

## تأثیر افزایش سرعت راه رفتن بر فعالیت همزمان عضلات مفصل مچ پا بر اساس شدت اسپاستی سیتی در بیماران سکنه مغزی مزمن

رقیه محمدی<sup>\*۱</sup> (Ph.D)، سولماز محمدزاده ننه کران<sup>۲</sup> (M.Sc)

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

۲- سازمان بهزیستی شهرستان اردبیل، اردبیل، ایران

### چکیده

سابقه و هدف: عضلات پلانتر فلکسور نیروی جلوبرنده بدن را در انتهای مرحله ایستایش راه رفتن مهیا می‌کنند، هرگونه نقص در بازده این عضلات منجر به نیروی جلوبرنده بدن ناکافی در مرحله push off در بیماران مبتلا به سکنه مغزی مزمن می‌گردد. این مطالعه تأثیر سرعت‌های مختلف بر فعالیت الکترومیوگرافی همزمان عضلات مفصل مچ پا حین راه رفتن در بیماران مبتلا به سکنه مغزی مزمن را بررسی کرده است.

مواد و روش‌ها: ۱۹ بیمار سکنه مغزی (۱۳ مرد و ۶ زن) در سرعت‌های مختلف (سرعت انتخابی، سرعت انتخابی +۲۰٪، سرعت انتخابی +۴۰٪) روی تردمیل راه رفته‌اند و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات گاستروکنمیوس داخلی، تییبالیس قدامی در مرحله push off راه رفتن مورد بررسی قرار گرفته است.

یافته‌ها: در زیر مجموعه با اسپاستی سیتی شدید (مقیاس تاردیو $\leq 2$ ) فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا با افزایش سرعت راه رفتن افزایش یافته است ( $p < 0.05$ ).

نتیجه‌گیری: داده‌های این مطالعه نشان داده است که بیماران سکنه مغزی می‌توانند با امنیت بر روی تردمیل با سرعت‌های ۲۰ الی ۴۰ درصد سریع‌تر از سرعت دلخواهشان، برای بهبود بازده عضله گاستروکنمیوس داخلی آموزش داده شوند بدون این‌که اثر بدی بر بازده عضله تییبالیس قدامی داشته باشند.

واژه‌های کلیدی: پی‌اده روی، الکترومیوگرافی، سکنه مغزی

### مقدمه

یکی از رایج‌ترین اختلالات بعد از سکنه مغزی ضعف عضلات یک‌طرف بدن می‌باشد [۱] کاهش فعالیت عضلات پلانتر فلکسور باعث کاهش نیروی جلوبرنده (Propulsive) در فاز دوم مرحله ایستایش راه رفتن می‌شود و منجر به کاهش این نیرو بعد از سکنه مغزی می‌گردد [۲]. بنابراین کاهش فعالیت این عضلات منجر به حرکت جبرانی توسط عضلات فلکسور مفصل هیپ می‌گردد [۳-۵].

از استراتژی‌های موثر در افزایش دامنه فعالیت عضلات اندام تحتانی، افزایش سرعت راه رفتن است [۶]. همچنین مطالعات انجام شده در افراد جوان سالم نشان داده است که فعالیت عضلات اکستانسور هیپ و مچ پا با ترکیب شیب و سرعت‌های بالای راه رفتن بیش‌تر می‌شود [۷]. بنابراین افزایش سرعت راه رفتن در بیماران مبتلا به سکنه مغزی مزمن باعث افزایش فعالیت این عضلات خواهد شد و به سرعت راه رفتن این بیماران کمک خواهد کرد. منتهای تفاوت‌هایی بین

پژوهش در نظر گرفته می‌شد مورد بررسی و معاینه بالینی قرار می‌گرفتند.

هر کدام از آزمودنی‌ها دو جلسه به آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران 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 تعیین می‌گردید، این سرعت راه رفتن انتخابی فرد بر روی زمین عنوان می‌شد، آزمودنی‌ها بر روی تردمیل 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. در جلسه اول هم‌چنین برای تهیه عمل‌کرد اندام تحتانی آزمودنی‌های بیمار، از قسمت حرکتی اندام تحتانی فوگل-مایر استفاده می‌شد که توسط آزمونگر پر می‌گردید، آزمون فوگل-مایر یک مقیاس کمی جهت بررسی بهبود حرکتی بعد از سکنه مغزی می‌باشد [۱۷].

