**Journal of Arak University of Medical Sciences**
**Volume 29, Issue 3**
**August & September 2026**

**Research Article**

# Effects of Iliopsoas Muscle Tightness on Ground Reaction Force Patterns During Walking in Older Adults: A Cross-Sectional Study

Farhad Rezazadeh [1], Shirin Ali [2*], Mahsa Nabati Sefidehkhan [3], Fariborz Imani [3]

[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

[3] Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

*** Corresponding author**: Shirin Ali, Department of Sport Science Education, Farhangian University, Farhangian University, P.O box: 14665-889, Tehran, Iran. Email: sh.aali@cfu.ac.ir

**DOI: 10.61882/jams.29.3.223**

**How to Cite this Article:**
Rezazadeh F, Ali Sh, Nabati Sefidehkhan M, Imani F. Effects of Iliopsoas Muscle Tightness on Ground Reaction Force Patterns During Walking in Older Adults: A Cross-Sectional Study. *J Arak Uni Med Sci*. 2026;**29**(3): 223-31. DOI: 10.61882/jams.29.3.223

**Received:** 16.11.2025
**Published:** 01.08.2026

**Keywords:**
Iliopsoas;
Older Adults;
Ground Reaction Force;
Gait Biomechanics;
Functional Performance

© 2024 Arak University of Medical Sciences

**Abstract**

**Introduction:** Iliopsoas tightness, as a key factor influencing pelvic and spinal alignment, may alter gait biomechanics and reduce locomotor efficiency in older adults. Since walking is a critical indicator of functional capacity and balance in this population, understanding the effects of iliopsoas tightness on gait-related kinetic parameters is essential. This study aimed to investigate the effects of iliopsoas tightness on ground reaction force (GRF) characteristics during walking in older adults.

**Methods:** In this cross-sectional comparative study, thirty-six older adults aged 65–75 years (18 with iliopsoas tightness and 18 without) participated. Iliopsoas tightness was assessed using the Modified Thomas Test. Ground reaction forces in the vertical, anterior–posterior, and medial–lateral directions were recorded using a Bertec force plate (USA) at a 1000 Hz sampling rate. The analyzed variables included peak forces, time to peak, impulses, and free moments. Independent t-tests were used for between-group comparisons ($P < 0.05$).

**Results:** Participants with iliopsoas tightness demonstrated significantly higher anterior–posterior ($P = 0.033$) and vertical ($P = 0.028$) forces during heel contact, as well as greater medial–lateral forces during push-off ($P = 0.034$). Conversely, the control group showed higher anterior–posterior force during push-off ($P = 0.021$) and greater vertical ($P = 0.004$) and anterior–posterior impulses ($P = 0.004$). No other significant differences were observed.

**Conclusions:** Iliopsoas tightness is associated with notable alterations in ground reaction force profiles during walking in older adults, reflecting compensatory gait adaptations across sagittal and frontal planes. These findings highlight the importance of corrective interventions, such as stretching and hip mobility exercises, to enhance gait dynamics and postural stability in this population.

***Copyright*** *© 2024 The Author(s); Published by Journal of Arak University of Medical Sciences. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http"//creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) witch permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.*

مقاله پژوهشی

# اثر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر تغییرات دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در سالمندان حین راه رفتن: یک مطالعه مقطعی

فرهاد رضازاده[۱]، شیرین عالی[۲*]، مهسا نباتی سفیده‌خوان[۳]، فریبرز ایمانی[۳]

[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

[۳] گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* نویسنده مسئول: شیرین عالی، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، صندوق پستی ۸۸۹-۱۴۶۶۵ تهران، ایران. ایمیل: Sh.aali@cfu.ac.ir

DOI: 10.61882/jams.29.3.223

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۸/۲۵

تاریخ چاپ: ۱۴۰۵/۰۵/۱۰

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

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی اراک محفوظ است.

**چکیده**

**مقدمه:** کوتاهی عضله ایلیوپسواس به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر بر تغییرات راستای لگن و ستون فقرات، می‌تواند منجر به اختلال در الگوی راه رفتن و کاهش کارآیی حرکتی در سالمندان شود. از آنجا که راه رفتن شاخص مهمی از عملکرد حرکتی و تعادل در این گروه سنی است، بررسی اثر کوتاهی این عضله بر ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن اهمیت ویژه‌ای دارد. هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در سالمندان بود.

**روش کار:** این مطالعه مقطعی، بر روی ۳۶ سالمند ۶۵ تا ۷۵ ساله (۱۸ نفر با کوتاهی ایلیوپسواس و ۱۸ نفر بدون کوتاهی) انجام شد. کوتاهی عضله با آزمون اصلاح‌شده توماس ارزیابی شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستا با استفاده از صفحه نیرو برتک و با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری گردید. متغیرهای مورد بررسی شامل دامنه نیروها، زمان رسیدن به اوج، ایمپالس و گشتاور آزاد بودند. داده‌ها با آزمون تی مستقل در سطح معناداری ($P < ۰/۰۵$) تحلیل شدند.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد که گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس در مقایسه با گروه شاهد، نیروی قدامی- خلفی ($P = ۰/۰۳۳$) و نیروی عمودی ($P = ۰/۰۲۸$) بالاتری در فاز برخورد پاشنه و همچنین نیروی داخلی- جانبی بیشتر ($P = ۰/۰۳۴$) در فاز هل دادن داشتند. در مقابل، گروه شاهد مقادیر بالاتری از نیروی قدامی–خلفی در فاز هل دادن ($P = ۰/۰۲۱$)، ایمپالس نیروی عمودی ($P = ۰/۰۰۴$) و ایمپالس نیروی قدامی- خلفی ($P = ۰/۰۰۴$) را نشان داد. سایر متغیرها تفاوت معناداری نداشتند.

**نتیجه‌گیری:** بنظر می‌رسد کوتاهی عضله ایلیوپسواس با تغییرات معنادار در مؤلفه‌های دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در سالمندان مرتبط بوده و بیانگر الگوهای حرکتی جبرانی باشد. این یافته‌ها اهمیت مداخلات درمانی و بهبود تحرک مفصل ران را در ارتقای پویایی و تعادل راه رفتن در سالمندان برجسته می‌سازد.

**ارجاع:** رضازاده فرهاد، عالی شیرین، نباتی سفیده‌خوان مهسا، ایمانی فریبرز. اثر کوتاهی عضله ایلیوپسواس بر تغییرات دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در سالمندان حین راه رفتن: یک مطالعه مقطعی. *مجله دانشگاه علوم پزشکی اراک* ۱۴۰۵؛ ۲۹ (۳): ۲۲۳- ۲۳۱.

## مقدمه

اختلالات اسکلتی- عضلانی، از جمله مشکلات ناتوان‌کننده‌ای هستند که تأثیر چشمگیری بر سلامت عمومی، به‌ویژه در میان سالمندان، دارند (۱). این دسته از اختلالات منجر به بروز دردهای مزمن و کاهش توانایی انجام فعالیت‌های فیزیکی در حدود ۳۰ درصد از جمعیت سالمند می‌شوند (۲). بر اساس یافته‌های پژوهش‌های گذشته، بیش از ۳۶ درصد از کل هزینه‌های خدمات بهداشتی و درمانی مربوط به سالمندان است که بخش عمده‌ای از آن به درمان و کنترل درد، به‌خصوص دردهای ناشی از اختلالات اسکلتی- عضلانی، اختصاص دارد (۳). از دیدگاه بافت‌شناسی، فرایند سالمندی با تغییراتی در ساختار عضله همراه است؛ که این تحولات می‌توانند ویژگی‌های بیومکانیکی عضله را تغییر داده و در نهایت موجب کوتاهی عضله شوند (۴). در جوامع صنعتی، کوتاهی عضلانی و محدودیت در دامنه حرکتی به‌عنوان شایع‌ترین علل بروز ناتوانی و دردهای مزمن اسکلتی- عضلانی شناخته می‌شوند و پس از درد، از متداول‌ترین علائم بالینی محسوب می‌گردند (۵).

