Journal of Gorgan University of Medical Sciences

e-ISSN: 2008-4080 p-ISSN: 1562-4765

2026 / Vol 28 / No 3

Comparison of Lower-Limb Muscle Electromyographic Activity during Walking in Older Adults with and without Iliopsoas Muscle Shortening

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

1 Department of Sports Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. 2 Department of Sport Science Education, Farhangian University, Tehran, Iran.

***Corresponding Author:** Shirin Aali, **E-mail:** sh.aali@cfu.ac.ir

Abstract

Background: Iliopsoas muscle shortening, a common musculoskeletal impairment in older adults, may alter lower-limb biomechanics and muscle activation patterns, thereby increasing the risk of instability and falls. This study aimed to compare lower-limb muscle electromyographic activity during walking in older adults with and without iliopsoas shortening.

Methods: This case-control study included 40 older adults aged 65–75 years (20 with and 20 without iliopsoas shortening) in Ardabil, Iran during 2025. Participants were able to complete the study assessments. Those with iliopsoas shortening exhibited a restriction of more than 10 degrees on the Thomas test. Individuals with recent musculoskeletal injuries, spinal disorders, neurological or rheumatological conditions, a history of surgery, or use of analgesics or muscle relaxants were excluded. Surface electromyography was used to record the activity of the tibialis anterior, medial gastrocnemius, rectus femoris, adductor magnus, biceps femoris, gluteus medius, gluteus maximus, and erector spinae during walking. Data were analyzed during three gait-cycle phases (heel contact, midstance, and push-off), and median-frequency values were compared.

Results: In participants with iliopsoas shortening, gluteus medius activity was significantly higher during midstance (77.76±14.19 versus 57.08±8.22) and push-off (68.01±14.76 versus 46.56±14.11), as was medial gastrocnemius activity during push-off (77.80±16.05 versus 64.11±16.74) (P<0.05). Conversely, in the healthy group, activity during push-off was higher in the rectus femoris (50.87±10.42 versus 43.10±13.17), adductor magnus (48.11±9.06 versus 37.19±12.44), and biceps femoris (57.51±14.85 versus 42.94±9.37) (P<0.05).

Conclusion: Iliopsoas shortening alters lower-limb muscle activation patterns and increases reliance on compensatory strategies, particularly involving the pelvic stabilizers and calf plantar flexors. These findings underscore the importance of early assessment of, and intervention for, iliopsoas flexibility to preserve mobility and prevent postural instability in older adults.

Article Type: Research Article

Article History

Received	3 Nov 2025
Received in revised form	27 Feb 2026
Accepted	9 May 2026
Available Online	24 Nov 2026

Keywords:
Aged
Gait
Hip Joint
Muscle Tonus
Electromyography

Article ID: Vol28-23

Cite this article as: Rezazadeh F, Aali Sh, Nabati Sefidehkhan M, Imani F. [Comparison of Lower-Limb Muscle Electromyographic Activity during Walking in Older Adults with and without Iliopsoas Muscle Shortening]. J Gorgan Univ Med Sci. 2026; 28(3): 19-28. [Article in Persian]

Publisher: Golestan University of Medical Sciences
URL: gorganmedj.goums.ac.ir

© The author(s)

Journal of Gorgan University of Medical Sciences

Extended Abstract

2026 / Vol 28 / No 3

Introduction

Aging is a stage of life characterized by progressive structural and functional changes that reduce physiological capacity and mobility. Reduced physical activity, muscle weakness, and diminished neuromuscular coordination are among the most important factors limiting functional independence in older adults.

Impaired balance and altered gait patterns are major contributors to falls among older adults. Approximately 30% of people older than 65 years and 50% of those older than 85 years experience at least one fall annually, sometimes resulting in serious fractures or death.

Reduced flexibility of the hip flexors may cause early fatigue, changes in normal movement patterns, and maladaptive compensatory mechanisms. Hip flexor shortening is therefore thought to increase fall risk in older adults by altering dynamic balance and lower-limb biomechanics.

Iliopsoas shortening, typically assessed by measuring hip extension range of motion, may restrict hip mobility. Because the iliopsoas attaches to the lumbar vertebrae, shortening may increase lumbar loading, contribute to chronic pain, and ultimately impair activities of daily living. It can also affect antagonistic muscles, including the gluteus maximus and other hip extensors, by altering their length–tension relationship and thereby reducing their strength and power output.

Given the essential role of the iliopsoas in pelvic movement control and stability during walking, shortening of this muscle in older adults may disrupt normal movement patterns and elicit compensatory activation of other muscles. Such changes may impose additional mechanical loads on other muscles and joints, eventually increasing the risk of musculoskeletal disorders and reducing movement efficiency.

Muscle frequency characteristics are regarded as relatively reliable and stable indicators for gait assessment, reflecting muscle function and movement patterns. Nevertheless, few studies have examined how iliopsoas shortening affects muscle electrical activity during walking in older adults. This study therefore aimed to compare lower-limb muscle electrical activity during walking between older adults with and without iliopsoas shortening.

Methods

This case–control study was conducted during 2025 at the Sports Biomechanics Laboratory of the University of Mohaghegh Ardabili among 40 older adults aged 65–75 years: 20 with iliopsoas shortening and 20 without shortening.

The study was designed and reported according to the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) guidelines and international ethical principles.

Written informed consent was obtained from all participants before enrollment. Participants were categorized into groups with and without iliopsoas shortening. To minimize bias, assessors were blinded to group allocation, and all assessments used unique participant identification codes.

Eligibility criteria included men and women aged 65–75 years who could understand and follow study instructions and were physically able to complete all assessments. Participants in the iliopsoas-shortening group were required to have more than 10 degrees of hip extension limitation on the Thomas test. All participants had to be free of significant musculoskeletal disorders of the upper or lower limbs. Individuals with lower-limb musculoskeletal injuries during the preceding 6 months, spinal disorders, neurological or rheumatological conditions affecting mobility, or a history of limb or spinal surgery were excluded.

Use of analgesics or muscle relaxants during the study was also a withdrawal criterion.

Anthropometric characteristics, including age, height, weight, and body mass index, were recorded.

Assessment of iliopsoas shortening (modified Thomas test): Shortening in the dominant limb was assessed by the Thomas test using a goniometer, with a reported reliability coefficient of 0.85–0.95. Two biomechanics specialists with more than 5 years of clinical experience performed all measurements while blinded to group assignment. Each variable was measured twice, and the mean was used in the statistical analyses. A preliminary interrater reliability study involving 10 participants demonstrated excellent agreement (ICC>0.90).

Muscle electromyographic spectrum: Electrical activity was recorded using a DataLITE electromyography (EMG) system (Biometrics Ltd, United Kingdom) with a bandwidth of 10–490 Hz. EMG data were collected while participants walked along a straight 18-m path, with walking speed monitored by stopwatch to ensure consistency across trials. Electrical activity was recorded from the tibialis anterior, medial gastrocnemius, rectus femoris, adductor magnus, biceps femoris, gluteus medius, gluteus maximus, and erector spinae muscles. Before EMG recording, two FSR 400 Series Round footswitch sensors manufactured in Iran were used to identify phases of the gait cycle. Sensors were secured with special adhesive beneath the heel, lateral metatarsals, and great toe of each foot to record foot-contact and toe-off times accurately. Participants completed several practice walks to become familiar with the procedure. Recordings were obtained from the dominant limb by a specialist assessor assisted by a trained, experienced biomechanics laboratory operator.

