Feyz Medical Sciences Journal
2026, Volume 30, Issue 3
Pages: 308-320
Doi: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308
Original Article

The Effect of Different Ankle Taping Methods on Joint Proprioception and Plantar Foot Impulse during Running in Athletes with Chronic Ankle Instability

Behnam Gholami-Borujeni[1*], Hamed Babagoltabar-Samakoush[1]

[1] Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

[*]**Corresponding author: Behnam Gholami-Borujeni,** Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran
Email: b.gholami@umz.ac.ir

Received: 1 June 2026 **Revised:** 13 July 2026 **Accepted:** 13 July 2026

Abstract

Background and Aim: Chronic ankle instability is associated with impaired proprioception and altered plantar loading patterns. Ankle taping is a commonly used intervention for the prevention and rehabilitation of this condition and may affect proprioception and plantar impulse. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effects of elastic and non-elastic taping, applied using the short and long taping techniques, on ankle joint proprioception and plantar impulse across the ten plantar regions during running in individuals with chronic ankle instability.

Methods: This semi-experimental study with a repeated-measures design was conducted on 36 athletes with chronic ankle instability. Participants were evaluated under five conditions: no taping, short non-elastic taping, long non-elastic taping, short elastic taping, and long elastic taping. Ankle joint proprioception during dorsiflexion and plantarflexion was assessed using the joint position reproduction test. Plantar impulse across the ten plantar regions during running was measured using a Footscan pressure platform. Data were analyzed using repeated-measures analysis of variance (ANOVA) and Bonferroni post hoc tests at a significance level of $P < 0.005$.

Results: Both short and long elastic taping significantly reduced proprioceptive error compared with the no-taping condition ($P<0.001$). In contrast, long non-elastic taping significantly increased proprioceptive error during plantarflexion ($P=0.002$). Regarding plantar impulse, the greatest changes were observed in the fourth metatarsal, fifth metatarsal, and midfoot regions. Elastic taping, particularly the long technique, significantly reduced plantar impulse in these regions ($P<0.005$).

Conclusion: Elastic taping may be an effective option for the functional management of individuals with chronic ankle instability by improving proprioception and reducing loading in the lateral plantar regions. In contrast, long non-elastic taping may have an adverse effect on proprioception.

Keywords: Ankle injuries, Joint instability, Proprioception, Athletic tape

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

Copyright© 2026. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms. Downloaded from: http://feyz.kaums.ac.ir/

Extended Abstract

Background and Objective

Chronic ankle instability (CAI) is one of the most prevalent musculoskeletal disorders among athletes and physically active individuals, typically developing following recurrent lateral ankle sprains [1]. The condition is characterized by recurrent episodes of giving way, pain, impaired function, and repeated injuries, all of which adversely affect motor performance and athletic participation [2]. Among the conservative interventions used for individuals with CAI, ankle taping remains one of the most widely adopted non-invasive approaches [9]. Various taping techniques, including elastic and non-elastic taping applied using High-Dye and Low-Dye methods, are routinely implemented in both sports and rehabilitation settings [9].

Although numerous studies have investigated the effects of ankle taping on variables such as balance, range of motion, and plantar pressure, the neuromuscular mechanisms underlying taping-induced biomechanical alterations remain incompletely understood. Considering the critical role of sensorimotor control in preventing recurrent ankle injuries and the potential influence of taping on modifying plantar loading patterns during gait, the present study aimed to investigate the effects of different ankle taping techniques on ankle joint proprioception and plantar impulse distribution across the ten anatomical plantar regions during running in individuals with chronic ankle instability.

Methods

This quasi-experimental study employed a within-subject repeated-measures design in which each participant was assessed under five experimental conditions: No Tape, Elastic Low-Dye (ELD), Elastic High-Dye (EHD), Non-Elastic Low-Dye (NELD), and Non-Elastic High-Dye (NEHD). Each participant attended the laboratory on five separate occasions, with one taping condition applied during each session.

Thirty-six male recreational runners with chronic ankle instability aged 18–25 years participated in the study. Participants had a mean age of 21.88 ± 2.30 years, height of 178.41 ± 8.83 cm, body mass of 73.68 ± 6.71 kg, and body mass index of 23.16 ± 1.61 kg/m².

To assess ankle joint proprioception, participants were seated with the hip and knee flexed at 90°. The stationary arm of the goniometer was aligned with the tibia, while the movable arm was aligned with the fifth metatarsal. The anatomical axis of the ankle joint was carefully matched with the mechanical axis of the goniometer. Target joint positions were set at 10° of dorsiflexion and 20° of plantar flexion. Participants closed their eyes throughout testing to eliminate visual feedback. After maintaining the target position for 5 seconds, they actively reproduced the target angle and verbally indicated when they believed the desired position had been reached. Each trial was repeated three times, and the absolute repositioning error was calculated.

Plantar impulse was evaluated during running over a 16-m runway. A Footscan pressure platform was embedded at the midpoint of the runway to record plantar impulse during the stance phase of running. Using the Footscan software, the plantar surface was divided into ten anatomical regions, including the hallux (T1), lesser toes (T2–T5), first to fifth metatarsals (M1–M5), midfoot (MF), medial heel (MH), and lateral heel (LH) [16].

Four taping interventions consisted of elastic and non-elastic tapes applied using both Low-Dye and High-Dye techniques. An experienced specialist in therapeutic taping performed all taping procedures.

Data were analyzed using the Repeated-Measures ANOVA. When significant main

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

effects were observed, pairwise comparisons were performed using Bonferroni-adjusted post hoc tests. Considering five experimental conditions and ten pairwise comparisons, the Bonferroni-adjusted significance level was set at $\alpha = 0.005$ (0.05/10).

Results

Both Elastic Low-Dye and Elastic High-Dye taping significantly reduced dorsiflexion and plantar flexion joint position sense errors compared with the No Tape condition ($P<0.001$). Compared with Non-Elastic Low-Dye taping, Elastic Low-Dye taping produced significantly lower dorsiflexion and plantar flexion proprioceptive errors ($P<0.001$). Likewise, Non-Elastic High-Dye taping resulted in significantly greater dorsiflexion and plantar flexion proprioceptive errors than Elastic High-Dye taping ($P<0.001$). Furthermore, during plantar flexion, Non-Elastic High-Dye taping significantly increased proprioceptive error compared with the No Tape condition ($P=0.002$).

Regarding plantar impulse, a significant difference in the third metatarsal (M3) region was observed only between the No Tape and Elastic High-Dye conditions ($P= 0.001$). In the fourth metatarsal (M4) region, significant differences were identified between the No Tape condition and Non-Elastic High-Dye, Elastic Low-Dye, and Elastic High-Dye taping ($P<0.001$). Significant differences were also found between Elastic Low-Dye and Elastic High-Dye, Non-Elastic Low-Dye and Elastic Low-Dye, as well as Non-Elastic High-Dye and Elastic High-Dye ($P<0.001$). In the fifth metatarsal (M5) region, all pairwise comparisons among taping conditions were statistically significant ($P<0.001$), indicating a substantial effect of taping on plantar impulse in this region.

Within the midfoot (MF), significant differences were observed between the No Tape condition and both Elastic Low-Dye and Elastic High-Dye taping ($P<0.001$). Significant differences were likewise found between Elastic Low-Dye and Elastic High-Dye, Non-Elastic Low-Dye and Elastic Low-Dye, and Non-Elastic High-Dye and Elastic High-Dye ($P<0.001$). In the medial heel (MH), significant differences were observed between the No Tape condition and Non-Elastic Low-Dye, Non-Elastic High-Dye, and Elastic Low-Dye taping ($P<0.001$). Additionally, the comparison between No Tape and Elastic High-Dye remained significant after Bonferroni correction ($P=0.004$).

Overall, the effects of ankle taping on plantar impulse were predominantly observed in the lateral forefoot and midfoot regions, with elastic taping, particularly the High-Dye technique, demonstrating the greatest capacity to modulate plantar loading patterns in individuals with chronic ankle instability.