کاهش طول عضلات فلکسور مفصل ران یا سفتی عضلانی که از طریق دامنه حرکتی اکستنشن مفصل ران ارزیابی می‌شود، به‌عنوان یکی از عوامل خطرساز در بروز آسیب‌های اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی شناسایی شده است (۶، ۷). آسیب‌های اندام تحتانی از مشکلات شایع در محیط‌های ورزشی و بالینی به شمار می‌روند و معمولاً منجر به افت عملکرد حرکتی و

دوره‌های طولانی بهبودی می‌شـوند (۸). در میان عوامل گوناگونی که در بروز این آسیب‌ها نقش دارند، سفتی عضله ایلیوپسواس به دلیل تأثیر قابل توجهی که بر الگوی فراخوانی عضلات و بیومکانیک مفاصل در فعالیت‌های پویا دارد، مورد توجه ویژه قرار گرفته است (۹، ۱۰).

گروه عضـلانی ایلیوپسـواس به‌عنوان اصـلی‌ترین منبع تولید نیروی فلکشـنی ران در تمام زوایای حرکتی صـفحه ساجیتال شـناخته می‌شـود (۱۱). این مجموعه از دو عضله ایلیاکوس و پسواس ماژور تشکیل شده است که پس از ادغام، تاندونی مشـترک ایجاد می‌کنند و در نهایت به اسـتخوان ران متصل می‌شوند (۱۲). عضله پسواس ماژور دارای اتصالات مستقیمی به مهره‌های کمری بوده و به‌دلیل این پیوند سـاختاری، قادر اسـت نیروی مکانیکی مسـتقیم بر ناحیه کمری اعمال کند؛ این عضـله تنها فلکسـور ران اسـت که به طور اختصـاصـی برای انجام این وظیفه طراحی شـده اسـت. از دیدگاه بالینی، ایلیوپسواس به سبب موقعیت آناتومیکی خاص و گرایش به کوتـاهی، اهمیـت ویژه‌ای در عملکرد ران دارد (۱۳). بروز اختلال در این مجموعه عضلانی می‌تواند با مشکلات اسکلتی‌ـــعضلانی ستون فقرات، لگن و مفصـل زانو در ارتباط باشـد. افزایش بیش از حد تنش یا هیپرتونیسـیته و یا کوتاهی در عضله پسواس ماژور ممکن است موجب تیلت قدامی بیش از حد لگن، کاهش دامنه حرکتی اکسـتنشـن مفصـل ران و افزایش نیروهای فشاری وارد بر دیسک‌های بین‌مهره‌ای ناحیه کمری شود که ممکن است به خسـتگی زودهنگام و ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی منجر شـود و فعالیت‌های روزانه را دشوارتر کند (۱۴-۱۶). با توجه به نقش حیاتی عضله ایلیوپسـواس در حفظ پایداری هنگام راه رفتن، این عضـله در جلوگیری از سـقوط در مرحله نوسـان گام، که کنترل دینامیکی در آن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار اسـت، نقشـی اسـاسـی ایفا می‌کند. از آنجا که عضـلات فلکسـور مفصـل ران از مرحله اتکا تا ابتدای مرحله نوسـان اندام تحتانی فعال باقی می‌مانند، ایلیوپسـواس نه‌تنها در پیشـروی اندام نقش دارد، بلکه در تنظیم سرعت فلکسیون زانو نیز مؤثر است (۱۷).

با افزایش سـن، تحلیل عضـلانی و کاهش عملکردهای عصـبی مشـاهده می‌شـود که بعنوان یکی از عوامل خطر زمین‌خوردن مطرح اسـت (۱۸). ضعف عضلانی موجب کوتاه شدن طول گام و کاهش ارتفاع بلند شدن پا در طی گام‌برداری می‌شـود، در حالی‌که افت عملکرد عصـبی باعث کاهش سـرعت واکنش و اختلال در هماهنگی حرکتی می‌گردد (۱۹، ۲۰). در نتیجه، با افزایش سـن، سـرعت و پایداری راه رفتن کاهش یافته و احتمال زمین‌خوردن افزایش می‌یابد. یافته‌های پژوهش‌های گذشـته نشـان داده‌اند که افزایش سرعت راه رفتن و کوتاهی نسبی گام می‌تواند به بهبود تعادل و کاهش احتمال زمین‌خوردن کمک کند (۲۱، ۲۲). با این حال، سـالمندان به‌طور معمول با سرعت کمتر و طول گام کوتاه‌تری نسبت به جوانان حرکت می‌کنند (۱۹).

مطابق با نظریه اختلالات حرکتی سهرمن، هرگونه تغییر در الگوی حرکتی یک بخش از بدن می‌تواند به‌طور مسـتقیم بر عملکرد سایر بخش‌های سیسـتم حرکتی تأثیر بگذارد و در نهایت موجب شـکل‌گیری چرخه‌های نادرسـت در الگوهای حرکتی مفاصـل مختلف گردد (۲۳) از این‌رو، با در نظر گرفتن نقش اسـاسـی عضـله ایلیوپسـواس در فرایند راه رفتن و اهمیت آن در حفظ الگوی صـحیح حرکتی، سـالمندانی که در این ناحیه دچار کوتاهی عضـلانی هسـتند ممکن اسـت برای جبران این محدودیت، از دیگر عضـلات به‌صـورت جبرانی و غیرطبیعی استفاده کنند؛ موضوعی که می‌تواند منجر به وارد آمدن فشار اضافی بر سایر عضلات و مفاصل شود (۱۴، ۲۴).

از آنجا که راه رفتن به‌عنوان یکی از شـاخص‌های کلیدی در ارزیابی عملکرد حرکتی و کیفیت زندگی سـالمندان محسـوب می‌شـود، تحلیل آن به‌ویژه از طریق بررسـی دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌تواند اطلاعات ارزشمندی درباره وضعیت بیومکانیکی فرد فراهم سازد (۲۵).

