Sport Medicine Studies, 2026, 18(48): 70-90. DOI: 10.22089/smj.2026.18784.1842

Sport Medicine Studies

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

Original Article

Comparison of the frequency spectrum of ground reaction forces in elderly people with iliopsoas muscle tightness and healthy individuals during functional gait patterns

Farhad Rezazadeh [1], Shirin Aali[2*], Mahsa Nabati Sefidehkhan[1]

1. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Sport Science Education, Farhangian University, Farhangian University, P.O box: 14665-889, Tehran, Iran.

Received: 13-Nov-2025 | **Accepted:** 22-Jul-2026 | **Published:** 27-Jul-2026

*Corresponding Author: First and Family Name, E-mail: sh.aali@cfu.ac.ir

How to Cite: rezazadeh F., Aali S., nabati sefidekhan M. Comparison of the frequency spectrum of ground reaction forces in elderly people with iliopsoas muscle tightness and healthy individuals during functional gait patterns. Studies in Sport Medicine. 2026;18(48):70-90. (In Persian). https://doi.org/10.22089/smj.2026.18784.1842

Extended Abstract

Background and Purpose

The global population is aging at an unprecedented rate, with projections indicating that individuals over 60 years old will constitute over 20% of the world's population by 2050. This demographic shift brings to the forefront significant public health challenges, particularly an increased prevalence of age-related musculoskeletal disorders (MSDs). A key contributor to these disorders is muscle shortening and reduced flexibility, which limit functional mobility, increase pain, and elevate the risk of falls, a leading cause of injury and loss of independence among the elderly. The iliopsoas muscle, as the primary hip flexor, plays a critical role in gait, postural stability, and pelvic control. Its shortening can disrupt normal biomechanics by restricting hip extension and inducing compensatory anterior pelvic tilt. This alteration can lead to inefficient movement patterns, increased stress on the knee and lumbar spine, and impaired dynamic balance. While traditional gait analysis often focuses on time-domain parameters like ground reaction force (GRF) magnitudes, frequency-domain analysis offers a complementary perspective. It can reveal subtle alterations in motor control and force modulation that may precede more obvious kinematic changes and are closely associated with instability.Despite the clinical importance of iliopsoas function, there is a scarcity of research examining how its tightness specifically affects the spectral characteristics of gait in older adults. This study,

Copyright: © 2026 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

therefore, aims to investigate the impact of iliopsoas muscle shortening on the frequency spectrum of ground reaction forces during walking in the elderly population. By comparing healthy older adults to those with diagnosed iliopsoas tightness, this research seeks to identify distinct frequency-domain signatures that may serve as sensitive biomarkers for altered gait mechanics and elevated fall risk, thereby informing more targeted preventive and rehabilitative strategies..

Materials and Methods

This study employed a cross-sectional, comparative design to analyze two groups of elderly participants: one group with iliopsoas muscle tightness and another healthy control group. The study design adhered to the STROBE checklist guidelines for observational studies, and ethical standards were followed as per international norms. The research protocol was approved by the university's ethics committee under ID IR.UMA.REC.1404.027. Participants aged 65 to 75 were selected from the elderly population. The required sample size was calculated using the G*Power software (version 3.1), considering an effect size of 0.5, a 5% alpha error rate, and a statistical power of 0.85. The study included 32 participants: 16 with iliopsoas tightness and 16 healthy controls. The participants were selected via non-randomized, purposive sampling, and informed consent was obtained before participation.To assess iliopsoas tightness, the modified Thomas test was used, and measurements were performed with a goniometer. Participants also underwent a walking test on a 20-meter track with a force plate installed in the middle to measure ground reaction forces (GRFs). The force data were recorded at a sampling rate of 1000 Hz and filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter with a 20 Hz cutoff frequency. Harmonic analysis was performed using MATLAB 2017 to convert time-domain data into frequency-domain data, focusing on key parameters such as frequency at 99.5% power, median frequency, frequency bandwidth, and the number of necessary harmonics.

Results

A total of 32 participants completed the study (16 in the case group and 16 in the control group). The comparison of baseline characteristics, such as age, height, weight, body mass index, walking speed, and gender, revealed no significant differences between the two groups, confirming the groups' homogeneity. The only significant difference observed was in the Thomas test, where the case group showed iliopsoas tightness ($p < 0.05$). The frequency analysis of ground reaction forces revealed significantly higher values for the case group in several key parameters, including anterior-posterior force, vertical force, and free moment frequencies. The data suggested that individuals with iliopsoas muscle tightness experienced higher loads on the lower limbs and joints, indicating altered biomechanical patterns.

Conclusion

This study demonstrates that iliopsoas muscle tightness in older adults is associated with distinct and measurable alterations in the frequency-domain characteristics of ground reaction forces during walking. The significant elevation in median frequency (Fmed) for anterior-posterior forces and in both F99.5% and Fmed for vertical forces and the free moment indicates a fundamental change in gait dynamics. These spectral shifts suggest the adoption of compensatory movement strategies characterized by quicker, less smooth

force transitions and adjustments. Biomechanically, these findings likely reflect the body's attempt to maintain stability and forward progression despite the functional limitation imposed by a tight hip flexor. The inability to achieve full hip extension may necessitate more abrupt braking and propulsive actions (evidenced by higher AP Fmed) and faster load acceptance and transfer (evidenced by higher vertical frequencies). The altered free moment spectrum further points to modified control of rotational forces, potentially as a strategy to manage the changes in pelvic and thigh mechanics.Clinically, these altered frequency patterns are highly relevant as they are indicative of less efficient and potentially less stable gait. Increased high-frequency content in force signals is often associated with poorer neuromuscular control, higher muscular co-contraction, and increased joint stiffness, all factors that can elevate metabolic cost, contribute to joint stress, and critically, increase the risk of instability and falls. Therefore, the spectral parameters identified in this study may serve as valuable, sensitive biomarkers for assessing gait impairment and fall risk in the elderly.The results underscore the importance of assessing and addressing hip flexor flexibility in geriatric care. Targeted interventions, including specific stretching and strengthening exercises for the iliopsoas and core stabilizers, should be integrated into rehabilitation and fall prevention programs. Restoring optimal muscle length and function can help normalize gait biomechanics, improve movement efficiency, and enhance dynamic stability, ultimately promoting safer mobility and greater independence for the aging population. Future longitudinal research should investigate whether correcting iliopsoas tightness directly normalizes these spectral gait parameters and reduces fall incidence

Key Words: Iliopsoas, Older Adults, Ground Reaction Force, Gait Biomechanics, Functional Performance)

Article Message

Limited iliopsoas muscle function can negatively impact gait stability and increase the risk of motor instability and falls. Therefore, this study highlights the need to pay attention to optimal iliopsoas muscle function in the elderly and design rehabilitation programs to improve motor status and reduce structural damage.

Ethical Considerations

All participants participated in the study with full knowledge of the detailed research process, signed written consent, and were aware of the possibility of withdrawing from cooperation at any stage of the research. The ethical code of the article is IR.UMA.REC.1404.027.

Authors' Contributions

Conceptualization: Farhad Rezazadeh, Shirin Aali
Data Collection: Mahsa Nabati Sefidekhan, Shirin Aali
Data Analysis: Farhad Rezazadeh, Shirin Aali
Manuscript Writing: Mahsa Nabati Sefidekhan
Review and Editing: Farhad Rezazadeh
Responsible for funding: Farhad Rezazadeh, Shirin Aali
Literature Review: Shirin Aali
Project Manager: Farhad Rezazadeh

Conflict of Interest

The authors declare that these works are the result of independent research and that there are no conflicts of interest with other organizations or individuals.

Acknowledgments

We thank and appreciate all the people who helped us in this research.

مطالعات طب ورزشی، تابستان ۱۴۰۵، دوره ۱۸، شماره ۴۸، صص ۷۰-۹۰. DOI: 10.22089/smj.2026.18784.1842

Sport Medicine Studies

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

مقاله پژوهشی

مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سالمندان دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس با افراد سالم حین الگوی عملکردی راه رفتن

فرهاد رضازاده [۱]، شیرین عالی*[۲]، مهسا نباتی سفیده‌خوان[۱]

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

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

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۸/۲۲ | تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۴/۳۱ | تاریخ انتشار: ۱۴۰۵/۰۵/۰۵

*نویسنده مسئول: **شیرین عالی**، ایمیل: sh.aali@cfu.ac.ir

How to Cite: rezazadeh F., Aali S., nabati sefidekhan M. Comparison of the frequency spectrum of ground reaction forces in elderly people with iliopsoas muscle tightness and healthy individuals during functional gait patterns. Studies in Sport Medicine. 2026;18(48):70-90. (In Persian). https://doi.org/10.22089/smj.2026.18784.1842

چکیده

هدف: هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر ویژگی‌های طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن در سالمندان بود.

