

Research Paper



The Effect of American Academy of Sports Medicine Exercises on Ground Reaction Forces During Walking in Individuals with Hamstring Tightness and Low Back Pain

*Mohsen Barghamadi¹ , Makwan Jabar Ali¹

1. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.



Citation: Barghamadi M, Jabar Ali M. The Effect of American Academy of Sports Medicine Exercises on Ground Reaction Forces During Walking in Individuals with Hamstring Tightness and Low Back Pain. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):642-660. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.642>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.642>



Article Info:

Received: 2 August 2026

Accepted: 24 August 2026

Available Online: 25 August 2026

Keywords:

Walking, Ground reaction force, Hamstring tightness, Low back pain, Corrective exercise, Gait biomechanics

ABSTRACT

Objective Walking is a fundamental daily activity that depends on coordinated neuromuscular and musculoskeletal function. Hamstring tightness and low back pain may alter gait biomechanics and ground reaction force patterns. This study aimed to investigate the effects of a NASM-based corrective exercise program on ground reaction forces during walking in individuals with hamstring tightness and low back pain.

Methods This quasi-experimental study included 30 men aged 20–30 years assigned to experimental (n=15; hamstring tightness and low back pain) and control (n=15; healthy) groups. The experimental group performed an 8-week NASM corrective exercise program, while the control group maintained usual activities. Ground reaction forces were recorded during walking at 2.3 m/s using a Bertec force plate. Data were analyzed using two-way repeated-measures ANOVA in SPSS version 26 at a significance level of 0.05.

Results Significant time effects were observed for peak mediolateral ground reaction forces at heel strike ($p = 0.024$; $d = 0.201$) and push-off ($p = 0.001$; $d = 0.633$). A significant time $\times$ group interaction was found for peak anterior–posterior ground reaction force at heel strike ($p = 0.001$; $d = 0.399$). Additionally, a significant time $\times$ group interaction was observed for peak vertical ground reaction force during push-off ($p = 0.010$; $d = 0.254$). The time $\times$ group interaction was also significant for the time to peak anterior–posterior ground reaction force at heel strike ($p = 0.006$; $d = 0.276$).

Conclusion The findings suggest that a NASM-based corrective exercise program may influence specific ground reaction force characteristics during walking in individuals with hamstring tightness and low back pain. These changes may reflect improvements in neuromuscular control and gait mechanics; however, further studies with larger samples are required to confirm these effects.

* Corresponding Author:

Mohsen Barghamadi

Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

E-mail: Barghamadi@uma.ac.ir

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.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

Low back pain (LBP) is one of the most prevalent musculoskeletal disorders worldwide and is associated with disability, psychological consequences, and substantial socioeconomic costs (1–4). Individuals with LBP often demonstrate altered movement strategies, including impaired trunk motor control, changes in lower-limb kinematics, increased postural sway, altered center of pressure displacement, and reduced trunk muscle performance (5). These biomechanical adaptations may influence the distribution and regulation of external forces during functional activities such as walking. Walking requires coordinated interaction between the lower limbs and the trunk to effectively control external loads, including tensile, shear, and rotational forces (6, 7). Alterations in lower-limb mechanics and hip muscle function have been associated with low back disorders and may contribute to abnormal gait patterns in individuals with LBP (8–10). Previous studies have reported differences in ground reaction force characteristics, including force peaks, impulse, loading rate, and time to peak force, among individuals with LBP compared with healthy populations (11). Various exercise-based interventions, including general exercise programs, the McKenzie method, Pilates, core stabilization, and motor control exercises, have been investigated for improving movement impairments associated with LBP (12–15). Recently, corrective exercise approaches based on the National Academy of Sports Medicine (NASM) model have gained attention due to their emphasis on flexibility, muscle activation, and neuromuscular control. However, the effects of NASM-based corrective exercises on gait-related biomechanical variables, particularly ground reaction forces, remain unclear. Therefore, the present study aimed to investigate the effects of a NASM-based corrective exercise program on ground reaction forces during walking in individuals with hamstring tightness and low back pain.

2. Methods

This quasi-experimental laboratory study employed a pretest–posttest design with a control group. Based on previous studies and an a priori sample size estimation using G*Power software, 15 participants per group were considered sufficient to achieve a statistical power of 0.80 at a significance level of 0.05. Accordingly, 30 men aged 20–30 years were recruited through purposive sampling from patients with hamstring tightness and low back pain who were referred to public clinics and private centers in Ardabil, Iran. Participants were evaluated and diagnosed by an orthopedic specialist according to the inclusion and exclusion criteria. The participants were assigned to two groups: an experimental group consisting of individuals with hamstring tightness and low back pain, and a control group consisting of healthy individuals without low back pain or hamstring tightness. Inclusion criteria for both groups included male sex, age between 20 and 30 years, no participation in regular exercise programs during the previous six months, no involvement in competitive or professional sports, the ability to sit, stand, and walk independently without assistive devices, no history of musculoskeletal surgery in the trunk or lower extremities, and absence of neurological, musculoskeletal, or orthopedic disorders that could limit physical activity. Specific inclusion criteria for the experimental group included hamstring tightness confirmed by the Active Knee Extension (AKE) test and a history of low back pain lasting at least three months. The control group was required to have no history of low back pain and no hamstring tightness based on the AKE test. Participants were excluded if they had previously participated in structured rehabilitation programs for low back pain, used analgesic or anti-inflammatory medications during the intervention period, experienced injury, withdrew consent, or missed more than two consecutive training sessions. The study protocol was approved by the Ethics Committee of Mohaghegh Ardabili University (IR.UMA.REC.1403.090), and all participants provided written informed consent after receiving a complete explanation of the study procedures.

Hamstring tightness was assessed using the AKE test. Participants were positioned supine, and the examiner placed the hip in 90° flexion. Participants were instructed to actively extend the knee, and the knee extension angle was measured using a goniometer. The axis of the goniometer was aligned with the lateral femoral condyle, with the stationary arm aligned with the femur and the movable arm aligned with the lateral malleolus. The test was considered positive when participants reported a strong stretching sensation in the posterior thigh or knee before reaching the final 25° of knee extension.

The experimental group participated in an eight-week NASM corrective exercise program consisting of 24 training sessions (three sessions per week, 60 minutes per session), whereas the control group did not participate in any structured exercise program and maintained their usual daily activities. Participants in both groups were instructed to avoid additional exercise programs during the study period. The NASM program included diaphragmatic breathing, baby rock, prone on elbows, rolling, side lying and oblique sit exercises, tripod position, kneeling to squat, and Czech get-up exercises, which were progressively introduced according to the stages of the program.

Ground reaction force data were collected in the biomechanics laboratory of Ardabil using a Bertec force plate (40×60 cm). Participants walked along a 20-m walkway at a controlled speed of 2.3 m/s, with the force plate positioned in the middle of the walkway. Walking speed was monitored using a stopwatch to ensure consistency among trials. Ground reaction force signals were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter with a cutoff frequency of 20 Hz. The analyzed variables included peak three-dimensional ground reaction forces, peak positive free moment, and time to peak values for the mediolateral (Fx), anteroposterior (Fy), and vertical (Fz) components. All force variables were normalized to body mass and expressed as a percentage of body weight. Data normality was assessed using the Shapiro–Wilk test, and homogeneity of variances was examined using Levene’s test. A two-way repeated-measures analysis of variance was used to evaluate the effects of time (pretest and posttest), group (experimental and control), and the time $\times$ group interaction. Bonferroni post hoc tests were performed when significant interactions were observed. Statistical significance was set at $\alpha < 0.05$, and all analyses were conducted using SPSS version 26.

3. Results

The results indicated a significant main effect of time on peak mediolateral ground-reaction forces at heel contact ($p=0.024$, $d=0.201$) and during the push-off phase ($p=0.001$, $d=0.633$). A significant main effect of time was also observed for peak anteroposterior ground-reaction forces at heel contact ($p=0.011$, $d=0.249$) and during push-off ($p=0.001$, $d=0.533$). Likewise, peak vertical ground-reaction forces showed a significant main effect of time at heel contact ($p=0.001$, $d=0.459$) and during push-off ($p=0.002$, $d=0.496$) (Fig. 1). A significant time $\times$ group interaction was found for peak anteroposterior ground-reaction force at heel contact ($p=0.001$, $d=0.399$) and for peak vertical ground-reaction force during push-off ($p=0.010$, $d=0.254$). Significant time $\times$ group interactions were also detected for time-to-peak of the anteroposterior ground-reaction force at heel contact ($p=0.006$, $d=0.276$) and for time-to-peak of the vertical ground-reaction force during push-off ($p=0.016$, $d=0.224$).

