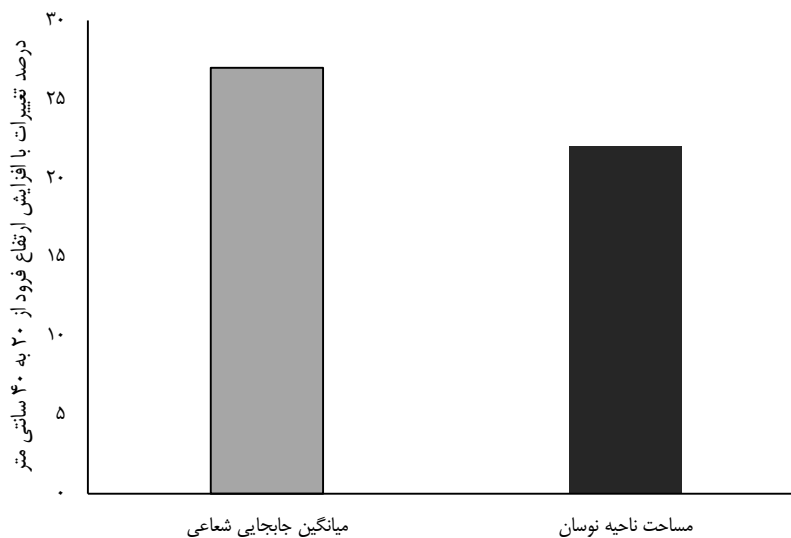
شکل ۱. میزان مسیر طی شده مرکز فشار پای افراد در جهت‌های داخلی-خارجی و قدامی-خلفی هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متری

دامنه نوسان COP

در فرود از هر دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متری دامنه نوسان COP در هیچ‌یک از دو جهت قدامی-خلفی و جانبی تفاوت‌های بین دو گروه تجربی و کنترل معنادار نبود ($P > 0.05$) (جدول ۲). مقایسه درون گروهی نشان داد که بدون در نظر گرفتن عامل گروه، دامنه نوسان COP در جهت قدامی-خلفی حدود ۴/۲ برابر دامنه نوسان در جهت جانبی بوده است ($P < 0.001$). افزایش ارتفاع فرود از ۲۰ سانتی‌متر به ۴۰ سانتی‌متر موجب ۱۵٪ افزایش در دامنه نوسان COP در جهت قدامی-خلفی شد ($P < 0.001$). در صورتی که مقدار دامنه نوسان در مسیر داخلی-خارجی تحت تأثیر افزایش ارتفاع قرار نداشت (شکل ۲). البته این اثرها در هر دو گروه مشابه بود.



شکل ۲. دامنه نوسان مرکز فشار پای افراد در جهت‌های داخلی-خارجی و قدامی-خلفی هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متری



شکل ۳. درصد تغییرات (افزایش) میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان مرکز فشار پای افراد با افزایش ارتفاع فرود از ۲۰ به ۴۰ سانتی متر

میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان

در فرود از هر دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتری تفاوت معناداری بین دو گروه کنترل و تجربی در میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان COP مشاهده نشد ($P > 0.05$) (جدول ۲). همچنین مقایسه درون گروهی نشان داد که به طور مشابه در هر دو گروه افزایش ارتفاع موجب افزایش میانگین جابجایی شعاعی به مقدار ۲۷٪ ($P < 0.001$) و افزایش مساحت ناحیه نوسان COP به مقدار ۲۲٪ ($P = 0.015$) شد (شکل ۳).

بحث

هدف از این مطالعه، ارزیابی عملکرد تعادلی با مفهوم کینماتیک مرکز فشار پا هنگام فرود تک پا با تمرکز بر اثر ارتفاع فرود در افراد با و بدون بی ثباتی مزمن میچ پا بود. فرضیه اول تحقیق این بود که افراد دارای بی ثباتی مزمن میچ پا هنگام فرود، دارای نوسانات و جابجایی های بزرگ تر مرکز فشار پا نسبت به افراد سالم هستند. بخشی از نتایج این مطالعه این فرضیه را تأیید کرد.