مواد و روش‌ها: این پژوهش از نوع مقطعی ـ مقایسه‌ای بود. تعداد ۳۲ سالمند ۶۵ تا ۷۵ ساله در دو گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس و بدون کوتاهی عضله مورد بررسی قرار گرفتند. کوتاهی عضله با استفاده از آزمون اصلاح‌شده توماس ارزیابی شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستا با استفاده از صفحه نیروی برتک و با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری شدند. متغیرهای مورد بررسی شامل فرکانس متناظر با ۵/۹۹ درصد توان، تعداد هارمونی‌های ضروری، میانه فرکانس و پهنای باند فرکانسی بودند. داده‌ها با استفاده از آزمون تی مستقل و در سطح معناداری ۰۵/۰ تحلیل شدند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس در مقایسه با گروه بدون کوتاهی، مقادیر بالاتری از میانه فرکانس را در مؤلفه‌های قدامی ـ خلفی ($p=0.001$)، عمودی ($p=0.001$) و گشتاور آزاد ($p=0.010$) نشان دادند. همچنین، فرکانس متناظر با ۵/۹۹ درصد توان در مؤلفه عمودی ($p=0.019$) و گشتاور آزاد ($p=0.036$) در گروه دارای کوتاهی عضله بیشتر بود

نتیجه‌گیری: کوتاهی عضله ایلیوپسواس با تغییر در برخی شاخص‌های فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن در سالمندان همراه است. این تغییرات می‌تواند نشان‌دهنده تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی الگوی راه‌رفتن باشد. بنابراین، مداخلات توان‌بخشی با هدف بهبود انعطاف‌پذیری و عملکرد عضله ایلیوپسواس می‌توانند در بهینه‌سازی الگوی راه‌رفتن سالمندان مورد توجه قرار گیرند.

واژگان کلیدی: ایلیوپسواس، سالمندان، نیروهای عکس‌العمل زمین، بیومکانیک راه رفتن، عملکرد حرکتی

Copyright: © 2026 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

مقدمه

در قرن بیست‌ویکم، افزایش سن جمعیت که به معنای کاهش تدریجی و طبیعی عملکرد سیستم‌های بدن، توان فیزیولوژیک و قابلیت‌های حرکتی فرد است (۲، ۱)، یکی از معضلات عمده جهانی شده است. طبق پیش‌بینی‌ها، تعداد افراد بیشتر از ۶۰ سال که در حال حاضر حدود ۵۹۰ میلیون نفر هستند، تا سال ۲۰۵۰ به بیش از ۱/۲ میلیارد نفر خواهد رسید و برای نخستین بار در تاریخ، جمعیت بیشتر از ۶۰ سال با جمعیت کمتر از ۱۵ سال برابر خواهد شد (۳). سالمندی با افزایش شیوع درد و اختلالات اسکلتی-عضلانی همراه است و می‌تواند به محدودیت حرکتی و کاهش استقلال فرد منجر شود. در همین راستا، بیش از ۳۶ درصد از مجموع هزینه‌های خدمات بهداشتی و درمانی به سالمندان اختصاص دارد که بخش درخورتوجهی از آن صرف درمان و کنترل درد، به‌ویژه دردهای ناشی از مشکلات اسکلتی-عضلانی، می‌شود (۵، ۴). یکی از عوامل مهم در بروز این مشکلات، کوتاهی عضلات و کاهش دامنه حرکتی است که اغلب پس از درد به‌عنوان یک علامت شایع بالینی دیده می‌شود (۴). این وضعیت، به‌ویژه در افراد کم‌تحرک، با افزایش بافت همبند فیبری، کاهش انعطاف‌پذیری عضلات و سفتی مفاصل همراه است؛ درنتیجه دامنه حرکتی محدودتر می‌شود و شدت دردهای عضلانی و مفصلی افزایش می‌یابد (۷، ۶).

کوتاهی عضلات فلکسور ران یکی از اختلالات رایج اسکلتی-عضلانی است که تحقیقات نشان داده‌اند می‌تواند به‌عنوان عامل خطر عمده، به‌ویژه در بروز آسیب‌های زانو و عضلات همسترینگ، تأثیرگذار باشد (۸). کاهش انعطاف‌پذیری این عضلات ممکن است منجر به خستگی زودرس، تغییر در الگوهای حرکتی طبیعی و ایجاد الگوهای جبرانی نامناسب شود؛ به همین دلیل، باور بر این است که کوتاهی فلکسورهای ران با تغییر در تعادل دینامیکی و بیومکانیک اندام تحتانی، می‌تواند خطر زمین‌خوردن را در سالمندان افزایش دهد (۹). عضله ایلیوپسواس به‌عنوان اصلی‌ترین فلکسور مفصل ران، به دلیل جهت‌گیری آناتومیکی و تأثیر آن در ایجاد تیلت قدامی لگن، از اهمیت فراوانی برخوردار است (۱۰). این عضله علاوه‌بر نقش خود به‌عنوان چرخاننده خارجی مفصل ران، به‌واسطه اتصال به مهره‌های کمری، به‌عنوان یکی از عضلات مرکزی بدن در حفظ پایداری تنه نیز نقش حیاتی ایفا می‌کند (۱۰)؛ ازاین‌رو ایلیوپسواس در انجام فعالیت‌های روزمره که نیازمند کنترل وضعیت بدن و هماهنگی حرکتی هستند، نقش اساسی دارد (۱۱). با توجه به نقش حیاتی عضله ایلیوپسواس در حفظ پایداری بدن هنگام راه رفتن، این عضله در جلوگیری از سقوط در مرحله نوسان گام که کنترل دینامیکی در آن اهمیت زیادی دارد، نقش اساسی ایفا می‌کند. ازآنجاکه عضلات فلکسور مفصل ران از مرحله اتکا تا ابتدای مرحله نوسان اندام تحتانی فعال باقی می‌مانند، ایلیوپسواس نه‌تنها در پیشروی اندام نقش دارد، بلکه در تنظیم سرعت فلکسیون زانو نیز تأثیرگذار است (۱۲).