در جلسه دوم مراجعه بیمار، از مقیاس اصلاح شده تاردیو برای ارزیابی اسپاستیسیتة عضلات پلاتنارفלקسور استفاده می‌شد [۱۸]، آزمون در وضعیت طاق‌باز انجام می‌شد و عضلات پلاتنارفלקسور میج پا در وضعیت شروع آزمون در حالت کاملاً آرام و در کم‌ترین حالت کشش قرار می‌گرفتند، عضلات پلاتنارفלקسور در دو سرعت V1 (حداقل سرعت ممکن یا آهسته)، V3 (حداکثر سرعت ممکن یا سریع) ارزیابی می‌شدند. در سرعت V1 دامنه غیرفعال مفصل، R2 و در سرعت V3 زاویه گیر عضله، R1 اندازه‌گیری می‌شد. در سرعت V3 کیفیت واکنش عضله بر اساس مقیاس اصلاح شده تاردیو از صفر تا چهار نمره داده می‌شد (ضمیمه ۴). مفصل میج پا برای زاویه R1، فقط یک‌بار حرکت داده می‌شد در صورتی که اگر نمره کیفیت واکنش عضله، دو یا بالاتر می‌بود حرکت در آن مفصل سه مرتبه تکرار می‌شد و در سومین حرکت زاویه R1 اندازه‌گیری می‌شد [۱۹] که با استفاده از گونیامتر

الگوهای هم‌انقباضی (Co-contraction) عضلانی بین افراد سالم و بیماران با آسیب ضایعه مغزی در حین راه رفتن مشاهده شده است [۸-۱۱]. افزایش هم‌انقباضی عضلانی در هر دو گروه، زمانی ایجاد می‌شود که فرد درصدد کسب مهارت جدید بوده [۱۲] و یا احساس عدم ثبات نماید [۱۳]. اگرچه تأثیرات منفی هم‌انقباضی عضلانی مثل افزایش لود فشاری مفصلی و کاهش انعطاف‌پذیری حرکات می‌تواند باعث کاهش تطابق حرکات گردد [۱۴]. به عنوان مثال در بیماران مزمن، هم‌انقباضی عضلانی بین عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس داخلی در حین سیکل راه رفتن مانع راه رفتن می‌گردد [۱۵]. بعلاوه چون اسپاستی سیتی یک پدیده وابسته به سرعت است [۱۶]، واضح نیست که آیا تغییر سرعت راه رفتن، هم‌انقباضی عضلانی را بر اساس شدت اسپاستی سیتی تحت تأثیر قرار می‌دهد یا نه؟ هدف این تحقیق بررسی اثر افزایش سرعت راه رفتن بر هم‌انقباضی عضلانی بین عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس داخلی در زیرگروه‌های با شدت اسپاستی سیتی کم و زیاد در بیماران مبتلا به سکنه مغزی مزمن می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه ۱۹ فرد مبتلا به سکنه مغزی مزمن (زن ۶/ مرد ۱۳، میانگین سن  $54 \pm 7/37/55$  و شاخص توده بدنی  $29/10 \pm 4$ ) شرکت داشتند (جدول ۱)، که نمونه‌گیری از نوع نمونه‌گیری راحت و ساده بود و بیماران مراجعه‌کننده به کلینیک‌های دانشکده‌های توان‌بخشی تهران و ایران در این مطالعه شرکت کردند. شش ماه از زمان ابتلا به بیماری در آزمودنی‌ها گذشته بود و همه آن‌ها قادر به راه رفتن ده متر بدون کمک بودند. معیارهای خروج از مطالعه شامل آفازی، بی‌اختیاری ادراری بود و هر گونه شرایطی غیر از سکنه مغزی بود که مانع راه رفتن آن‌ها بشود. آزمودنی‌ها به صورت داوطلبانه پس از کسب رضایت آگاهانه و به جهت دارا بودن شرایط ورود به مطالعه و مشخصه‌هایی که برای خروج از