نتایج این مطالعه نشان داد که طول مسیر طی شده ی COP پا در جهت داخلی_خارجی (صفحه فروتنال) هنگام فرود در افراد با بی ثباتی مزمن میچ پا بیشتر از افراد سالم است که این تفاوت معنادار هنگام فرود از هر دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر وجود داشت که همسو با یافته های قبلی است (۲۱، ۲۷). برای داشتن یک کنترل پاسچر مناسب وجود یکپارچگی و دقت در دروندادهای حس عمقی، بینایی و دهلیزی ضروری است (۲۸). معمولاً افراد دارای میچ پای بی ثبات یک سابقه پیچ خوردگی میچ پا داشته اند. این پیچ خوردگی می تواند منجر به پارگی رباطها و عضلات شود و به گیرنده های مفصلی و دوک عضلانی آسیب برساند (۲۹، ۳۰). علاوه بر این، التهاب و تورم پس از صدمات نیز می تواند منجر به ناتوانی نسبی در عملکرد این گیرنده های حسی گردد (۳۱). بنابراین، عملکرد عصبی_عضلانی ضعیف در افراد با بی ثباتی میچ پا قابل انتظار است.

یافته‌های مطالعه حاضر مبنی بر طی مسیر بزرگ‌تر COP در گروه تجربی مؤید و همسو با آن دسته از مطالعات پیشین است که نشان دادند که افراد با بی‌ثباتی مزمن می‌چ پا به دلیل نقص در عملکرد حس عمقی و سیستم عصبی-عضلانی به‌خوبی افراد سالم نمی‌توانند ثبات پاسچری خود را حفظ نمایند (۲۷، ۳۲). با توجه به اینکه عضلات نازک‌نئی نقش حیاتی در پایدار نگه‌داشتن مفصل می‌چ پا در صفحه فرونتال در طی وظایف عملکردی ایفا می‌کنند، برخی تحقیقات ضعف‌ها یا تأخیر در زمان فعال‌سازی این عضلات را در افراد مبتلا به CAI گزارش کرده‌اند (۳۳). چنین ضعف‌ها یا تأخیری می‌تواند پایداری مفصل را در صفحه فرونتال به‌ویژه در فعالیت‌های عملکردی کاهش دهد، بنابراین، این امکان وجود دارد که ترکیب افت عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی و تأخیر یا ضعف فعال‌سازی عضلات نازک‌نئی در افراد دارای CAI به کاهش ثبات دینامیک بدن و افزایش جابجایی مرکز فشار پا در صفحه فرونتال و در نتیجه افزایش مسیر طی شده در جهت جانبی بدن منجر شود.

از طرفی، پینتسار^۱ و همکاران (۱۹۹۶) نشان دادند که تنظیم وضعیت بدن پس از اغتشاش عموماً بر اساس استراتژی می‌چ پا (با حرکات سوپینیشن و پرونیشن و یا پلانتر و دورسی‌فلکشن) صورت می‌پذیرد (۳۴). با این حال، افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن می‌چ پا، در طول اجرای تکالیف ایستا و پویا، عمدتاً اصلاحات پاسچر و حفظ تعادل را از طریق استراتژی لگن انجام می‌دهند. استراتژی لگن که مستلزم فعالیت عضلات قوی و بزرگ و حرکات پردامنه‌تر از می‌چ پا است منجر به ایجاد نیروهای برشی بزرگ‌تر می‌شود (۳۴، ۳۵). این نیروی بزرگ‌تر با جابجایی بیشتر مرکز ثقل بدن باعث طی مسیر بزرگ‌تر COP می‌شود. در نهایت این جابجایی در صفحه فرونتال ممکن است باعث افزایش گشتاور سوپینیشن در مفصل می‌چ پا و افزایش احتمال پیچ‌خوردگی می‌چ پا در این افراد گردد؛ بنابراین بیشتر بودن میزان مسیر طی شده COP در افراد دارای CAI به‌عنوان یک ریسک فاکتور مهم تلقی می‌گردد.

جالب آنکه، با وجود تفاوت بین گروهی در طی مسیر COP، تفاوت دامنه نوسان COP در صفحه فرونتال بین دو گروه تجربی و کنترل معنادار نبود. این نتایج با سایر مطالعات در این زمینه همسو است (۲۰، ۲۱). اوه و همکاران (۲۰۲۴) هنگامی که افراد مبتلا به CAI و افراد سالم را در آزمون‌های ایستادن روی یک پا مقایسه کردند، گزارشی از تفاوت معنادار در نوسانات COP نداشتند، با اینکه در سایر شاخص‌های COP تفاوت‌های معناداری وجود داشت (۲۰). همچنین، لیو^۲ و همکاران (۲۰۲۳) اشاره کردند که درحالی‌که تفاوت‌های معناداری در طول مسیر COP در صفحه فرونتال هنگام ایستادن با چشمان بسته وجود داشت، هیچ تفاوت آماری معناداری بین دامنه نوسان COP بین دو گروه مشاهده نشد (۲۱). این نتایج نشان می‌دهد که طول مسیر COP می‌تواند چالش بزرگ‌تری نسبت به دامنه نوسان آن برای افراد مبتلا به CAI باشد و لزوم توجه بیشتر به طول مسیر COP در مطالعات آینده را به اثبات می‌رساند.

