

Research Paper

Evaluation of Peroneus Longus Muscle Force in Individuals With Chronic Ankle Instability During Gait Initiation



Khorshid Bijari¹ , *Hydar Sadeghi^{1,2} , Mohammad Yousefi³

1. Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Department of Sports Biomechanics and Rehabilitation, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran.

3. Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Birjand University, Birjand, Iran.



Citation Bijari Kh, Sadeghi H, Yousefi M. [Evaluation of Peroneus Longus Muscle Force in Individuals With Chronic Ankle Instability During Gait Initiation (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(4):606-617. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.4.3354>

<https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.4.3354>

ABSTRACT

Background and Aims Given the negative impact of chronic ankle instability (CAI) on the quality of life and daily motor function, this study aims to compare the active tensile force of the peroneus longus muscle during the gait initiation between athletes with CAI and healthy controls using musculoskeletal modeling in OpenSim software, , version 3.2.

Methods In this cross-sectional study, 19 professional male and female athletes with CAI (aged 18–25 years) with a history of at least two ankle sprains in the past 3-12 months, and 19 healthy athletes (aged 18–25 years) participated. Participants stood on a force plate and began walking upon hearing an auditory cue. Using the gait2392 model in OpenSim, the force generated by the peroneus longus muscle during gait initiation was calculated. Additionally, spatiotemporal parameters (stride length, stride speed, stride time) and the anticipatory postural adjustment (APA) phase duration were extracted based on center of pressure (COP) data and surface marker positions.

Results The results showed that the peroneus longus muscle force ($P=0.006$) and the APA phase duration ($P=0.002$) were significantly lower in the CAI group compared to the healthy group. Conversely, stride length ($P=0.001$), stride speed ($P=0.001$), and stride time ($P=0.04$) were significantly higher in the CAI group than in the control group.

Conclusion The athletes with CAI have a lower active tensile force of the peroneus longus muscle and a shorter APA duration during gait initiation compared to healthy peers. This suggests a potential association between impaired proprioceptive function, weakness of the peroneus longus muscle, and deficits in anticipatory postural control. Moreover, the observed increases in spatiotemporal gait parameters may serve as compensatory strategies to mitigate these functional impairments.

Keywords Peroneus longus muscle, Chronic ankle instability (CAI), Gait initiation, OpenSim

Received: 15 Apr 2025

Accepted: 14 May 2025

Available Online: 23 Sep 2025

*** Corresponding Author:**

Heydar Sadeghi, Professor.

Address: Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Tel: +98 (912) 2453175

E-Mail: h.sadeghi@khu.ac.ir, sadeghih@yahoo.com



Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>),
which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Chronic ankle instability (CAI) is a prevalent condition that significantly impacts individuals' quality of life, particularly among athletes and physically active individuals. It often arises from lateral ankle sprains, which occur when the ankle is excessively inverted, leading to damage to the lateral ligaments. Research indicates that approximately 30-40% of individuals who suffer lateral ankle sprains may develop CAI, resulting in persistent symptoms such as instability, chronic pain, and functional impairment. These symptoms can severely limit participation in sports and everyday activities, ultimately affecting overall well-being. Individuals with CAI frequently experience deficits in postural control, proprioception, and delayed muscle activation, which adversely affect their ability to perform daily living tasks and increase the risk of recurrent injuries.

Despite the availability of rehabilitation protocols for CAI, the high prevalence of this condition among those with a history of ankle sprains underscores the need for a deeper understanding of the underlying mechanisms, particularly from a central nervous system perspective. The peroneus longus muscle plays a vital role in maintaining the dynamic stability of the ankle joint. This muscle is responsible for eversion and plantarflexion of the foot muscles, which are essential for proper gait mechanics. Studies have shown that individuals with CAI often exhibit delayed activation of the peroneus longus, contributing to ongoing instability and increasing the risk of further injuries. Traditional methods such as electromyography (EMG) have been used to assess muscle activation patterns; however, EMG has limitations in accurately estimating the force produced by muscles during dynamic movements.

Musculoskeletal modeling offers a novel approach to estimating muscle forces and understanding their role in functional movements. By utilizing software such as OpenSim, researchers can simulate complex human movements and gain insights into the mechanical demands placed on muscles. Estimating the force of the peroneus longus during dynamic activities can provide valuable information about the musculoskeletal requirements and potential risk factors associated with CAI. This study aims to compare the Peroneus Longus muscle force during the initial phase of gait between individuals with CAI and healthy peers by employing musculoskeletal modeling in OpenSim. The hypothesis posits that the peroneus longus force is lower in individuals with CAI compared to healthy controls during gait initiation.

Methods

In this cross-sectional study, 38 professional male and female athletes aged 18-25 years participated voluntarily. They were divided into two groups: CAI and healthy controls. The CAI group included 19 athletes with a history of at least two ankle sprains in the past 3-12 months, while the control group comprised 19 athletes with no history of lower limb injuries. Inclusion criteria for the CAI group included a history of significant ankle sprains requiring weight-bearing restrictions, absence of severe pain or swelling, a score <27 in the Cumberland ankle instability tool, a score $<90\%$ in the activities of daily living scale, and a score $<80\%$ in the foot and ankle ability measure.

After obtaining informed consent, anthropometric data were recorded. In a motion analysis laboratory, participants underwent a series of assessments. Reflective markers were placed on participants according to the plug-in gait model. Then, they stood barefoot on a force plate and began walking upon hearing an auditory signal. Data were recorded using eight Vicon cameras for kinematic analysis and a Kistler force plate for kinetic analysis. The gait initiation phase and anticipatory postural adjustments (APAs) were identified using MATLAB software, version R2016a. Kinematic data were filtered using a Butterworth low-pass filter, and the peroneus longus muscle force was estimated using static optimization techniques in OpenSim.

Results

Statistical analysis revealed no significant differences in age, height, weight, and body mass index between the CAI and healthy groups. However, significant differences were observed in the force produced by the peroneus longus muscle ($P=0.006$), which was lower in the CAI group (0.51 ± 0.11 N) compared to the healthy group (0.64 ± 0.07 N). The reduction in force suggests impaired muscle performance and decreased ability to stabilize the ankle during the initiation of gait. Furthermore, individuals with CAI exhibited significant differences in spatial-temporal gait parameters, including stride length (0.65 ± 0.04 m in CAI vs 0.53 ± 0.03 m in controls; $O=0.001$), stride speed (1.46 ± 0.12 m/s in CAI vs 1.67 ± 0.10 m/s in controls; $P=0.001$), and stride time (0.40 ± 0.077 seconds in CAI vs 0.50 ± 0.11 seconds in controls; $P=0.04$). These findings indicate disturbances in movement patterns and increased efforts to maintain balance. Additionally, the duration of the APA phase was significantly shorter in the CAI group (0.40 ± 0.02 seconds) than in the healthy group (0.36 ± 0.03 seconds) ($P=0.04$), reflecting deficits in pre-movement motor planning.