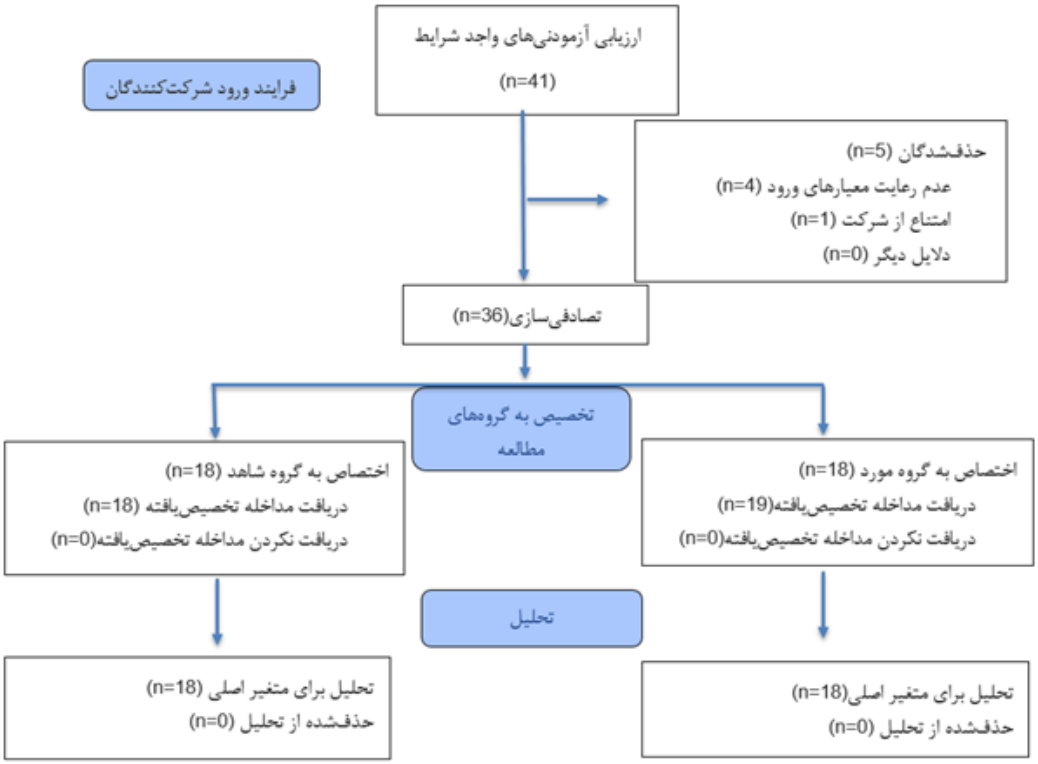
نیروهـای عکس‌العمـل زمین (Ground Reaction Forces)، یکی از معتبرترین و پایدارترین شاخص‌ها در تحلیل گام است و تغییرات آن بازتابی از عملکرد عضـلانی و الگوی حرکتی محسـوب می‌شـود (۲۶). با توجه به فقدان مطالعات جامع در زمینه بررسـی اثر کوتاهی عضـله ایلیوپسـواس بر تغییرات دامنه نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن در سـالمندان، این مطالعه بدنبال پاسـخ به این سـؤال اسـت که آیا سـالمندان دارای کوتاهی عضـله ایلیوپسـواس، در مقایسـه با همتایان سـالم خود، الگوی متفاوتی از دامنه فرکانسـی نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن را نشـان می‌دهند یا خیر؟ در صـورت وقوع چنین تفاوتی این موضـوع بیانگر کاهش کارآیی انتقال نیرو از مفصـل ران به اندام تحتانی و افزایش وابسـتگی به الگوهای حرکتی جبرانی در مفاصـل زانو و مچ پا در پاسـخ به محدودیت حرکتی عضـله ایلیوپسـواس خواهد بود که لزوم توجه به این اختلالات در سالمندان امری ضروری جلوه می‌نماید.

## روش کار

این پژوهش از نوع مطالعه مقطعی مقایسـه‌ای بود که بر روی دو گروه از سـالمندان (دارای کوتاهی عضـله ایلیوپسـواس و سـالم) انجام شـد. طراحی و گزارش مطالعه بر اسـاس دسـتورالعمل‌های چک‌لیسـت مطالعات مشـاهده‌ای (STROBE)و با رعایت اصول اخلاقی بین‌المللی صورت گرفت (۲۷) (شکل ۱). پروتکل تحقیق پس از بررسـی و تأیید توسـط کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه با شناسه تأیید IR.UMA.REC.1404.027 به ثبت رسید.

این پژوهش بر روی جامعه‌ای از سالمندان زن و مرد در محدوده سـنی ۶۵ تا ۷۵ سـال انجام شـد (۲۸). تعداد نمونه‌های مورد نیاز برای هر گروه با اسـتفاده از نرم‌افزار G*Power (نسـخه ۳.۱) محاسـبه گردید. پارامترها بر اساس طراحی مطالعه مقایسه‌ای بین دو گروه مورد و شاهد تنظیم شدند. با در نظر گرفتن اندازه اثر ۰/۶، نرخ خطای نوع اول ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۹۵، نتایج تحلیل نشـان داد که حداقل ۳۲ نفر شـرکت‌کننده برای دسـتیابی به توان مطلوب مورد نیاز اسـت. در نهایت، با توجه به داده‌های کامل، تعداد ۳۶ نفر در مطالعه شرکت کردند (۲۹).

نمونه‌ها به روش نمونه‌گیری هدفمند و غیراحتمالی در دسـترس از جامعه سـالمندان زن و مرد با درج اطلاعیه همکاری در مراکز بهداشـت و کانون بازنشسـتگان شـهرسـتان اردبیل انتخاب شـدند. برای انتخاب شـرکت‌کنندگان، ابتدا ویژگی‌های کلیدی مورد نظر، سـن و وضـعیت عضـله ایلیوپسـواس، تعیین شـد و سـپس از سـالمندانی که واجد شـرایط بودند و تمایل به مشـارکت در مطالعه داشـتند، نمونه‌گیری انجام شـد. برای تفکیک دقیق‌تر دو گروه، سـالمندان مبتلا به کوتاهی عضـله ایلیوپسـواس به گروه مورد و سـالمندان فاقد این مشـکل به گروه شـاهد اختصـاص یافتند. در




**شکل ۱.** روند جذب، تخصیص و تحلیل پژوهش.

خصوص فرآیند تصادفی‌سازی، از روش غیرتصادفی هدفمند برای تخصیص شرکت‌کنندگان به گروه‌ها استفاده شد. پیش از ورود به مطالعه، از تمامی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی آگاهانه اخذ شد. برای کنترل سوگیری، ارزیاب‌ها نسبت به تخصیص گروهی شرکت‌کنندگان کور بودند و تمامی آزمون‌ها با استفاده از کد شناسایی اختصاصی برای هر فرد انجام شد. به منظور تضمین اعتبار درونی پژوهش، معیارهای ورود و خروج به‌طور دقیق و بر اساس مرور مطالعات پیشین و ملاحظات مرتبط با جمعیت سالمند تعیین گردید.

به‌منظور کنترل متغیرهای مداخله‌گر و افزایش دقت نتایج، معیارهای مشخصی برای ورود و خروج شرکت‌کنندگان در نظر گرفته شد. معیارهای ورود شامل سالمندان زن و مرد در بازه سنی ۶۵ تا ۷۵ سال بودند که توانایی درک و اجرای دستورالعمل‌های پژوهش را داشتند و از نظر جسمانی قادر به همکاری کامل در انجام آزمون‌ها بودند. شرکت‌کنندگان گروه مورد باید دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس بوده و در تست توماس، محدودیتی بیش از ۱۰ درجه در اکستنشن مفصل ران نشان می‌دادند. همچنین، شرکت‌کنندگانی واجد شرایط ورود محسوب می‌شدند که فاقد هرگونه اختلال اسکلتی- عضلانی قابل توجه در اندام‌های فوقانی یا تحتانی بودند. در مقابل، افرادی که دارای سابقه آسیب‌های اسکلتی‌ـــعضلانی اندام‌های تحتانی در شش ماه گذشته بودند یا به بیماری‌های ستون فقرات، اختلالات عصبی یا روماتولوژیک تأثیرگذار بر عملکرد حرکتی مبتلا بودند، از مطالعه کنار گذاشته شدند. همچنین، افراد دارای سابقه جراحی در اندام‌ها یا ستون فقرات و نیز کسانی که در طول دوره پژوهش از داروهای مسکن یا شل‌کننده عضلانی استفاده می‌کردند، واجد شرایط ادامه حضور در مطالعه نبودند. این معیارها با هدف حفظ همگنی گروه‌ها و افزایش اعتبار درونی پژوهش تدوین و اعمال شدند.

