



Research Paper

The Effect of Kinesiotaping of the Biceps Femoris and Vastus Lateralis Muscles on External Knee Adduction Moment and Lower-limb Joint Power in Individuals with Genu Varum and Healthy Controls During Walking

Morteza Madadi-Shad¹ , Sara Bagheri¹ , Mahdieh Irom¹ , Mohammadhossein Ghasemi^{*2}

1. Department of Physical Education, Farhangian University, P.O.Box 14665-889, Tehran, Iran.

2. Department of Biomedical Science, University of Padova, Padova, Italy.

Scan to read online



Citation: Madadi-Shad M, Bagheri S, Irom M, Ghasemi M. The Effect of Kinesiotaping of the Biceps Femoris and Vastus Lateralis Muscles on External Knee Adduction Moment and Lower-limb Joint Power in Individuals with Genu Varum and Healthy Controls During Walking. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):756–770. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.756>



Article Info:

Received: 24 August 2026

Accepted: 14 October 2026

Published: 15 October 2026

Keywords:

Genu Varum,
Kinesiotaping, Knee
adduction moment, Joint
power, Walking

ABSTRACT

Objective Genu varum is a potential risk factor for the development and progression of knee osteoarthritis. This study aimed to investigate the immediate effects of kinesiotaping applied to the biceps femoris and vastus lateralis muscles on the external knee adduction moment and lower-limb joint power during walking in individuals with genu varum and healthy controls.

Methods Thirty male participants, including 15 individuals with genu varum and 15 healthy controls, were recruited. External knee adduction moments and lower-limb joint power were assessed during walking under two conditions: without taping and with kinesiotaping applied to the biceps femoris and vastus lateralis muscles.

Results Before taping, the genu varum group exhibited a significantly greater first peak of the external knee adduction moment than the control group ($P = 0.029$). Following kinesiotaping, this between-group difference was no longer statistically significant ($P > 0.05$). In the genu varum group, kinesiotaping was associated with significant increases in the magnitude of negative ankle joint power ($P = 0.038$), negative knee joint power ($P = 0.025$), and positive knee joint power ($P = 0.012$). Positive knee joint power also increased significantly in the control group ($P = 0.017$). No significant changes in hip joint power were observed ($P > 0.05$).

Conclusion Kinesiotaping of the biceps femoris and vastus lateralis muscles was associated with immediate changes in knee adduction moments and ankle and knee joint power during walking, particularly in individuals with genu varum. These findings suggest that kinesiotaping may influence lower-limb joint mechanics; however, its clinical benefits and potential effects on knee osteoarthritis risk remain uncertain and require further investigation.

* Corresponding Author:

Mohammadhossein Ghasemi

mohammad.ghasemi@unipd.it

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Introduction

Genu varum is a lower-limb alignment deformity characterized by lateral bowing of the legs and increased separation between the knees when standing with the ankles together. Previous studies have identified genu varum as a potential risk factor for the progression of knee osteoarthritis (OA) (1). The prevalence of knee OA has been reported to be approximately 12% among adults aged 65 years and older (2). Furthermore, the risk of medial compartment knee OA, which is associated with genu varum, has been reported to be approximately 10 times higher than that of lateral compartment OA, which is associated with genu valgum (3). Individuals with genu varum typically exhibit an altered distribution of mechanical loads across the knee joint (4), potentially increasing the loading of the medial compartment and contributing to OA progression.

Among non-invasive interventions aimed at modifying knee joint loading, kinesiotaping has gained considerable attention (5). Kinesiotaping is commonly used to provide external support and potentially influence neuromuscular function and joint mechanics. However, its effects on knee joint loading and lower-limb biomechanics during walking remain insufficiently established, particularly in individuals with genu varum. Further investigation is therefore needed to determine whether kinesiotaping can meaningfully alter the mechanical demands placed on the knee and other lower-limb joints during gait.

The present study aimed to investigate the immediate effects of kinesiotaping applied to the biceps femoris and vastus lateralis muscles on the external knee adduction moment and lower-limb joint power during walking in individuals with genu varum and healthy controls. It was hypothesized that kinesiotaping would reduce the external knee adduction moment and increase lower-limb joint power in individuals with genu varum during walking.

Methods

Thirty male volunteers participated in this study, with a mean age of 21.64 ± 5.40 years, a mean height of 179.25 ± 6.12 cm, and a mean body mass of 73.15 ± 8.14 kg. Participants were divided into two groups of 15: individuals with genu varum and healthy controls. The control group included individuals with an intercondylar distance (measured between the medial femoral epicondyles) of less than 6 cm in the standing position (6) and a Q-angle ranging from 13° to 18° (7).

Gait kinematics were recorded using a Vicon three-dimensional motion capture system operating at a sampling frequency of 100 Hz, with Nexus software (version 1.7.5). Ground reaction forces were recorded at 1,000 Hz using two Kistler force plates embedded in the walkway. Participants performed walking trials under two conditions: without kinesiotaping and with kinesiotaping applied to the biceps femoris and vastus lateralis muscles.

A 2×2 mixed-design analysis of variance (ANOVA), with group (genu varum vs. control) as the between-subjects factor and taping condition (without vs. with kinesiotaping) as the within-subjects factor, was used to examine the main and interaction effects on the external knee adduction moment and lower-limb joint power (7).

Results

Fig. 1 illustrates the external knee adduction moment throughout the stance phase of walking in both groups under the two experimental conditions. No significant between-group differences were observed in the second peak of the external knee adduction moment under either condition ($P > 0.05$). However, before kinesiotaping, the genu varum group exhibited a significantly greater first peak of the external knee adduction moment than the control group ($P = 0.029$). Following kinesiotaping, the first peak increased in both groups, and the between-group difference was no longer statistically significant (Fig. 1B; $P > 0.05$).