Conclusion

The findings of this study indicate that CAI is associated with reduced force production in the peroneus longus muscle, suggesting disturbances in neuromuscular performance and deficits in ankle stability control. This aligns with previous studies that highlighted the relationship between CAI and muscle activation patterns. The use of musculoskeletal modeling in this study provides a novel perspective on the role of the peroneus longus in dynamic stability. Unlike previous studies that relied on EMG data, this research focuses on estimating muscle forces, offering a more comprehensive understanding of the mechanical demands placed on the ankle during gait initiation. The results emphasize the importance of addressing both muscular and neurological aspects of CAI in rehabilitation programs. Given that individuals with CAI exhibit compensatory movement patterns, such as increased stride length and speed, rehabilitation should focus not only on strengthening key muscles like the peroneus longus but also on retraining sensory-motor pathways and enhancing central nervous system function.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of [Kharazmi University](#), Tehran, Iran (Code: IR.KHU.REC.1403.033).

Funding

This article was extracted from the thesis of Khorshid Bijari, at the Department of Biomechanics and Sport Injury, [Kharazmi University](#). This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all the patients who participated in this study for their cooperation.



مقاله پژوهشی

بررسی نیروی عضله پرونئوس لونگوس در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا در شروع راه رفتن

خورشید بیجاری^۱، حیدر صادقی^{۱،۲}، محمد یوسفی^۳

۱. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۲. گروه بیومکانیک ورزشی و توانبخشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Bijari Kh, Sadeghi H, Yousefi M. [Evaluation of Peroneus Longus Muscle Force in Individuals With Chronic Ankle Instability During Gait Initiation (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(4):606-617. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.4.3354>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.4.3354>

چکیده

مقدمه و اهداف: باتوجه به اثرات منفی بی ثباتی مزمن مچ پا بر کیفیت زندگی و عملکرد حرکتی روزمره، هدف از انجام این مطالعه، مقایسه نیروی کششی فعال عضله پرونئوس لونگوس در فاز شروع راه رفتن بین افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا و افراد سالم با استفاده از مدل سازی اسکلتی عضلانی در این سیم بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه مقطعی، ۱۹ بیمار مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال و با سابقه حداقل ۲ مورد پیچ خوردگی در ۳ تا ۱۲ ماه گذشته و ۱۹ ورزشکار سالم با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال شرکت کردند. آزمودنی ها روی صفحه نیرو قرار گرفتند و با شنیدن علامت صوتی شروع به راه رفتن کردند. با استفاده از مدل gait2392 در محیط اپن سیم، نیروی تولیدی عضله پرونئوس لونگوس در فاز شروع راه رفتن محاسبه شد. همچنین پارامترهای فضایی زمانی (طول گام، سرعت گام، زمان گام) و فاز تنظیمات وضعیتی پیش بینانه براساس داده های مرکز فشار و موقعیت مارکرهای سطحی استخراج شدند.

یافته ها: نتایج نشان داد نیروی عضله پرونئوس لونگوس ($P=0/006$) و مدت فاز تنظیمات وضعیتی پیش بینانه ($P=0/002$) در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا به طور معناداری کمتر از افراد سالم بود. در مقابل، طول گام ($P=0/001$)، سرعت گام ($P=0/001$) و زمان گام ($P=0/004$) در این افراد به طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود.

نتیجه گیری: یافته های این پژوهش نشان داد افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا در فاز شروع راه رفتن، در مقایسه با افراد سالم، نیروی کششی فعال کمتری در عضله پرونئوس لونگوس و مدت زمان کوتاه تری در فاز تنظیمات وضعیتی پیش بینانه دارند. این تفاوت ها می تواند نشان دهنده ارتباط احتمالی میان اختلال در عملکرد گیرنده های حس عمقی، ضعف عضله پرونئوس لونگوس و اختلال در تنظیمات وضعیتی پیش بینانه در این مرحله باشد. همچنین افزایش مشاهده شده در پارامترهای فضایی زمانی راه رفتن، ممکن است به عنوان یک استراتژی جبرانی برای مقابله با این نقص های عملکردی در نظر گرفته شود.

کلیدواژه ها: نیروی عضله پرونئوس لونگوس، بی ثباتی مزمن مچ پا، شروع راه رفتن، اپن سیم

تاریخ دریافت: ۲۶ فروردین ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۴ اردیبهشت ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دکتر حیدر صادقی

نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی.

تلفن: ۲۴۵۳۱۷۵ (۹۱۲) ۹۸+

رایانامه: h.sadeghi@khu.ac.ir / sadeghih@yahoo.com



Copyright © 2025 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه و اهداف

بنیادین آن، عدم توانایی در تخمین دقیق نیروی مکانیکی تولیدشده توسط عضلات در طی حرکات پویا است؛ چراکه داده‌های به‌دست‌آمده صرفاً مبتنی بر سیگنال‌های الکتریکی عضله هستند و نمی‌توانند به‌درستی بازتاب‌دهنده نیروهای عضلانی باشند [۱۳]. در این میان، مدل‌سازی اسکلتی عضلانی این امکان را فراهم می‌کند تا با استفاده از داده‌های کینماتیکی و کنتیکی، نیروی تولیدی عضلات در شرایط مختلف عملکردی تخمین زده شود. در این مدل‌سازی، نیروی عضله به‌صورت نیروی کششی فعال تعریف می‌شود که در تارهای عضلانی در امتداد محور طولی عضله شکل می‌گیرد و میزان آن تحت تأثیر عواملی همچون سطح فعال‌سازی عصبی، طول لحظه‌ای تار عضلانی و سرعت تغییر طول تار قرار دارد.

تخمین نیروی تولیدی عضله پرونتوس لونگوس در طول فعالیت‌های پویا، به‌ویژه در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، می‌تواند چشم‌انداز روشنی از نقایص عملکردی این عضله و نقش آن در تثبیت دینامیک مفصل ارائه دهد. علاوه‌براین تحلیل نیروی تولیدی عضله پرونتوس لونگوس می‌تواند به شناسایی مؤثرتر عوامل خطر بالقوه در این بیماران کمک کرده و مبنایی علمی برای طراحی و بهینه‌سازی مداخلات درمانی و توان‌بخشی مبتنی بر شواهد فراهم آورد [۱۴].