استفاده می‌گردید. به طوری که برای تعیین حداکثر انقباض عضلانی آزمودنی‌ها در حالت نشسته بودند و با زانوی نود درجه فلکشن ابتدا به عضله گاستروکنمیوس داخلی با دست درمانگر به مدت ده ثانیه مقاومت داده می‌شد و سه بار تکرار می‌شد، سپس فرد، بین تکرارها، سی ثانیه استراحت می‌کرد و از عضله تیبیالیس قدامی حداکثر انقباض عضلانی گرفته می‌شد و میانگین سه تکرار در هر عضله به عنوان معیار در نظر گرفته می‌شد. از شاخص هم‌انقباضی عضلانی (RMS نرمال شده عضله گاستروکنمیوس داخلی / RMS نرمال شده عضله تیبیالیس قدامی) برای تعیین انقباض هم‌زمان عضلات در مرحله push off فاز ایستایش راه رفتن استفاده شده است. از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی برای نرمال‌سازی داده‌های عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی استفاده گردیده است [۲۲].

آزمون اصلی بدین صورت بود که افراد بیمار ابتدا کمربند محافظتی را می‌پوشیدند، این کمربند، هیچ تنش بر روی بیمار ایجاد نمی‌کرد و صرفاً جهت اطمینان و محافظت بیمار استفاده می‌شد. سپس افراد بر روی تردمیل (TUNTURI OY Ltd EN 957 class SA T90) قرار می‌گرفتند و قبل از انجام آزمون به مدت دو دقیقه و با سرعت انتخابی خود راه می‌رفتند، بعد از آن آزمون شروع می‌شد که شامل سه حالت بود که آزمودنی‌ها در 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 و میانگین سه گام میانی از این فعالیت ثبت شده برای آنالیز استفاده می‌گردید. به خاطر جلوگیری از خستگی عضلانی بعد از هر حالت فرد به مدت دو دقیقه استراحت می‌کرد، ضمناً برای جلوگیری از تداخل اثرات حالت‌های مختلف، حالات به ترتیب تصادفی به آزمودنی‌ها داده می‌شد. در این مطالعه، ابتدا رابطه اسپاستی سیتی با سرعت‌های مختلف راه رفتن بیماران (جدول ۲) سنجیده شده

زایوها ثابت می‌گردید به طوری که آزمونگر مفصل مچ پا را از حداکثر پلانٹارفلکشن به حداکثر دورسی فلکشن حرکت می‌داد و بازوی ثابت گونیامتر را موازی محور طولی استخوان نازک نی و بازوی متحرک را موازی محور طولی پاشنه و محور گونیامتر بر روی قوزک خارجی قرار می‌داد. با توجه به این که سرعت راه رفتن افراد بیمار در جلسه اول تعیین گردیده بود، در جلسه دوم شروع به نصب الکترودها، فوت سوئیچ‌ها و انجام آزمون اصلی می‌شد.

در روز دوم مراجعه، بعد از تعیین اسپاستیسته عضلانی، فرد برای نصب الکترودهای سطحی آماده می‌گردید، که شامل برداشتن موهای زائد و تمیز کردن پوست منطقه می‌بود. به منظور اندازه‌گیری سطح فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی و 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. نحوه الکتروگذاری بر مبنای روش SENIAM بوده است [۲۰] و از الکترودهای سطحی دو قطبی نقره و کلرید نقره جهت عضلات گاستروکنمیوس داخلی، تیبیالیس قدامی استفاده می‌شد.

برای تعیین مرحله‌های راه رفتن و مرحله push off از فوت سوئیچ [۲۱] 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 را حین راه رفتن در مرحله push off در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف بر روی تردمیل ثبت کرد، که جدا شدن پاشنه از روی زمین مرحله heel rise و جدا شدن انگشتان از روی زمین مرحله toe off از طریق فوت سوئیچ‌ها گزارش می‌شد. برای تعیین سطح فعالیت عضلانی از شاخص RMS استفاده می‌شد که سطح فعالیت عضلانی در فاصله heel rise تا toe off، در نظر گرفته می‌شد، ضمناً از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی برای نرمال‌سازی داده‌های عضلات گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس قدامی

از طریق آزمون Shapiro-Wilk بررسی شده است. کل آنالیز آماری با نرم‌افزار MLwin (۲/۲۷) با معناداری  $p < 0.05$  انجام شده است.