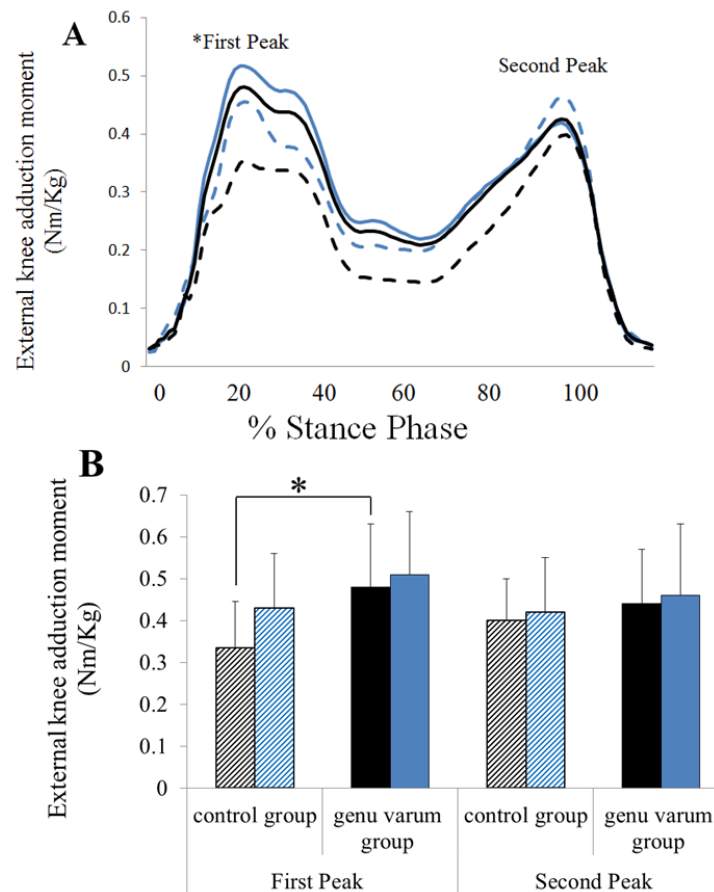


Fig. 1. 1(A) Line graph of the knee external adductor moment throughout the entire stance phase for the control group pre-test: dashed black; control group in parentheses: solid black; and control group post-test: dashed blue; control group in parentheses: solid blue. (B) Bar chart of the quantified first and second peaks of the knee external moment for the control group pre-test: hashed black; control group in parentheses: solid black; and control group post-test: hashed blue; control group in parentheses: solid blue.

Table 1 presents the peak positive and negative joint power values at the hip, knee, and ankle during walking under both taping conditions. Following kinesiotaping, the genu varum group exhibited 27% greater positive knee joint power than the control group ($P = 0.026$). No significant between-group differences were observed for the remaining joint power variables ($P > 0.05$).

Within-group comparisons showed that kinesiotaping was associated with a 20% increase in the

Table 1. Mean $\pm$ standard deviation of peak joint power (W/kg) at the hip, knee, and ankle during walking in different groups.

Joint	Power	Control Group (Pre-tape)	Control Group (Post-tape)	Genu Varum Group (Pre-tape)	Genu Varum Group (Post-tape)
Ankle	Negative	0.72 $\pm$ 0.14	0.78 $\pm$ 0.41	0.66 $\pm$ 0.44*	0.79 $\pm$ 0.26*
	Positive	1.88 $\pm$ 0.50	2.09 $\pm$ 1.17	2.97 $\pm$ 1.11	2.32 $\pm$ 0.96
Knee	Negative	1.22 $\pm$ 0.21	1.43 $\pm$ 0.27	0.96 $\pm$ 0.29*	1.35 $\pm$ 0.23*
	Positive	0.75 $\pm$ 0.11*	1.11 $\pm$ 0.15* α	0.82 $\pm$ 0.15*	1.26 $\pm$ 0.27* α
Hip	Negative	0.82 $\pm$ 0.21	0.68 $\pm$ 0.21	0.90 $\pm$ 0.22	0.84 $\pm$ 0.18
	Positive	1.15 $\pm$ 0.14	1.26 $\pm$ 0.31	1.13 $\pm$ 0.17	1.2 $\pm$ 0.21

*Significant difference between taping conditions; α Significant difference between the control group and the genu varum group.

magnitude of negative ankle joint power in the genu varum group ($P = 0.038$). At the knee joint, positive power increased by 48% in the control group ($P = 0.017$). In the genu varum group, the magnitude of negative knee joint power increased by 40% ($P = 0.025$), while positive knee joint power increased by 53% ($P = 0.012$). No significant changes in hip joint power were observed following kinesiotaping ($P > 0.05$).

Discussion

The present study investigated the immediate effects of kinesiotaping applied to the biceps femoris and vastus lateralis muscles on the external knee adduction moment and lower-limb joint power during walking in individuals with genu varum and healthy controls. Before kinesiotaping, individuals with genu varum exhibited a significantly greater first peak of the external knee adduction moment than healthy controls. This finding is consistent with previous studies reporting greater external knee adduction moments in individuals with genu varum (8, 9). The external knee adduction moment is commonly used as a biomechanical surrogate of medial knee compartment loading, although it does not directly quantify joint contact forces. Previous research has associated elevated knee adduction moments with knee pain and the development or progression of medial compartment osteoarthritis (10–12). However, the relationship between knee adduction moments and clinical outcomes is complex and may be influenced by individual anatomical and biomechanical characteristics.

Following kinesiotaping, the first peak of the external knee adduction moment increased numerically in both groups, and the previously significant between-group difference was no longer observed. However, the absence of a statistically significant between-group difference after taping does not necessarily indicate a significant treatment effect. Moreover, because the external knee adduction moment is associated with medial compartment loading, an increase in this variable cannot be interpreted as a beneficial mechanical adaptation without additional evidence. Therefore, the present findings do not support the initial hypothesis that kinesiotaping would reduce the external knee adduction moment in individuals with genu varum. Further studies incorporating appropriate group-by-condition interaction analyses are needed to clarify whether kinesiotaping produces different biomechanical responses in individuals with and without genu varum.

Regarding ankle joint power, kinesiotaping was associated with a significant increase in the magnitude of negative ankle power in the genu varum group. Negative joint power generally represents net mechanical energy absorption at a joint and is influenced by the interaction between joint moments and angular velocities. During the early stance phase of walking, eccentric activity of the ankle dorsiflexors contributes to controlling plantarflexion following initial contact (13). The observed increase in the magnitude of negative ankle power may therefore reflect altered mechanical energy absorption at the ankle. However, because the present study evaluated peak joint power rather than phase-specific energy absorption, the timing and functional significance of this change cannot be established. Furthermore, whether this alteration contributes to improved shock attenuation or a reduced risk of lower-limb injury remains uncertain.