در میان ابزارهای تحلیل حرکتی، نرم‌افزار اپن سیم^۳ یکی از پیشرفته‌ترین محیط‌های مدل‌سازی اسکلتی عضلانی است که امکان شبیه‌سازی حرکات پیچیده بدن انسان و تخمین دقیق نیروهای عضلانی را فراهم می‌کند. تخمین نیروهای عضلانی، در فاز شروع راه رفتن است از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است [۱۳، ۱۴]. زیرا شروع راه رفتن معیاری برای سنجش مکانیسم‌های کنترل عصبی عضلانی و مکانیسم‌های کنترل حرکتی فوق نخاعی است [۱۵، ۸، ۳]. شروع راه رفتن انتقال از وضعیت آرام به وضعیت راه رفتن است که به دو مرحله تقسیم می‌شود [۵، ۸]. مرحله اول با نشانه شروع حرکت، شروع شده و با بلند شدن پاشنه اندام نوسان پایان می‌یابد که به این مرحله، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه می‌گویند [۵]. مرحله دوم از بلند شدن پاشنه اندام نوسان تا برخورد پاشنه اندام نوسان و جدا شدن پنجه اندام استقرار (یعنی پایان فاز نوسان) است که به این فاز تنظیمات وضعیتی جبرانی می‌گویند [۴].

مطالعات پیشین با تحلیل جابه‌جایی مرکز فشار در جهت‌های مختلف شروع راه رفتن نشان داده‌اند فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌طور معنی‌داری کوتاه‌تر از افراد سالم است [۱۵، ۸، ۵-۳]. کوتاه بودن فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه نشان‌دهنده بازآرایی استراتژی‌های حرکتی در مسیرهای فوق‌نخاعی است [۸، ۳].

پیچ‌خوردگی جانبی مچ پا^۱ به‌عنوان یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی عضلانی محسوب می‌شود [۱]. این آسیب عمدتاً ناشی از اینورژن بیش‌ازحد مچ پا و درگیری رباط‌های جانبی آن رخ می‌دهد [۲]. مطالعات نشان می‌دهند ۳۰ تا ۴۰ درصد از موارد پیچ‌خوردگی جانبی مچ پا ممکن است به بی‌ثباتی مزمن مچ پا^۲ منجر شود [۳]. علی‌رغم دریافت درمان اولیه و انجام پروتکل‌های توان‌بخشی، بسیاری از بیماران علائم پایداری از جمله احساس بی‌ثباتی، خالی شدن مچ پا، درد مزمن و اختلال عملکردی را تجربه می‌کنند. پژوهش‌ها حاکی از آن است که افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، با نقایص قابل توجهی در کنترل وضعیت بدن، پارامترهای جنبشی، حس عمقی و تأخیر در فعال شدن عضلات مواجه هستند [۴-۶].

بررسی بی‌ثباتی مزمن مچ پا از این جهت حائز اهمیت است که می‌تواند پیامدهای بلندمدتی بر کیفیت زندگی افراد داشته باشد. تداوم علائم اغلب منجر به کاهش سطح فعالیت‌های بدنی، اختلال در عملکرد روزمره و افزایش احتمال بروز آسیب‌های مکرر می‌شود و در درازمدت منجر به استئوآرتریت مچ پا می‌شود [۷]. محققان و پزشکان پروتکل‌های توان‌بخشی را برای مبارزه با اثرات منفی بی‌ثباتی مزمن مچ پا درست کرده‌اند، اما شیوع بالای بی‌ثباتی مزمن مچ پا در بین بیماران پیچ‌خوردگی جانبی مچ پا نشان می‌دهد این وضعیت مزمن، نیاز به درک عمیق‌تر مکانیسم‌های اساسی درگیر در بی‌ثباتی مزمن مچ پا داشته و این آسیب باید از منظر آسیب به سیستم عصبی مرکزی مورد بررسی قرار گیرد [۸].

عضله پرونتوس لونگوس به‌عنوان یکی از اجزای حیاتی در حفظ ثبات دینامیک مفصل مچ پا، نقشی اساسی در مقابله با حرکات ناگهانی اینورژن و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از بی‌ثباتی ایفا می‌کند [۹]. مطالعات نشان داده‌اند در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، این عضله دچار الگوی اختلال یافته‌ای در فعال‌سازی می‌شود که معمولاً با تأخیر زمانی قابل توجه در پاسخ‌دهی به تحریکات مکانیکی همراه است؛ وضعیتی که می‌تواند عاملی مؤثر در تداوم ناپایداری عملکردی مفصل و افزایش خطر بروز آسیب‌های مکرر در این افراد تلقی شود [۱۱، ۱۰، ۵]. در راستای ارزیابی این اختلالات عملکردی، اغلب مطالعات پیشین از تکنیک الکترومایوگرافی استفاده کرده‌اند. این روش قادر است اطلاعات ارزشمندی در خصوص زمان‌بندی و شدت فعالیت الکتریکی عضلات ارائه دهد و در تحلیل الگوهای فعال‌سازی عضله پرونتوس لونگوس، نقشی مهم ایفا کرده است [۱۲، ۱۱، ۶]. با این حال علی‌رغم قابلیت‌های تحلیلی این روش، یکی از محدودیت‌های

1. Lateral Ankle Sprain (LAS)
2. Chronic Ankle Instability (CAI)

3. OpenSim

اختلالات حسی حرکتی، شنوایی، سرگیجه، شکستگی های قبلی، درد و جراحی در اندام تحتانی بود. هر دو گروه ورزشکاران جوان، حداقل ۳ بار در هفته به مدت ۳۰ دقیقه ورزش می کردند. معیارهای خروج برای هر دو گروه شامل اختلالات بینایی و شنوایی، سرگیجه، شکستگی قبلی، درد و سابقه جراحی در اندام تحتانی بود [۱۷]. پروتکل مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه خوارزمی تأیید شد. همچنین تمامی شرکت کنندگان قبل از مشارکت، فرم رضایت نامه کتبی را امضا کردند.

روش اجرا

آزمون در آزمایشگاه آنالیز حرکت موفقیان دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. پس از ارائه توضیحات مراحل اجرای آزمون به آزمودنی ها و تکمیل پرسش نامه توانایی پا و مچ پا و پرسش نامه کامبرلند و ثبت ویژگی های آنترپومتری، مارکرگذاری به روش مدل مارکرگذاری پلاگین گیت انجام شد [۴]. در مرحله بعد، آزمودنی ها با پای برهنه بر روی صفحه نیرو ایستادند. در این مرحله، تست استاتیک به مدت ۵ ثانیه انجام شد که در آن فرد در حالت آناتومیک بدون حرکت ایستاده و داده ها به طور دقیق ثبت شد. پس از اتمام تست استاتیک و با شنیدن بوق، آزمودنی ها راه رفتن را آغاز کردند. در این مطالعه از هر آزمودنی ۳ تکرار قابل قبول گرفته شد. سپس میانگین این سه تکرار برای ارزیابی مورد استفاده قرار گرفت. در مواردی که مارکرها توسط دوربین ها شناسایی نمی شدند یا اگر فرد قبل از شنیدن یک سیگنال صوتی شروع به حرکت می کرد، این وضعیت به عنوان یک تست غیرقابل قبول تلقی می شد و آزمون مجدداً انجام می گرفت. اعضای گروه بی ثباتی مزمن مچ پا از اندام درگیر خود، به عنوان اندام اولیه اتکا استفاده کردند، درحالی که گروه کنترل از اندام غالب خود به عنوان اندام اولیه استفاده کردند [۱۵، ۳].

