Sport. Med. Stud, 2025, 16(42): 17-36, DOI: 10.22089/smj.2024.16815.1749

Sport Medicine Studies

Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

Original Article

The Effect of Shoe Collar Height on the Co-Contraction Ratio of Selected Lower Limb Muscles during Balance Tests in Male Athletes with and without Chronic Ankle Instability

Seyed Hossein Hosseinimehr[1], Zahra Mazhari[1]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Humanities and Social Sciences, University of Kurdistan, Sanandaj, Kurdistan, Iran.

Received: 22/02/2022, Revised: 21/06/2022, Accepted: 26/07/2022

* CorrespondingAuthor: SeyedHossein Hosseinimehr, E-mail:s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

How to Cite: Hosseinimehr, S. H; Mazhari, Z. (2025). The Effect of Shoe Collar Height on the Co-Contraction Ratio of Selected Lower Limb Muscles during Balance Tests in Male Athletes with and without Chronic Ankle Instability. *Sport Medicine Studies*, 16(42), 17-36. In Persian.

Extended Abstract

Background and Purpose

Lateral ankle sprains are the most common type of ankle injury, accounting for approximately 75% of all acute ankle injuries

These injuries typically result from sudden, excessive inversion, internal rotation, and plantar flexion, placing significant stress on the lateral ligaments of the ankle. When left untreated or improperly managed, lateral ankle sprains can progress to chronic ankle instability (CAI), a condition characterized by proprioceptive deficits, muscle weakness, delayed neuromuscular activation, and impaired static and dynamic balance. CAI not only increases the risk of recurrent sprains but also hinders athletic performance and daily function.

While considerable research has examined the effects of footwear design—such as sole and heel construction—on ankle biomechanics and stability in individuals with CAI, the specific impact of shoe collar height on muscle co-contraction and neuromuscular control during balance tasks remains understudied

Understanding how shoe collar height influences muscle activation patterns may inform footwear recommendations and injury prevention strategies for athletes with and without CAI. This study aimed to investigate the effect of shoe collar height on the co-contraction ratio of selected lower limb muscles during balance tests in male athletes with and without CAI.

Methods

A total of twenty-eight male athletes (14 with CAI and 14 without CAI) participated in this controlled laboratory study. CAI was diagnosed using the Cumberland Ankle Instability Tool, ensuring a standardized approach to participant classification. Electromyographic (EMG) activity was recorded for eight lower limb muscles: tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius medialis,

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

gastrocnemius lateralis, soleus, vastus medialis, vastus lateralis, and biceps femoris. Each participant completed single-leg stance and Y balance tests under three conditions: barefoot, short-collar shoes, and high-collar shoes. The order of test conditions was randomized to minimize order effects.

Muscle co-contraction ratios were calculated to assess the simultaneous activation of agonist and antagonist muscle groups during balance tasks. This metric provides insight into joint stability and the neuromuscular strategies employed to maintain postural control. Data were analyzed for differences between footwear conditions and between groups (CAI vs. non-CAI).

Results

Shoe collar height significantly influenced the co-contraction ratio during the single-leg stance test ($p < 0.05$)

Post-hoc analysis revealed that the co-contraction ratio was highest in the barefoot condition, followed by short-collar shoes, and lowest in high-collar shoes. This suggests that high-collar shoes may provide external support, reducing the need for intense muscle co-contraction to stabilize the ankle. However, no significant differences were observed between the CAI and non-CAI groups ($p = 0.57$), indicating that the effect of collar height on muscle activation patterns was similar regardless of ankle stability status.

During the Y balance test, shoe collar height also significantly affected the co-contraction ratio ($p = 0.001$), with the highest ratios observed in the posterolateral direction, followed by the anterior and posteromedial directions. Again, no significant group differences were found ($p = 0.31$). These findings are consistent with prior research demonstrating that footwear with increased collar height can restrict ankle range of motion (ROM) and enhance mechanical support, thereby improving dynamic stability and reducing the muscular effort required for postural control

Discussion

Proper balance control relies on the integrated function of the sensory-motor system, with somatosensory input—particularly proprioception—playing a central role in maintaining joint stability. Proprioceptive feedback from the ankle and surrounding musculature is critical for activating appropriate balance responses, both locally and through compensatory strategies involving proximal muscles such as those of the thigh. The present study's findings align with the notion that external support provided by high-collar shoes can reduce the neuromuscular demand on lower limb muscles during balance tasks.

Supporting evidence from recent systematic reviews and meta-analyses indicates that high-top or high-collar shoes significantly reduce ankle injury rates and enhance joint mechanics compared to mid- or low-top designs. High-collar shoes provide structural support that counteracts inversion forces, a primary mechanism of lateral ankle sprain, and improve stability indices during dynamic tasks. Biomechanical studies have shown that high-collar footwear decreases ankle dorsiflexion and inversion ROM during landing and jump tasks, increases ankle joint stiffness, and improves medial-lateral stability. However, excessive restriction of motion or increased footwear mass could potentially alter muscle activation patterns or shift mechanical stress to adjacent joints, warranting further investigation.

The present study also found that barefoot conditions elicited the highest co-contraction ratios, likely reflecting the increased neuromuscular demand for joint stabilization in the absence of external support. This is in line with prior research showing that shoes and orthoses can accelerate muscle activation onset times and reduce the amplitude of muscle activity required for stability in individuals with CAI

Table 1. The effect of shoe collar height on the co-contraction ratio during the single-leg stance time test

P-Value	F	Degrees of Freedom	Mean Square	Factor
0.001	82.16	2	177.01	Shoe
0.57	0.55	2	5.82	Shoe × Group
0.001	122.21	7	6822.87	Muscles
0.48	0.93	7	52.27	Muscles× Group
0.001	21.4	14	259.59	Shoe × Muscles
0.001	2.87	14	34.91	Shoe × Muscles× Group

Conclusion

Shoe collar height significantly impacts muscle co-contraction ratios during balance tests, with high-collar shoes reducing the need for intense muscle activation compared to short-collar shoes and barefoot conditions. This reduction in co-contraction may decrease fatigue and injury risk during training and competition, particularly for athletes with CAI. The findings suggest that high-collar shoes could be beneficial in both preventive and rehabilitative contexts for individuals at risk of ankle instability. However, the absence of significant differences between CAI and non-CAI groups indicates that the mechanical support provided by collar height is effective regardless of baseline ankle stability.

Future research should further explore the effects of shoe collar height during a broader range of functional activities, over longer durations, and in different athletic populations. Additionally, studies should investigate the interplay between footwear design, proprioceptive training, and intrinsic muscle strengthening to optimize both externally braced and intrinsic stabilization capacities

Keywords: Shoe Collar Height, Co-Contraction Ratio, Single-Leg Stance, Y Balance Test, Chronic Ankle Instability, Proprioception, Ankle Stability

Article Message

Given that high-collar shoes reduced the co-contraction ratio during the single-leg stance and Y-balance tests, it is recommended that these types of shoes be used in training and competition to reduce fatigue and prevent sports injuries. Also, given that in this study, muscle electrical activity was measured during the single-leg stance and Y-balance tests, further research should be conducted during other functional activities, and results should be compared regarding muscle activity levels and sports performance (sports success).

