Journal of
Sport Biomechanics

Summer 2026. Vol 12. Issue 2

Research Paper

Kinematic Changes of Lower-Limb Joints During Walking in Individuals with Chronic Ankle Instability on Flat and Inclined Surfaces

Vahid Asghari[1], *Nader Farahpour[1], Shawn Robbins[2], Gabriel Moisan[3], Mahdi Majlesi[4]

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Department of Physiotherapy, McGill University, Montreal, QC, Canada.
3. Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada.
4. Department of Sport Biomechanics, Ha.C. Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Asghari V, Farahpour N, Robbins S, Moisan G, Majlesi M. Kinematic Changes of Lower-Limb Joints During Walking in Individuals with Chronic Ankle Instability on Flat and Inclined Surfaces. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):302-319. https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.2.302

https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.2.302

Article Info:

Received: 13 August 2025

Accepted: 20 Jan 2025

Available Online: 31 Jan 2025

Keywords:

Chronic ankle instability, Joint kinematics, Angular velocity, Spatiotemporal parameters, Range of motion

ABSTRACT

Objective This study aimed to compare movement patterns, spatiotemporal variables, and joint range of motion of the lower limbs during walking between individuals with chronic ankle instability (CAI) and healthy controls on two surfaces: flat and inclined.

Methods Eighteen individuals with chronic ankle instability (experimental group) and nineteen healthy participants (control group), aged 20 to 40 years, took part in this study. Lower-limb joint angles and spatial positions were recorded during walking on a flat surface and an externally inclined surface using a Qualisys motion capture system. Kinematic data were analyzed over a complete gait cycle. Between-group comparisons were performed using parametric one-dimensional statistical parametric mapping (independent SPM{t}) and multivariate analysis of variance (MANOVA).

Results Stride length during walking on the flat surface was significantly shorter in the experimental group compared with the control group ($p = 0.005$). No significant between-group differences were observed in overall joint range of motion. However, compared with controls, the experimental group exhibited greater hip flexion ($p = 0.038$) and greater hip adduction ($p = 0.003$) during walking on the flat surface. On the inclined surface, the experimental group demonstrated greater hip flexion ($p = 0.001$), greater hip adduction ($p = 0.001$), greater knee flexion ($p = 0.023$), reduced knee external rotation ($p = 0.001$), greater ankle inversion ($p = 0.001$), higher plantarflexion velocity ($p = 0.013$), higher eversion velocity ($p = 0.001$), and greater ankle adduction velocity ($p = 0.003$).

Conclusion Individuals with chronic ankle instability exhibit altered gait patterns and lower-limb joint kinematics during walking. These biomechanical alterations are not confined to the ankle joint but extend to more proximal joints, including the knee and hip. Rehabilitation programs for individuals with ankle instability should therefore incorporate targeted strengthening and neuromuscular training of the hip and knee musculature in addition to ankle-focused interventions.

Corresponding Author:
Nader Farahpour
Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

Lateral ankle sprain is one of the most common musculoskeletal injuries, accounting for more than 80% of all ankle injuries (1). Approximately 40% of affected individuals subsequently develop chronic ankle instability (CAI), a condition characterized by persistent symptoms and long-term functional limitations (1,2). Individuals with CAI commonly experience recurrent sprains, sensations of giving way, pain, swelling, weakness, restricted joint motion, and limitations in physical activity (3–5). Pathoanatomically, injury primarily involves the lateral ligament complex of the ankle, particularly the anterior talofibular (ATFL) and calcaneofibular (CFL) ligaments (6,7). Damage to these ligaments also disrupts mechanoreceptors, leading to impaired proprioception and deficits in joint position sense and movement control (4).

Gait analysis provides valuable insight into these impairments, as walking tasks can reveal CAI-related neuromuscular and biomechanical deficiencies (7). Persistent abnormal gait patterns may contribute to the chronicity of the condition by altering joint loading and movement strategies (3). Consequently, individuals with CAI often exhibit altered gait patterns, reduced dynamic stability, and an increased susceptibility to recurrent ankle sprains (4,11). Previous studies have reported kinematic differences in ankle motion during gait in individuals with CAI (6,11). Commonly reported alterations include shorter step length, prolonged stance phase, restricted range of motion, increased ankle inversion, and greater internal rotation compared with healthy individuals (4,11). These changes are associated with impaired neuromuscular control and reduced motor performance (12). To compensate for ankle instability, individuals with CAI appear to adopt movement strategies that rely more heavily on proximal joints, particularly the knee and hip (12,13). During walking, reduced knee flexion, decreased knee external rotation, and increased hip flexion and abduction have been reported in individuals with CAI compared with healthy controls (15–19). While gait assessment on stable surfaces provides important biomechanical insights (15), rehabilitation programs increasingly emphasize unstable or challenging walking conditions, as these environments place greater demands on proprioception and motor control (20). Despite extensive research on lower-extremity biomechanics in CAI (17,23,24), findings regarding joint kinematics remain inconsistent (8,12,25,26). These inconsistencies may be attributed to methodological limitations, including small sample sizes, exclusive focus on level walking, and failure to examine multi-joint kinematic behavior simultaneously.

Therefore, the purpose of the present study was to analyze lower-limb kinematic gait patterns in individuals with CAI during walking on both level and inclined surfaces and to compare these patterns with those of healthy controls. It was hypothesized that: (1) ankle and foot movement patterns would differ significantly between individuals with CAI and healthy controls, and (2) knee and hip kinematics would also be significantly altered, reflecting compensatory adaptations.

2. Methods

This semi-experimental study included 37 physically active male participants aged 20–40 years, comprising 18 individuals with chronic ankle instability (CAI group) and 19 healthy controls. Participants with CAI were recruited from orthopedic clinics and sports centers, whereas control participants were recruited from eligible volunteers. The diagnosis of CAI was confirmed by an orthopedic specialist in accordance with the International Ankle Consortium criteria and included a history of recurrent ankle sprains, a Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) score below 24 (27), and functional limitations identified using the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). Exclusion criteria for both groups included a history of lower-limb surgery or the presence of other musculoskeletal or neurological disorders. Three-dimensional gait analysis was performed using an eight-camera Qualisys motion capture system sampling at 200 Hz. A total of 62 reflective markers were placed on anatomical landmarks of the lower extremities based on a modified Rizzoli marker set. Ground reaction forces were recorded using two Kistler force plates synchronized with the motion capture system. Participants were instructed to walk under two conditions: on a level surface and on a 15° inclined surface (28–30). Four successful trials were recorded for each condition.

Kinematic data were processed using Qualisys Track Manager and Visual3D software. Marker trajectories were filtered and time-normalized to 101 data points representing 0–100% of the gait cycle. Statistical parametric mapping (SPM) was used to compare continuous kinematic waveforms between groups across the gait cycle. Additionally, multivariate analysis of variance (MANOVA) was applied for discrete variable comparisons. Statistical significance was set at $p \leq 0.05$.

3. Results

Analysis revealed key differences between the CAI and control groups during walking. The CAI group The analysis revealed several key differences between the CAI and control groups during walking. On the level surface, individuals with CAI demonstrated a significantly shorter step length compared with controls (mean difference: 0.034 m, $p = 0.005$) (Table 1). On the inclined surface, this difference was marginal and did not reach statistical significance ($p = 0.07$). No significant between-group differences were observed in joint range of motion (ROM) for any lower-limb joint under either walking condition.

Kinematic waveform analysis identified substantial joint-specific alterations. During level walking, the CAI group exhibited reduced hip extension, increased hip flexion, and reduced hip abduction compared with controls. These differences became more pronounced during inclined walking, with the CAI group demonstrating greater hip flexion, reduced hip adduction, decreased knee external rotation, and increased ankle inversion across multiple phases of the gait cycle. In addition, altered ankle angular velocities were observed during inclined walking in the CAI group. Although overall ROM remained unchanged, individuals with CAI displayed compensatory movement strategies that were amplified under the increased mechanical demands of inclined walking.