### ابزارهای اندازه‌گیری و پروتکل‌ها

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 و به‌گونه‌ای انجام گرفت که دنبالچه تا حد امکان در انتهای میز قرار گیرد تا موقعیت استاندارد بدن حفظ شود. در این وضعیت، مفصل ران و زانوی پای مقابل به‌طور کامل خم می‌شد تا پایداری لگن تضمین گردد. در صورتی که زاویه اکستنشن مفصل ران بالاتر از سطح افقی قرار داشت، وضعیت به‌عنوان نشانه‌ای از کوتاهی عضله ایلیوپسواس تلقی می‌شد؛ در حالی که زاوایای بین صفر تا ۱۰ درجه پایین‌تر از سطح افقی، بیانگر طول طبیعی عضله در نظر گرفته شدند (۱۰). به منظور جلوگیری از بروز خطاهای احتمالی در اندازه‌گیری، به‌ویژه خطاهای ناشی از چرخش خلفی لگن در زمان خم شدن کامل مفصل ران در آزمون توماس اصلاح‌شده، ارزیابان در طول اجرای آزمون، لگن شرکت‌کنندگان را به‌صورت دستی در وضعیت ثابت نگه می‌داشتند (۳۰). اجرای یکنواخت این روش در تمام مراحل ارزیابی، موجب افزایش دقت و اعتبار آزمون گردید. تمامی اندازه‌گیری‌ها توسط دو متخصص بیومکانیک با بیش از پنج سال سابقه کار بالینی و به‌صورت کور نسبت به گروه‌بندی شرکت‌کنندگان انجام شد تا پایایی و صحت داده‌های به‌دست‌آمده به حداکثر برسد.



**شکل ۲. آزمون توماس اصلاح‌شده ، در سالمند دچار کوتاهی ایلیوپسواس.**

پیش از آغاز آزمون، شرکت‌کنندگان به مدت پنج دقیقه تمرینات گرم‌کردن سبک شامل حرکات دینامیکی ملایم را انجام دادند تا با محیط آزمایشگاه آشنا شوند و از بروز خشکی یا خستگی عضلانی جلوگیری شود. ارزیابی راه‌رفتن بر روی مسیر ۲۰ متری انجام گرفت که در میانه مسیر یک صفحه نیرو (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) تعبیه شده بود. به‌منظور اطمینان از تماس طبیعی پا با صفحه نیرو، چندین مرحله تمرین پیش از آغاز ثبت داده‌ها انجام شد و از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با سرعت دلخواه و طبیعی خود راه بروند و از هدف‌گیری آگاهانه صفحه نیرو خودداری کنند.

برای جلوگیری از اثر خستگی، بین هر آزمون ۳۰ ثانیه تا یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. سرعت راه‌رفتن با استفاده از کرنومتر پایش شد تا از ثبات سرعت در تمامی آزمون‌ها اطمینان حاصل شود. در صورتی‌که شرکت‌کننده برای تماس با صفحه‌نیرو به‌طور مشهودی الگوی راه‌رفتن خود را تغییر می‌داد، آن آزمون حذف و تکرار می‌شد. هر شرکت‌کننده سه آزمون معتبر را تکمیل کرد و میانگین نتایج سه آزمون برای تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. پژوهشگر مسئول جمع‌آوری داده‌ها نیز نسبت به گروه‌بندی شرکت‌کنندگان کور بود تا از بروز سوگیری اندازه‌گیری جلوگیری شود (۳۱). 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 هموار گردیدند. نیروها در سه راستای عمودی (z)، قدامی- خلفی (y) و میانی- جانبی (x) مورد تحلیل قرار گرفتند.

در راه رفتن طبیعی، منحنی نیروی عمودی معمولاً الگوی دوقله‌ای دارد که شامل اولین قله در تماس پاشنه (Push Off) (FzHC)، سپس یک افت میانی (FzDF) و در ادامه قله دوم در مرحله هل دادن ( Push Off) یا جدا شدن پنجه از زمین (FzPO) است (۳۲). به‌طور مشابه، منحنی نیرو در راستای میانی–جانبی شامل سه مقدار متمایز است: اولین قله مثبت حین تماس پاشنه (FxHC) و سپس دو قله منفی متوالی در مراحل میانه اتکا (Mid Stance) (FxMS) و هل دادن (FxPO) (۳۳). در منحنی نیروهای قدامی- خلفی نیز دو قله اصلی وجود دارد که به ترتیب نشان‌دهنده‌ی نیروی ترمزی (Braking GRF) (FyHC) و نیروی پیش‌ران (Propulsive GRF)(FyPO) هستند.

نرخ بارگذاری (Loading Rate) به‌عنوان شیب منحنی نیروی عمودی بین آغاز فاز اتکا تا نقطه FzHC تعریف شد (۳۴). همچنین، ایمپالس (Impulse) برای هر یک از محورهای x، y و z با استفاده از روش انتگرال‌گیری ذوزنقه‌ای محاسبه گردید (معادله ۱) (۳۵).

$$\text{Impulse} = \Delta t\left(\left(\frac{F1 + Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

گشتاور آزاد نیز بر اساس فرمول‌های استاندارد بیومکانیکی محاسبه شد (معادله ۲) (۳۶).

$$\text{Free moment} = Mz + (Fx \times COPy) - (Fy \times COPx)$$

به‌منظور تحلیل جامع‌تر، دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین در هر سه راستا همراه با زمان رسیدن به اوج، نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد مورد ارزیابی قرار گرفتند (۳۷). در این میان، مؤلفه‌ی عمودی در مرحله‌ی تماس پاشنه با زمین، نیروهای قدامی– خلفی در مراحل تماس پاشنه و هل دادن، و نیروهای میانی- جانبی نیز در همین مراحل بررسی شدند. تمامی مقادیر نیروها نسبت به وزن بدننرمال‌سازی شدند و مقادیر ممان آزاد نیز نسبت به حاصل‌ضرب وزن بدن در قد تنظیم گردیدند (۳۷). فاز اتکا (Stance Phase) به‌عنوان بازه زمانی بین تماس اولیه پاشنه با زمین تا جدا شدن پنجه از زمین تعریف شد. این رویدادها زمانی شناسایی شدند که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین از ۲۰ نیوتن فراتر می‌رفت؛ آستانه‌ای که به‌طور رایج در تحلیل راه‌رفتن برای حذف نویز سیگنال به کار می‌رود.

***تحلیل داده‌ها***

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۶ ( version 26, IBM Corporation, Armonk, NY) تحلیل شد. ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk بررسی گردید و برای مقایسه میانگین متغیرهای کمی بین دو گروه، از آزمون تی مستقل در سطح معناداری $P < ۰/۰۵$ استفاده شد. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد (۳۸). در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان دهنده تغییرات کم، ۰/۵ تغییرات متوسط و ۰/۸ تغییرات بزرگ می‌باشد (معادله ۳).

$$D = (Mean1 - Mean2) / ([SD1 + SD2]/2)$$

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

## یافته‌ها

در مجموع ۳۶ نفر وارد تحلیل شدند (گروه مورد ۱۸، گروه شاهد ۱۸). مقایسه‌ی شاخص‌های پایه نشان داد که میانگین سن (۲/۵۷ ± ۶۷/۷۷ در برابر ۳/۱۵ ± ۶۸/۹۴، $P = ۰/۲۲۳$)، قد (۰/۰۸ ± ۱/۶۵ در برابر ۰/۰۶ ± ۱/۶۶، $P = ۰/۸۲۶$)، وزن (۱۱/۵۵ ± ۷۵/۵۰ در برابر ۱۴/۵۳ ± ۷۶/۳۳، $P = ۰/۸۵۰$) و شاخص توده بدنی (۳/۳۸ ± ۲۷/۴۵ در برابر ۳/۷۹ ± ۲۷/۴۶، $P = ۰/۹۹۸$) 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 تفاوتی مشاهده