Kinesiotaping was also associated with significant increases in the magnitude of negative knee joint power and positive knee joint power in individuals with genu varum. During walking, negative knee joint power is commonly associated with net mechanical energy absorption, particularly during weight acceptance, when eccentric quadriceps activity contributes to controlling knee flexion (14). Accordingly, the observed increase in the magnitude of negative knee power may indicate changes in the mechanical demands placed on the knee during gait. However, peak negative joint power alone does not establish improved shock absorption or reduced ground reaction forces. Similarly, the increase in positive knee joint power suggests altered net mechanical power generation but does not necessarily indicate improved walking efficiency or functional performance. Although kinesiotaping has been proposed to influence proprioceptive feedback and neuromuscular coordination (15),

these mechanisms were not directly assessed in the present study. Therefore, the underlying mechanisms responsible for the observed changes in joint power remain unclear.

In contrast, kinesiotaping did not produce significant changes in hip joint power during walking. This finding suggests that the immediate biomechanical effects observed in the present study were more apparent at the knee and ankle than at the hip. During gait, hip joint power reflects the combined contributions of joint moments and angular velocities, with positive and negative power occurring during different phases of the gait cycle (16, 17). Because kinesiotaping was applied only to the biceps femoris and vastus lateralis muscles, the intervention may have had a more localized influence on lower-limb mechanics. Nevertheless, this interpretation remains speculative, as muscle activation patterns and interjoint coordination were not directly examined. The absence of statistically significant changes in hip joint power should also not be interpreted as evidence that kinesiotaping has no effect on hip mechanics.

Several limitations should be considered when interpreting these findings. First, the relatively small sample size and inclusion of only young male participants limit the generalizability of the results. Second, the absence of a sham-taping condition makes it difficult to distinguish the specific effects of kinesiotaping from nonspecific effects associated with tape application. Third, the potential influence of walking speed and the order of experimental conditions should be considered when interpreting changes in joint moments and power. In addition, the study focused on immediate biomechanical responses and did not assess long-term adaptations, clinical outcomes, or injury incidence. Future studies should incorporate sham-controlled designs, appropriate control of walking speed, and comprehensive analyses of joint kinetics and muscle activation. Longitudinal investigations are also needed to determine whether the observed biomechanical changes have meaningful clinical implications for individuals with genu varum.

Conclusion

This study demonstrated that individuals with genu varum exhibit higher external knee adduction torque (EKAT) and greater positive knee joint power during gait compared to healthy individuals. Since kinesio taping of the biceps femoris and vastus lateralis muscles modifies the external adductor moment of the knee, this may lead to a reduced risk of developing knee osteoarthritis in individuals with genu varum. Furthermore, because kinesiotaping of these muscles increases ankle and knee power, this tool may be considered an efficient and effective method for enhancing gait efficiency and improving walking mechanisms in individuals with genu varum. However, the use of kinesiotape did not have a significant effect on hip joint power during gait.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All participants provided written informed consent before participating in the study. The study was conducted in accordance with the ethical principles outlined in the Declaration of Helsinki. Participation was voluntary, and the confidentiality of participants' personal information was maintained throughout the study.

Funding

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

Authors' contributions

Morteza Madadi-Shad: Formal analysis, Supervision, Writing – original draft, Writing – review & editing.

Sara Bagheri: Writing – original draft, Writing – review & editing.

Mahdieh Irom: Investigation, Project administration.

Mohammadhossein Ghasemi: Conceptualization, Methodology, review & editing.
All authors read and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر کینزیوتیپ عضلات دوسرانی و پهن خارجی در افراد سالم و افراد با زانوی پرانتری بر گشتاور خارجی زانو و توان مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن

مرتضی مددی شاد^۱، سارا باقری^۱، مهدیه آیرم^۱، محمدحسین قاسمی^{۲*}

۱. گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، صندوق پستی ۸۸۹-۱۴۶۶۵ تهران، ایران.

۲. گروه علوم زیست پزشکی، دانشگاه پادووا، پادووا، ایتالیا.



Citation: Madadi-Shad M, Bagheri S, Irom M, Ghasemi M. The Effect of Kinesiotaping of the Biceps Femoris and Vastus Lateralis Muscles on External Knee Adduction Moment and Lower-limb Joint Power in Individuals with Genu Varum and Healthy Controls During Walking. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):756-770. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.756>

چکیده

هدف: عارضه‌ی زانوی پرانتری می‌تواند به‌عنوان یک عامل خطر برای پیشرفت استئوآرتریت زانو باشد. هدف از مطالعه‌ی حاضر ارزیابی و بررسی تأثیر کینزیوتیپینگ عضلات دوسرانی و پهن خارجی در افراد سالم و افراد با زانوی پرانتری بر گشتاور خارجی زانو و توان مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن بود.

روش‌ها: تعداد ۳۰ داوطلب مرد، شامل ۱۵ نفر دارای زانوی پرانتری و ۱۵ نفر افراد سالم به‌عنوان گروه کنترل در این مطالعه حضور داشتند. در حالیکه داوطلبان آزمون راه رفتن را انجام می‌دادند، با استفاده از سیستم ثبت و تحلیل حرکات، مقادیر گشتاور خارجی آداکتوری زانو و توان سه بعدی مفاصل اندام تحتانی در دو حالت با و بدون استفاده از نوار تیپ بر روی عضلات دوسرانی و پهن خارجی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

یافته‌ها: افراد با پای پرانتری قبل از استفاده از نوار تیپ مقادیر گشتاور آداکتوری بیشتری نسبت به افراد گروه کنترل داشتند ($P=0/029$) که استفاده از نوار تیپ موجب اصلاح این اختلاف و از بین رفتن آن شد ($P<0/05$). استفاده از نوار تیپ موجب افزایش توان مفصل میچ پا ($P=0/038$) و افزایش توان مثبت ($P=0/025$) و منفی ($P=0/012$) زانو در افراد با پای پرانتری شد.