4. Discussion

This study examined lower-limb gait kinematics in individuals with chronic ankle instability during walking on level and inclined surfaces. The hypothesis that individuals with CAI would exhibit altered movement patterns compared with healthy controls was partially supported. The most consistent finding was a significant reduction in step length during level walking, which is consistent with previous findings reported by Delahunt et al. (2006) (41). This adaptation may reflect a strategy to enhance stability by reducing joint loading and lowering the center of mass, thereby minimizing the risk of episodes of giving way. However, this finding contrasts with studies reporting no differences in step length (20,32,33), underscoring the variability of compensatory strategies among individuals with CAI. An unexpected but notable finding was the absence of significant differences in total joint ROM at the hip, knee, and ankle between groups on either surface. This result aligns with the findings of Hertel and Corbett (2019) (35) but contrasts with studies reporting reduced ankle ROM and strength deficits in individuals with CAI (4,6). Such discrepancies may be attributable to methodological differences, particularly the use of dynamic gait analysis in the present study versus static or isolated joint assessments in previous research (4). The most pronounced kinematic alterations were observed at the hip joint. Across both walking conditions, individuals with CAI demonstrated increased hip flexion and reduced hip abduction/adduction, supporting previous observations by Son et al. (2019) (17).

Table 1. Spatio-temporal variables of walking on a flat and inclined surface

Variables	control	CAI	Sig.
Stance time on a flat surface	0.69±0.014	0.69±0.01	0.98
Swing time on a flat surface	0.45±0.007	0.44±0.007	0.577
Step length on a flat surface	0.67±0.008	0.63±0.008	0.005
Stride length on a flat surface	1.32±0.013	1.31±0.014	0.593
Stance time on an inclined surface	0.77±0.0014	0.75±0.015	0.364
Swing time on an inclined surface	0.47±0.007	0.46±0.007	0.223
Step length on an inclined surface	0.65±0.006	0.63±0.007	0.07
Stride length on an inclined surface	1.31±0.008	1.33±0.008	0.3

These findings strongly suggest a compensatory strategy characterized by increased reliance on proximal joints to maintain stability and control movement, likely driven by sensorimotor deficits and reduced confidence in ankle stability. Overall, individuals with CAI exhibit altered movement patterns that extend beyond the ankle joint, with compensatory adaptations affecting the hip and knee, particularly during more demanding tasks such as inclined walking. These findings highlight the need for comprehensive rehabilitation strategies that address the entire kinetic chain rather than focusing solely on the ankle. Effective rehabilitation programs should incorporate proprioceptive training, strengthening of proximal and calf musculature, and gait retraining aimed at correcting compensatory movement patterns and improving dynamic stability in real-world walking environments.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with the ethical principles outlined in the Declaration of Helsinki. All participants (or their parents/legal guardians, where applicable) provided written informed consent after receiving a full explanation of the study procedures and objectives. The study protocol was approved by the institutional research ethics committee.

Funding

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed to the study conception and design, data collection, data analysis, and drafting or critical revision of the manuscript. All authors read and approved the final version of the manuscript and take responsibility for its content.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest, financial or otherwise, related to this study.

مقاله پژوهشی

تغییرات کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه‌رفتن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا در سطح صاف و شیب‌دار

وحید اصغری[۱]، *نادر فرهپور[۱]، شان رابینز[۲]، گابریل مویسان[۳]، مهدی مجلسی[۴]

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

۲. گروه فیزیوتراپی، دانشگاه مک‌گیل، مونترال، کانادا.

۳. دانشکده حرکت‌شناسی، دانشگاه کبک، کبک، کانادا.

۴. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Asghari V, Farahpour N, Robbins S, Moisan G, Majlesi M. Kinematic Changes of Lower-Limb Joints During Walking in Individuals with Chronic Ankle Instability on Flat and Inclined Surfaces. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):302-319. https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.2.302

https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.2.302

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۲ شهریور ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۳۰ دی ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۱ بهمن ۱۴۰۴

چکیده

هدف هدف از این مطالعه، مقایسه الگوی حرکتی، متغیرهای فضایی-زمانی و دامنه‌حرکتی مفاصل اندام تحتانی هنگام راه‌رفتن بین افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا و گروه سالم در دو سطح صاف و شیب‌دار بود.

روش‌ها تعداد ۱۸ فرد مبتلا بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا (گروه تجربی) و ۱۹ فرد سالم (گروه کنترل) در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از دوربین‌های کوالیسیس، هنگام راه‌رفتن روی سطح صاف و سطح با شیب خارجی زوایا و موقعیت فضایی اندام‌های تحتانی در بازه زمانی یک استراید کامل راه‌رفتن ثبت و مورد تحلیل قرار گرفت. از تحلیل پارامتریک یک‌بعدی (SPM(t) مستقل) و نیز آزمون چندمتغیره MANOVA برای مقایسه بین گروهی استفاده شد.

یافته‌ها نتایج نشان داد طول قدم گروه تجربی در راه‌رفتن روی سطح صاف به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود (p= ۰/۰۰۵)، در حالی‌که دامنه حرکتی دو گروه مشابه بود. با این حال، گروه تجربی نسبت به کنترل در سطح صاف فلکشن ران بیشتر و ابداکشن ران کمتر داشت (p< ۰/۰۵) و در سطح شیب‌دار نیز الگوی حرکتی متفاوتی شامل فلکشن ران بیشتر، اداکشن ران و فلکشن و چرخش خارجی زانوی کمتر، همراه با اینورژن و سرعت‌های پلانتارفلکشن و اورژن مچ‌پا بیشتر و سرعت اداکشن مچ‌پای کمتر نشان داد (p< ۰/۰۵).

نتیجه‌گیری در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا الگوی حرکتی و زوایای مفاصل اندام تحتانی با تغییراتی همراه بودند. این تغییرات در سطح شیب‌دار تشدید شدند. تغییرات بیومکانیکی علاوه بر مچ‌پا شامل مفاصل بالاتر نیز بود. توصیه می‌شود در توان‌بخشی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا تقویت عضلات مفاصل ران و زانو نیز مدنظر قرار گیرد.

کلید واژه‌ها:

بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا، زاویه مفصل، سرعت زاویه‌ای، فضایی-زمانی، دامنه‌حرکتی