**جدول ۱.** اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کنندگان بر حسب گروه

| متغیر | گروه مورد | | گروه شاهد | | سطح معناداری |
|---|---|---|---|---|---|
| | میانگین | انحراف استاندارد | میانگین | انحراف استاندارد | |
| سن | ۶۷/۷۷ | ۲/۵۷ | ۶۸/۹۴ | ۳/۱۵ | ۰/۲۳۳ |
| قد (متر) | ۱/۶۵ | ۰/۰۸ | ۱/۶۶ | ۰/۰۶ | ۰/۸۲۶ |
| وزن (کیلوگرم) | ۷۵/۵۰ | ۱۱/۵۵ | ۷۶/۳۳ | ۱۴/۵۳ | ۰/۸۵۰ |
| BMI (کیلوگرم بر متر مربع) | ۲۷/۴۵ | ۳/۳۸ | ۲۷/۴۶ | ۳/۷۹ | ۰/۹۹۸ |
| تست توماس (سانتی‌متر) | ۱۳/۶۶ | ۲/۴۴ | ۶/۲۲ | ۱/۸۳ | ۰/۰۰۱* |
| زن، تعداد (درصد) | ۹ (۵۰/۰) | | ۹ (۵۰/۰) | | ۱/۰۰۰ |
| مرد، تعداد (درصد) | ۹ (۵۰/۰) | | ۹ (۵۰/۰) | | ۱/۰۰۰ |

یادداشت: توضیح: مقادیر به‌صورت میانگین ± انحراف معیار ارائه شده‌اند. علامت * نشان‌دهنده‌ی سطح معناداری آماری (P < ۰/۰۵) است.

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 به‌طور مناسبی همتاسازی شده‌اند (جدول ۱).

در مقایسه بین گروهی، و نیروی قدامی-خلفی (۱/۰۸ ± ۵/۵۴- در برابر ۱/۳۹ ± ۴/۶۲-، P = ۰/۰۳۳) و نیروی عمودی در فاز برخورد پاشنه (۱/۵۰ ± ۶/۱۲- در برابر۱/۵۱ ± ۴/۹۶-، P = ۰/۰۲۸) و نیروی داخلی-خارجی در فاز هل دادن (۱۸/۶۷ ± ۹۱/۵۰ در برابر ۲۶/۱۱ ± ۱/۰۸، P = ۰/۰۳۴) در گروه مورد به‌طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود نیروی قدامی- خلفی در فاز هل دادن (۲۵/۶۴ ± ۹۹/۶۹ در برابر ۱۵/۷۶ ± ۸۲/۴۹، P = ۰/۰۲۱)، ایمپالس نیروی قدامی- خلفی (۰/۰۱۸ ± ۰/۰۶۱ در برابر ۰/۰۰۹ ± ۰/۰۴۷، P = ۰/۰۰۴) و ایمپالس نیروی عمودی (۰/۱۷۴ ± ۰/۷۲۲ در برابر ۰/۱۰۹ ± ۰/۵۷۲، P = ۰/۰۰۴) در گروه شاهد به‌طور معناداری بیشتر از گروه مورد بود. مقادیر فاصله اطمینان ۹۵٪ برای تفاوت میانگین‌ها در جدول ۲ گزارش شده‌اند.

**جدول ۲.** مقایسه بین‌گروهی (TY-test) برای متغیرهای پژوهش

| متغیر | فاز | گروه مورد (n = ۱۸) میانگین ± انحراف معیار | گروه شاهد (n = ۱۸) میانگین ± انحراف معیار | تفاوت میانگین (گروه شاهد-گروه مورد) [فاصله اطمینان۹۵٪] | مقدار T (درجه آزادی) | سطح معناداری | اندازه اثر (Cohens d) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| نیروی داخلی- خارجی ** | برخورد پاشنه | ۲/۳۴ ± ۱/۳۶ | ۲/۷۳ ± ۱/۰۸ | -۰/۳۹ (-۱/۴۵ ،۰/۶۷) | -۰/۷۵۵ | ۰/۴۵۶ | -۰/۳۲ |
| نیروی قدامی– خلفی *** | برخورد پاشنه | -۵/۵۴ ± ۱/۰۸ | -۴/۶۲ ± ۱/۳۹ | -۰/۹۲ (-۱/۷۶ ،-۰/۰۸) | -۲/۲۲ | ۰/۰۳۳* | -۰/۷۴ |
| نیروی عمودی**** | برخورد پاشنه | -۶/۱۲ ± ۱/۵۰ | -۴/۹۶ ± ۱/۵۱ | -۱/۱۵ (-۲/۱۷ ،۰/۱۳) | -۲/۲۹ | ۰/۰۲۸* | -۰/۷۷ |
| نیروی داخلی- خارجی | میانه اتکا | -۹/۳۲ ± ۳/۲۸ | -۱۰/۴۵ ± ۴/۶۸ | ۱/۱۳ (-۱/۶۰ ،۳/۸۷) | ۰/۸۴۲ | ۰/۴۰۶ | ۰/۲۸ |
| نیروی عمودی | میانه اتکا | ۱۴/۷۱ ± ۴/۲۳ | ۱۶/۹۲ ± ۴/۷۹ | -۲/۲۱ (-۵/۲۷ ،۰/۸۵) | -۱/۴۶ | ۰/۱۵۲ | -۰/۴۹ |
| نیروی داخلی- خارجی | هل دادن | ۹۱/۵۰ ± ۱۸/۶۷ | ۱/۰۸ ± ۲۶/۱۱ | -۱۶/۷۵ (-۳۲/۱۳ ،-۱/۳۷) | -۲/۲۱ | ۰/۰۳۴* | ۳/۶۳ |
| نیروی قدامی– خلفی | هل دادن | ۸۲/۴۹ ± ۱۵/۷۶ | ۹۹/۶۹ ± ۲۵/۶۴ | -۱۷/۱۹ (-۳۱/۶۱ ،-۲/۷۷) | -۲/۴۲ | ۰/۰۲۱* | -۰/۸۷ |
| نیروی عمودی | هل دادن | ۹۶/۹۹ ± ۲۱/۰۸ | ۱/۱۱ ± ۲۵/۹۷ | -۱۴/۰۷ (-۳۰/۱۰ ،-۱/۹۵) | -۱/۷۸ | ۰/۰۸۳ | ۳/۹۸ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی– خارجی | برخورد پاشنه | ۲۸/۱۱ ± ۷/۲۹ | ۳۱/۹۷ ± ۹/۰۸ | -۳/۸۶ (-۹/۴۴ ،۱/۷۲) | -۱/۴۱ | ۰/۱۶۹ | -۰/۴۶ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی– خلفی | برخورد پاشنه | ۴۴/۹۵ ± ۲/۶۷ | ۸۴/۱۹ ± ۲/۷۲ | -۴/۳۳ (-۵۰/۰۵ ،۴۱/۳۸) | -۰/۱۹۳ | ۰/۸۴۸ | -۱۴/۳۶ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی | برخورد پاشنه | ۱۴۳/۷۴ ± ۵/۷۹ | ۱۲۴/۵۲ ± ۵/۸۱ | -۱/۶۶ (-۹۲/۷۶ ،۸۹/۴۳) | -۰/۰۳۷ | ۰/۹۷۱ | ۳/۳۴ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی– خارجی | میانه اتکا | ۳۴/۸۰ ± ۱/۲۷ | ۵۷/۸۵ ± ۱/۴۶ | -۱۸/۸۸ (-۵۱/۲۳ ،۱۳/۴۵) | -۱/۱۹ | ۰/۲۴۳ | -۱۷/۵۶ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی | میانه اتکا | ۱۱۴/۳۱ ± ۶/۹۱ | ۹۱/۸۲ ± ۷/۳۱ | -۳۹/۳۰ (-۱۰۹/۵۴ ،۳۰/۹۲) | -۱/۱۴ | ۰/۲۶۳ | ۳/۱۶ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی– خارجی | هل دادن | ۶۵/۸۸ ± ۲/۶۵ | ۵۸/۳۱ ± ۲/۸۰ | -۱۵/۱۳ (-۵۷/۲۸ ،۲۷/۰۰) | -۰/۷۳۰ | ۰/۴۷۰ | ۲/۷۷ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی– خلفی | هل دادن | ۶۰/۱۰ ± ۳/۸۴ | ۶۸/۶۸ ± ۴/۱۱ | -۲۶/۸۸ (-۷۰/۶۰ ،۱۶/۸۲) | -۱/۲۵ | ۰/۲۲۰ | -۲/۲۱ |
| زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی | هل دادن | ۱۰۷/۳۷ ± ۵/۹۷ | ۸۱/۲۵ ± ۵/۹۰ | ۶/۸۰ (-۵۷/۶۸ ،۷۱/۳۰) | ۰/۲۱۴ | ۰/۸۳۱ | ۴/۴۴ |
| حداقل گشتاور آزاد | - | -۰/۲۹ ± ۰/۱۸ | -۰/۲۴ ± ۰/۱۲ | -۰/۰۵۴ (-۰/۱۶ ،۰/۰۵) | -۱/۰۳ | ۰/۳۰۸ | -۰/۳۲ |
| حداکثر گشتاور آزاد | - | ۰/۸۱ ± ۱/۹۷ | ۰/۵۹ ± ۰/۲۸ | ۰/۲۱۷ (-۰/۷۳ ،۱/۱۷) | ۰/۴۶۴ | ۰/۶۴۵ | ۰/۱۳ |
| ایمپالس نیروی داخلی- خارجی | - | ۰/۰۳۰ ± ۰/۰۰۷ | ۰/۰۲۶ ± ۰/۰۰۷ | ۰/۰۰۴۷ (-۰/۰۰۰۲ ،۰/۰۰۹۶-) | ۱/۹۷ | ۰/۰۵۷ | ۰/۵۴ |
| ایمپالس نیروی قدامی – خلفی | - | ۰/۰۴۷ ± ۰/۰۰۹ | ۰/۰۶۱ ± ۰/۰۱۸ | -۰/۰۱۴۷ (-۰/۰۲۴۵ ،-۰/۰۰۴۹) | -۳/۰۵ | ۰/۰۰۴* | -۰/۹۰ |
| ایمپالس نیروی عمودی | - | ۰/۵۷۲ ± ۰/۱۰۹ | ۰/۷۲۲ ± ۰/۱۷۴ | -۰/۱۴۹ (-۰/۲۴۷ ،-۰/۰۵۱) | -۳/۰۷ | ۰/۰۰۴* | -۰/۹۸ |