و سپس از Linear Mixed Model (LMM) برای بررسی تأثیر افزایش سرعت راه رفتن بر نسبت هم‌انقباضی عضلانی در زیر گروه‌های با تاردیو  $\leq 2$  و تاردیو  $> 2$  استفاده شده است. نرمال بودن داده‌ها هم از طریق چشمی توسط رسم Q-Q و نیز

جدول ۱. مشخصات بیماران مبتلا به سکتة مغزی مزمن

افراد	سن (سال)	جنس	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی	مدت زمان بعد از بیماری (ماه)	فوگل مایر (حداکثر ۳۴)	مقیاس تاردیو (حداکثر ۴)	سمت مبتلا	وسیلة کمکی
۱	۶۴	مرد	۱۶۸	۷۸	۲۷/۶۴	۲۵	۲۶	۲	راست	-
۲	۵۱	مرد	۱۹۰	۹۳	۲۵/۷۶	۴۲	۲۹	۲	راست	-
۳	۴۶	زن	۱۶۰	۷۵	۲۹/۳۰	۳۶	۲۵	۳	راست	-
۴	۴۹	زن	۱۶۵	۵۶	۲۰/۵۷	۱۳۲	۲۵	۱	چپ	-
۵	۶۵	مرد	۱۶۸	۷۵	۲۶/۵۷	۸۷	۲۰	۲	چپ	عصا
۶	۴۵	مرد	۱۷۵	۱۱۰	۳۵/۹۲	۷۲	۲۴	۲	چپ	-
۷	۵۳	مرد	۱۵۴	۸۸	۳۷/۱۱	۴۸	۲۵	۱	راست	-
۸	۴۸	مرد	۱۷۱	۷۴	۲۵/۳۱	۲۴	۲۲	۲	راست	-
۹	۵۷	مرد	۱۶۵	۸۰	۲۹/۳۸	۴۸	۳۳	۲	راست	-
۱۰	۴۹	مرد	۱۶۸	۱۰۱	۳۵/۷۹	۸۴	۲۴	۰	راست	عصا
۱۱	۶۶	زن	۱۵۶	۷۰	۲۸/۷۶	۲۴	۲۳	۱	چپ	عصا
۱۲	۵۴	زن	۱۶۰	۶۶	۲۵/۷۸	۶۰	۳۰	۱	چپ	-
۱۳	۶۹	مرد	۱۷۰	۷۲	۲۴/۹۱	۹۶	۲۷	۳	چپ	-
۱۴	۵۳	مرد	۱۷۰	۸۰	۲۷/۶۷	۱۵۶	۲۱	۲	راست	-
۱۵	۴۵	زن	۱۶۲	۸۵	۳۲/۳۹	۴۸	۱۶	۲	راست	ارتز
۱۶	۵۷	زن	۱۶۰	۸۰	۳۱/۲۵	۷	۲۴	۱	راست	عصا
۱۷	۶۲	مرد	۱۷۸	۸۵	۲۶/۸۳	۲۴	۲۸	۱	راست	-
۱۸	۶۱	مرد	۱۵۲	۶۰	۲۵/۹۷	۳۶	۲۶	۱	راست	-
۱۹	۵۸	مرد	۱۶۸	۱۰۰	۳۵/۸۶	۴۰	۲۸	۱	چپ	-
میانگین / انحراف معیار	$55/37 \pm$	۱۳ مرد / ۶ زن	۱۶۶/۲۶	$80/42 \pm$	$29/1 \pm$	$57/31 \pm$	$25/05 \pm$	-	-	-
میانگین / انحراف معیار	$7/34 \pm$	۱۳ مرد / ۶ زن	۱۶۶/۲۶	$80/42 \pm$	$29/1 \pm$	$57/31 \pm$	$25/05 \pm$	-	-	-
میانگین / انحراف معیار	$54 \pm$	-	۱۶۷	۸۰	۲۷/۶۷	۴۸	۲۵	-	-	-
درصد	-	۶۸٪ مرد	-	-	-	-	-	۵۲٪ تاردیو $\leq 2$	۶۳٪ راست	۲۶٪ وسیلة کمکی