Data were analyzed using SPSS-26. Normality was assessed with the Shapiro-Wilk test, and homogeneity of variance was confirmed with Levene's test. The independent-samples t-test was used to compare quantitative means between groups, with significance set at $P<0.05$. Effect sizes were calculated using Cohen's formula, with values of 0.2 or less considered small, 0.5 moderate, and 0.8 large.

Results

Mean age (67.75±3.45 vs 68.70±2.88 years), height (1.67±0.08 vs 1.65±0.07), weight (76.35±12.16 vs 76.15±15.12), and body mass index (27.17±2.76 vs 27.77±3.52) did not differ significantly between the case and control groups. Sex distribution was also identical (50% in each group), with no statistically significant difference.

Between-group comparisons showed significantly greater gluteus medius activity in the iliopsoas-shortening group during midstance (77.76±14.19 vs 57.08±8.22; $P<0.001$) and push-off (68.01±14.76 vs 46.56±14.11; $P<0.001$), as well as greater medial gastrocnemius activity during push-off (77.80±16.05 vs 64.11±16.74; $P<0.012$). Conversely, during push-off, rectus femoris (50.87±10.42 vs 43.10±13.17; $P<0.046$), adductor magnus (48.11±9.06 vs 37.19±12.44; $P<0.003$), and biceps femoris (57.51±14.85 vs 42.94±9.37; $P<0.001$) activity was significantly greater in the control group than in the case group.

Conclusion

Gluteus medius activity during midstance and push-off was significantly increased in participants with iliopsoas shortening. This finding suggests a neuromuscular adaptation aimed at stabilizing the pelvis and controlling lateral tilt. Increased gluteus medius activation may compensate for limited hip

Journal of Gorgan University of Medical Sciences

Extended Abstract

2026 / Vol 28 / No 3

extension and prevent contralateral pelvic drop.

Through reorganization of muscle activation patterns, the neuromuscular system attempts to maintain dynamic stability despite structural limitations.

From a practical perspective, these findings underscore the importance of assessing iliopsoas function in older adults. Reduced flexibility of this muscle not only alters lower-limb muscle activation but may also increase postural instability and the metabolic cost of walking while reducing mechanical efficiency. Although this quantitative comparison of clinical and control groups provided valuable information, it had limitations. First, the cross-sectional design precludes causal conclusions regarding iliopsoas shortening and the observed EMG changes. Second, recordings were limited to selected muscle groups; simultaneous assessment of muscular synergies could provide a fuller understanding of neuromuscular mechanisms. Intermuscular fat in older adults may also influence the EMG frequency spectrum and should be considered in future analyses.

Iliopsoas shortening is therefore not merely a localized impairment but may influence dynamic balance and overall lower-limb function. Identifying and correcting this limitation through stretching, strengthening, and motor retraining may improve postural stability and gait quality and help prevent falls. Future studies should investigate targeted interventions for reorganizing muscle activation and reducing functional risks. Longitudinal and interventional designs are also recommended to assess the effects of stretching and strengthening on muscle activation patterns and ground reaction force distribution. EMG-informed musculoskeletal modeling may further support accurate simulation of internal forces and joint moments.

Ethical Statement

The study was approved by the Research Ethics Committee of the University of Mohaghegh Ardabili (IR.UMA.REC.1404.027).

This article was derived from the master's thesis of Ms. Mahsa Nabati Sefidehkhan in sports biomechanics at the University of Mohaghegh Ardabili.

Conflicts of Interest

No conflicts of interest.

Authors' Contributions

Farhad Rezazadeh: Project administration and design; Project execution; Data collection; Data analysis; Interpretation of the results; Drafting of the initial manuscript; Approval of the final manuscript. **Shirin Aali:** Project administration and design; Project execution; Data collection; Data analysis; Interpretation of the results; Drafting of the initial manuscript; Approval of the final manuscript. **Mahsa Nabati Sefidehkhan:** Project administration and design; Project execution; Data collection; Data analysis; Interpretation of the results; Drafting of the initial manuscript; Approval of the final manuscript. **Fariborz Imani:** Project administration and design; Project execution; Data collection; Data analysis; Interpretation of the results; Drafting of the initial manuscript; Approval of the final manuscript.

Iliopsoas shortening alters lower-limb muscle activity and increases reliance on compensatory activation, particularly in pelvic stabilizers and ankle plantar flexors. These findings highlight the importance of early assessment and intervention targeting iliopsoas flexibility to maintain mobility and prevent postural instability in older adults.

مجله دانشگاه علوم پزشکی گرگان

پاییز ۱۴۰۵ / دوره ۲۸ / شماره ۳ (پی در پی ۹۹)

دارای رتبه علمی -پژوهشی از کمیسیون نشریات علوم پزشکی کشور

e-ISSN: ۲۰۰۸-۴۰۸۰ p-ISSN: ۱۵۶۲-۴۷۶۵

با دسترسی آزاد

تحقیقی

مقایسه متغیرهای فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سالمندان با و بدون کوتاهی عضله ایلیوپسواس حین راه رفتن

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

۱ گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ۲ گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: *کوتاهی عضله ایلیوپسواس به‌عنوان یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی–عضلانی در سالمندان، می‌تواند با تغییر در بیومکانیک اندام تحتانی و الگوی فعال‌سازی عضلات، خطر ناپایداری و زمین‌خوردن را افزایش دهد. این مطالعه به منظور مقایسه متغیرهای فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سالمندان با و بدون کوتاهی عضله ایلیوپسواس حین راه رفتن انجام شد.*

روش بررسی: *این مطالعه مورد شاهدی روی ۴۰ سالمند ۷۵-۶۵ ساله (۲۰ نفر با کوتاهی ایلیوپسواس و ۲۰ نفر بدون کوتاهی ایلیوپسواس) در شهر اردبیل طی سال ۱۴۰۴ انجام شد. سالمندان با توانایی انجام آزمون‌ها در گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس، کوتاهی عضله ایلیوپسواس با محدودیت بیش از ۱۰ درجه در تست توماس داشتند. افراد دارای آسیب اسکلتی - عضلانی اخیر، بیماری‌های ستون فقرات، اختلالات عصبی یا روماتولوژیک، سابقه جراحی، یا مصرف داروهای مسکن و شل‌کننده عضلانی از مطالعه حذف شدند. فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس داخلی، رکتوس فموریس، اداکتور مگنوس، بایسپس فموریس، گلوتئوس مدیوس، گلوتئوس ماگزیموس و ارکتور اسپاین حین راه رفتن با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی ثبت شد. داده‌ها در سه فاز چرخه گام (تماس پاشنه، میانه اتکا و هل دادن) تحلیل و مقادیر فرکانس میانه مقایسه شدند.*

