مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره بیست و نهم، شماره پنج، مرداد ۱۴۰۰
تاریخ دریافت:۱۳۹۹/۰۳/۰۳
تاریخ پذیرش:۱۳۹۹/۰۶/۳۰

اثر ارتوز پا بر زمانبندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در راه رفتن سالمندان

عارفه مختاری ملک‌آبادی[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[*۱]

مقاله پژوهشی

مقدمه: با ورود فرد به دوران سالمندی، الگوی راه رفتن دچار تغییر شده و توانایی وی برای راه رفتن کاهش می‌یابد. از ارتوز برای برطرف کردن اختلالات اسکلتی-عضلانی، مشکلات اسکلتی، معلولیت‌ها و... استفاده می‌شود. لذا هدف پژوهش حاضر بررسی اثر ارتوز بر زمانبندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در سالمندان طی راه رفتن می‌باشد.

روش بررسی: پژوهش حاضر یک مطالعه کارآزمایی بالینی است. ۱۴ زن (میانگین سن ۴/۴۰±۶۰/۵۰ سال) و ۱۴ مرد (میانگین سن ۵/۵۵±۶۳/۳۵ سال) به‌صورت در دسترس انتخاب و داوطلبانه در این پژوهش شرکت نمودند. هشت الکترود بر روی عضلات منتخب (درشت نئی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی، نیمه وتری، سرینی میانی و راست‌کننده ستون فقرات) جهت ثبت فعالیت الکتریکی طی راه رفتن با و بدون ارتوز قرار داده شد. برای تحلیل آماری داده‌ها از نرم‌افزار SPSS version 16 و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری تکراری استفاده گردید. سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج: اثر عامل ارتوز و اثر تعاملی ارتوز و جنسیت بر شروع فعالیت عضلات منتخب اختلاف معناداری را نشان نداد. اثر عامل جنسیت بر آغاز فعالیت عضلات دوقلو داخلی (P=۰/۰۰۷)، پهن داخلی (P=۰/۰۰۲)، پهن خارجی (P=۰/۰۲۷)، نیم وتری (P=۰/۰۰۴)، سرینی میانی (P=۰/۰۳۰) و راست‌کننده ستون فقرات (P=۰/۰۳۹) معنادار بود، به‌طوری که شروع فعالیت عضلات در گروه زنان نسبت به گروه مردان زودتر بود.

نتیجه‌گیری: ارتوز هیچگونه بهبودی را در زمان فعالیت عضلات منتخب نشان نداد، اگرچه اختلاف بین دو گروه زن و مرد قابل مشاهده بود.

واژه‌های کلیدی: ارتوز، زمانبندی فعالیت الکتریکی، سالمند، راه رفتن

IRCTID: IRCT20191211045704N1

ارجاع: مختاری ملک‌آبادی عارفه، جعفرنژادگرو امیرعلی. **اثر ارتوز پا بر زمانبندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در راه رفتن سالمندان.** مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۴۰۰؛ ۲۹ (۵): ۲۰-۳۷۱۰

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

*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۹۱۰۵۱۴۶۲۱۴، پست الکترونیکی: Amiralijafarnezhad@gmail.com، صندوق پستی: ۵۶۱۹۹۱۳۱۳۱