هنگام فرود از ارتفاع‌های بیشتر، شرکت‌کنندگان نوسانات بیشتری در مرکز فشار خود نشان دادند که این یافته فرضیه دوم مطالعه‌ی ما را تأیید می‌کند. اثر متقابل معنادار بین ارتفاع و جهت نشان داد که تأثیر ارتفاع عمدتاً در جهت قدامی-خلفی است. افراد زمانی که از ارتفاع‌های بزرگ‌تر فرود می‌آیند، سرعت و نیروی تماس پا با زمین افزایش می‌یابد و به‌طور طبیعی سیستم عصبی عضلانی با چالش‌های بیشتری برای حفظ تعادل و جذب شوک فرود مواجه می‌شود. برای حفظ بهتر تعادل و کاهش نیروهای وارده به مفاصل، ممکن است میزان فلکشن تنه افزایش یابد که خود منجر به جابجایی قدامی مرکز جرم و در نتیجه جابجایی قدامی COP می‌شود. این رفتار حرکتی در تمامی شرکت‌کنندگان مشاهده شد و نشان می‌دهد که هر دو گروه الگوی بیومکانیکی مشابهی را در واکنش به

1. Pintsaar
2. Liu

افزایش ارتفاع فرود نشان داده‌اند؛ بنابراین، بی‌ثباتی مچ پا در این متغیر سازگاری خاصی ایجاد نکرد. به‌طور کلی، این مطالعه اولین تحقیق در مورد اثرات ارتفاع فرود بر عملکرد تعادلی با مفهوم کینماتیک مرکز فشار پا در افراد با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا است. نتایج نشان داد که افراد مبتلا به CAI هنگام فرود از هر دو ارتفاع دچار نقص‌های تعادلی به‌ویژه در صفحه فرونتال هستند. علاوه بر این، با افزایش ارتفاع فرود، حفظ و بازیابی تعادل دشوارتر می‌شود و نیاز به هماهنگی بیشتری در سیستم عصبی عضلانی دارد که باید در طراحی برنامه‌های تمرینی برای پیشگیری از آسیب مجدد در این جمعیت در نظر گرفته شود.

این مطالعه دارای برخی محدودیت‌ها است. اندازه نسبتاً کوچک حجم نمونه یکی از محدودیت‌هاست که ممکن است به عدم معنی‌داری تعامل دیده شده بین "گروه" و "ارتفاع" کمک کرده باشد. محدودیت دیگر این مطالعه این بود که سطح فعالیت و میزان آمادگی جسمانی شرکت‌کنندگان به‌طور دقیق کنترل نشد؛ افراد با سطح فعالیت بدنی بالا احتمالاً تعادل بهتری دارند که این مورد باید در تحقیقات آینده در نظر گرفته شود (۳۶). همچنین، از آنجایی که پیچ‌خوردگی‌های مچ پا معمولاً در شرایط حرکت ناگهانی رخ می‌دهد، باید در تفسیر نتایج این مطالعه احتیاط کرد. مطالعات قبلی نشان داده‌اند که پیش‌خوراندن عملکرد کینماتیکی اندام تحتانی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا اثر معناداری دارد (۳۷). در نتیجه آگاهی افراد از میزان ارتفاع و سایر شرایط سطح اتکاء ممکن است مانع از آشکارسازی نواقص عملکرد عصبی-عضلانی و ویژگی بیومکانیکی مفصل شده باشد. در نتیجه تکرار این تست در شرایط بدون پیش‌خوراندن می‌تواند مکمل این مطالعه باشد. از طرفی این محدودیت قابل درک و توجیه است زیرا اجرای تست‌های اجرا شده بدون پیش‌خوراندن احتمال آسیب در این افراد را بیشتر می‌ساخت.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه به بررسی ارزیابی عملکرد تعادلی با مفهوم کینماتیک مرکز فشار پا هنگام فرود تک‌پا از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتیمتر در افراد مبتلا به CAI در مقایسه با افراد سالم پرداخت. یافته‌های ما نشان داد که افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا نسبت به افراد سالم نوسانات بیشتری در مرکز فشار در صفحه فرونتال در هنگام فرود داشتند. نتایج مطالعه‌ی ما همچنین نشان داد که افراد هنگام فرود از ارتفاع بالاتر در مقایسه با فرود از ارتفاع پایین، میزان مسیر طی شده و دامنه نوسان بیشتری در صفحه ساجیتال و نیز میانگین جابجایی شعاعی و مساحت ناحیه نوسان COP بزرگ‌تری را داشتند. مطالعات آینده باید تمرکز بیشتری روی اختلالات بیومکانیکی ایجاد شده در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌خصوص نقایص مربوط به تعادل در فعالیت‌های عملکردی پر چالش و تمرینات توان‌بخشی با هدف بهبود روند مراحل درمانی در این افراد داشته باشد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. به شرکت‌کنندگان در این پژوهش اجازه داده شده بود تا هر زمان که مایل بودند از روند پژوهش خارج شوند. همچنین تمامی شرکت‌کنندگان در جریان روند و مراحل مختلف شرکت در پژوهش قرار داشتند. به تمامی شرکت‌کنندگان این اطمینان داده شده بود که اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته می‌شود.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