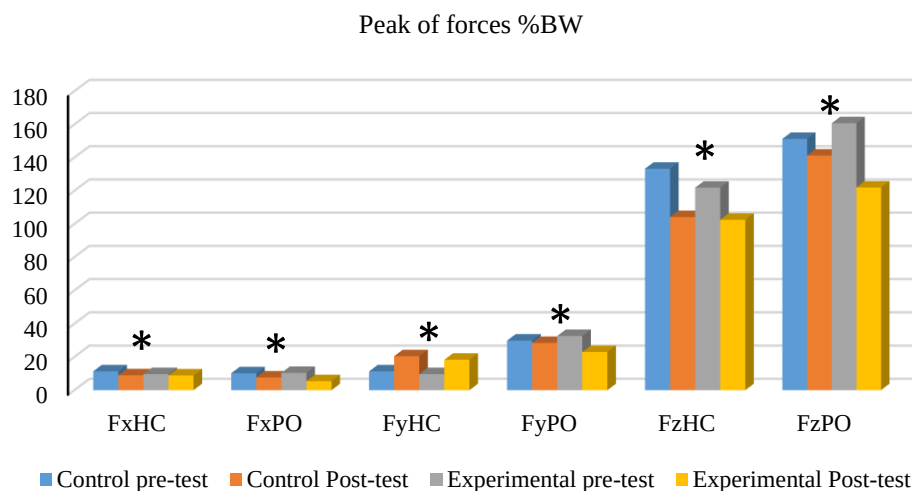


Fig. 1. Comparison of peak ground reaction forces when walking with hamstring tightness and low back pain

4. Discussion

This study investigated the effects of NASM-based corrective exercise training on ground reaction forces during walking in individuals with hamstring tightness and low back pain. The findings demonstrated significant changes over time in peak ground reaction forces across the mediolateral, anteroposterior, and vertical directions at both heel contact and push-off phases. These findings suggest that lower-limb loading patterns changed during the intervention period; however, the specific contribution of NASM training should be interpreted based on the observed time $\times$ group interactions. Alterations in the anteroposterior and vertical components may reflect modifications in force absorption and generation strategies throughout the gait cycle, as these components play important roles in controlling forward progression and managing external mechanical loads.

The mediolateral component of ground reaction force represents an important aspect of frontal-plane loading during locomotion and may influence lower-limb joint loading patterns (26). In the present study, significant changes in peak mediolateral ground reaction forces were observed at heel contact and push-off, indicating alterations in mediolateral loading strategies following the intervention period. These findings are partially consistent with previous research by Jafarnejadgero et al., who reported reductions in peak mediolateral forces following sand-surface training in individuals with foot pronation (31). Together, these findings suggest that corrective exercise interventions may contribute to modifications in lower-limb force distribution and gait-related loading patterns. Vertical ground reaction force is one of the primary external forces acting on the body during locomotion and contributes to mechanical loading of the ankle, knee, hip, and spine (27, 28). In this study, peak vertical ground reaction forces showed significant reductions at both heel contact and push-off phases. These changes may indicate alterations in impact absorption and force-generation strategies during walking. However, reductions in vertical ground reaction force alone cannot directly confirm improvements in tissue tolerance or reductions in injury risk.

The anteroposterior component of ground reaction force, particularly its braking phase during early stance, reflects the interaction between the foot and ground and contributes to deceleration control following foot contact (32). The present findings demonstrated significant changes in peak anteroposterior force and time-to-peak values. Previous studies have suggested that alterations in the timing of force development may affect lower-limb loading characteristics (33–35). Nevertheless, anteroposterior force characteristics are influenced by several factors, including walking speed, step length, and confidence during walking (36). Therefore, these factors should be considered when interpreting changes in this variable. The propulsive phase during push-off is primarily influenced by plantarflexor muscle function and contributes to forward progression (6, 32). Accordingly, the observed changes may reflect adaptations in gait mechanics and force-generation strategies following the training program. The current study also demonstrated a significant effect of time on vertical loading rate. Loading rate represents the speed at which external forces are transmitted to the musculoskeletal system and has been considered an important biomechanical parameter related to repetitive loading conditions (35). The observed reduction in loading rate may indicate changes in impact absorption strategies during walking. This finding is consistent with previous studies reporting that gait characteristics, including stance duration and walking speed, can influence loading rate values (38, 39). However, further investigations using additional biomechanical variables are required to clarify the mechanisms responsible for these changes.

Regarding the free moment, a significant time $\times$ group interaction was observed for peak positive values. The free moment provides information about rotational control during locomotion and has been associated with transverse-plane loading of the lower limb and joints (41–44). The observed changes may indicate modifications in rotational control strategies following NASM training. Previous studies have demonstrated that corrective exercise programs can improve balance, lower-limb strength, and movement patterns (46, 47). Additionally, comprehensive corrective training has been shown to improve balance and plantar pressure distribution in individuals with lower-limb abnormalities (48). Therefore, improvements in neuromuscular coordination, muscle function, and movement strategies may represent possible explanations for the observed changes in free moment and loading characteristics. Nevertheless, these mechanisms require confirmation through direct assessments such as kinematic or electromyographic analyses. Overall, the findings suggest that NASM-based corrective exercise training may influence specific ground reaction force characteristics during walking in individuals with hamstring tightness and low back pain. These changes may reflect adaptations in lower-limb loading strategies and movement

control. Future studies with larger sample sizes and comprehensive biomechanical assessments are recommended to further investigate the mechanisms underlying these adaptations.

5. Conclusion

The findings of this study suggest that NASM-based corrective exercises may influence specific biomechanical characteristics of walking in individuals with hamstring tightness and low back pain. The intervention was associated with changes in ground reaction force components in the mediolateral, anteroposterior, and vertical directions, as well as alterations in vertical loading rate and peak positive free moment. These changes may reflect adaptations in lower-limb loading strategies and movement control during walking. Although the findings indicate potential benefits of NASM exercises as a non-invasive approach for improving gait-related biomechanical characteristics, further studies with larger sample sizes, longer follow-up periods, and additional biomechanical assessments are required to confirm the underlying mechanisms and clinical effectiveness.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of Mohaghegh Ardabili University (IR.UMA.REC.1403.090). Written informed consent was obtained from all participants prior to participation.

Funding

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

Authors' contributions

Makwan Jabbar Ali and Mohsen Barghamdi contributed to the conception and design of the study, methodology development, and interpretation of findings. Makwan Jabbar Ali was responsible for data collection and project management. Mohsen Barghamdi performed the data analysis and supervised the research process. Both authors contributed to manuscript preparation, critical revision, and editing of the manuscript. All authors reviewed and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this article.

مقاله پژوهشی

تأثیر تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا بر نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد

*محسن برغمندی^۱، ماکوان جبار علی^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Barghamadi M, Jabar Ali M. The Effect of American Academy of Sports Medicine Exercises on Ground Reaction Forces During Walking in Individuals with Hamstring Tightness and Low Back Pain. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):642-660. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.642> <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.642>

چکیده

هدف راه رفتن یکی از مهم‌ترین و پرکاربردترین روش انتقال در روزمره افراد است؛ یکی از آسیب‌هایی که آن را تحت تأثیر قرار می‌دهد کوتاهی همسترینگ و کمردرد است؛ بنابراین این تحقیق به بررسی تأثیر تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد در طی راه رفتن پرداخته است.

روش‌ها این مطالعه نیمه تجربی شامل ۳۰ مرد ۲۰ تا ۳۰ ساله بود که به دو گروه تجربی (۱۵ نفر دارای کوتاهی/سفتی عضلات همسترینگ و کمردرد) و کنترل (۱۵ نفر سالم) تقسیم شدند. گروه تجربی یک برنامه تمرینات اصلاحی NASM را به مدت ۸ هفته انجام داد، در حالی که گروه کنترل فعالیت‌های معمول خود را ادامه داد. نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن با سرعت ۲٫۳ متر بر ثانیه با استفاده از صفحه نیروی Bertec ثبت شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های تکراری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ و با سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شدند.

