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، P<۰/۰۰۱) و هل دادن (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	In Press

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.