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

مقدمه

راه رفتن طی سال اول زندگی فرا گرفته می‌شود. سپس در حدود ۷ سالگی به تکامل می‌رسد و تا ۶۰ سالگی در همان سطح باقی می‌ماند (۱). این مهارت که در دوران سالمندی با مشکلاتی همراه می‌شود، به عنوان شاخصی برای تعیین میزان دستیابی به استقلال در انجام امور روزمره این گروه افراد جامعه محسوب می‌شود (۲). طی ۵۰ سال آینده در ایران، ۲۰ درصد جامعه که حدوداً ۲۶ میلیون نفر از جمعیت را تشکیل می‌دهند، سالمندان بالای ۶۰ سال خواهند بود (۳). با ورود فرد به دوران سالمندی، الگوی راه رفتن دچار تغییر شده و توانایی فرد برای راه رفتن کاهش پیدا می‌کند (۴). با آغاز دوران میانسالی و شروع فرآیند پیری، ضعف عضلات اندام تحتانی منجر به کاهش توانایی راه رفتن می‌شود (۵). کاهش تحرک و فعالیت فیزیکی، موثر بر بسیاری از عملکردهای فیزیولوژیکی بدن است، برای مثال عملکردهای حسی-حرکتی تحت تاثیر این عامل بوده و می‌تواند در کاهش تعادل پویای سالمندان و افزایش احتمال آسیب اثرگذار باشد (۶). با شروع روند پیری، سیستم‌های اثرگذار بر تعادل همچون سیستم سموتاسنسوری، بینایی و وستیبولار دچار اختلال می‌شود در نتیجه بدن در تشخیص انحرافات مرکز ثقل و پاسخ‌های عضلانی سریع و مناسب برای اصلاح وضعیت دچار مشکل می‌شود (۷). تغییرات مربوط به سالمندی، تعادل و راه رفتن را به‌طور منفی تحت تاثیر قرار می‌دهد؛ طوری که کاهش قدرت و توده عضلانی، تراکم استخوان، توزیع دوباره توده بدن، آسیب توانایی تنفسی، آتروفی مولفه‌های سیستم عصبی مرکزی که کنترل تعادل و راه رفتن را بر عهده دارد و زوال عملکرد حسی محیطی را در برمی‌گیرد (۸). با ورود افراد به دوره سالمندی، تغییرات فیزیولوژیکی ناشی از افزایش سن منجر به تغییر شکل مفاصل، اختلال در راه رفتن و کاهش حفظ تعادل می‌شود که متعاقب کاهش تعادل، این افراد مستعد زمین خوردن، سقوط و افتادن می‌شوند (۹). ضعف عضلانی، خشکی مفاصل، عدم هماهنگی عصب و عضله، اختلال در تعادل و اختلال در راه رفتن از جمله عواملی هستند که منجر به افتادن و سقوط می‌شود که به‌عنوان عمده‌ترین دلیل حوادث مرگبار در سالمندی شناخته شده است (۱۰). ترس از افتادن و سقوط در سالمندان باعث محدودیت در فعالیت‌های روزانه، مشکلات روانی و وابستگی به اطرافیان می‌شود (۱۱). اختلالات تعادلی و ضعف عضلات اندام تحتانی از علل زمین‌خوردگی در سالمندان هستند (۱۲). در افراد بالای ۶۵ سال، ۳۰ درصد و در افراد بالای ۸۵ سال، ۵۰ درصد زمین‌خوردگی اتفاق می‌افتد (۱۳) که پیامد این زمین‌خوردن‌ها تقریباً ۴۰ درصد در افراد بالای ۸۵ سال منجر به مرگ (۱۴) و در افراد بالای ۶۵ سال، ۳۱ درصد منجر به آسیب‌های جدی همچون انواع شکستگی می‌باشد (۱۵). پا به عنوان تحتانی‌ترین اندام بدن و تاثیرگذار بر حفظ تعادل، منطقی است که تغییر بیومکانیکی کوچک در آن بر کنترل پاسچر موثر باشد (۷). هنگام ایستادن، پای انسان نخستین نقطه تماس بین بدن و محیط بیرون است که در انتقال اطلاعات و حفظ تعادل ایستا و پویا نقش دارد (۱۶). اندام تحتانی اطلاعات مربوط به موقعیت فرد را از گیرنده‌های مکانیکی در پا، گیرنده‌های مفصلی در کپسول مچ پا و پروپریوسپتورهای درون عضلات پا دریافت می‌کنند (۱۶). افزایش سن کاهش تعداد گیرنده‌های مکانیکی در کف پا را به همراه دارد (۱۶). در سالمندان راه‌کارها، درمان‌ها و عوامل پیشگیری‌کننده مختلفی جهت جلوگیری از برهم‌خوردن تعادل و سقوط وجود دارد که از جمله آن‌ها می‌توان به تمرینات تقویت عضلات، استفاده از مداخلاتی همچون ارتوزها و کفی‌های پا، استفاده از داروها و ادغام مورد ۱ و ۲ به‌صورت همزمان و ... وجود دارد. استفاده از ابزارهای کمکی، حمایتی، ارتوزها و کفی‌ها در بهبود عملکرد عضلانی سالمندان به‌عنوان یکی از رایج‌ترین روش‌های درمانی شناخته شده است. از ارتوز برای برطرف کردن اختلالات اسکلتی-عضلانی، مشکلات اسکلتی، معلولیت‌ها و... استفاده می‌شود (۱۷). هدف ارتوز کاهش بار وارده بر دیستال اندام‌ها، کنترل حرکات غیرنرمال، تقویت حرکات در مفاصل، حمایت از مفاصل یا قسمت دچار عارضه، تثبیت مفصل ضعیف یا فلج و ... است (۱۸). فیدبک‌های گیرنده‌های مکانیکی موجود در کف پا هنگام