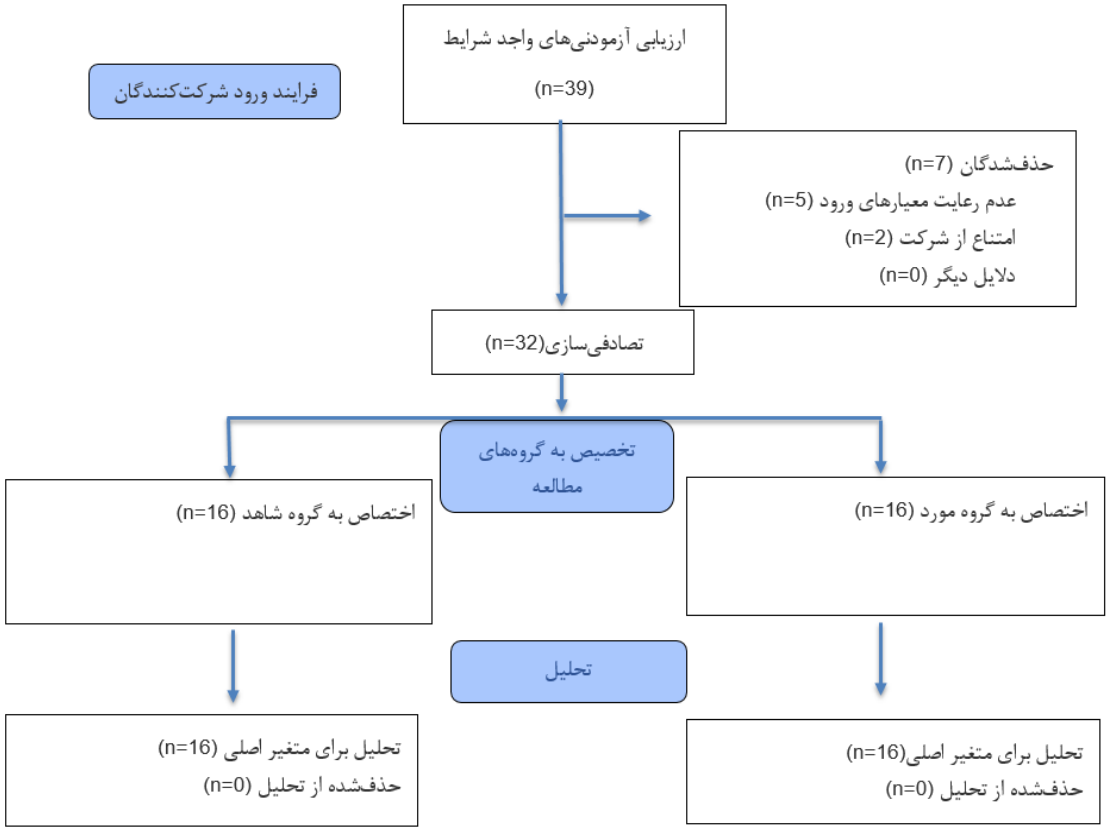
ازآنجاکه راه رفتن یکی از شاخص‌های اصلی برای ارزیابی عملکرد حرکتی و کیفیت زندگی سالمندان شناخته می‌شود، تحلیل آن، به‌ویژه از طریق بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند اطلاعات مفیدی درباره وضعیت بیومکانیکی فرد ارائه دهد (۱۳). نیروهای عکس‌العمل زمین که یکی از معتبرترین و پایدارترین شاخص‌ها در تحلیل گام هستند، تغییرات خود را بازتابی از عملکرد عضلانی و الگوی حرکتی فرد نشان می‌دهند (۱۴)؛ با این حال، ارزیابی‌های متداول GRF غالباً در حوزه زمان انجام می‌شوند و ممکن است برخی تغییرات ظریف الگوی راه‌رفتن را آشکار نکنند (۱۵). مطالعه وایت‌هد و همکاران که روی GRF کوتاه شدن همسترینگ (و نه ایلیوسواس) انجام شد، نشان‌دهنده نتایج متفاوت روی GRF بود. این یافته نشان می‌دهد که هر نوع کوتاهی عضلانی یا مشکل بیومکانیکی، الگوی جبرانی منحصربه‌فردی را ایجاد

می‌کند که باید به طور خاص بررسی شود (۱۶). گزارش شده است که تحلیل حوزه فرکانس می‌تواند تغییرات پنهان‌شده در حوزه زمان را مشخص کند و به‌عنوان مکملی برای تحلیل راه‌رفتن به‌کار رود (۱۵). در این رویکرد، سیگنال GRF با تبدیل فوریه سریع (FFT) به حوزه فرکانس منتقل می‌شود (۱۷) و شاخص‌هایی مانند فرکانسِ دربرگیرنده توان ۹۹/۵ درصد (F99.5%)، میانه فرکانس (Fmed) و پهنای باند (Fband) برای توصیف محتوای فرکانسی هر مؤلفه محاسبه می‌شود (۱۷). اهمیت این شاخص‌ها در سالمندان به این دلیل است که تحلیل فرکانسی می‌تواند تغییرات کنترل حرکتی و عوامل مرتبط با خطر سقوط را بهتر آشکار کند (۱۷)؛ بر همین اساس، در کوتاهی عضله ایلیوپسواس که می‌تواند مکانیک ران و راهبردهای حرکتی جبرانی را تحت‌تأثیر قرار دهد، بررسی طیف فرکانسی GRF امکان ارائه اطلاعات دقیق‌تر درباره تغییرات الگوی راه‌رفتن و پیامدهای عملکردی آن را فراهم می‌کند.

با توجه به کمبود مطالعات جامع در زمینه تأثیر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر تغییرات فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در سالمندان، این مطالعه قصد دارد به این سؤال پاسخ دهد که آیا سالمندان دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس، نسبت به همتایان سالم خود، الگوی متفاوتی از طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن نشان می‌دهند؟ در صورت وجود چنین تفاوتی، این موضوع می‌تواند به کاهش کارایی انتقال نیرو از مفصل ران به اندام تحتانی و افزایش وابستگی به الگوهای حرکتی جبرانی در مفاصل زانو و مچ پا در پاسخ به محدودیت حرکتی عضله ایلیوپسواس اشاره داشته باشد، که نیاز به توجه به این اختلالات در سالمندان را ضروری می‌کند.

روش پژوهش

این تحقیق به صورت مقطعی و مقایسه‌ای انجام شد که دو گروه از سالمندان را در بر گرفت: گروهی که دچار کوتاهی عضله ایلیوپسواس بودند و گروه سالم. طراحی و نگارش مطالعه مطابق با دستورالعمل‌های چک‌لیست مطالعات مشاهده‌ای (STROBE) و با رعایت استانداردهای اخلاقی بین‌المللی انجام شد (۱۸) (شکل ۱). پروتکل تحقیق پس از ارزیابی و تأیید کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه با شناسه IR.UMA.REC.1404.027 ثبت شد.



شکل ۱- روند جذب، تخصیص و تحلیل پژوهش

Figure 1- Research recruitment, allocation, and analysis process

این تحقیق روی جمعیتی متشکل از سالمندان زن و مرد در سنین ۶۵ تا ۷۵ سال انجام شد (۱۹). تعداد نمونه‌های لازم برای هر گروه با استفاده از نرم‌افزار G*Power (نسخه ۳,۱) محاسبه شد. پارامترها براساس طراحی مطالعه مقایسه‌ای بین دو گروه مورد و شاهد تنظیم شدند. با انجام تحلیل توان از نوع A priori، در نظر گرفتن اندازه اثر ۰/۵، نرخ خطای نوع اول ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸۵ (۲۰)، نتایج نشان داد که حداقل ۳۱ نفر برای دستیابی به توان آماری مطلوب نیاز است. درنهایت، با توجه به داده‌های کامل، ۳۲ نفر در مطالعه شرکت کردند (۲۱). نمونه‌ها به روش نمونه‌گیری هدفمند و غیراحتمالی از جامعه انتخاب شدند. پیش از آغاز مطالعه، از تمامی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی آگاهانه اخذ شد. سپس آن‌ها به صورت داوطلبانه در دو گروه سالمندان با کوتاهی عضله ایلیوپسواس (گروه مورد) و فاقد کوتاهی (گروه شاهد) قرار گرفتند. برای جلوگیری از سوگیری، ارزیاب‌ها نسبت به تخصیص شرکت‌کنندگان به گروه‌ها کور بودند و تمامی آزمون‌ها با استفاده از کد شناسایی اختصاصی برای هر فرد انجام شد. به‌منظور تضمین اعتبار داخلی پژوهش، معیارهای ورود و خروج با دقت و براساس مرور مطالعات پیشین و ملاحظات مربوط به جمعیت سالمند، تعیین شدند.

برای کنترل متغیرهای مداخله‌گر و افزایش دقت نتایج، معیارهای مشخصی برای ورود و خروج شرکت‌کنندگان تعیین شد. معیارهای ورود شامل سالمندان زن و مرد در بازه سنی ۶۵ تا ۷۵ سال بود که توانایی درک و اجرای دستورالعمل‌های پژوهش را داشتند و از نظر جسمانی قادر به همکاری کامل در آزمون‌ها بودند. شرکت‌کنندگان گروه مورد باید دچار

کوتاهی یک‌طرفه عضله ایلیوپسواس در پای غالب بودند و در تست توماس محدودیتی بیش از ۱۰ درجه در اکستنشن مفصل ران نشان می‌دادند. همچنین شرکت‌کنندگانی که فاقد هرگونه اختلال اسکلتی-عضلانی قابل‌توجه در اندام‌های فوقانی یا تحتانی بودند، واجد شرایط ورود به مطالعه بودند. از سوی دیگر، افرادی که سابقه آسیب‌های اسکلتی-عضلانی در اندام‌های تحتانی در شش ماه گذشته داشتند یا به بیماری‌های ستون فقرات، اختلالات عصبی یا روماتولوژیک تأثیرگذار بر عملکرد حرکتی دچار بودند، از مطالعه کنار گذاشته شدند. علاوه بر این، افراد دارای سابقه جراحی در اندام‌ها یا ستون فقرات و کسانی که در طول دوره تحقیق از داروهای مسکن یا شل‌کننده عضلانی استفاده می‌کردند، از ادامه حضور در مطالعه مستثنا شدند. همچنین آزمودنی‌هایی که کوتاهی ایلیوپسواس در پای غیر غالب داشتند یا کوتاهی این عضله در هر دو پا بود، از مطالعه خارج شدند. این معیارها به‌منظور حفظ همگنی گروه‌ها و افزایش اعتبار درونی پژوهش تدوین و اعمال شد. ویژگی‌های آنتروپومتریک (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی شرکت‌کنندگان) ثبت شدند.