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

**: در مؤلفه داخلی- خارجی، علامت مثبت نمایانگر نیروی عکس‌العمل زمین به سمت بیرون (lateral)، و علامت منفی به سمت داخل (medial) می‌باشد.

***: در مؤلفه قدامی- خلفی، مقدار مثبت به معنی نیروی عکس‌العمل زمین در جهت جلو و مقدار منفی به معنی نیرو در جهت عقب است.

****: در مؤلفه عمودی جهت مثبت بیانگر نیروی عکس العمل زمین به سمت بالا و جهت منفی به سمت پایین است.

## بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر کوتاهی عضله ایلیوپسواس در سالمندان بر تغییرات دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که شرکت‌کنندگان در دو گروه دارای کوتاهی و بدون کوتاهی عضله ایلیوپسواس از نظر متغیرهای زمینه‌ای شامل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و جنسیت تفاوت معناداری نداشتند ($P < ۰/۰۵$)؛ موضوعی که نشانگر همگنی مناسب گروه‌ها و اعتبار درونی مطلوب مطالعه است. تنها تفاوت مشاهده‌شده میان دو گروه در آزمون توماس ($P < ۰/۰۵$) مشاهده شد که وجود کوتاهی عضله ایلیوپسواس را در گروه مورد تأیید می‌کند. این همتاسازی دقیق شرایط لازم برای بررسی اثر اختصاصی کوتاهی این عضله بر الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین را فراهم ساخته است.

کوتاهی عضله ایلیوپسواس، که نقش اصلی را در فلکشن مفصل ران ایفا می‌کند، می‌تواند باعث بروز تغییرات جبرانی در راستای زنجیره کمری- لگنی- رانی شود. در این شرایط، بدن برای حفظ تعادل و مرکز ثقل خود، الگوی راه رفتن متفاوت و غیرکارآمدی را در پیش می‌گیرد. این سازگاری‌های جبرانی معمولاً به صورت افزایش قوس کمری (لوردوز) و فلکشن بیشتر در مفصل ران مشاهده می‌شوند که متعاقباً بر کینماتیک و کینتیک حرکات در هنگام راه‌رفتن تأثیر می‌گذارند. در نهایت، این الگوی غیرطبیعی راه‌رفتن موجب توزیع نامناسب نیروهای عکس‌العمل زمین شده و به شکل تغییراتی در مؤلفه‌های GRF بروز می‌یابد (۳۹-۴۱).

بررسی شاخص‌های کینتیکی نشان داد که در گروه دارای کوتاهی عضله ایلیوپسواس، مقدار نیروی قدامی- خلفی و نیروی عمودی در فاز برخورد پاشنه و نیز نیروی داخلی- خارجی در فاز هل‌دادن به‌طور معناداری بیشتر از گروه شاهد بود، در حالی‌که نیروی قدامی- خلفی در فاز هل‌دادن و ایمپالس نیروهای عمودی و قدامی- خلفی در گروه شاهد مقادیر بالاتری را نشان دادند. این یافته‌ها نشان می‌دهد که کوتاهی عضله ایلیوپسواس می‌تواند منجر به تغییر در نحوه‌ی تولید، جذب و انتقال نیرو در چرخه‌ی گام شود. از دیدگاه بیومکانیکی، عضله ایلیوپسواس به‌عنوان یکی از فلکسورهای اصلی مفصل ران، نقش مهمی در کنترل فاز انتهایی اتکا و آغاز فاز نوسان دارد. محدودیت در طول عملکردی این عضله سبب کاهش اکستنشن ران، افزایش تیلت قدامی لگن و در نتیجه تغییر در راستای نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود. این تغییرات به‌ویژه در مؤلفه‌ی عمودی، بیانگر افزایش بارگذاری اولیه در فاز برخورد پاشنه است؛ یافته‌ای که با نتایج Gibbons (۱۳) و McDonnell و Sahrmann (۴۲) مبنی بر اثر نامطلوب کوتاهی فلکسورهای ران بر توزیع نیروهای واکنشی زمین همخوانی دارد.