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

تماس با سطوح مختلف تغییر می‌کنند (۱۹). کفش‌ها و کفی‌های موجود در آن ممکن است بر کیفیت بازخورد حسی از پا تاثیر بگذارند و به عنوان یک فیلتر حساس بین پا و محیط خارجی عمل کنند (۱۷). انواع مختلفی از کفش‌ها و کفی‌ها بررسی شدند که بر روی تعادل اثرگذار هستند (۲۰). کفی‌های کفش و ارتوزها بر روی بازخورد حسی پاها تأثیر می‌گذارند و کمک به حفظ و کنترل پاسچر می‌کنند. گزارش شده است کفی‌ها و ارتوزهای نرم بر ثبات و پایداری راه‌رفتن تاثیر منفی می‌گذارد؛ بنابراین بهتر است برای دستیابی به تاثیرات منفی از کفی‌ها و ارتوزهای نازک و سخت استفاده شود (۲۱). هم‌چنین کفی‌های دارای برجستگی برای عملکرد بهتر اطلاعات حسی-عمقی کف پا توجه محققین را جلب کرده است (۲۲). استفاده از این نوع کفی‌ها منجر به جلوگیری و توانبخشی آسیب‌ها، بهبود کارایی و افزایش راحتی می‌شود (۲۳). زمان شروع و مدت زمان فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین از متغیرهای کلیدی هستند که سطح مناسب فعالیت عضلانی ایجاد شده در لحظه برخورد پا با زمین را تضمین می‌کنند (۲۴). محققان معتقدند که شروع فعالیت عضلانی بستگی به زمان مورد انتظار برخورد با زمین بر اساس ویژگی‌های سطح تماس دارد. هم‌چنین زمان شروع به فعالیت عضله پس از تماس با زمین نیز بستگی به کنترل مرکزی از پیش برنامه‌ریزی شده (بر اساس تجربیات قبلی) و فعالیت‌های رفلکسی دارد (۲۴). طبق پژوهش انجام شده توسط Burns و همکاران ثبات پاسچر چه در شرایط تعادل پویا و چه در شرایط تعادل ایستا تحت تاثیر پا و نوع سطح برخوردی پا می‌باشد (۲۵). در پژوهش Nurse و همکاران تغییر بازخورد حسی کف‌پا با قرار دادن کفی‌های بافت‌دار در کفش آزمودنی‌ها، تغییر الگوی گام‌برداری آن‌ها مشاهده شد که پژوهشگران بر این عقیده بودند احتمالاً قسمتی از این تغییرات با تغییر الگوهای فعال‌سازی عضلات اندام‌های پایین تنه ارتباط داشته است؛ چرا که کاهش فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی و نعلی در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون استفاده از کفی مشاهده شد (۲۶). مطالعات محدودی به بررسی زمانبندی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی سالمندان انجام شده است که اکثراً به بررسی اثر ارتوزهای مختلف بر خستگی عضلانی پرداخته‌اند (۲۱). از آن‌جایی که افتادن یکی از اصلی‌ترین علل آسیب و مرگ و میر در سالمندان می‌باشد (۱۹) به‌همین دلیل پیدا کردن شیوه‌های درمانی جهت کاهش هزینه‌های درمانی و اجتماعی ضروری می‌باشد. با توجه به این که گیرنده‌های حس عمقی در افراد سالمند کارایی کمتری را دارا می‌باشند (۲۰). به‌همین علت تقویت و تحریک این گیرنده‌ها در مفاصل، پوست و عضلات و ... می‌توان منجر به کاهش خطر افتادن در سالمندان گردید. یکی از شیوه‌های تقویت گیرنده‌های حسی-عمقی در افراد سالمند استفاده از کفی بافت‌دارو ارتوزها می‌باشد. با توجه به اهمیت این موضوع، هدف از انجام پژوهش حاضر این است که آیا ارتوز پا بر زمانبندی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در سالمندان طی راه رفتن موثر است یا خیر؟

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع کارآزمایی بالینی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری این مطالعه را سالمندان شهر اردبیل تشکیل دادند که تعداد ۲۸ نفر آن‌ها به‌عنوان نمونه آماری تایید و انتخاب شد. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ بیان شده است. معیار ورود آزمودنی‌ها به مطالعه داشتن سن حداقل ۵۵ سال و از معیارهای خروج به عدم تمایل به ادامه همکاری، درد و تورم غیرطبیعی در زانو و مفاصل مچ پا، داشتن مشکل تعادل و بینایی، داشتن سابقه جراحی و شکستگی اندام تحتانی در حداقل ۶ ماه قبل از داده‌گیری، داشتن مشکلات عصبی-عضلانی، داشتن بیماری‌های موثر بر گیرنده‌های کف پایی از جمله دیابت و هم‌چنین استفاده از داروهایی که بر سیستم عصبی مرکزی موثر بوده و داروهایی که بر سطح هوشیاری آزمودنی‌ها اثرگذار است، اشاره نمود. ابتدا مراحل کامل آزمون و شیوه صحیح راه رفتن در مسیر مشخص شده برای آزمودنی‌ها شرح و آموزش داده شد. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و اطلاعات شخصی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن، سابقه

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

بیماری، آسیب‌دیدگی و ... پای غالب آزمودنی‌ها با استفاده از تست شوت فوتبال ارزیابی شد. سپس ارتوز مورد بررسی درون کفش ورزشی قرار داده شد و پس از قرارگیری الکترودها بر روی عضلات منتخب، آزمودنی‌ها در نقطه شروع مسیر ۱۰ متری تعیین شده جای‌گیری و به دستور آزمون‌گیرنده شروع به راه رفتن با سرعت خود انتخابی کردند. از این رو سرعت راه رفتن "خود انتخابی" در نظر گرفته شد که الگوی راه رفتن آزمودنی‌ها دچار تغییر نگردد و بر فعالیت عضلات و سایر مولفه‌ها تاثیر نگذارد. زمان استراحت بین هر تریال ۳۰ ثانیه در نظر گرفته شد. بعد از انجام سه تریال، ارتوز از کفش بیرون و آزمون مجدداً در سه تریال بدون استفاده از ارتوز تکرار می‌گردید. نرمال کردن داده‌ها در اکثر پژوهش‌ها با استفاده از روش "حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)" انجام می‌شود. در مطالعه حاضر از روش SMVIC استفاده شد؛ چرا که آزمودنی‌ها در رنج سنی حساس قرار داشتند و هرگونه انقباض بیش از توان آن‌ها می‌توانست سبب بروز آسیب‌های جبران‌ناپذیر گردد. در این روش آزمودنی با توجه به توان خود و تا جایی که به وی فشاری وارد نگردد و دردی در مفاصل، عضلات و ... خود احساس نکند، انقباض خود را نگه می‌دارد. انجام این تست در انتهای داده‌گیری انجام شد؛ چرا که MVIC می‌تواند بر فعالیت بعدی عضلات موثر باشد (۲۷). برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه اندام تحتانی، هشت الکترود بر روی عضلات درشت‌نئی قدامی، دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی، نیمه وتری، سرینی میانی و راست‌کننده ستون فقرات قرار داده شد. با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (Datalite Biometrics LTD, UK) هشت کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دو قطبی (ساخت کشور انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag/AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلیمتر؛ فاصله ۲۵ میلیمتر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی ۱۰۰ MΩ؛ نسبت رد شایع حالت >۱۱۰ دسی‌بل در ۵۰ تا ۶۰ هرتز) استفاده شد. جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی از فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و هم‌چنین ناچ‌فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز انتخاب شد (۲۸). قبل از قرار دادن الکترودها بر روی پوست، فرآیند آماده‌سازی پوست نظیر تراشیدن محل قرارگیری الکترود، تمیز کردن با الکل (۷۰٪ اتانول-C2H5OH) و ... طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد (۲۹). تمامی داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از برنامه Biometrics Datalite و MATLAB مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و تمامی اطلاعات حاصل در برنامه Excel ثبت گردید.