مطالعات طب ورزشی، زمستان ۱۴۰۳، دوره ۱۶، شماره ۴۲، صص ۳۶-۱۷.DOI: 10.22089/smj.2024.16815.1749

مطالعات طب ورزشی
Journal hompage: https://smj.ssrc.ac.ir

مقالهٔ‌پژوهشی

تاثیر ارتفاع ساق‌کفش برنسبت هم‌انقباضی منتخبی از عضلات اندام تحتانی ورزشکاران مرد با و بدون ناپایداری مزمن مچ‌پا در حین اجرای آزمون‌های تعادلی

سید حسین حسینی‌مهر[۱]، زهرا مظهری[۱]

۱..گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی و اجتماعی، دانشگاه کردستان، سنندج، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱۲/۰۳ ، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۱/۰۳/۳۱ ، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۵/۰۴

* Corresponding Author:Seyed Hossein Hosseinimehr, E-mail: s.h.hosseinimehr@uok.ac.ir

How to Cite: Hosseinimehr, S. H; Mazhari, Z. (2025). The Effect of Shoe Collar Height on the Co-Contraction Ratio of Selected Lower Limb Muscles during Balance Tests in Male Athletes with and without Chronic Ankle Instability. *Sport Medicine Studies*, 16(42), 17-36. In Persian.

چکیده

پس از پیچ‌خوردگی جانبی مچ‌پا، حس موقعیت مفصل و توانایی سیستم عصبی مرکزی جهت کنترل عضلات اطراف مفصل مچ‌پا مختل می‌شود. تحقیقات گذشته تاثیر انواع کفی و ارتفاع پاشنه را بر تعادل و عملکرد ورزشکاران با ناپایداری مزمن مچ‌پا بررسی کرده‌اند، اما مطالعات کمی به بررسی تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات پرداخته‌اند. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی ورزشکاران مرد با و بدون ناپایداری مزمن مچ‌پا در حین اجرای آزمون‌های تعادلی بود. در یک مطالعه نیمه‌تجربی تعداد ۲۸ ورزشکار مرد (۱۴ نفر با ناپایداری مزمن مچ‌پا، ۱۴ نفر بدون ناپایداری مزمن مچ‌پا) به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. برای تشخیص ناپایداری مزمن مچ‌پا از پرسشنامه کامبرلند استفاده شد. فعالیت الکتریکی هشت عضله درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل، دوقلو داخلی و خارجی، نعلی، پهن داخلی و خارجی و دو سر رانی در سه حالت با پای برهنه، با کفش ساق کوتاه و بلند در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا و آزمون تعادلی Y جهت محاسبه نسبت هم‌انقباضی اندازه‌گیری شد. نتایج مطالعه نشان داد که ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادلی ایستا دارد (**P=0.001**) همچنین نتایج آزمون تعقیبی نشان داد در حین اجرای آزمون تعادل ایستا نسبت هم‌انقباضی در وضعیت پای برهنه بیشتر از کفش ساق کوتاه و بلند بود و نسبت هم‌انقباضی در کفش ساق کوتاه بیشتر از کفش ساق بلند بود. علاوه بر این، نتایج نشان داد که تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادلی ایستا بین دو گروه متفاوت نبود (**P=0.57**). از طرف دیگر، ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادلی Y داشت (**P= 0.001**). همچنین نسبت هم‌انقباضی در جهت خلفی خارجی بیشتر از جهت خلفی داخلی و قدامی بود و نسبت هم‌انقباضی در جهت قدامی بیشتر از خلفی داخلی بود. علاوه بر این، تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادلی Y بین دو گروه متفاوت نبود (**P=0.31**). با توجه به اینکه کفش ساق بلند باعث کاهش نسبت هم‌انقباضی در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا و

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

آزمون تعادل Y شد، توصیه می‌گردد جهت کاهش خستگی و پیشگیری از آسیب‌های ورزشی از این نوع کفش‌ها در تمرین و مسابقه استفاده گردد.

واژگان‌کلیدی: ارتفاع ساق کفش، نسبت هم‌انقباضی، آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا، آزمون تعادل Y.

مقدمه

آسیب‌های اسکلتی عضلانی به‌ویژه در اندام تحتانی، باعث ناتوانی کوتاه‌مدت، ممانعت از حضور در فعالیت‌های بدنی، اختلال در مراحل بعدی زندگی و کاهش تحمل بار در مفاصل می‌شوند (۱و۲). پیچ‌خوردگی حاد مچ‌پا یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی- عضلانی است که به ویژه در بین افراد فعال، شیوع بالایی دارد. پیچ‌خوردگی کمپلکس رباط جانبی مچ‌پا شایع‌ترین نوع پیچ‌خوردگی مچ‌پا است. پیچ‌خوردگی جانبی مچ‌پا ۷۵ درصد آسیب‌های حاد مچ‌پا را به خود اختصاص داده است (۳). در ایالات متحده، سالانه تقریباً ۲ میلیون پیچ‌خوردگی حاد مچ‌پا رخ می‌دهد. داده‌های حاصل از بازدید بخش اورژانس، میزان بروز ۲ تا ۷ پیچ‌خوردگی حاد مچ‌پا را در ۱۰۰۰ نفر در سال نشان می‌دهد. نرخ بالای بروز پیچ‌خوردگی مچ‌پا به دلیل فراوانی آسیب مجدد پس از پیچ‌خوردگی اولیه است. مطالعات نشان می‌دهند بخش قابل توجهی از همه پیچ‌خوردگی‌های حاد مچ‌پا که در طول ورزش ایجاد شده‌اند، مکرر هستند (۳). شیوع این آسیب در ورزشکاران به ۲۸ درصد می‌رسد و تا ۷۳ درصد از ورزشکاران دچار پیچ‌خوردگی مکرر مچ‌پا می‌باشند (۴). مطالعات نشان داده‌اند که آسیب ایزوله به رباط تالوفیبولار قدامی حدود ۶۶ درصد رخ می‌دهد، در حالی‌که آسیب به رباط تالوفیبولار قدامی و رباط کالکانئوفیبولار به طور همزمان در حدود ۲۰ درصد رخ می‌دهد (۵،۶). مکانسیم‌های آسیب معمولا شامل ترکیبی از اینورشن بیش از حد ناگهانی مچ‌پا، چرخش داخلی با و بدون پلانتار فلکشن مچ‌پا است که این رباط‌ها را تحت فشار زیادی قرار می‌دهد (۷). این نوع بی‌ثباتی نه نتها می‌تواند با بی‌ثباتی مکانیکی یا شلی رباط‌ها، بلکه به بی‌ثباتی عملکردی نیز مرتبط باشد، که در طول فعالیت‌های عادی روزانه نیز پیچ خوردگی مکرر وجود دارد. به طور کلی اگر علایم پیچ‌خوردگی مچ‌پا درمان نشود می‌تواند منجر به ناپایداری مزمن مچ‌پا شود. عوامل خطرساز ناپایداری مزمن مچ‌پا با نقص حس عمقی، ضعف عضلانی قسمت جانبی ساق، به طور عمده پرونئوس برویس و لانگوس، تاخیر در فعال شدن عصبی عضلانی آن‌ها و با از دست دادن تعادل ایستا و پویا همراه است (۸).

