

# تاثیرات رعتهای شرفی راه رفتن بر عضلات مفصل مچ پا افراد میانسال

رقیه محمدی<sup>۱</sup> (Ph.D)، لیلا رهنما<sup>۲</sup> (Ph.D)، ضیاءالدین صفوی فرخی<sup>۱\*</sup> (Ph.D)

۱- مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی عضلانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۲- گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

## چکیده

هدف: مقایسه تاثیر فلکسور نیروی بازدهنده در مرحله ایستایش از شستن مچ پا می کنند. هدف: مقایسه نقص در بازده این شیب منجر به نیروی بازدهنده در مرحله push off کاهش یافته است. راه رفتن می شود. این شیب تاثیر شیب ها در رعتهای شرفی در شروع فعالیت کتروم - گرافی در مفصل مچ پا حین راه رفتن در افراد میانسال را بررسی کرده است.

روش: ۱۵ سالم - میانسال ۵۰-۶۰ ساله مردان، میانگین سن ۵۶/۵۳±۷/۲۰ - شش انحصار توده بدنی ۲۸/۵۲±۳/۷۰ کیلوگرم (میانگین) در این شیب ها شرکت کردند. آزمودنی ها بر روی ترمیم شیب ها سه سرعت شیب های ۲۰٪، ۴۰٪ و ۶۰٪ انتخابی و شیب های مثبت شیب ها سه و شش و زمان شروع فعالیت شیب ها استروکنمیوس داخلی، تیبیا - ایس دامی در مرحله push off ثبت گردید.

افته ها: شیب خطی شیب برای آنالیز شیب ها زمان شروع فعالیت شیب ها استروکنمیوس داخلی و تیبیا ایس دامی افزایش یافته است. شیب در سمت غیر غالب تاخیر پیدا کرد ( $p < 0/05$ ) ولی شیب فعالیت این شیب ها در سمت غالب با افزایش شیب و شیب ترمیم شیب و شیب ترمیم شیب ( $p > 0/05$ ).

نتیجه گیری: یافته های این شیب نشان می دهد که تمایل برای شیب غالب برای شیب به تغییرات شیب، بیش تر از شیب غیر غالب در افراد میانسال می باشد.

کلمات کلیدی: کتروم - گرافی، شیب، زش، راه رفتن

## مقدمه

افراد میانسال درصد بالایی (۴۵٪) از افتادن را حین راه رفتن نسبت به افراد جوان (۳۱٪) دارا می باشند، اما این مقدار در افراد پیر (۵۶٪) بالا گزارش شده است [۱]. بیش تر این افتادنها در بیرون از محیط منزل، وقتی که افراد میانسال در حال انجام فعالیت های فیزیکی هستند و یا در مقابل تهدیدهای پوستی قرار می گیرند اتفاق می افتد [۲]. این افراد تشویق

به شرکت در فعالیت های فیزیکی به منظور کاهش افتادن در زندگی روزمره خود می شوند [۳]. گرچه شرکت در فعالیت های فیزیکی خودش یکی از عوامل خطر ساز در افتادن های بیرون از منزل محسوب می شود [۲]. این یافته ها ضرورت فهم ارزیابی توانایی افراد میانسال در محیط های بیرون از منزل در سرعت های مختلف راه رفتن و همچنین قرار گرفتن در مسیرهای با شیب را مطرح می کند. زمان وارد عمل

همه آزمودنی‌ها پای راست به عنوان پای غالب بود. آزمودنی‌ها به صورت داوطلبانه پس از کسب رضایت آگاهانه و به جهت دارا بودن شرایط ورود به مطالعه و مشخصه‌هایی که برای خروج از پژوهش در نظر گرفته می‌شد مورد بررسی و معاینه بالینی قرار گرفتند.