یافته‌ها: *در گروه دارای کوتاهی ایلیوپسواس، فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در فاز میانه اتکا (۱۴/۱۹±۷۷/۷۶ در برابر ۸/۲۲±۵۷/۰۸) و هل‌دادن (۱۴/۷۶±۶۸/۰۱ در برابر ۱۴/۱۱±۴۶/۵۶) و فعالیت گاستروکنمیوس داخلی در فاز هل دادن (۱۶/۰۵±۷۷/۸۰ در برابر ۱۶/۷۴±۶۴/۱۱) به‌طور معنی‌داری بیشتر بود (P<۰/۰۵). در مقابل، عضلات رکتوس فموریس (۱۰/۴۲±۵۰/۸۷ در برابر ۱۳/۱۷±۴۳/۱۰)، اداکتور مگنوس (۹/۰۶±۴۸/۱۱ در برابر ۱۲/۴۴±۳۷/۱۹) و بایسپس فموریس (۱۴/۸۵±۵۷/۵۱ در برابر ۹/۳۷±۴۲/۹۴) در فاز هل دادن در گروه سالم فعالیت بالاتری نشان دادند (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *کوتاهی ایلیوپسواس موجب تغییر در الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و افزایش وابستگی به الگوهای جبرانی به‌ویژه در عضلات تثبیت‌کننده لگن و پلانتارفلکسورهای ساق پا می‌شود. این یافته‌ها اهمیت ارزیابی و مداخله زودهنگام در انعطاف‌پذیری ایلیوپسواس برای حفظ کارایی حرکتی و پیشگیری از ناپایداری قامتی در سالمندان را برجسته می‌سازد.*

واژه‌های کلیدی: *سالمند ، راه رفتن ، مفصل هیپ ، انقباض خفیف و پیوسته عضله ، تست نوار عصبی عضله*

* نویسنده مسؤول: شیرین عالی ، پست الکترونیکی: sh.aali@cfu.ac.ir

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، گروه بیومکانیک ورزشی، تلفن ۰۴۵-۳۱۵۰۵۶۲۷

تاریخچه مقاله	دریافت	اصلاح نهایی	پذیرش	انتشار
	۱۴۰۴/۸/۱۲	۱۴۰۴/۱۲/۸	۱۴۰۵/۲/۱۹	۱۴۰۵/۹/۳

مقدمه

دوران سالمندی مرحله‌ای از زندگی است که در آن تغییرات ساختاری و عملکردی بدن به‌تدریج بروز کرده و موجب افت توان فیزیولوژیکی و کاهش قابلیت‌های حرکتی فرد می‌شود.[۱] از میان این تغییرات، کاهش تحرک، ضعف عضلات و افت هماهنگی عصبی–عضلانی از مهم‌ترین عوامل محدودکننده استقلال عملکردی سالمندان محسوب می‌شوند.[۲]

توانایی راه‌رفتن در دوران سالمندی به‌دلیل کاهش قدرت عضلات اندام تحتانی، افت فعالیت بدنی و تغییر در عملکرد سیستم‌های عصبی و حسی دچار اختلال می‌شود.[۳] تضعیف سیستم‌های سموتاسنسوری، بینایی و وستیبولار نیز موجب اختلال در حفظ تعادل و تأخیر در پاسخ‌های عضلانی اصلاحی بدن در برابر جابجایی مرکز ثقل می‌گردد.[۴] در نتیجه، کاهش تعادل و تغییر در الگوی راه‌رفتن از عوامل کلیدی افزایش خطر زمین‌خوردن و سقوط در سالمندان به

شمار می‌روند. این پدیده یکی از علل اصلی آسیب‌های فیزیکی و مرگ‌ومیر در این گروه سنی است. به‌طوری که حدود ۳۰ درصد از افراد بالای ۶۵ سال و ۵۰ درصد از افراد بالای ۸۵ سال سالانه حداقل یک‌بار دچار زمین‌خوردگی می‌شوند که در برخی موارد به شکستگی‌های شدید یا حتی مرگ منتهی می‌گردد.[۵] افزون بر پیامدهای جسمی، ترس از افتادن نیز باعث کاهش مشارکت در فعالیت‌های روزمره، وابستگی بیشتر به اطرافیان و بروز اختلالات روان‌شناختی می‌شود.[۶] با توجه به نقش اساسی اندام تحتانی در حفظ تعادل و ثبات پاسچر، هرگونه تغییر بیومکانیکی در این اندام می‌تواند بر کنترل قامتی و ثبات بدن تأثیر قابل توجهی بگذارد.[۴]

در جوامع صنعتی، کوتاهی عضلات و کاهش دامنه حرکتی از شایع‌ترین دلایل بروز دردهای مزمن و ناتوانی‌های اسکلتی – عضلانی محسوب می‌شوند و پس از احساس درد، در ردیف متداول‌ترین علائم بالینی قرار دارند.[۷] کوتاهی عضلات فلکسور ران یکی از اختلالات شایع اسکلتی – عضلانی محسوب می‌شود که پژوهش‌ها نشان داده‌اند می‌تواند به‌عنوان یک عامل خطر مهم، به‌ویژه در بروز آسیب‌های زانو و عضلات همسترینگ، نقش داشته باشد.[۳] کاهش انعطاف‌پذیری این عضلات ممکن است موجب خستگی زودرس، تغییر در الگوهای حرکتی طبیعی و بروز الگوهای جبرانی نامطلوب گردد. ازاین‌رو، اعتقاد بر آن است که کوتاهی فلکسورهای ران می‌تواند با ایجاد تغییر در تعادل دینامیکی و بیومکانیک اندام تحتانی، خطر زمین‌خوردگی را در سالمندان افزایش دهد.[۸] با توجه به اهمیت این عضلات که به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر در بروز اختلالات نوروماسکولار و آسیب‌های اسکلتی – عضلانی اندام تحتانی شناخته می‌شوند؛ بررسی دقیق‌تر ویژگی‌ها و عملکرد آنها ضروری به نظر می‌رسد.[۹]

مجموعه عضلانی ایلیوپسواس به‌عنوان منبع اصلی نیروی فلکشن مفصل ران در تمام زوایای حرکتی صفحه ساجیتال شناخته می‌شود.[۱۰] کوتاهی عضله ایلیوپسواس که معمولاً از طریق آزمون دامنه حرکتی اکستنشن مفصل ران ارزیابی می‌گردد؛ می‌تواند موجب محدودیت حرکتی در مفصل هیپ شود.[۱۱] کاهش انعطاف‌پذیری این عضله نه‌تنها احتمال خستگی زودرس و بروز الگوهای حرکتی غیرطبیعی را افزایش می‌دهد؛ بلکه ممکن است انجام حرکاتی مانند نشستن، برخاستن و راه‌رفتن را نیز با دشواری همراه سازد. علاوه‌براین، با توجه به اتصال ایلیوپسواس به مهره‌های کمری، کوتاهی آن می‌تواند سبب افزایش فشار بر ناحیه کمری، بروز دردهای مزمن و در نهایت اختلال در انجام فعالیت‌های روزمره شود.[۱۲] از سوی دیگر، کوتاهی ایلیوپسواس می‌تواند بر عضلات آنتاگونیست آن از جمله گلوتئوس ماکسیموس و سایر اکستنسورهای ران تأثیر گذاشته و رابطه طول – تنش آنها را تغییر دهد که این امر موجب کاهش قدرت و توان تولیدی آنها می‌گردد. افزون بر این، همانگونه که در پژوهش‌های پیشین نیز گزارش شده است؛ کاهش قدرت و عملکرد گلوتئوس ماگزیموس ممکن است سبب غلبه سینرژیستی عضلات همکار آن مانند همسترینگ‌ها و اداکتورها شود.[۱۳]