کفش‌ها در حرکت انسان بسیار مهم هستند، زیرا اولین رابط بین بدن و زمین هستند. کفش‌ها عمدتاً برای محافظت از پا در برابر آسیب‌های حرارتی و یا شیمیایی، برای افزایش راحتی روزانه و تعدیل بیومکانیک اندام تحتانی پوشیده می‌شوند. مطالعات نشان داده‌اند که تغییرات در بیومکانیک اندام تحتانی هنگام پوشیدن کفش با بهبود درد و عملکرد در افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی عضلانی مرتبط است. در حین راه رفتن با کفش، آهنگ پلانتار فلکشن مچ‌پا و خم شدن زانو کاهش یافته و فعالیت عضله تیبیالیس قدامی، فعالیت عضله پرنئوس لانگوس و طول گام در مقایسه با راه رفتن با پا برهنه افزایش پیدا می‌کند (۹). همچنین مطالعات گزارش کرده‌اند که عملکرد و فعال شدن همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفاصل از نظر بیومکانیکی حائز اهمیت است (۱۰).

هم‌انقباضی عضلانی، به فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست که از یک مفصل عبور می‌کنند، مربوط می‌باشد. اساساً، در یک حرکت، عضله آنتاگونیست مهار می‌شود تا به عضله آگونیست اجازه دهد کارایی بهتری داشته باشد. چندین مطالعه نشان دادند که انقباض عضلانی بیشتری در افراد مسن نسبت به افراد جوان در حین فعالیت‌های عملکردی وجود دارد (۱۱). انقباض عضلانی بیشتر افراد مسن را قادر می‌سازد تا با سفت کردن مفاصل خود، نوسانات وضعیتی خود را بهتر کنترل

کنند (۱۱). همچنین مطالعات نشان داده‌اند که انقباض قوی عضلات باعث افزایش مصرف انرژی و در نتیجه باعث خستگی می‌شود (۱۲).

فو و همکاران[1] (۲۰۱۴) در مطالعه‌ای تحت عنوان تاثیر کفش‌های ساق بلند و کوتاه بر سینماتیک پیچ‌خوردگی مچ‌پا و فعال‌سازی عضلات در فرود روی سطح شیب‌دار دریافتند که پوشیدن کفش‌های ساق بلند می‌تواند در شرایط خاصی باعث تاخیر در زمان پیش فعال‌سازی و کاهش دامنه فعالیت عضلات اورتور شود و بنابراین ممکن است تاثیری منفی بر ایجاد و حفظ ثبات عملکرد مفصل مچ‌پا داشته باشد (۱۳). در مقابل، لام و همکاران[2] (۲۰۲۱) گزارش کردند که ارتفاع ساق کفش و ارتز نگهدارنده قوس بر ثبات و فشار مفصل در هنگام فرود تاثیر گذاشته و خطر پیچ‌خوردگی مچ‌پا در هنگام فرود را کاهش می‌دهد، اما ممکن است فشار وارده بر مفاصل مجاور افزایش پیدا کند (۱۴).

با توجه به شیوع زیاد پیچ‌خوردگی مچ‌پا، اقدامات متعددی از جمله پوشیدن کفش مناسب، استفاده از بریس، نوارچسب و تمرینات تقویت عضلانی برای پیشگیری از آن پیشنهاد شده است (۱۵). میانگین هزینه برای هر پیچ‌خوردگی مچ‌پا که در ایالات متحده درمان می‌شود، ۱۰۲۹ دلار گزارش شده است (۱۶).

تحقیقات گذشته تاثیر طراحی‌های کفی و پاشنه بر روی ناپایداری‌های مزمن مچ‌پا را بررسی کرده‌اند اما تا جایی که محقق بررسی نموده، تاکنون تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی ورزشکاران با ناپایداری مزمن مچ‌پا در حین اجرای آزمون‌های عملکردی تعادلی صورت نگرفته است. لذا هدف از انجام این پژوهش بررسی تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی منتخبی از عضلات اندام تحتانی در حین اجرای آزمون‌های تعادلی عملکردی در ورزشکاران مرد با و بدون سابقه ناپایداری مزمن مچ‌پا می‌باشد. فرضیه ما این است که ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین انجام آزمون‌های تعادلی ایستا و پویا دارد و این تاثیرات بین دو گروه سالم و با ناپایداری مزمن مچ‌پا متفاوت است. به نظر می‌رسد نتایج این مطالعه می‌تواند راهنمای خوبی برای ورزشکاران، مربیان ورزشی و تراپسین‌های ورزشی جهت پیشگیری از آسیب‌های مچ‌پا فراهم نماید.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی، از نظر هدف کاربردی و از نظر روش و ماهیت اجرا مقایسه دو گروه می‌باشد. جامعه آماری تحقیق حاضر را ورزشکاران مرد شهر سنندج که حداقل پنج سال سابقه ورزش حرفه‌ای والیبال و بستکبال را داشتند، تشکیل دادند. نمونه آماری این پژوهش شامل ۲۸ نفر (۱۴ نفر با مچ‌پای سالم (هفت نفر والیبالیست و هفت نفر بسکتبالیست)، ۱۴ نفر با ناپایداری مزمن مچ‌پا، (هفت نفر والیبالیست و هفت نفر بسکتبالیست)) بود که به صورت تصادفی هدفمند از جامه آماری انتخاب شده بودند.

1. Fu et al
2. Lam et al

تعداد حجم نمونه بر اساس مطالعات مشابه قبلی (۱۷) و با استفاده از نرم افزار آماری Gpower 3.1 با ضریب اطمینان ۰/۹۱، توان آماری ۰/۸۰ و اندازه اثر ۰/۷ برای هر گروه ۱۳ نفر محاسبه شد که با توجه به احتمال ریزش، هر گروه ۱۴ نفر در نظر گرفته شد.

جدول ۱- مشخصات آزمودنی‌های تحقیق

Table1- Profile of research subjects

گروه Group	سن (سال) Age (year)	قد (سانتی‌متر) Height (cm)	جرم (کیلوگرم) Mass (kg)	سابقه ورزشی (سال) Sport experience (year)	طول پا (سانتی-متر) Leg length (cm)
سالم (۱۴ نفر) Health (n=14)	22.3±7.01	184.3±3.01	2.84±4.4	5.3±1.4	101.5±3.1
ناپایداری مزمن مچپا (۱۴ نفر) Chronic ankle instability (n=14)	23.3±7/3	187.4±5.02	86.4±2.8	6.3±1.6	101.6±9.2

شرایط ورود به مطالعه: ۱- عدم سابقه پیچ‌خوردگی مچپا (برای گروه سالم) ۲- حداقل پنج سال سابقه باشگاهی در رشته‌های والیبال و بسکتبال ۳- عدم سابقه آسیب اندام تحتانی و اختلالات دهلیزی در ۶ ماه گذشته ۴- کسب نمره ابزار کامبرلند[1] CAIT≥29 برای گروه سالم و نمره CAIT ≤ 24 برای گروه با ناپایداری مزمن مچپا (۸) ۵- سابقه اسپرین جانبی تنها در مچپای برتر (برای گروه با ناپایداری مزمن مچپا) ۶. سایز کفش آزمودنی‌ها ۴۶ تا ۴۸ باشد.