هر کدام از آزمودنی‌ها به آزمایشگاه بیومکانیک مراجعه می‌کردند. در مرحله اول این مطالعه، اطلاعات لازم، راجع به هدف از انجام کار و مراحل آن در اختیار آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت، هم‌چنین سرعت راه رفتن انتخابی راحت فرد (Self selected comfortable speed) تعیین می‌گردید، این سرعت راه رفتن انتخابی فرد بر روی زمین عنوان می‌شد، آزمودنی‌ها بر روی تردمیل (Tunturi Oy Ltd EN 957 class SA T90) نیز با همین سرعت شروع به راه رفتن می‌کردند و از آن‌ها خواسته می‌شد که راحت بودن این سرعت را بازگو نمایند، که با توجه به فیدبک بیمار سرعت تغییر داده می‌شد، زیرا افراد ترجیح به سرعت راه رفتن کم‌تری روی تردمیل نسبت به سرعت راه رفتن روی زمین داشتند و بر اساس سرعت تردمیل ۲۰ و ۴۰ درصد سرعت افزایش داده می‌شد (جدول ۱). سپس فرد برای نصب الکترودهای سطحی آماده می‌گردید، که شامل برداشتن موهای زائد و تمیز کردن پوست منطقه می‌بود. به منظور اندازه‌گیری زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و عضله تیبیالیس قدامی از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی (Data Log LS900 Biometric Ltd UK) با خاصیت تقویت‌کنندگی ۱۰۰۰ برابر، عرض باند ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز و نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۱۰ دسی‌بل استفاده می‌شد [۵]. نحوه الکتروگذاری بر مبنای روش SENIAM بر روی فاصله میانی بین پایین‌ترین منطقه محل عصب‌دهی عضله (Motorend plate) و تاندون انتهایی آن موازی با فیبرهای عضله و با فاصله الکتروگذاری دو سانتی‌متر، جهت به حداقل رساندن برداشت سیگنال (Cross talk) بود. موقعیت عضله از طریق گرفتن انقباض ایزومتریک بر اساس روش‌های دستی آزمون عضلانی (Manual muscle test) و لمس هم‌زمان عضله و مشاهده بالک آن شناسایی

شدن عضلات به منظور کامل کردن کار و یا وجود هر نقصی در اجرای کار مورد نظر با تغییرات سرعت و محیط می‌تواند دلیلی بر این باشد که این گروه از افراد تجربه بالایی از افتادن را تجربه می‌کنند. مطالعات مختلفی به تأثیرات سرعت و شیب تردمیل بر روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد سالم و بیماران سکنه مغزی پرداخته‌اند [۴-۷]، Frans و همکاران افزایش فعالیت عضلات اکستانسور اندام تحتانی را در افراد جوان سالم را در ترکیب شیب‌ها و سرعت‌های بالا را گزارش کردند [۶]. آن‌ها در مطالعه دیگر در راه رفتن افراد سالمند بر روی سطوح شیب‌دار کاهش فعالیت عضلات مچ پا و وابسته شدن به عضلات مفصل هیپ را مطرح می‌کنند [۸]. اما مطالعه‌ای دال بر بررسی زمان شروع فعالیت عضلانی در افراد میانسال که آماده وارد شدن به مرحله سالمندی می‌شوند، یافت نشده است و چون عضلات پلانتارفلکسور در راه رفتن سریع و در فاز push off نقش دارند [۹]، بنابراین هدف از این مطالعه بررسی زمان وارد عمل شدن عضلات مفصل مچ پا (عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی) در مرحله push off فاز ایستایش راه رفتن در افراد میانسال در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف می‌باشد و این‌که آیا تفاوتی در سمت غالب و غیر غالب مشاهده می‌شود یا نه؟.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه از ۱۵ فرد سالم (زن ۵ / مرد ۱۰، میانگین سن  $28/52 \pm 3/70$  و شاخص توده بدنی  $21/53 \pm 7/20$  کیلوگرم بر مترمربع) استفاده شده است، که نمونه‌گیری از نوع نمونه‌گیری راحت و ساده بود. هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها سابقه‌ای از افتادن طی یک‌سال گذشته را گزارش نکردند و وجود هر گونه بیماری قلبی عروقی، عصبی عضلانی، شکستگی اندام‌های تحتانی، بیماری‌های مفصلی و وجود اختلالات شناختی و روانی باعث خروج آزمودنی‌ها از مطالعه می‌شد. داده‌ها از هر دو اندام تحتانی اخذ شده است و از افراد خواسته می‌شد که توبی را چند بار شوت کنند [۱۰] و با توجه به آن و پرسش از خود فرد پای غالب تعیین می‌گردید و در