نتیجه‌گیری: از آنجاییکه کینزیوتیپ عضلات دوسرانی و پهن خارجی موجب اصلاح مقادیر گشتاور آداکتوری خارجی زانو می‌شود، این امر ممکن است منجر به کاهش خطر ابتلای افراد پا پرانتری به بیماری آرتروز زانو گردد. همچنین، بدلیل اینکه استفاده از کینزیوتیپ عضلات پهن خارجی و دوسرانی منجر به افزایش توان میچ پا و زانو می‌شود، استفاده از این ابزار می‌تواند به‌عنوان روشی کارا و موثر در جهت افزایش بهره‌وری و بهبود مکانیزم راه رفتن در افراد با زانوی پرانتری شناخته شود.

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۲ شهریور ۱۴۰۵

پذیرش: ۲۲ مهر ۱۴۰۵

انتشار: ۲۳ مهر ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

زانوی پرانتری، نوار کینزیوتیپ، گشتاور آداکتوری زانو، راه رفتن.

* نویسنده مسئول:

محمدحسین قاسمی

mohammad.ghasemi@unipd.it

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](#), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

مقدمه

زانوی پرانتری حالتی است که در آن راستای عمودی زانوها در هنگام ایستادن کنار هم قرار نمی‌گیرند و پاها به سمت بیرون قوس دارند. مطالعات پیشین گزارش کرده‌اند که زانوی پرانتری می‌تواند به‌عنوان یک عامل خطر برای پیشرفت استئوآرتریت (آرتروز) زانو باشد (۱، ۲). شیوع استئوآرتریت زانو در حدود ۱۲ درصد از مردان و زنان ۶۵ ساله و بالاتر گزارش شده است (۲). احتمال بروز استئوآرتریت در کمپارتمان داخلی زانو که مرتبط با عارضه‌ی زانوی پرانتریست تقریباً ۱۰ برابر بیشتر از استئوآرتریت کمپارتمان خارجی (مرتبط با زانوی ضربدری) است (۳). افراد مبتلا به ژنو واروم (پای پرانتری) دچار عدم تعادل بیشتری در توزیع بار زانو هستند (۴)؛ بنابراین، وجود ژنو واروم یک عامل خطر مهم برای استئوآرتریت کمپارتمان داخلی زانو محسوب می‌شود. گشتاور خارجی آداکتوری زانو به‌عنوان شاخص معتبری از بارگذاری مکانیکی مفصل زانو در فاز اتکای چرخه راه رفتن شناخته شده است (۵). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که گشتاور آداکشن خارجی زانو که هنگام راه رفتن ایجاد می‌شود، برای توصیف بارگذاری دینامیکی در کمپارتمان داخلی زانو (۶) و نیز پیشرفت بیماری استئوآرتریت (۷) مرتبط و مهم است.

درمان‌های غیرتهاجمی با حداقل عوارض جانبی به‌عنوان گزینه‌های مداخله زود هنگام برای افراد مبتلا به عارضه‌ی زانوی پرانتری توصیه می‌شوند (۱۸، ۱۹). ارتزهای کف پا و بریس‌های زانو از نمونه‌های رایج این مداخلات هستند (۱۸). در این میان، هم بریس‌های والگوس زانو (۲۰) و هم ارتزهای کف پا (۲۰) در کاهش گشتاور آداکشن زانو ایجاد شده هنگام راه رفتن موفق بوده‌اند. با این حال، این مداخلات تنها بهبودهای خفیف تا متوسطی در گشتاور خارجی زانو و توان مفاصل اندام تحتانی ایجاد کرده‌اند (۲۱، ۲۲).

در میان روش‌های غیرتهاجمی برای مدیریت اضافه‌بار بر کمپارتمان زانو، استفاده از کینزیوتیپ محبوبیت زیادی یافته است (۲۱، ۲۲). با این حال، از منظر علمی لازم است اثرات کینزیوتیپ به‌طور دقیق مشخص و تبیین شوند. هدف از مطالعه‌ی حاضر ارزیابی و بررسی تأثیر کینزوتیپینگ عضلات دوسرانی و پهن خارجی در افراد سالم و افراد با زانوی پرانتری بر گشتاور خارجی زانو و توان مفاصل اندام تحتانی هنگام راه رفتن بود. فرض این پژوهش بر آن بود که استفاده از کینزیوتیپ عضلات ناحیه خارجی زانو منجر به کاهش گشتاور خارجی آداکتوری زانو و افزایش توان مفاصل اندام تحتانی در افراد با زانوی پرانتری در هنگام راه رفتن می‌شود.

روش‌ها

آزمودنی‌ها

تعداد ۳۰ داوطلب مرد با میانگین سنی ۲۱/۶۴ سال (انحراف معیار ۵/۴)، میانگین قد ۱۷۹/۲۵ سانتی‌متر (انحراف معیار ۶/۱۲) و میانگین جرم بدن ۷۳/۱۵ کیلوگرم (انحراف معیار ۸/۱۴) در مطالعه شرکت داشتند. آزمودنی‌ها در دو گروه ۱۵ نفری شامل گروه افراد دارای زانوی پرانتری و گروه افراد نرمال به‌عنوان گروه کنترل تقسیم‌بندی شدند. افراد گروه کنترل شامل کسانی بودند که فاصله ایپی‌کوندیل‌های داخلی زانو کمتر از ۶ سانتی‌متر در وضعیت ایستاده (۲۳) و دارای زاویه Q بین ۱۳ تا ۱۸ درجه بودند (۲۳). عدم وجود تشخیص بالینی آرتريت روماتوئید، استئوآرتریت زانو، یا درد در ناحیه اندام تحتانی از دیگر ویژگی‌های افراد گروه کنترل بود. افراد گروه بیمار ۱۵ نفر از افراد دارای فاصله‌ی بین کندیل بیشتر از ۶ سانتی‌متر و زاویه Q کمتر از ۱۳ درجه بودند (۲۳). هیچ‌یک از آزمودنی‌ها پیش‌تر برای هیچ‌گونه مشکل اندام تحتانی درمان نشده بودند و هیچ‌کدام نیز دارای شرایط پزشکی یا اسکلتی-عضلانی محدودکننده فعالیت نبودند. همه شرکت‌کنندگان پیش از ثبت نام، رضایت آگاهانه کتبی ارائه دادند.