افزایش نیروی داخلی- خارجی در فاز هل‌دادن، که به طور مستقیم به پایداری در صفحه فرونتال مرتبط است، نیز از دیگر یافته‌های قابل توجه این مطالعه است. کاهش دامنه اکستنشن و تغییر در تیلت لگن می‌تواند موجب تغییر جهت نیروهای برشی و جابه‌جایی مرکز فشار در صفحه‌ی عرضی شود و به نظر می‌رسد این عملکرد نوعی راهبرد جبرانی برای حفظ پایداری جانبی و کنترل مرکز فشار در حضور محدودیت حرکتی مفصل ران باشد (۴۳، ۴۴). از سوی دیگر، مشاهده‌ی مقادیر بالاتر ایمپالس نیروی عمودی و قدامی- خلفی در گروه شاهد نشان می‌دهد که این افراد از الگوی انتقال نیرو کارآمدتری در چرخه‌ی گام برخوردارند. در نبود محدودیت حرکتی در مفصل ران، انرژی الاستیک ذخیره‌شده در عضلات و تاندون‌ها به‌صورت مؤثرتری بازیابی شده و سبب افزایش پویایی حرکت می‌شود. این مسأله می‌تواند با کارایی بیشتر در جذب و بازتولید نیروها در فازهای مختلف راه رفتن مرتبط باشد. یافته‌ی مذکور با گزارش Steinbrink و همکاران همسو بود که نشان دادند بهبود حرکت مفصل ران و هماهنگی میان فلکسور و اکستنسور ران، منجر به کاهش اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و افزایش بازده حرکتی در سالمندان می‌شود (۴۵).

در تبیین کلی یافته‌ها می‌توان گفت که کوتاهی عضله ایلیوپسواس نه‌تنها بر عملکرد مفصل ران، بلکه بر کل زنجیره‌ی کمری- لگنی- رانی تأثیرگذار است و از طریق تغییر در راستای لگن و توزیع نیروهای عکس‌العمل زمین، الگوی دینامیکی راه رفتن را دگرگون می‌سازد. این نتایج با مطالعات Kerrigan و همکاران (۴۶) و Riley و همکاران (۴۷) هم‌سو است که محدودیت اکستنشن ران را عامل مؤثر در افزایش تیلت قدامی لگن و تغییر دینامیک انتهای فاز اتکا معرفی کرده‌اند. این تغییرات می‌تواند به افزایش بارهای غیرطبیعی در مفاصل زانو و کمر منجر شود و در درازمدت خطر بروز دردهای مکانیکی یا ناپایداری قامتی را افزایش دهد.

از منظر کاربردی، یافته‌های این پژوهش بر ضرورت توجه ویژه به وضعیت عملکردی عضله ایلیوپسواس در ارزیابی‌های بالینی و حرکتی سالمندان تأکید دارد. طراحی مداخلاتی نظیر تمرینات کششی مایوفاشیال، تمرینات تقویتی اکستنسورهای لگن و عضلات مرکزی و آموزش راهبردهای حرکتی اصلاحی می‌تواند در بازآموزی الگوی نیرو و بهبود کارایی حرکتی مؤثر باشد. همچنین، بهره‌گیری از تمرینات عملکردی مانند نشستن و برخاستن یا بالا رفتن از پله، که نیازمند تعامل چندمفصلی و دامنه‌ی حرکتی گسترده‌تر هستند، می‌تواند به بهبود هماهنگی عصبی- عضلانی و کاهش اثرات منفی کوتاهی ایلیوپسواس کمک کند. در عین حال، محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌تواند در مطالعات آینده مورد توجه قرار گیرد. نخست، مقطعی بودن طرح مطالعه مانع از استنباط روابط علّی میان کوتاهی عضله و تغییرات مشاهده‌شده در نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود. دوم، عدم ثبت همزمان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درگیر، تفسیر دقیق‌تر سازوکارهای عصبی- عضلانی را محدود کرده است. همچنین روش نمونه‌گیری به‌کاررفته در این مطالعه، نمونه‌گیری هدفمند و غیراحتمالی از جامعه در دسترس بود. این روش ممکن است قابلیت تعمیم‌پذیری نتایج به سایر جمعیت‌ها و شرایط را محدود کند، زیرا افراد منتخب به‌طور تصادفی از جامعه بزرگ‌تر انتخاب نشده‌اند و این انتخاب‌ها به طور خاص بر اساس ویژگی‌های خاص افراد صورت گرفته است. بر این اساس، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی از طرح‌های طولی با حجم نمونه بیشتر استفاده شود و تحلیل‌های چندوجهی شامل داده‌های کینماتیکی، کینتیکی و الکترومیوگرافی در فازهای مختلف چرخه‌ی گام انجام گیرد تا درک جامع‌تری از نقش ایلیوپسواس در کنترل حرکتی و پایداری قامت در سالمندان حاصل شود.

## نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که کوتاهی عضله ایلیوپسواس در سالمندان می‌تواند الگوی دامنه نیروهای عکس‌العمل زمین را هنگام راه‌رفتن تغییر دهد.

در افراد دارای کوتاهی، نحوه‌ی انتقال و جذب نیرو در طول گام دچار تغییر شـده اسـت و به نظر می‌رسـد این تغییرات بیشـتر به دلیل کاهش دامنه‌ی اکستنشن مفصل ران و افزایش تیلت قدامی لگن باشد، عواملی که می‌توانند باعث جابه‌جایی مرکز فشـار و افزایش فشـار اولیه در هنگام تماس پا با زمین شوند. چنین شرایطی معمولاً باعث ایجاد الگوهای جبرانی برای حفظ تعادل و پایداری می‌شـود. در واقع، کوتاهی ایلیوپسـواس تنها یک مشـکل موضـعی در مفصـل ران نیسـت، بلکه کل زنجیره‌ی حرکتی کمری- لگنی- رانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. بر همین اساس، توجه به وضـعیت عملکردی این عضله در ارزیابی‌های حرکتی سـالمندان اهمیت زیادی دارد. پیشـنهاد می‌شـود در برنامه‌های اصلاحی، تمرینات کششـی مایوفاشـیال و تقویتی عضلات لگن و تمرین‌های عملکردی مانند نشسـتن و برخاسـتن یا بالا رفتن از پله به‌کار گرفته شود تا با افزایش انعطاف‌پذیری، کنترل عصبی- عضلانی و بهبود انتقال نیرو، تعادل و کارایی حرکتی سالمندان ارتقا یابد.


## تشکر و قدردانی

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


## سهم نویسندگان

تمامی مشارکت کنندگان سهم یکسانی در آماده‌سازی و انتشار این مقاله داشتند.

## تضاد منافع

پدیدآوران اعلام می‌کنند که این آثار حاصـل پژوهش مسـتقل بوده و هیچ‌گونه تضاد منافع با سازمان‌ها و افراد دیگر وجود ندارد.