داده های کینماتیکی با استفاده از ۸ دوربین وایکان مدل (Ox- ford Metrics Group, Oxford, UK) با فرکانس ۱۰۰ هرتز ثبت شدند. همچنین داده های کینتیکی با صفحه نیرو کیستلر مدل (40x60cm, kistler, Instrument, Winterthur, Swit- zerland) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند [۱۴، ۸].

شروع راه رفتن

برای شناسایی فاز شروع راه رفتن و تنظیمات وضعیتی پیش بینانه از نرم افزار متلب^۴ استفاده شد. برای کاهش نویز داده های موقعیت مارکرها از فیلتر پایین گذر باترورث (فرکانس برش ۷ هرتز، مرتبه ۴) و برای داده های تغییر مرکز فشار و نیرو از فیلتر پایین گذر باترورث (فرکانس برش ۱۰ هرتز، مرتبه ۴) استفاده شد. سپس داده های موقعیت مارکرها هم فرکانس داده های تغییر مرکز فشار و نیرو شدند [۱۴، ۳]. فاز شروع راه

اگرچه در برخی پژوهش ها جابه جایی مرکز فشار در فاز تنظیمات وضعیتی پیش بینانه بررسی شده است، سنجش مدت زمان این فاز به عنوان یک شاخص ساده تر، کم هزینه تر و درعین حال معتبر برای ارزیابی عملکرد سیستم عصبی مرکزی و مسیرهای فوق نخاعی، کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین نقص هایی در پارامترهای فضایی زمانی مانند طول گام، مدت تماس پا با زمین و سرعت راه رفتن در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا گزارش شده است [۹، ۴].

به طور مشخص از آنجا که پرونتوس لانگوس نقش کلیدی در کنترل جانبی مچ پا دارد و تغییر در زمان بندی و شدت نیروهای تولیدی آن می تواند واکنش محافظتی مفصل را تحت تأثیر قرار دهد [۵]. با وجود آشکار بودن نقش مدت زمان تنظیمات وضعیتی پیش بینانه و تغییرات پارامترهای فضایی زمانی در حفظ پایداری وضعیتی، تاکنون رابطه کمی و کیفی این نشانه ها با نیروهای تولیدی عضلانی، به ویژه عضله پرونتوس لانگوس به طور مستقیم و یا با بهره گیری از مدل سازی های رایج اسکلتی عضلانی بررسی نشده است.

باتوجه به مطالب مذکور، با فرض اینکه نیروی عضله پرونتوس لونگوس در این افراد در مقایسه با افراد سالم در هنگام شروع راه رفتن کمتر است، هدف از انجام این مطالعه، مقایسه نیروی عضله پرونتوس لونگوس در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا با افراد سالم در شروع راه رفتن با بهره گیری از مدل سازی این سیم بود.

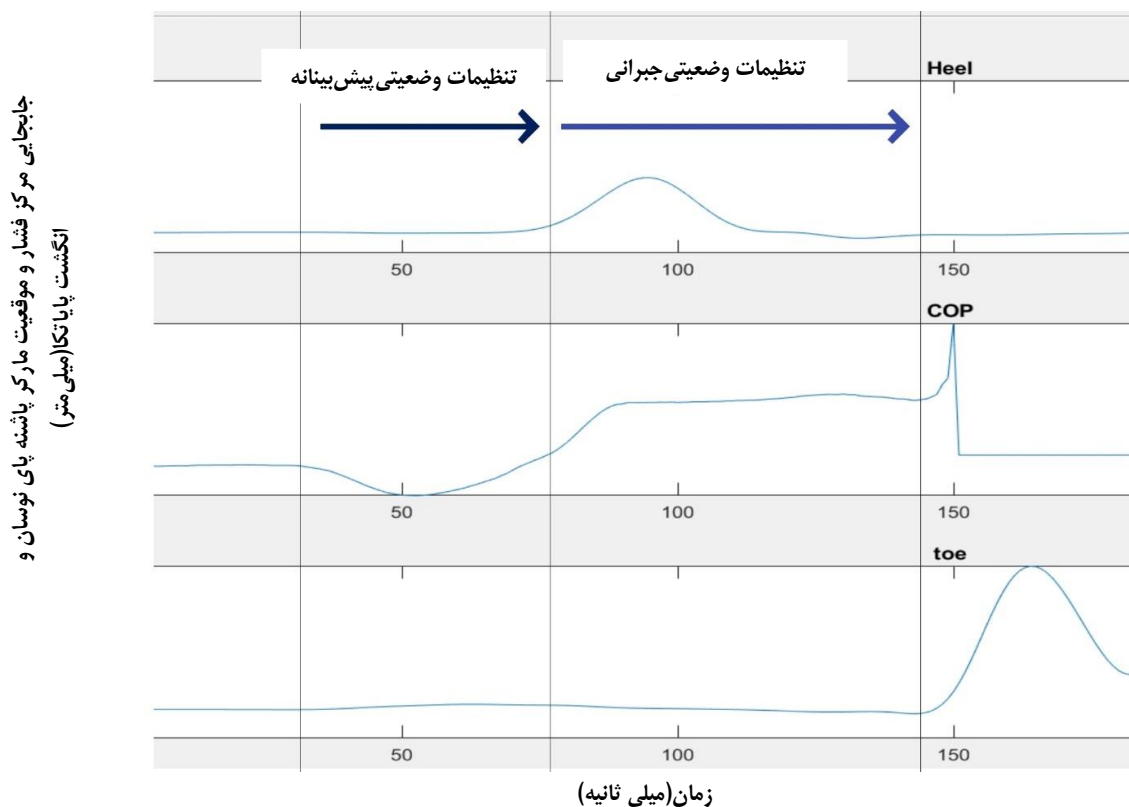
مواد و روش ها

شرکت کنندگان

در این مطالعه مقطعی، ۳۸ ورزشکار حرفه ای مرد و زن در رده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال، به صورت داوطلبانه شرکت کردند. شرکت کنندگان به ۲ گروه مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا و گروه کنترل سالم تقسیم شدند. گروه مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا شامل ۹ زن و ۱۰ مرد با میانگین سنی $21/21 \pm 1/9$ سال، میانگین قد $175/31 \pm 10/10$ سانتی متر و میانگین وزن $70/89 \pm 15/12$ کیلوگرم و گروه کنترل سالم نیز شامل ۹ زن و ۱۰ مرد با میانگین سنی $21/47 \pm 2/12$ سال، میانگین قد $173/26 \pm 8/33$ سانتی متر و میانگین وزن $68/47 \pm 10/11$ کیلوگرم بودند [۱۶].