شرایط خروج از مطالعه: ۱- عدم اتمام آزمون‌های اندازه‌گیری

تکلیف حرکتی تعادل Y

تکلیف حرکتی تعادل Y یک آزمون عملکردی است که از یک پای ایستاده و بیشترین فاصله دست‌یابی (رسش)[2] با پای دیگر تشکیل شده است. این آزمون از سه جهت که جهت‌ها نسبت به یکدیگر زاویه ۱۳۵،۱۳۵،۹۰ درجه می‌سازند، تشکیل شده است. جهت‌ها از طرف مرکز دایره به سمت خارج می‌باشند. سه خطی که روی دایره قرار دارند براساس جهت گردش نسبت به پای اتکا تقسیم‌بندی شده‌اند (جهت‌های قدامی، خلفی داخلی و خلفی خارجی). عرض هر یک از خطوط ۷/۶۲ سانتی‌متر می‌باشد.

هر آزمودنی ۶ جهت تمرینی را در هر کدام از ۳ جهت برای آشنایی با آزمون و کاهش تاثیر یادگیری در طول آزمون انجام می‌دهد (۱۷). برای انجام آزمون، آزمودنی‌ها در وسط دایره ایستاده و پای برتر خود را در مرکز قرار می‌دهند و با پای دیگر اقدام به عمل رسش تا دورترین نقطه ممکن می‌کنند. از آزمودنی خواسته می‌شود که دورترین نقطه را با انتهایی‌ترین قسمت پا و با کنترل و به آرامی انجام دهد، تا اطمینان حاصل شود که عمل انجام شده توسط کنترل عصبی عضلانی کافی و مناسب

1. Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)
2. Reach

صورت گرفته باشد. سپس آزمودنی به وضعیت ابتدایی باز می‌گردد و محل تماس با توجه به اندازه‌هایی که از قبل بر روی خطوط کشیده شده است، ثبت می‌شد. در خلال رسش‌ها سه ثانیه استراحت در نظر گرفته می‌شود.

رسش‌ها در صورتی مورد قبول واقع نمی‌شود که پای رسش خط را لمس نکند، در صورتی‌که وزن بر روی پای رسش حمل گردد، پای تکیه‌گاه از مرکز دایره بلند شود یا اینکه تعادل در هر نقطه از رسش مختل گردد (۱۷،۱۸). آزمودنی هر جهت را دو مرتبه تکرار می کرد و بهترین رکورد جهت تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار می‌گرفت (شکل ۱). لازم به ذکر است که انجام رسش‌ها در هر جهت به صورت یک ثانیه رفت (تلاش برای حداکثر مسافت) و یک ثانیه برگشت (برگشت به نقطه شروع) بود و این مورد با مترونوم کنترل می‌شد.

شکل۱- آزمودنی در حال اجرای آزمون تعادل Y

Figure 1- The subject performing the Y balance test

تکلیف حرکتی زمان ایستادن روی یک پا

در این تکلیف حرکتی، آزمودنی با پای برتر وزن خود را تحمل می‌کند و دست‌هایش را بر بغل کمر چسبانده، سپس پای دیگر خود را از ناحیه زانو خم کرده و سینه پای خود را به قسمت داخلی زانوی پای دیگر قرار می‌دهد. سپس آزمودنی پاشنه پای دیگر که بر روی زمین است را بالا آورده و بر روی سینه‌پا، تعادل خود را حفظ می‌کند. از زمانی که پاشنه پا از زمین بلند می‌شود، زمان با استفاده از زمان‌سنج محاسبه می‌شود.

زمان سنج زمانی متوقف می‌شود که یکی از موارد زیر اتفاق بیفتد: ۱- دست‌ها از بغل کمر جدا شود ۲- پایی که بر بغل زانوی پای دیگر است، جدا شود ۳- پایی که وزن بدن را تحمل می‌کند تعادلش بر هم بخورد ۴- پاشنه پای تحمل کننده وزن با زمین تماس پیدا کند. آزمودنی دو مرتبه این تکلیف را انجام می‌داد و بهترین زمان به عنوان نتیجه ثبت می‌شد (۱۹،۲۰).

شکل۲- آزمودنی در حال اجرای آزمون تعادل زمان ایستادن روی یک‌پا

Figure 2- The subject performing the single leg stance time test

نحوه الکترودگذاری

آزمودنی‌ها پس از آماده‌سازی پوست، نصب الکترودها و آشنایی با آزمون‌های اندازه‌گیری به طور تصادفی یکی از سه روش اندازه‌گیری آزمون (بدون کفش، با کفش ساق بلند و کوتاه) را انتخاب کردند و به صورت تصادفی یکی از تکالیف حرکتی را انجام می‌دادند. برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی از دستگاه EMG سطحی ۸ کاناله(aktos) کمپانی (Myon)ساخت کشور ایتالیا با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. پس از آماده کردن پوست، برای کاهش امپدانس با تراشیدن موهای زائد و شست‌وشوی پوست با الکل طبی، الکترودهای چسبنده یک‌بار مصرف از جنس Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی عضلات درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل، نعلی، دوقلو داخلی، دوقلو خارجی، پهن خارجی، پهن داخلی و دو سرانی نصب شدند. محل قرارگیری الکترودها برای تمامی عضلات براساس راهنمای سنیام (SENIAM)انجام شد (۱۶).

آزمون‌های MVIC (حداکثر قدرت انقباض ایزومتریک) در پایان آزمون‌های اندازه‌گیری گرفته شد تا اثر خستگی بر عضلات تاثیرگذار نباشد. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومیوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله در مدت زمان اجرای هر حرکت بر مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب می‌گردد. برای تعیین سطح فعالیت عضلات مقدار RMS هر عضله تقسیم MVIC هر عضله ضربدر ۱۰۰ می‌شد.

برای تعیین هم‌انقباضی عضلات، سطح فعالیت عضله آگونیست تقسیم بر عضله آنتاگونیست منهای یک شد (۲۰،۲۱). نسبت‌های هم‌انقباضی عضلات نازک‌نی طویل- تیبیالیس قدامی، نعلی- تیبیالیس قدامی، دوقلو داخلی- تیبیالیس قدامی، دوقلوخارجی - تیبیالیس قدامی، پهن خارجی – دو سر رانی و پهن داخلی – دو سر رانی محاسبه گردید.

جهت اندازه‌گیری MVIC عضلات، اطلاعات حداکثر انقباض اختیاری عضلات با استفاده از حرکات زیر به‌دست آمد:

درشت‌نی قدامی: فرد در حالت ایستاده قرار می‌گرفت، از انجام حرکت دورسی فلکشن ممانعت می‌شد.

دوقلو داخلی و خارجی: فرد در حالت ایستاده روی پنجه پا می‌رفت و این حالت را حفظ می‌کرد.

نازک‌نی طویل: فرد روی صندلی می‌نشست در حالی‌که کف پای او به طور کامل روی زمین بود از انجام اینورشن کف پا، جلوگیری می‌شد.

نعلی: فرد روی صندلی می‌نشست، در حالی‌که قصد داشت عمل پلانتارفلکشن را در مچ‌پای خود انجام دهد، با اعمال فشار از بالا بر روی زانو از انجام این حرکت جلوگیری می‌شد.
پهن داخلی و خارجی: فرد روی صندلی می‌نشست و از انجام حرکت اکستنشن زانو در زاویه ۹۰ یا ۷۰ درجه ممانعت می‌شد.
دو سر رانی: فرد به شکم دراز می‌کشید و از انجام حرکت فلکشن زانو ممانعت می‌شد.
این حرکات در پوزیشن‌های یاد شده با اعمال مقاومت در پای برتر انجام شد. از آزمودنی خواسته شد حرکات را به مدت پنج ثانیه انجام دهند.