***نویسنده مسئول:**

نادر فرهپور

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

ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

پیچ‌خوردگی جانبی مچپا یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی–عضلانی محسوب می‌شود که بیش از ۸۰ درصد از کل آسیب‌های مچپا را شامل می‌گردد (۱). تقریباً در ۴۰ درصد از موارد، این آسیب به بی‌ثباتی مزمن مچپا[1]منجر می‌شود (۱, ۲). بیماران مبتلا به CAI از علائم ناتوان‌کننده‌ای همچون پیچ‌خوردگی‌های مکرر، خالی‌کردن مچپا[2]، درد، تورم، ضعف عضلانی، محدودیت دامنه‌حرکتی و اختلال عملکرد رنج می‌برند (۳–۵). در پیچ‌خوردگی مچپا، آسیب‌های وارده عمدتاً بر رباط‌های جانبی، به‌ویژه رباط‌های تالوفیبولار قدامی[3]و کالکانئو فیبولار[4]متمرکز می‌شوند (۶, ۷). مطالعات متعددی نشان داده‌اند که در CAI، الگوی حرکتی مفصل مچپا دچار اختلال می‌شود که در درازمدت می‌تواند به تخریب بافتی و حتی آرتروز منجر گردد (۶, ۷). برخی شواهد نشان می‌دهند که این ناهنجاری‌های کینماتیکی علاوه بر مفصل مچپا، می‌تواند مفاصل بالاتر از جمله زانو و ران را نیز تحت تأثیر بگذارد (۸). افت عملکرد گیرنده‌های حسی–عمقی، اختلال در کنترل عصبی–عضلانی، ضعف قدرت عضلانی مچپا و مفاصل مجاور، کاهش رفلکس‌ها و محدودیت دامنه‌حرکتی از جمله اختلالات مرتبط با CAI شناخته می‌شوند (۲, ۴, ۷, ۹, ۱۰). گیرنده‌های عمقی مچ پا مسئول ارائه اطلاعات مربوط به موقعیت و حرکت مفصل هستند (۴) اما در CAI، عملکرد این گیرنده‌ها دچار اختلال شده و منجر به نقص در درک دقیق وضعیت مفصل می‌شود (۴). راه‌رفتن، به‌عنوان پایه‌ای‌ترین مهارت حرکتی در فعالیت‌های روزمره می‌تواند عوارض عملکردی CAI را منعکس کند (۷). ازاین‌روی، بررسی الگوی راه‌رفتن در افراد مبتلا به CAI امکان شناسایی ناهنجاری‌ها، تأثیر بی‌ثباتی بر حرکات و مکانیسم‌های جبرانی را فراهم می‌سازد و از اهمیت کلینیکی برخوردار است (۱۱). این افراد معمولاً در مقایسه با گروه سالم، طول گام کوتاه‌تر، زمان استنس طولانی‌تر، محدودیت دامنه‌حرکتی، افزایش اینورژن و چرخش‌داخلی بیشتر را نشان می‌دهند (۴, ۱۱). بیماران CAI برای جبران نقص مچپا به مفاصل پروگزیمال (زانو و ران) متکی هستند (۱۲, ۱۳). این سازگاری‌های حرکتی شامل تغییراتی در مفاصل زانو، ران و نیز مچپا است که برای حفظ پایداری اندام آسیب‌دیده به کار گرفته می‌شود (۱۴). مطالعات نشان داده‌اند که در راه‌رفتن افراد مبتلا به CAI کاهش فلکشن زانو، کاهش چرخش‌خارجی زانو، افزایش ابداکشن و فلکشن ران را نسبت به گروه کنترل نشان می‌دهند (۱۵–۱۹). از منظر بیومکانیکی، ارزیابی راه‌رفتن روی سطوح پایدار به مقایسه ویژگی‌های حرکتی بیماران با افراد سالم کمک می‌کند (۱۵). بااین‌حال، از دیدگاه توان‌بخشی، راه‌رفتن روی سطوح ناپایدار به دلیل نیاز به حس عمقی و کنترل حرکتی بالاتر، برای بهبود عملکرد توصیه می‌شود (۲۰). بازخورد گیرنده‌های عمقی اندام تحتانی نقش کلیدی در ثبات راه‌رفتن ایفا می‌کند (۲۱). بر اساس نظریه سیستم‌های پویا، هنگام مواجهه با عوامل خارجی مانند سطح ناپایدار، بدن الگوی حرکتی خود را به‌طور مداوم تعدیل می‌کند (۲۰)؛ بنابراین، راه‌رفتن روی سطوح ناپایدار می‌تواند به‌عنوان یک روش چالشی مؤثر برای ارزیابی و بهبود کنترل حرکتی مورد استفاده قرار گیرد (۲۰, ۲۲). اگر چه مطالعات متعددی بیومکانیک اندام تحتانی را در CAI بررسی کرده‌اند (۱۷, ۲۳, ۲۴) اما نتایج متناقضی در مورد کینماتیک مفاصل گزارش شده است (۸, ۱۲, ۲۵, ۲۶). از جمله محدودیت‌های این مطالعات می‌توان به نمونه‌های کوچک، تمرکز صرف بر راه‌رفتن روی سطوح صاف، عدم بررسی هم‌زمان همه مفاصل اندام تحتانی و غفلت از بررسی مکانیک مفاصل هنگام قدم گذاشتن روی سطوح شیب‌دار اشاره کرد. ثبت هم‌زمان داده‌های کینماتیکی مچ پا و مفاصل بالاتر در حین راه‌رفتن روی سطوح شیب‌دار چالش‌برانگیز است و می‌تواند ضعف‌های بیومکانیکی را آشکار کرده و تفاوت‌های بین بیماران و افراد سالم را روشن‌تر نماید. در حال حاضر اطلاعات بسیار ناکافی در این مورد وجود دارد. پژوهش

1. Chronic Ankle Instability
2. Giving Way
3. Anterior Talofibular Ligament
4. Calcaneofibular Ligament

حاضر با هدف تحلیل الگوی بیومکانیکی راه‌رفتن افراد مبتلا به CAI روی دو سطح صاف و شیب‌دار در مقایسه با افراد سالم اجرا شده است. فرضیه‌های پژوهش عبارت بودند از: ۱- الگوی حرکتی مفصل مچ و مفاصل پای آسیب‌دیده بیماران CAI با افراد سالم تفاوت دارد، ۲- کینماتیک مفاصل زانو و ران افراد مبتلا به CAI نیز دچار تغییرات می‌شوند.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

در این مطالعه نیمه تجربی، از میان مردان فعال ۲۰ تا ۴۰ ساله، تعداد ۳۷ نفر شامل ۱۸ فرد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا و ۱۹ فرد سالم انتخاب شدند. افراد گروه CAI از کلینیک‌های ارتوپدی، باشگاه‌های ورزشی و از طریق فراخوان در شبکه‌های اجتماعی جذب شدند، درحالی‌که گروه سالم از میان افراد واجد شرایط در دسترس انتخاب گردیدند. ویژگی‌های دموگرافیک و آنتروپومتریک دو گروه در جدول ۱ ارائه شده است. پس از غربالگری اولیه، هر فرد در گروه CAI توسط متخصص ارتوپدی معاینه شد تا تشخیص بی‌ثباتی مچ پای وی تأیید گردد. معیارهای ورود بر اساس بیانیه کنسرسیوم بین‌المللی مچ‌پا[1]شامل موارد زیر بود: حداقل ۱۲ ماه از اولین پیچ‌خوردگی جانبی مچ‌پا گذشته باشد، سابقه پیچ‌خوردگی‌های مکرر داشته باشد، تجربه مکرر خالی کردن مچ‌پا وجود داشته باشد و نمره فرد در پرسشنامه کامبرلند[2](CAIT) (۲۷) کمتر از ۲۴ و در بخش فعالیت‌های روزمره از مقیاس سنجش اندازه‌گیری توانایی پا[3](FAAM_ADL) امتیازی برابر با و یا کمتر از ۹۰٪ و همچنین در بخش فعالیت‌های ورزشی پرسشنامه (FAAM-SPORT) امتیازی برابر یا کمتر از ۸۰٪ کسب کند. این سه پرسشنامه میزان توانایی حرکتی افراد آسیب‌دیده را برای انجام فعالیت‌های مختلف ارزیابی می‌کنند. نمره بالاتر به معنی توانایی بیشتر است. معیارهای ورود گروه سالم شامل نداشتن هرگونه ناهنجاری اسکلتی-عضلانی و برخورداری از تقارن اندام‌های تحتانی بود.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها (میانگین±انحراف معیار)

متغیر	گروه		سطح معناداری
	سالم	تجربی	
سن (سال)	۲۶/۹±۲/۶	۲۸/۸±۲/۴	۰/۱۱۳
قد (متر)	۱/۸۰±۰/۰۶	۱/۸۰±۰/۰۵	۰/۹۴۲
وزن (کیلوگرم)	۷۸/۰۰±۱۰/۴۲	۸۱/۱۱±۸/۵	۰/۳۳
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۹±۲/۷	۲۴/۹۶±۱/۸	۰/۲۱۶
تعداد پیچ‌خوردگی مچ‌پا		۶/۸۳±۳/۶۶	
تعداد خالی‌کردن مچ‌پا در ۶ ماه گذشته		۴/۸±۱/۹	
زمان اولین پیچ‌خوردگی مچ‌پا (سال)		۵/۰۰±۲/۶	
زمان آخرین پیچ‌خوردگی مچ‌پا (سال)		۱/۳±۰/۵	
پرسشنامه FAAM_ADL (٪)		۷۸/۰۰±۸/۰۸	
پرسشنامه FAAM_SPORTS (٪)		۶۶/۷±۹/۹	
امتیاز پرسشنامه CAIT (از ۳۰)		۱۴/۹۴±۴/۷	

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

معیارهای خروج برای گروه CAI شامل ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی (به‌جز پیچ‌خوردگی مچ پا برای گروه CAI)، مصرف داروهای مؤثر بر عملکرد سیستم عصبی-عضلانی و عدم تمایل به ادامه انجام پروتکل بود. معیارهای خروج برای گروه سالم وضعیت ظاهری غیرطبیعی، سابقه جراحی، آسیب‌های کمر، اندام تحتانی، بیماری‌های قلبی-عروقی، اختلال در سیستم عصبی بود. در ۱۴ نفر از گروه CAI و ۱۹ نفر از گروه سالم، پای راست به‌عنوان پای‌غالب شناسایی شد. به تمام شرکت‌کنندگان توصیه شد ۷۲ ساعت پیش از آزمایش از فعالیت‌های شدید بدنی اجتناب کنند. پیش از آغاز مطالعه، اهداف پژوهش، پروتکل اجرایی و ملاحظات اخلاقی به‌صورت شفاهی و مکتوب به افراد اطلاع داده شد و رضایت آگاهانه کتبی برای شرکت در این پژوهش اخذ گردید. این پژوهش در کمیته اخلاق دانشگاه بوعلی سینا با کد اخلاق IR.BASU.REC.1401.031 مورد تصویب قرار گرفت.