ابزار

از سیستم‌های تحلیل حرکت شرکت وایکان متشکل از دوربین‌های پرسرعت سه بعدی و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز و نرم‌افزار ضبط داده Nexus-1.7.5 برای کمی‌سازی کینماتیک راه رفتن استفاده شد. همچنین، دو صفحه نیروی شرکت Kistler (فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) تعبیه شده بر روی زمین و مرکز مسیر راه رفتن برای ثبت متغیرهای کینتیکی استفاده گردید. سیستم‌های تحلیل حرکت و صفحه نیروسنج همگی با نرم‌افزار Nexus-1.7.5 همگام‌سازی شدند.

روند اجرای پژوهش

در روز ثبت آزمون ابتدا روی پوست بدن آزمودنی‌ها مارکرهای بازتاب‌کننده نور مادون‌قرمز بر اساس مدل Visual 3D Marker Set نصب گردید (۲۴). پیش از اجرای آزمایش اصلی، یک آزمون ایستا ثبت شد تا رابطه بین دستگاه مختصات مارکرها و دستگاه مختصات آناتومیکی مشخص شود و سپس ماتریس‌های تبدیل مارکر به آناتومیکی تعیین گردند (۲۵) (شکل ۱. الف). آزمون‌های پویای راه‌رفتن در دو حالت بدون استفاده از کینزیوتیپ و همچنین کینزیوتیپ عضلات پهن خارجی و دوسرانی انجام شدند. انتخاب این دو عضله بدان جهت بود که مطالعات پیشین نشان داده بودند که افزایش توان تولیدی این دو عضله با افزایش زاویه Q و بهبود وضعیت زانوی پرانتری همراه است (۲۵). برای هر شرط، از داوطلبان خواسته شد تا با سرعت دلخواه خود در یک مسیر ۱۸ متری راه بروند. از هر آزمودنی خواسته شد تا راه برود و روی صفحات نیرو قدم بگذارد تا زمانی که سه آزمایش سالم و تصحیح شده برای هر فرد ثبت شود.

دستورالعمل کلی نحوه‌ی چسباندن تیپ‌ها براساس پروتکل استاندارد استفاده از این ابزار انجام گرفت (۲۶). از نوار تیپ از نوع Tape Gold با عرض ۵ سانتی‌متر (Kinesio USA, Albuquerque, NM, USA) استفاده شد. پس از آن که موهای ناحیه ران آزمودنی با تیغ اصلاح شدند، حساسیت پوستی افراد با یک نوار تست KT روی پوست و طی مدت ۲۴ ساعت کنترل گردید. برای بانداژ عضله دوسر رانی، شرکت‌کنندگان به وضعیت خوابیده به پهلو قرار گرفتند؛ به‌طوری‌که مفصل ران در وضعیت فلکشن بود، ران



شکل ۱. (الف) محل نصب مارکرها بر اساس پروتکل Visual 3D Marker Set، (ب) کینزیوتیپینگ عضله دو سر رانی و پهن خارجی.

به صورت چرخش داخلی قرار گرفت و زانو در اکستنشن قرار داشت. سپس از ناحیه خط خشن ران تا ناحیه خلفی سر نازک‌نی با تنشی حدود ۳۰ درصد نوار تیپ چسبانده شد. برای بانداژ پهن خارجی، شرکت کنندگان در دو وضعیت خوابیده به پشت قرار گرفتند و سپس نوار تیپ از مبدأ تا محل اتصال پهن خارجی (۲۶) روی عضله با تنش حدود ۳۰ درصد اعمال گردید (شکل ۱. ب).

پردازش داده‌ها

داده‌های کینماتیکی با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس برش ۸ هرتز فیلتر شدند و داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از یک فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه چهارم با فرکانس برش ۲۰ هرتز فیلتر شدند (۲۶). گشتاورهای زانو با استفاده از روش دینامیک معکوس (کتاب وینتر) و با بهره‌گیری از ویژگی‌های اینرسی بخش‌های بدن (۲۶)، محاسبه شدند. قله‌های اول و دوم گشتاور آداکتوری خارجی زانو مورد ارزیابی قرار گرفتند. مقادیر توان مفاصل اندام تحتانی و گشتاور خارجی زانو به ترتیب، نسبت به جرم بدن (kg) و جرم بدن $\times$ قد نرمال‌سازی شدند و به ترتیب بر حسب وات بر کیلوگرم (W/kg) و نیوتن بر کیلوگرم (N/kg) گزارش گردیدند. داده‌های کینماتیکی و کینتیکی برای محاسبه میانگین توان‌های منفی/مثبت مفصل‌های ران، زانو و مچ پا و همچنین گشتاور خارجی زانو با استفاده از روش دینامیک معکوس بر پایه‌ی مدل Visual 3D Marker Set در سیستم حرکتی Vicon به کار گرفته و محاسبه شدند (۲۶).