شرایط کفش آزمایشی

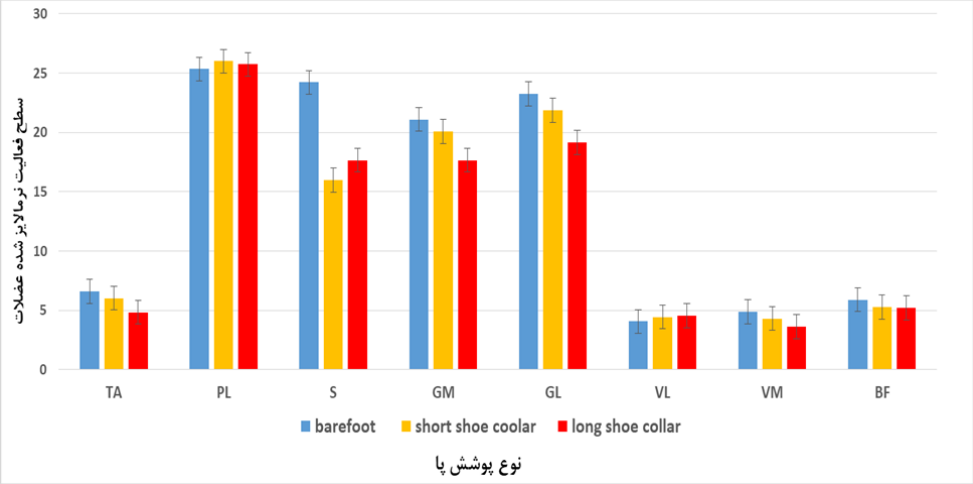
برای ورزشکاران بسکتبالیست از دو جفت کفش بسکتبال نایک هایپردانک ۲۰۱۰ استفاده شد که تفاوت ارتفاع ساق کفش بلند و کوتاه ۸/۵ سانتی‌متر بود (۲۲،۲۳). برای ورزشکاران والیبالیست از دو جفت کفش یکسان (نایک) استفاده شد که در کفش ساق کوتاه، ارتفاع آن تا زیر قوزک خارجی پا بود و ارتفاع ساق کفش ساق بلند تا بالای قوزک خارجی بود که اختلاف ارتفاع آن به ۸ سانتی‌متر می‌رسید (۲۲،۲۳). شماره کفش آزمودنی‌ها بین ۴۶ تا۴۸ بود که این کفش‌ها در سایز ۴۸ بودند و آزمودنی‌ها براساس شماره کفش خود آن را با کفی تنظیم می‌کردند.

روش آماری

جهت تجریه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. از آمار توصیفی برای توصیف میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها و رسم آن‌ها در قالب جداول و نمودارها و از آمار استنباطی برای آزمون فرضیه‌های پژوهش شامل آزمون شاپیرو-ویلک برای تعیین نرمال بودن داده‌ها، آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای مقایسه اثرات درون و بین گروهی استفاده شد. داده‌ها در نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ و در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شد.

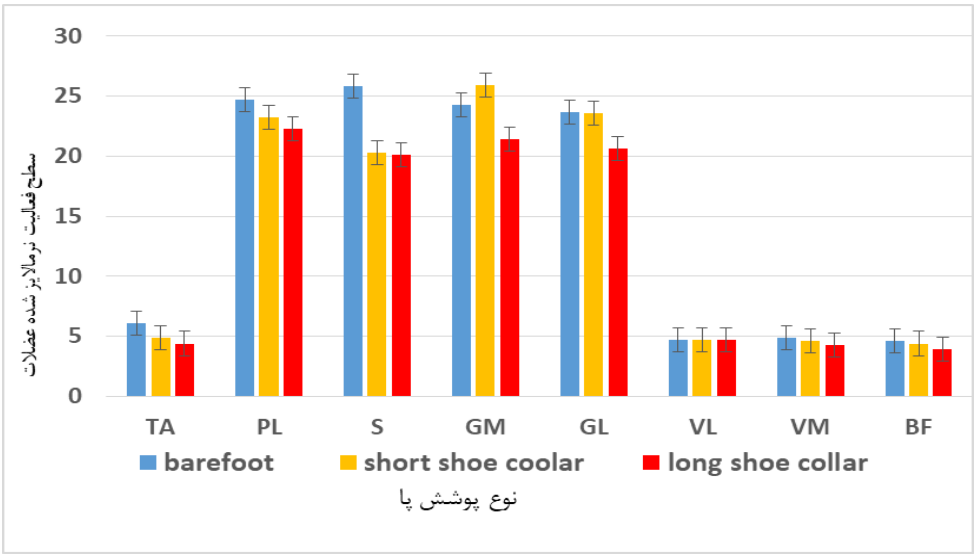
نتایج

میانگین سطح فعالیت نرمالایز شده عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا برای گروه سالم (شکل ۳) و گروه با ناپایداری مزمن مچ‌پا (شکل ۴) در ۸ عضله تیبیالیس قدامی (TA)، نازک‌نی طرفی (PL)، نعلی (S)، دوقلو داخلی (GM)، دوقلوی خارجی (GL)، پهن خارجی (VL)، پهن داخلی (VM) و دو سر رانی (BF) ارائه شده است.



شکل۳- میانگین فعالیت نرمالایز شده عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا برای گروه سالم

Figure 3- The normalized mean of muscle activity during the leg stance time test for the healthy group



شکل ۴- میانگین فعالیت نرمالایز شده عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا برای گروه با ناپایداری مزمن مچ‌پا

Figure 4- The normalized mean of muscle activity during the leg stance time test for the group with chronic ankle instability

همچنین میانگین و انحراف استاندارد نرمالایز شده سطح فعالیت عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y برای گروه سالم در جدول ۲ و برای گروه با ناپایداری مزمن مچ‌پا در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول۲- میانگن و انحراف استاندارد نرمالایز شده سطح فعالیت عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y در گروه سالم

Table 2- The normalized mean and standard deviation of the muscle activity level during the performance of the Y balance test in the healthy group

کفش ساق بلند High collar shoe	کفش ساق کوتاه Short collar shoe	پای برهنه Bare foot	جهت Direction	عضلات Muscles
9.20±3.46	11.61±3.79	14.38±5.7	قدامی anterior	تیبیالیس قدامی Tibialis anterior
15.3±2.85	15.32±4.67	15.29±2.95	خلفی داخلی posteromedial	
16.19±3.55	16.23±4.12	17.53±3.56	خلفی خارجی posterolateral	
18.75±7.01	20.74±7.45	19.91±8.31	قدامی anterior	نازک‌نی طویل Peroneus longus
19.19±6.66	20.85±10.95	21.18±7.95	خلفی داخلی posteromedial	
19.37±7.53	19.99±6.97	20.31±3.56	خلفی خارجی posterolateral	
13.23±5.88	13.15±3.94	11.96±4.78	قدامی anterior	نعلی soleus
10.02±3.34	10.28±4.32	10.54±4.95	خلفی داخلی posteromedial	
12.44±2.9	13.26±4.92	13.04±5.8	خلفی خارجی posterolateral	
6.48±2.05	6.97±2.48	10.67±5.81	قدامی anterior	دوقلو داخلی Gastrocnemius medialis
6.86±2.57	6.58±3.16	7.98±4.64	خلفی داخلی posteromedial	
6.45±2.78	7.42±4.71	10.15±6.82	خلفی خارجی posterolateral	
18.08±7.66	18.81±4.64	19.11±7.13	قدامی anterior	دوقلو خارجی Gastrocnemius lateralis
9.59±4.33	9.53±6.07	12.14±6.13	خلفی داخلی posteromedial	
7.73±3.96	9.18±4.72	10.15±5.85	خلفی خارجی posterolateral	
17.94±4.71	16.84±6.18	17.52±4.3	قدامی anterior	پهن خارجی Vastus lateralis
16.54±4.33	17.38±4.91	16.59±3.73	خلفی داخلی posteromedial	
16.32±3.96	16.97±4.27	16.27±4.86	خلفی خارجی posterolateral	