Mills و همکاران نشان دادند کوتاهی عضلات فلکسور ران منجر به کاهش فعال‌سازی عضله گلوتئوس ماکسیموس و همچنین کاهش هم‌انقباضی بین عضلات گلوتئوس ماکسیموس و بای‌سپس فموریس در حین انجام همان فعالیت می‌شود.[۱۳] با این حال، هنوز مشخص نیست که آیا این پدیده در الگوی راه رفتن نیز رخ می‌دهد یا خیر؟ بر اساس دیدگاه نظریه اختلالات حرکتی سهرمن، تغییر در الگوی عملکردی هر بخش از بدن می‌تواند بر تعادل و هماهنگی سایر اجزای سیستم حرکتی اثرگذار باشد و در نهایت منجر به ایجاد الگوهای حرکتی جبرانی و ناکارآمد در مفاصل مختلف شود.[۱۴] از این منظر، با توجه به نقش حیاتی عضله ایلیوپسواس در کنترل حرکات لگن و پایداری در حین راه رفتن، کوتاهی این عضله در سالمندان می‌تواند سبب اختلال در الگوی طبیعی حرکت و فعال‌سازی جبرانی سایر عضلات شود. این تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات ممکن است بار مکانیکی اضافی بر عضلات و مفاصل دیگر وارد کرده و در طول زمان منجر به افزایش خطر بروز اختلالات اسکلتی – عضلانی و کاهش کارایی حرکتی گردد.[۱۵]

فرکانس عضلات به‌عنوان یکی از معتبرترین و پایدارترین شاخص‌ها در ارزیابی ویژگی‌های گام‌برداری شناخته می‌شوند و تغییرات آن بازتابی از وضعیت عملکرد عضلانی و الگوی حرکتی فرد است.[۱۱] با این حال، تاکنون مطالعات محدودی به بررسی تأثیر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات در حین راه رفتن سالمندان پرداخته‌اند. لذا این مطالعه به منظور مقایسه متغیرهای فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در سالمندان با و بدون کوتاهی عضله ایلیوپسواس حین راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه مورد شاهدی روی ۴۰ سالمند ۷۵-۶۵ ساله (۲۰ نفر با کوتاهی ایلیوپسواس و ۲۰ نفر بدون کوتاهی ایلیوپسواس) در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی طی سال ۱۴۰۴ انجام شد.

طراحی و گزارش مطالعه بر اساس دستورالعمل‌های چک‌لیست مطالعات مشاهده‌ای و کیفی (STROBE) و با رعایت اصول اخلاقی بین‌المللی انجام شد.[۱۶]

افراد مطالعه از جامعه در دسترس، به روش نمونه‌گیری غیراحتمالی ساده با یافته‌های مطالعه مقدماتی قبلی ما[۹] برای تعیین حجم نمونه براساس واریانس پارامتر مطالعه شده روی ۵ نفر و به صورت هدفمند

از جامعه سالمندان شهر اردبیل گزینش شدند. محاسبه حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power-3.1 و بر مبنای آزمون تی مستقل دو دامنه انجام شد. بدین منظور، با استناد به مطالعات پیشین در زمینه تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات در افراد دارای کوتاهی ایلیوپسواس و با در نظر گرفتن پارامترهای فرکانسی الکترومایوگرافی به عنوان متغیر ملاک، میانگین و انحراف معیار در گروه بدون کوتاهی معادل ۸/۲±۸۰/۵ و در گروه دارای کوتاهی معادل ۸/۲±۷۱/۵ هرتز در نظر گرفته شد. بر این اساس، با فرض خطای نوع اول (سطح معنی‌داری) α=۰/۰۵، توان آماری ۰/۹۰ و اندازه اثر محاسبه‌شده برابر با ۱/۱ (Cohen's d)، حداقل حجم نمونه مورد نیاز برای هر گروه ۱۸ نفر برآورد گردید. در نهایت، با احتساب احتمال ریزش نمونه‌ها، تعداد ۲۰ نفر در هر گروه و مجموعاً ۴۰ نفر به عنوان نمونه نهایی وارد مطالعه شدند.[۹و۱۷و۱۸]

پیش از ورود به مطالعه، از تمامی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه آگاهانه کتبی اخذ شد و در دو گروه شامل سالمندان دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس و سالمندان بدون کوتاهی این عضله قرار گرفتند. برای جلوگیری از سوگیری، ارزیاب‌ها از تخصیص گروهی شرکت‌کنندگان بی‌اطلاع بودند و تمامی آزمون‌ها با استفاده از کد شناسایی اختصاصی برای هر فرد انجام شد.

معیارهای ورود به مطالعه شامل سالمندان زن و مرد ۶۵ تا ۷۵ ساله‌ای بود که توانایی درک و اجرای دستورالعمل‌های پژوهش را داشته و از نظر جسمی قادر به انجام کامل آزمون‌ها بودند. اعضای گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس بایستی دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس بوده و در تست توماس محدودیتی بیش از ۱۰ درجه در اکستنشن مفصل ران نشان دادند. علاوه بر این، تنها افرادی واجد شرایط ورود بودند که از هرگونه اختلال اسکلتی - عضلانی قابل توجه در اندام‌های فوقانی یا تحتانی عاری بودند. در مقابل، افراد دارای سابقه آسیب‌های اسکلتی - عضلانی اندام‌های تحتانی در شش ماه گذشته، مبتلایان به بیماری‌های ستون فقرات، اختلالات عصبی یا روماتولوژیک تأثیرگذار بر عملکرد حرکتی و نیز کسانی که سابقه جراحی در اندام‌ها یا ستون فقرات داشتند؛ در مطالعه وارد نشدند.

همچنین، استفاده از داروهای مسکن یا شل‌کننده عضلانی در طول دوره پژوهش از معیارهای خروج محسوب شد.

ویژگی‌های آنتروپومتریک (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی شرکت‌کنندگان) ثبت شدند.