ابزار و شیوه اجرا

این مطالعه با استفاده از سیستم تحلیل حرکتی سه‌بعدی QUALYSIS متشکل از هشت دوربین با فرکانس ۲۰۰ هرتز انجام شد. برای مدل‌سازی بیومکانیکی از مدل ریزولی اصلاح‌شده استفاده شد. مارکرهای ساق و ران نیز بر اساس مدل FULL-Body Lumbar Spine نصب گردیدند. جمعاً ۶۲ عدد مارکر در نقاط آناتومیکی اندام تحتانی (خارخاصره قدامی فوقانی، خارخاصره خلفی فوقانی، تروکانتر بزرگ، اپی‌کندیل داخلی و اپی‌کندیل خارجی ران، اپی‌کندیل داخلی و خارجی زانو، ۲۰ عدد مارکر ردیاب در ران و ساق راست و چپ، قوزک‌داخلی، قوزک خارجی، دیستال استخوان پاشنه، پروگزیمال استخوان پاشنه، برجستگی رأس داخلی استخوان ناویکولار، توبرکل پرونئال، استخوان تالوس، پایه استخوان متاتارس اول، پایه استخوان متاتارس دوم، پایه استخوان متاتارس پنجم، سر متاتارس اول، سر متاتارس دوم، سر متاتارس پنجم، سربند پروگزیمال شست پا) نصب شده بودند. پس از ردیابی و تعیین مختصات فضایی مارکرها با استفاده از نرم‌افزار QTM[1] داده‌های زوایای مفاصل با استفاده از روش ماتریس چرخش اویلر محاسبه شدند. برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از دو صفحه نیروی Kistler با ابعاد ۴۰×۶۰ سانتی‌متر استفاده شد که به‌صورت هم‌زمان با سیستم دوربین‌ها عمل می‌کردند. لحظه برخورد پا با زمین در ابتدای سیکل گام (استراید) و لحظه رهایی انگشت پا در پایان استقرار با استفاده از نیروهای عکس‌العمل زمین (F>10 N) استفاده شد. در مجموع داده‌های سیکل راه‌رفتن از ابتدا تا انتهای یک سیکل گام‌برداری (استراید) را شامل می‌شد. پیش از شروع آزمایش‌ها، کالیبراسیون کامل سیستم‌ها انجام گرفت. محورهای مختصات به‌صورت استاندارد تعریف شدند که در آن محور x به سمت راست، محور y در جهت قدامی-خلفی و محور z در جهت عمودی مثبت در نظر گرفته شدند.

پروتکل آزمایشی

شرکت‌کنندگان دو شرایط مختلف راه‌رفتن را تجربه کردند: راه‌رفتن روی سطح صاف و راه‌رفتن روی سطح با شیب‌خارجی ۱۵ درجه (۲۸-۳۰). برای هر شرایط چهار تکرار انجام شد و افراد با سرعت انتخابی خود در مسیری ۱۰ متری حرکت کردند. در شرایط شیب‌دار، یک مسیر پیاده‌روی چوبی ۱۰ متری تعبیه شد که در آن چوب روی صفحه نیروی اول حذف و یک بتن شیب‌دار دقیقاً در ابعاد صفحه نیرو، روی صفحه نیرو قرار داده شد. در نتیجه هنگام راه‌رفتن، یک پای فرد روی صفحه نیرو فرود می‌آمد که البته برای فرد قابل روئیت بود. پیش از شروع آزمایش‌های اصلی، شرکت‌کنندگان پنج دقیقه برنامه گرم‌کردن عمومی انجام دادند. همچنین برای ثبت

1. Qualysis Tracking Manager (QTM)

وضعیت آناتومیکی پایه که بر اساس آن مدل ساخته شد، از هر فرد در حالت ایستاده بدون حرکت به مدت سه ثانیه تصویربرداری شد.

پردازش داده‌ها

داده‌های حاصل از ثبت دوربین ابتدا با نرم‌افزار Qualisys پردازش و سپس به فایل‌های C3D تبدیل گردید. فایل‌های C3D به نرم‌افزار Visual 3D (C-motion, Inc. Germantown, MD, USA, V6) وارد گردید. داده‌های حاصل با فرکانس ۱۰۰ هرتز با استفاده از فیلتر 4^{th}-order Butterworth low-pass پردازش شدند. داده‌های کینماتیک به ۱۰۰٪ فاز استراید نرمال شدند که در آن ۰٪ نشان‌دهنده برخورد پا با صفحه نیرو و ۱۰۰٪ نشان‌دهنده برخورد پاشنه همان پا بود. داده‌های هر گام به ۱۰۱ نقطه داده کاهش یافت که نشان‌دهنده ۰–۱۰۰٪ چرخه راه‌رفتن بود. داده‌ها برای هر متغیر زاویه مفاصل و سرعت زاویه‌ای مفاصل در دو سطح برای هر تکلیف حرکتی و برای هر آزمودنی در قالب فایل txt. خروجی گرفته شد. حداکثر میانگین تفاوت بین گروه‌ها محاسبه گردید. از تحلیل پارامتریک یک‌بعدی (SPM(t) مستقل) برای مقایسه هر نقطه از منحنی بین دو گروه CAI و کنترل بهره‌گیری شد.

تجزیه و تحلیل آماری

تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ انجام شد. برای ارزیابی و طبیعی بودن توزیع داده‌های توصیفی (سن، وزن، قد، BMI، نمرات FAAM-SPORT، FAAM-ADL و CAIT) با استفاده از آزمون شاپیروویلک داده‌ها بررسی شد. از آزمون چندمتغیره MANOVA برای مقایسه بین گروهی استفاده شد. داده‌های کمی با استفاده از میانگین ± انحراف معیار خلاصه شدند. تفاوت آماری معنی‌دار در سطح $P\leq ۰/۰۵$ مشخص گردید.

نتایج

جدول ۱ اندازه‌های مربوط به ویژگی‌های مورفولوژیکی برای هر دو گروه و نیز ویژگی‌های مربوط به ثبات مفصل مچ‌پا مستخرج از پرسشنامه‌های FAAM و CAIT را نشان می‌دهد. برای گروه CAI در اندازه‌های مورفولوژیکی بین دو گروه سالم و CAI تفاوت معناداری مشاهده نشد. نتایج مربوط به متغیرهای فضایی–زمانی، دامنه‌حرکتی و الگوی دینامیک حرکت مفاصل در بازه زمانی یک استراید کامل به تفکیک ارائه شده‌اند.

متغیرهای فضایی–زمانی

مشخصات فضایی–زمانی راه‌رفتن روی سطح صاف و سطح شیب‌دار برای هر دو گروه در جدول ۲ خلاصه شده است. زمان قدم و گام در هر دو گروه مشابه بود؛ اما میزان طول قدم در گروه CAI هنگام راه‌رفتن روی سطح صاف به‌طور معناداری حدود ۰/۰۳۴ متر (۳/۴ cm) از گروه سالم کمتر بود (P=۰/۰۰۵). هر چند که این تفاوت تا حدودی در سطح شیب‌دار نیز حفظ شده است اما تفاوت بین‌گروهی در سطح شیب‌دار نزدیک به معناداری بود (P=۰/۰۷). طول گام و قدم در سایر موارد بین دو گروه تفاوت معناداری نداشت.