زمین مرحله heelrise و جدا شدن انگشتان از روی زمین مرحله toe off، بر روی مانیتور لپ تاپ از طریق فوت سوئیچها گزارش می‌شد. زمان شروع فعالیت عضلات نسبت به مرحله heel rise بررسی می‌شد که به ۱۰٪ حداکثر فعالیت عضله در دامنه به عنوان شروع فعالیت در نظر گرفته می‌شد [۱۳] و فاصله این نقطه تا مرحله heel rise محاسبه شده و مورد استفاده قرار گرفته است. آزمودنی‌ها بر روی تردمیل قرار می‌گرفتند و قبل از انجام آزمون به مدت دو دقیقه در شیب صفر درجه و با سرعت انتخابی خود راه می‌رفتند، بعد از آن آزمون شروع می‌شد که شامل نه حالت بود که آزمودنی‌ها در سه حالت شیب (صفر درجه، سه درجه و شش درجه) و سه سرعت (سرعت انتخابی راحت فرد، سرعت انتخابی راحت فرد + ۲۰ درصد افزایش و سرعت انتخابی راحت فرد + ۴۰ درصد افزایش) به مدت دو دقیقه بر روی تردمیل راه می‌رفتند و در ۱۵ ثانیه انتهایی هر حالت فعالیت الکترومیوگرافی از عضلات مورد نظر در مرحله Push off ثبت می‌شد، به خاطر جلوگیری از خستگی عضلانی بعد از هر حالت فرد به مدت دو دقیقه استراحت می‌کرد و آزمودنی بر روی صندلی می‌نشست تا داده‌های دستگاه Data Log به لپ تاپ منتقل شده و صحت ثبت داده‌ها بررسی گردد. ضمناً برای جلوگیری از تداخل اثرات حالت‌های مختلف، حالات به ترتیب تصادفی به افراد داده می‌شد. داده‌های الکترومیوگرافی توسط نرم‌افزار خاص از حالت خام به صورت عدد در آورده می‌شد و سپس به نرم‌افزار اکسل منتقل می‌گردید که پس از میانگین‌گیری و یکسری عملیات ساده ریاضی که بر روی آن‌ها انجام می‌شد و آن‌گاه با نرم‌افزار MLwin آنالیز می‌گردید.

می‌شد، بدین طریق که از الکترودهای سطحی دو قطبی (Bipolar) نقره و کلرید نقره (Ag/AgCl) جهت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی استفاده می‌شد، که برای عضله تیبیالیس قدامی الکترودها در یک سوم خطی که سر فیبولا را به مالئول داخلی وصل می‌کرد، قرار گرفته می‌شد. برای عضله گاستروکنمیوس داخلی روی قسمت برجسته عضلانی در جهت فیبرهای عضلانی قرار داده می‌شد [۱۱].

جدول ۱. سرعت‌های راه رفتن آزمودنی‌ها (افراد سالم میان‌سال)

ردیف	سرعت انتخابی راه رفتن (متر برثانیه)			زمین	ردیف
	تردمیل +۲۰٪	تردمیل +۴۰٪	تردمیل		
۱	۰/۷۷	۰/۶۶	۰/۵۵	۱/۴۰	۱
۲	۰/۷۰	۰/۶۰	۰/۵۰	۱/۳۰	۲
۳	۰/۸۵	۰/۷۳	۰/۶۱	۰/۸۹	۳
۴	۰/۵۳	۰/۴۵	۰/۳۸	۱/۲۱	۴
۵	۰/۵۸	۰/۵۰	۰/۴۲	۱/۰۶	۵
۶	۰/۷۷	۰/۶۶	۰/۵۵	۱/۰۷	۶
۷	۰/۷۲	۰/۵۴	۰/۴۵	۱/۰۳	۷
۸	۰/۷۷	۰/۶۶	۰/۵۵	۱/۳۰	۸
۹	۰/۷۷	۰/۶۶	۰/۵۵	۰/۷۹	۹
۱۰	۰/۳۰	۰/۲۶	۰/۲۲	۱/۲۴	۱۰
۱۱	۱/۰۰	۰/۸۴	۰/۷۰	۱/۰۶	۱۱
۱۲	۱/۰۰	۰/۸۴	۰/۷۰	۱/۴۰	۱۲
۱۳	۱/۰۰	۰/۸۴	۰/۷۰	۱/۰۴	۱۳
۱۴	۰/۴۶	۰/۴۰	۰/۳۳	۱/۴۰	۱۴
۱۵	۱/۰۰	۰/۸۴	۰/۷۰	۱/۰۲	۱۵
میانگین	۰/۷۵	۰/۶۳	۰/۵۳	۱/۱۵	میانگین
±	±	±	±	±	±
انحراف معیار	۰/۲۱	۰/۱۸	۰/۱۵	۰/۱۹	انحراف معیار