ارزیابی کوتاهی عضله ایلیوپسواس (آزمون اصلاح‌شده توماس): کوتاهی عضله ایلیوپسواس در پای غالب شرکت‌کنندگان با استفاده از گونیامتر و با در نظر گرفتن ضریب پایایی بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۵ توسط تست توماس مورد ارزیابی قرار گرفت. اندازه‌گیری‌ها در وضعیت طاق‌باز انجام شد. به‌طوری که دنبالچه در انتهای میز قرار داشت تا وضعیت بدن در راستای صحیح حفظ شود. در این حالت، مفصل ران و زانوی پای مقابل به‌طور کامل خم شد تا ثبات لگن در هنگام آزمون تضمین گردد. در صورتی‌که زاویه اکستنشن مفصل ران بالاتر از سطح افقی قرار گرفت؛ این وضعیت به‌عنوان نشانه‌ای از کوتاهی عضله ایلیوپسواس در نظر گرفته شد. در مقابل، زوایای بین صفر تا ۱۰ درجه پایین‌تر از سطح افقی نشان‌دهنده طول طبیعی عضله تلقی شد.[۱۹] برای جلوگیری از بروز خطاهای احتمالی در اندازه‌گیری، به‌ویژه خطاهای ناشی از تیلت خلفی لگن هنگام فلکشن کامل مفصل ران در آزمون توماس اصلاح‌شده، ارزیابان در طول اجرای آزمون با نگه‌داشتن دستی لگن شرکت‌کنندگان، موقعیت آن را ثابت نگه داشتند.[۲۰] تمام اندازه‌گیری‌ها توسط دو متخصص بیومکانیک با بیش از پنج سال سابقه بالینی و به‌صورت کور نسبت به گروه‌بندی شرکت‌کنندگان انجام شد تا حداکثر پایایی و صحت داده‌ها تضمین گردد. هر متغیر دو مرتبه ارزیابی شد و مبنای تحلیل‌های آماری، میانگین این دو اندازه‌گیری قرار گرفت. همچنین، بررسی پایایی بین ارزیابان در یک مطالعه مقدماتی با حجم نمونه ۱۰ نفر، حاکی از سطح توافق بسیار عالی (ICC>۰/۹۰) بود.[۲۱]

طیف الکترومایوگرافی عضلات: برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از سیستم الکترومایوگرافی (EMG DataLITE ساخت شرکت Biometrics Ltd انگلستان) با پهنای باند ۱۰ تا ۴۹۰ هرتز استفاده شد. داده‌های الکترومایوگرافی حین راه رفتن شرکت‌کنندگان در مسیر مستقیم ۱۸ متری ثبت گردید و سرعت راه‌رفتن با استفاده از کرنومتر پایش شد تا از ثبات سرعت در تمامی آزمون‌ها اطمینان حاصل شود. فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس داخلی، رکتوس فموریس، اداکتور مگنوس، بایسپس فموریس، گلوتئوس مدیوس، گلوتئوس ماگزیموس و ارکتور اسپاین توسط دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شد. پیش از نصب الکترودها، پوست ناحیه مورد نظر به جهت کاهش امپدانس پوست ابتدا تراشیده و سپس با پنبه آغشته به الکل ۷۰ درصد بر اساس دستورالعمل Seniam تمیز شد. الکترودها در راستای تارهای عضلانی هر عضله قرار گرفتند. نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و فیلتر ناچ ۶۰ هرتز برای حذف نویز برق شهری به‌کار رفت.[۲۲] موقعیت قرارگیری الکترودها مطابق با استانداردهای Seniam تعیین شد. فاصله مرکز تا مرکز بین الکترودها ۲ سانتی‌متر بود.[۲۳] داده‌های ثبت‌شده به کمک نرم‌افزار DataLITE مورد پردازش قرار گرفت و مقادیر میانه فرکانس فعالیت عضلات طی سه فاز از چرخه راه‌رفتن شامل پاسخ بارگذاری (۲۰-۰ درصد)، میانه اتکا (۴۷-۲۰درصد) و مرحله هل دادن (۷۰-۴۷ درصد) استخراج گردید.[۲۴] پیش از آغاز ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی در حین راه رفتن، به‌منظور شناسایی مراحل مختلف چرخه‌ی گام، از دو حسگر

جدول ۱: مقایسه بین‌گروهی متغیرهای مورد مطالعه

فاز	عضلات	میانگین و انحراف معیار گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس (n=۲۰)	میانگین و انحراف معیار گروه بدون کوتاهی (n=۲۰)	تفاوت میانگین گروه مورد در مقایسه با گروه شاهد (فاصله اطمینان۹۵ درصد)	مقدار T	P-value	اندازه اثر
برخورد پاشنه	تیبیالیس قدامی	۶۴/۷۷±۱۱/۴۲	۷۳/۱۱±۱۷/۰۰	-۸/۳۵ (-۱۷/۶۲ ، ۰/۹۲)	-۱/۸۲۳	۰/۰۷۶	۰/۵۸
	گاستروکنمیوس داخلی	۶۴/۰۴±۲۹/۲۴	۷۳/۳۴±۲۲/۸۶	-۹/۳۱ (-۲۶/۱۱ ، ۷/۴۹)	-۱/۱۲۱	۰/۲۶۹	۰/۳۵
	رکتوس فموریس	۴۸/۰۱±۱۱/۲۵	۵۵/۶۴±۱۳/۲۴	-۷/۶۳ (-۱۵/۴۹ ، ۰/۲۳)	-۱/۹۶۴	۰/۰۵۷	۰/۶۲
	اداکتور مگنوس	۵۱/۱۶±۱۵/۷۳	۴۷/۵۶±۸/۴۷	۳/۵۹ (-۴/۴۹ ، ۱۱/۶۸)	۰/۸۹۹	۰/۳۷۴	۰/۲۹
	بایسپس فموریس	۵۴/۷۲±۱۰/۹۵	۵۰/۴۹±۱۲/۷۰	۴/۲۳ (-۳/۳۵ ، ۱۱/۸۲)	۱/۱۲۹	۰/۲۶۶	۰/۳۵
	گلوتئوس مدیوس	۴۷/۸۰±۱۰/۷۲	۴۹/۸۴±۱۴/۰۵	-۲/۰۴ (-۱۰/۰۳ ، ۵/۹۶)	-۰/۵۱۵	۰/۶۰۹	۰/۱۶
	گلوتئوس ماگزیموس	۳۵/۹۰±۸/۴۲	۳۶/۱۴±۶/۴۱	-۰/۲۴ (-۵/۰۳ ، ۴/۵۴)	-۰/۱۰۳	۰/۹۱۹	۰/۰۳
	ارکتور اسپاین	۵۱/۴۵±۲۰/۳۱	۶۰/۹۵±۲۷/۶۴	-۹/۵۰ (-۲۵/۰۳ ، ۶/۰۲)	-۱/۲۳۹	۰/۲۲۳	۰/۳۹
میانه اتکا	تیبیالیس قدامی	۶۷/۴۳±۱۸/۵۰	۷۱/۸۶±۲۱/۹۲	-۴/۴۳ (-۱۷/۴۲ ، ۸/۵۴)	-۰/۶۹۲	۰/۴۹۳	۰/۲۱
	گاستروکنمیوس داخلی	۷۶/۲۵±۲۱/۸۶	۶۴/۹۰±۱۶/۳۷	۱۱/۳۵ (-۱/۰۱ ، ۲۳/۷۱)	۱/۸۵۹	۰/۰۷۱	۰/۵۹
	رکتوس فموریس	۶۱/۹۷±۱۸/۶۲	۵۳/۷۰±۹/۶۳	۸/۲۶ (-۱/۲۲ ، ۱۷/۷۵)	۱/۷۶۳	۰/۰۸۶	۰/۵۸
	اداکتور مگنوس	۵۶/۰۱±۱۶/۲۱	۵۱/۴۸±۱۱/۶۰	۴/۵۳ (-۴/۴۹ ، ۱۳/۵۵)	۱/۰۱۶	۰/۳۱۶	۰/۳۲
	بایسپس فموریس	۵۶/۹۷±۱۴/۷۵	۵۶/۳۷±۱۵/۲۱	۰/۶۰ (-۸/۹۹ ، ۱۰/۱۹)	۰/۱۲۷	۰/۹۰۰	۰/۰۴
	گلوتئوس مدیوس	۷۷/۷۶±۱۴/۱۹	۵۷/۰۸±۸/۲۲	۲۰/۶۷ (۱۳/۲۴ ، ۲۸/۰۹)	۵/۶۳۴	۰/۰۰۱ *	۱/۸۴
	گلوتئوس ماگزیموس	۵۱/۸۱±۹/۵۲	۴۶/۱۳±۱۰/۰۵	۵/۶۸ (-۰/۵۸ ، ۱۱/۹۵)	۱/۸۳۴	۰/۰۷۴	۰/۵۸
	ارکتور اسپاین	۶۰/۴۳±۱۵/۷۵	۵۵/۶۶±۱۱/۸۴	۴/۷۷ (-۴/۱۵ ، ۱۳/۶۹)	۱/۰۸۲	۰/۲۸۶	۰/۳۴
هل دادن	تیبیالیس قدامی	۶۷/۳۴±۱۵/۰۵	۶۸/۹۹±۱۸/۵۷	-۱/۶۵ (-۱۲/۴۷ ، ۹/۱۶)	-۰/۳۰۹	۰/۷۵۹	۰/۰۹
	گاستروکنمیوس داخلی	۷۷/۸۰±۱۶/۰۵	۶۴/۱۱±۱۶/۷۴	۱۳/۶۸ (۳/۱۸ ، ۲۴/۱۸)	۲/۶۳۹	۰/۰۱۲ *	۰/۸۳
	رکتوس فموریس	۴۳/۱۰±۱۳/۱۷	۵۰/۸۷±۱۰/۴۲	-۷/۷۶ (-۱۵/۳۶ ، -۰/۱۵)	-۲/۰۶۷	۰/۰۴۶	۰/۶۵
	اداکتور مگنوس	۳۷/۱۹±۱۲/۴۴	۴۸/۱۱±۹/۰۶	-۱۰/۹۲ (-۱۷/۸۹ ، -۳/۹۵)	-۳/۱۷۳	۰/۰۰۳ *	۱/۰۱
	بایسپس فموریس	۴۲/۹۴±۹/۳۷	۵۷/۵۱±۱۴/۸۵	-۱۴/۵۷ (-۲۲/۵۲ ، -۶/۶۲)	-۳/۷۱۰	۰/۰۰۱ *	۱/۲۰
	گلوتئوس مدیوس	۶۸/۰۱±۱۴/۷۶	۴۶/۵۶±۱۴/۱۱	۲۱/۴۵ (۱۲/۲۰ ، ۳۰/۶۹)	۴/۶۹۸	۰/۰۰۱ *	۱/۴۸
	گلوتئوس ماگزیموس	۳۰/۶۶±۱۰/۳۸	۳۷/۰۳±۱۱/۲۰	-۶/۳۷ (-۱۳/۲۸ ، ۰/۵۴)	-۱/۸۶۵	۰/۰۷۰	۰/۵۹
	ارکتور اسپاین	۴۶/۳۰±۹/۳۷	۵۱/۸۱±۸/۶۱	-۵/۵۱ (-۱۱/۲۷ ، ۰/۲۴)	-۱/۹۳۷	۰/۰۶۰	۰/۶۱