یافته‌ها با توجه به نتایج به دست آمده اثر عامل زمان در مقادیر اوج نیروی جانبی هنگام تماس پاشنه پا با زمین ($d=0/201$; $p=0/024$) و فاز جدا شدن پاشنه پا ($d=0/633$; $p=0/001$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر نیروی ترمزکنندگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/399$; $p=0/001$). اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی هنگام جدا شدن پاشنه پا از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/254$; $p=0/010$). اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای قدامی خلفی هنگام تماس پاشنه پا با زمین از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/276$; $p=0/006$).

نتیجه‌گیری بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا توانسته است از طریق بهبود کنترل عصبی-عضلانی و اصلاح الگوی حرکتی، نیروهای عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد را در افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد به طور مطلوبی تعدیل کند و بارهای مکانیکی وارد بر اندام تحتانی را کاهش دهد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۱ مرداد ۱۴۰۵

تاریخ پذیرش: ۲ شهریور ۱۴۰۵

تاریخ انتشار: ۳ شهریور ۱۴۰۵

کلید واژه‌ها:

راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین، کوتاهی عضلات همسترینگ، کمردرد، تمرینات اصلاحی، بیومکانیک راه رفتن

*نویسنده مسئول:

محسن برغمندی

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

ایمیل: Barghamadi@uma.ac.ir

مقدمه

یکی از شایع‌ترین دردهای ناحیه ستون فقرات، کمردرد^۱ می‌باشد (۱). سازمان بهداشت جهانی گزارش کرده است شیوع دوره‌ای کمردرد در طول عمر تا ۸۴ درصد جمعیت را در جهان تحت تأثیر قرار می‌دهد. این آمار در ایران متفاوت گزارش شده و شیوع کمردرد به‌طور جداگانه در جمعیت کودکان، پرستاران و زنان باردار در حدود ۵۵ درصد گزارش شده است (۲، ۳). افزایش کمردرد و ناتوانی ناشی از آن باعث بروز مشکل در انجام کارهای روزمره و فعالیت اجتماعی، مشکلات روحی و روانی و اثرات منفی بر اقتصاد خانواده و جامعه می‌شود (۴). در افراد مبتلا به کمردرد، مشکلات بیومکانیکی متعددی گزارش شده است که از جمله می‌توان به افزایش تغییرپذیری نیروی تولیدی تنه، افزایش سفتی تنه، کاهش تغییرپذیری کینماتیک اندام تحتانی، اختلال در مکانیسم‌های عضلات تنه، افزایش نوسانات مرکز فشار و مرکز جرم، تغییر پاسچر به سمت جلو، کاهش سرعت هدایت عصبی، افزایش حرکات ران و تنه و کاهش گشتاور ایزومتریک تنه اشاره کرد. این تغییرات بیومکانیکی می‌توانند هم به‌عنوان پیامد و هم به‌عنوان عاملی در تداوم و تشدید کمردرد نقش داشته باشند (۵). پا تنها قسمت بدن است که در حال راه رفتن یا دویدن با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای برقراری تعادل به هنگام دویدن و در حالت ایستاده نقش مهمی دارد (۶). اندام تحتانی باید نیروی کششی، قیچی‌وار و چرخشی را در راه رفتن و دویدن به‌خوبی کنترل کند (۷). یکی از وظایف مهم کف پا خاصیت جذب شوک در فعالیت‌هایی مانند دویدن، پریدن و راه رفتن است (۸).

کینتیک غیرطبیعی و عملکرد نامناسب عضلات ران با آسیب متعددی مانند آسیب‌های کمردرد (۹) و آسیب مفصل ران مرتبط است (۱۰). بر طبق شواهد موجود باقی ماندن کمردرد بر کنترل حرکت کمری تأثیرگذار است و تغییرات ساختاری، باعث تغییر کینتیک در بیماران مبتلا به کمردرد شود (۱۱). سرعت راه رفتن، چرخش لگن و فلکشن زانو در فاز اولیه تماس پاشنه در بیماران دارای کمردرد کاهش پیدا می‌کند و این کاهش سرعت راه رفتن به‌عنوان یک مکانیزم برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و درد کمر طی راه رفتن انجام می‌پذیرد (۱۲). همچنین، افزایش فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات (۱۳) و عضلات پشت ران (۱۴) در بیماران دارای کمردرد گزارش شده است. پژوهشگران ارتباط بین انتقال نیرو بر اثر ضربه به ستون فقرات طی دویدن و ارتفاع قوس طولی داخلی (۱۵)، چرخش لگن و پرونیشن مفصل زیرقاپی (۱۶) را بیان نموده‌اند. این عوامل در کنار هم یکی از دلایل بسزایی افزایش مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن و در نتیجه ایجاد و تشدید کمردرد هستند (۱۷). فونسکا و همکاران (۲۰۰۹) به تأثیر یک دوره تمرینات پیلاتس بر روی افراد دارای کمردرد پرداختند و گزارش کردند که سرعت راه رفتن در افراد دارای کمردرد کمتر از گروه سالم است (۱۸). تحقیقات نشان داده‌اند بین پرونیشن پا و بیماری کمردرد ارتباط معنی‌داری وجود دارد همچنین بیان شده است که یکی از راه‌های درمان کمردرد، درمان اختلالات وضعیتی پا است (۱۹، ۲۰). در بسیاری از تحقیقاتی که بر روی افراد کمردرد و فعالیت عضلات آن‌ها انجام شده است، ناهنجاری‌های ساختار پا مورد توجه قرار نگرفته است. تنها فرهمور و همکاران نشان داده‌اند که عضلات دوقلو، سیرینی میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیته طی راه رفتن دارا می‌باشند (۲۱)؛ بنابراین، پیدا نمودن شیوه‌های درمانی جهت جلوگیری از عوارض ثانویه و تشدید شدت بیماری در این افراد از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این شیوه‌های درمانی استفاده از تمرینات توان‌بخشی می‌باشد (۲۲، ۲۳).

1. Low Back Pain

امروزه در بیماران کمردرد در طی حرکات انتقالی مانند راه رفتن و دویدن با توجه به تغییر نیروها و فشارهای وارده، استفاده از مداخلات درمانی جهت بررسی دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین بسیار مهم است (۲۱). تاکنون با توجه به گستردگی نیازهای درمانی بیماران مبتلا به کمردرد، برنامه‌های توان‌بخشی متعددی با هدف بهبود و ارتقای عملکرد این افراد طراحی و اجرا شده است (۲۴). در این زمینه، پروتکل‌های تمرینی گوناگونی برای بیماران مبتلا به کمردرد پیشنهاد شده که هر یک از منظری خاص کاربردی به نظر می‌رسند. برای نمونه، برخی پژوهشگران نشان داده‌اند تمرینات عمومی می‌توانند در درمان درازمدت کمردرد مؤثر واقع شوند (۲۵). علاوه بر این، پروتکل‌های تمرینی دیگری از جمله روش مکنزی، پیلاتس، تمرینات ثبات‌دهنده مرکزی و تمرینات کنترل حرکتی نیز در مطالعات متعددی مورد بررسی قرار گرفته‌اند (۲۶-۳۰). در همین راستا، یکی از رویکردهای درمانی که در سال‌های اخیر برای بازتوانی بیماران مبتلا به کمردرد مورد توجه قرار گرفته، استفاده از تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا است. در تکنیک رهاسازی میوفاشیال توسط آزمون گیرنده به‌منظور ایجاد یک پاسخ مهاری در دوک عضلاتی و کاهش فعالیت مدار گاما از طریق فشار مداوم با یک شدت، میزان و مدت خاص، موجب تحریک گیرنده‌های مذکور می‌شود. فشار از طریق یک شی با شدت بالا (حداکثر تحمل درد) برای مدت کم ۳۰ ثانیه یا شدت کم (حداقل تحمل درد) برای مدت طولانی (۹۰ ثانیه) به‌طور معنادار، دامنه حرکتی را افزایش خواهد داد (۳۱). این پروتکل تمرینی به علت جامعیت مورد توجه زیادی قرار گرفته است. پژوهش‌های انجام شده نیز حاکی از آن است که تمرینات NASM در اصلاح برخی ناهنجاری‌ها، تأثیر بهتری نسبت به تمرین‌های اصلاحی سنتی دارند (۳۲)؛ اما با توجه به اهمیت موضوع تاکنون پژوهشی به بررسی تأثیر تمرینات NASM در افراد کوتاهی همسترینگ و کمردرد نپرداخته است بنابراین در این مطالعه تأثیر تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد در طی راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون و گروه کنترل بود. بر اساس اطلاعات حاصل از مطالعات پیشین و با استفاده از نرم‌افزار G*Power، حجم نمونه مورد نیاز ۱۵ نفر در هر گروه برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود. بر این اساس، ۳۰ مرد در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در مطالعه شرکت کردند که شامل ۱۵ نفر در گروه تجربی (افراد دارای سفتی عضلات همسترینگ و کمردرد) و ۱۵ نفر در گروه کنترل (افراد سالم بدون کمردرد و بدون سفتی عضلات همسترینگ) بودند. شرکت‌کنندگان به‌صورت هدفمند از میان افراد مراجعه‌کننده به درمانگاه‌های دولتی و مراکز خصوصی شهر اردبیل انتخاب شدند و پس از ارزیابی و تشخیص توسط متخصص ارتوپدی و بررسی معیارهای ورود و خروج، وارد مطالعه شدند. معیارهای ورود مشترک برای هر دو گروه شامل جنسیت مذکر، سن ۲۰ تا ۳۰ سال، نداشتن سابقه شرکت در برنامه‌های ورزشی منظم طی شش ماه گذشته، عدم مشارکت در ورزش‌های رقابتی یا حرفه‌ای، توانایی نشست، ایستادن و راه رفتن مستقل بدون استفاده از وسایل کمکی، نداشتن سابقه جراحی عضلانی-اسکلتی در ناحیه تنه یا اندام‌های تحتانی، سلامت عصبی-عضلانی و ارتوپدی و نداشتن محدودیت فعالیتی بر اساس نظر پزشک بود. معیارهای ورود اختصاصی برای گروه تجربی شامل وجود سفتی عضلات همسترینگ بر اساس آزمون فعال باز کردن زانو و ابتلا به کمردرد مزمن حداقل به مدت سه ماه بود. معیارهای ورود