جدول ۲. متغیرهای فضایی-زمانی راه رفتن بر روی سطح صاف و شیب‌دار

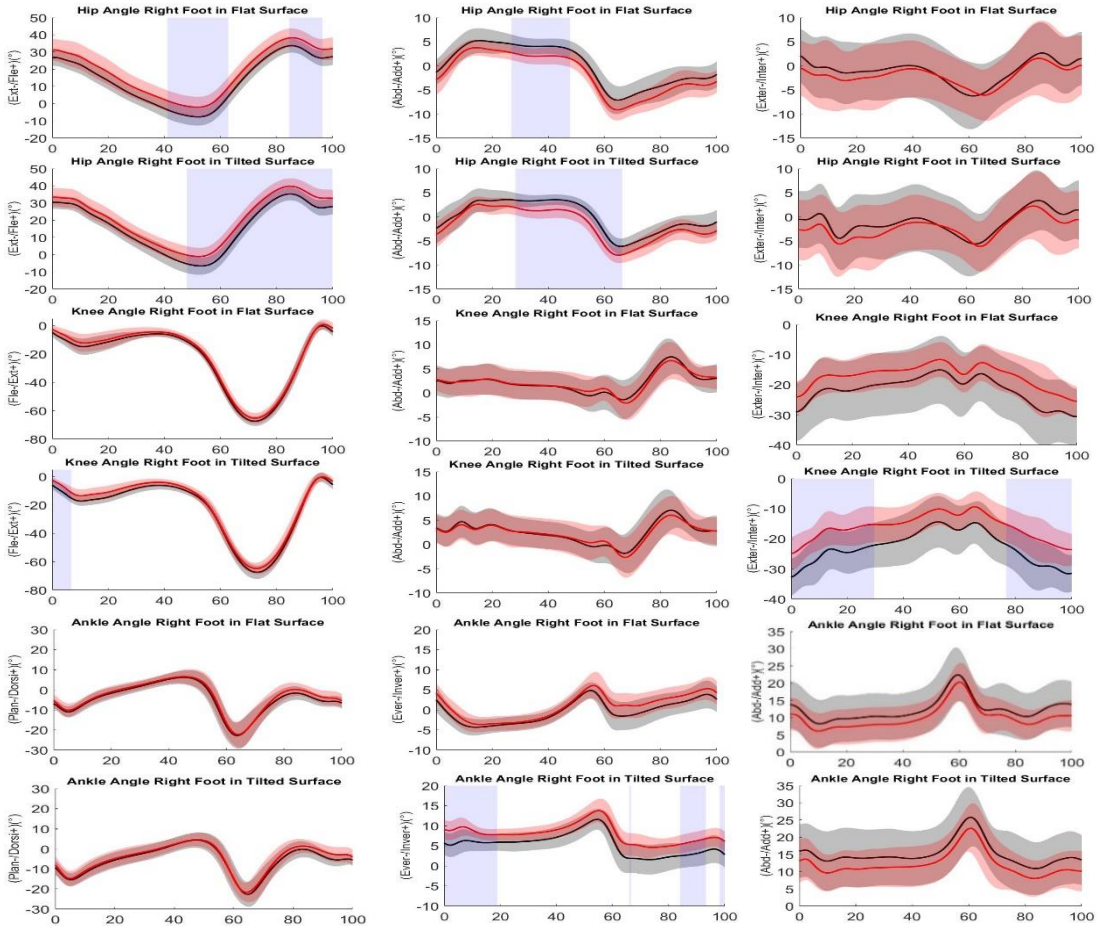
متغیر	کنترل	تجربی	سطح معناداری
زمان استانس بر روی سطح صاف	۰/۶۹±۰/۰۱۴	۰/۶۹±۰/۰۱	۰/۹۸
زمان نوسان بر روی سطح صاف	۰/۴۵±۰/۰۰۷	۰/۴۴±۰/۰۰۷	۰/۵۷۷
طول قدم بر روی سطح صاف	۰/۶۷±۰/۰۰۸	۰/۰۰۸±۰/۶۳	۰/۰۰۵*
طول گام بر روی سطح صاف	۱/۳۲±۰/۰۱۳	۱/۳۱±۰/۰۱۴	۰/۵۹۳
زمان استانس بر روی سطح شیب‌دار	۰/۷۷±۰/۰۱۴	۰/۷۵±۰/۰۱۵	۰/۳۶۴
زمان نوسان بر روی سطح شیب‌دار	۰/۴۷±۰/۰۰۷	۰/۴۶±۰/۰۰۷	۰/۲۲۳
طول قدم بر روی سطح شیب‌دار	۰/۶۵±۰/۰۰۶	۰/۶۳±۰/۰۰۷	۰/۰۷
طول قدم بر روی سطح شیب‌دار	۱/۳۱±۰/۰۰۸	۱/۳۳±۰/۰۰۸	۰/۳

متغیر دامنه‌حرکتی

نتایج نشان دادند که هر دو گروه سالم و CAI از دامنه‌حرکتی مشابهی برخوردار بودند. در هر دو گروه به‌طور مشابه مقدار دامنه فلکشن-اکستنشن به ترتیب در زانو، ران و مچ‌پا از بیشترین تا کمترین مقدار را داشتند. در سطح هوریزونتال (افقی) چرخش داخلی-خارجی در زانو بیشترین و در ران کمترین مقدار بود. این وضعیت در هر دو سطح صاف و شیب‌دار دیده شد. سطح شیب‌دار تأثیری در دامنه حرکتی مفاصل نداشت.

الگوی حرکتی دینامیکی

هنگام عبور از سطح صاف، در لحظه برخورد پاشنه با زمین، ران در هر دو گروه حدود ۳۰ درجه فلکشن داشت که به‌تدریج با رفتن به سمت میانه استقرار مفصل ران به وضعیت خنثی نزدیک و سپس با رفتن به سمت پایان فاز استانس و شروع نوسان دوباره ران به فلکشن رفت. بااین‌حال از بازه ۴۰٪ تا ۶۰٪ سیکل گام‌برداری مفصل ران در گروه سالم تا ۱۰ درجه به وضعیت اکستنشن متمایل شد که این اختلاف معنادار بود (P=۰/۰۲۰). به همین منوال در اواخر نوسان در محدوده ۸۴٪ تا ۹۶٪ از سیکل گام‌برداری (قبل از برخورد پاشنه با زمین) ران در گروه CAI از فلکشن بیشتری برخوردار بود (P=۰/۰۳۸). در بازه زمانی ۲۶٪ تا ۴۷٪ از سیکل گام‌برداری، میزان ابداکشن ران در گروه CAI از گروه سالم کمتر بود (P=۰/۰۰۳)؛ اما در سطح هوریزونتال چرخش ران در هر دو گروه مشابه بود و اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. در قدم گذاشتن روی سطح شیب‌دار از ۵۰٪ تا ۱۰۰٪ سیکل گام‌برداری، میزان فلکشن ران در گروه CAI به‌طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود (P<۰/۰۰۱). همچنین مقدار اداکشن ران از ۳۰٪ تا ۶۵٪ سیکل گام‌برداری در گروه CAI کمتر بود (P<۰/۰۰۱). در این شرایط چرخش محوری ران در دو گروه مشابه بود. در مفصل زانو هر دو گروه روی سطح صاف الگوی مشابهی داشتند و تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد؛ اما در قدم گذاشتن روی سطح شیب‌دار در ۸٪ ابتدای سیکل گروه CAI فلکشن کمتری نشان داد (P=۰/۰۲۳). هر چند در سطح شیب‌دار مقدار ابداکشن/اداکشن در هر دو گروه کاملاً مشابه بود، اما وضعیت چرخش‌خارجی زانو در بازه ۰٪ تا ۲۷٪ و از ۷۷٪ تا ۱۰۰٪ سیکل گام‌برداری در گروه CAI به‌طور معناداری کمتر از آن در گروه سالم بود (P<۰/۰۰۱). در مچ‌پا هنگام راه‌رفتن روی سطح صاف هر دو گروه الگوی مشابهی را نشان دادند؛ اما هنگام قدم گذاشتن روی سطح شیب‌دار، در بازه ۱۹٪ ابتدای سیکل، ۶۶٪ تا ۶۸٪ و همچنین در محدوده ۸۴٪ تا ۹۳٪ و نیز در ۳٪ پایان سیکل (لحظات جدایی انگشت‌پا از زمین مقدار اینورژن بیشتری در گروه CAI مشاهده شد (P=۰/۰۰۱) (شکل ۱).