برای تعیین مرحله‌های راه رفتن و مرحله push off از فوت سوئیچ [۱۲] در پای آزمودنی‌ها استفاده می‌شد به این صورت که یکی از آن‌ها در پاشنه و دیگری بر روی سر متاتارس‌ها به صورت دوطرفه قرار می‌گرفت، تا بتوان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد نظر در دو طرف بدن را حین راه رفتن در مرحله push off در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف بر روی تردمیل ثبت کرد، که جداشدن پاشنه از روی

## نتایج

تأثیر سرعت بر شاخص زمان شروع فعالیت عضلات مورد بررسی از طریق رگرسیون Linear Mixed Model (LMM) بررسی شده است. نرمال بودن داده‌ها هم از طریق چشمی توسط رسم Q-Q و نیز از طریق آزمون Shapiro-Wilk بررسی شد. تکرارپذیری نسبی سه تکرار زمان شروع

بیان اثرات اصلی (Main effects) این متغیرها پرداخته شده است. مطالعه انجام شده نشان داده است که هیچ‌گونه تغییری در زمان وارد عمل شدن عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی در سمت راست (غالب) با افزایش شیب و سرعت تردمیل مشاهده نشده است.

فعالیت عضلات افراد در شیب صفر درجه و سرعت انتخابی برای ۱۰ فرد برای عضله گاستروکنمیوس داخلی ۰/۸۷ و عضله تیبیالیس قدامی ۰/۷۲ گزارش شده است. اثر متقابل بین سرعت‌ها و شیب‌های مختلف توسط Likelihood Ratio Test مورد سنجش واقع شده است با توجه به این‌که اثر متقابل (Interaction) داده‌های شیب و سرعت بر زمان شروع فعالیت الکترومیوگرافی عضلات معنی‌دار نبوده است ( $p < 0/20$ ), به

جدول ۲. نتایج آنالیز Linear Mixed Model برای زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی سمت غالب و غیر غالب

گاستروکنمیوس داخلی سمت غالب (میلی ثانیه)		گاستروکنمیوس داخلی سمت غیر غالب (میلی ثانیه)	
ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب
۳۹۱/۴۱۶	۵۶/۷۶۳	< ۰/۰۰۱	۵۲۰/۰۹۳
مقدار ثابت			
۰ درجه (مرجع)			
-۳۴/۷۹۱	۴۶/۷۷۴	۰/۴۵۷	-۱۱/۵۹۷
۳ درجه			
۶/۷۹۲	۴۶/۷۶۵	۰/۸۸۵	-۱۸/۸۹
۶ درجه			
سرعت انتخابی فرد (متر بر ثانیه)			
-۱۹/۸۷۵	۴۶/۷۸۳	۰/۶۷۱	-۷۲/۷۷۸
سرعت انتخابی فرد +۲۰٪ (متر بر ثانیه)			
-۲۲/۸۳۰	۴۶/۷۷۹	۰/۶۳۷	-۸۷/۲۹۲
سرعت انتخابی فرد +۴۰٪ (متر بر ثانیه)			
واریانس	خطای معیار	مقدار P	واریانس
۲۲۳۸۲/۱۳	۱۰۰۰۲/۵۷	۰/۰۲۵	۱۵۶۰۳/۷
اثر تصادفی			
بین افراد			

جدول ۳. نتایج آنالیز Linear Mixed Model برای زمان شروع فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی سمت غالب و غیر غالب