Conclusion

The findings of the present study demonstrated that elastic ankle taping, irrespective of whether applied with the Low-Dye or High-Dye technique, significantly reduced ankle joint position sense error and decreased plantar impulse in the lateral plantar regions of individuals with chronic ankle instability. In contrast, non-elastic High-Dye taping increased proprioceptive error, whereas Non-Elastic Low-Dye taping did not produce significant changes in proprioception. The greatest alterations in plantar impulse were observed in the lateral metatarsal and midfoot regions. Collectively, these findings suggest that elastic ankle taping may be a more effective intervention to enhance sensorimotor function and optimize plantar impulses in individuals with chronic ankle instability.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

مجله علوم پزشکی فیض
دوره ۳۰، شماره ۳ مرداد و شهریور
صفحات: ۳۲۰-۳۰۸
Doi: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308
اصیل پژوهشی

تأثیر روش‌های مختلف تیپینگ مچ پا بر حس عمقی مفصل و ایمپالس نواحی ده‌گانه کف‌پا حین دویدن در ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا

بهنام غلامی بروجنی[1*]، حامد باباگل تبار سماکوش[1]

[1] گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

دریافت مقاله: ۱۴۰۵/۰۳/۱۱ اصلاح مقاله: ۱۴۰۵/۰۴/۲۲ پذیرش مقاله: ۱۴۰۵/۰۴/۲۲

چکیده

زمینه و هدف: بی‌ثباتی مزمن مچ پا با اختلال در حس عمقی و تغییر الگوی بارگذاری کف پا همراه است. تیپینگ مچ پا یکی از مداخلات رایج در پیشگیری و توانبخشی این اختلال به شمار می‌رود و می‌تواند بر حس عمقی و ایمپالس کف پا تأثیر بگذارد. هدف این پژوهش، بررسی تأثیر تیپینگ‌های الاستیک و غیرالاستیک با دو روش کوتاه و بلند بر حس عمقی مفصل مچ پا و ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا هنگام دویدن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا بود.

روش‌ها: این پژوهش نیمه‌تجربی با طرح اندازه‌گیری مکرر بر روی ۳۶ ورزشکار مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا انجام شد. شرکت‌کنندگان در پنج شرایط شامل بدون تیپ، تیپ غیرالاستیک کوتاه، تیپ غیرالاستیک بلند، تیپ الاستیک کوتاه و تیپ الاستیک بلند ارزیابی شدند. حس عمقی مچ پا در حرکات دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن با آزمون بازسازی زاویه مفصل و ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا هنگام دویدن با دستگاه فوت‌اسکن اندازه‌گیری شد. داده‌ها با استفاده از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معنی‌داری ۰/۰۰۵ تحلیل شدند.

یافته‌ها: تیپ‌های الاستیک کوتاه و بلند در مقایسه با حالت بدون تیپ، خطای حس عمقی را به‌طور معنی‌داری کاهش دادند ($P<0/001$). در مقابل، تیپ غیرالاستیک بلند موجب افزایش معنی‌دار خطای حس عمقی در پلانتارفلکشن شد ($P=0/002$). همچنین، بیشترین تغییرات ایمپالس در نواحی متاتارس چهارم، متاتارس پنجم و بخش میانی پا مشاهده شد و تیپ‌های الاستیک، به‌ویژه نوع بلند، ایمپالس این نواحی را به‌طور معنی‌داری کاهش دادند ($P<0/005$).

نتیجه‌گیری: تیپینگ الاستیک با بهبود حس عمقی و کاهش بارگذاری نواحی جانبی کف پا، می‌تواند گزینه‌ای مؤثر برای افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا باشد؛ درحالی‌که تیپینگ غیرالاستیک بلند ممکن است اثر نامطلوبی بر حس عمقی داشته باشد.

کلیدواژه‌ها: آسیب مچ پا، بی ثباتی مفصل، حس عمقی، تیپ ورزشی

*نویسنده مسئول: **بهنام غلامی بروجنی** پست الکترونیک: b.gholami@umz.ac.ir
آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

مقدمه

بی‌ثباتی مزمن مچ پا (Chronic Ankle Instability) یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی–عضلانی در میان ورزشکاران و افراد فعال محسوب می‌شود که معمولاً متعاقب پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچ پا ایجاد می شود [۱]. این عارضه با نشانه‌هایی نظیر احساس ناپایداری، درد، کاهش عملکرد و افزایش خطر عود آسیب همراه است و می‌تواند به‌طور قابل‌توجهی بر توانایی‌های حرکتی و ورزشی فرد تأثیر بگذارد [۲]. Lin و همکاران گزارش کردند که حدود ۲۵ درصد از افراد پس از پیچ‌خوردگی خارجی مچ پا، علائم پایدار بی‌ثباتی عملکردی و مکانیکی را تجربه می‌کنند که این وضعیت با عنوان بی‌ثباتی مزمن مچ پا شناخته می‌شود [۳].

یکی از مهم‌ترین پیامدهای بی‌ثباتی مزمن مچپا، اختلال در عملکرد سیستم حسی–حرکتی است [۴]. در این بیماران، نقص در حس عمقی مفصل مچپا، کاهش دقت بازسازی وضعیت مفصل و اختلال در کنترل عصبی–عضلانی گزارش شده است [۵]. حس عمقی نقش اساسی در تشخیص وضعیت و حرکت مفصل، حفظ ثبات عملکردی و هماهنگی حرکتی ایفا می‌کند؛ ازاین‌رو، کاهش آن می‌تواند به تأخیر در پاسخ عضلات اطراف مچپا و افزایش احتمال آسیب مجدد شود [۵]. در همین راستا، گزارش شده است که افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچپا دارای نقص معنی‌داری در حس عمقی هستند و حتی پس از مداخلات درمانی یا جراحی نیز ممکن است این نقص‌ها به‌طور کامل برطرف نشوند [۶]. افزون بر اختلالات حسی–حرکتی، تغییرات بیومکانیکی قابل‌توجهی نیز در این جمعیت مشاهده می‌شود [۷]. این افراد معمولاً الگوهای غیرطبیعی بارگذاری کف‌پا، افزایش بارگذاری در نواحی خارجی پا و اختلال در کنترل حرکات صفحه فرونتال را هنگام راه‌رفتن و دویدن نشان می‌دهند. تغییر در توزیع فشار و بارگذاری کف‌پا می‌تواند به افزایش تنش بر ساختارهای خارجی مچپا و تداوم چرخه آسیب بینجامد [۸]. در سال‌های اخیر، شاخص ایمپالس کف‌پا به‌عنوان یکی از پارامترهای مهم بیومکانیکی مورد توجه قرار گرفته است؛ زیرا این متغیر علاوه بر شدت نیرو، مدت‌زمان اعمال آن را نیز در نظر می‌گیرد و تصویر دقیق‌تری از بارگذاری دینامیک کف‌پا ارائه می‌دهد [۸].

تیپینگ مچپا یکی از رایج‌ترین روش‌های غیرتهاجمی در درمان بی‌ثباتی مزمن مچپاست [۹] که با اهداف افزایش حمایت مکانیکی، محدودیت حرکات آسیب‌زا و بهبود بازخورد حسی به‌کار می‌رود. انواع مختلف آن شامل تیپینگ الاستیک و غیرالاستیک با تکنیک‌هایی نظیر High-dye و Low-dye در ورزش و توانبخشی کاربرد دارند. شواهد اخیر نشان می‌دهند تیپینگ‌های الاستیک از طریق تحریک گیرنده‌های پوستی و تسهیل بازخورد حسی، کنترل وضعیت و عملکرد حسی–حرکتی را بهبود می‌بخشند [۹].

همچنین شواهد پژوهشی نشان داده‌اند که مداخلات با هدف تحریک گیرنده‌های حسی کف‌پا می‌توانند کنترل پاسچر و ثبات عملکردی را در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچپا بهبود بخشند. این یافته‌ها مؤید نقش مهم بازخوردهای حسی کف‌پا و سیستم حسی–حرکتی در کنترل حرکت و الگوی بارگذاری اندام تحتانی هستند [۱۰, ۱۱].

با وجود مطالعات متعدد درباره اثر تیپینگ بر متغیرهایی نظیر تعادل، دامنه حرکتی و فشار کف‌پا، همچنان سازوکارهای عصبی–عضلانی مرتبط با تغییرات بیومکانیکی ناشی از تیپینگ به‌طور کامل شناخته نشده است. به‌ویژه، اطلاعات محدودی در ارتباط با اثر همزمان تیپینگ بر حس عمقی مفصل مچپا و تغییرات ایمپالس نواحی مختلف کف‌پا هنگام دویدن وجود دارد. افزون بر این، اکثر مطالعات پیشین تنها یک نوع تیپینگ را بررسی کرده‌اند [۸, ۹]. همچنین، هیچ مطالعه‌ای که مقایسه‌ای جامع میان سبک‌های مختلف تیپینگ از نظر اثر بر شاخص‌های حسی–حرکتی و بیومکانیکی انجام داده باشد، توسط پژوهشگران مطالعه حاضر یافت نشد. مرورهای نظام‌مند اخیر نیز بر ضرورت انجام مطالعات بیشتر در زمینه اثر انواع حمایت‌های خارجی مچپا بر بیومکانیک و کنترل حسی–حرکتی تأکید کرده‌اند [۸, ۹]. بنابراین، با توجه به اهمیت کنترل حسی–حرکتی در پیشگیری از آسیب‌های مکرر مچپا و نقش احتمالی تیپینگ در اصلاح الگوهای بارگذاری ضربات کف‌پا، پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر روش‌های مختلف تیپینگ مچپا بر حس عمقی مفصل مچپا و ایمپالس نواحی ده‌گانه کف‌پا هنگام دویدن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچپا انجام شد. انتظار می‌رود یافته‌های این پژوهش بتواند درک بهتری از اثرات حسی–حرکتی و بیومکانیکی تیپینگ فراهم آورد و اطلاعات کاربردی ارزشمندی برای متخصصان طب ورزشی، فیزیوتراپی و حرکات اصلاحی ارائه دهد.