ارزیابی کوتاهی عضله ایلیوپسواس (آزمون اصلاح‌شده توماس): کوتاهی عضله ایلیوپسواس (شکل ۲) در پای غالب شرکت‌کنندگان با استفاده از گونیامتر (با ضریب پایایی بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۵) اندازه‌گیری شد. اندازه‌گیری‌ها در وضعیت طاق‌باز انجام شد؛ به گونه‌ای که دنبالچه تا حد ممکن در انتهای میز قرار می‌گرفت تا موقعیت استاندارد بدن حفظ شود. در این وضعیت، مفصل ران و زانوی پای مقابل به طور کامل خم می‌شد تا پایداری لگن تضمین شود. اگر زاویه اکستنشن مفصل ران بالاتر از سطح افقی قرار می‌گرفت، وضعیت به‌عنوان نشانه‌ای از کوتاهی عضله ایلیوپسواس در نظر گرفته می‌شد؛ در حالی که زوایای بین صفر تا ۱۰ درجه پایین‌تر از سطح افقی، به‌عنوان طول طبیعی عضله تعریف می‌شدند (۲۲). مرکز گونیامتر روی تروکانتر بزرگ ران، بازوی ثابت موازی با خط زیربغل تنه و بازوی متحرک موازی با محور طولی ران به طرف اپیکندیل خارجی قرار داشت (۲۳). برای جلوگیری از خطاهای احتمالی در اندازه‌گیری، به‌ویژه خطاهای ناشی از تیلت خلفی لگن هنگام فلکشن کامل مفصل ران در آزمون توماس اصلاح‌شده، ارزیابان در طول آزمون لگن شرکت‌کنندگان را به صورت دستی در وضعیت ثابت نگه می‌داشتند (۲۴). اجرای یکنواخت این روش در تمامی مراحل ارزیابی، موجب افزایش دقت و اعتبار آزمون شد. تمامی اندازه‌گیری‌ها توسط دو متخصص بیومکانیک با بیش از پنج سال تجربه بالینی و به صورت کور نسبت به گروه‌بندی شرکت‌کنندگان انجام شد تا پایایی و صحت داده‌های به‌دست‌آمده به حداکثر برسد. هر اندازه‌گیری دو بار انجام شد و میانگین مقادیر برای تجزیه و تحلیل استفاده شد. پایایی بین ارزیابان، که روی یک نمونه آزمایشی (n=۱۰) آزمایش شد، توافق عالی را نشان داد (ICC>۰/۹۰) (۲۵).



شکل ۲- آزمون توماس اصلاح‌شده[1] در سالمند دچار کوتاهی ایلیوپسواس

Figure 2- Modified Thomas test in an elderly person with iliopsoas tightness

قبل از شروع آزمون، شرکت‌کنندگان پنج دقیقه به انجام تمرینات گرم‌کردن سبک پرداختند که شامل حرکات دینامیک و ملایم بود تا از خشکی و خستگی عضلات جلوگیری شود و با محیط آزمایشگاه آشنا شوند. ارزیابی راه‌رفتن روی یک مسیر ۲۰ متری صورت گرفت که در میانه آن یک صفحه نیرو (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) نصب شده بود. به‌منظور اطمینان از تماس طبیعی پا با صفحه نیرو، چندین مرحله تمرینی قبل از آغاز ثبت داده‌ها انجام شد و از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با سرعتی طبیعی و دلخواه خود راه بروند و از هدف‌گیری عمدی صفحه نیرو پرهیز کنند.

برای جلوگیری از تأثیر خستگی، بین هر آزمون ۳۰ ثانیه تا یک دقیقه زمان استراحت در نظر گرفته شد. سرعت راه‌رفتن با استفاده از کرنومتر اندازه‌گیری شد تا از ثابت بودن سرعت در تمام آزمون‌ها اطمینان حاصل شود. در صورتی که شرکت‌کننده به طور واضح الگوی راه‌رفتن خود را برای تماس با صفحه نیرو تغییر می‌داد، آن آزمون حذف و مجدد تکرار می‌شد. هر شرکت‌کننده سه آزمون معتبر را به پایان رساند و میانگین نتایج آن‌ها برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. همچنین پژوهشگر مسئول جمع‌آوری داده‌ها نسبت به گروه‌بندی شرکت‌کنندگان کور بود تا از بروز هرگونه سوگیری در اندازه‌گیری‌ها جلوگیری شود (۲۶). نیروهای عکس‌العمل زمین (GRFs) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند. داده‌ها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۲۰ هرتز صاف‌سازی شدند. تحلیل نیروها در سه راستای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و میانی-جانبی (x) انجام گرفت.

پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه (۱،۲،۳،۴،۵)، با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۷ ازتابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

1. Modified Thomas Test

طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین: داده‌های طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین شامل مواردی چون فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونیک‌های، ضروری هستند. مؤلفه‌های طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای‌های قدامی-خلفی، داخلی-خارجی، عمودی و گشتاور آزاد طی راه‌رفتن بررسی شدند. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به دلیل نیروهای برشی بین پا و زمین در فاز استقرار ایجاد می‌شود (۲۷) و افزایش دامنه آن می‌تواند منجر به آسیب‌های مربوط به اندام تحتانی شود (۲۸). همچنین نقشی مهم در کنترل اندازه حرکت زوایای بدن در صفحه عرضی بدن دارد (۲۸). علاوه بر این، گشتاور آزاد نقش مؤثری در ایجاد استرس فراکچر تیبیای دارد. تجزیه و تحلیل هارمونیک برای تبدیل داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است. تحلیل دامنه فرکانس سیگنال‌های دوره‌ای را از طریق ضرایب هارمونیک توصیف کرده و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد نشان‌دهنده فرکانسی است که ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را در بر دارد؛ به این معنی که ۹۹/۵ درصد توان سیگنال در فرکانس‌های پایین‌تر از آن قرار دارد. میانه فرکانس نقطه‌ای است که نیمی از توان سیگنال بالاتر از آن و نیمی دیگر پایین‌تر از آن قرار دارد. پهنای باند فرکانس تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی است که توان سیگنال برابر با نصف حداکثر توان سیگنال است. تعداد هارمونیک‌های ضروری برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها، به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شده است.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود. مجموع n هارمونیک برابراست با، در رابطه زیر: An برابر با دامنه، ω_0 برابر با فرکانس پایه،n برابر با ضریب هارمونیک وθ_n برابر با زاویه فازی است.

رابطه (۱): $$F(t) = \sum An \sin(n\omega 0t + \theta n)$$

برای ارزیابی محتوای فرکانسی نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند (۳۰، ۲۹). در رابطه زیر، P برابر با توان محاسبه‌شده، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، $f_{۹۹/۵}$ برابر با میانه فرکانس نیرو است.

رابطه (۲): $$\int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{fmax} p(f)df$$

میانه فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. در رابطه زیر، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال و f_{med} برابر با میانه فرکانس سیگنال است.

رابطه (۳): $$\int_0^{fmed} p(f)df = \int_{fmed}^{fmax} p(f)df$$

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر وحداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال است. در رابطه ۴، f_{max} برابر با حداکثر فرکانس سیگنال، f_{min} حداقل فرکانس سیگنال، f_{band} برابر با پهنای باند سیگنال و p_{max} برابر با حداکثر توان سیگنال است.

رابطه (۴): $$f_{band} = f_{max} - f_{min}(\text{when } p > 1\,2 /\times p_{max})$$

شاخص چهارم، تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. طبق روش اشنایدر (۳۱)، تعداد هارمونیک ضروری ne برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها، به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌هایی که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ است، در نظر گرفته شد (۳۲).