تجزیه و تحلیل آماری

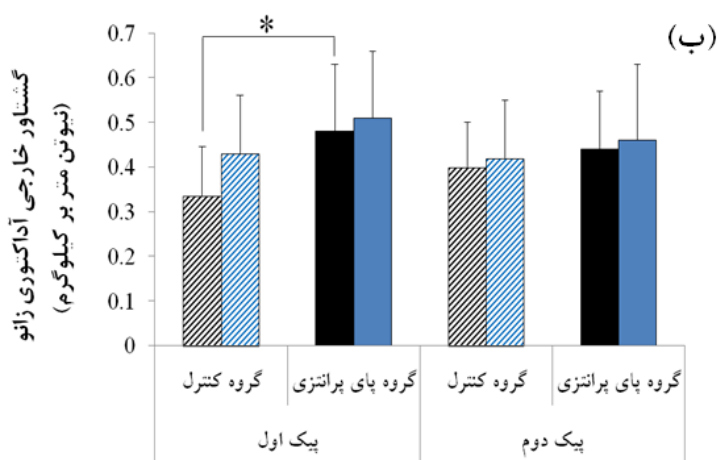
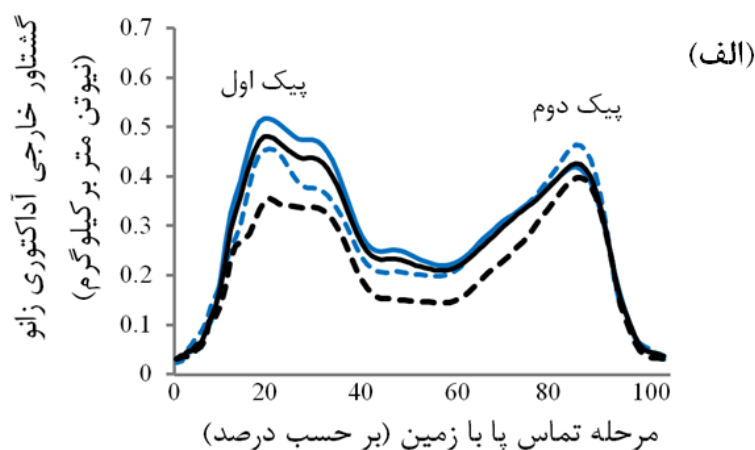
داده‌های حاصل از آزمون‌ها به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار برای هر گروه گزارش شدند. پیش از انجام تحلیل‌های اصلی، نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک ارزیابی گردید. به منظور ارزیابی اثرات متقابل بین گروه (کنترل و افراد مبتلا به پای پرانتری) و شرایط آزمایش (پیش و پس از مداخله با تیپ) بر متغیرهای کینماتیکی، از تحلیل واریانس آمیخته با اندازه‌گیری مکرر 2×2 استفاده گردید (۱۰). در ادامه، برای کنترل نرخ خطای نوع اول در مقایسه‌های متعدد، از تصحیح بونفرونی بهره گرفته شد (۱۰). تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام گرفت و سطح معناداری برای کلیه آزمون‌ها برابر با $P < 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

شکل ۲ نمودار گشتاور خارجی آداکتوری زانو در یک سیکل راه رفتن را در دو گروه مورد آزمایش نشان می‌دهد. نتایج نشان داد دو گروه در مقدار پیک دوم سنجش شده اختلاف معناداری را در هر دو شرایط آزمایش ندارند ($P > 0.05$). با این حال، گروه افراد با پای پرانتری در پیش‌آزمون (قبل از کینزیوتیپ) مقدار گشتاور آداکتوری بیشتری را در پیک اول نسبت به گروه کنترل تجربه کردند ($P = 0.029$). نتایج پس‌آزمون نشان داد که استفاده از کینزیوتیپ توانست با افزایش مقادیر گشتاور خارجی آداکتوری پیک اول، اختلاف وجود داشته در پیش‌آزمون را کاهش داده و موجب عدم معناداری تفاوت دو گروه شد (شکل ۲. ب) ($P > 0.05$). **جدول ۱** مقادیر بیشینه‌ی توان مفاصل ران، زانو و مچ پا در گروه‌های مختلف هنگام راه رفتن با استفاده از کینزیوتیپ و بدون استفاده از آن را نشان می‌دهد. نتایج مقایسه‌های بین گروهی نشان داد افراد با پای پرانتری پس از استفاده از کینزیوتیپ به میزان ۲۷٪ توان مثبت بیشتری نسبت به افراد سالم در مفصل زانو داشتند ($P = 0.026$). در سایر مقایسه‌های بین گروهی تفاوت معناداری یافت نشد ($P > 0.05$). نتایج مقایسه‌های درون گروهی نشان داد افراد با پای پرانتری پس از استفاده از کینزیوتیپ به مقدار ۲۰٪ توان منفی بیشتری نسبت به پیش از استفاده از آن در مفصل مچ پا داشتند ($P = 0.038$). در مفصل زانو با مقایسه‌ی نتایج پیش و پس‌آزمون

جدول ۱. مقادیر میانگین $\pm$ انحراف استاندارد بیشینه‌ی توان مفصل ران، زانو و مچ پا (وات بر کیلوگرم) در گروه‌های مختلف هنگام راه رفتن.

مفصل	توان	گروه کنترل	گروه پای پرانتری
مچ	منفی	بعد از تیپ -0.41 ± 0.78	قبل از تیپ $-0.44 \pm 0.66^*$
	مثبت	قبل از تیپ -0.14 ± 0.72	بعد از تیپ $-0.26 \pm 0.79^*$
زانو	منفی	1.17 ± 2.09	1.11 ± 2.97
	مثبت	-0.27 ± 1.43	$-0.23 \pm 1.35^*$
ران	مثبت	$0.15 \pm 1.11^*$	$0.27 \pm 1.26^*$
	منفی	-0.21 ± 0.82	-0.18 ± 0.84
	مثبت	-0.31 ± 1.26	-0.21 ± 1.22
	منفی	-0.14 ± 1.15	-0.17 ± 1.13

* تفاوت معنادار بین شرایط استفاده از کینزیوتیپ و بدون آن؛ α تفاوت معنادار بین گروه کنترل و گروه با پای پرانتری

شکل ۲. (الف) نمودار خطی روند گشتاور خارجی آداکتوری زانو در تمام مرحله اسکان پا بر روی زمین برای پیش آزمون گروه کنترل: مشکی منقطع، گروه پا پرانتری: مشکی ممتد و پس آزمون گروه کنترل: آبی منقطع، گروه پا پرانتری: آبی ممتد، (ب) نمودار میله‌ای عددی سازی شده پیک های اول و دوم گشتاور خارجی زانو برای پیش آزمون گروه کنترل: مشکی هاشور زده شده، گروه پا پرانتری: مشکی یکدست و پس آزمون گروه کنترل: آبی هاشور زده شده، گروه پا پرانتری: آبی یکدست.

(درون گروهی) مشخص گردید که استفاده از کینزیوتیپ منجر به افزایش ۴۸٪ توان مثبت زانو در افراد سالم ($P=0/017$)، افزایش ۴۰٪ توان منفی زانو در افراد با پای پرانتری ($P=0/025$) و افزایش ۵۳٪ توان مثبت زانو در افراد با پای پرانتری می‌گردد ($P=0/012$). در مورد مفصل ران، نتایج نشان داد که استفاده از کینزیوتیپ نمی‌تواند اثر معناداری را پدید بیاورد ($P>0/05$).