روش‌ها

جامعه و نمونه آماری

– نوع مطالعه و ملاحظات اخلاقی

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح درون‌گروهی و اندازه‌گیری مکرر بود که در آن هر آزمودنی در پنج شرایط مختلف ارزیابی شد. شرایط آزمایشی عبارت بودند از: بدون تیپ (No Tape)، تیپ الاستیک کوتاه (Low-Dye الاستیک؛(ELD، تیپ الاستیک بلند (High-Dye) الاستیک؛ (EHD، تیپ غیرالاستیک کوتاه (Low-Dye) غیرالاستیک؛ (NELDو تیپ غیرالاستیک بلند (High-Dye) غیرالاستیک؛ NEHD).هر شرکت‌کننده در پنج نوبت جداگانه به آزمایشگاه

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

فراخوانده شد و در هر جلسه یکی از مداخلات بر روی وی اعمال گردید. به منظور کنترل اثرات یادگیری، خستگی و ترتیب آزمون، ترتیب اجرای شرایط به‌صورت تصادفی و با استفاده از سیستم آنلاین تصادفی‌سازی تعیین شد. همچنین بین هر دو جلسه آزمایشی، ۷۲ ساعت فاصله زمانی در نظر گرفته شد تا اثرات باقی‌مانده تیپینگ و خستگی عضلانی حذف گردند.

در این پژوهش، ۳۶ مرد دونده تفریحی مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال شرکت کردند. میانگین ± انحراف معیار سن آزمودنی‌ها ۸۸/۲۱ ± ۳۰/۲ سال، قد ۴۱/۱۷۸ ± ۸۳/۸ سانتی‌متر، وزن ۶۸/۷۳ ± ۷۱/۶ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۱۶/۲۳ ± ۶۱/۱ کیلوگرم بر مترمربع بود.

حجم نمونه پیش از آغاز مطالعه، بر اساس تحلیل توان آماری با استفاده از نرم‌افزار G*Power (نسخه ۳.۱) تعیین شد [۱۲, ۱۳]. با فرض اندازه اثر متوسط (f=۰/۲۵) سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۹۵ برای تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر، حداقل حجم نمونه مورد نیاز ۳۱ نفر برآورد شد. با در نظر گرفتن احتمال ریزش آزمودنی‌ها در طول مطالعه، در نهایت ۳۶ نفر به‌عنوان نمونه پژوهش انتخاب شدند.

معیارهای ورود به مطالعه بر اساس دستورالعمل‌های کنسرسیوم بین‌المللی مچ پا (International Ankle Consortium) تعیین شد. [۲, ۱۴]. این معیارها شامل سابقه حداقل یک پیچ‌خوردگی مچ پا همراه با علائم بالینی نظیر درد، ادم یا محدودیت عملکرد به مدت حداقل یک روز و نیز تجربه حداقل دو نوبت احساس خالی کردن مچ پا طی شش ماه گذشته بود. علاوه بر این، آزمودنی‌ها باید نمره کمتر از ۲۴ را در پرسشنامه بی‌ثباتی مچ پای کامبرلند (Cumberland Ankle Instability Tool; CAIT)و حداقل ۵ پاسخ مثبت را در ابزار سنجش بی‌ثباتی مچ پا (Ankle Instability Instrument; AII)کسب می‌کردند. همچنین، تمامی آزمودنی‌ها دارای حداقل دو سال سابقه دویدن تفریحی، با حداقل سه جلسه تمرین در هفته، بودند.

معیارهای خروج از مطالعه شامل سابقه جراحی اندام تحتانی، وجود بدشکلی یا اختلالات اسکلتی‌عضلانی، آسیب حاد اندام تحتانی در زمان ورود به مطالعه و شاخص توده بدنی بیش از ۳۰ کیلوگرم بر مترمربع بود.

مراحل اجرای آزمون و ابزارها

ارزیابی حس عمقی

به‌منظور ارزیابی حس عمقی مفصل مچ پا، آزمودنی روی صندلی به‌گونه‌ای قرار گرفت که زاویه تنه با ران و ران با ساق ۹۰ درجه باشد. ارتفاع صندلی به‌گونه‌ای تنظیم شد که پاها با سطح زمین تماس نداشته باشند. پس از کالیبراسیون گونیامتر، بازوی ثابت آن در امتداد استخوان ساق، بازوی متحرک در امتداد استخوان پنجم متاتارس و محور مکانیکی گونیامتر با محور آناتومیکی مفصل مچ پا هم‌راستا شد. زوایای هدف برای ارزیابی حس وضعیت مفصل، ۱۰ درجه دورسی‌فلکشن و ۲۰ درجه پلانتارفلکشن در نظر گرفته شد.

به‌منظور آشنایی آزمودنی با روند اجرای آزمون، پیش از شروع اندازه‌گیری، آزمون دو تا سه بار به‌صورت آزمایشی و با چشمان باز در زوایای دلخواه انجام شد. سپس برای حذف تأثیر بازخورد بینایی، از آزمودنی خواسته شد چشمان خود را ببندد. اندام تحتانی به مدت ۵ ثانیه در زاویه هدف قرار گرفت تا آزمودنی موقعیت مفصل را درک کند؛ پس از آن، اندام به وضعیت اولیه بازگردانده شد و از آزمودنی خواسته شد مچ پا را به‌صورت فعال به زاویه هدف بازسازی کرده و پس از رسیدن به موقعیت مورد نظر، با گفتن عبارت «رسیدم» وضعیت را اعلام کند.

این فرایند برای هر یک از زوایای هدف (۱۰ درجه دورسی‌فلکشن و ۲۰ درجه پلانتارفلکشن) سه بار تکرار شد. در هر تکرار، زاویه بازسازی‌شده ثبت و اختلاف آن با زاویه هدف به‌عنوان خطای بازسازی موقعیت مفصل (Joint Position Sense; JPS)محاسبه شد. در نهایت، میانگین سه اندازه‌گیری برای هر حرکت به‌عنوان مقدار نهایی خطای حس وضعیت مفصل در تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت.

پایایی ارزیابی حس عمقی مفصل مچ پا با استفاده از گونیامتر، با ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای (ICC) بین ۶۱/۰ تا ۸۱/۰ گزارش شده است [۱۵].

ارزیابی ایمپالس کف پایی (Plantar Impulse)

به‌منظور ارزیابی ایمپالس کف پایی، آزمودنی‌ها پیش از شروع اندازه‌گیری در یک جلسه آشنایی شرکت کردند. در این جلسه، شرایط اجرای آزمون، نحوه دویدن روی مسیر آزمون و روند جمع‌آوری داده‌ها برای آنان تشریح و تمرین شد. همچنین، الگوی تماس پا با زمین در حین دویدن مورد ارزیابی قرار گرفت و تنها افرادی که از الگوی تماس پاشنه به پنجه-(Heel-to-Toe)استفاده می‌کردند، وارد مطالعه شدند. این اقدام به‌منظور کنترل اثر الگوهای مختلف دویدن بر متغیرهای مورد بررسی و افزایش همگنی نمونه‌ها انجام شد [۱۶].

آزمون دویدن در یک مسیر ۱۶ متری انجام شد. در میانه مسیر، صفحه اسکن کف پا(Footscan؛ شرکت Rsscan International، بلژیک) به‌صورت هم‌سطح با زمین نصب شد تا داده‌های ایمپالس کف پایی در فاز اتکای دویدن ثبت شود. این دستگاه دارای ابعاد ۵۷۸ × ۴۱۸ میلی‌متر، ضخامت ۱۲ میلی‌متر، ۴۰۹۶ حسگر فشاری و نرخ نمونه‌برداری ۲۵۳ هرتز است.

از آزمودنی‌ها خواسته شد مسیر را با سرعت خودانتخابی و راحت (Preferred Running Speed) بدوند. این روش به‌منظور حفظ الگوی طبیعی دویدن و جلوگیری از تغییرات طول گام و الگوی حرکتی ناشی از کنترل آگاهانه سرعت انتخاب شد.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

بااین‌حال، سرعت دویدن به‌صورت عینی اندازه‌گیری نشد که این موضوع در بخش محدودیت‌های پژوهش مورد بحث قرار گرفته است.