تجزیه و تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شپیروویلک مورد تایید قرار گرفت. برای تحلیل آماری داده‌ها از نرم‌افزار SPSS version 16 و آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری تکراری استفاده گردید. سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه حاضر دارای کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1397.092 از دانشگاه علوم پزشکی اردبیل می‌باشد.

نتایج

چون فعالیت عضله درشت‌نی قدامی با فاز تماس پاشنه همزمان بوده است، زمان شروع فعالیت آن برابر صفر بود به همین دلیل در جداول گزارش نشد. اثر عامل ارتوز بر شروع فعالیت عضلات دوقلو داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، نیم‌وتری، دوسر رانی، سرینی میانی و راست‌کننده ستون فقرات اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵). اثر عامل جنسیت بر متغیر شروع به فعالیت عضلات دوقلو داخلی و پهن داخلی معنادار بود به گونه‌ای که شروع فعالیت عضلات فوق‌الذکر در زنان زودتر از مردان بود. هم‌چنین زمان شروع فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، پهن خارجی، سرینی میانی، نیم‌وتری و راست‌کننده ستون فقرات اختلاف معناداری را نشان داد به طوری که این عضلات در گروه مردان نسبت به گروه زنان دیرتر شروع به فعالیت نمودند. اثر عامل جنسیت بر آغاز به فعالیت عضله دوسر رانی تفاوت معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵). هم‌چنین اثر تعامل ارتوز و جنسیت در هیچ یک از عضلات مورد بررسی در پژوهش حاضر معنادار نبود (P>۰/۰۵).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

جدول ۱: سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در دو گروه مردان و زنان

متغیر	زن انحراف معیار±میانگین	مرد انحراف معیار±میانگین	سطح معناداری
سن (سال)	۶۰/۵۰±۴/۴۰	۶۳/۳۵±۵/۵۵	۰/۰۶۷
قد (سانتی‌متر)	۱۶۱/۱۴±۳/۵۴	۱۷۵/۷۹±۳/۰۹	۰/۸۳۶
وزن (کیلوگرم)	۸۰/۰۰±۱۴/۱۸	۸۲/۵۰±۱۰/۴۲	۰/۶۱۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	۳۰/۸۲±۵/۵۶	۲۶/۶۹±۳/۳۲	۰/۸۰۷

جدول ۲: زمان شروع فعالیت عضلات (میلی‌ثانیه) منتخب طی راه رفتن در چهار شرایط مختلف

عضلات	ارتوز بافت‌دار انحراف معیار±میانگین	بدون ارتوز انحراف معیار±میانگین	ارتوز بافت‌دار انحراف معیار±میانگین	بدون ارتوز انحراف معیار±میانگین	اثر عامل ارتوز	اثر عامل جنسیت	اثر متقابل ارتوز و جنسیت
دوقلو داخلی	-۳۷/۰۰±۱۶۸/۸۵	-۹۹/۰۰±۱۹۹/۱۱	۱۰۰/۱۷±۱۷۷/۹۸	۷۹/۳۳±۲۱۶/۳۵	۰/۳۵۶	*۰/۰۰۷	۰/۶۴۴
پهن داخلی	-۷۶/۵۰±۱۹۶/۳۲	-۹۸/۸۳±۱۸۶/۵۷	۹۴/۳۳±۱۵۱/۱۰	۴۷/۳۳±۱۷۹/۵۷	۰/۴۴۷	*۰/۰۰۲	۰/۷۸۶
پهن خارجی	-۱۹۸/۰۱±۲۳۹/۶۰	-۹۰/۶۶±۱۶۳/۳۲	-۱۶/۴۶±۱۷۵/۷۲	-۳۵/۸۳±۲۵۰/۵۵	۰/۴۵۳	*۰/۰۲۷	۰/۲۸۳
دوسر رانی	-۱۴۰/۶۰±۱۲۸/۲۷۳	-۱۱۵/۰۰±۲۰۵/۸۰	-۳/۱۳±۱۴۰/۹۸	-۵۶/۳۳±۱۵۵/۹۵	۰/۶۶۲	۰/۰۵۸	۰/۲۱۶
نیم‌وتری	-۲۲/۶۶±۱۳۵/۴۳	-۳۷/۶۶±۱۷۹/۰۲	۱۵۰/۸۳±۱۵۴/۴۲	۴۶/۱۶±۱۸۰/۳۳	۰/۱۷۳	*۰/۰۰۴	۰/۳۰۴
سرینی میانی	-۶۶/۶۶±۱۱۶/۰۴	-۹۴/۶۶±۱۲۹/۶۰	۵۱/۰۰±۲۲۲/۶۹	-۶۶/۰۰±۱۵۴/۰۸	۰/۱۵۲	*۰/۰۳۰	۰/۳۷۴
راست‌کننده ستون فقرات	۱۴۲/۰۰±۱۲۶/۱۰	۲۰/۱۶±۲۱۵/۶۸	۲۱۹/۳۰±۱۹۴/۵۷	۱۷۶/۰۰±۲۰۳/۹۸	۰/۰۶۴	*۰/۰۳۹	۰/۳۶۷

*آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر، $P<0/05$ اختلاف معنی‌دار

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر ارتوز پا بر زمانبندی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن در سالمندان بود. نتایج این پژوهش اختلاف معناداری در اثر عامل ارتوز و اثر تعاملی ارتوز و جنسیت بر فعالیت الکتریکی هیچ یک از عضلات را نشان نداد. اگرچه اثر عامل جنسیت بر زمانبندی شروع به فعالیت تمامی عضلات مورد بررسی در پژوهش حاضر، به جز دوسر رانی، معنادار بود. سطح فعالیت عضلات موافق و مخالف اطراف زانو جهت ایجاد پایداری، بیان‌کننده اهمیت حسی-حرکتی در مقایسه با استقامت و قدرت این عضلات می‌باشد. فعالیت این عضلات باید طوری باشد که در زمان مناسب، در مدت مناسب، با ترکیب درستی از نیروها و به‌صورت کاملاً هماهنگ وارد عمل گردند (۳۰). بنابراین فعالیت نامناسب می‌تواند مفصل را مستعد آسیب کند و ثبات آن را تحت تاثیر قرار دهد. اختلال در میزان فعالیت عضلات چهارسر و همسترینگ و هم‌چنین زمان شروع به فعالیت این عضلات، حس عمقی مفصل زانو را تحت تاثیر قرار گرفته و دچار نقص می‌گردد (۳۰). نقص در حس عمقی مفصل زانو فعالیت عضلات را تحت تاثیر قرار داده و سبب افزایش جابه‌جایی رو به جلو درشت‌نی می‌شود و فرد را مستعد آسیب رباط صلیبی جلویی

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

(ACL) می‌کند (۳۱). افرادی که فعالیت زود هنگام عضلات چهارسر را دارا می‌باشند، در لحظه‌ی فرود و والگوس زانو، خم‌شدگی اندک در زانوی آن‌ها مشهود است (۳۲). لذا در صورت فعالیت سریع‌تر عضلات همسترینگ، در زوایای فلکشن کم، ثبات مفصل زانو و حمایت از ساختار این مفصل، به‌ویژه رباط صلیبی، تضمین می‌گردد (۳۲). اگرچه اثر عامل ارتوز در شروع فعالیت هیچ یک از عضلات چهارسر و همسترینگ در پژوهش حاضر اختلاف معناداری را نشان نداد، اما اثر عامل جنسیت در عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی و نیم وتری معنادار بود به‌گونه‌ای که شروع فعالیت هر چهار عضله در گروه زنان نسبت به مردان زودتر بود که این نتایج با یافته‌های پژوهش Hewett و همکاران (۳۰) و Walsh و همکاران (۳۳) ناهمسو بود. دلیل آن را می‌توان نوع فعالیت و جامعه مورد ارزیابی دانست. عضله دوقلو یکی از سه عضله‌ای است که فعالیت مفصل زانو را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۳۴). مطابق مطالعه Reed-Jones و Vallis در زمان راه رفتن فعالیت زودهنگام عضله دوقلو گزارش شد که این عامل منجر به افزایش نیروهای برشی بر زانو می‌گردد (۳۵). Kuster و همکاران تفاوت معناداری در فعالیت این عضله طی راه رفتن مشاهده نکردند که دلیل آن را شرکت نکردن در برقراری پایداری مفصل زانو بیان کرد (۳۶). مطابق مطالعه Klyne و همکاران فقط در یک‌سوم سالمندان طی ۱۰ درصد ابتدای فاز بارگذاری، عضله دوقلو شروع به فعالیت کرد، در سایر افراد شروع فعالیت این عضله طی همین فاز مشهود نبود (۳۷). با این حال نتایج پژوهش حاضر اختلاف معناداری در شروع فعالیت عضله دوقلو داخلی طی شرایط راه رفتن با ارتوز در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتوز نشان نداد که این یافته، با نتایج حاصل از پژوهش Klyne و همکاران به جز در آغاز به فعالیت یک‌سوم سالمندان طی ۱۰ درصد ابتدای فاز بارگذاری، در کسر باقی‌مانده (۳۷) و مطالعه Kuster و همکاران (۳۶) با نتایج پژوهش حاضر همسویی داشت. در شروع فاز اولیه راه رفتن، عضله درشت‌نی قدامی فعالیت خود را آغاز می‌کند. در مطالعه Brunt و همکاران (۳۸) و Mann و همکاران (۳۹) گزارش شده است که عضله درشت‌نی قدامی در افراد سالمند طی راه رفتن در اندام در حال نوسان شروع به فعالیت و تا قبل از برخورد پاشنه با زمین فعالیت آن ادامه دارد که در پژوهش حاضر این فاز از راه رفتن مورد بررسی قرار نگرفته است. در مطالعه Mickelborough و همکاران بیان شد که عضله درشت‌نی قدامی در ۰/۴ درصد اولیه راه رفتن کمترین فعالیت و در ۹۱/۵ درصد فاز راه رفتن بیشترین فعالیت را دارا می‌باشد (۴۰) که می‌توان برداشت کرد در فاز پاسخ بارگیری، که شروع فعالیت این عضله است، میزان آن کم و در فاز نوسان به اوج فعالیت خود می‌رسد. با این‌حال پژوهش حاضر تفاوت معناداری طی شرایط راه رفتن با ارتوز نسبت به شرایط راه رفتن بدون ارتوز در عضله درشت‌نی قدامی را نشان نداد.