معیارهای ورود به گروه بی ثباتی مزمن مچ پا: برخورداری از سابقه حداقل ۲ پیچ خوردگی مچ پا بین ۳ تا ۱۲ ماه قبل از آزمایش، عدم وجود آسیب، درد و تورم شدید، بدون کمک راه رفتن و بدون لنگیدن برای حداقل ۳ ماه قبل از آزمایش، امتیاز کمتر از ۲۷ از پرسش نامه کامبرلند ($12/7 \pm 2/3$) و امتیاز کمتر از ۹۰ درصد در خرده مقیاس زندگی روزانه (73 ± 11) و امتیاز کمتر از ۸۰ در خرده مقیاس ورزش (63 ± 16) از پرسش نامه توانایی پا و مچ پا [۳]. معیار ورود برای گروه کنترل: نداشتن سابقه هیچ گونه

4. MATLAB (MathWork Inc R2016a)



تصویر ۱. تعیین فازهای تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تنظیمات وضعیتی جبرانی

عضله پروئوس لانگوس، نسبت به وزن افراد نرمال شد [۱۳].

پارامترهای فضایی زمانی

پارامترهای فضایی زمانی نیز برای گام اولیه محاسبه شدند. طول گام به عنوان فاصله ساجیتال بین موقعیت اولیه مرکز فشار و موقعیت آن در لحظه جدا شدن پا^۸ برای پای عقبی محاسبه شد. میانگین سرعت و زمان گام اولیه، از طریق تقسیم جابه‌جایی گام اول بر مدت زمان، از شروع حرکت تا برخورد اولیه پاشنه با صفحه نیرو تعیین شد [۱۸].

آزمون آماری

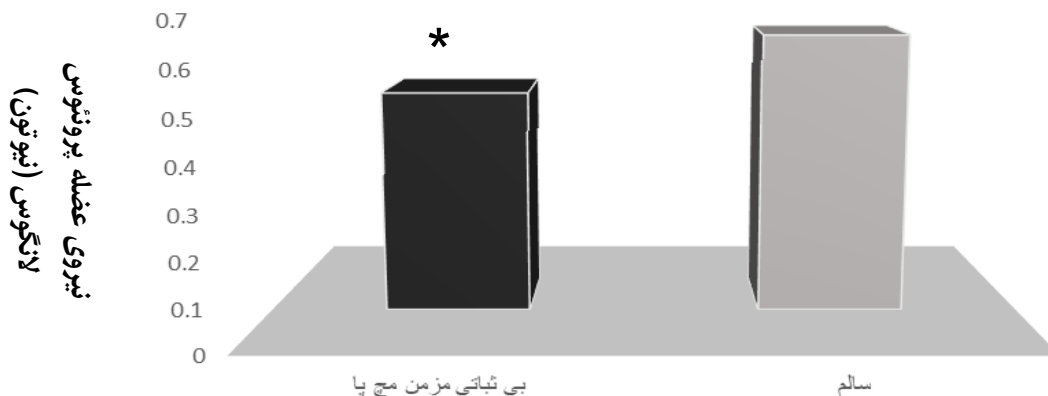
در این مطالعه، برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. برای مقایسه ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان و همچنین مقایسه نیروی تولیدی عضله پروئوس لانگوس و متغیرهای فضایی زمانی بین ۲ گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد. تمامی آزمون‌های آماری در سطح معناداری ($P < 0.05$) و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام شدند.

رفتن با انحراف مرکز فشار (داخلی خارجی) به سوی پای نوسان ظاهر می‌شود و پایان فاز شروع راه رفتن در زمان بلند شدن انگشت اندام اتکا است. بدین منظور از مؤلفه عمودی (Z) انگشت اندام اتکا استفاده شد. شروع فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه با انحراف مرکز فشار (داخلی خارجی) به سوی پای نوسان ظاهر می‌شود و پایان فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در زمان بلند شدن پاشنه اندام نوسان است. بدین منظور از مؤلفه عمودی (Z) مارکر پاشنه اندام نوسان استفاده شد (تصویر شماره ۱) [۸، ۱۵].

مدل‌سازی اپن سیم

تمامی شبیه‌سازی‌های این پژوهش در محیط نرم‌افزاری اپن سیم نسخه ۳/۲ با بهره‌گیری از مدل اسکلتی عضلانی gait2392 به عنوان مدل مرجع انجام شد. فرایند مدل‌سازی شامل ۳ مرحله اصلی بود: ابتدا داده‌های مارکرهای سطحی با استفاده از ابزار^۵ پردازش شدند تا با کاهش خطای موقعیتیابی به کمتر از ۲ سانتی‌متر، یک مدل شخصی‌سازی شده ایجاد شود. سپس با اعمال روش سینماتیک معکوس^۶ زوایای مفصلی محاسبه شد و در نهایت نیروی تولیدی عضله پروئوس لانگوس، از طریق تکنیک بهینه‌سازی استاتیک^۷ تعیین شد [۱۴]. در پایان نیروی تولیدی

5. Scaling
6. Invers Kinematic (IK)
7. Static Optimization (SO)



طب توانبخش

تصویر ۲. میانگین و انحراف معیار نیروی تولیدی عضله پرونتوس لانگوس بین ۲ گروه بی ثباتی مزمن مچ پا و گروه سالم در شروع راه رفتن

یافته‌ها

علاوه بر این مدت زمان فاز تنظیمات وضعیت پیش‌بینانه در مرحله شروع راه رفتن در گروه بی ثباتی مزمن مچ پا به طور معناداری کمتر از گروه سالم گزارش شد ($P=0/002$) که می‌تواند بیانگر نقص در برنامه‌ریزی حرکتی پیش از شروع راه رفتن باشد.