جدول ۲. مشخصات سرعت‌های مختلف در بیماران

افراد	سرعت انتخابی راه رفتن (متر بر ثانیه)		
	روی زمین	تردمیل	تردمیل +۲۰٪
۱	۰/۸۲	۰/۵۶	۰/۶۷
۲	۱/۳۰	۰/۳۳	۰/۴۶
۳	۰/۳۴	۰/۲۲	۰/۳۰
۴	۱/۰۴	۰/۲۷	۰/۳۷
۵	۰/۴۵	۰/۱۳	۰/۱۸
۶	۰/۹۳	۰/۲۷	۰/۳۷
۷	۰/۷۰	۰/۱۹	۰/۲۷
۸	۰/۴۸	۰/۱۴	۰/۲۰
۹	۰/۸۱	۰/۴۴	۰/۶۰
۱۰	۰/۷۳	۰/۱۴	۰/۲۰
۱۱	۰/۴۶	۰/۱۴	۰/۲۰
۱۲	۰/۹۳	۰/۲۲	۰/۳۰
۱۳	۰/۸۵	۰/۲۰	۰/۲۸
۱۴	۰/۶۰	۰/۱۴	۰/۲۰
۱۵	۰/۳۱	۰/۱۴	۰/۲۰
۱۶	۰/۳۸	۰/۱۴	۰/۲۰
۱۷	۰/۵۷	۰/۲۲	۰/۳۰
۱۸	۰/۵۰	۰/۲۷	۰/۳۷
۱۹	۰/۶۵	۰/۲۷	۰/۳۷
میانگین ± انحراف معیار	۰/۲۷ ± ۰/۶۷	۰/۱۱ ± ۰/۲۳	۰/۱۳ ± ۰/۲۸

اسپاستی سیتی  $\leq 2$  با افزایش سرعت مقدار p معنادار شده است یعنی با افزایش سرعت کاهش نسبت فعالیت TA/MG دیده شده است.

## نتایج

با توجه به جدول ۳ هیچ‌گونه رابطه‌ای بین سرعت‌های مختلف راه رفتن با اسپاستی سیتی در مطالعه اخیر وجود نداشته است. ضمناً طبق جدول ۴ و شکل ۱، در گروه با

جدول ۳. بررسی رابطه سرعت‌های مختلف راه رفتن با اسپاستی سیتی در گروه بیمار

#	سرعت راه رفتن انتخابی روی زمین (متر بر ثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل (متر بر ثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل + ۲۰٪ (متر بر ثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل + ۴۰٪ (متر بر ثانیه)
همبستگی پیرسون	-۰/۰۲۵	۰/۱۸۲	۰/۱۸۱	۰/۱۸۴
مقدار p	۰/۹۲۰	۰/۴۵۵	۰/۴۵۹	۰/۴۵۵
تعداد	۱۹	۱۹	۱۹	۱۹

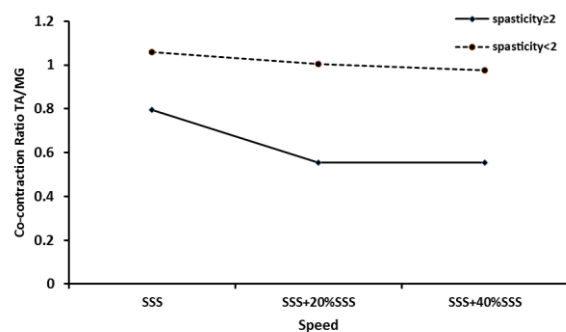
جدول ۴. نتایج آنالیز Linear Mixed Model برای نسبت RMS عضله تیبیالیس قدامی به عضله گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلا در گروه بیماران بر

اساس شدت اسپاستی سیتی

اسپاستی سیتی $\geq 2$			اسپاستی سیتی $\leq 2$			
ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب	خطای معیار	مقدار P	
۰/۷۹۶	۰/۱۹۷	$< 0/001$	۱/۰۵۸	۰/۴۵۱	۰/۰۱۹	مقدار ثابت
-۰/۲۴	۰/۰۸۲	۰/۰۰۳	-۰/۰۵۴	۰/۱۱۰	۰/۶۲۳	سرعت انتخابی فرد +۲۰٪ (متر بر ثانیه)
-۰/۲۴۳	۰/۰۸۴	۰/۰۰۴	۰/۰۸۲	۰/۱۱۵	۰/۴۷۶	سرعت انتخابی فرد +۴۰٪ (متر بر ثانیه)
اثر تصادفی		مقدار P	ضریب	خطای معیار	مقدار P	
واریانس			واریانس			بین افراد
۰/۳۱۸			۱/۵۸۱		۰/۰۴۸	