Hase و Stein (۴۱) نشان دادند که در فاز اتکا عضلات درشت‌نی قدامی، نعلی، دوسر رانی، پهن خارجی و سرینی میانی نقش مهمی را ایفا می‌کنند. هم‌چنین فعالیت راست‌کننده ستون فقرات را نیز در این فاز گزارش کردند. هم‌چنین بیان نمودند که کاهش زمان فاز جدا شدن پاشنه از زمین باعث فعالیت قوی عضلات درشت‌نی قدامی و نعلی می‌گردد (۴۱). جهت حفظ ثبات اندام‌ها در طول فاز اتکا، فعالیت طولانی مدت عضلات دوسر رانی و دوقلو داخلی مشاهده شد. نیروهای کنترل‌کننده در فاز تماس پاشنه باعث افزایش فعالیت عضله نعلی جهت کنترل پلنتار فلکشن مچ پا می‌گردد. جهت حفظ اکستنشن زانو و ثبات تنه عضله پهن خارجی و راست‌کننده ستون فقرات در این فاز شروع به فعالیت می‌کنند (۴۰). مطالعه Tirosh و Sparrow (۴۲) نیز گزارشات Hase و Stein (۴۱) را تایید می‌کنند. در فاز اتکا عضلات ساق پا، قبل از نوسان اندام، عضله دوسر رانی شروع به فعالیت می‌کند. پس از آن عضلات درشت‌نی قدامی و پهن خارجی و بعد از آن عضلات دوقلو داخلی و نعلی فعالیتشان را شروع می‌کنند (۴۲). در فاز نوسان عضله پهن خارجی فعال می‌گردد. با افزایش سرعت پای در حال نوسان به سمت فاز تماس پاشنه، تعداد عضلات فعال کاهش می‌یابد (۴۲). نتایج پژوهش Hase و Stein (۴۱) و هم‌چنین Tirosh و Sparrow (۴۲) با یافته‌های

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

حاصل از پژوهش حاضر ناهمسو بود به گونه‌ای که در شروع فعالیت هیچ یک از عضلات مورد بررسی در این مطالعه طی شرایط راه رفتن با ارتوز نسبت به شرایط راه رفتن بدون ارتوز تفاوت معناداری مشاهده نشد. مطابق مطالعه Nigg و همکاران (۴۳) زمان شروع فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوسر رانی در هر دو گروه زنان و مردان یکسان بود. زمان شروع فعالیت عضله دوقلو داخلی در زنان هنگام استفاده از ارتوز نسبت به مردان زودتر بود. برای عضله پهن داخلی، مردان سالمند طی راه رفتن با ارتوز به نسبت زنان در شرایط مشابه تقریبا ۳۰ میلی ثانیه تکمیل گردد. شروع فعالیت عضله زودتر گزارش شد (۴۳). اختلاف معناداری در اثر عامل جنسیت بر شروع فعالیت تمامی عضلات مورد بررسی در پژوهش حاضر مشاهده شد به‌طوری که گروه زنان نسبت به گروه مردان شروع فعالیت، زودتر بوده است؛ به جز در شروع فعالیت عضله دوقلو داخلی، نتایج پژوهش حاضر با دیگر یافته‌های مطالعه Nigg (۴۳) ناهمسو بود. در مطالعه حاضر تلاش بر این بود که آزمودنی‌ها از نظر میزان فعالیت روزانه در یک سطح انتخاب شوند. قبل از انجام آزمون و داده‌گیری، سعی شد به آزمودنی‌ها شیوه صحیح راه رفتن در مسیر مشخص شده آموزش داده شود تا مهارت را به خوبی اجرا کنند. علاوه بر این سن، بیماری‌های موثر بر متغیرهای پژوهش، عدم جراحی در اندام تحتانی طی ۶ ماه گذشته از محدودیت‌های قابل کنترل پژوهش حاضر بودند. تغذیه، فعالیت‌های روزانه، انگیزش آزمودنی‌ها، عدم کنترل فشارهای روحی محیطی و تنش به‌وجود آمده در آزمودنی‌ها به خاطر قرار گرفتن در محیط آزمایشگاه و شرایط آزمون از محدودیت‌های غیرقابل کنترل بود. از سوی دیگر تعداد نمونه‌های پژوهش حاضر کم بود، مطالعات آینده می‌توانند با تعداد نمونه‌های بیشتر به بررسی این موضوع بپردازند.

نتیجه‌گیری

ارتوز هیچگونه بهبودی را در زمان فعالیت عضلات منتخب نشان نداد، اگرچه اختلاف بین دو گروه زن و مرد قابل مشاهده بود.

سپاس‌گزاری

این مقاله از طرح پژوهشی آقای امیرعلی جعفرنژادگرو گرفته شده است. از تمامی عزیزانی در اجرای این پژوهش همراه و هم‌پای ما بودند، کمال تشکر را داشته و سپاسگزاریم. به امید آن که نتایج پژوهش حاضر کمکی در جهت بهتر زیستن قشر سالمند جامعه باشد.

حامی مالی: حمایت مالی پژوهش حاضر توسط دانشگاه محقق اردبیلی صورت گرفت.