در هر یک از شرایط تیپینگ، آزمودنی‌ها چندین بار مسیر را طی کردند تا حداقل شش تکرار معتبر ثبت شود. یک تکرار زمانی معتبر تلقی می‌شد که پای مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌طور کامل و بدون تغییر آگاهانه الگوی گام، روی صفحه اسکن قرار گیرد. تنها داده‌های مربوط به ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا در پای مبتلا وارد تحلیل آماری شدند. در نهایت، میانگین شش تکرار معتبر برای هر متغیر، به‌عنوان مقدار نهایی آن متغیر در هر یک از شرایط آزمایشی در نظر گرفته شد.

پایایی دستگاه Footscan برای اندازه‌گیری نیروها و متغیرهای فشار کف پایی، با ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای (ICC) بین ۰/۷۵ تا ۰/۹۰ گزارش شده است [۱۶].

به‌منظور بررسی دقیق‌تر توزیع ایمپالس کف پایی، داده‌های ثبت‌شده با استفاده از نرم‌افزار اختصاصی دستگاه Footscan تحلیل شدند. در این نرم‌افزار، کف پا به ۱۰ ناحیه آناتومیکی شامل شست پا (T1)، سایر انگشتان (T2–T5)، سر متاتارس‌های اول تا پنجم(M1–M5) ، ناحیه میدفوت یا وسط پا (MF)، بخش داخلی پاشنه (Medial Heel; MH) و بخش خارجی پاشنه (Lateral Heel; LH) تقسیم شد. سپس، مقدار ایمپالس هر یک از این نواحی به‌صورت جداگانه استخراج و برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت [۱۶].

پروتکل تیپینگ

در این پژوهش، چهار نوع تیپینگ شامل تیپینگ الاستیک و غیرالاستیک در دو روش کوتاه Low-Dye و بلند High-Dye به‌کار گرفته شد. تمامی تیپینگ‌ها توسط یک متخصص مجرب و آموزش‌دیده در زمینه تیپینگ ورزشی اجرا شدند تا یکنواختی در نحوه اعمال تیپ‌ها حفظ شود.

در تیپینگ الاستیک، از نوار Kinesio Tex با کشش ۱۰ تا ۱۵ درصد استفاده شد. به‌منظور استانداردسازی میزان کشش، ابتدا طول مورد نیاز هر نوار در وضعیت بدون کشش اندازه‌گیری و سپس نوارها به‌اندازه ۱۰ تا ۱۵ درصد کوتاه‌تر برش داده شدند تا پس از اعمال، کشش مورد نظر ایجاد شود. در روش Low-Dye از ۷ نوار و در روش High-Dye از ۱۱ نوار استفاده شد. در روش High-Dye، یک نوار اضافی از ناحیه میدفوت تا حدود ۱۰ تا ۱۲ سانتی‌متر بالاتر از قوزک خارجی امتداد داده شد تا حمایت بیشتری از مفصل مچ پا فراهم شود [۱۷, ۱۸].

در تیپینگ غیرالاستیک، از نوار سخت و بدون کشش استفاده شد و الگوی قرارگیری نوارها دقیقاً مشابه تیپینگ الاستیک بود. تمامی شرکت‌کنندگان هر چهار نوع تیپینگ را به‌صورت متقاطع (Cross-over) دریافت کردند. در نتیجه، داده‌های هر آزمودنی در پنج جلسه مجزا شامل یک جلسه بدون تیپینگ (شرایط کنترل) و چهار جلسه با تیپینگ ثبت و مورد تحلیل قرار گرفت [۱۷, ۱۸].

محاسبات آماری: نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک و همگنی واریانس‌ها با آزمون لون بررسی و تأیید شد (P>۰/۰۵). برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (Repeated Measures ANOVA) استفاده شد. در صورت مشاهده تفاوت معنی‌دار، مقایسه‌های زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی انجام گرفت.

با توجه به وجود پنج شرایط آزمایشی، تعداد مقایسه‌های زوجی برابر با ۱۰ بود؛ بنابراین، به‌منظور کنترل خطای نوع اول، اصلاح بونفرونی اعمال شد و سطح معنی‌داری تعدیل‌شده برابر با ۰/۰۰۵ ($\alpha = \frac{0.05}{10}$) در نظر گرفته شد. بر این اساس، تفاوت بین شرایط مختلف تنها زمانی از نظر آماری معنی‌دار تلقی شد (P<۰/۰۰۵).

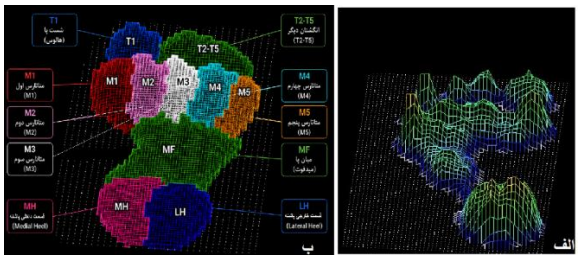
اندازه اثر برای مقایسه‌های زوجی با استفاده از شاخص Cohen's d محاسبه شد. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد.

ملاحظات اخلاقی: پیش از ورود به مطالعه، اهداف، مراحل اجرا، منافع و مخاطرات احتمالی پژوهش برای تمامی شرکت‌کنندگان به‌طور کامل توضیح داده شد و پس از کسب رضایت آگاهانه، فرم رضایت‌نامه کتبی توسط آنان امضا شد. این پژوهش به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه صنعتی شاهرود با کد اخلاق IR.SHAHROODUT.REC.1403.006 رسید و تمامی مراحل اجرای آن مطابق با اصول اخلاقی مندرج در بیانیه هلسینکی (ویرایش ۲۰۰۸) انجام شد.

نتایج

شاخص‌های آمار توصیفی مربوط به اثر انواع تیپینگ بر حس عمقی در حرکات دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن، همچنین ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا، در جدول–۱ ارائه شده است.

نتایج مقایسه‌های زوجی حاصل از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر، همراه با آزمون تعقیبی بونفرونی و اصلاح سطح معنی‌داری، در جدول–۲ گزارش شده است.



شکل–۱. تصاویر مربوط به ایمپالس کف پایی: الف) تصویر مربوط به نمایش نیروی کف پایی در نرم افزار فوت اسکن. ب) تقسیم بندی نواحی ده گانه کف پا (قابل ذکر است که به منظور نمایش بهتر نقاط ده گانه در ترسیم تصویر ب از هوش مصنوعی کمک گرفته شد).

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]



شکل- ۲. عکس‌های مربوط به تیپینگ. الف) روش Low-Dye. ب) روش High-Dye.

جدول-۱. میانگین و انحراف معیار حس عمقی دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن و همچنین ایمپالس (Ns) نواحی ده گانه هنگام اعمال تیپ‌های مختلف.

متغیر		میانگین ± انحراف معیار				
		بدون تیپ	غیر الاستیک کوتاه	غیرالاستیک بلند	الاستیک کوتاه	الاستیک بلند
خطای حس عمقی (درجه)	دورسی فلکشن	۳/۸۸ ± ۱/۱۴	۳/۸۰ ± ۱/۱۶	۴/۴۴ ± ۱/۱۳	۲/۰۰ ± ۱/۱۲	۱/۸۳ ± ۱/۰۵
	پلانتار فلکشن	۵/۵۸ ± ۱/۰۵	۵/۶۶ ± ۰/۹۵	۶/۳۳ ± ۱/۰۹	۳/۹۷ ± ۱/۰۵	۳/۶۶ ± ۱/۰۴
ایمپالس نواحی مختلف کف پا (نیوتون*ثانیه)	انگشت ۱	۴۰/۵۳ ± ۷/۴۳	۳۸/۴۲ ± ۹/۴۶	۳۶/۴۱ ± ۶/۴۹	۴۰/۰۴ ± ۵/۱۲	۴۱/۰۷ ± ۷/۹۹
	انگشت ۲-۵	۱۹/۳۶ ± ۴/۵۷	۱۸/۶۶ ± ۳/۷۹	۱۷/۲۸ ± ۳/۳۲	۱۷/۶۶ ± ۳/۵۸	۱۷/۱۸ ± ۳/۶۸
	متاتارس اول	۳۲/۹۰ ± ۶/۱۵	۳۳/۵۰ ± ۵/۷۳	۳۵/۰۶ ± ۶/۰۷	۳۳/۶۲ ± ۶/۶۹	۳۶/۵۱ ± ۷/۵۲
	متاتارس دوم	۴۸/۳۶ ± ۵/۸۲	۴۳/۶۵ ± ۶/۱۶	۴۸/۰۱ ± ۵/۴۲	۴۷/۰۱ ± ۵/۴۷	۴۴/۸۲ ± ۷/۰۱
	متاتارس سوم	۴۲/۹۸ ± ۵/۸۲	۳۱/۱۵ ± ۵/۷۸	۴۱/۳۶ ± ۵/۴۴	۴۱/۶۶ ± ۵/۸۹	۳۸/۵۲ ± ۵/۹۰
	متاتارس چهارم	۳۲/۴۷ ± ۵/۵۱	۲۲/۹۸ ± ۵/۶۰	۲۸/۹۴ ± ۶/۰۶	۲۷/۵۳ ± ۵/۲۷	۲۶/۰۹ ± ۵/۱۹
	متاتارس پنجم	۲۴/۶۱ ± ۵/۶۰	۲۰/۹۰ ± ۳/۳۵	۲۲/۱۷ ± ۵/۶۰	۲۱/۸۳ ± ۵/۵۶	۲۰/۸۵ ± ۵/۵۳
	قسمت میانی پا	۲۱/۷۹ ± ۳/۴۴	۲۰/۹۰ ± ۳/۳۵	۲۰/۷۶ ± ۳/۳۶	۱۹/۷۰ ± ۳/۵۲	۱۸/۷۸ ± ۳/۵۹
	قسمت داخلی پاشنه	۵۴/۲۶ ± ۱۱/۵۱	۵۱/۹۸ ± ۱۱/۳۶	۵۱/۲۴ ± ۱۰/۹۲	۵۰/۰۱ ± ۱۱/۵۹	۴۸/۵۵ ± ۹/۹۷
	قسمت خارجی پاشنه	۶۲ ± ۱۰/۵۰	۶۴/۴۱ ± ۱۲/۸۶	۶۰/۵۴ ± ۱۱/۶۰	۵۹/۸۹ ± ۱۱/۹۶	۵۵/۴۵ ± ۱۳/۲۱