بحث

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که گروه افراد با پای پرانتری در پیش‌آزمون (قبل از کینزیوتیپ) مقدار گشتاور آداکتوری معنادار بزرگ‌تری نسبت به گروه کنترل دارند. نتایج به‌دست‌آمده همسو با نتایج بسیاری از مطالعات پیشین است که نشان می‌دهند بروز عارضه ژنواروم (زانوی پرانتری) منجر به افزایش گشتاور خارجی آداکتوری در افراد در هنگام راه رفتن می‌شود (۸، ۹). این افزایش گشتاور خارجی به‌نوبه‌ی خود می‌تواند منجر به افزایش خطر آسیب‌های همچون سندروم درد کشکی رانی (۱۰)، درد زانو (۱۰)، پارگی رباط و مینیسک زانو (۱۱) و همچنین استئوآرتریت زانو (۱۱) گردد. در این رابطه گزارش شده است که افزایش گشتاور خارجی آداکتوری زانو در افراد با زانوی پرانتری منجر به افزایش خطر ۳ برابری پیدایش استئوآرتریت کندیل داخلی زانو می‌شود (۱۲). نتایج مطالعه‌ی حاضر یک‌بار دیگر لزوم به‌کارگیری تداخلات درمانی جهت پیشگیری و درمان عارضه‌ی زانوی پرانتری در افراد مبتلا به جهت بروز آسیب‌های متعدد ثانویه را آشکار می‌سازد.

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد افراد با پای پرانتری پس از استفاده از کینزیوتیپ توان منفی بیشتری نسبت به پیش از استفاده از آن در مفصل مچ پا داشتند. مچ پا معمولاً در مرحله اولیه راه رفتن (پس از تماس پاشنه)، برای حرکت دورسی‌فلکشن/پلان‌تارفلکشن دارای مقدار محدودی دامنه‌ی حرکتی است (۱۳). پس از تماس اولیه، عضلات دورسی‌فلکسور مچ پا به‌صورت برون‌گرا منقبض می‌شوند و توان را جذب می‌کنند (توان منفی) و اجازه می‌دهند پا به‌آرامی روی زمین قرار گیرد (۱۳). بنابراین، افزایش توان منفی مفصل مچ پا در شرایط کینزیوتیپینگ می‌تواند احتمالاً از آسیب‌های بافت نرم کف پا در افراد مبتلا به زانوی پرانتری پیشگیری کند. نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که در مفصل زانو استفاده از کینزیوتیپ منجر به افزایش توان منفی زانو در افراد با پای پرانتری می‌گردد. فعالیت چهارسر ران در جذب انرژی هنگام تماس اولیه‌ی پاشنه با زمین نقش دارد و به کاهش نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) کمک می‌کند (۱۴). عضله‌ی چهارسر ران در زمان تماس اولیه‌ی راه‌رفتن به‌صورت برون‌گرا منقبض می‌شود (توان منفی مفصل زانو) که این امر ممکن است به پذیرش وزن کمک کند، زیرا این عضله بخش عمده‌ای از انرژی ناشی از تماس پا با زمین را تعدیل می‌کند (۱۴). بر اساس نتایج ما، کینزیوتیپینگ عضلات پهن خارجی و دوسرانی باعث افزایش جذب انرژی در مفصل زانو طی نیمه‌ی اول فاز تاب شد. در مطالعه‌ی حاضر، افزایش توان منفی متوسط در مفصل زانو افراد با پای پرانتری در شرایط کینزیوتیپینگ احتمالاً به بهبود جذب ضربه از طرف زمین در هنگام تماس پا با زمین کمک کرده است. بنابراین، این پدیده شاید بتواند نرخ آسیب در افراد مبتلا به زانوی پرانتری را کاهش دهد. این اثر ممکن است ناشی از حمایت و تحریکی باشد که نوار تیپ بر مفاصل و عضلات اعمال می‌کند و می‌تواند با افزایش هماهنگی عضلانی، فعال‌سازی واحدهای حرکتی بزرگ را بیشتر کند (۱۵). این دیدگاه جدید درباره‌ی چگونگی تأثیر کینزیوتیپینگ بر راه‌رفتن، در درمان افراد دارای ناهنجاری‌های راه‌رفتن مفید خواهد بود؛ بااین‌حال، انجام پژوهش‌های بیشتر با محاسبه نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام راه رفتن ضروری است.

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که استفاده از کینزیوتیپ نمی‌تواند اثر معناداری را در مفصل ران در هنگام راه رفتن پدید آورد. نتایج به‌دست‌آمده از مطالعه حاضر همسو بود با مطالعه‌ی نیگ و همکاران (۲۰۱۰) که بیان نمودند کینزیوتیپ عضلات ناحیه خارجی زانو تأثیری را در توان عضلات مفصل ران نمی‌گذارد (۱۶). در هنگام راه رفتن، میزان اوج توان مثبت مفصل ران در مرحله‌ی ابتدای

نوسان توسط عضلات فلکسور ران تولید می‌شود (۱۶). همچنین، اوج توان منفی در اواخر مرحله اتکای پا بر زمین توسط عضلات فلکسور ران ایجاد می‌شود (۱۷). در مطالعه‌ی حاضر دو عضله پهن خارجی و دوسرانی مورد تیپ قرار گرفتند و گروه عضلات فلکسور ران تیپ نشدند که شاید علت دلیل عدم ایجاد تفاوت همین امر باشد. باین‌حال، به دلیل عمقی بودن عضله سوئزخاصره‌ای امکان کینزیوتیپ آن وجود نداشت که این مورد از اصلی‌ترین محدودیت‌های پژوهش حاضر است. برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود که نتایج مطالعه‌ی حاضر با نتایج گروه‌های افراد پاتولوژیک دیگر همانند افراد دارای استئوآرتریت زانو و همچنین افراد دارای دو عارضه هم‌زمان ژنوواروم و استئوآرتریت مقایسه و بررسی گردد.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه نشان داد که افراد با پای پرانتری در مقایسه با افراد سالم دارای مقدار گشتاور آداکتوری خارجی و توان مثبت بیشتری در مفصل زانو در هنگام راه رفتن هستند. از آنجایی‌که کینزیوتیپ عضلات دوسرانی و پهن خارجی موجب اصلاح مقادیر گشتاور آداکتوری خارجی زانو می‌شود، این امر ممکن است منجر به کاهش خطر ابتلای افراد پا پرانتری به بیماری آرتروز زانو گردد. همچنین، به دلیل اینکه استفاده از کینزیوتیپ عضلات پهن خارجی و دوسرانی منجر به افزایش توان میچ پا و زانو می‌شود، استفاده از این ابزار می‌تواند به عنوان روشی کارا و مؤثر در جهت افزایش بهره‌وری و بهبود مکانیزم راه رفتن در افراد با زانوی پرانتری شناخته شود. باین‌حال، استفاده از نوار تیپ اثر معناداری بر توان مفصل ران هنگام راه رفتن نداشت.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی شرکت‌کنندگان پیش از ورود به پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی ارائه کردند. این پژوهش مطابق با اصول اخلاقی مندرج در بیانیه هلسینکی انجام شد. شرکت در پژوهش کاملاً داوطلبانه بود و محرمانگی اطلاعات شخصی شرکت‌کنندگان در تمامی مراحل پژوهش حفظ شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی اختصاصی از سوی سازمان‌های تأمین‌کننده بودجه در بخش‌های دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