[۲۳]. اخیراً ارتباط هم انقباضی عضلانی با افزایش سن و سرعت راه رفتن در افراد سالم بیان شده است [۲۴]، این نشان دهنده این است که افراد مسن فعالیت زیادی از عضلات تیبیالیس قدامی و سولئوس در حین مرحله میانی فاز ایستایش در سرعت‌های مختلف نشان می‌دهند [۲۵]. در مطالعه انجام شده میانگین سن افراد ۵۵ سال بوده است و در محدوده افراد میانسال قرار می‌گیرند و شاید برای ایجاد هم‌انقباضی عضلانی زود بوده است.

درمانگران آگاه هستند که هر استراتژی که بازده حرکتی حین راه رفتن را افزایش دهد می‌تواند عوارضی بر هم‌انقباضی عضلانی داشته باشد [۲۶]. بنابراین درمانگران می‌توانند با استفاده از تردمیل و ساپورت بالای سر به بیماران اجازه بدهند که با سرعت‌های بیش از سرعت انتخابیشان راه بروند. حائز اهمیت است که یادآور بشویم نتایج این مطالعه همسو با مطالعات قبلی [۲۷] است که با افزایش سرعت تردمیل تا ۴۰٪، فعالیت عضله تیبیالیس قدامی در فاز ایستایش به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش نمی‌یابد و می‌تواند درمانگران را تشویق به راه بردن بیمارانشان با سرعت بالا بدون بدتر کردن فعالیت عضله تیبیالیس قدامی شود. نتایج حاصل از این مطالعه موافق با مطالعات قبلی می‌باشد که نشان داده‌اند افزایش سرعت راه رفتن در روی زمین در فازهای تحت حاد و یا مزمن، الگوهای حرکتی را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. نتایج حاصل، نتایج مطالعات قبلی را تقویت می‌نماید که بیماران سکنه مغزی را در فاز مزمن تشویق به راه رفتن در



\*SSS: Self Selected Speed

شکل ۱. نسبت هم انقباضی عضلانی در دو گروه اسپاستی سیتی  $> 2$  و اسپاستی سیتی  $\leq 2$

## بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه به بررسی اثر افزایش سرعت راه رفتن بر هم‌انقباضی عضلانی بین عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس داخلی در زیرگروه‌های با شدت اسپاستی سیتی کم و زیاد در بیماران مبتلا به سکنه مغزی مزمن پرداخته شده است. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلای بیماران با افزایش سرعت راه رفتن، افزایش پیدا کرده است. در واقع در این مطالعه، فعالیت عضلات پلاتنارفلکسور در سمت مبتلا با افزایش سرعت افزایش پیدا کرده است. اما افزایشی در فعالیت عضله تیبیالیس قدامی مشاهده نگردیده است. مطالعات مختلف وجود هم‌انقباضی عضلانی را در عضلات پلاتنارفلکسور و دورسی فلکسور در مرحله ایستایش در افراد سالم را گزارش کرده‌اند

مقیاس تاردیو بدون وجود حس‌کننده‌ها سنجیده شده است [۳۵]. اگرچه نتایج حاصل از مطالعه اخیر پیشنهاد می‌کند که رابطه‌ای بین اسپاستی سیتی و افزایش سرعت راه رفتن در زیر گروه با شدت اسپاستی سیتی بالا وجود داشته است، فهم ما را از اثر اسپاستی سیتی پلاتنارفلکسور می‌چسپا به راه رفتن را بیش‌تر می‌کند. به علاوه افزایش در سرعت راه رفتن به نظر می‌آید که طول گام‌ها را افزایش دهد [۲۷] که می‌تواند در اثر افزایش استرج بر روی پلاتنارفلکسور و ایجاد افزایش فعالیت الکترومیوگرافی در نتیجه افزایش انقباض عضلانی اکسنتریک باشد.