## References


1. Minetto MA, Giannini A, McConnell R, Busso C, Torre G, Massazza G. Common musculoskeletal disorders in the elderly: the star triad. J Clin Med. 2020;9(4):1216. **pmid**: 32340331 **doi:** 10.3390/jcm9041216
2. Park J, Lee KH. The effect of musculoskeletal disorders on body regions and pain levels in elderly people on dynamic balance ability. Mens Health. 2020;16(3):98-108. **doi**: 10.31083/jomh.v16i3.285
3. 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):e397. **doi:**10.31661/gmj.v5i1.397
4. Muragod AR, Pathania T. Effects of static stretching and neurodynamic mobilization on hamstring flexibility in elderly population-A randomized clinical trial. Int J Appl Res. 2017;3(8):520-3.
5. 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;15(2):131-8. **pmid**: 21419349 **doi:** 10.1016/j.jbmt.2011.01.011
6. 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;10(7):946-54. **pmid**: 26673683
7. Winters MV, Blake CG, Trost JS, Marcello-Brinker TB, Lowe L, Garber MB, et al. Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. Phys Ther. 2004;84(9):800-7. **pmid**: 15330693
8. De Bleecker C, Vermeulen S, De Blaiser C, Willems T, De Ridder R, Roosen P. Relationship between jump-landing kinematics and lower extremity overuse injuries in physically active populations: a systematic review and meta-analysis. Sports Med. 2020;50(8):1515-32. **pmid**: 32514700 **doi:** 10.1007/s40279-020-01296-7
9. Park K-Y, Jeon I-C, Hwang U-J, Jung S-H, Ha S-M, Yim S-Y. Effects of abdominal drawing-in maneuver with or without prior iliopsoas stretching on gluteus maximus activity during prone hip extension. J J Back Musculoskelet Rehabil. 2022;35(2):331-9. **pmid**: 34250929 **doi:** 10.3233/BMR-200251
10. 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. **pmid**: 40108285 **doi:** 10.1038/s41598-025-93905-6
11. 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. 2014:3:624. **pmid**: 25392794 **doi:** 10.1186/2193-1801-3-624.
12. Nash A. Examination of the Relationships Among Physiological Stress, Iliopsoas Tightness and Non-Specific Chronic Low Back Pain in an Adult Population. [Thesis]. Victoria, Canada: School of Exercise Science, Physical and Health Education, University of Victoria; 2023.
13. Gibbons S. Assessment und Rehabilitation der stabilisierenden Funktion des M. psoas major. Manuelletherapie. 2007;11(04):177-87.
14. 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;10(1):13-20. **pmid**: 25709858
15. Arbanas J, Pavlovic I, Marijancic V, Vlahovic H, Starcevic-Klasan G, Peharec S, et al. MRI features of the psoas major muscle in patients with low back pain. Eur Spine J. 2013;22(9):1965-71. **pmid**: 23543369 **doi:** 10.1007/s00586-013-2749-x
16. Andersen TE, Andersen PG, Vakkala MA, Elklit A. The traumatised chronic pain patient—Prevalence of posttraumatic stress disorder-PTSD and pain sensitisation in two Scandinavian samples referred for pain rehabilitation. Scand J Pain. 2012;3(1):39-43. **pmid**: 29913766 **doi:** 10.1016/j.sjpain.2011.10.001
17. 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. **pmid**: 31668914 **doi:** 10.1016/j.jos.2019.09.014
18. Fan Y, Li Z, Han S, Lv C, Zhang B. The influence of gait speed on the stability of walking among the elderly. Gait Posture. 2016;47:31-6. **pmid**: 27264399 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2016.02.018
19. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. Age Ageing. 2003;32(2):137-42. **pmid**: 12615555 **doi:** 10.1093/ageing/32.2.137
20. Blankevoort CG, Van Heuvelen MJ, Boersma F, Luning H, De Jong J, Scherder EJ. Review of effects of physical activity on strength, balance, mobility and ADL performance in elderly subjects with dementia. Dement Geriatr Cogn Disord. 2010;30(5):392-402. **pmid**: 20980758 **doi:** 10.1159/000321357
21. Bhatt T, Wening JD, Pai Y-C. Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory

stepping. Gait Posture. 2005;21(2):146-56. **pmid**: 15639393 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2004.01.008
22. Young PMM, Dingwell JB. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. Gait Posture. 2012;35(3):472-7. **pmid**: 22172233 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2011.11.010
23. Moreside JM, McGill SM. Improvements in hip flexibility do not transfer to mobility in functional movement patterns. J Strength Cond Res. 2013;27(10):2635-43. **pmid**: 23591949 **doi:** 10.1519/JSC.0b013e318295d521
24. Bogduk N, Pearcy M, Hadfield G. Anatomy and biomechanics of psoas major. Clin Biomech (Bristol). 1992;7(2):109-19. **pmid**: 23915688 **doi:** 10.1016/0268-0033(92)90024-X
25. 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. J Rehabil Med. 2004;36(1):42-5. **pmid**: 15074437 **doi:** 10.1080/16501970310018297
26. Olsson E, Oberg K, Ribbe T. A computerized method for clinical gait analysis of floor reaction forces and joint angular motion. Scand J Rehabil Med. 1986;18(3):93-9. **pmid**: 3787210
27. 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. BMJ. 2007;335(7624):806–8. **pmid**: 17947786 **doi:** 10.1136/bmj.39335.541782.AD
28. 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. Clin Exp Emerg Med. 2018;5(4):249-55. **pmid**: 30571903 **doi:** 10.15441/ceem.17.261
29. Kang H. Sample size determination and power analysis using the G* Power software. J Educ Eval Health Prof. 2021;18. **pmid**: 34325496 **doi:** 10.3352/jeehp.2021.18.17.
30. 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 [in Persian]. J Gorgan Univ Med Sci. 2017;19(4):54-60.
31. 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. **pmid**: 15886127 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2004.04.002
32. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, et al. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? Knee. 2007;14(3):231-8. **pmid**: 17451958 **doi:** 10.1016/j.knee.2007.03.001
33. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J Biomech. 2016;49(9):1705-10. **pmid**: 27086117 **doi:** 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
34. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. J Biomech. 1987;20(2):147-55. **pmid**: 3571295 **doi:** 10.1016/0021-9290(87)90306-x
35. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
36. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2009;1(1):19. **pmid**: 19678921 **doi:** 10.1186/1758-2555-1-19
37. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PLoS One. 2017;12(9):e0185057. **pmid**: 28926635 **doi:** 10.1371/journal.pone.0185057
38. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science: Lawrance Eribaum association. New York: Department of Psychology, New York University; 1988.
39. Singhvi PM, Bharnuke JK. A cross-sectional study on association of iliopsoas muscle length with lumbar lordosis among desk job workers. Indian J Occup Environ Med. 2024;28(3):235-8. **pmid**: 39618900 **doi:** 10.4103/ijoem.ijoem_316_23
40. Lakkadsha TM, Kovela RK, Saifee SS, Lalwani SS, Kovela Sr RK, Saifee S, et al. Efficacy of single stretching session of iliopsoas using proprioceptive neuromuscular facilitation versus muscle energy technique on low back pain in patients with lumbar hyper-lordosis. Cureus. 2022;14(8):e27916. **pmid**: 36110466 **doi:** 10.7759/cureus.27916
41. Żurawski A, Śliwiński Z, Suliga E, Śliwiński G, Wypych Ż, Kiebzak W. Effect of thoracic kyphosis and lumbar lordosis on the distribution of ground reaction forces on the feet. Orthop Res Rev. 2022;14:187-97. **pmid**: 35601185 **doi:** 10.2147/ORR.S344972
42. McDonnell MK, Sahrmann S. Movement system syndromes of the cervical spine. Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines. Mosby, St. Louis: Elsevier; 2011.
43. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Hum Mov Sci. 2012;31(1):182-9. **pmid**: 21840076 **doi:** 10.1016/j.humov.2011.06.004
44. Gulatowska M, Błażkiewicz M. The effect of repetitive mechanical perturbations on lower limb symmetry in postural control. Symmetry (20738994). 2025;17(2):245. **doi:**10.3390/sym17020245
45. Steinbrink G, Danielson T, Martinez J, Patnode J, Swartz A, Strath S. Evaluating the Agreement and Associations with Physical Function Between Equation-and Linear Position Transducer-Estimated Sit-to-Stand Muscle Power in Aging Adults. Healthcare; 2025;13(8):905. **doi:** 10.3390/healthcare13080905
46. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(1):26-30. **pmid**: 11239282 **doi:** 10.1053/apmr.2001.18584
47. 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. **pmid**: 20022251 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2009.11.005