جدول۲- میانگن و انحراف استاندارد نرمالایز شده سطح فعالیت عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y در گروه سالم

Table 2- The normalized mean and standard deviation of the muscle activity level during the performance of the Y balance test in the healthy group

کفش ساق بلند High collar shoe	کفش ساق کوتاه Short collar shoe	پای برهنه Bare foot	جهت Direction	عضلات Muscles
27.57±9.00	23.58±8.7	24.42±3.11	قدامی anterior	پهن داخلی Vastus medialis
24.14±8.05	29.32±7.69	28.12±4.98	خلفی داخلی posteromedial	
20.89±6.14	26.3±8.16	26.65±4.63	خلفی خارجی posterolateral	
3.32±1.36	3.73±2.08	3.5±2.3	قدامی anterior	دو سررانی Biceps femoris
3.23±1.26	3.71±1.71	3.21±1.38	خلفی داخلی posteromedial	
4.15±2.02	4.31±1.1	4.24±1.82	خلفی خارجی posterolateral	

جدول۳- میانگن و انحراف استاندارد نرمالایز شده سطح فعالیت عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y برای گروه CAI

Table 3- The normalized mean and standard deviation of the muscle activity level during the performance of the Y balance test in the CAI group

کفش ساق بلند High collar shoe	کفش ساق کوتاه Short collar shoe	پای برهنه Bare foot	جهت Direction	عضلات Muscles
10.85±4.45	14.77±4.02	14.46±6.69	قدامی anterior	تیبیالیس قدامی Tibialis anterior
14.31±3.1	14.33±4.65	14.51±3.34	خلفی داخلی posteromedial	
16.93±4.05	16.4±5.27	17.05±4.46	خلفی خارجی posterolateral	
23.89±9.06	24.66±11.45	23.37±7.37	قدامی anterior	نازک‌نی طویل Peroneus longus
22.4±5.77	29.88±16.41	22.41±7.49	خلفی داخلی posteromedial	
26.44±8.96	21.14±7.8	22.65±10.39	خلفی خارجی posterolateral	
18.01±6.56	18.03±9.68	19.1±4.8	قدامی anterior	نعلی soleus
16.79±5.65	16.63±4.57	17.07±4.72	خلفی داخلی posteromedial	
15.63±3.13	16.45±5.07	17.68±8.67	خلفی خارجی posterolateral	

جدول۳- میانگن و انحراف استاندارد نرمالایز شده سطح فعالیت عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y برای گروه CAI

Table 3- The normalized mean and standard deviation of the muscle activity level during the performance of the Y balance test in the CAI group

کفش ساق بلند High collar shoe	کفش ساق کوتاه Short collar shoe	پای برهنه Bare foot	جهت Direction	عضلات Muscles
9.2±1.68	9.23±4.44	14.37±7.61	قدامی anterior	دوقلو داخلی Gastrocnemius medialis
7.23±3.04	7.57±3.45	8.86±4.93	خلفی داخلی posteromedial	
6.68±2.82	9.00±5.08	9.11±5.06	خلفی خارجی posterolateral	
18.96±5.61	18.7±3.78	20.94±8.82	قدامی anterior	دوقلو خارجی Gastrocnemius lateralis
14.6±4.17	15.1±7.24	15.49±7.62	خلفی داخلی posteromedial	
9.31±3.89	11.43±4.7	12.4±6.21	خلفی خارجی posterolateral	
19.64±7.96	20.59±6.97	20.57±6.4	قدامی anterior	پهن خارجی Vastus lateralis
17.78±5.91	18.29±6.72	18.52±6.79	خلفی داخلی posteromedial	
19.88±6.1	19.28±6.39	19.20±4.03	خلفی خارجی posterolateral	
13.65±9.18	15.48±6.12	14.33±4.41	قدامی anterior	پهن داخلی Vastus medialis
18.75±4.15	20.91±10.71	20.47±8.02	خلفی داخلی posteromedial	
18.12±7.06	25.51±12.24	25.66±5.19	خلفی خارجی	
3.62±1.58	3.71±1.81	3.9±1.63	قدامی anterior	دو سررانی Biceps femoris
3.66±1.76	3.49±1.64	3.71±2.02	خلفی داخلی posteromedial	
4.13±2.12	4.16±1.67	4.41±2.01	خلفی خارجی posterolateral	

نتایج آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در مورد تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا در جدول ۴ آورده شده است. به طور خلاصه، نتایج آزمون نشان داد که ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا دارد.

جدول ۴- اثر (خالص و تعاملی) ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا
Table 4- The effect (pure and interaction) of shoe collar height on co-contraction ratio during performing single leg stance time test

معناداری P-Value	F	درجه آزادی Degrees of Freedom	میانگین مجذورات Mean Square	عامل Factor
0.001	82.16	2	177.07	کفش Shoe
0.57	0.55	2	5.82	کفش × گروه Shoe × Group
0.001	122.21	7	6822.87	عضلات Muscles
0.48	0.93	7	52.27	عضلات × گروه Muscles × Group
0.001	21.4	14	259.59	کفش × عضله Shoe × Muscles
0.001	2.87	14	34.91	کفش × عضله × گروه Shoe × Muscles × Group

همچنین نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در حین اجرای آزمون تعادل ایستا، نسبت هم‌انقباضی در وضعیت پای برهنه بیشتر از کفش ساق کوتاه و بلند است و نسبت هم‌انقباضی در کفش ساق کوتاه بیشتر از کفش ساق بلند است (P< 0.05). علاوه بر این، مقایسه نتایج بین‌گروهی در مورد تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری وجود ندارد (F=2.23,P=0.14).

از طرف دیگر، نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که اثر خالص ارتفاع ساق کفش (F=8.99, P=0.001)، جهت آزمون تعادل Y (F=74.69,P=0.001)، نوع نسبت هم‌انقباضی(F=284.6,P=0.001)، اثر تعاملی ارتفاع ساق کفش × جهت آزمون تعادل Y (F=124.59,P=0.001)، اثر تعاملی ارتفاع ساق کفش × نوع نسبت هم‌انقباضی (F=40.47, P=0.001)، اثر تعاملی جهت آزمون تعادل Y × نوع نسبت هم‌انقباضی (F=86.27, P=0.001) و اثر تعاملی ارتفاع ساق کفش× جهت آزمون تعادل Y × نوع نسبت هم‌انقباضی (F=80.5, P=0.001) تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y داشت.