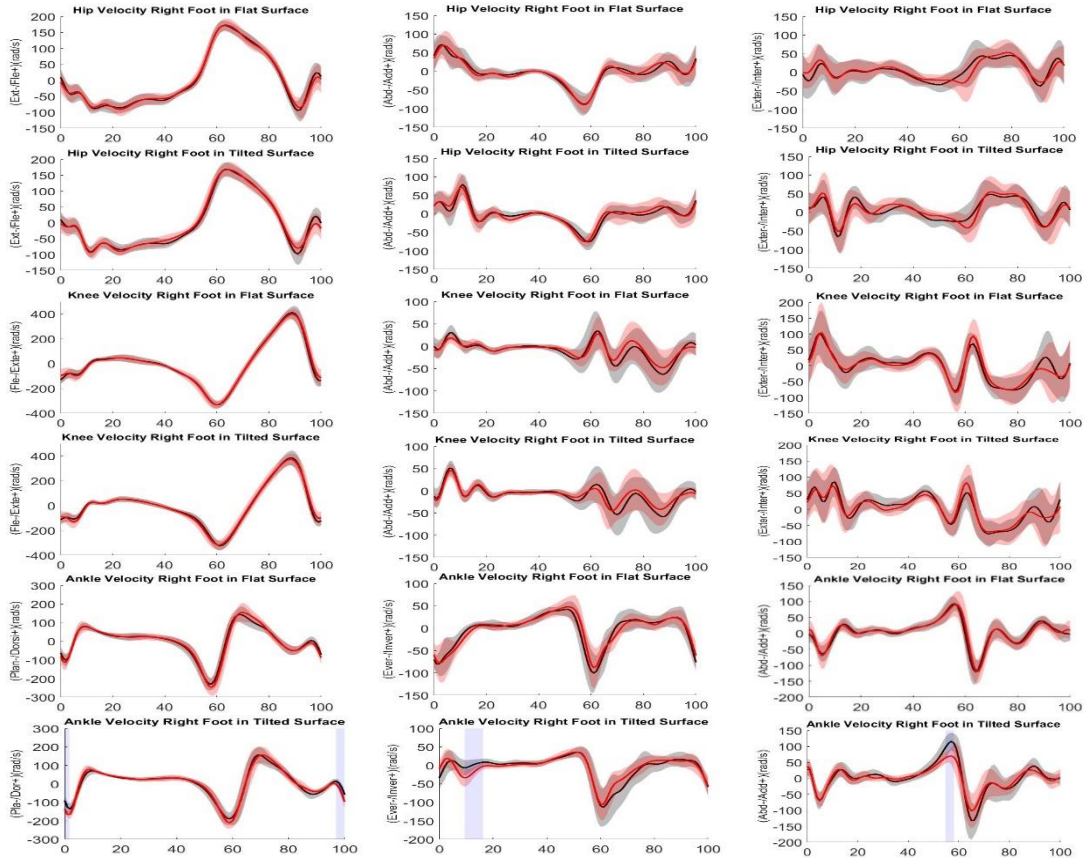
شکل ۱. الگوی حرکتی دینامیکی زاویه برای مفاصل ران، زانو و مچ پا در سه سطح ساجیتال، فرونتال و هوریزونتال

سرعت زاویه‌ای

سرعت حرکت زاویه‌ای در مفاصل ران و زانو در هر دو گروه مشابه بود. شیب‌دار بودن سطح اتکا نیز تأثیری در این الگو نداشت. اگرچه در مچ‌پا نیز هنگام عبور از روی سطح صاف سرعت زاویه‌ای در دو گروه مشابه بود، اما در عبور از روی سطح شیب‌دار، مقدار سرعت پلانتارفلکشن در ۲٪ ابتدا و ۳٪ انتهای سیکل راه‌رفتن (P=۰/۰۱۳) و نیز مقدار سرعت اورژن در محدوده ۹٪ تا ۱۵٪ سیکل در گروه CAI بیشتر (P<۰/۰۰۱) و اما مقدار سرعت اداکشن در ۵۴٪ تا ۵۷٪ سیکل در گروه CAI کمتر از گروه سالم بود (P=۰/۰۰۳) (شکل ۲).

بحث

هدف این مطالعه، ارزیابی الگوی راه‌رفتن افراد CAI روی سطوح صاف و شیب‌دار با تأکید بر متغیرهای کینماتیکی زاویه لحظه‌ای، سرعت زاویه‌ای و دامنه‌حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ‌پا و همچنین متغیرهای فضایی–زمانی بود. فرضیه تحقیق این بود که الگوی کینماتیکی راه‌رفتن گروه CAI روی هر دو سطح، در مقایسه با گروه سالم، در متغیرهای یاد شده متفاوت است. یافته‌ها نشان داد گروه CAI در مقایسه با گروه کنترل، طول قدم خود را روی سطح صاف کاهش داده‌اند.



شکل ۲. الگوی حرکتی دینامیکی سرعت زاویه‌ای برای مفصل ران، زانو و مچ پا در سه سطح ساجیتال، فرونتال و هوریزونتال

این نتیجه با یافته‌های مطالعه (۳۱) همخوانی دارد، اما با نتایج تحقیقات دیگری (۲۰, ۳۲, ۳۳) مغایرت نشان می‌دهد. به نظر می‌رسد کاهش طول قدم یک استراتژی تطبیقی در افراد مبتلا باشد. کوتاه‌تر کردن قدم منجر به کاهش نیروهای وارد بر مفاصل و رباط‌ها، کاهش سرعت حرکت و کاهش نوسانات مرکز جرم می‌شود. این امر فشار بر ساختارهای لیگامانی را کم کرده و به سیستم عصبی فرصت بیشتری برای پردازش و کنترل حرکت می‌دهد که در نهایت خطر ناپایداری و سقوط را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، این استراتژی با کاهش فعالیت عضلانی در هر قدم، از خستگی عضلات می‌کاهد و ممکن است کنترل حرکتی را بهبود بخشد. برخلاف فرضیه اولیه، نتایج ما تفاوت آماری معناداری در دامنه‌حرکتی هیچ یک از مفاصل (ران، زانو، مچ‌پا) بین دو گروه، چه روی سطح صاف و چه روی سطح شیب‌دار، نشان نداد. این یافته با نتایج مطالعه (۳۴, ۳۵) همسو است، اما با مطالعات دیگری (۴, ۶) در تضاد می‌باشد. یافته اصلی این مطالعه، وجود تفاوت در کینماتیک مفصل ران حین راه‌رفتن روی هر دو سطح در افراد مبتلا به CAI بود. روی سطح صاف، گروه CAI کاهش در زاویه اکستنشن ران، افزایش فلکشن ران و کاهش ابداکشن ران را نشان دادند. روی سطح شیب‌دار نیز افزایش فلکشن ران و کاهش اداکشن ران در این گروه مشاهده شد. این یافته‌ها تا حدی از فرضیه تحقیق حمایت می‌کنند که افراد CAI الگوی کینماتیک متفاوتی دارند و نشان‌دهنده اتکای بیشتر به استراتژی‌های جبرانی در مفاصل پروگزیمال (مانند ران) به دلیل ناپایداری در مچ‌پا است. همخوانی نتایج ما با مطالعاتی (۱۳, ۱۷) و مغایرت آن با دیگران (۱۴, ۱۵, ۲۶, ۳۶, ۳۷) می‌تواند ناشی از عامل‌های روش‌شناسی، نوع تکلیف حرکتی، مدل‌های ارزیابی و تحلیل ناشی شود. مفصل ران ممکن است به‌عنوان مرکز کنترل حرکتی جبرانی در اندام تحتانی عمل کند که به دلیل مزایای مکانیکی مانند فیبرهای عضلانی بلندتر و قدرت بیشتر، با افزایش فلکشن ران و پایین آوردن مرکز جرم، پایداری دینامیک را بهبود می‌دهد و ممکن است در پیشگیری از آسیب‌های آینده نیز

نقش ایفا کند. در سطح شیب‌دار، گروه CAI کاهش زاویه فلکشن زانو و کاهش چرخش‌خارجی زانو را در فازهای مختلف راه‌رفتن نشان دادند. نتایج مربوط به کاهش فلکشن زانو با یافته‌های مطالعاتی (۱۳, ۱۴, ۱۷, ۲۲) همخوانی دارد، اما با برخی دیگر از مطالعات (۲۰, ۲۶, ۳۷, ۳۸) مغایرت دارد. همچنین، کاهش چرخش‌خارجی زانو با نتایج (۱۶) همسو بود ولی با مطالعات (۱۲, ۳۸, ۳۹) در تضاد قرار گرفت. این تناقض در یافته‌ها ممکن است نشان‌دهنده وابستگی واکنش‌های حرکتی افراد CAI به شرایط محیطی و نوع فعالیت باشد. کاهش فلکشن زانو می‌تواند یک استراتژی برای حفظ تعادل و جلوگیری از سقوط تفسیر شود. کاهش چرخش‌خارجی زانو نیز ممکن است یک حرکت جبرانی پروگزیمال برای محدود کردن میزان اینورژن مچ پا باشد. ازآنجایی‌که چرخش‌خارجی