P<۰/۰۵ *

فوت‌سوئیچ مدل FSR 400 Series Round ساخت ایران استفاده شد. این حسگرها به‌صورت مجزا در نواحی زیر پاشنه، زیر متاتارس‌های خارجی و زیر انگشت شست هر پا با استفاده از چسب مخصوص ثابت گردیدند تا زمان‌های تماس و جدا شدن پا از زمین با دقت ثبت شود.[۲۵] پیش از ثبت داده‌ها، از شرکت‌کنندگان خواسته شد چند بار در مسیر حرکت کنند تا با شرایط آزمایش آشنا شوند. تمام مراحل ثبت داده‌ها توسط ارزیاب متخصص و با همکاری اپراتور آموزش دیده با تجربه آزمایشگاه بیومکانیک در پای غالب آزمودنی‌ها انجام شد.

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-26 تحلیل شدند. ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیروویلک بررسی شد. همگنی واریانس‌ها توسط آزمون لون مورد تایید قرار گرفت و برای مقایسه میانگین متغیرهای کمی بین دو گروه از آزمون t مستقل با سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ استفاده گردید. میزان اندازه اثر با استفاده از فرمول Cohen محاسبه شد.[۲۶] بر اساس این معیار، میزان اندازه اثر ۰/۲ یا کمتر نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵نشان‌دهنده تغییرات متوسط و ۰/۸ نشان‌دهنده تغییرات بزرگ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین سن (۶۷/۷۵±۳/۴۵ در برابر ۶۸/۷۰±۲/۸۸)، قد (۱/۶۷±۰/۰۸ در برابر ۱/۶۵±۰/۰۷)، وزن (۷۶/۳۵±۱۲/۱۶ در برابر ۷۶/۱۵±۱۵/۱۲) و شاخص توده بدنی (۲۷/۱۷±۲/۷۶ در برابر ۲۷/۷۷±۳/۵۲) بین دو گروه مورد و شاهد تفاوت معنی‌داری نداشتند. توزیع جنسیت نیز در دو گروه (۵۰ درصد در هر گروه) برابر بود و از نظر آماری تفاوتی مشاهده نشد.

در مقایسه بین گروهی، فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در فاز میانه اتکا (۷۷/۷۶±۱۴/۱۹ در برابر ۵۷/۰۸±۸/۲۲، P<۰/۰۰۱) و در فاز هل دادن (۶۸/۰۱±۱۴/۷۶ در برابر ۴۶/۵۶±۱۴/۱۱، P<۰/۰۰۱) و عضله گاستروکنمیوس داخلی (۷۷/۸۰±۱۶/۰۵ در برابر ۶۴/۱۱±۱۶/۷۴، P<۰/۰۱۲) در فاز هل دادن در گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه شاهد بود و فعالیت عضله رکتوس فموریس (۵۰/۸۷±۱۰/۴۲ در برابر ۴۳/۱۰±۱۳/۱۷، P<۰/۰۴۶)، اداکتور مگنوس (۴۸/۱۱±۹/۰۶ در برابر ۳۷/۱۹±۱۲/۴۴، P<۰/۰۰۳) و بایسپس فموریس (۵۷/۵۱±۱۴/۸۵ در برابر ۴۲/۹۴±۹/۳۷، P<۰/۰۰۱) در فاز هل دادن

در گروه شاهد به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه مورد بود. مقادیر فاصله اطمینان ۹۵درصد برای تفاوت میانگین‌ها در جدول یک آمده است.