همچنین نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که نسبت هم‌انقباضی در جهت خلفی خارجی بیشتر از جهت خلفی داخلی و قدامی بود و نسبت هم‌انقباضی در جهت قدامی بیشتر از خلفی داخلی بود (P=0.001). علاوه بر این، نتایج مطالعه نشان داد که تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادل Y بین دو گروه متفاوت نبود (F=1.25,P=0.83).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر ارتفاع ساق‌کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی ورزشکاران مرد با و بدون ناپایداری مزمن مچ‌پا در حین اجرای آزمون‌های تعادلی بود. نتایج مطالعه نشان داد که ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون تعادلی ایستا و پویا دارد. همچنین نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که در

حین اجرای آزمون‌های تعادلی، نسبت هم‌انقباضی در وضعیت پای برهنه بیشتر از کفش ساق کوتاه و بلند بود و نسبت هم‌انقباضی در کفش ساق کوتاه بیشتر از کفش ساق بلند بود. علاوه بر این، نتایج نشان داد که تاثیر ارتفاع ساق کفش بر نسبت هم‌انقباضی عضلات در حین اجرای آزمون‌های تعادلی بین دو گروه متفاوت نبود. همچنین نسبت هم‌انقباضی در جهت خلفی خارجی بیشتر از جهت خلفی داخلی و قدامی بود و نسبت هم‌انقباضی در جهت قدامی بیشتر از خلفی داخلی بود.

عملکرد و فعال شدن همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفاصل از نظر بیومکانیکی حائز اهمیت است. همان‌طور که در قسمت مقدمه بیان شد، اساساً در طی انجام یک حرکت، عضلات آنتاگونیست مهار می‌شوند تا به عضلات آگونیست اجازه دهند کار خود را به خوبی انجام دهند. مطالعات نشان داده‌اند که در طول حرکات ماهرانه، افراد جوان با فعال کردن عضلات آگونیست و آنتاگونیست، یک گشتاور خالص در مفصل تولید می‌کنند و میزان این نسبت هم‌انقباضی بدین صورت است که هر چه فرد در انجام حرکت ماهرتر شود، نسبت هم‌انقباضی کاهش می‌یابد و حرکت نرم‌تر و راحت‌تر انجام می‌شود (۱۱). چندین مطالعه نشان دادند که انقباض عضلانی بیشتری در افراد مسن نسبت به افراد جوان در طی انجام یک تکلیف حرکتی وجود دارد (۱۱). انقباض عضلانی بیشتر، افراد مسن را قادر می‌سازد تا با سفت کردن مفصل خود، نوسانات وضعیتی خود را به‌خوبی کنترل کنند. مطالعات نشان داده‌اند که حرکات سفت و سخت بدن را می‌توان ناشی از انقباض بیش‌ازحد عضلانی توصیف کرد که منجر به افزایش مصرف انرژی و در نتیجه باعث خستگی و نهایتاً ممکن است احتمال خطر آسیب‌های ورزشی را افزایش دهد (۱۲).

به طور کلی، کنترل مناسب تعادل، محصول عملکـــرد رضایت‌بخش سیستم حسی ـ حرکتی می‌باشد. حـس پیکـری نقش بسیار مهمی در تأمین ثبات عملکردی مفصل ایفا نموده و به عنوان مهم‌ترین جـزء آوران از آن یـاد مـی‌شـود. حـس پیکری شامل تمام اطلاعات گیرنده‌هـای مکـانیکی، حرارتـی و درد بوده که از نواحی محیطـی بـدن منـشاء مـی‌گیـرند. حـس عمقی بخشی مهمی از حس پیکیری محسوب می‌شود. اهمیت حـس عمقـی در فعـال نمـودن[1] مناسـب پاسخ‌های تعادلی در نواحی مچ‌پـا و یـا نـواحی بـالاتر ماننـد عضلات ران (استراتژی رانـی) مورد تایید محققـین مختلـف می‌باشد (۷). اعتقاد بر این است که فراهم بودن حس عمقـی از تمامی نواحی بدن، نقش مهمـی را در کنتـرل پاسچر ایفا می‌کند.

مطالعه‌ای گزارش کرده است هنگامی که فرد کفش ساق بلند می‌پوشـد، عـضله‌هـای خلـف ساق در طول کوتاه شده خود قرار می‌گیرنـد و باعـث کـاهش سـطح فعالیت نرون‌های حرکتی گاما و کاهش حساسیت دوک‌هـای عضلانی می‌شود. در نتیجـه، باعـث اختلال در تنظیم تـون عـضلات پاسچرال و کـــاهش سفتی عضلانی و مفصلی می‌گردد و مقاومت مفصل نسبت به نیروهای ناگهانی وارده و سرعت واکنش عصبی ـ عضلانی نسبت بـه اعمال بـار بـر بدن کاهش یافته و باعـث کـاهش ثبات می‌گردد. هـر چنـد بلافاصـله از طریق مراکـز فـوق نخـاعی، میـزان حساسیت سیستم گامـا در وضـعیت جدیـد تنظیم می‌شود، ولـی ایـن وضعیت وابسته به فیدبک‌های محیطی بـوده و باعث کاهش سرعت واکنش عضلات وضعیتی نـسبت بـه اغتشاش‌های پیش‌بینی نشده می‌شود و عضلات با تأخیر زمانی بیشتری وارد عمل می‌شوند (۲۴).

مویسان و همکاران[2] (۲۰۲۰) در پژوهشی با عنوان تاثیر کفش بر بیومکانیک راه رفتن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا دریافتند که نقایص بیومکانیکی مرتبط با CAI در زمان پوشیدن کفش در مقایسه با وضعیت پا برهنه تا حدودی کاهش یافت

1. Triggering
2. Moisan et al

و این اثرات در راه رفتن آهسته [1]و راه رفتن سریع [2] مشابه بود. این یافته‌ها با این مفهوم سازگار است که مداخلات حرکتی با استفاده از کفش مناسب ممکن است توانایی راه رفتن را در افراد مبتلا به CAI افزایش دهد (۲۵). کور و همکاران[3] (۲۰۲۲) در تحقیقی تحت عنوان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی و تنه در حین انجام آزمون تعادلی Y بر روی سطوح پایدار و ناپایدار دریافتند که افزایش فعالیت عضلانی در طول آزمون تعادلی در سطوح ناپایدار در مقابل سطوح پایدار برای برخی از عضلات بیشتر است (۲۶).

در پژوهشی دیگر تحت عنوان تاثیر ارتفاع ساق کفش و ارتز نگهدارنده قوس بر ثبات و فشار مفصل در هنگام فرود به این نتیجه رسیدند که افزایش ارتفاع ساق کفش و ارتز نگهدارنده قوس خطر پیچ‌خوردگی مچ‌پا در هنگام فرود را کاهش می‌دهد، اما ممکن است فشار وارده بر مفاصل مجاور افزایش پیدا کند. این محققین اظهار کردند به نظر می‌رسد که افزایش ارتفاع ساق کفش تاثیر معناداری در نگهداری مچ‌پا دارد که با تحقیق ما همسو است (۱۴). در مطالعه فو و همکاران (۲۰۱۴) مشخص شد که پوشیدن کفش‌های ساق بلند می‌تواند در شرایط خاصی باعث تاخیر در زمان پیش‌فعال‌سازی و کاهش دامنه فعالیت عضلات اورتور شود و بنابراین ممکن است تاثیری منفی بر ایجاد و حفظ ثبات عملکرد مفصل مچ‌پا داشته باشد. این نتایج با نتایج تحقیق ما ناهمسو بود، که ممکن است به دلیل تفاوت در متغیرهایی همچون اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی فقط سه عضله درشت‌نی قدامی، نازک‌نی طویل و نازک‌نی کوتاه، و آزمون فرود روی سطح شیب‌دار باشد (۱۳).

