تاثیرات سرعت‌های مختلف راه‌رفتن بر زمان وارد عمل شدن عضلات مفصل مچ پا در افراد میانسال سالم

رقیه محمدی [۱](Ph.D)، لیلا رهنما [۲](Ph.D)، ضیاالدین صفوی فرخی [*۱](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

سابقه و هدف: عضلات پلانتارفلکسور نیروی جلوبرنده بدن را در نیمه دوم مرحله ایستایش راه رفتن مهیا می‌کنند، هرگونه نقص در بازده این عضلات منجر به نیروی جلوبرنده بدن ناکافی در مرحله push off و کاهش سرعت راه رفتن می‌شود. این مطالعه تأثیر شیب‌ها و سرعت‌های مختلف بر زمان شروع فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مفصل مچ پا حین راه رفتن در افراد میانسال سالم را بررسی کرده است.

مواد و روش‌ها: ۱۵ فرد سالم میانسال (زن ۵ / مرد ۱۰ ، با میانگین سن ۷/۲۰±۵۶/۵۳ و شاخص توده بدنی ۳/۷۰±۲۸/۵۲ کیلوگرم بر مترمربع) در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی‌ها بر روی تردمیل استاندارد با سه سرعت مختلف (سرعت انتخابی، سرعت انتخابی +۲۰٪، سرعت انتخابی +۴۰٪) و شیب‌های مثبت مختلف (صفر، سه و شش درجه) راه رفتند و زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی، تیبیالیس قدامی در مرحله push off راه رفتن ثبت گردید.

یافته‌ها: از مدل خطی مختلط برای آنالیز استفاده شد و زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی با افزایش سرعت راه رفتن در سمت غیرغالب تاخیر پیدا کرد ($p< ۰/۰۵$)، ولی شروع فعالیت این عضلات در سمت غالب با افزایش شیب و سرعت تردمیل، تغییری پیدا نکرد. ($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: داده‌های این مطالعه نشان می‌دهد که تمایل برای استفاده از سمت غالب برای غلبه به تغییرات سرعت، بیش‌تر از سمت غیرغالب در افراد میانسال می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: الکترومیوگرافی، تست ورزش، راه رفتن

مقدمه

افراد میانسال درصد بالایی (۴۵٪) از افتادن را حین راه رفتن نسبت به افراد جوان (۳۱٪) دارا می‌باشند، اما این مقدار در افراد پیر (۵۶٪) بالا گزارش شده است [۱]. بیش‌تر این افتادن‌ها در بیرون از محیط منزل، وقتی که افراد میانسال در حال انجام فعالیت‌های فیزیکی هستند و یا در مقابل تهدیدهای پوستچرال قرار می‌گیرند اتفاق می‌افتد [۲]. این افراد تشویق به شرکت در فعالیت‌های فیزیکی به منظور کاهش افتادن در زندگی روزمره خود می‌شوند [۳]، گر چه شرکت در فعالیت‌های فیزیکی خودش یکی از عوامل خطرساز در افتادن‌های بیرون از منزل محسوب می‌شود [۲]. این یافته‌ها ضرورت فهم ارزیابی توانایی افراد میانسال در محیط‌های بیرون از منزل در سرعت‌های مختلف راه رفتن و هم‌چنین قرار گرفتن در مسیرهای با شیب را مطرح می‌کند. زمان وارد عمل

* نویسنده مسئول، تلفن: ۳۳۶۵۴۱۸۰

Email: ziasafavi@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۹۶/۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۸/۱۷

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 تاثیرات سرعت و شیب تردمیل بر روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد سالم و بیماران سکته 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 مشهاده می‌شود یا نه؟.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه از ۱۵ فرد سالم (زن ۵ / مرد ۱۰، میانگین سن ۷/۲۰±۵۶/۵۳ و شاخص توده بدنی ۳/۷۰±۲۸/۵۲ 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 توپی را چند بار شوت کنند [۱۰] و با توجه به آن و پرسش از خود فرد پای غالب تعیین می‌گردید و در 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 راحت 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 الکترودگذاری 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 الکترودگذاری 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

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

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 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 مرحلهheel rise بررسی می‌شد که به ۱۰٪ حداکثرفعالیت عضله در دامنه به عنوان شروع فعالیت در نظر گرفته می شد [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.

نتایج

تأثیر سرعت بر شاخص زمان شروع فعالیت عضلات مورد بررسی از طریق رگراسیون 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

فعالیت عضلات افراد در شیب صفر درجه و سرعت انتخابی برای ۱۰ فرد برای عضله گاستروکنمیوس داخلی ۰/۸۷و عضله تیبیالیس قدامی ۰/۷۲گزارش شده است. اثر متقابل بین سرعت‌ها و شیب‌های مختلف توسط Likelihood Ratio Test مورد سنجش واقع شده استو با توجه به این‌که اثر متقابل (Interaction) داده‌های شیب و سرعت بر زمان شروع فعالیت الکترومیوگرافی عضلات معنی‌دار نبوده است (p<۰/۲۰)، به 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.