1. Active Knee Extension (AKE)

اختصاصی گروه کنترل نیز شامل نداشتن سابقه کمردرد و طبیعی بودن آزمون AKE بود. معیارهای خروج از مطالعه شامل شرکت قبلی در برنامه‌های توان‌بخشی ساختاریافته مرتبط با کمردرد، مصرف داروهای مسکن یا ضدالتهابی طی دوره مطالعه، عدم تمایل به ادامه همکاری، بروز آسیب یا اختلالاتی که انجام ارزیابی‌ها را مختل کند، و مصرف داروهای تجویز شده‌ای که بر تعادل یا عملکرد حرکتی تأثیرگذار باشند، بود. همچنین شرکت‌کنندگانی که بیش از دو جلسه متوالی در برنامه تمرینی غیبت داشتند، از ادامه مطالعه حذف شدند. پروتکل پژوهش پس از بررسی و تأیید کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد اخلاق IIR.UMA.REC.1403.090 اجرا شد (۳۳). پیش از شروع مطالعه، اهداف و مراحل اجرای پژوهش برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و رضایت‌نامه آگاهانه کتبی مطابق با اصول بیانیه هلسینکی از تمامی افراد دریافت شد (۳۵). همچنین اطلاعات جمعیت‌شناختی شامل سن و سابقه آسیب جمع‌آوری شد.

آزمون فعال باز کردن زانو

برای ارزیابی سفتی عضلات همسترینگ، آزمون AKE انجام شد. شرکت‌کننده در وضعیت طاق‌باز قرار گرفت و آزمونگر مفصل ران را در زاویه ۹۰ درجه خم‌شدگی تثبیت کرد. سپس از فرد خواسته شد زانو را به‌صورت فعال باز کند. زاویه باز شدن زانو با استفاده از گونیامتر اندازه‌گیری شد؛ به‌گونه‌ای که محور گونیامتر روی کندیل خارجی ران، بازوی ثابت در امتداد ران و بازوی متحرک در امتداد قوزک خارجی پا قرار گرفت. آزمون زمانی مثبت در نظر گرفته شد که فرد پیش از رسیدن زانو به ۲۵ درجه پایانی اکستنشن، احساس کشش شدید در ناحیه پشت ران یا پشت زانو گزارش کند (۳۴).

پروتکل تمرینی

شرکت‌کنندگان به‌صورت تصادفی در دو گروه تجربی و کنترل قرار گرفتند. گروه تجربی به‌مدت هشت هفته (۲۴ جلسه تمرینی) در برنامه تمرینی NASM شرکت کردند (سه جلسه ۶۰ دقیقه‌ای در هفته)، درحالی‌که گروه کنترل هیچ‌گونه فعالیت ورزشی ساختاریافته‌ای انجام ندادند و تنها پس از هشت هفته مجدداً مورد ارزیابی قرار گرفتند. از تمام شرکت‌کنندگان خواسته شد در طول دوره مداخله از شرکت در هرگونه فعالیت یا تمرین دیگر خودداری کنند. اعضای گروه کنترل موظف بودند روال عادی روزمره خود را حفظ کرده و از آغاز هر برنامه تمرینی جدید در طول مطالعه پرهیز نمایند (جدول ۱).

جمع‌آوری داده‌های کینتیکی

شرکت‌کنندگان در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی اردبیل با سرعت ۲/۳ متر بر ثانیه مسیر ۲۰ متری را که در میانه راه یک صفحه نیرو قرار داشت، راه رفتند. محقق با استفاده از یک کرنومتر سرعت و زمان راه رفتن را تحت نظر داشت تا آزمودنی‌ها دارای سرعت راه رفتن یکسانی باشند. گام‌برداری آزمودنی‌های به‌صورت پاشنه‌پنجه بود. در این حین داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با صفحه نیروی برتک ساخت آمریکا (۴۰*۶۰ سانتی‌متر) ثبت شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت شامل حداکثر مقدار GRF سه بعدی و اوج گشتاور آزاد مثبت، زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های داخلی-خارجی (Fx)، مؤلفه قدامی-خلفی (Fy) و مؤلفه عمودی (Fz) بود. اوج منحنی عمودی GRF (اوج فعال (Fz)) برای تحلیل بیشتر مورد توجه قرار گرفتند. در جهت داخلی-خارجی، اوج نیروهای داخلی (Fxms) و خارجی (Fxhc) مورد بررسی قرار گرفت. در جهت قدامی-خلفی، اوج نیروی خلفی (Fyh) و اوج

نیروی قدامی (Fypo) مورد بررسی قرار گرفت. نیروها با جرم بدن نرمال شدند و به عنوان درصدی از جرم بدن گزارش گردیدند (۳۶).

تجزیه و تحلیل آماری

توزیع نرمال داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک و همگنی واریانس‌ها با آزمون لوین بررسی شد. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. در این آزمون، دو عامل «زمان» (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) و «گروه» (تجربی و کنترل) به عنوان عوامل درون‌گروهی و بین‌گروهی وارد مدل شدند و اثر اصلی هر یک از عوامل، به همراه اثر تعاملی زمان×گروه، مورد بررسی قرار گرفت. در مواردی که اثر تعاملی معنادار به دست آمد، جهت مقایسه‌های زوجی از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. سطح معناداری در $p < 0.05$ در نظر گرفته شد. تمام تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۶ انجام گرفت.