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{An2 + Bn}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0/95$$ رابطه (۵):

تجزیه و تحلیل آماری

تجزیه و تحلیل داده‌ها در سطح توصیفی و استنباطی انجام شد. در سطح توصیفی به‌منظور سنجش متغیرهای پژوهش، میانگین و انحراف معیار به کار رفت. مفروضه‌های تحقیق شامل آزمون شاپیرو-ویلک برای نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون لون به‌منظور همگنی واریانس‌های بین گروهی و آزمون باکس برای همگنی ماتریس‌های واریانس و کوواریانس بود. در سطح استنباطی به‌منظور بررسی تفاوت متغیرها در دو گروه از تحلیل واریانس چندمتغیره (مانووا) استفاده شد (۳۳). داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۶ تجزیه و تحلیل شد و سطح معناداری ۰/۰۵ بود.

نتایج

درمجموع ۳۲ نفر وارد تحلیل شدند (گروه مورد ۱۶، گروه شاهد ۱۶). مقایسه شاخص‌های پایه نشان داد که میانگین سن (۳/۰۶ ± ۶۹/۰۶ در برابر ۳/۲۲ ± ۶۹/۳۷، p=۰/۷۸۱)، قد (۰/۰۴ ± ۱/۶۰ در برابر ۰/۰۵ ± ۱/۶۱، p=۰/۷۳۵)، وزن (۷/۶۹ ± ۷۰/۲۵ در برابر ۱۲/۹۴ ± ۷۳/۳۷، p=۰/۴۱۳)، سرعت راه رفتن (۱/۳۲ ± ۸/۹۹ در برابر ۱/۴۲ ± ۸/۸۹، p=۰/۸۴۵) و شاخص توده بدنی (۳/۴۱ ± ۲۷/۲۲ در برابر ۴/۵۸ ± ۲۸/۱۴، p=۰/۵۲۵)، بین دو گروه اختلاف معناداری نداشت. توزیع جنسیت نیز در دو گروه برابر بود (گروه مورد: ۵۰ درصد زن، ۵۰ درصد مرد؛ گروه شاهد: ۵۰ درصد زن، ۵۰ درصد مرد) و از نظر آماری تفاوت مشاهده نشد، به‌جز در آزمون توماس (p=۰/۰۰۱) که در آن گروه مورد دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس گزارش شد. این نتایج نشان می‌دهد گروه‌ها از نظر ویژگی‌های پایه به طور مناسبی همتاسازی شدند (جدول ۱).

جدول ۱- اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان برحسب گروه

Table 1- Demographic information of participants by group

متغیر Variable	گروه مورد (n=۱۶) Case Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار Case Group (n=16)	گروه شاهد (n=۱۶) Control Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار mean ± standard deviation	سطح معناداری Significance Level	تفاوت میانگین Mean Difference [فاصله اطمینان ۹۵٪] [95% Confidence Interval]
سن (سال) Age (year)	69.3 ± 3.06	69.3 ± 3.22	0.781	1.95، (2.58- 0.31-)
قد (متر)	1.60 ± 0.04	1.61 ± 0.05	0.735	0.005 (0.03- ،0.03)

متغیر Variable	گروه مورد (n=۱۶) Case Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار Case Group (n=16)	گروه شاهد (n=۱۶) Control Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار mean ± standard deviation	سطح معناداری Significance Level	تفاوت میانگین Mean Difference [فاصله اطمینان ۹۵٪] [95% Confidence Interval]
Height (m)				
وزن (کیلوگرم) Weight (kg)	70.25 ± 7.69	73.37 ± 12.94	0.413	-3.12 (-10.81، 4.56)
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع) Body Mass Index (kg/m²)	27.22 ± 3.41	28.14 ± 4.58	0.525	-0.92 (-3.83، 2.00)
تست توماس (درجه) Thomas Test (degrees)	13.81 ± 1.64	6.56 ± 1.63	*0.001	7.25 (6.06، 8.74)
سرعت راه رفتن (ثانیه) Walking Speed (s)	8.99 ± 1.32	8.89 ± 1.42	0.845	0.096 (-0.89, 1.09)
جنسیت (زن)، تعداد (٪) Gender (Female), n (%)	50% (8)	50% (8)	1.000	-
جنسیت (مرد)، تعداد (٪) Gender (Male), n (%)	50% (8)	50% (8)	1.000	-

یادداشت: مقادیر به صورت میانگین ± انحراف معیار ارائه شده‌اند. مخففها: n، تعداد شرکت‌کنندگان. علامت * نشان‌دهنده سطح معناداری آماری (p<۰/۰۵) است.

Note: Values are presented as mean ± standard deviation. Abbreviations: n, number of participants. * indicates statistical significance level (p<0.05).

در مقایسه بین‌گروهی میانه فرکانس در نیروی قدامی-خلفی (۰/۲۳ ± ۱/۳۹ در برابر ۰/۰۹ ± ۱/۱۶، p=۰/۱۹)، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (۲/۶۳ ± ۱۰/۰۹ در برابر ۱/۷۰ ± ۸/۱۵، p=۰/۰۱۹) و میانه فرکانس (۰/۸۵ ± ۲/۱۵ در برابر ۰/۳۱ ± ۱/۲۵، p=۰/۰۰۱) در نیروی عمودی، فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (۵/۸۹ ± ۱۵/۵۲ در برابر ۳/۳۸ ± ۱۱/۷۹، p=۰/۰۳۶) و میانه فرکانس (۰/۵۳ ± ۱/۵۸ در برابر ۰/۱۴ ± ۱/۲۰، p=۰/۰۱۰) در گشتاور آزاد در گروه مورد، به طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود. مقادیر فاصله اطمینان ۹۵ درصد برای تفاوت میانگین‌ها در جدول (۲) و شکل (۳) گزارش شده‌اند.

جدول ۲- مقایسه بین‌گروهی متغیرها در دو گروه از تحلیل واریانس چندمتغیره (مانوا)

Table 2- Between-group comparisons in two groups by multivariate analysis of variance (MANOVA)

متغیر Variable	راستا Direction	گروه مورد (n=۱۶) Case Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار Case Group (n=16)	گروه شاهد (n=۱۶) Control Group (n=16) میانگین ± انحراف معیار Case Group (n=16)	تفاوت میانگین Mean Difference (گروه شاهد—گروه مورد) [فاصله اطمینان ۹۵٪] [95% Confidence Interval]	مقدار F	سطح معناداری Significance Level
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (Hz)[1] Frequency at 99.5% power (Hz)	نیروی داخلی-خارجی Medial–lateral force	16.35 ± 2.99	14.57 ± 3.16	1.77 (-0.44 ،3.99)	2.66	0.113
تعداد هارمونی‌های ضروری (n)[2] Number of essential harmonics (n)		4.59 ± 1.70	5.15 ± 2.07	-0.56 (-1.93 ،0.81)	0.70	0.408
میانه فرکانس (Hz)[3] Median frequency (Hz)		1.46 ± 0.19	1.28 ± 0.31	0.17 (-0.02 ،0.36)	3.37	0.076
پهنای باند فرکانس (Hz)[4] Frequency bandwidth (Hz)		13.15 ± 4.30	13.37 ± 4.28	0.17 (-1.36 ،1.70)	0.05	0.820
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (Hz)[5] Frequency at 99.5% power (Hz)	نیروی قدامی-خلفی Anterior–posterior force	13.15 ± 4.30	13.37 ± 4.28	-0.21 (-3.31 ،2.88)	0.02	0.889
تعداد هارمونی‌های ضروری (n)[6] Number of essential harmonics (n)		2.28 ± 0.12	2.25 ± 0.40	-0.12 (-0.38 ،0.13)	1.00	0.325
میانه فرکانس (Hz)[7] Median frequency (Hz)		1.39 ± 0.23	1.16 ± 0.09	0.23(0.10 ،0.35)	13.53	0.001*
پهنای باند فرکانس (Hz)[8] Frequency bandwidth (Hz)		1.59 ± 0.59	1.45 ± 0.42	0.14 (-0.23 ،0.51)	0.60	0.444
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (Hz)[9] Frequency at 99.5% power (Hz)	نیروی عمودی Vertical force	10.09 ± 2.63	8.15 ± 1.70	1.94 (0.34 ،3.54)	6.12	0.019*