تعارض در منافع: وجود ندارد.

References:

1-Brooshak N, Asadi M, Hosseini SH. ***Comparison of the Percentage Stance and Swing Phases and Ground Reaction Force Between Young and Older Adults during Walking at Different Speeds***. J Sport Biomech 2017; 3(2): 5-14. [Persian]

2-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): 30-6. [Persian]

3-Salimi A ,Hallaj R, Kavosi B, Hagighi B. ***Highly Sensitive and Selective Amperometric Sensors for Nanomolar Detection of Iodate and Periodate Based on Glassy Carbon Electrode Modified with Iridium Oxide Nanoparticles.*** Anal Chim Acta 2018; 661(1): 28-34.

4-Kimura T, Kobayashi H, Nakayama E, Hanaoka M. ***Effects of Aging on Gait Patterns in the Healthy Elderly.*** Anthropological Sci 2017; 115(1): 67-72.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

5-Hortobágyi T, Finch A, Solnik S, Rider P, Devita P**.** ***Association Between Muscle Activation and Metabolic Cost of Walking in Young and Old Adults***. J Gerontology: Series A 2011; 66(5): 541-7.

6-Gauchard GC, Jeandel C, Tessier A, Perrin PP. ***Beneficial Effect of Proprioceptive Physical Activities on Balance Control in Elderly Human Subjects***. Neurosci Lett 1999; 273(2): 81-4.

7-Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz S. ***Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability.*** J Athl Train 2005; 40(1): 41-46.

8-Farsi A, Ashayeri H, Mohammadzadeh S. ***The Effect of Six Weeks Balance Training Program on Kinematic of Walking in Women Elderly People.*** Iranian J Ageing 2015; 9(4): 278-87. [Persian]

9-Shin KR, Kang Y, Jung D, Kim M, Lee Ejanr. ***A Comparative Study on Physical Function Test Between Faller Group and Nonfaller Group among Community-Dwelling Elderly***. Asian Nursing Res 2011; 6(1): 42-8.

10-Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel Cjbjosm. ***Effects of Physical and Sporting Activities on Balance Control in Elderly People***. Br J Sports Med 1999; 33(2): 121-6.

11-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 2017; 84(4): 565-70.

12-Hatton AL, Dixon J, Rome K, Martin D. ***Standing on Textured Surfaces: Effects on Standing Balance in Healthy Older Adults***. Age and Ageing 2011; 40(3): 363-8.

13- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. ***Postural Stability in the Elderly: A Comparison between Fallers and Non-Fallers.*** Age Ageing 2004; 33(6): 602-7.

14- Kerzman H, Chetrit A, Brin L, Toren O. ***Characteristics of Falls in Hospitalized Patients***. J Adv Nurs 2019; 47(2): 223-9.

15- Berry SD, Miller RR. ***Falls: Epidemiology, Pathophysiology, And Relationship to Fracture***. CurrOsteoporos Rep 2008; 6(4): 149-54.

16- Fitzpatrick R, Rogers DK, Mccloskey D. ***Stable Human Standing With Lower Limb Muscle Afferents Providing the Only Sensory Input.*** J Physiol 2018; 480(2): 395-403.

17- Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago MJTF. ***Acute Effect of Foot Orthoses on Frequency Domain of Ground Reaction Forces in Male Children with Flexible Flatfeet during Walking.*** Foot (Edinb) 2018; 37: 77-84.

18- Mokhtari Malekabadi A, Barghamadi M, Jafarnezhadgero AA. ***The Effect of Different Types of Foot Orthoses on the Biomechanical Variables, Lower Extremity Muscular Activity and Balance in Elderly: A Systematic Review Study***. JSSU 2019; 27(6): 1668-76. [Persian]

19- Salari-Moghaddam F, Sadeghi-Demneh E, Ja'farian Fsjaor. ***The Effects of Textured Insole on Ankle Proprioception and Balance in Subjects with the Risk of Falling.*** JREHAB 2015; 16(1): 58-65.

20- Olmsted LC, Hertel J. ***Influence of Foot Type and Orthotics on Static and Dynamic Postural Control***. J Sport Rehabilitation 2014; 13(1): 54-66.

21-Rome K, Brown C. ***Randomized Clinical Trial Into the Impact of Rigid Foot Orthoses on Balance***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

Parameters in Excessively Pronated Feet. Clin Rehabil 2004; 18(6): 624-30.

22-Palluel E, Olivier I, Nougier V. ***The Lasting Effects of Spike Insoles on Postural Control in the Elderly.*** Behav Neurosci 2009; 123(5): 1141-7.

23-Wilson ML, Rome K, Hodgson D, Ball PJG, Posture. ***Effect of Textured Foot Orthotics on Static and Dynamic Postural Stability in Middle-Aged Females***. Gait Posture 2008; 27(1): 36-42.

24-Santello M, Mcdonagh MJ. ***The Control of Timing and Amplitude of EMG Activity in Landing Movements in Humans***. Exp Physiol 1998; 83(6): 857-74.

25-Burns J, Keenan A-M, Redmond A***. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes***. J Am Podiatr Med Assoc 2005; 95(3): 235-41.

26-Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn Djjjoe, Kinesiology. ***Changing the Texture of Footwear Can Alter Gait Patterns***. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(5): 496-506.

27-Murley GS, Bird ARJCB. ***The Effect of Three Levels of Foot Orthotic Wedging on the Surface Electromyographic Activity of Selected Lower Limb Muscles During Gait***. Clin Biomech (Bristol, Avon 2019; 21(10): 1074-80.