تیبالیس قدامی سمت غالب (میلی ثانیه)		تیبالیس قدامی سمت غیر غالب (میلی ثانیه)	
ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب
-۶۴/۶۹۹	۳۱/۹۸۸	۰/۰۴۳	۱۰/۲۵۴
مقدار ثابت			
۰ درجه (مرجع)			
-۲۷/۳۶	۲۰/۱۶۵	۰/۱۷۵	-۳۰
۳ درجه			
۷/۵	۲۰/۱۷۲	۰/۷۱۰	۱۱/۱۱۱
۶ درجه			
سرعت انتخابی فرد (متر بر ثانیه)			
۲۸/۴۰۲	۲۰/۱۶۸	۰/۱۵۹	-۳۴/۹۳
سرعت انتخابی فرد +۲۰٪ (متر بر ثانیه)			
-۱۴/۷۲۲	۲۰/۱۵۹	۰/۴۶۵	-۵۸/۹۵۷
سرعت انتخابی فرد +۴۰٪ (متر بر ثانیه)			
واریانس	خطای معیار	مقدار P	واریانس
۱۰۹۵۰/۰۷	۴۲۵۶/۹۵۹	۰/۰۱۰	۴۸۷۴/۷۰۷
اثر تصادفی			
بین افراد			

نسبت به افراد جوان بیان کردند [۱۶]. بعضی مطالعات نیز تغییرات مربوط به سن را باعث استفاده از استراتژی سفتی (Stiffness) اندام به صورت جبرانی در حین ایستادن روی یک پا و کاهش توان push off در سرعت‌های بالا را مطرح کردند [۱۸، ۱۷]. با توجه به مطالعه انجام شده، به نظر می‌آید افزایش سن تغییراتی در نحوه وارد عمل شدن عضلات ایجاد می‌نماید، که با تاخیر وارد عمل شدن عضلانی در اندام غیر غالب در افراد میانسال در این مطالعه خود را نشان داده است.

سرعت راه رفتن نیز می‌تواند تغییراتی در زمان وارد عمل شدن عضلات اعمال نماید وقتی سرعت راه رفتن زیاد می‌شود نیروی عکس‌العمل زمین زیاد شده بنابراین در سرعت‌های بالا، عضلات پلانتارفلکسور بایستی زودتر وارد عمل شوند تا ثبات لازم برای پا در سرعت‌های بالا در مرحله جدا شدن پاشنه ایجاد نمایند [۱۲]، گرچه در مطالعه انجام شده، شروع فعالیت عضلات مچ پا در سمت غیر غالب با تاخیر بوده است، در مغز انسان حداقل سه مرحله می‌توان برای پردازش اطلاعات در نظر گرفت که اولاً فرد بایستی یک تحریک ایجاد شده را حس نموده و تشخیص دهد. ثانیاً بعد از این‌که یک تحریک به درستی شناخته شد بایستی فرد تصمیم بگیرد که چه پاسخی ایجاد نماید. تصمیم‌گیری می‌تواند به عنوان انجام تعدادی از عمل‌ها (Action) باشد و یا می‌تواند به صورت نادیده گرفتن تحریک باشد و هیچ پاسخی را در برنگیرد. در نهایت بعد از این‌که پاسخ انتخاب شد، سیستم بایستی آماده یک عمل مناسب باشد و آن را شروع نماید که این مرحله به آماده‌سازی دستگاه‌های حرکتی و شروع فعالیت آن‌ها می‌پردازد. در طول قرن، محققین معتقد بودند که پردازش اطلاعات مرتبط با انتخاب یک پاسخ نیاز به زمان بیش‌تری دارد وقتی که تعداد زیادی از پاسخ‌های جایگزین موجود باشد [۱۹]. با توجه به این تفاسیر در افراد سالم میانسال شاید در سمت غیر غالب، توانایی پاسخگویی به سرعت‌های راه رفتن بالا و عکس‌العمل در مقابل آن و این‌که فرد بتواند به زودی واکنش مناسب نشان دهد وجود نداشته است زیرا سمت غالب

زمان شروع فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت چپ (غیر غالب) با افزایش سرعت راه رفتن در همه شیب‌ها افزایش پیدا کرده است ( $p=0/012$ ، ضریب رگرسیون= $72/778$  و  $p<0/003$ ، ضریب رگرسیون= $87/292$ ، به ترتیب برای سرعت‌های ۲۰٪ و ۴۰٪ افزایش سرعت دلخواه، جدول ۲)، همان‌طوری‌که در جدول شماره ۲ نشان داده شده است، هیچ‌گونه تغییری در زمان وارد عمل شدن عضله گاستروکنمیوس داخلی با افزایش شیب وجود نداشته است. هم‌چنین برای عضله تیبیالیس قدامی سمت چپ، زمان وارد عمل شدن فقط در سرعت ۴۰٪ افزایش سرعت دلخواه تاخیر نشان داده است ( $p=0/048$ ، ضریب رگرسیون= $58/957$ ، جدول ۳). بنابراین شواهد نشان‌دهنده این است که در سمت غیر غالب، وقتی افراد با سرعت‌های بالا راه می‌رفتند، عضلات با تاخیر وارد عمل شدند.

## بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه به بررسی اثر افزایش سرعت راه رفتن و شیب تردمیل بر زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی در افراد میانسال سالم پرداخته شده است. با توجه به یافته‌ها، در سمت غیر غالب عضلات مورد مطالعه با افزایش سرعت راه رفتن با تاخیر وارد عمل شدند. مطالعات نشان دادند که سالمندی، زمان شروع، پایان و مدت زمان فعالیت در عضلات آگونیست و آنتاگونیست را تغییر می‌دهد ولی هیچ مطالعه‌ای مبنی بر بررسی زمان شروع فعالیت عضلانی در افراد میانسال در عضلات مچ پا گزارش نشده است. مطالعه Hortobagyi و همکاران نشان داده است که سن و سرعت راه رفتن باعث افزایش هم‌زمانی (Co contraction) انقباض در عضلات آگونیست و آنتاگونیست می‌شود [۱۴]، ولی زمان وارد عمل شدن عضلات مورد بررسی قرار نگرفته است، ضمناً مطالعات افزایش فعالیت عضله تیبیالیس قدامی را در اواسط مرحله ایستایش در افراد سالمند را گزارش کردند [۱۵]. Franz و همکاران نیز افزایش میزان هم‌زمانی انقباض عضلات گاستروکنمیوس و تیبیالیس قدامی در افراد سالمند را

middle-aged and older adults: a neglected public health problem. *Am J Public Health* 2006; 96: 1192-1200.

[3] Patel KV, Coppin AK, Manini TM, Lauretani F, Bandinelli S, Ferrucci L, Guralnik JM. Midlife physical activity and mobility in older age: The InCHIANTI study. *Am J Prev Med* 2006; 31: 217-224.

[4] Phadke CP. Immediate effects of a single inclined treadmill walking session on level ground walking in individuals after stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 2012; 91: 337-345.

[5] Mohammadi R, Talebian S, Phadke CP, Yekaninejad MS, Hadian MR. Effects of treadmill incline and speed on ankle muscle activity in subjects after a stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2016; 97: 445-453.

[6] Franz JR, Kram R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait Posture* 2012; 35: 143-147.

[7] Mohammadi R, Mohammadzadeh Nanekaran S. Effects of increasing walking speed on ankle muscle co-contraction based on spasticity severity in chronic stroke patients. *Koomesh* 2016; 18: 138-146. (Persian).

[8] Franz JR, Kram R. Advanced age and the mechanics of uphill walking: a joint-level, inverse dynamic analysis. *Gait Posture* 2014; 39: 135-140.

[9] Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14: 125-135.

[10] Amaral De Noronha M, Borges NG Jr. Lateral ankle sprain: Isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clin Biomech* 2004; 19: 868-871.

[11] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. SENIAM 8: European Recommendations for Surface Electromyography. 2nd ed. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development. 1999; 55-68.

[12] Detrembleur C, Willems P, Plaghki L. Does walking speed influence the time pattern of muscle activation in normal children? *Dev Med Child Neurol* 1997; 39: 803-807.

[13] Konrad P. The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. 1st ed. Noraxon INC. USA : 2005; p: 4.

[14] Hortobagyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, DeVita P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture* 2009; 29: 558-564.

[15] Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19: 1085-1091.

[16] Franz JR, Kram R. How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking? *Gait Posture* 2013; 37: 378-384.

[17] Hortobagyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 117-126.

[18] DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 88: 1804-1811.

[19] Schmidt R, Timothy D. Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis. 4th ed. 2005; p: 53-6.

[20] Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol (Oxf)* 2006; 186: 127-139.