لیو و همکاران (۲۰۱۷) در مطالعه‌ای با عنوان ارتفاع ساق کفش و سفتی پاشنه برای ثبات عملکلرد ورزشی در بسکتبال دریافتند که ارتفاع ساق کفش ممکن است نقش مهمی در ثبات جانبی مچ‌پا داشته باشد، در حالی‌که هم ارتفاع ساق کفش و سفتی پاشنه تاثیری بر عملکرد ورزشی ندارند (۲۷). هرچند در تحقیق حاضر از تکالیف حرکتی تعادلی استفاده شده بود، اما یکی از موضوعاتی که بسیار مهم است بررسی تاثیر ارتفاع ساق کفش بر عملکرد ورزشی می‌باشد. لذا به محققین آینده توصیه می‌گردد تحقیقی در این حیطه و با بررسی نسبت هم‌انقباضی عضلات و عملکرد ورزشی انجام گیرد.

پیام مقاله

با توجه به اینکه کفش ساق بلند باعث کاهش نسبت هم‌انقباضی در حین اجرای آزمون زمان ایستادن روی یک‌پا و آزمون تعادل Y شد، توصیه می‌گردد برای کاهش خستگی و پیشگیری از آسیب‌های ورزشی از این نوع کفش‌ها در تمرین و مسابقه استفاده گردد. همچنین با توجه به اینکه در این تحقیق فعالیت الکتریکی عضلات در حین اجرای آزمون‌های زمان ایستادن روی یک‌پا و آزمون تعادل Y سنجیده شد، پیشنهاد می‌گردد تحقیقی در این زمینه و حین فعالیت‌های عملکردی دیگر انجام گیرد و نتایج تحقیق در زمینه سطح فعالیت عضلات و عملکرد ورزشی(موفقیت ورزشی) مورد مقایسه قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

محققان این مطالعه بر خود لازم می‌دانند که از تمامی آزمودنی‌هایی که در این تحقیق همکاری نمودند و همچنین از دانشگاه کردستان جهت حمایت مالی از این مطالعه تشکر و قدردانی نمایند.

1. Comfortable walking
2. Fast walking
3. Kaur et al

منابع

1. Finch C, Owen N, Price R. Current injury or disability as a barrier to being more physically active. Med Sci Sports Exerc. 2001;33(5):778–782.
2. Franklin BA, Billecke S. Putting the benefits and risks of aerobic exercise in perspective. Curr Curr Sports Med Rep. 2012;11(4):201–208.
3. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. J Athl Train. 2019;54(6):603-610.
4. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. J Athl Train. 2002;37:364–375.
5. Staples OS. Result study of ruptures of lateral ligaments of the ankle. Clin Orthop Relat Res. 1972;85:50–58.
6. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IWF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. J Bone Joint Surg Am. 1965;47:678–685.
7. Tropp HP, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. Int J Sports Med. 1985;6:180–182.
8. Biz C, Nicoletti P, Tomasin M, Bragazzi NL, Di Rubbo G, Ruggieri P. Is Kinesio Taping Effective for Sport Performance and Ankle Function of Athletes with Chronic Ankle Instability (CAI)? A Systematic Review and Meta-Analysis. Medicina (Kaunas). 2022;29;58(5):620.
9. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. The influence of footwear on walking biomechanics in individuals with chronic ankle instability. PLoS One. 2020;24;15(9):e0239621.
10. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle coactivation patterns during walking in those with severeknee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23(1):71-80.
11. McKeon PO, Ingersoll CD, Kerrigan DC, Saliba E, Bennett BC, Hertel J. Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. Med Sci Sports Exerc. 2008;40(10):1810-9.
12. Mian OS, Thom JM, Ardigò LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta Physiol (Oxf). 2006;186(2):127–39.
13. Fu W, Fang Y, Liu Y, Hou J. The effect of high-top and low-top shoes on ankle inversion kinematics and muscle activation in landing on a tilted surface. J Foot Ankle Res. 2014 18;7(1):14.
14. Lam WK, Cheung CC, Huang Z, Leung AK. Effects of shoe collar height and arch-support orthosis on joint stability and loading during landing. Res Sports Med. 2022;30(2):115-127.
15. Hadadi M, Haghighat F, Mohammadpour N, Sobhani S. Effects of Kinesiotape vs Soft and Semirigid Ankle Orthoses on Balance in Patients With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. Foot Ankle Int. 2020;41(7):793-802.
16. Shah S, Thomas AC, Noone JM, Blanchette CM, Wikstrom EA, Incidence and cost of ankle sprains in United States emergency departments. Sports Health. 2016;8(6):547-552.
17. Hosseinimehr S H, Salvati F. The Effect of Core Stability Exercises Weeks Number on Balance Performances in Athletes with a History of ACL Injury. Studies in Sport Medicine, 2023; 15(35): 109-130.[Persian]
18. Hosseinimehr S H, Anbarian, M., mohammadi, Z. Effects of 12 weeks water training in shallow and deep part of pool on balance and lower limb muscles strength in elderly. Studies in Sport Medicine, 2022; 14(33): 97-114. [Persian]
19. Hosseinimehr S H, Anbarian M, Rahimi H. The Effect of Kinesiotape on Electromyography activity of Selected Lower Limb Muscles during Leg Stance Time and Star Excursion Balance Tests in Athletes with Chronic Ankle Instability. Studies in Sport Medicine, 2023; 15(38): 109-124. [Persian]
20. Darendeli A, Ertan H, Cuğ M, Wikstrom E, Enoka RM. Comparison of EMG activity in shank muscles between individuals with and without chronic ankle instability when running on a treadmill. J Electromyogr Kinesiol. 2023;70:102773.

21. Golparian M, Anbarian M, Golparian A. Effects of Trunk and Foot Positions on Electromyographic Activity and Co-contraction of Selected Lower Extremity Muscles During Leg-Press Resistance Training. J Adv Sport Technol. 2021;5(1); 17-26.
22. Lam GW, Park EJ, Lee KK, Cheung JT. Shoe collar height effect on athletic performance, ankle joint kinematics, and kinetics during unanticipated maximum-effort side-cutting performance. J of Sports Sci. 2015;33(16):1738-49.
23. Wagemans J, Kuppens K, Peeters G, Baert I. There is a difference in functional ankle stability between different types of footwear in male athletes: A cross-sectional study. Foot (Edinb). 2021; 46:101764.
24. Nasirzadeh A, Yang ST, Yun J, Yang J, Yoon Bae Y, Park J, Ahn J, Lee G. Influence of circumferential ankle pressure of shoe collar on the kinematics, dynamic stability, electromyography, and plantar pressure during normal walking. PLoS One. 2023 10;18(2):e0281684.
25. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. The influence of footwear on walking biomechanics in individuals with chronic ankle instability. PLoS One. 2020 24;15(9):e0239621.
26. Kaur N, Bhanot K, Ferreira G. Lower Extremity and Trunk Electromyographic Muscle Activity During Performance of the Y-Balance Test on Stable and Unstable Surfaces. Int J Sports Phys Ther. 2022 2;17(3):483-492.
27. Liu H, Wu Z, Lam WK. Collar height and heel counter-stiffness for ankle stability and athletic performance in basketball. Res Sports Med. 2017;25(2):209-218.