جدول-۲. مقایسه‌های زوجی بین شرایط مختلف تیپینگ در حس عمقی دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن و همچنین ایمپالس نواحی ده گانه.

متغیر		مقادیر P (Cohen's d)							
		بدون تیپ & غیر الاستیک کوتاه	بدون تیپ & غیرالاستیک بلند	بدون تیپ & الاستیک کوتاه	بدون تیپ & الاستیک بلند	غیر الاستیک کوتاه & غیرالاستیک بلند	الاستیک کوتاه & الاستیک بلند	غیر الاستیک کوتاه & الاستیک کوتاه	غیرالاستیک بلند & الاستیک بلند
خطای حس عمقی	دورسی فلکشن	۰/۹۹۱ (۰/۰۷)	۰/۳۷ (۰/۴۹۳)	*<۰/۰۰۱ (۱/۶۶)	*<۰/۰۰۱ (۱/۸۷)	۰/۱۶۱ (۰/۵۵۹)	۰/۸۲۲ (۰/۱۵۷)	*<۰/۰۰۱ (۱.۵۷)	*<۰/۰۰۱ (۲.۳۹)
	پلانتار فلکشن	۰/۸۸۲ (۰/۰۸)	*۰/۰۰۲ (۰/۷۰۱)	*<۰/۰۰۱ (۱/۵۳)	*<۰/۰۰۱ (۱/۸۳)	۰/۰۷۲ (۰/۶۵۵)	۰/۷۴۹ (۰/۲۹۷)	*<۰/۰۰۱ (۱/۶۸)	*<۰/۰۰۱ (۲/۵۰)
نواحی مختلف کف پا	انگشت ۱	۰/۹۰۱ (۰/۲۰۴)	۰/۱۷۳ (۰/۴۱۶)	۰/۷۲۱ (۰/۰۵۷)	۰/۶۰۱ (۰/۰۴۶)	۰/۹۱۲ (۰/۱۷۳)	۰/۹۲۱ (۰/۱۱۹)	۰/۷۰۲ (۰/۱۹۴)	۰/۱۰۶ (۰/۴۵۰)
	انگشت ۲-۵	۰/۹۰۲ (۰/۱۱۷)	۰/۷۱۸ (۰/۳۰۹)	۰/۴۵۶ (۰/۳۴۵)	۰/۲۸۳ (۰/۳۸۱)	۰/۹۶۱ (۰/۲۶۷)	۰/۸۹۱ (۰/۰۸۶)	۰/۸۷۲ (۰/۱۸۹)	۰/۶۶۹ (۰/۰۲۲)
	متاتارس اول	۰/۹۳۳ (۰/۱۲۰)	۰/۱۶۸ (۰/۴۱۸)	۰/۸۳۳ (۰/۰۷۹)	۰/۷۵۱ (۰/۳۳۷)	۰/۸۹۰ (۰/۴۷۳)	۰/۲۲۹ (۰/۳۹۷)	۰/۹۳۲ (۰/۰۱۳)	۰/۷۲۹ (۰/۱۵۲)
	متاتارس دوم	۰/۱۹۱ (۰/۴۱۰)	۰/۸۷۱ (۰/۱۳۰)	۰/۸۹۷ (۰/۱۳۱)	۰/۹۳۷ (۰/۴۴۲)	۰/۸۸۱ (۰/۲۰۰)	۰/۳۳۶ (۰/۳۶۹)	۰/۷۷۸ (۰/۱۹۵)	۰/۲۶۰ (۰/۳۸۷)
	متاتارس سوم	۰/۶۷۰ (۰/۱۶۸)	۰/۰۱۶ (۰/۵۶۹)	۰/۳۸۵ (۰/۳۵۸)	*۰/۰۰۱ (۰/۷۵۸)	۰/۰۷۰ (۰/۴۷۷)	۰/۰۰۶ (۰/۶۳۳)	۰/۲۹۷ (۰/۳۷۸)	۰/۱۵۷ (۰/۴۲۳)
	متاتارس چهارم	۰/۳۶۶ (۰/۳۶۲)	*<۰/۰۰۱ (۰/۸۵۹)	*<۰/۰۰۱ (۱/۸۵)	*<۰/۰۰۱ (۲/۱۶)	۰/۲۱۸ (۰/۴۰۰)	*<۰/۰۰۱ (۱/۰۸)	*<۰/۰۰۱ (۰/۸۰۴)	*۰/۰۰۱ (۰/۷۲۲)

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

متاتارس پنجم	٭<۰/۰۰۱ (۰/۸۱۰)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۸۵۱)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۰۴)	٭<۰/۰۰۱ (۲/۸۱)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۸۲۱)	٭<۰/۰۰۱ (۲/۲۵)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۹۱۰)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۴۴)
قسمت میانی پا	۰/۸۲ (۰/۴۶۷)	۰/۱۳۳ (۰/۴۳۵)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۱۶)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۵۸)	۰/۷۶۱ (۰/۰۶۶)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۰۵)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۸۰۴)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۱۳)
قسمت داخلی پاشنه	٭<۰/۰۰۱ (۱/۲۲)	٭<۰/۰۰۱ (۱/۵۷)	٭<۰/۰۰۱ (۰/۷۷۱)	٭۰/۰۰۴ (۰/۶۴۳)	۰/۲۰۱ (۰/۴۰۶)	۰/۷۸۹ (۰/۱۴۱)	۰/۳۶۶ (۰/۳۶۲)	۰/۷۲۰ (۰/۳۰۹)
قسمت خارجی پاشنه	۰/۷۰۱ (۰/۳۱۱)	۰/۹۸۱ (۰/۲۲۵)	۰/۵۴۶ (۰/۲۹۴)	۰/۰۲۹ (۰/۵۳۴)	۰/۲۶۹ (۰/۳۸۵)	۰/۴۶۴ (۰/۳۴۴)	۰/۰۰۹ (۰/۶۰۳)	۰/۰۴۶ (۰/۳۹۸)

٭: به معنی تفاوت معنی دار پس از اعمال اصلاح بونفرونی است.

اثر تیپینگ بر حس عمقی مچ پا

با اعمال اصلاح بونفرونی، سطح معنی‌داری برای مقایسه‌های زوجی برابر با ۰/۰۰۵ در نظر گرفته شد. نتایج تحلیل نشان داد که بین شرایط مختلف تیپینگ از نظر خطای حس عمقی در حرکات دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن مچ پا تفاوت معنی‌داری وجود دارد.

مقایسه‌های زوجی نشان داد که تیپینگ الاستیک کوتاه (Low-Dye) و تیپینگ الاستیک بلند (High-Dye) در مقایسه با شرایط بدون تیپ، موجب کاهش معنی‌دار خطای حس عمقی در هر دو حرکت دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن شدند (P < ۰/۰۰۱). همچنین، تیپینگ الاستیک کوتاه در مقایسه با تیپینگ غیرالاستیک کوتاه، خطای حس عمقی دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن را به‌طور معنی‌داری کاهش داد (P<۰/۰۰۱). علاوه بر این، خطای حس عمقی در شرایط تیپینگ غیرالاستیک بلند به‌طور معنی‌داری بیشتر از تیپینگ الاستیک بلند بود که این اختلاف در هر دو حرکت دورسی‌فلکشن و پلانتارفلکشن از نظر آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱).