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر، فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در فاز میانه‌ی اتکا و فاز هل‌دادن در گروه دارای کوتاهی ایلیوپسواس به‌طور معنی‌داری افزایش نشان داد. این یافته نشان‌دهنده سازگاری عصبی–عضلانی برای تثبیت لگن و کنترل تیلت جانبی است. افزایش فعالیت گلوتئوس مدیوس در واقع راهبردی برای جبران محدودیت اکستنشن ران و پیشگیری از افتادگی لگن به سمت اندام مقابل محسوب می‌شود. یافته حاضر با مطالعاتی[۲۷و۲۸] که افزایش الگوی فعال‌سازی گلوتئوس مدیوس را در سالمندان دارای ناپایداری لگنی گزارش کردند؛ هم‌راستا است. از سوی دیگر، افزایش معنی‌دار فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در فاز هل‌دادن می‌تواند بازتابی از افزایش نیاز به تولید نیروی پیشران در غیاب مشارکت کامل مفصل ران باشد. کاهش دامنه اکستنشن، کارایی ران را در تولید گشتاور پیش‌ران کاهش می‌دهد و در نتیجه عضلات ساق به‌ویژه گاستروکنمیوس برای تأمین انرژی بیشتر فعال می‌شوند.[۲۹] این یافته به عنوان یکی از سازوکارهای جبرانی مهم در سالمندان دارای محدودیت حرکتی ران شناخته می‌شود. در مقابل، فعالیت بالاتر عضلات رکتوس فموریس، اداکتور مگنوس و بایسپس فموریس در گروه بدون کوتاهی در فاز هل دادن نشان‌دهنده توزیع متعادل‌تر نیرو و هماهنگی بهتر در هم‌افزایی عضلانی است. در غیاب محدودیت حرکتی، این عضلات قادرند با همکاری مؤثر در فاز هل‌دادن، انتقال نیرو را بهینه کرده و بازده مکانیکی چرخه‌ی گام را افزایش دهند.[۳۰] یافته‌های مشابهی در مطالعات بیومکانیک گیت گزارش شده است. به‌طوری‌که اکستنشن کامل مفصل ران در انتهای فاز اتکا با تسهیل پیش‌رانش رو به جلو و استفاده بهینه از انرژی الاستیک بافت‌های قدامی، موجب بهبود و ارتقای کارایی دینامیکی راه رفتن می‌گردد.[۳۱و۳۲]

نتایج مطالعه حاضر با مطالعه قبلی ما هم‌خوانی داشت که گزارش شد در افراد دارای کوتاهی ایلیوپسواس، عضلاتی نظیر گلوتئوس ماکزیموس، بایسپس فموریس و اداکتور مگنوس فعالیت بیشتری در فاز استنس از خود نشان می‌دهند.[۹] این یافته‌ها بیانگر فعال‌سازی بیش‌ازحد عضلات اکستنسوری در پاسخ به کاهش مشارکت فلکسور ران است. مطالعه دیگری در زمینه فرود تک‌پا نیز گزارش شده که وجود کوتاهی ایلیوپسواس موجب کاهش فعالیت رکتوس فموریس و سولئوس و افزایش فعالیت گلوتئوس ماکزیموس و بایسپس فموریس می‌شود که نشانه‌ای از بازتوزیع فعالیت عضلانی در شرایط بارگذاری است.[۱۹] یکی از تبیین‌های نظری این پدیده را می‌توان در چارچوب مهار متقابل و تسلط همیار بررسی کرد. براساس این نظریه، هنگامی‌که عملکرد عضله‌ای مانند ایلیوپسواس مختل می‌شود؛ عضلات همکار آن مانند اداکتورها و بایسپس فموریس برای حفظ خروجی حرکتی مورد نیاز فعالیت بیشتری از خود نشان می‌دهند. Mills و همکاران گزارش کردند که محدودیت فلکسور ران می‌تواند از طریق مکانیسم‌های مهاری عصبی، عملکرد عضلات آنتاگونیست را کاهش دهد و موجب تسلط بیش از حد عضلات همکار شود.[۱۳] در همین راستا Akalan و همکاران نشان دادند که محدودیت حرکتی ایلیوپسواس باعث کاهش سرعت فلکشن مفصل ران و کاهش فلکشن زانو در فاز نوسان می‌شود که در نهایت به تغییر الگوی گام و کارایی حرکتی منجر می‌گردد.[۲۷] بنابراین، می‌توان گفت سیستم عصبی - عضلانی از طریق بازآرایی الگوی فعال‌سازی، تلاش می‌کند پایداری دینامیکی را در حضور محدودیت ساختاری حفظ کند.

یافته‌های حاضر از دیدگاه کاربردی بیانگر اهمیت توجه به وضعیت عملکردی عضله ایلیوپسواس در ارزیابی‌های کلینیکی سالمندان است. کاهش انعطاف‌پذیری این عضله نه‌تنها باعث تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی می‌شود؛ بلکه می‌تواند خطر بروز ناپایداری قامتی، افزایش انرژی مصرفی راه رفتن و کاهش بازده مکانیکی سیستم حرکتی را افزایش دهد. هرچند طراحی حاضر با استفاده از روش‌های کمی و مقایسه‌ی دو گروه بالینی و شاهد، اطلاعات ارزشمندی ارائه کرد؛ اما دارای محدودیت‌هایی است. نخست، طراحی مقطعی مطالعه امکان استنباط روابط علّی میان کوتاهی ایلیوپسواس و تغییرات مشاهده‌شده در الگوهای الکترومیوگرافی را محدود می‌کند. دوم، ثبت فعالیت عضلات تنها به چند گروه عضلانی محدود بود و بررسی هم‌زمان الگوی هم‌افزایی عضلات می‌تواند درک دقیق‌تری از سازوکارهای عصبی–عضلانی فراهم آورد. علاوه بر این، وجود چربی بین‌عضلانی در سالمندان می‌تواند برطیف فرکانس الکترومایوگرافی اثر بگذارد و باید در تحلیل‌های آینده لحاظ شود.

بر اساس نتایج این مطالعه می‌توان گفت کوتاهی عضله ایلیوپسواس تنها یک اختلال موضعی نیست؛ بلکه عاملی مؤثر بر تعادل دینامیکی و عملکرد کلی اندام تحتانی به شمار می‌رود. از این رو، شناسایی و اصلاح این محدودیت از طریق تمرینات کششی، تقویتی و بازآموزی حرکتی می‌تواند نقش مهمی در بهبود ثبات قامت، ارتقای کیفیت راه رفتن و پیشگیری از سقوط در سالمندان داشته باشد. همچنین پیشنهاد می‌شود پژوهش‌های آینده به بررسی اثر مداخلات درمانی هدفمند بر بازآرایی الگوی عضلانی و کاهش خطرات عملکردی بپردازند. همچنین پیشنهاد می‌شود پژوهش‌های آینده از طرح‌های طولی و مداخله‌ای استفاده کنند تا اثر تمرینات

کششی و تقویتی بر بازآرایی الگوی عضلانی و توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین بررسی شود. به‌کارگیری مدل‌سازی اسکلتی – عضلانی بر الکترومایوگرافی نیز می‌تواند در شبیه‌سازی دقیق نیروها و گشتاورهای داخلی نقش مؤثری ایفا کند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که کوتاهی ایلیوپسواس موجب تغییر در الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و افزایش وابستگی به الگوهای جبرانی به‌ویژه در عضلات تثبیت‌کننده لگن و پلانتارفلکسورهای ساق پا می‌شود. این یافته‌ها اهمیت ارزیابی و مداخله زودهنگام در انعطاف‌پذیری ایلیوپسواس برای حفظ کارایی حرکتی و پیشگیری از ناپایداری قامتی در سالمندان را برجسته می‌سازد.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1404.027) قرار گرفت.