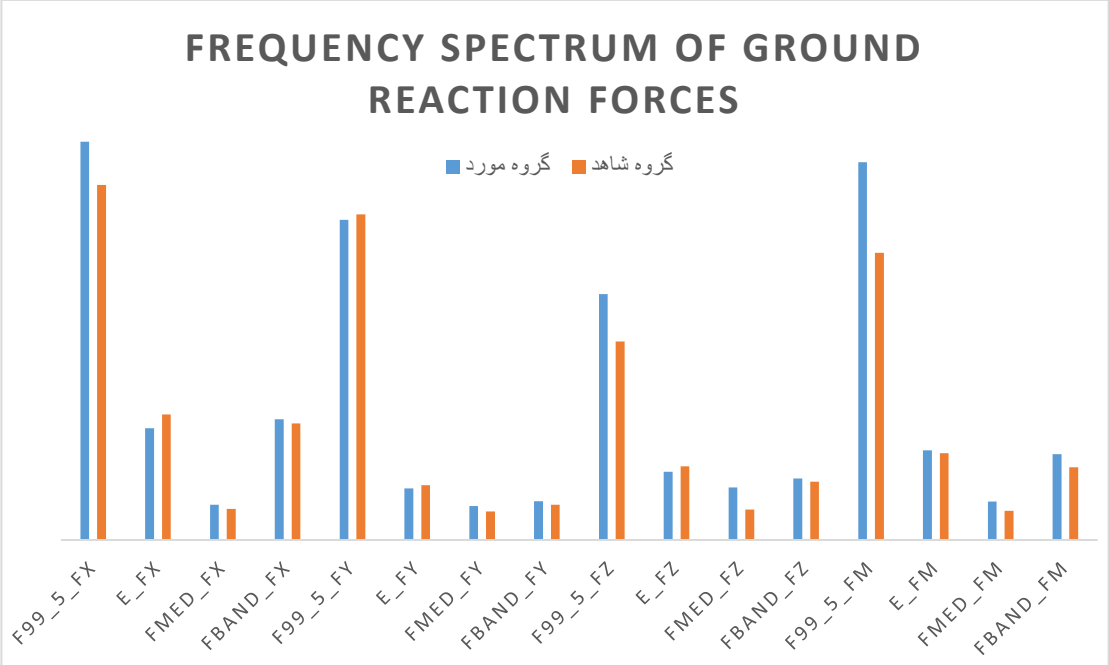
1. F99_5_Fx
2. E_Fx
3. Fmed_Fx
4. Fband_Fx
5. F99_5_Fy
6. E_Fy
7. Fmed_Fy
8. Fband_Fy
9. F99_5_Fz

تعداد هارمونی‌های ضروری (n)[1] Number of essential harmonics (n)		2.81 ± 0.68	3.03 ± 0.64	-0.22 (-0.69، 0.26)	0.87	0.358
میانه فرکانس (Hz)[2] Median frequency (Hz)		2.15 ± 0.85	1.25 ± 0.31	0.90 (0.44، 1.36)	15.72	0.001*
پهنای باند فرکانس (Hz)[3] Frequency bandwidth (Hz)		2.53 ± 1.04	2.39 ± 0.92	0.136 (-0.57، 0.84)	0.15	0.699
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (Hz)[4] Frequency at 99.5% power (Hz)		15.52 ± 5.89	11.79 ± 3.38	3.72 (0.26، 7.19)	4.81	0.036*
تعداد هارمونی‌های ضروری (n)[5] Number of essential harmonics (n)	گشتاور آزاد Free moment	3.67 ± 2.99	3.56 ± 0.89	0.12 (-1.47، 1.72)	0.02	0.874
میانه فرکانس (Hz)[6] Median frequency (Hz)		1.58 ± 0.53	1.20 ± 0.14	0.37 (0.09، 0.66)	7.56	0.010*
پهنای باند فرکانس (Hz)[7] Frequency bandwidth (Hz)		3.53 ± 3.28	2.99 ± 1.13	0.86 (-1.23، 2.31)	0.38	0.541
برخورد پاشنه Heel strike	نیروی داخلی-خارجی Medial–lateral force	2.33 ± 1.38	2.74 ± 1.11	-0.25 (-1.45، 0.67)	0.755	0.456
هل دادن Push-off		-6.09 ± 1.45	-4.87 ± 1.49	-1.22 (-2.17، 0.13)	2.29	0.028*
برخورد پاشنه Heel strike	نیروی قدامی-خلفی Anterior–posterior force	-5.51 ± 1.04	-4.56 ± 1.34	-0.95 (1.76، -0.08)	2.22	0.033*
هل دادن Push-off		82.43 ± 15.69	69.76 ± 25.62	12.67 (-31.61، -2.77)	2.42	0.021*
برخورد پاشنه Heel strike	نیروی عمودی Vertical force	91.50 ± 18.60	110.08 ± 26.56	-18.58 (-32.13، -1.37)	2.21	0.034*
هل دادن Push-off		96.87 ± 21.14	100.08 ± 25.54	-3.21 (-30.10، 1.95)	1.78	0.083

یادداشت: مقادیر به‌صورت میانگین ± انحراف معیار ارائه شده‌اند. مخفف‌ها: n، تعداد شرکت‌کنندگان. علامت * نشان‌دهنده‌ی سطح معناداری آماری (p<۰/۰۵) است.

Note: Values are presented as mean ± standard deviation. Abbreviations: n, number of participants. * indicates statistical significance level (p<0.05).

1. E_Fz
2. Fmed_Fz
3. Fband_Fz
4. F99_5_Fm
5. E_Fm
6. Fmed_Fm
7. Fband_Fm



شکل ۳- مقایسه متغیرهای طیف فرکانس نیرو عکس‌العمل زمین در دو گروه مورد و شاهد

Figure 3- Comparison of frequency spectrum variables of Ground Reaction Force in the case and control groups

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه بررسی تأثیر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر تغییرات طیف فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در هنگام راه رفتن سالمندان بود. نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) شاخص‌های کمی از تعادل، نیروی محرکه و جذب ضربه در حین حرکت را ارائه می‌دهند (۳۴) که نشانگرهای مهم پایداری پویا و هماهنگی عصبی-عضلانی در نظر گرفته می‌شوند و نشان می‌دهند که چقدر راستای بدن و حرکت رو به جلو به‌صورت مؤثر حفظ می‌شود (۳۵). تغییرات در الگوهای GRF، با ضعف عضلانی و افزایش خطر سقوط در بزرگسالان مسن مرتبط است (۳۷، ۳۶) که در میان اجزای GRF، نیروهای عمودی و قدامی-خلفی، به‌ویژه به تغییرات راه رفتن مرتبط با سن حساس هستند (۳۸). در این مطالعه، دو گروه سالمند شامل گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس و گروه شاهد که بدون کوتاهی عضله ایلیوپسواس بودند، بررسی شدند. در گام اول، شرایط اولیه دو گروه از نظر سن، قد، وزن، BMI، جنسیت و سرعت راه‌رفتن بررسی و تأیید شد. در ادامه یافته‌های اصلی مطالعه نشان داد که در گروه دارای کوتاهی ایلیوپسواس، میانه فرکانس (Fmed) در مؤلفه قدامی–خلفی به طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود. در مؤلفه عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین نیز F99.5% و Fmed در گروه کوتاهی افزایش معنادار داشتند و در گشتاور آزاد هم همین دو شاخص به طور معناداری بالاتر بود. همچنین در افراد دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس، مقادیر نیروی قدامی–خلفی و عمودی در فاز برخورد پاشنه و همچنین نیروی داخلی–خارجی در فاز پیش‌رانش، به طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود. درمقابل، نیروی قدامی–خلفی در فاز هل‌دادن در گروه شاهد مقادیر بالاتری را نشان دادند. این تغییرات، به‌ویژه در مؤلفه عمودی، نشان‌دهنده افزایش

بارگذاری اولیه در لحظه برخورد پاشنه است؛ موضوعی که با یافته‌های مطالعات مک‌دونل (۳۹) و گیبونز (۴۰) درخصوص اثرات منفی کوتاهی فلکسورهای ران بر توزیع نیروهای واکنش زمین همسوست.