زانو با اینورژن بخش عقبی‌پا مرتبط است، افراد مبتلا ممکن است از اینورژن بیش‌ازحد مچ‌پا جلوگیری کرده و پایداری خود را حفظ نمایند. گروه CAI روی سطح شیب‌دار، زاویه اینورژن بیشتری در مچ‌پا نشان دادند. این یافته با اکثر مطالعات موجود (۶, ۸, ۱۶, ۱۷, ۲۴, ۲۵, ۳۶, ۳۷, ۴۰–۴۴) همخوانی دارد، اگرچه با برخی نتایج از جمله با (۷, ۱۲, ۱۷, ۴۵) مغایرت نشان می‌دهد که ممکن است ناشی از تفاوت در معیارهای ورود، روش‌شناسی یا نوع تکلیف حرکتی باشد. افزایش اینورژن می‌تواند ناشی از آسیب در ساختارهای ایستای مچ‌پا، به‌ویژه رباط‌های تالوفیبولار قدامی و کالکانئو فیبولار باشد. آسیب به مکانیسم‌های حسی–حرکتی و حس‌عمقی پس از پیچ‌خوردگی‌های مکرر می‌تواند منجر به اختلال در شناسایی وضعیت اینورژن و تأخیر در پاسخ‌های رفلکسی حفاظتی شود. قرارگیری مچ‌پا در وضعیت اینورژن پیش از تماس با زمین (در فاز نوسان) ممکن است نشان‌دهنده آماده‌سازی نامناسب برای جذب نیروهای برخوردی باشد و فرد را مستعد آسیب کند. همچنین، گروه CAI افزایش سرعت زاویه‌ای پلانتارفلکشن و اورژن و کاهش سرعت زاویه‌ای اداکشن را تجربه کردند. افزایش سرعت پلانتارفلکشن ممکن است نشان‌دهنده ناتوانی در کنترل حرکت به دنبال آسیب رباط تالوفیبولار قدامی و ضعف عضلات پلانتارفلکسور باشد. افزایش سرعت اورژن در فاز میانی استانس می‌تواند نشان‌دهنده نیاز به فعال‌سازی سریع‌تر و قوی‌تر عضلات برای حفظ تعادل باشد. کاهش سرعت اداکشن در لحظه جدا شدن پنجه پا نیز ممکن است یک استراتژی برای کاهش نوسانات و حرکات ناگهانی جهت افزایش ثبات تفسیر شود.

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد رویکرد بالینی به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا باید کل زنجیره حرکتی اندام تحتانی را در نظر بگیرد؛ با تغییر الگوهای جبرانی، ارزیابی باید شامل کنترل حرکتی، قدرت و استقامت ناحیه لگن باشد. طول قدم کمتر به‌عنوان استراتژی تطبیقی پایداری، ممکن است فشار بیشتری به زانو و لگن وارد کند و کارایی راه‌رفتن را کاهش دهد، بنابراین بازآموزی الگوی قدم و اعتماد به نفس لازم است. افزایش فلکشن ران برای پایین آوردن مرکز جرم و تقویت عضلات گلوتئال و اکستنسورهای ران در توان‌بخشی اهمیت دارد. کنترل اینورژن در فاز نوسان و حس‌عمقی برای پاسخ‌های رفلکسی پرونئال حیاتی است. با برنامه‌های توان‌بخشی در سطوح شیب‌دار که از مچ پا تا لگن و هسته را هدف گیرد می‌توان پیشگیری از آسیب‌های مکرر و بازگشت به عملکرد طبیعی را بهبود بخشید. افزایش سرعت زاویه‌ای در حرکات پلانتارفلکشن و اورژن نیز که نشان‌دهنده از دست دادن کنترل مفصل است، بر نیاز به تمرینات تقویتی اکسنتریک برای عضلات ساق پا تأکید می‌کند. در تفسیر یافته‌های این مطالعه باید محدودیت‌های آن نیز در نظر گرفته شود. افراد در این مطالعه با پای برهنه روی سطح بتن راه می‌رفتند که ممکن است الگوی گام‌برداری طبیعی را تغییر دهد و تعمیم‌پذیری نتایج به کفش‌ها یا سطوح دیگر را کاهش دهد؛ همچنین شرایط آزمایشگاهی می‌تواند مقداری اختلال در حرکت طبیعی ایجاد کند. نبود نمونه‌های مؤنث و نبود ثبت هم‌زمان EMG از عضلات باعث محدودیت در تحلیل‌های جنسیتی و تفسیر مکانیسم‌های عصبی–عضلانی شد؛ پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده از کفش و سطوح مختلف و ثبت امواج عضلانی به‌صورت هم‌زمان استفاده شود تا پدیده بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا به‌صورت جامع‌تری بررسی گردد.

نتیجه‌گیری نهایی

گروه CAI، در سطح صاف طول قدم کوتاه‌تری داشتند که می‌تواند به‌عنوان یک استراتژی تطبیقی برای افزایش پایداری تفسیر شود. اگرچه دامنه‌حرکتی کلی مفاصل در بین دو گروه تفاوت آماری معناداری نشان نداد، اما الگوی حرکت مفاصل به‌طور قابل‌توجهی متفاوت بود. گروه CAI روی هر دو سطح، افزایش فلکشن و کاهش ابداکشن/اداکشن ران را نشان دادند که نشان‌دهنده اتکای بیشتر به استراتژی‌های جبرانی در مفاصل پروگزیمال است. در سطح شیب‌دار، گروه CAI کاهش فلکشن و چرخش خارجی زانو و همچنین افزایش زاویه و سرعت زاویه‌ای اینورژن مچ‌پا را تجربه کردند. این الگوها حاکی از یک مکانیسم محافظتی برای جلوگیری از اینورژن بیش‌ازحد و پیچ‌خوردگی مجدد مچ‌پا است. به‌طور خلاصه، نتایج این تحقیق از فرضیه وجود الگوی حرکتی متفاوت در افراد مبتلا به CAI حمایت می‌کند و نشان می‌دهد که این افراد برای جبران ناپایداری مچ‌پا، از استراتژی‌های حرکتی تطبیقی در کل اندام تحتانی، به‌ویژه با تغییرات بارز در مفصل ران، استفاده می‌کنند. این یافته‌ها بر اهمیت ارزیابی و درمان جامع‌تر که فراتر از خود مچ پا است، تأکید می‌کنند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه مطابق با اصول اخلاق پژوهش مندرج در بیانیه هلسینکی انجام شده است. کلیه شرکت‌کنندگان (یا والدین/قیم قانونی آن‌ها در صورت لزوم) پس از دریافت توضیحات کامل درباره اهداف و روش‌های پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی ارائه کردند. پروتکل پژوهش توسط کمیته اخلاق پژوهشی دانشگاه مربوطه تأیید شده است.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی خاصی از سوی سازمان‌های دولتی، خصوصی یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان در طراحی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل داده‌ها و نگارش یا بازنگری انتقادی مقاله مشارکت داشته‌اند. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده‌اند و مسئولیت محتوای آن را می‌پذیرند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تعارض منافع مالی یا غیرمالی مرتبط با این پژوهش وجود ندارد.