این مقاله حاصل پایان نامه خانم مهسا نباتی سفیده خوان برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی (مصوب ۱۴۰۳/۱۰/۱۷) از دانشگاه محقق اردبیلی بود.

تعارض منافع

بین نویسندگان تضاد منافع وجود ندارد.

مشارکت نویسندگان

فرهاد رضازاده: مدیریت و طراحی پروژه، تفسیر نتایج و تایید نسخه نهایی مقاله. **شیرین عالی:** مدیریت و طراحی پروژه، انجام پروژه و تفسیر نتایج. **مهسا نباتی سفیده‌خوان:** جمع‌آوری داده‌ها، آنالیز داده‌ها، نوشتن نسخه اولیه مقاله و تایید نسخه نهایی مقاله. **فریبرز ایمانی:** جمع‌آوری داده‌ها، آنالیز داده‌ها و نوشتن نسخه اولیه مقاله.

References

1. Hosseini SS, Azimkhani A, Hosseini Abrishami L. [Effect of a Course of selected Cawthorne-Cooksey and Frankel Exercises on balance, Coordination and walking speed of Elderly men with Dementia]. TB. 2024;22(6):103-16. http://dx.doi.org/10.18502/tbj.v22i6.15215. [Article in Persian]
2. Farokhnjad Z, Hosseini Abreshamei L, Yazdanshenas A, Hosseini SS. [The Effect of Eight Weeks of Selected Vestibular Exercises on Functional Balance, Walking Speed and Quality of Life of Sedentary Elderly Men]. TB. 2024;23(3):92-106. http://dx.doi.org/10.18502/tbj.v23i3.16485. [Article in Persian]
3. Sadeghi H, Naghi Nejad F, Rajabi H. [Strength Training and Kinematics Parameters of Gait in Healthy Female Elderly]. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2008;3(3 and 4):30-36. [Article in Persian]
4. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train. 2005 Mar;40(1):41-46.
5. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. Age Ageing. 2004 Nov;33(6):602-607. https://doi.org/10.1093/ageing/afh218.
6. Arfken CL, Lach HW, Birge SJ, Miller JP. The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. Am J Public Health. 1994 Apr;84(4):565-70. https://doi.org/10.2105/ajph.84.4.565.
7. Lederman E. The fall of the postural-structural-biomechanical model in manual and physical therapies: exemplified by lower back pain. J Bodyw Mov Ther. 2011 Apr;15(2):131-38. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2011.01.011.
8. 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 Jan;84(1):1-6. https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50056.
9. Aali SH, Bagheri SH. [Effect of iliopsoas muscle tightness on electromyographic activity of hip extensor synergists during gait]. Med J Tabriz Uni Med Sciences. 2021;43(1):76-83. https://doi.org/10.34172/mj.2021.031. [Article in Persian]
10. Jiroumaru T, Kurihara T, Isaka T. Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. Springerplus. 2014 Oct;3:624. https://doi.org/10.1186/2193-1801-3-624.
11. Aali S, Letafatkar A, Ebrahimi I, Barati AH, Hadadnejad M. Does iliopsoas tightness affects synergistic muscle activity in hip extension during stance phase of gait? Int J Med Res Health Sci. 2017,6(6):118-22.
12. Pradip B, Sudhir B, Nidhi B. Prevalence of tightness in hip muscles in middle aged Indian men engaging in prolonged desk jobs: A descriptive study. Int J Phys Educ Sports Health. 2018;5:15-21.
13. Mills M, Frank B, Goto S, Blackburn T, Cates S, Clark M, et al. Effect of restricted hip flexor muscle length on hip extensor muscle activity and lower extremity biomechanics in college-aged female soccer players. Int J Sports Phys Ther. 2015 Dec;10(7):946-54.
14. Moreside JM, McGill SM. Improvements in hip flexibility do not transfer to mobility in functional movement patterns. J Strength Cond Res. 2013 Oct;27(10):2635-43. https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318295d521.
15. Roach SM, San Juan JG, Suprak DN, Lyda M, Bies AJ, Boydston CR. Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. Int J Sports Phys Ther. 2015 Feb;10(1):13-20.
16. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: guidelines for reporting observational studies. Int J Surg. 2014 Dec;12(12):1495-99. https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2014.07.013.
17. Razali NM, Wah YB. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. JOSMA. 2011;2(1):21-33.
18. Kang H. Sample size determination and power analysis using the G*Power software. J Educ Eval Health Prof. 2021;18:17. https://doi.org/10.3352/jeehp.2021.18.17.
19. 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 Mar;15(1):9477. https://doi.org/10.1038/s41598-025-93905-6.
20. Aali S, Letafatkar A, Ebrahimi E, Barati A H, Hadadnejad M. [Effect of Iliopsoas muscle tightness with active motion on extensor-flexor muscle strength of femor and thoracolumbar curves in adolescent soccer player]. J Gorgan Univ Med Sci. 2017;19(4):54-60. [Article in Peraian]
21. Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical

criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. J Athl Train. 2010 Jul-Aug;45(4):344-48. https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.344.

22. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2018 Apr;39:35-41. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.006.

23. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PLoS One. 2019 Sep;14(9):e0223219. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223219.

24. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Clin Biomech (Bristol). 2010 Aug;25(7):728-36. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001.

25. Jonkers I, Stewart C, Spaepen A. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. Gait Posture. 2003 Jun;17(3):264-72. https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00102-9.

26. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. 2nd ed. New York: Lawrance Eribaum association Publication. 1988.

27. Akalan NE, Kuchimov S, Apti A, Temelli Y, Nene A. Weakening iliopsoas muscle in healthy adults may induce stiff knee pattern. Acta Orthop Traumatol Turc. 2016 Dec;50(6):642-48. https://doi.org/10.1016/j.aott.2016.03.007.

28. Zacharias A, Pizzari T, Semciw AI, English DJ, Kapakoulakis T, Green RA. Comparison of gluteus medius and minimus activity during gait in people with hip osteoarthritis and matched controls. Scand J Med Sci Sports. 2019 May;29(5):696-705. https://doi.org/10.1111/sms.13379.

29. Kibushi B. Muscle coordination patterns in regulation of medial gastrocnemius activation during walking. Hum Mov Sci. 2023 Aug;90:103116. https://doi.org/10.1016/j.humov.2023.103116.

30. Sloot LH, Malheiros S, Truijen S, Saeys W, Mombaur K, Hallemans A, et al. Decline in gait propulsion in older adults over age decades. Gait Posture. 2021 Oct;90:475-82. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.166.

31. Whittington B, Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. Gait Posture. 2008 May;27(4):628-34. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.005.

32. Wonsetler EC, Bowden MG. A systematic review of mechanisms of gait speed change post-stroke. Part 1: spatiotemporal parameters and asymmetry ratios. Top Stroke Rehabil. 2017 Sep;24(6):435-46. https://doi.org/10.1080/10749357.2017.1285746.