این تغییرات ممکن است نشان‌دهنده افزایش بار واردشده بر مفاصل گروه مورد باشد که احتمالاً بازتاب تغییرات بیومکانیکی سیستم حرکتی در پی کوتاهی عضله ایلیوپسواس است که منجر به بروز نیروهای بیشتر در فازهای مختلف راه‌رفتن می‌شود (۴۱). از منظر بیومکانیکی، باور بر این است که عضله ایلیوپسواس نقش کلیدی در کنترل فازهای مختلف راه‌رفتن ایفا می‌کند (۲۳) و این موضوع به‌ویژه در فاز انتهایی اتکا و آغاز فاز نوسان که مسئول حفظ تعادل و تنظیم حرکت است، پررنگ‌تر است (۲۳). تحقیقات نشان می‌دهند که به هنگام کوتاهی عضله ایلیوپسواس مفصل ران قادر به انجام کامل حرکت اکستنشن نیست و این امر موجب افزایش تیلت قدامی لگن می‌شود؛ درنتیجه توزیع نیروها طی گام‌برداری تغییر می‌کند (۲۲)؛ به‌ویژه این تغییرات با توجه به نتایج مطالعه حاضر ممکن است در راستای نیروهای عمودی و قدامی–خلفی نیروهای عکس‌العمل زمین در گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس ظهور کند؛ به عبارت دیگر، این تغییرات در نیروی عکس‌العمل زمین نشانه‌ای از تغییر در بیومکانیک حرکت بدن هستند که ناشی از محدودیت عملکردی عضله ایلیوپسواس است؛ یافته‌ای که با نتایج مطالعات مک‌دونل (۳۹) و گیبونز (۴۰) مبنی‌بر اثر نامطلوب کوتاهی فلکسورهای ران بر توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین همخوانی دارد.

پارامترهای مرتبط با تحلیل فرکانسی نشان‌دهنده تنظیم سیستم حرکتی در ریتم و الگوی نوسانی خاص است (۴۲). با توجه به این دیدگاه، افزایش Fmed در مؤلفه قدامی–خلفی احتمال دارد باعث شود که در بخش‌های مرتبط با ترمزگیری و پیش‌رانش، تغییرات سریع‌تری در سالمندان دارای کوتاهی ایلیوپسواس بروز کند یا الگوی کنترل نیروی برشی در این راستا دچار اختلال شود (۴۳). از سوی دیگر، احتمالاً افزایش شاخص‌های فرکانسی هنگام پذیرش وزن بدن و کنترل اندام فوقانی در مؤلفه عمودی نسبت به دیگر مؤلفه‌ها به اصلاحات بیشتری در طول گام نیاز داشته باشد؛ به گونه‌ای که خود را به صورت بالا رفتن شاخص‌های فرکانسی نشان می‌دهد (۴۴). این تغییرات باعث می‌شود که بدن برای جبران این محدودیت‌ها، نیروهای بیشتری را در سایر فازهای حرکت تولید کند که این نیروها می‌توانند به ایجاد بار اضافی بر مفاصل دیگر مانند زانو و کمر منجر شوند (۴۶، ۴۵).

درمقابل، در گروه شاهد به دلیل نداشتن محدودیت حرکتی در عضله ایلیوپسواس، احتمال دارد الگوی انتقال نیرو در چرخه گام کارآمدتر باشد که می‌تواند منجر به افزایش پویایی و سرعت حرکت شود (۴۷). این تفاوت‌ها به طور واضح نشان می‌دهند که افراد سالمند بدون محدودیت در عضله ایلیوپسواس از الگویی مؤثرتر و اقتصادی‌تر در راه‌رفتن برخوردار هستند که می‌تواند تأثیرات مثبت بر کیفیت زندگی آن‌ها داشته باشد (۴۸).

تحقیقات نشان می‌دهند که محدودیت در حرکت مفصل ران به‌ویژه در سالمندان می‌تواند منجر به افزایش تیلت قدامی لگن و تغییر در الگوی راه‌رفتن شود (۴۰، ۳۹). این تغییرات می‌توانند احتمالاً بر پایداری بدن تأثیر بگذارند و خطر زمین‌خوردن را افزایش دهند (۱۷)؛ این موضوع با یافته‌های پژوهش حاضر نیز هم‌راستا است. این تغییرات به طور خاص در توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین ممکن است به‌عنوان نشانه‌ای از ناپایداری حرکتی و اختلال در هماهنگی عصبی-عضلانی در افراد سالمند باشد (۴۹، ۱۷)؛ لذا طراحی برنامه‌های توان‌بخشی و درمانی ازجمله تمرینات کششی و تقویتی،

به‌منظور بهبود عملکرد عضله ایلیوپسواس به‌عنوان فلکسور اصلی می‌تواند به طور درخورتوجهی به بهبود وضعیت حرکتی و کاهش خطرات ناشی از محدودیت‌های حرکتی کمک کند (۵۱، ۵۰).

مطالعه حاضر محدودیت‌هایی داشت که باید در تحقیقات آتی مدنظر قرار گیرد. در ابتدا، طراحی مقطعی پژوهش مانع از استنباط روابط علت و معلولی میان کوتاهی عضله ایلیوپسواس و تغییرات مشاهده‌شده در نیروهای عکس‌العمل زمین شد. دومین محدودیت، ثبت نکردن هم‌زمان فعالیت‌های الکترومیوگرافی عضلات است که می‌تواند تفسیر دقیق‌تر از سازوکارهای عصبی-عضلانی و تأثیرات آن‌ها بر حرکت سالمندان فراهم آورد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آینده از طرح‌های طولی با حجم نمونه بزرگ‌تر استفاده شود و از روش‌های تحلیلی چندوجهی شامل داده‌های کینماتیکی، کینتیکی و الکترومیوگرافی بهره برده شود تا درک بهتری از نقش ایلیوپسواس در کنترل حرکتی و پایداری قامت در سالمندان به دست آید.

نتایج این مطالعه تأکید می‌کند که محدودیت در عضله ایلیوپسواس احتمال دارد پایداری راه رفتن سالمندان را تحت‌تأثیر قرار دهد و ممکن است خطرات ناشی از ناپایداری حرکتی و زمین‌خوردن را افزایش دهد. همچنین سالمندان دارای کوتاهی ایلیوپسواس، نسبت به گروه شاهد، الگوی فرکانسی متفاوتی در مؤلفه قدامی–خلفی و عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین دارند. این یافته‌ها می‌تواند به‌عنوان نشانه‌ای از تغییر در راهبردهای کنترل حرکتی و جبران‌های تنه–لگن–ران در حضور کوتاهی ایلیوپسواس در نظر گرفته شود.

پیام مقاله

محدودیت در عملکرد عضله ایلیوپسواس می‌تواند تأثیر منفی بر پایداری راه رفتن داشته باشد و خطر ناپایداری حرکتی و زمین‌خوردن را افزایش دهد؛ بنابراین پژوهش حاضر بر لزوم توجه به عملکرد بهینه عضله ایلیوپسواس در سالمندان و طراحی برنامه‌های توان‌بخشی برای بهبود وضعیت حرکتی و کاهش خطر آسیب‌های فیزیکی تأکید می‌کند.

ملاحظات اخلاقی

تمام شرکت کنندگان با آگاهی کامل از روند دقیق اجرای پژوهش و امضای رضایت‌نامه کتبی و آگاهی از امکان انصراف از همکاری در هر مرحله از پژوهش، در مطالعه شرکت کردند. کد اخلاقی مقاله IR.UMA.REC.1404.027 است.

مشارکت نویسندگان

ایده‌پردازی: فرهاد رضازاده و شیرین عالی
جمع‌آوری داده‌ها: مهسا نباتی سفیده‌خوان و شیرین عالی
تحلیل داده‌ها: فرهاد رضازاده و شیرین عالی
نوشتن مقاله: مهسا نباتی سفیده‌خوان
بازبینی و ویرایش: فرهاد رضازاده
مرور ادبیات: شیرین عالی
مدیر پروژه: فرهاد رضازاده

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که این مطالعه حاصل پژوهش مستقل است و هیچ‌گونه تضاد منافع با سازمان‌ها و افراد دیگر وجود ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی افرادی که در این پژوهش ما را یاری کردند تشکر و قدردانی می‌کنیم.

.