بحث

پژوهش حاضر با هدف تخمین نیروی عضله پرونتوس لانگوس در فاز شروع راه رفتن در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا، با استفاده از مدل‌سازی عضلانی اسکلتی در محیط اپن سیم انجام شد. نتایج کاهش معناداری را در نیروی تولیدی این عضله در مقایسه با افراد سالم نشان داد که می‌تواند نشانه‌ای از اختلال در عملکرد عصبی-عضلانی و نقص در سیستم‌های کنترلی پایداری مچ پا در این جمعیت باشد. این یافته‌ها با نتایج مطالعات کولدنهون و همکاران و ساکای و همکاران همسو است [۱۹، ۲۰]؛ آن‌ها با استفاده از الکترومایوگرافی نشان دادند بی ثباتی مزمن مچ پا با ضعف عملکرد عضله پرونتوس لانگوس ارتباط دارد و کاهش دامنه فعال‌سازی این عضله در افراد مبتلا، منجر به افزایش احتمال پیچ‌خوردگی‌های مکرر در مفصل مچ پا می‌شود.

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد بین ۲ گروه بی ثباتی مزمن مچ پا و سالم از نظر ویژگی‌های جمعیت‌شناختی اختلاف معنی‌دار وجود ندارد ($P \geq 0/05$). این امر نشان‌دهنده همگن بودن ویژگی‌های جمعیت‌شناختی (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی) در ۲ گروه دارای بی ثباتی مزمن مچ پا و سالم بود.

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد بین ۲ گروه مورد بررسی، تفاوت معناداری در نیروی تولیدی عضله پرونتوس لانگوس در مرحله شروع راه رفتن وجود دارد ($P=0/006$) (جدول شماره ۱)، به طوری که نیروی این عضله در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا ($0/52$ نیوتون) کمتر از افراد سالم ($0/64$ نیوتون) بود (تصویر شماره ۲). این کاهش نیرو می‌تواند بیانگر ضعف عملکرد عضله و کاهش توانایی در تثبیت مچ پا هنگام شروع حرکت باشد. همچنین در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا، طول گام ($P=0/001$)، سرعت گام ($P=0/001$) و زمان گام ($P=0/004$) نیز به طور معناداری با گروه سالم تفاوت داشت (جدول شماره ۱) که نشان‌دهنده اختلال در الگوی حرکتی در این افراد است.

جدول ۱. نتایج آزمون تی مستقل جهت بررسی متغیرهای پژوهش در گروه بی ثباتی مزمن مچ پا و گروه سالم

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف معیار		سطح معنی‌داری
	بی ثباتی مزمن مچ پا	سالم	
نیروی تولیدی عضله پرونتوس لانگوس (نیوتون)	$0/51 \pm 0/11$	$0/7 \pm 0/64$	$0/006$
طول گام (متر)	$0/65 \pm 0/04$	$0/52 \pm 0/03$	$0/001$
سرعت طول گام (متر/ثانیه)	$1/46 \pm 0/12$	$1/67 \pm 0/11$	$0/001$
زمان گام (ثانیه)	$0/40 \pm 0/07$	$0/49 \pm 0/11$	$0/002$
زمان فاز تنظیمات وضعیت پیش‌بینانه (ثانیه)	$0/40 \pm 0/02$	$0/36 \pm 0/03$	$0/04$

* معنی‌داری در سطح $0/05$

طب توانبخش

عضلاتی و ارسال بازخوردهای دقیق به سیستم عصبی مرکزی دارد [۲۴]. مطالعات قبلی بیان کردند در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، این گیرنده‌ها به‌درستی عمل نمی‌کنند و در نتیجه، اطلاعات حسی به‌درستی به ساختارهای فوق‌نخاعی نظیر قشر حرکتی، نواحی حسی پیکری، مخچه و عقده‌های قاعده‌ای منتقل نمی‌شود [۲۵-۲۷]. این اختلال در انتقال و پردازش اطلاعات، موجب کاهش دقت در برنامه‌ریزی و اجرای حرکات هدفمند شده و در نهایت، منجر به ناتوانی عضلات در تولید نیروهای مناسب در زمان مناسب می‌شود [۲۳، ۲۴، ۲۸].

این نقص در کنترل حرکتی، خود را در سایر ابعاد عملکردی بیماران نیز نشان می‌دهد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا مدت‌زمان کوتاه‌تری را در فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه صرف می‌کنند. این یافته با نتایج ابراهیم آبادی و همکاران هم‌راستا است [۳]. آنان با بررسی جابه‌جایی مرکز فشار گزارش کردند طول فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا کمتر از افراد سالم است و این نقص را به اختلال در مراکز فوق‌نخاعی نسبت دادند. مطالعه حاضر نیز با در نظر گرفتن مدت‌زمان تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه به‌عنوان یکی دیگر از شاخص‌های سنجش مکانیسم‌های فوق‌نخاعی، تأیید کرد کوتاه شدن این فاز مبین اختلال در مسیرهای فوق‌نخاعی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا است.

علاوه‌براین نتایج پارامترهای فضایی‌زمانی نشان داد در گروه بی‌ثباتی مزمن مچ پا، معیارهایی نظیر طول گام و سرعت گام و زمان گام طولانی‌تری نسبت به گروه کنترل سالم به دست آمد. این نتایج با مطالعات لی و همکاران و گیگی و همکاران همسو است [۲۹، ۳۰]. براساس مطالعات پیشین و یافته‌های فعلی، می‌توان نتیجه گرفت بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا الگوی راه رفتن خود را به‌گونه‌ای تغییر می‌دهند که استراتژی‌های محافظتی حرکتی را به‌عنوان سازگاری در مواجهه با ناپایداری مچ پا در حین حرکت به کار گیرند. این افزایش در پارامترهای سینماتیکی می‌تواند به‌عنوان مکانیسم جبرانی برای کاهش مدت‌زمان قرارگیری در فاز تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و به حداقل رساندن اثرات ناپایداری عملکردی تعبیر شود.

به‌طور کلی یافته‌های این پژوهش نشان می‌دهد ناپایداری مزمن مچ پا با اختلالاتی در هر دو سطح محیطی (عضلاتی-اسکلتی) و مرکزی (عصبی-حرکتی) همراه است. این اختلالات نه‌تنها کارایی حرکتی فرد را کاهش می‌دهند، بلکه او را در معرض خطر آسیب‌های ثانویه و افت عملکرد عملکردی قرار می‌دهند. بنابراین مداخلات درمانی در این گروه از بیماران باید رویکردی چندوجهی داشته باشند؛ به‌گونه‌ای که علاوه بر تمرکز بر بازتوانی عضلات کلیدی، مانند پرونتوس لونغوس، به بازآموزی مسیرهای حسی-حرکتی و بهبود عملکرد سیستم عصبی مرکزی نیز پرداخته شود.