به علت تجربه و استفاده از این سمت در کارهای روزمره و انجام یادگیری‌های متعدد، مهارت بیش‌تری نسبت به سمت غیر غالب پیدا کرده است. بعضی دیگر از مطالعات نشان‌دهنده این هستند که افزایش سن، زمان شروع، پایان و دوره فعالیت عضلانی را در عضلات آگونیست و آنتاگونیست تحت تأثیر قرار می‌دهد [۲۰، ۲۱-۲۲]، بعلاوه سرعت باعث تغییر در زمان‌دهی عضلانی می‌شود [۲۳]. شاید یکی از دلایل تأخیر در زمان شروع فعالیت افزایش دامنه سنی در این گروه مورد مطالعه باشد که تأثیر در سمت غیر غالب بیش‌تر از غالب بوده است. عدم ثبت فعالیت عضلات مفصل هیپ از کاستی‌های این مطالعه می‌تواند باشد شاید عضلات فلکسور مفصل هیپ به طور جبرانی با زود وارد عمل شدنشان این تأخیر در مفصل میچ پا را جبران کرده باشند. این‌که چطور سیستم عصبی سالم به نیازهای افزایش سرعت راه رفتن در افراد میانسال پاسخ می‌دهد، می‌تواند در فهم شروع نقص در جامعه سالمندی مفید باشد.

افزایش سرعت راه رفتن باعث تأخیر در زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی در سمت غیر غالب در افراد میانسال شده است، بنابراین داده‌های این مطالعه نشان می‌دهد که تمایل برای استفاده از سمت غالب برای غلبه به شرایط سخت (تغییرات سرعت)، بیش‌تر از سمت غیر غالب در افراد میانسال می‌باشد.

## تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله، مراتب سپاس و قدردانی خود را از تمامی آزمودنی‌های این مطالعه اعلام می‌دارند، که وقت ارزشمند خود را در اختیار این مطالعه قرار دادند.

## منابع

[1] Talbot LA, Musiol RJ, Witham EK, Metter EJ. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BMC Public Health* 2005; 5: 86.

[2] Li W, Keegan TH, Sternfeld B, Sidney S, Quesenberry CP, Jr. Kelsey JL. Outdoor falls among

obstacle avoidance under time pressure. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2007; 62: 1042-1047.

[23] Duysens J, van de Crommert H. Neural control of locomotion Part 1: the central pattern generator from cats to humans. Gait Posture 1998; 7: 131-141.

[21] Seidler-Dobrin RD, He J, Stelmach GE. Coactivation to reduce variability in the elderly. Motor Control 1998; 2: 314-330.

[22] Weerdesteyn V, Nienhuis B, Geurts AC, Duysens J. Age-related deficits in early response characteristics of

## Effects of different walking speed on ankle muscle onset timing in middle-aged healthy adults

Roghayeh Mohammadi (Ph.D)<sup>1</sup>, Leila Rahnama (Ph.D)<sup>2</sup>, Ziaeddin Safavi-Farokhi (Ph.D)<sup>\*1</sup>

1 – Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

2- Dept. of Physical Therapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

(Received: 28 Aug 2016; Accepted: 7 Nov 2016)

**Introduction:** Plantarflexor muscles produce propulsive force in the second half of stance phase; deficient motor output from these muscles would lead to inadequate propulsion at push off and decreasing walking speed. This study has examined the effects of walking on a treadmill at varying gradients and speeds on ankle muscle timing in healthy middle-aged adults.

**Materials and Methods:** Fifteen healthy middle-aged adults (10M/5F; average age  $56.53 \pm 7.20$  years; body mass index  $28.52 \pm 3.70$  kg/m<sup>2</sup>) participated in the study. Participants walked on a standard treadmill at three different walking speeds (self-selected, self-selected+20%, self-selected+40%) and positive inclines (0°, 3°, and 6°). The onset muscle timing of *Medial Gastrocnemius (MG)*, and *Tibialis Anterior (TA)* muscles recorded at push off phase of the gait.

**Results:** A linear mixed model (LMM) regression analysis was used to analysis. The onset of MG and TA muscles activity delayed at faster speeds on the nonodominant side ( $p < 0.05$ ). However, there is no changes with increasing treadmill speed and slope on muscles onset timing on the dominant side ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** Data showed that there is a bias towards using dominant side to overcome challenging walking conditions in middle-aged adults.

**Keywords:** Electromyography, Exercise Test, Walking

\* Corresponding author. Tel: +98 23 33654180

ziasafavi@yahoo.com