جدول ۱. هشت هفته تمرینات آکادمی ملی آمریکا (NASM)

تمرینات	هفته‌ها	توضیحات و تمرکز اصلی	ست × تکرار / مدت زمان
تنفس دیافراگمی	۱-۲	در وضعیت طاق‌باز و نشسته، بر گسترش ۳۶۰ درجه دیواره شکم و قفسه سینه تحتانی بدون بالا آمدن قفسه سینه تمرکز شود. هدف، ایجاد فشار درون شکمی (IAP) ایده‌آل است.	۳ ست × ۱۰ تنفس
حرکت نوزاد (حالت طاق‌باز ۹۰-۹۰)	۱-۲	در وضعیت طاق‌باز دراز بکشید، لگن و زانوها را در زاویه ۹۰ درجه قرار دهید. ستون فقرات کمری را ثابت نگه دارید (کمر روی زمین بماند) و تنفس کنترل‌شده را حفظ کنید.	۳ ست × نگه داشتن ۳۰ ثانیه
در حالت دمر روی آرنج	۳-۴	از وضعیت دمر، بالاتنه را روی آرنج‌ها بلند کنید. بر حفظ ستون فقرات بلند و خنثی تمرکز کنید و از باز شدن بیش از حد کمر یا جدا شدن کتف‌ها (اسکاپولار وینگینگ) جلوگیری نمایید.	۳ ست × نگه داشتن ۳۰ ثانیه
غلطیدن	۳-۴	چرخش بدن را از مرکز (با استفاده از فشار درون شکمی و عضلات مایل شکم) آغاز کنید، نه با فشار دادن بازوها یا پاها. حرکت باید نرم و کنترل‌شده از حالت طاق‌باز به دمر و برعکس انجام شود.	۲ ست × ۸-۱۰ غلت به هر طرف
طاق‌باز جانبی و نشستن مایل	۵-۶	تثبیت تنه در صفحه فرونتال. پیشرفت از حالت طاق‌باز جانبی به حالت «نشستن مایل» با تکیه بر یک دست و بلند کردن لگن از روی زمین.	۳ ست × نگه داشتن ۲۰-۳۰ ثانیه برای هر سمت
حالت سه‌پایه	۵-۶	تکیه بر دو دست و یک پا یا زانو. توسعه الگوهای حمایتی متقابل، با تمرکز بر هم‌انقباضی عضلات پایدارکننده شانه و لگن در سمت حمایت‌کننده.	۳ ست × نگه داشتن ۲۰ ثانیه برای هر سمت
از زانو زدن تا اسکوات	۷-۸	تمرین انتقال از وضعیت زانو زدن بلند به اسکوات عمیق درحالی که بالاتنه صاف، ستون فقرات در وضعیت خنثی و فشار درون شکمی (IAP) پایدار حفظ می‌شود.	۲ ست × ۱۰-۱۲ تکرار
بلند شدن چک (بخش جزئی)	۷-۸	تمرین انتقال نرم و کنترل‌شده میان وضعیت‌های پایه‌ای DNS (مثلاً از طاق‌باز به نشستن مایل تا سه‌پایه). تمرکز بر کیفیت و کنترل هر مرحله از حرکت است.	۲ ست × ۳-۵ انتقال برای هر سمت

توضیح: تمرینات ذکر شده نشان‌دهنده وضعیت‌های رشدی کلیدی هستند که در هر مرحله معرفی و تمرین می‌شوند. یک جلسه اصلی معمولاً حدود ۵۰ دقیقه طول می‌کشد و شامل مجموعه‌ای از این تمرینات است که به تدریج از نظر پیچیدگی پیشرفت می‌کنند، همان‌طور که در مراحل مختلف برنامه توضیح داده شده است.

نتایج

با توجه به نتایج به دست آمده از جدول ۲ اثر عامل زمان در مقادیر اوج نیروی جانبی هنگام تماس پاشنه پا با زمین ($p=0/024$) و فاز جدا شدن پاشنه پا ($d=0/201$) و فاز جدا شدن پاشنه پا ($p=0/001$; $d=0/633$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. اثر عامل زمان در مقادیر اوج نیروهای ترمزکنندگی هنگام تماس پاشنه پا با زمین ($p=0/011$; $d=0/249$) و فاز جدا شدن پاشنه پا ($p=0/001$; $d=0/533$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. اثر عامل زمان در مقادیر اوج نیروی عمودی هنگام تماس پاشنه پا با زمین ($p=0/001$; $d=0/459$) و فاز جدا شدن پاشنه پا ($p=0/002$; $d=0/496$) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (شکل ۱ و جدول ۲).

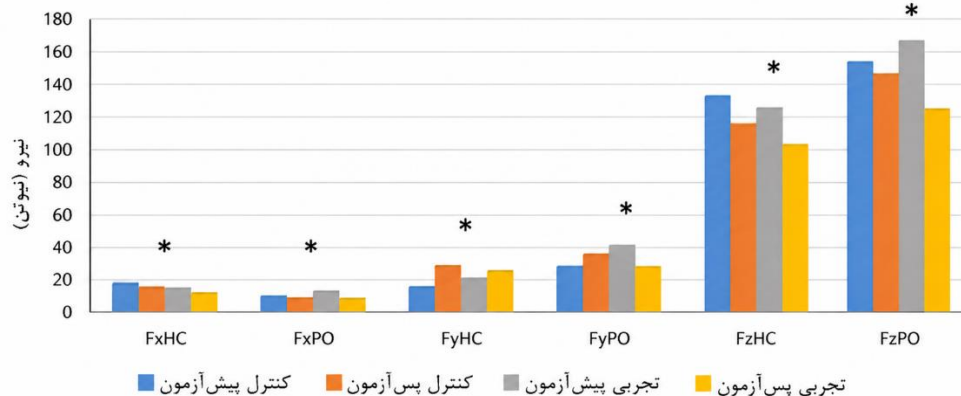
اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر نیروی ترمزکنندگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($p=0/001$; $d=0/399$). اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر اوج نیروی عمودی هنگام جدا شدن پاشنه پا از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($p=0/010$; $d=0/254$). اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروهای ترمزکنندگی هنگام تماس پاشنه پا با زمین از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($p=0/006$; $d=0/276$). اثر تعاملی زمان*گروه در مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی هنگام جدا شدن پاشنه پا از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($p=0/016$; $d=0/224$) (جدول ۲).

جدول ۲. مقادیر اوج نیروها و زمان رسیدن به اوج در دو گروه کنترل و تجربی هنگام راه رفتن با کوتاهی همسترینگ و کمردرد

متغیرها	پارامترها	گروه کنترل	درصد تغییر	گروه تجربی	درصد تغییر	سطح معناداری
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	زمان*گروه
اوج نیروها (درصدی از وزن بدن)	FxHC	۱۱/۳۲ ± ۳/۳۰	۸/۹۰ ± ۲/۴۱	۲۸/۵۳	۹/۶۲ ± ۱/۵۳	۷/۹۰
	FxPO	۱۰/۱۶ ± ۳/۶۰	۷/۶۲ ± ۱/۱۸	۲۴/۹	۱۰/۳۶ ± ۳/۲۸	۴۰/۸۸
	FyHC	۱۱/۳۲ ± ۳/۳	۲۰/۴ ± ۶/۴۵	۱۸/۰۷	۹/۶۲ ± ۱/۵۳	۲۴/۹۶
	FyPO	۲۹/۸۰ ± ۶/۳۰	۲۸/۴۰ ± ۵/۱۷	۴/۷	۳۲/۵۶ ± ۴/۹۰	۲۳/۱۶
	FzHC	۱۳۳/۲۶ ± ۲۴/۵۶	± ۲۰/۲۸ ۱۰۴/۱۰	۲۱/۸۸	۱۲۱/۸۳ ± ۱۸/۴۹	۱۵/۸۸
	FzPO	۱۵۱/۲۴ ± ۲۰/۵۳	± ۲۰/۴۸ ۱۴۱/۱۹	۶/۶۵	۱۶۰/۶۹ ± ۲۲/۴۷	۲۴/۱۳
	FxHC	۲۲/۲ ± ۵/۴۱	۳۰/۴۷ ± ۷/۷۸	۳۷/۲۵	۲۵/۱۳ ± ۹/۲۴	۳۷/۹۳
	FxPO	۴۳۴/۹۶ ± ۱۴۴/۵۵	± ۸۳/۶۰ ۴۹۳/۹۲	۱۳/۵۶	۴۴۱/۶۷ ± ۱۱۳/۹۷	۰/۹۹
	FyHC	۶۶/۵۴ ± ۱۷/۶۵	± ۲۴/۱۱ ۸۴/۲۶	۲۶/۶۳	۹۹/۶۳ ± ۳۹/۱۱	۳۲/۸۴
	FyPO	۴۹۱/۵۶ ± ۶۴/۷۳	± ۵۱/۷۲ ۴۹۶/۶۹	۰/۸۷	۴۸۵/۱۷ ± ۴۵/۵۶	۰/۶۶
زمان رسیدن به اوج (میلی ثانیه)	FzHC	۸۵/۴۷ ± ۲۵/۱۷	± ۱۳/۴۷ ۹۴/۷۸	۱۰/۸۹	۹۱/۹۸ ± ۱۴/۸۶	۱/۸۲
	FzPO	۳۵۲/۷۵ ± ۱۴۷/۷۴	± ۷۸/۵۸ ۴۹۸/۳۰	۴۱/۱۸	۴۸۸/۷۳ ± ۱۱۸/۵۳	۱۴/۸۹
	FxHC	۳۲/۱۵ ± ۸/۷۳	۳۲/۱۵ ± ۸/۷۳	۳۲/۱۵	۳۲/۱۵ ± ۸/۷۳	۳۲/۱۵
	FxPO	۱۳۹/۲۳ ± ۳۳/۲۹	± ۱۳۹/۲۳ ۴۳۷/۲۹	۰/۹۹	۱۳۹/۲۳ ± ۳۳/۲۹	۰/۹۹
	FyHC	۷۶/۸۷ ± ۱۵/۳۷	۷۶/۸۷ ± ۱۵/۳۷	۷۶/۸۷	۷۶/۸۷ ± ۱۵/۳۷	۷۶/۸۷
	FyPO	۴۸۹/۲۰ ± ۵۴/۲۶	۴۸۹/۲۰ ± ۵۴/۲۶	۴۸۹/۲۰	۴۸۹/۲۰ ± ۵۴/۲۶	۴۸۹/۲۰
	FzHC	۹۰/۳۱ ± ۵/۹۸	۹۰/۳۱ ± ۵/۹۸	۹۰/۳۱	۹۰/۳۱ ± ۵/۹۸	۹۰/۳۱
	FzPO	± ۱۹۱/۶۵ ۴۱۵/۹۴	± ۱۹۱/۶۵ ۴۱۵/۹۴	۱۹۱/۶۵	± ۱۹۱/۶۵ ۴۱۵/۹۴	۱۹۱/۶۵

* سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵

مقایسه اوج نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن



شکل ۱. مقایسه اوج نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در افراد دارای سفتی عضلات همسترینگ و کمردرد

جدول ۳. مقادیر نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در دو گروه کنترل و تجربی هنگام راه رفتن با کوتاهی همسترینگ و کمردرد

سطح معناداری	درصد تغییر		گروه کنترل		گروه کنترل		گروه تجربی		پارامترها	متغیرها
	زمان	گروه	زمان	گروه	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		
زمان* گروه	۰/۱۴۴	۰/۱۵۰	* ۰/۰۴۶	۱۸/۸۸	۱/۱۶ ± ۰/۲۰	۱/۴۳ ± ۰/۵۷	۵۹/۹۳	۱/۱۳ ± ۰/۲۶	۲/۸۲ ± ۳/۲۷	نرخ بارگذاری
(۰/۰۹۰)	(۰/۰۸۷)	(۰/۱۶۱)								
زمان* گروه	* ۰/۰۴۵	۰/۹۱۲	۰/۲۹۸	۲۰/۰۰	۰/۳۶ ± ۰/۲۹	۰/۳۰ ± ۰/۱۵	۵۴/۲۴	۰/۲۳ ± ۰/۸۰	۰/۴۲ ± ۰/۲۲	مثبت
(۰/۱۶۳)	(۰/۰۰۰)	(۰/۰۴۶)								گشتاور
زمان* گروه	۰/۰۹۶	۰/۷۳۰	۰/۰۹۶	۱۲/۹۰	۰/۴۰ ± ۰/۱۱	۰/۶۲ ± ۰/۲۵	۲۵/۹۳	۰/۵۴ ± ۰/۲۳	۰/۵۴ ± ۰/۳۴	منفی
(۰/۱۱۵)	(۰/۰۰۵)	(۰/۱۱۵)								آزاد

* سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵

با توجه به نتایج به‌دست آمده اثر عامل زمان در متغیر نرخ بارگذاری از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/161$; $P=0/046$). همچنین اثر تعاملی زمان*گروه متغیر اوج گشتاور آزاد مثبت از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($d=0/163$; $p=0/045$) (جدول ۳).

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر تمرینات آکادمی طب ورزش آمریکا بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد در طی راه رفتن بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که عامل زمان تأثیر معناداری بر مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در هر سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی داشته است. این تغییرات هم در مرحله تماس اولیه پاشنه با زمین و هم در فاز جدا شدن پاشنه پا مشاهده شد که بیانگر آن است که مداخله یا گذر زمان توانسته است الگوی بارگذاری اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. به‌طور خاص، تغییرات مشاهده‌شده در مؤلفه‌های قدامی-خلفی و عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند نشان‌دهنده تعدیل راهبردهای جذب و تولید نیرو در طول چرخه گام باشد. از آنجاکه این مؤلفه‌ها نقش مهمی در کنترل شتاب و کاهش نیروهای وارده به سیستم اسکلتی-عضلانی دارند، تغییرات آن‌ها احتمالاً بازتابی از سازگاری‌های عملکردی ایجادشده در آزمودنی‌ها است. نیروی جانبی یکی از مؤلفه‌های مهم بارگذاری اندام تحتانی محسوب می‌شود که می‌تواند در بروز یا تشدید

آسیب‌های مفاصل زانو و ران نقش داشته باشد (۳۷). در پژوهش حاضر، تغییرات معناداری در اوج این نیرو مشاهده شد که نشان می‌دهد مداخله مورد استفاده توانسته است الگوی بارگذاری جانبی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد. کاهش این نیرو می‌تواند به توزیع مناسب‌تر بارهای مکانیکی و کاهش تنش‌های وارد بر مفاصل کمک کند. همچنین، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از مهم‌ترین نیروهای وارد بر بدن در هنگام راه رفتن و دویدن به شمار می‌رود و بزرگی آن ارتباط مستقیمی با میزان بار اعمال شده بر مفاصل میچ پا، زانو، ران و ستون فقرات دارد (۳۸، ۳۹). از این رو، هرگونه کاهش در اوج نیروی عمودی می‌تواند با کاهش فشارهای مکانیکی وارد بر ساختارهای اسکلتی-عضلانی و در نتیجه کاهش خطر آسیب همراه باشد (۴۰، ۴۱). یافته‌های این پژوهش نیز نشان داد که مقادیر اوج نیروی عمودی در مراحل تماس پاشنه با زمین و جدا شدن پاشنه پا به‌طور معناداری کاهش یافته است که می‌تواند بیانگر سازگاری‌های مطلوب در الگوی حرکتی آزمودنی‌ها باشد. در تبیین این نتایج می‌توان به پژوهش جعفرنژادگرو و همکاران اشاره کرد که گزارش کردند تمرین روی شن موجب کاهش اوج نیروی داخلی-خارجی در زمان تماس پاشنه پا با زمین در افراد دارای پای پرونیته می‌شود (۴۲).

نتایج پژوهش حاضر نیز در راستای این یافته‌ها قرار دارد و نشان می‌دهد که مداخله انجام شده احتمالاً از طریق بهبود کنترل عصبی-عضلانی و اصلاح الگوی بارگذاری اندام تحتانی، توانسته است نیروهای عکس‌العمل زمین را تعدیل کند. این تغییرات می‌توانند نقش مهمی در کاهش بارهای مکانیکی نامطلوب و بهبود عملکرد حرکتی افراد دارای کوتاهی همسترینگ و کمردرد داشته باشند.

نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی یکی از مؤلفه‌های مهم بیومکانیکی راه رفتن است که بخش منفی آن در نیمه اول مرحله اتکا به‌عنوان نیروی ترمزی شناخته می‌شود. این نیرو در اثر اصطکاک بین پا و سطح زمین ایجاد شده و نشان‌دهنده اعمال نیرویی در خلاف جهت حرکت بدن پس از تماس پا با زمین است (۴۳، ۴۴). در پژوهش حاضر، تغییرات معنادار مشاهده شده در مؤلفه قدامی-خلفی نیروهای عکس‌العمل زمین و همچنین زمان رسیدن به اوج این نیروها بیانگر آن است که مداخله انجام شده توانسته است الگوی جذب و تولید نیرو را در طول چرخه راه رفتن کاهش دهد. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که کاهش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، بدون کاهش هم‌زمان مقدار اوج نیرو، می‌تواند موجب افزایش سرعت بارگذاری اندام تحتانی و در نتیجه افزایش خطر آسیب‌دیدگی شود (۴۵). همچنین گزارش شده است که کوتاه‌تر شدن زمان رسیدن به اوج نیرو با افزایش فشارهای مکانیکی وارد بر مفاصل همراه است و می‌تواند احتمال بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی را افزایش دهد (۴۶، ۴۷)؛ بنابراین، کاهش مشاهده شده در اوج نیرو عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بدون تغییرات معناداری در زمان رسیدن به این نیرو احتمالاً نشان‌دهنده اصلاح راهبردهای کنترل حرکتی و سازگاری‌های عصبی-عضلانی ناشی از مداخله است.