در حرکت پلانتارفلکشن، تیپینگ غیرالاستیک بلند در مقایسه با شرایط بدون تیپ نیز موجب افزایش معنی‌دار خطای حس عمقی شد (P=۰/۰۰۲). بااین‌حال، در حرکت دورسی‌فلکشن، هیچ‌یک از انواع تیپینگ غیرالاستیک در مقایسه با شرایط بدون تیپ، بهبود معنی‌داری در حس عمقی ایجاد نکردند.

به‌طور کلی، یافته‌ها نشان داد که تیپینگ‌های الاستیک موجب بهبود حس عمقی دورسی‌فلکشن و پلانتار فلکشن مچ پا شدند. در مقابل، تیپینگ‌های غیرالاستیک تأثیر معنی‌داری بر بهبود حس عمقی دورسی‌فلکشن نداشتند و تیپینگ غیرالاستیک بلند حتی در حرکت پلانتارفلکشن با افزایش خطای حس عمقی و در نتیجه کاهش عملکرد حس وضعیت مفصل همراه بود.

اثر تیپینگ بر ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا

نتایج تحلیل ایمپالس کف پایی نشان داد که در نواحی انگشت شست، انگشتان دوم تا پنجم، متاتارس اول و متاتارس دوم، هیچ تفاوت معنی‌داری بین شرایط مختلف تیپینگ مشاهده نشد (P>۰/۰۰۵). در ناحیه متاتارس سوم، تنها مقایسه بین شرایط بدون تیپ و تیپینگ الاستیک بلند دارای تفاوت معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۱)، در حالی که سایر مقایسه‌ها پس از اصلاح بونفرونی به سطح معنی‌داری نرسیدند. در ناحیه متاتارس چهارم، مقایسه بین شرایط بدون تیپ با تیپینگ غیرالاستیک بلند، الاستیک کوتاه و الاستیک بلند تفاوت معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۰۱). همچنین اختلاف بین تیپینگ الاستیک کوتاه و الاستیک بلند، غیرالاستیک کوتاه و الاستیک کوتاه، و غیرالاستیک بلند و الاستیک بلند نیز معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱). با این‌حال، بین شرایط غیرالاستیک کوتاه و غیرالاستیک بلند تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P=۰/۲۱۸). در متاتارس پنجم، تمامی مقایسه‌های زوجی بین شرایط مختلف تیپینگ دارای تفاوت معنی‌دار بودند (P<۰/۰۰۱)، که نشان‌دهنده اثر معنی‌دار تیپینگ بر ایمپالس این ناحیه است. در قسمت میانی پا، مقایسه بین شرایط بدون تیپ با تیپینگ الاستیک کوتاه و الاستیک بلند تفاوت معنی‌داری نشان داد (P<۰/۰۰۱). همچنین اختلاف بین تیپینگ الاستیک کوتاه و الاستیک بلند، غیرالاستیک کوتاه و الاستیک کوتاه، و غیرالاستیک بلند و الاستیک بلند نیز معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱). سایر مقایسه‌ها معنی‌دار نبودند (P>۰/۰۰۵). در قسمت داخلی پاشنه، مقایسه بین شرایط بدون تیپ با غیرالاستیک کوتاه، غیرالاستیک بلند و الاستیک کوتاه دارای تفاوت معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱). همچنین اختلاف بین بدون تیپ و الاستیک بلند نیز در سطح معنی‌داری اصلاح‌شده معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۴). با این حال، بین شرایط مختلف تیپینگ اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۰۵). در قسمت خارجی پاشنه، هیچ‌یک از مقایسه‌های زوجی پس از اعمال اصلاح بونفرونی به سطح معنی‌داری اصلاح‌شده نرسیدند (P>۰/۰۰۵)، اگرچه برخی مقایسه‌ها پیش از اصلاح دارای تفاوت معنی‌دار بودند (P<۰/۰۵). به‌طور کلی، نتایج این پژوهش نشان داد که اثر تیپینگ بر ایمپالس کف پا عمدتاً در نواحی جانبی و میانی کف پا مشاهده می‌شود. در میان مداخلات مورد بررسی، تیپینگ‌های الاستیک، به‌ویژه تیپینگ الاستیک بلند (High-Dye)، بیشترین تأثیر را در تعدیل ایمپالس نواحی جانبی و میانی کف پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا نشان دادند.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر روش‌های مختلف تیپینگ بر حس عمقی مفصل مچ پا و ایمپالس نواحی ده‌گانه کف پا حین دویدن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا بود. یافته‌های اصلی پژوهش نشان داد که پاسخ سیستم حسی–حرکتی(Sensorimotor) و الگوی بارگذاری کف پا به نوع تیپینگ وابسته است. به‌طور مشخص، تیپینگ‌های الاستیک موجب بهبود حس عمقی مفصل مچ پا و کاهش ایمپالس نواحی جانبی کف پا شدند، در حالی که تیپینگ غیرالاستیک بلند نه‌تنها اثر سودمندی بر این متغیرها نداشت، بلکه با افزایش خطای حس عمقی نیز همراه بود.

این یافته‌ها نشان می‌دهد که اثرات تیپینگ تنها به ایجاد حمایت مکانیکی از مفصل محدود نمی‌شود، بلکه نوع تحریک حسی فراهم‌شده توسط تیپ نیز نقش مهمی در تعدیل پاسخ‌های حسی–حرکتی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا ایفا می‌کند. بنابراین، به نظر می‌رسد مکانیسم‌های عصبی–حسی ناشی از تیپینگ، در کنار حمایت مکانیکی، از عوامل مؤثر در بهبود عملکرد این افراد باشند.

بهبود حس عمقی مشاهده‌شده در شرایط تیپینگ الاستیک احتمالاً ناشی از افزایش تحریک گیرنده‌های پوستی و تسهیل انتقال ورودی‌های آوران به سیستم عصبی مرکزی است [۱۹]. تیپینگ الاستیک با ایجاد کشش مداوم و ملایم بر روی پوست، بدون ایجاد محدودیت قابل‌توجه در دامنه حرکتی مفصل، می‌تواند فعالیت مکانورسپتورهای پوستی را افزایش داده و حساسیت سیستم حسی–حرکتی (Sensorimotor) را ارتقا دهد. این تحریکات حسی، بازخورد آوران را تقویت کرده و در نتیجه دقت حس وضعیت مفصل (Joint Position Sense) را بهبود می‌بخشند.

در همین راستا، Halseth و همکاران گزارش کردند که تحریک پوستی ناشی از تیپینگ الاستیک می‌تواند موجب بهبود حس وضعیت مفصل مچ پا شود [۲۰]. همچنین، Simoneau و همکاران نشان دادند که تحریک گیرنده‌های پوستی اطراف مفصل، دقت حس عمقی را افزایش داده و عملکرد سیستم حسی–حرکتی را بهبود می‌بخشد [۲۱]. علاوه بر این، مطالعات جدید نیز نقش مثبت تیپینگ الاستیک در ارتقای عملکرد حسی–حرکتی را تأیید کرده‌اند و نشان داده‌اند که این نوع تیپینگ می‌تواند کنترل پاسچر، ثبات عملکردی و کنترل حرکتی مچ پا را در افراد مبتلا به ناپایداری عملکردی بهبود بخشد [۲۲]. همچنین، Ghai و همکاران گزارش کردند که تیپینگ الاستیک از طریق افزایش بازخورد حسی (Sensory Feedback)، هماهنگی عصبی–عضلانی را در فعالیت‌های دینامیک بهبود می‌دهد [۲۳].

در مطالعه حاضر، تفاوت معنی‌داری بین تیپینگ الاستیک کوتاه (Low-Dye) و بلند (High-Dye) از نظر بهبود حس عمقی مشاهده نشد. این یافته نشان می‌دهد که بهبود حس عمقی احتمالاً بیش از آنکه به وسعت پوشش مکانیکی یا تعداد نوارهای تیپینگ وابسته باشد، تحت تأثیر ویژگی الاستیک نوار و تحریکات پوستی ناشی از آن قرار دارد. به بیان دیگر، حتی تیپینگ الاستیک کوتاه نیز قادر بوده است تحریک حسی کافی را برای تسهیل عملکرد سیستم حسی–حرکتی فراهم کند.

در مقابل، تیپینگ غیرالاستیک بلند با افزایش معنی‌دار خطای حس عمقی همراه بود. این یافته از نظر بالینی حائز اهمیت است، زیرا نشان می‌دهد حمایت مکانیکی بیش از حد ممکن است عملکرد طبیعی سیستم حسی–حرکتی را مختل کند. محدودیت قابل‌توجه حرکت مفصل می‌تواند با کاهش تغییرپذیری طبیعی حرکت (Movement Variability) و تغییر الگوی فعال‌سازی (Muscle Activation Pattern) عضلات اطراف مچ پا، کیفیت بازخوردهای حسی را تحت تأثیر قرار دهد. در نتیجه، پردازش اطلاعات آوران و کنترل عصبی–عضلانی مفصل ممکن است دچار اختلال شود.