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 غیرغالب (میلی ثانیه)		
	ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب	خطای معیار	مقدارP
مقدار ثابت	۳۹۱/۴۱۶	۵۶/۷۶۳	<۰/۰۰۱	۵۲۰/۰۹۳	۴۰/۸۷۵	<۰/۰۰۱
۰ درجه (مرجع)						
۳ درجه	−۳۴/۷۹۱	۴۶/۷۷۴	۰/۴۵۷	−۱۱/۵۹۷	۲۸/۸۹۰	۰/۶۸
۶ درجه	۶/۷۹۲	۴۶/۷۶۵	۰/۸۸۵	−۱۸/۸۹	۲۸/۸۷۰	۰/۵۱۳
سرعت انتخابی فرد (متر برثانیه)						
سرعت انتخابی فرد+۲۰٪ (متر برثانیه)	−۱۹/۸۷۵	۴۶/۷۸۳	۰/۶۷۱	−۷۲/۷۷۸	۲۸/۸۵	۰/۰۱۲
سرعت انتخابی فرد+۴۰٪ (متر برثانیه)	−۲۲/۸۳۰	۴۶/۷۷۹	۰/۶۳۷	−۸۷/۲۹۲	۲۸/۸۲	۰/۰۰۳
اثر تصادفی	واریانس	خطای معیار	مقدار P	واریانس	خطای معیار	مقدار P
بین افراد	۲۲۳۸۲/۱۳	۱۰۰۰۲/۵۷	۰/۰۲۵	۱۵۶۰۳/۷	۶۳۰۹/۷۵	۰/۰۱۳

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

	تیبیالیس قدامیسمت غالب (میلی ثانیه)			تیبیالیس قدامیسمت غیرغالب (میلی ثانیه)		
	ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب	خطای معیار	مقدارP
مقدار ثابت	−۶۴/۶۹۹	۳۱/۹۸۸	۰/۰۴۳	۱۰/۲۵۴	۳۲/۳۷۲	۰/۷۵۱
۰ درجه (مرجع)						
۳ درجه	−۲۷/۳۶	۲۰/۱۶۵	۰/۱۷۵	−۳۰	۲۹/۸۶۰	۰/۳۱۵
۶ درجه	۷/۵	۲۰/۱۷۲	۰/۷۱۰	۱۱/۱۱۱	۲۹/۸۷۱	۰/۷۱۰
سرعت انتخابی فرد (متر برثانیه)						
سرعت انتخابی فرد+۲۰٪ (متر برثانیه)	۲۸/۴۰۲	۲۰/۱۶۸	۰/۱۵۹	−۳۴/۹۳	۲۹/۸۶۶	۰/۲۴۲
سرعت انتخابی فرد+۴۰٪(متر برثانیه)	−۱۴/۷۲۲	۲۰/۱۵۹	۰/۴۶۵	−۵۸/۹۵۷	۲۹/۸۷۳	۰/۰۴۸
اثر تصادفی	واریانس	خطای معیار	مقدار P	واریانس	خطای معیار	مقدار P
بین افراد	۱۰۹۵۰/۰۷	۴۲۵۶/۹۵۹	۰/۰۱۰	۴۸۷۴/۷۰۷	۲۵۸۱/۵۸۸	۰/۰۵۹

زمان شروع فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت چپ (غیرغالب) با افزایش سرعت راه رفتن در همه شیب‌ها افزایش پیدا کرده است (p=۰/۰۱۲، ضریب رگراسیون=۷۲/۷۷۸- و p<۰/۰۰۳، ضریب رگراسیون=۸۷/۲۹۲-، 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=۰/۰۴۸، ضریب رگراسیون=۵۸/۹۵۷-، 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 غیرغالب 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 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 غیرغالب 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 غیرغالب، 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

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 تاثیر قرار می‌دهد [۱۷، ۲۰-۲۲]، بعلاوه سرعت باعث تغییر در زمان‌دهی عضلانی می‌شود [۲۳]. شاید یکی از دلائل تاخیر در زمان شروع فعالیت افزایش دامنه سنی در این گروه مورد مطالعه باشد که تاثیر 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 تاخیر در مفصل مچ 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 تاخیر در زمان شروع فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی در سمت غیرغالب 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 غیرغالب درا فراد 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 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 Nanehkaran 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, Heiderscheit 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.

[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 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.

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

Roghayeh Mohammadi (Ph.D)[1], Leila Rahnama (Ph.D)[2], Ziaeddin Safavi-Farokhi (Ph.D)[*1]
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±7.20 years; body mass index 28.52±3.70 kg/m2) 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 *MedialGastrocnemius (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