اگر چه داده‌های کینماتیک از این مطالعه جمع‌آوری نگردیده است، مطالعات قبلی بیانگر این بوده‌اند که قله دورسی فلکشن سریع در سرعت‌های بالای راه رفتن اتفاق می‌افتد [۳۲]، بنابراین سرعت بالای دورسی فلکشن در حین فاز ایستایش باعث استرج سریع پلاتنارفلکسورها می‌شود که می‌تواند باعث فعالیت بالای عضله گاستروکنمیوس داخلی گردد. مطالعات بعدی مورد نیاز است تا سهم اسپاستی سیتی در نیروی جلو برنده بدن و مفید و غیر مفید بودن آن را مورد بررسی قرار دهد.

محدودیت‌های پژوهش. به‌خاطر این‌که افراد این مطالعه مقیاس فولگل-مایر نسبتاً بالایی با حالت مزمنی بالا را دارند، نتایج این مطالعه نمی‌تواند تعمیم به عموم داده شود به‌ویژه در افراد با عمل‌کرد پایین در بیماران حاد و تحت حاد که ممکن است پاسخ‌های متفاوتی به سرعت‌های بالای راه رفتن بدهند. استفاده از حس‌کننده‌ها نیز در کنار مقیاس تاردیو در مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود تا درک صحیح‌تری از اسپاستی سیتی ارائه شود.

در این مطالعه، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلای بیماران با افزایش سرعت راه رفتن، افزایش پیدا کرده است. در واقع در این مطالعه، فعالیت عضلات پلاتنارفلکسور در سمت مبتلا با افزایش سرعت افزایش پیدا کرده است. اما افزایشی در فعالیت عضله تیبیالیس قدامی مشاهده نگردیده است. بنابراین طبق

سرعت‌های بالا نموده‌اند. علاوه بر تفاوت در مزمن بودن افراد و محیط راه رفتن (روی زمین یا تردمیل)، مطالعه اخیر افزایش سرعت از پیش تعیین شده‌ای برخلاف مطالعه Lamontagne ارائه داده است، اما مطالعه وی به بیماران اجازه می‌داده است که سرعت بالای راه رفتن خود را روی زمین تعیین نمایند. بر اساس این مطالعه ما نمی‌توانیم نظری در مورد احتمال اعمال سرعت‌های بالای راه رفتن ۴۰٪ سرعت انتخابی افراد بدهیم که ممکن است الگوهای فعالیت عضلانی را حین راه رفتن مختل نماید.

افزایش فعالیت عضله گاستروکنمیوس (پایین بودن نسبت هم‌انقباضی عضلانی) با افزایش سرعت راه رفتن تا ۴۰٪ سرعت راه رفتن در زیر گروه با اسپاستی سیتی بالا (تاردیو  $\leq 2$ ) نشان داده است که اسپاستی سیتی پلاتنارفلکسورها به علت اثر دورسی فلکشن مرحله قبل از push-off ممکن است به افراد اجازه استفاده از ویژگی وابسته به سرعت اسپاستی سیتی را داده باشد که عضله فعالیت زیادی در مرحله push-off را تولید نماید. اسپاستی سیتی عضلات پلاتنارفلکسور سمت مبتلا گزارش شده است که نشانگر مهمی از سرعت راه رفتن انتخابی در بیماران مزمن می‌باشد [۲۸] و بعضی از مطالعات نیز اعتقاد به بهبود سرعت راه رفتن در پاسخ به کاهش اسپاستی سیتی دارند [۲۹-۳۲]. تناقضاتی بین مطالعات وجود دارد که بعضی‌ها معتقدند که هیچ رابطه‌ای بین اسپاستی سیتی عضلات پلاتنارفلکسور سمت مبتلا و سرعت راه رفتن انتخابی وجود ندارد [۳۳، ۳۴]. یک رابطه منفی بین سرعت راه رفتن انتخابی و شدت اسپاستی سیتی در افراد مزمن در بیماران کم‌تر از یک‌سال مبتلا به این بیماری گزارش شده است. بنابراین انتظار می‌رفته است که بیماران با میزان اسپاستی سیتی بالای پلاتنارفلکسورها قادر به راه رفتن نرم نبوده و پای مبتلا را نتوانند به جلو سوق دهند [۲۸]. در مطالعه اخیر، هیچ رابطه‌ای بین شدت اسپاستی سیتی و افزایش سرعت راه رفتن در هر شرایطی یافت نشده است، به نظر می‌آید که چنین رابطه‌ای در بیماران با وضعیت خیلی مزمن بیش از ۵۷ ماه وجود نداشته باشد. البته این کاهش رابطه با حساسیت محدود