تفاوت مطالعه حاضر با پژوهش‌های پیشین، ازجمله مطالعات کولدنهون و همکاران و ساکای و همکاران، در روش برآورد نیروی عضله پرونتوس لونغوس است. در حالی که در این مطالعات بیشتر از الکترومایوگرافی برای ارزیابی سطح فعالیت الکتریکی عضله استفاده شده بود، در پژوهش حاضر از مدل‌سازی عضلاتی اسکلتی در محیط اپن سیم برای تخمین نیروی تولیدی عضله استفاده شد. مدل‌های عضلاتی اپن سیم با در نظر گرفتن ۳ عامل کلیدی، یعنی میزان فعال‌سازی عضله، طول تار عضلاتی و سرعت تغییر طول تار عضلاتی، امکان شبیه‌سازی دقیق‌تری از نیروی تولیدی عضلات را فراهم می‌کنند. این مدل‌ها اثر متقابل سیگنال‌های عصبی (تحریک) و ویژگی‌های مکانیکی عضله را به‌طور هم‌زمان در نظر می‌گیرند و با استفاده از معادلات دینامیکی، تخمینی از نیروی واقعی عضله ارائه می‌دهند. تمرکز بر تخمین نیروی عضله پرونتوس لونغوس در این فاز شروع راه رفتن، می‌تواند درک عمیق‌تری از مکانیسم‌های نقص عملکرد عضلاتی در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا ارائه دهد. همچنین یافته‌های این پژوهش با مطالعه کیم و همکاران ناهمسو است. آن‌ها نشان دادند افزایش سهم عضله پرونتوس لونغوس در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌تواند به‌عنوان یک سازوکار جبرانی برای حفظ تعادل و ثبات مفصل در صفحه فرونتال تفسیر شود [۱۰].

این یافته در نگاه اول با نتایج پژوهش حاضر که کاهش معناداری در نیروی عضله پرونتوس لونغوس را در فاز شروع راه رفتن گزارش کرده است، در تضاد به نظر می‌رسد. علت این تفاوت را می‌توان در تفاوت در رویکرد روش‌شناسی پژوهش دانست. مطالعه کیم و همکاران، با استفاده از داده‌های الکترومایوگرافی، به بررسی سطح فعالیت عضلات در تکلیف تغییر جهت سریع پرداخته است [۱۰]. در مقابل، پژوهش حاضر با بهره‌گیری از مدل‌سازی عضلاتی-اسکلتی و تمرکز بر فاز شروع راه رفتن، به تخمین نیروی عضله پرونتوس لونغوس پرداخت. کاهش مشاهده‌شده در نیروی عضله پرونتوس لونغوس در این پژوهش می‌تواند ناشی از ضعف عملکردی عضله، اختلال در هماهنگی عصبی-عضلاتی یا ناکارآمدی در تولید نیرو در شرایط واقعی حرکت باشد.

پرونتوس لونغوس به‌عنوان عضله‌ای کلیدی در کنترل حرکات اینورژن و سوپینیشن پا، نقش حیاتی در پایداری جانبی مفصل مچ پا ایفا می‌کند. کاهش در نیروی این عضله می‌تواند منجر به اختلال در کنترل وضعیت پا، افزایش خطر سوپینیشن بیش‌ازحد و بروز پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچ پا شود و عدم ثبات مفصل مچ پا را در طول زمان افزایش دهد [۹]. ازمنظر نورومکانیک، کاهش نیروی عضله پرونتوس لونغوس در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا را می‌توان به وجود اختلال در گیرنده‌های حس عمقی مانند دوک عضلاتی و اندام وتری گلژی نسبت داد [۲، ۲۱، ۲۲]. دوک عضلاتی اطلاعات مربوط به تغییرات طول عضله را به نخاع مخابره می‌کند [۲۳] و اندام وتری گلژی نقش کلیدی در پایش تنش

نتیجه گیری

پژوهش حاضر نشان داد کاهش نیروی تولیدی عضله پروئوس لانگوس در فاز شروع راه رفتن در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا بیانگر ضعف عملکردی این عضله و ناکارآمدی در کنترل حرکتی است. همچنین این امر باعث کاهش زمان صرف شده در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و افزایش طول و سرعت گام در مبتلایان به بی ثباتی مزمن مچ پا^۹ (CAI)، نشان دهنده به کارگیری الگوهای جبرانی برای مقابله با ناپایداری عملکردی است. بنابراین به نظر می‌رسد بتوان ادعا کرد آسیب بی ثباتی مزمن مچ پا یک آسیب محیطی نبوده و باید آن را از منظر آسیب‌های عصبی-عضلانی مورد بررسی قرار داد. براین اساس، طراحی برنامه‌های توان‌بخشی برای این بیماران باید رویکردی چندوجهی داشته باشد؛ به‌طوری‌که علاوه بر تقویت عضلات کلیدی، مانند پروئوس لانگوس، به بازآموزی مسیرهای حسی حرکتی و بهبود عملکرد مراکز عصبی نیز توجه شود.

این مطالعه مانند بسیاری از پژوهش‌های دیگر، بدون محدودیت نیست. یکی از محدودیت‌های اصلی این پژوهش عدم تطابق بین پای غالب و پای مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا است. برای بهبود دقت و همگنی نتایج، بهتر بود شرکت کنندگانی انتخاب می‌شدند که پای غالب آن‌ها همان پای دچار بی ثباتی باشد. پیشنهاد می‌شود پژوهش‌های آینده به‌صورت هدفمند به بررسی این موضوع بپردازند که آیا اصلاح نیروی عضله پروئوس لانگوس می‌تواند به بهبود الگوهای حرکتی و درنهایت کاهش خطر پیشرفت استئوآرتریت در مفصل مچ پا در افراد مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا منجر شود یا خیر. همچنین پیشنهاد می‌شود پژوهش‌های آینده، به بررسی علل زمینه‌ای اختلال در عملکرد گیرنده‌های حس عمقی و نحوه پردازش اطلاعات آن‌ها در سطوح فوق نخاعی بپردازند. این بررسی می‌تواند به شناسایی دقیق‌تر مکانیسم‌های عصبی مؤثر در ناپایداری مزمن مچ پا منجر شده و راهکارهای درمانی نوینی را برای بهبود عملکرد سیستم حس عمقی و بازآموزی کنترل حرکتی فراهم کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق **دانشگاه خوارزمی** در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.KHU.REC.1403.033 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه خورشید بیجاری گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی **دانشگاه خوارزمی** می‌باشد و هیچ گونه کمک مالی از سازمان تأمین‌کننده مالی در بخش‌های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات دریافت نشده است.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان به‌طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل داده‌ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش‌نویس **مقاله مشارکت داشتند.**

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از همکاری تمامی بیمارانی که در این مطالعه شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌کنند.

References

- [1] Xue X, Yu L, Zheng S, Gu X, Na Y, Xia T, et al. Insufficient recovery of proprioception in chronic ankle instability after surgical stabilization: A systematic review. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*. 2023; 35:48-58. [DOI:10.1016/j.asmart.2023.11.005] [PMID]
- [2] Xue X, Wang Y, Xu X, Li H, Li Q, Na Y, et al. Postural control deficits during static single-leg stance in chronic ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *Sports Health*. 2024; 16(1):29-37. [DOI:10.1177/19417381231152490] [PMID]
- [3] Ebrahimabadi Z, Naimi S, Rahimi A, Yousefi M, Wikstrom E. Postural phase duration during self-generated and triggered gait initiation in patients with chronic ankle instability. *Science & Sports*. 2023; 38(2):182-8. [DOI:10.1016/j.scispo.2022.08.001]
- [4] Mortezaejad M, Daryabor A, Ebrahimabadi Z, Rahimi A, Yousefi M, Ehsani F, et al. Kinetic changes of gait initiation in individuals with chronic ankle instability: A systematic review. *Health Science Reports*. 2024; 7(11):e70143. [DOI:10.1002/hsr2.70143] [PMID]
- [5] Yousefi M, Zivari S, Yiu E, Caderby T. Effect of chronic ankle instability on the biomechanical organization of gait initiation: A systematic review. *Brain Sciences*. 2023; 13(11):1596. [DOI:10.3390/brainsci13111596] [PMID]
- [6] Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. *Journal of Athletic Training*. 2015; 50(4):350-7. [DOI:10.4085/1062-6050-50.2.06] [PMID]
- [7] 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] [PMID]
- [8] 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]
- [9] Urabe Y, Arima S, Oda MS, Tashiro T, Maeda N. 620 EP023- Effects of resistance training on morphology and strength of the peroneus longus and peroneus brevis. *British Journal of Sports Medicine*. 2024; 58(Suppl 2). [DOI:10.1136/bjsports-2024-IOC.148]
- [10] Kim H, Palmieri-Smith R, Kipp K. Muscle synergies in people with chronic ankle instability during anticipated and unanticipated landing-cutting tasks. *Journal of Athletic Training*. 2023; 58(2):143-52. [DOI:10.4085/1062-6050-74-21] [PMID]
- [11] Mortezaejad M, Ebrahimabadi Z, Rahimi A, Maleki A, Baghban AA, Ehsani F. Postural adjustment and muscle activity during each phase of gait initiation in chronic ankle instability: an observational study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2024; 16(1):248. [DOI:10.1186/s13102-024-01033-x] [PMID]
- [12] Kim KM, Ingersoll CD, Hertel J. Altered postural modulation of Hoffmann reflex in the soleus and fibularis longus associated with chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012; 22(6):997-1002. [DOI:10.1016/j.jelekin.2012.06.002] [PMID]
- [13] Kim H, Palmieri-Smith R, Kipp K. Peak forces and force generating capacities of lower extremity muscles during dynamic tasks in people with and without chronic ankle instability. *Sports Biomechanics*. 2022; 21(4):487-500. [DOI:10.1080/14763141.2020.1869295] [PMID]
- [14] Alexander N, Schwameder H, Baker R, Trinler U. Effect of different walking speeds on joint and muscle force estimation using AnyBody and OpenSim. *Gait & Posture*. 2021; 90:197-203. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2021.08.026] [PMID]
- [15] Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *The American Journal of Sports Medicine*. 2010; 38(4):829-34. [DOI:10.1177/0363546509351562] [PMID]
- [16] Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Naugle KE, Borsa PA. 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):e137-44. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2009.00929.x] [PMID]
- [17] Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: A position statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013; 43(8):585-91. [DOI:10.2519/jospt.2013.0303] [PMID]
- [18] Buckley TA, Oldham JR, Munkasy BA, Evans KM. Decreased anticipatory postural adjustments during gait initiation acutely postconcussion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2017; 98(10):1962-8. [DOI:10.1016/j.apmr.2017.05.002] [PMID]
- [19] Koldenhoven RM, Feger MA, Fraser JJ, Hertel J. Variability in center of pressure position and muscle activation during walking with chronic ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 38:155-61. [DOI:10.1016/j.jelekin.2017.12.003] [PMID]
- [20] Sakai S, Urabe Y, Morikawa M, Fujishita H, Komiya M, Sasada J, et al. Quantity and quality of the peroneus longus assessed using ultrasonography in leg with chronic ankle instability. *Journal of Physical Therapy Science*. 2018; 30(12):1396-400. [DOI:10.1589/jpts.30.1396] [PMID]
- [21] Sousa AS, Leite J, Costa B, Santos R. Bilateral proprioceptive evaluation in individuals with unilateral chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2017; 52(4):360-7. [DOI:10.4085/1062-6050-52.2.08] [PMID]
- [22] Blumer R, Carrero-Rojas G, Calvo PM, Streicher J, de la Cruz RR, Pastor AM. Proprioceptors in extraocular muscles. *Experimental Physiology*. 2024; 109(1):17-26. [DOI:10.1113/EP090765] [PMID]

- [23] Zhang H, Mo F, Wang L, Behr M, Arnoux PJ. A framework of a lower limb musculoskeletal model with implemented natural proprioceptive feedback and its progressive evaluation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2020; 28(8):1866-75. [DOI:10.1109/TNSRE.2020.3003497] [PMID]
- [24] Mileusnic MP, Loeb GE. Mathematical models of proprioceptors. II. Structure and function of the Golgi tendon organ. *Journal of Neurophysiology*. 2006; 96(4):1789-802. [DOI:10.1152/jn.00869.2005] [PMID]
- [25] 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):182-91. [DOI:10.1016/j.jshs.2020.09.014] [PMID]
- [26] Macefield VG. Discharge rates and discharge variability of muscle spindle afferents in human chronic spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*. 2013; 124(1):114-9. [DOI:10.1016/j.clinph.2012.05.015] [PMID]
- [27] Docherty CL, Arnold BL, Hurwitz S. Contralateral force sense deficits are related to the presence of functional ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research*. 2006; 24(7):1412-9. [DOI:10.1002/jor.20195] [PMID]
- [28] Banks RW, Ellaway PH, Prochazka A, Proske U. Secondary endings of muscle spindles: Structure, reflex action, role in motor control and proprioception. *Experimental Physiology*. 2021; 106(12):2339-66. [DOI:10.1113/EP089826] [PMID]
- [29] Gigi R, Haim A, Luger E, Segal G, Melamed E, Beer Y, et al. Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: A case control study. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2015; 8(1):1. [DOI:10.1186/s13047-014-0058-1] [PMID]
- [30] Lee I, Lee SY, Ha S. Alterations of lower extremity function, health-related quality of life, and spatiotemporal gait parameters among individuals with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*. 2021; 51:22-8. [DOI:10.1016/j.ptsp.2021.06.006] [PMID]