Reference

1. Jeon HG, Lee I, Kim H, Jeong H, Ha S, Kim BH, et al. Impact of fatiguing exercises on movement strategies in chronic ankle instability, lateral ankle sprain copers, and controls. Journal of Sports Science and Medicine. 2025;24(1):116. [DOI:10.52082/jssm.2025.116]

2. Elabd OM, Elabd AM, El-Azez MSA, Taha MM, Mohammed AH. Impact of chronic ankle instability on gait loading strategy in individuals with chronic ankle instability: a comparative study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2024;21(1):185. [DOI:10.1186/s12984-024-01478-8]

3. Kim BH, Kang TK, Lee SY. Integrating biofeedback in dynamic biomechanical gait training for chronic ankle instability. Applied Sciences. 2025;15(4):1688. [DOI:10.3390/app15041688]

4. Jagadale S, Shinde S, Aphale S. Analyzing lower limb muscle imbalance patterns associated with chronic ankle instability. Cureus. 2025;17(1). [DOI:10.7759/cureus.77529]

5. Abdalqadir Mohammed H, Abdullah Ali R, Ali Mohammed A, Ali Faiaq Habib K. The immediate effect of kinesiotaping on lower limb movement patterns in soccer athletes with chronic ankle instability: a quasi-experimental study. Journal of Sport Biomechanics. 2026;11(4):378-90. [DOI:10.61882/JSportBiomech.11.4.378]

6. Wang S, Ruan Y, Wang K, Chang F, Chen B, Zhang N, et al. New insights into chronic ankle instability: an in vivo evaluation of three-dimensional motion and stability of the ankle joint complex. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2025;13:1556291. [DOI:10.3389/fbioe.2025.1556291]

7. Yu P, Cen X, Mei Q, Wang A, Gu Y, Fernandez J. Differences in intra-foot movement strategies during locomotive tasks among chronic ankle instability, copers and healthy individuals. Journal of Biomechanics. 2024;162:111865. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2023.111865]

8. Herb C, Custer L, Blemker S, Saliba S, Hart J, Hertel J. Gait kinematics and kinetics in patients with chronic ankle instability and healthy controls: a statistical parametric mapping analysis. The Foot. 2024;59:102089. [DOI:10.1016/j.foot.2024.102089]

9. 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. Journal of Sport Biomechanics. 2025;11(1):2-19. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.1.2]

10. 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]

11. Luan L, Orth D, Newman P, Adams R, El-Ansary D, Han J. Do individuals with ankle instability show altered lower extremity kinematics and kinetics during walking? A systematic review and meta-analysis. Physiotherapy. 2024;125:101420. [DOI:10.1016/j.physio.2024.101420]

12. Brown C. Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. The American Journal of Sports Medicine. 2011;39(8):1769-77. [DOI:10.1177/0363546511408872]

13. Theisen A, Day J. Chronic ankle instability leads to lower extremity kinematic changes during landing tasks: a systematic review. International Journal of Exercise Science. 2019;12(1):24. [DOI:10.70252/DTNP3988]

14. Riemann BL. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? Journal of Athletic Training. 2002;37(4):386.

15. Altun A, Dixon S, Rice H. Task-specific differences in lower limb biomechanics during dynamic movements in individuals with chronic ankle instability compared with controls. Gait & Posture. 2024;113:265-71. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2024.07.004]

16. Moisan G, Mainville C, Descarreaux M, Cantin V. Kinematic, kinetic and electromyographic differences between young adults with and without chronic ankle instability during walking. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2020;51:102399. [DOI:10.1016/j.jelekin.2020.102399]

17. Son SJ, Kim H, Seeley MK, Hopkins JT. Altered walking neuromechanics in patients with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2019;54(6):684-97. [DOI:10.4085/1062-6050-478-17]

18. Koshino Y, Ishida T, Yamanaka M, Ezawa Y, Okunuki T, Kobayashi T, et al. Kinematics and muscle activities of the lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2016;24(4):1071-80. [DOI:10.1007/s00167-015-3745-y]

19. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait & Posture. 2017;52:381-99. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.11.037]

20. Lee GW, Lee J, Shin SW, Kim J. Quantification of gait characteristics and muscle activation in patients with chronic ankle instability during walking on sand: a randomized crossover trial. Medicine. 2024;103(50):e40902. [DOI:10.1097/MD.0000000000040902]

21. Négyesi J, Kovács B, Petró B, Salman DN, Khandoker A, Katona P, et al. Side dominance and eye patches obscuring half of the visual field do not affect walking kinematics. Scientific Reports. 2025;15(1):6189. [DOI:10.1038/s41598-025-90936-x]

22. Van den Hoorn W. Evaluation of the dynamical structures of postural control: new insights into motor adaptation in ageing and pain. 2018.

23. Moisan G, Mainville C, Descarreaux M, Cantin V. Lower limb biomechanics in individuals with chronic ankle instability during gait: a case-control study. Journal of Foot and Ankle Research. 2021;14(1):36. [DOI:10.1186/s13047-021-00476-6]

24. Chinn L, Dicharry J, Hertel J. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. Physical Therapy in Sport. 2013;14(4):232-9. [DOI:10.1016/j.ptsp.2012.10.001]

25. Ruan Y, Wang S, Zhang N, Jiang Z, Mei N, Li P, et al. In vivo analysis of ankle joint kinematics and ligament deformation of chronic ankle instability patients during level walking. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2024;12:1441005. [DOI:10.3389/fbioe.2024.1441005]

26. Koshino Y, Yamanaka M, Ezawa Y, Ishida T, Kobayashi T, Samukawa M, et al. Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. Physical Therapy in Sport. 2014;15(4):242-8. [DOI:10.1016/j.ptsp.2013.12.001]

27. 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):1496-505. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096188 [DOI:10.1136/bjsports-2016-096189]

28. Strutzenberger G, Leutgeb L, Claußen L, Schwameder H. Gait on slopes: differences in temporo-spatial, kinematic and kinetic gait parameters between walking on a ramp and on a treadmill. Gait & Posture. 2022;91:73-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2021.09.196]

29. Strutzenberger G, Claußen L, Schwameder H. Analysis of sloped gait: how many steps are needed to reach steady-state walking speed after gait initiation? Gait & Posture. 2021;83:167-73. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.09.030]

30. Nieuwenhuijzen P, Grüneberg C, Duysens J. Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. Journal of Neuroscience Methods. 2002;117(2):133-40. [DOI:10.1016/S0165-0270(02)00089-4]

31. Dubbeldam R, Buurke J, Simons C, Groothuis-Oudshoorn C, Baan H, Nene A, et al. The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. Clinical Biomechanics. 2010;25(8):796-801. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.06.007]

32. Moreno-Hernández A, Rodríguez-Reyes G, Quiñones-Urióstegui I, Núñez-Carrera L, Pérez-SanPablo AI. Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. Gait & Posture. 2010;32(1):78-81. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.03.010]

33. Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. Gait & Posture. 2009;30(4):502-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2009.07.119]

34. Xu X, Bowtell J, Fong DT, Young WR, Williams GK. Kinematics of balance controls in people with chronic ankle instability during unilateral stance on a moving platform. Scientific Reports. 2025;15(1):1126. [DOI:10.1038/s41598-025-85220-x]

35. Hertel J, Corbett RO. An updated model of chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2019;54(6):572-88. [DOI:10.4085/1062-6050-344-18]

36. Koldenhoven RM, Hart J, Saliba S, Abel MF, Hertel J. Gait kinematics and kinetics at three walking speeds in individuals with chronic ankle instability and ankle sprain copers. Gait & Posture. 2019;74:169-75. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.09.010]

37. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. Clinical Biomechanics. 2006;21(2):168-74. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.004]

38. Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. Journal of Sport Rehabilitation. 2009;18(3):375-88. [DOI:10.1123/jsr.18.3.375]

39. Koldenhoven RM, Jaffri AH, DeJong AF, Abel M, Hart J, Saliba S, et al. Gait biofeedback and impairment-based rehabilitation for chronic ankle instability. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2021;31(1):193-204. [DOI:10.1111/sms.13823]

40. Lee I, Ha S, Chae S, Jeong HS, Lee SY. Altered biomechanics in individuals with chronic ankle instability compared with copers and controls during gait. Journal of Athletic Training. 2022;57(8):760-70. [DOI:10.4085/1062-6050-0605.20]

41. Northeast L, Gautrey CN, Bottoms L, Hughes G, Mitchell AC, Greenhalgh A. Full gait cycle analysis of lower limb and trunk kinematics and muscle activations during walking in participants with and without ankle instability. Gait & Posture. 2018;64:114-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.06.001]

42. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. The American Journal of Sports Medicine. 2006;34(12):1970-6. [DOI:10.1177/0363546506290989]

43. Kakihana W, Torii S, Akai M, Nakazawa K, Fukano M, Naito K. Effect of a lateral wedge on joint moments during gait in subjects with recurrent ankle sprain. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2005;84(11):858-64. [DOI:10.1097/01.phm.0000179519.65254.37]

44. Fraser JJ, Hart JM, Saliba SF, Park JS, Tumperi M, Hertel J. Multisegmented ankle-foot kinematics during gait initiation in ankle sprains and chronic ankle instability. Clinical Biomechanics. 2019;68:80-8. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2019.05.017]

45. Yen S-C, Corkery MB, Donohoe A, Grogan M, Wu Y-N. Feedback and feedforward control during walking in individuals with chronic ankle instability. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2016;46(9):775-83. [DOI:10.2519/jospt.2016.6403]