منابع

1. Hosseini SS, Azimkhani A. Effect of a course of selected cawthorne-cooksey and frankel exercises on balance, coordination and walking speed of elderly men with dementia. The Journal of Tolooebehdasht. 2024. https://doi.org/10.18502/tbj.v22i6.15215
2. Geremia JM, Iskiewicz MM, Marschner RA, Lehnen TE, Lehnen AM. Effect of a physical training program using the Pilates method on flexibility in elderly subjects. Age. 2015;37(6):119. https://doi.org/10.1007/s11357-015-9856-z
3. Organization WH. Preamble to the constitution of the World Health Organization as adopted by the International Health Conference. Official Records of the World Health Organization. 1946;2:100.
4. Minetto MA, Giannini A, McConnell R, Busso C, Torre G, Massazza G. Common musculoskeletal disorders in the elderly: the star triad. Journal of clinical medicine. 2020;9(4):1216. https://doi.org/10.3390/jcm9041216
5. Afshar PF, Asgari, P., Shiri, M., & Bahramnezhad, F. A review of the Iran's elderly status according to the census records. Galen Medical Journal. 2016:5(1), –6. https://doi.org/10.3390/jcm9041216
6. Muragod AR, Pathania T. Effects of static stretching and neurodynamic mobilization on hamstring flexibility in elderly population-A randomized clinical trial. IJAR. 2017;3(8):520–3.
7. Feland JB, Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW, Measom GW. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. Physical Therapy. 2001;81(5):1110–7. https://doi.org/10.1093/ptj/81.5.1110
8. Sadeghi H, Naghi Nejad F, Rajabi H. Strength training and kinematics parameters of gait in healthy female elderly. Iranian Journal of Ageing. 2008;3(3):30–6.
9. Kerrigan DC, Xenopoulos-Oddsson A, Sullivan MJ, Lelas JJ, Riley PO. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(1):1–6. https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50056
10. Lifshitz L, Sela SB, Gal N, Martin R, Klar MF. Iliopsoas the hidden muscle: anatomy, diagnosis, and treatment. Current Sports Medicine Reports. 2020;19(6):235–43. https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000723
11. Anderson CN. Iliopsoas: pathology, diagnosis, and treatment. Clinics in Sports Medicine. 2016;35(3):419–33. https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.09.014
12. Sato H, Kondo S, Saito M, Saura R. Effects of strengthening the hip flexor muscles on walking ability and the locomotive syndrome rank test: An intervention study. Journal of Orthopaedic Science. 2020;25(5):892–6. https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.09.014
13. Takahashi T, Ishida K, Hirose D, Nagano Y, Okumiya K, Nishinaga M, et al. Vertical ground reaction force shape is associated with gait parameters, timed up and go, and functional reach in elderly females. Journal of Rehabilitation Medicine. 2004;36(1):42–5. https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.09.014
14. Olsson E, Oberg K, Ribbe T. A computerized method for clinical gait analysis of floor reaction forces and joint angular motion. Journal of Rehabilitation Medicine. 1986;18(3):93–9.

15. Stergiou N, Giakas G, Byrne JB, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clin Biomech (Bristol). 2002;17(8):615–7. https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00072-4
16. Whitehead C, Hillman S, Richardson A, Hazlewood M, Robb J. The effect of simulated hamstring shortening on gait in normal subjects. Gait & Posture. 2007;26(1):90–6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.011
17. Mehrlatifan S, Fatahi A, Khezri D. Ground reaction force frequency content during gait in the elderly: falling and foot dominance effects. The Journal of Engineering. 2025;2025(1):e70116. https://doi.org/10.1049/tje2.70116
18. Von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP, et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: guidelines for reporting observational studies. International journal of surgery. 2014;12(12):1495–9. https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2014.07.013
19. Lee SB, Oh JH, Park JH, Choi SP, Wee JH. Differences in youngest-old, middle-old, and oldest-old patients who visit the emergency department. Clinical and experimental emergency medicine. 2018;5(4):249. https://doi.org/10.15441/ceem.17.261
20. Julious SA. Sample sizes for clinical trials: chapman and hall/CRC; 2023.
21. Kang H. Sample size determination and power analysis using the G* Power software. Journal of educational evaluation for health professions. 2021;18.
22. Aali S, Rezazadeh F, Ardigò LP, Badicu G. Altered lower extremity muscle activity patterns due to Iliopsoas tightness during single-leg landing. Scientific Reports. 2025;15(1):9477. https://doi.org/10.1038/s41598-025-93905-6
23. Aali S, Bagheri S. Effect of iliopsoas muscle tightness on electromyographic activity of hip extensor synergists during gait. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences. 2021;43(1):76–83. https://doi.org/10.34172/mj.2021.031
24. Aali S, Letafatkar A, Ebrahimi E, Barati AH, Hadadnejad M. Effect of Iliopsoas muscle tightness with active motion on extensor-flexor muscle strength of femor and thoracolumbar curves in adolescent soccer player. Journal of Gorgan University of Medical Sciences. 2017;19(4):54–60.
25. Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. J Athl Train. 2010;45(4):344–8. https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.344
26. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. Gait Posture. 2005;21(4):379–87. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.002
27. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human Kinetics; 2013.
28. Collins M, Xenophontos SL, Cariolou MA, Mokone GG, Hudson DE, Anastasiades L, et al. The ACE gene and endurance performance during the South African Ironman Triathlons. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(8):1314–20. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000135779.41475.42
29. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012;27(10):1058–63. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004
30. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical biomechanics. 2011;26(2):207–12. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021
31. Dehghani M, Jaafarnejad A, Abdollahpour Darvishani M. Effect of texture insole on the frequency spectrum of ground reaction forces in children with autism spectrum disorder during walking. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020;9(3):102–11. https://doi.org/10.22037/jrm.2019.112637.2228
32. Cohen J. A power primer. Psychol Bull. 1992;112(1):155–9. https://doi.org/10.1037//0033-2909.112.1.155.

33. Van Aelst S, Willems G. Robust and efficient one-way MANOVA tests. Journal of the American Statistical Association. 2011;106(494):706–18. http://doi.org/10.1198/jasa.2011.tm09748
34. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons; 2009.
35. Whittle MW. Gait analysis: An introduction (4th ed): Elsevier; 2007.
36. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. Am J Phys Med Rehabil. 1998;77(1):2–7. https://doi.org/10.1097/00002060-199801000-00002
37. Brach JS, Berlin JE, VanSwearingen JM, Newman AB, Studenski SA. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. J Neuroeng Rehabil. 2005;2:21. https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-21
38. Menz HB. Biomechanics of walking and running in the elderly. In: Masdeu, J. C., Sudarsky, L., & Wolfson, L. (Eds.), Gait disorders of aging (2nd ed., pp. 19–36). Lippincott Williams & Wilkins; 2009. https://doi.org/10.5812/asjsm-135663
39. McDonnell MK, Sahrmann S. Movement system syndromes of the cervical spine. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. 2011;1.
40. Gibbons S. Assessment und Rehabilitation der stabilisierenden Funktion des M. psoas major. manuelletherapie. 2007;11(04):177–87. https://doi.org/10.1055/s-2007-963466
41. Lifshitz L, Bar Sela S, Gal N, Martin R, Fleitman Klar M. Iliopsoas the hidden muscle: anatomy, diagnosis, and treatment. Curr Sports Med Rep. 2020;19(6):235–43. https://doi.org/10.1249/jsr.0000000000000723
42. Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. Chaos. 2000;10(4):848–63. https://doi.org/10.1063/1.1324008
43. Phinyomark A, R NK, Scheme E. Feature extraction and selection for myoelectric control based on wearable EMG sensors. Sensors (Basel). 2018;18(5). https://doi.org/10.3390/s18051615
44. Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. Hum Mov Sci. 2007;26(4):555–89. https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.05.003
45. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2001;82(1):26–30. https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18584
46. Riley PO, Franz J, Dicharry J, Kerrigan DC. Changes in hip joint muscle–tendon lengths with mode of locomotion. Gait & posture. 2010;31(2):279–83. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.005
47. 47. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2010;40(2):82–94. https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025
48. Sato H, Kondo S, Saito M, Saura R. Effects of strengthening the hip flexor muscles on walking ability and the locomotive syndrome rank test: An intervention study. J Orthop Sci. 2020;25(5):892–6. https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.09.014
49. Mongold SJ, Georgiev C, Legrand T, Yildiran Carlak E, Iannotta A, Cabaraux P, et al. Aging-related changes in neuromuscular control strategies and their influence on postural stability. Sci Rep. 2025;15(1):30127. https://doi.org/10.1038/s41598-025-15444-4
50. Ehresman BA, Lehecka BJ, Hiser D, Koster L, Wietharn J. Improved hip flexibility and gluteal function following a daily lunge-and-reach stretching intervention. Int J Sports Phys Ther. 2025;20(6):814–23. https://doi.org/10.26603/001c.137692
51. Aali S, Rezazadeh F, Ardigò LP, Badicu G. Altered lower extremity muscle activity patterns due to Iliopsoas tightness during single-leg landing. Sci Rep. 2025;15(1):9477. https://doi.org/10.1038/s41598-025-93905-6