از سوی دیگر، بزرگی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی تحت تأثیر عواملی نظیر سرعت حرکت، احساس اطمینان فرد در هنگام راه رفتن و طول گام قرار دارد (۴۸). بخش مثبت این مؤلفه که در نیمه دوم مرحله اتکا ظاهر می‌شود، به‌عنوان نیروی پیش‌برنده شناخته شده و حاصل عملکرد عضلات پلاتنارفلیکسور در هنگام جدا شدن پاشنه پا است؛ به‌گونه‌ای که زمین در پاسخ به اعمال نیرو از سوی پا، نیرویی در جهت پیشروی به بدن وارد می‌کند (۴۶، ۴۳). استرجیو و همکاران نیز بیان کردند که تغییر در سرعت راه رفتن می‌تواند موجب تغییر در مؤلفه قدامی-خلفی نیروهای عکس‌العمل زمین شود (۴۹). از این رو، بخشی از تغییرات مشاهده شده در این پژوهش را می‌توان به اصلاح الگوی راه رفتن و تغییر در نحوه تولید و جذب نیرو نسبت داد. همچنین، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که عامل زمان تأثیر معناداری بر نرخ بارگذاری عمودی داشته است. نرخ بارگذاری عمودی شاخصی از سرعت انتقال نیرو به دستگاه اسکلتی-عضلانی بوده و به‌عنوان یکی از عوامل مرتبط با بروز آسیب‌های ناشی از بارگذاری تکراری شناخته می‌شود

(۴۷). کاهش نرخ بارگذاری معمولاً به معنای توزیع تدریجی‌تر نیروها و کاهش شوک‌های وارده به اندام تحتانی است؛ بنابراین، کاهش مشاهده شده در این متغیر می‌تواند بیانگر بهبود توانایی آزمودنی‌ها در جذب نیروهای وارده هنگام تماس پا با زمین باشد. برخی مطالعات نیز نشان داده‌اند که افزایش مدت زمان اتکا و کاهش سرعت راه رفتن می‌تواند به کاهش نرخ بارگذاری منجر شود (۵۰، ۵۱)؛ موضوعی که با یافته‌های هالمنز و همکاران و دیهوندت و همکاران همخوانی دارد (۵۱، ۵۲).

در بخش گشتاور آزاد نیز نتایج نشان داد که اثر تعاملی زمان و گروه برای اوج گشتاور آزاد مثبت معنادار بوده است. گشتاور آزاد یکی از متغیرهای مهم بیومکانیکی محسوب می‌شود که نقش اساسی در کنترل حرکات چرخشی بدن در صفحه عرضی ایفا می‌کند (۵۳). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که این متغیر با میزان بارهای پیچشی وارد بر اندام تحتانی و مفاصل در صفحه عرضی ارتباط دارد (۵۴). همچنین بیان شده است که گشتاور آزاد وابستگی قابل توجهی به تغییر شکل‌های پیچشی درشتی دارد و می‌تواند شاخصی از نحوه کنترل نیروهای چرخشی در حین راه رفتن و دویدن باشد (۵۵). از این منظر، تغییر معنادار اوج گشتاور آزاد مثبت در گروه مداخله ممکن است نشان‌دهنده بهبود کنترل عصبی-عضلانی و افزایش پایداری عملکردی اندام تحتانی باشد. احتمال دارد تمرینات NASM از طریق تقویت عضلات کنترل‌کننده حرکات چرخشی اندام تحتانی و بهبود هم‌ترازی اندام‌ها، بر این متغیر اثر گذاشته باشد (۵۶). این تبیین با یافته‌های پژوهش‌های کیم و لی و همچنین مالیگان و همکاران همسو است؛ پژوهش‌هایی که نشان داده‌اند تمرینات اصلاحی می‌توانند موجب بهبود تعادل، افزایش قدرت عضلات اندام تحتانی و اصلاح الگوهای حرکتی شوند (۵۷، ۵۸).

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که تمرینات اصلاحی مبتنی بر NASM می‌تواند بر برخی ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن در افراد دارای سفتی عضلات همسترینگ و کمردرد تأثیرگذار باشد. این مداخله با تغییر در مؤلفه‌های مختلف نیروی عکس‌العمل زمین در راستاهای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی، همچنین تغییر در نرخ بارگذاری عمودی و اوج گشتاور آزاد مثبت همراه بود. این تغییرات ممکن است نشان‌دهنده سازگاری در راهبردهای بارگذاری اندام تحتانی و کنترل حرکتی حین راه رفتن باشد. اگرچه یافته‌های حاضر نشان‌دهنده ظرفیت بالقوه تمرینات NASM به‌عنوان روشی غیرتهاجمی برای بهبود ویژگی‌های بیومکانیکی مرتبط با راه رفتن است، انجام مطالعات آینده با حجم نمونه بزرگ‌تر، دوره‌های پیگیری طولانی‌تر و ارزیابی‌های بیومکانیکی تکمیلی برای تأیید سازوکارهای زیربنایی و اثربخشی بالینی این تمرینات ضروری است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه پس از تأیید کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد اخلاق IR.UMA.REC.1403.090 انجام شد. پیش از شرکت در پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی اختصاصی از سازمان‌ها یا نهادهای دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

ماکوان جبار علی و محسن برغمندی در طراحی ایده و روش‌شناسی پژوهش و تفسیر یافته‌ها مشارکت داشتند. ماکوان جبار علی مسئول جمع‌آوری داده‌ها و مدیریت پروژه بود. محسن برغمندی تجزیه و تحلیل داده‌ها را انجام داد و بر روند اجرای پژوهش نظارت داشت. هر دو نویسنده در تهیه پیش‌نویس اولیه مقاله، بازبینی انتقادی و ویرایش نسخه نهایی مشارکت کردند. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را بررسی و تأیید کردند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که در ارتباط با انتشار این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافی وجود ندارد.

Reference

1. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. The Lancet. 2017;389(10070):736-747. [DOI:10.1016/S0140-6736(16)30970-9]
2. Wilson E, Payton O, Donegan-Shoaf L, Dec K. Muscle energy technique in patients with acute low back pain: a pilot clinical trial. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2003;33(9):502-512. [DOI:10.2519/jospt.2003.33.9.502]
3. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad-Shirvani M, Bagheri-Nessami M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M, et al. Low back pain in 1,100 Iranian pregnant women: prevalence and risk factors. The Spine Journal. 2009;9(10):795-801. [DOI:10.1016/j.spinee.2009.05.012]
4. Katz JN. Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. The Journal of Bone and Joint Surgery. 2006;88(Suppl 2):21-24. [DOI:10.2106/JBJS.E.01273]
5. Leo Rathinaraj A, Sreeja M, Arun B, Sundar KS, Premal R. A surface electromyographic study to assess the effect of spinal segmental stabilization (multifidus) exercise program in chronic mechanical low back pain patients. European Orthopaedics and Traumatology. 2012;3:161-168. [DOI:10.1007/s12570-012-0113-y]
6. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical Basis of Human Movement. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
7. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. Clinical Biomechanics. 2010;25(5):461-467. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.01.017]
8. Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J. Applied Anatomy and Biomechanics in Sport. Champaign: Human Kinetics; 2009.
9. Haddas R, Sawyer SF, Sizer PS Jr, Brooks T, Chyu MC, James CR. Effects of volitional spine stabilization and lower extremity fatigue on trunk control during landing in individuals with recurrent low back pain. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2016;46(2):71-78. [DOI:10.2519/jospt.2016.6048]
10. Harris-Hayes M, Czuppon S, Van Dillen LR, Steger-May K, Sahrman S, Schootman M, et al. Movement-pattern training to improve function in people with chronic hip joint pain: a feasibility randomized clinical trial. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2016;46(6):452-461. [DOI:10.2519/jospt.2016.6279]