در همین راستا، Refshauge و همکاران گزارش کردند که محدودسازی بیش از حد حرکت مفصل می‌تواند وابستگی سیستم عصبی به بازخوردهای طبیعی مفصل را کاهش داده و در نهایت دقت حس وضعیت مفصل را تضعیف کند [۲۴]. یافته‌های پژوهش حاضر نیز با این دیدگاه همسو است و نشان می‌دهد که ایجاد تعادل میان حمایت مکانیکی و حفظ بازخوردهای حسی، احتمالاً عامل مهمی در اثربخشی تیپینگ بر عملکرد حسی–حرکتی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا است. همچنین، به نظر می‌رسد محدودیت مکانیکی قابل‌توجه ناشی از تیپینگ غیرالاستیک بلند با ایجاد تغییر در تنظیم مجدد وزن‌دهی اطلاعات آوران حسی (Afferent Reweighting)، بر عملکرد سیستم حسی–حرکتی تأثیر گذاشته باشد. در این فرایند، سیستم عصبی مرکزی به‌جای اتکای بیشتر به اطلاعات طبیعی دریافتی از گیرنده‌های مفصلی و عضلانی، وابستگی بیشتری به محدودیت مکانیکی خارجی پیدا می‌کند. این تغییر در نحوه پردازش اطلاعات حسی ممکن است دقت حس وضعیت مفصل را کاهش داده و افزایش خطای بازسازی موقعیت مفصل مشاهده‌شده در این پژوهش را تبیین کند.

از سوی دیگر، عدم مشاهده تفاوت معنی‌دار بین تیپینگ غیرالاستیک کوتاه و شرایط بدون تیپ نشان می‌دهد که این نوع تیپینگ احتمالاً نه تحریک حسی کافی برای بهبود عملکرد سیستم حسی–حرکتی ایجاد کرده و نه محدودیت مکانیکی مؤثری برای ایجاد تغییر در کنترل عصبی–عضلانی فراهم آورده است. در نتیجه، به نظر می‌رسد تیپینگ غیرالاستیک کوتاه، در شرایط و شدت اعمال‌شده در این پژوهش، نتوانسته است اثر قابل‌توجهی بر حس عمقی مفصل مچ پا داشته باشد.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

همچنین، نتایج این پژوهش نشان داد که اثر تیپینگ بر ایمپالس کف پا عمدتاً در نواحی جانبی و میانی کف پا مشاهده شد. بیشترین تغییرات در نواحی متاتارس چهارم، متاتارس پنجم و میدفوت دیده شد، به‌طوری‌که تیپینگ‌های الاستیک، به‌ویژه تیپینگ الاستیک بلند (High-Dye)، بیشترین کاهش ایمپالس را در این نواحی ایجاد کردند.

افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا معمولاً در فاز اتکای دویدن (stance)، الگوی بارگذاری جانبی‌تری را نشان می‌دهند. این الگوی بارگذاری غیرطبیعی می‌تواند ناشی از نقص در کنترل عصبی–عضلانی، تأخیر در فعال‌سازی عضلات پرونئال و تمایل بیشتر مفصل مچ پا به وضعیت اینورژن باشد [۲۵].

افزایش بارگذاری در نواحی خارجی کف پا یکی از ویژگی‌های شایع در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا است و می‌تواند خطر بروز پیچ‌خوردگی مجدد را افزایش دهد. در مطالعه حاضر، کاهش ایمپالس در نواحی متاتارس‌های جانبی و بخش خارجی کف پا پس از اعمال تیپینگ‌های الاستیک، احتمالاً نشان‌دهنده بهبود کنترل مچ پا در صفحه فرونتال و توزیع مجدد نیروهای وارده در مرحله اتکای دویدن است. این یافته با نتایج مطالعه Migel و Wikstrom همسو می باشد؛ به‌طوری‌که آنان گزارش کردند تیپینگ مچ پا می‌تواند موجب کاهش بارگذاری جانبی و تغییر مسیر حرکت مرکز فشار کف پا (Center of Pressure) شود [۲۶].

از دیدگاه بیومکانیکی، ایمپالس کف پایی شاخصی از بار تجمعی اعمال‌شده در طول مدت تماس پا با زمین است و در مقایسه با متغیرهای لحظه‌ای مانند حداکثر فشار (Peak Pressure)، اطلاعات جامع‌تری درباره رفتار دینامیکی کف پا ارائه می‌دهد. بنابراین، کاهش ایمپالس در نواحی جانبی کف پا احتمالاً نشان‌دهنده کاهش بار تجمعی و استرس مکانیکی واردشده بر ساختارهای خارجی مچ پا است. در این پژوهش، ناحیه متاتارس پنجم بیشترین حساسیت را نسبت به شرایط مختلف تیپینگ نشان داد؛ به‌طوری‌که تمامی مقایسه‌های زوجی در این ناحیه از نظر آماری معنی‌دار بودند. این یافته احتمالاً با نقش مهم این ناحیه در انتقال نیرو، حفظ تعادل جانبی و کنترل حرکات فرونتال مچ پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا مرتبط است. مطالعات پیشین نیز نشان داده‌اند که افزایش بارگذاری در ناحیه متاتارس پنجم می‌تواند یکی از شاخص‌های تغییرات عملکردی و الگوهای بارگذاری غیرطبیعی در افراد دارای ناپایداری مچ پا باشد [۲۷]. همچنین، در ناحیه میدفوت، تیپینگ‌های الاستیک موجب کاهش معنی‌دار ایمپالس شدند. این یافته احتمالاً بیانگر تغییر در الگوی توزیع نیرو از نواحی جانبی به سمت بخش‌های مرکزی‌تر کف پا است؛ تغییری که می‌تواند موجب بهبود پایداری مسیر غلتش پا (Foot Roll-over) و افزایش کارایی انتقال نیرو در مرحله اتکای دویدن شود. در مقابل، در نواحی قدامی و داخلی کف پا شامل شست پا، انگشتان دوم تا پنجم، و متاتارس‌های اول و دوم، تغییر معنی‌داری در ایمپالس مشاهده نشد. این یافته نشان می‌دهد که اثر تیپینگ احتمالاً بیشتر بر نواحی مرتبط با کنترل جانبی مچ پا و تعدیل بارگذاری خارجی متمرکز بوده و تأثیر محدودی بر نواحی داخلی و قدامی کف پا داشته است.

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که نوع تیپینگ نقش مهمی در تعیین پاسخ‌های عملکردی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا دارد. تیپینگ‌های الاستیک توانستند بدون ایجاد محدودیت قابل‌توجه در دامنه حرکتی مفصل، موجب بهبود حس عمقی و کاهش بارگذاری در نواحی جانبی کف پا شوند. این یافته از دیدگاه توانبخشی اهمیت ویژه‌ای دارد، زیرا هدف اصلی مداخلات در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، ارتقای کنترل عصبی–عضلانی در کنار حفظ حرکت عملکردی مفصل است. در مقابل، تیپینگ غیرالاستیک بلند اگرچه ممکن است حمایت مکانیکی بیشتری ایجاد کند، اما احتمالاً به دلیل محدودسازی بیش از حد حرکت طبیعی مفصل، اثرات نامطلوبی بر سیستم حسی–حرکتی دارد. بنابراین، استفاده طولانی‌مدت یا بیش از حد از محدودیت‌های مکانیکی ممکن است در برخی شرایط نتیجه معکوس ایجاد کند.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تیپینگ‌های الاستیک، در هر دو روش کوتاه و بلند، موجب کاهش خطای حس وضعیت مفصل مچ پا و کاهش ایمپالس در نواحی جانبی کف پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا شدند. در مقابل، تیپینگ غیرالاستیک بلند با افزایش خطای حس عمقی همراه بود، در حالی‌که تیپینگ غیرالاستیک کوتاه تأثیر معنی‌داری بر حس وضعیت مفصل نشان نداد. همچنین، بیشترین تغییرات ایمپالس در پاسخ به اعمال تیپینگ‌های مختلف در نواحی متاتارس‌های جانبی و بخش میانی کف پا مشاهده شد. به‌طور کلی، یافته‌های این پژوهش نشان می‌دهد که تیپینگ‌های الاستیک، به دلیل تأثیر هم‌زمان بر بهبود عملکرد حسی–حرکتی و تعدیل الگوی بارگذاری کف پا، می‌توانند گزینه مناسب‌تری برای مدیریت عملکردی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا باشند.

محدودیت‌ها

این مطالعه دارای چندین محدودیت بود. نخست، شرکت‌کنندگان تنها شامل مردان جوان بودند؛ بنابراین، تعمیم یافته‌ها به زنان و سایر گروه‌های سنی باید با احتیاط انجام شود. دوم، ارزیابی‌ها در شرایط دویدن بدون کفش انجام شد که ممکن است بازتاب‌دهنده کامل شرایط واقعی فعالیت‌های ورزشی و محیط‌های عملکردی نباشد. سوم، در این پژوهش تنها

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

اثرات فوری تیپینگ مورد بررسی قرار گرفت و درباره اثرات طولانی‌مدت آن نمی‌توان نتیجه‌گیری کرد.