مرتضی مددی شاد: تحلیل، نظارت، نگارش پیش‌نویس اولیه، بازبینی و ویرایش متن.

سارا باقری: مفهوم‌پردازی، روش‌شناسی، نگارش پیش‌نویس اولیه، بازبینی و ویرایش متن.

مهديه آیرم: انجام پژوهش، مدیریت اجرایی پروژه.

محمدحسین قاسمی: مفهوم‌پردازی، روش‌شناسی، بازبینی و ویرایش متن.

تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کردند.

تعارض

نویسندگان اعلام می کنند که در ارتباط با انتشار این مقاله هیچ گونه تعارض منافی وجود ندارد.

References

1. Shibuya N, Kitterman RT, LaFontaine J, Jupiter DC. Demographic, physical, and radiographic factors associated with functional flatfoot deformity. The Journal of Foot and Ankle Surgery. 2014;53(2):168-172. [DOI:10.1053/j.jfas.2013.11.002]
2. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2018;22(1):83-89. [DOI:10.1016/j.jbmt.2017.04.007]
3. Madadi-Shad M, Farahpour N, Majlesi M. Immediate effects of anti-pronation foot orthoses with different inclination angles on ground reaction force components during walking. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2019;8(4):92-102.
4. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of Biomechanics. 2016;49(9):1705-1710. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056]
5. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006]
6. Asghari V, Farahpour N, Robbins S, Moisan G, Majlesi M. Kinematic changes of lower-limb joints during walking in individuals with chronic ankle instability on flat and inclined surfaces. Journal of Sport Biomechanics. The Foot. 2026;12(2):302-319. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.2.302]
7. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: a three-dimensional moment analysis. 2017;55:75-80. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.04.011]
8. Twomey D, McIntosh AJ. The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. The Foot. 2012;22(2):60-65. [DOI:10.1016/j.foot.2011.11.005]
9. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. Journal of Pediatric Orthopaedics. 2001;21(3):378-382. [DOI:10.1097/01241398-200105000-00022]
10. Granacher U, Schellbach J, Klein K, Prieske O, Baeyens JP, Muehlbauer T. Effects of core strength training using stable versus unstable surfaces on physical fitness in adolescents: a randomized controlled trial. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2014;6(1):40. [DOI:10.1186/2052-1847-6-40]
11. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clinical Biomechanics. 2010;25(3):265-270. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007]
12. Mohammad Zaheri R, Majlesi M, Fatahi A. Impact of lower-limb fatigue on kinetic risk factors for ACL injury during post-spike landings in volleyball athletes. Journal of Sport Biomechanics. 2026;11(4):466-484. [DOI:10.61882/JSportBiomech.11.4.466]
13. Tang SF, Chen CH, Wu CK, Hong WH, Chen KJ, Chen CK. The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. Clinical Neurology and Neurosurgery. 2015;129:S8-S11. [DOI:10.1016/S0303-

8467(15)30004-4]

14. Lin JL, Balbas J, Richardson EG. Results of non-surgical treatment of stage II posterior tibial tendon dysfunction: a 7- to 10-year follow-up. *Foot & Ankle International*. 2008;29(8):781-786. [DOI:10.3113/FAI.2008.0781]

15. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*. 2007;39(2):175-191. [DOI:10.3758/BF03193146]

16. Nigg BM, Federolf P, Landry SC. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(10):1047-1052. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.07.010]

17. Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013. [DOI:10.5040/9781492595809]

18. Nigg BM, Mohr M, Nigg SR. Muscle tuning and preferred movement path: a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science*. 2017;2:007. [DOI:10.15203/CISS_2017.007]

19. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*. 2009;37(2):252-259. [DOI:10.1177/0363546508328107]

20. Yoshida M, Aoki N, Taniguchi K, Yoshida M, Katayose M. Kinematic analysis of the ankle joint on the side-hop test in subjects with ankle sprains. *Translational Sports Medicine*. 2018;1(6):265-272. [DOI:10.1002/tsm2.44]

21. Webster CA, Nussbaum MA. Localized ankle fatigue development and fatigue perception in adults with or without chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2016;51(6):491-497. [DOI:10.4085/1062-6050-51.9.02]

22. Unnithan S, Thomas J. Not all ankle injuries are ankle sprains: case of an isolated cuboid stress fracture. *Clinics and Practice*. 2018;8(3):1093. [DOI:10.4081/cp.2018.1093]

23. Madadi-Shad M, Hanifeh MB, Momen HR. How far an arch support foot orthosis can affect lower limb joint angular accelerations during normal gait? *Journal of Advanced Sport Technology*. 2020;4(2):11-18.

24. Darvishi S, Majlesi M, Azadian E. Comparative analysis of center of pressure responses during defensive landing in professional and novice volleyball players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(2):162-174. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.2.162]

25. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: a randomized controlled trial. *PLOS ONE*. 2018;13(10):e0205187. [DOI:10.1371/journal.pone.0205187]

26. Nester CJ, Van Der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*. 2003;17(2):180-187. [DOI:10.1016/S0966-6362(02)00065-6]