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

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J, Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports medicine*. 2014;44:123-140. [DOI:10.1007/s40279-013-0102-5] [PMID]
2. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont Jr PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *Jbjs*. 2010;92(13):2279-2284. [DOI:10.2106/JBJS.I.01537] [PMID]
3. Bagehorn T, de Zee M, Fong DT, Thorborg K, Kersting UG, Lysdal FG. Lateral ankle joint injuries in indoor and court sports: a systematic video analysis of 445 nonconsecutive case series. *The American journal of sports medicine*. 2024;52(6):1572-1584. [DOI:10.1177/03635465241241760] [PMID]
4. Delahunt E, Remus A. Risk factors for lateral ankle sprains and chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2019;54(6):611-616. [DOI:10.4085/1062-6050-44-18] [PMID]
5. van den Bekerom MP, Kerkhoffs GM, McCollum GA, Calder JD, van Dijk CN. Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. 2013;21:1390-1395. [DOI:10.1007/s00167-012-2252-7] [PMID]
6. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2002;12(3):129-135. [DOI:10.1034/j.1600-0838.2002.02104.x] [PMID]
7. Hertel J, Corbett RO. An updated model of chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2019;54(6):572-588. [DOI:10.4085/1062-6050-344-18] [PMID]
8. McCann RS, Crossett ID, Terada M, Kosik KB, Bolding BA, Gribble PA. Hip strength and star excursion balance test deficits of patients with chronic ankle instability. *Journal of science and medicine in sport*. 2017;20(11):992-996. [DOI:10.1016/j.jsams.2017.05.005] [PMID]
9. Mohammadpour N, Rezaie I, Hadadi M. The Relationship between Core Muscles Dysfunction and Chronic Ankle Instability: A Review. *Journal of Sport Biomechanics*. 2019;5(2):72-81. [DOI:10.32598/biomechanics.5.2.4]
10. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(6):641-648. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2006.00612.x] [PMID]

11. Wikstrom E, Tillman M, Chmielewski T, Cauraugh J, Naugle K, Borsa P. Dynamic postural control but not mechanical stability differs among those with and without chronic ankle instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2010;20(1):e137-e144. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2009.00929.x] [PMID]
12. Riemann BL. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? *Journal of athletic training*. 2002;37(4):386.
13. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training*. 2012;47(3):339-357. [DOI:10.4085/1062-6050-47.3.08] [PMID]
14. McKeon PO, Hertel J. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing? *Journal of athletic training*. 2008;43(3):293-304. [DOI:10.4085/1062-6050-43.3.293] [PMID]
15. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Borsa PA. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(3):397-402. [DOI:10.1249/mss.0b013e31802d3460] [PMID]
16. Hadadi M, Abbasi F. Comparison of the effect of the combined mechanism ankle support on static and dynamic postural control of chronic ankle instability patients. *Foot & ankle international*. 2019;40(6):702-709. [DOI:10.1177/1071100719833993] [PMID]
17. Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P, Reese S, Seeley MK. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(2):280-285. [DOI:10.1016/j.jelekin.2011.11.012] [PMID]
18. Jaber H, Lohman E, Daher N, Bains G, Nagaraj A, Mayekar P, et al. Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PloS one*. 2018;13(8):e0201479. [DOI:10.1371/journal.pone.0201479] [PMID]
19. Yousefi M, Sadeghi H, Ilbiegi S, Ebrahimabadi Z, Kakavand M, Wikstrom EA. Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability. *Journal of Biomechanics*. 2020;108:109904. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2020.109904] [PMID]
20. Oh M, Lee H, Han S, Hopkins JT. Postural control measured before and after simulated ankle inversion landings among individuals with chronic ankle instability, copers, and controls. *Gait & Posture*. 2024;107:17-22. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2023.09.002] [PMID]
21. Liu Y, Song Q, Zhou Z, Chen Y, Wang J, Tian X, et al. Effects of fatigue on balance and ankle proprioception during drop landing among individuals with and without chronic ankle instability. *Journal of Biomechanics*. 2023;146:111431. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2022.111431] [PMID]
22. Kawaguchi K, Taketomi S, Mizutani Y, Inui H, Yamagami R, Kono K, et al. Dynamic postural stability is decreased during the single-leg drop landing task in male collegiate soccer players with chronic ankle instability. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2022;10(7):23259671221107343. [DOI:10.1177/23259671221107343] [PMID]
23. Simpson JD, Koldenhoven RM, Wilson SJ, Stewart EM, Turner AJ, Chander H, et al. Ankle kinematics, center of pressure progression, and lower extremity muscle activity during a side-cutting task in participants with and without chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;54:102454. [DOI:10.1016/j.jelekin.2020.102454] [PMID]

24. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DT-P, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*. 2016;50(24):1496-1505. [DOI:10.1136/bjsports-2016-096189]
25. Dundas MA, Gutierrez GM, Pozzi F. Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. *Journal of sports sciences*. 2014;32(10):926-933. [DOI:10.1080/02640414.2013.868917] [PMID]
26. Watabe T, Takabayashi T, Tokunaga Y, Kubo M. Copers adopt an altered dynamic postural control compared to individuals with chronic ankle instability and controls in unanticipated single-leg landing. *Gait & Posture*. 2022;92:378-382. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2021.12.014] [PMID]
27. Ma T, Li Q, Song Y, Hua Y. Chronic ankle instability is associated with proprioception deficits: a systematic review and meta-analysis. *Journal of sport and health science*. 2021;10(2):182-191. [DOI:10.1016/j.jshs.2020.09.014] [PMID]
28. Farhadi MHI, Seidi F, Minoonejad H, Thomas AC. Differences in gluteal and quadriceps muscle activation among adults with and without lumbar hyperlordosis. *Journal of sport rehabilitation*. 2020;29(8):1100-1105. [DOI:10.1123/jsr.2019-0112] [PMID]
29. Kim H-J, Lee J-H, Lee D-H. Proprioception in patients with anterior cruciate ligament tears: a meta-analysis comparing injured and uninjured limbs. *The American journal of sports medicine*. 2017;45(12):2916-2922. [DOI:10.1177/0363546516682231] [PMID]
30. Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central nervous system adaptation after ligamentous injury: a summary of theories, evidence, and clinical interpretation. *Sports medicine*. 2017;47:1271-1288. [DOI:10.1007/s40279-016-0666-y] [PMID]
31. Kapreli E, Athanasopoulos S. The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Medical hypotheses*. 2006;67(3):645-650. [DOI:10.1016/j.mehy.2006.01.063] [PMID]
32. Simpson JD, Stewart EM, Macias DM, Chander H, Knight AC. Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*. 2019;37:210-219. [DOI:10.1016/j.ptsp.2018.06.003] [PMID]
33. Labanca L, Mosca M, Ghislieri M, Agostini V, Knaflitz M, Benedetti MG. Muscle activations during functional tasks in individuals with chronic ankle instability: a systematic review of electromyographical studies. *Gait & posture*. 2021;90:340-373. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2021.09.182] [PMID]
34. Pintaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British journal of sports medicine*. 1996;30(2):151-155. [DOI:10.1136/bjsm.30.2.151] [PMID]
35. Tropp H. Commentary: functional ankle instability revisited. *Journal of athletic training*. 2002;37(4):512.
36. Azadian E, Eftekhari N, Mohammad Zaheri R. The Evaluation of Changes in the Center of Pressure in Different Types of Defense on the Professional Volleyball Players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2022;8(3):266-278. [DOI:10.61186/JSportBiomech.8.3.266]
37. Simpson JD, Stewart EM, Turner AJ, Macias DM, Wilson SJ, Chander H, et al. Neuromuscular control in individuals with chronic ankle instability: a comparison of unexpected and expected ankle inversion perturbations during a

single leg drop-landing. Human Movement Science. 2019;64:133-141. [DOI:10.1016/j.humov.2019.01.013]
[PMID]