چهارم، سرعت دویدن در طول آزمون به‌صورت عینی اندازه‌گیری نشد؛ ازاین‌رو، این عامل ممکن است بر تفسیر نتایج مربوط به ایمپالس کف پایی تأثیر گذاشته باشد. پنجم، با توجه به ماهیت تک‌گروهی مطالعه و قابل مشاهده بودن مداخله تیپینگ برای آزمودنی‌ها و ارزیاب، امکان کورسازی کامل وجود نداشت. اگرچه برای کاهش اثرات یادگیری و سازگاری با تیپینگ مچ پا، ترتیب اعمال شرایط تیپینگ به‌صورت تصادفی تعیین شد، اما با توجه به ماهیت مقایسه‌های درون‌گروهی، نمی‌توان اطمینان داشت که این عوامل به‌طور کامل کنترل شده باشند.

تشکر و قدردانی: بدین وسیله نویسندگان این مقاله از شرکت کنندگان در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

نقش نویسندگان: همه نویسندگان در نگارش اولیه مقاله یا بازنگری آن سهیم بودند و همه با تایید نهایی مقاله حاضر، مسئولیت دقت و صحت مطالب مندرج در آن را می‌پذیرند.

تضاد منافع: نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ گونه تضاد منافعی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

منابع

1. Hiroshige Y, Oba K, Harada M, Kamiya T, Yokoyama S, Teramoto A, et al. Prevalence and sport-specific comparison of lateral ankle sprain and chronic ankle instability in 2200 collegiate athletes. Foot Ankle Spec. 2026;19(3):19386400261421543. doi:10.1177/19386400261421543 PMid:41902715
2. Yalfani A, Azizian M, Gholami-Borujeni B. Neurofeedback training can increase the effectiveness of neuromuscular training on balance and limit of stability of athletes with chronic ankle instability: three arms and single-blind randomized control trial. Sport Sci Health. 2024;20(4):1343-1352. doi:10.1007/s11332-024-01212-w
3. Lin CI, Houtenbos S, Lu YH, Mayer F, Wippert PM, et al. The epidemiology of chronic ankle instability with perceived ankle instability-a systematic review. J Foot Ankle Res. 2021;14(1):41. doi:10.1186/s13047-021-00480-w PMid:34049565 PMCid:PMC8161930
4. Azizian M, Yalfani A, Gholami-Borujeni B. Comparing the effect of combined and conventional rehabilitation protocols on psychological indicators in people with chronic ankle instability: a systematic review. Phys Treat Spec Phys Ther J. 2025;15(4):255-264. doi:10.32598/ptj.15.4.654.1
5. Sagnard T, Picot B, Forestier N. Proprioceptive acuity, proprioceptive weighting and balance in individuals with chronic ankle instability. Gait Posture. 2025;119:178-184. doi:10.1016/j.gaitpost.2025.03.006 PMid:40122016
6. Xue XA, Li Y, Wang H, Chen Z, Liu J, Zhang L, et al. Proprioception deficits in chronic ankle instability associated with structural and functional alternations in cerebellar vermis. Sports Med Health Sci. 2024; [Epub ahead of print].
7. Wang L, Zhou S, Chen Y, Li Q, Zhao X, Wu J, et al. Biomechanical abnormalities in both sides of individuals with unilateral chronic ankle instability during unanticipated jumps. Orthop J Sports Med. 2025;13(12):23259671251394031. doi:10.1177/23259671251394031 PMid:41466835 PMCid:PMC12743775
8. Rowe PL, Milosavljevic S, Sole G, Reid D, Abbott JH, et al. External ankle support and ankle biomechanics in chronic ankle instability: systematic review and meta-analysis. J Athl Train. 2023;58(7-8):635-647. doi:10.4085/1062-6050-0208.22 PMid:36521172 PMCid:PMC10569247
9. Tang Y, Liang P, Pan J, Zhang C, Ren H, Cheng S, Kong PW. Effects of ankle orthoses, taping, and insoles on postural stability of individuals with chronic ankle instability: a systematic review. InHealthcare 2023; 11(18): 2570. doi:10.3390/healthcare11182570 PMid:37761767 PMCid:PMC10530830
10. Hu X, Li J, Zhang Y, Wang T, Chen P, et al. Effects of plantar-sensory treatments on postural control in chronic ankle instability: a systematic review and meta-analysis. PLoS One. 2023; 18(6):e0287689. doi:10.1371/journal.pone.0287689 PMid:37368906 PMCid:PMC10298754
11. Singh AK, Singh MS, Makhija M. Role of interventions targeting plantar cutaneous receptors in improving postural control in chronic ankle instability: a systematic review with meta-analysis. Foot.2023;56:102034. doi:10.1016/j.foot.2023.102034 PMid:37236131
12. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. Behav Res Methods. 2009;41(4):1149-1160. doi:10.3758/BRM.41.4.1149 PMid:19897823
13. Gholami Borujeni B, Yalfani A. Immediate effect of respiratory muscle sprint-interval training (RMSIT) on the plantar pressure variables in athletes with chronic low back pain: a randomized controlled trial. Iran Rehabil J. 2019;17(3):271-278. doi:10.32598/irj.17.3.271
14. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DT, et al. Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. Br J Sports Med. 2016;50(24):1496-1505. doi:10.1136/bjsports-2016-096189 PMid:27259753

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]

15. Yalfani A, Azizian M, Gholami-Borujeni B. Adding neurofeedback training to neuromuscular training for rehabilitation of chronic ankle instability: a 3-arm randomized controlled trial. Sports Health. 2024;16(5):797-807. doi:10.1177/19417381231219198 PMid:38149335 PMCid:PMC11346238
16. Cen X, Xu D, Baker JS, Gu Y. Association of arch stiffness with plantar impulse distribution during walking, running, and gait termination. Int J Environ Res Public Health. 2020; 17(6):2090. doi:10.3390/ijerph17062090 PMid:32245235 PMCid:PMC7143069
17. Keenan AM, Tanner CM. The effect of high-Dye and low-Dye taping on rearfoot motion. J Am Podiatr Med Assoc. 2001;91(5):255-261. doi:10.7547/87507315-91-5-255 PMid:11359891
18. Vicenzino B, Griffiths A, Griffiths L, Hadley J, et al. An investigation of the anti-pronation effect of two taping methods after application and exercise. Gait Posture. 1997;5(1):1-5. doi:10.1016/S0966-6362(95)01061-0
19. Yin L, Wang H, Chen K, Li J, et al. Effect of kinesiology tape on muscle activation of lower extremity and ankle kinesthesia in individuals with unilateral chronic ankle instability. Front Physiol. 2021;12:786584. doi:10.3389/fphys.2021.786584 PMid:34975539 PMCid:PMC8718686
20. Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J, et al. The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. J Sports Sci Med. 2004;3(1):1-7.
21. Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH, et al. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. J Athl Train. 1997;32(2):141-145.
22. Zhou T, Zhang M, Li X, Wang Y, Chen H, et al. Short-term effects of kinesiology taping on static and dynamic balance in healthy subjects. Front Hum Neurosci. 2024;18:1397881. doi:10.3389/fnhum.2024.1397881 PMid:38895169 PMCid:PMC11183502
23. Ghai S, Ghai I, Narciss S. Influence of taping on force sense accuracy: a systematic review with between and within group meta-analysis. BMC Sports Sci Med Rehabil. 2023;15(1):138. doi:10.1186/s13102-023-00740-1 PMid:37864268 PMCid:PMC10588111
24. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. Med Sci Sports Exerc. 2000;32(1):10-15. doi:10.1097/00005768-200001000-00003 PMid:10647523
25. Delahunt E, Bleakley CM, Bossard DS, Caulfield BM, Docherty CL, Doherty C, et al. Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. Br J Sports Med. 2018;52(20):1304-1310. doi:10.1136/bjsports-2017-098885 PMid:29886432
26. Migel K, Wikstrom E. Gait biomechanics following taping and bracing in patients with chronic ankle instability: a critically appraised topic. J Sport Rehabil. 2020;29(3):373-376. doi:10.1123/jsr.2019-0030 PMid:31628269
27. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Naugle KE, et al. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. Med Sci Sports Exerc. 2007;39(3):397-402. doi:10.1249/mss.0b013e31802d3460 PMid:17473764

How to Cite this Article:
Gholami-Borujeni B, Babagoltabar-Samakoush H. The Effect of Different Ankle Taping Methods on Joint Proprioception and Plantar Foot Impulse during Running in Athletes with Chronic Ankle Instability. Feyz Med Sci J 2026; 30(3):308-320.doi: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.48307/FMSJ.2026.30.3.308]