11. Hildebrandt M, Fankhauser G, Meichtry A, Luomajoki H. Correlation between lumbar dysfunction and fat infiltration in lumbar multifidus muscles in patients with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2017;18(1):1-9. [DOI:10.1186/s12891-016-1376-1]
12. Müller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(6):1009-1014. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2015.01.042]
13. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM&R*. 2011;3(10):920-928. [DOI:10.1016/j.pmrj.2011.06.002]
14. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*. 2003;8(1):21-28. [DOI:10.1054/math.2002.0476]
15. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot & Ankle International*. 1999;20(4):263-266. [DOI:10.1177/107110079902000410]
16. Betsch M, Schnependahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care & Research*. 2011;63(12):1758-1765. [DOI:10.1002/acr.20601]
17. Farahpour N, Jafarnejhad 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]
18. da Fonseca JL, Magini M, de Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2009;18(2):269-282. [DOI:10.1123/jsr.18.2.269]
19. Papuga MO, Cambron J. Foot orthotics for low back pain: the state of our understanding and recommendations for future research. *The Foot*. 2016;26:53-57. [DOI:10.1016/j.foot.2015.12.002]
20. Hsu WH, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of Biomechanics*. 2014;47(11):2618-2625. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.05.021]
21. Farahpour N, Jafarnejhadgero 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]
22. Zandi F, Khodaveisi H. Comparison of electromyography activity of abdominal muscles and hamstrings in women with low back pain during different lifting positions. *Journal of Sport Biomechanics*. 2021;7(3):226-237. [DOI:10.32598/biomechanics.7.3.328.1]
23. Edsfeldt S, Rempel D, Kursk K, Diao E, Lattanza L. In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2015;40(7):705-710. [DOI:10.1177/1753193415591491]
24. Sertpoyraz F, Eyigor S, Karapolat H, Capaci K, Kirazli Y. Comparison of isokinetic exercise versus standard exercise training in patients with chronic low back pain: a randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*. 2009;23(3):238-247. [DOI:10.1177/0269215508099862]
25. Noori S, Ghasemi G, Khayambashi K, Karimi A, Minasian V, Alizamani S. Effect of exercise therapy and physiotherapy on patients with chronic low back pain. *Journal of Isfahan Medical School*. 2011;29(151):1-9.

26. Fong SS, Tam Y, Macfarlane DJ, Ng SS, Bae YH, Chan EW, et al. Core muscle activity during TRX suspension exercises with and without kinesiology taping in adults with chronic low back pain: implications for rehabilitation. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*. 2015;2015:910168. [DOI:10.1155/2015/910168]
27. Javadian Y, Akbari M, Talebi G, Taghipour-Darzi M, Janmohammadi N. Influence of core stability exercise on lumbar vertebral instability in patients presented with chronic low back pain: a randomized clinical trial. *Caspian Journal of Internal Medicine*. 2015;6(2):98-102.
28. Macedo LG, Maher CG, Latimer J, McAuley JH. Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Physical Therapy*. 2009;89(1):9-25. [DOI:10.2522/ptj.20080103]
29. Miyamoto GC, Moura KF, Franco YRdS, de Oliveira NTB, Amaral DDV, Branco ANC, et al. Effectiveness and cost-effectiveness of different weekly frequencies of Pilates for chronic low back pain: randomized controlled trial. *Physical Therapy*. 2016;96(3):382-389. [DOI:10.2522/ptj.20150404]
30. Seify M, Letafatkar A. Comparing the effect of stabilization exercises with and without dry needling on pain and performance of patients with chronic low back pain. *Journal of Sport Biomechanics*. 2023;8(4):304-315. [DOI:10.61186/JSportBiomech.8.4.304]
31. Hou CR, Tsai LC, Cheng KF, Chung KC, Hong CZ. Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002;83(10):1406-1414. [DOI:10.1053/apmr.2002.34834]
32. Idan Almasoodi MC, Mahdaviinejad R, Ghasmi G. The effect of 8 weeks National Academy of Sports Medicine exercises training on posture, shoulder pain, and functional disability in male with upper cross syndrome. *Systematic Reviews in Pharmacy*. 2020;11(11):100-108.
33. Huang H, Xie H, Zhang G, Xiao W, Ge L, Chen S, et al. Effects of dynamic neuromuscular stabilization training on the core muscle contractility and standing postural control in patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2025;26(1):213. [DOI:10.1186/s12891-025-08417-1]
34. Scherier I, Gossal K. Myths and truths of stretching for improved physical performance and prevention of sport related injuries. *Journal of Sports Medicine*. 1985;2(4):267-287. [DOI:10.2165/00007256-198502040-00004]
35. Williams JR. The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*. 2008;86(8):650-652. [DOI:10.2471/BLT.08.050955]
36. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Journal of Human Movement Studies*. 2012;31(1):182-189. [DOI:10.1016/j.humov.2011.06.004]
37. McLean SG, Su A, van den Bogert AJ. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2003;125(6):864-874. [DOI:10.1115/1.1634282]
38. Leuty PM. Understanding the Effects of Progressive Fatigue on Impact Landing Force and Knee Joint Mechanics, During the Landing Phase of Continuous Maximal Vertical Jumps [dissertation]. Windsor: University of Windsor; 2016.
39. Kijowski R, Sanogo ML, Lee KS, Muñoz del Río A, McGuine TA, Baer GS, et al. Short-term clinical importance of osseous injuries diagnosed at MR imaging in patients with anterior cruciate ligament tear. *Radiology*. 2012;264(2):531-541. [DOI:10.1148/radiol.12112171]

40. Frobell R, Le Graverand MP, Buck R, Roos E, Roos H, Tamez-Pena J, et al. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: changes in joint fluid, bone marrow lesions, and cartilage during the first year. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2009;17(2):161-167. [DOI:10.1016/j.joca.2008.06.020]
41. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006;34(5):806-813. [DOI:10.1177/0363546505281916]
42. Jafarnezhadgero AA, Fatollahi A, Granacher U. Eight weeks of exercising on sand has positive effects on biomechanics of walking and muscle activities in individuals with pronated feet: a randomized double-blinded controlled trial. *Sports*. 2022;10(5):70. [DOI:10.3390/sports10050070]
43. Kakavandi HT, Sadeghi H, Abbasi A. The effects of genu varum deformity on the pattern and amount of electromyography muscle activity lower extremity during the stance phase of walking. *Journal of Clinical Physiotherapy Research*. 2017;2(3):110-118.
44. Khazaei G, Ilbeigi S, Saghebjo M, Farjad Pezeshk A. Effects of a 6-week TRX training program with and without curcumin supplementation on ground reaction forces and center of pressure in overweight women with nonspecific chronic low back pain. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(2):264-285. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.2.264]
45. Irandoust K, Taheri M. The effect of aquatic training on kinematic walking patterns of elderly women. *International Archives of Health Sciences*. 2019;6(1):1-5. [DOI:10.4103/iahs.iahs_1_19]
46. Schaffler M, Radin E, Burr D. Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. *Bone*. 1989;10(3):207-214. [DOI:10.1016/8756-3282(89)90055-0]
47. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011;4(1):57-75. [DOI:10.1016/j.jmbbm.2010.09.006]
48. Keenan GS, Franz JR, Dicharry J, Della Croce U, Kerrigan DC. Lower limb joint kinetics in walking: the role of industry recommended footwear. *Gait & Posture*. 2011;33(3):350-355. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.09.019]
49. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-617. [DOI:10.1016/S0268-0033(02)00072-4]
50. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Posture*. 2010;32(4):547-551. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.07.018]
51. Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. *Experimental Brain Research*. 2004;155(2):173-185. [DOI:10.1007/s00221-003-1714-z]
52. Hallemans A, Ortibus A, Truijen S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. *Research in Developmental Disabilities*. 2011;32(6):2069-2074. [DOI:10.1016/j.ridd.2011.08.017]
53. Willwacher S, Eglitis S, Heinrich K, Sanno M, Brüggemann GP. Transversal plane whole body angular momentum control in straight running. In: *Proceedings of the International Calgary Running Symposium*; 2014.
54. Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*. 2008;211(4):467-481. [DOI:10.1242/jeb.008573]

55. Kakavandi HT, Sadeghi H, Abbasi A. The effects of genu varum deformity on the pattern and amount of electromyography muscle activity lower extremity during the stance phase of walking. *Journal of Clinical Physiotherapy Research*. 2017;2(3):110-118.
56. Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A. The effect of corrective exercises using Thera-Band on components of ground reaction force in boy students with genu valgum during running: a clinical trial study. *Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences*. 2020;19(7):661-676. [DOI:10.29252/jrums.19.7.661]
57. Kim JS, Lee MY. The effect of short foot exercise using visual feedback on the balance and accuracy of knee joint movement in subjects with flexible flatfoot. *Medicine*. 2020;99(13):e19578. [DOI:10.1097/MD.00000000000019260]
58. Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*. 2013;18(5):425-430. [DOI:10.1016/j.math.2013.02.007]