28-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 Electromyography and Kinesiol 2018; 39: 35-41.

29-Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. ***Development of Recommendations for SEMG Sensors And Sensor Placement Procedures.*** J Electromyogr and Kinesiol 2000; 10(5): 361-74.

30-Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford KR. ***A Review of Electromyographic Activation Levels, Timing Differences, And Increased Anterior Cruciate Ligament Injury Incidence in Female Athletes.*** Br J Sports Med 2018; 39(6): 347-50.

31-Hewett TE, Torg JS, Boden Bp. ***Video Analysis of Trunk And Knee Motion During Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes: Lateral Trunk and Knee Abduction Motion are Combined Components of the Injury Mechanism***. Br J Sports Med 2009; 43(6): 417-22.

32-Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. ***Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases***. Am J Sports Med 2007; 35(3): 359-67.

33-Walsh M, Boling MC, Mcgrath M, Blackburn JT, Padua DA. ***Lower Extremity Muscle Activation and Knee Flexion During a Jump-Landing Task.*** J Athl Train 2012; 47(4): 406-13.

34-Anderson AF, Dome DC, Gautam S, Awh MH, Rennirt Gw. ***Correlation of Anthropometric Measurements, Strength, Anterior Cruciate Ligament Size, And Intercondylar Notch Characteristics to Sex Differences in Anterior Cruciate Ligament Tear Rates***. Am J Sports Med 2001; 29(1): 58-66.

35-Reed-Jones RJ ,Vallis LA. ***Kinematics and Muscular Responses to a Ramp Descent in the ACL Deficient.*** Knee 2008; 15(2): 117-24.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

36-Kuster M, Sakurai S, Wood GA. ***The Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee: Compensatory Mechanisms During Downhill Walking***. The Knee 2010; 2(2): 105-11.

37-Klyne DM, Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe Pajjoe, Kinesiology. ***The Effect of Anterior Cruciate Ligament Rupture on the Timing and Amplitude of Gastrocnemius Muscle Activation: A Study of Alterations in EMG Measures and Their Relationship to Knee Joint Stability.*** Journal of Electromyography and Kinesiology 2012; 22(3): 446-55.

38-Brunt D, Lafferty MJ, Mckeon A, Goode B, Mulhausen C, Polk P. ***Invariant Characteristics of Gait Initiation.*** American J Physical Medicine & Rehabilitation 2018; 70(4): 206-12.

39-Mann RA, Hagy JL, White V, Liddell Djtjob, Volume Jsa. ***The Initiation of Gait.*** The Journal of Bone and Joint surgery 1979; 61(2): 232-9.

40-Mickelborough J, Van Der Linden M, Tallis R, Ennos AJG***. Muscle Activity During Gait Initiation in Normal Elderly People.*** Gait Posture 2014; 19(1): 50-7.

41-Hase K, Stein BR. ***Analysis of Rapid Stopping during Human Walking*** 2015; 80(1): 255-61.

42-Tirosh O, Sparrow WA. ***Age and Walking Speed Effects on Muscle Recruitment in Gait Termination*** 2016; 21(3): 279-88.

43-Nigg BM, Gérin-Lajoie MJFS. ***Gender, Age and Midsole Hardness Effects on Lower Extremity Muscle Activity during Running*** 2018; 3(1): 3-12.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol 29| NO 5 | Aug 2021

Received: 23 May 2020
Accepted: 20 Sep 2020

Effect of Foot Orthoses on the Timing of Lower Limb Muscles Activity during Walking in Older Adults

Arefeh Mokhtari MalekAbadi[1], Amirali. Jafarnezhadgero[†1]

Original Article

Introduction: As a person gets older, their gait patterns change and their ability to walk decreases. Orthoses are used to relieve musculoskeletal disorders, skeletal problems, disabilities, etc. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of orthoses on timing of lower limb muscles in the older adults during gait.

Methods: The present study was a clinical trial. 14 females (with average age of 60.50±4.40 years) and 14 males (with average age of 63.35±5.55 years) were selected with available sampling, voluntarily participated in this research. Eight electrodes were placed on the selected muscles (tibialis anterior, gastrocnemius medial, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinosus, gluteus medius, erector spinae) to record electrical activity during the gait with and without orthoses. To analyze the data SPSS software (version 16), and a repeated analysis of variance test was used. The significance levels in all tests were considered to be 0.05.

Results: The main effects of orthoses and the interaction effects of orthoses and sex for the onset of selected muscles activities did not show any significant differences (P>0.05). The effect of sex for the onset of activities in medial gastrocnemius (P=0.007), vastus medialis (P=0.002), vastus lateralis (P=0.027), semitendinosus (P=0.004), gluteus medius (P=0.030), and erector spinae (P=0.039) muscles was significant, so that the onset of muscle activity in the female group was earlier than in the male group.

Conclusion: Orthoses showed no improvement on onset of selected muscles activities, although significant differences were observed between the male and female groups.

Keywords: Orthoses, Timing of electrical activity, Older adults, Walking.

Citation: Mokhtari MalekAbadi A, Jafarnezhadgero AA. **Effect of Foot Orthoses on the Timing of Lower Limb Muscles Activity during Walking in Older Adults.** J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2021; 29(5): 3710-20.

[1]Department of Sport Management and Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
***Corresponding author: Tel:** 09105146214**, email:** Amiralijafarnezhad@gmail.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-10-09]

[DOI: 10.18502/ssu.v29i5.6771]