[14] Busse ME, Wiles CM, RW. VD. Muscle co-activation in neurological conditions. *Phys Ther Rev* 2005; 10: 247-253.

[15] Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 2003; 18: 47-55.

[16] Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology* 1980; 30: 1303-1313.

[17] Kim H, Her J, Ko J, Park D, Woo J, You Y, Choi Y. Reliability, concurrent validity, and responsiveness of the fagl-mayer assesment (FMA) for hemiplegic patients. *J phys Ther Sci* 2012; 24: 893-899.

[18] Singh P, Joshua AM, Ganeshan S, Suresh S. Intra-rater reliability of the modified Tardieu scale to quantify spasticity in elbow flexors and ankle plantar flexors in adult stroke subjects. *Ann Indian Acad Neurol* 2011; 14: 23-26.

[19] Fosang AL, Galea MP, McCoy AT, Reddihough DS, Story I. Measures of muscle and joint performance in the lower limb of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003; 45: 664-670.

[20] Hermens HJ, Freriks B, Merletti R. SENIAM8. European recommendations for surface electromyography. enschede: Roessingh Research and Development; 1999.

[21] Detrembleur C1, 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.

[22] 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.

[23] Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait posture* 2009; 31: 355-359.

[24] 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.

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

[26] Rosa MC, Marques A, Demain S, Metcalf CD. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 2014; 24: 1-10.

[27] Lamontagne A, Fung J. Faster is better implications for speed-intensive gait training after stroke. *Stroke* 2004; 35: 2543-2548.

[28] Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1185-1193.

[29] Hesse S, Jahnke MT, Luecke D, Mauritz KH. Short-term electrical stimulation enhances the effectiveness of Botulinum toxin in the treatment of lower limb spasticity in hemiparetic patients. *Neurosci Lett* 1995; 201: 37-40.

[30] Reiter F, Danni M, Lagalla G, Ceravolo G, Provinciali L. Low-dose botulinum toxin with ankle taping for the treatment of spastic equinovarus foot after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 532-535.

[31] Hesse S, Krajnik J, Luecke D, Jahnke MT, Gregoric M, Mauritz KH. Ankle muscle activity before and after botulinum toxin therapy for lower limb extensor spasticity in chronic hemiparetic patients. *Stroke* 1996; 27: 455-460.

[32] Koopman B, van Asseldonk EH, van der Kooij H. Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support. *J Biomech* 2014; 47: 1447-1458.

مطالعه حاضر می‌توان گفت که بیماران را می‌شود تشویق به راه رفتن با سرعت بالای ۴۰٪ سرعت انتخابیشان نمود بدون این‌که عارضه‌ای روی فعالیت عضله تیبیالیس قدامی داشته باشد.

## تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از تمامی آزمودنی‌های این مطالعه و همچنین آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، نهایت سپاس و قدردانی خود را اعلام می‌دارند.

## منابع

[1] Andrews AW, Bohannon RW. Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clin Rehabil* 2000; 14: 79-87.

[2] Flansbjerg UB, Holmback AM, Downham D, Patten C, Lexell J. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med* 2005; 37: 75-82.

[3] Wall JC, Ashburn A. Assessment of gait disability in hemiplegics. *Hemiplegic gait. Scand J Rehabil Med* 1979; 11: 95-103.

[4] Keenan MA, Perry J, Jordan C. Factors affecting balance and ambulation following stroke. *Clin Orthop Relat Res* 1984: 165-171.

[5] von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings E Jr., Nickel VL. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev* 1995; 32: 25-31.

[6] Lamontagne A. A closer look at electromyographic correlates of locomotor performance after stroke. *Clin Neurophysiol* 2006; 117: 1-3.

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

[8] Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture* 2002; 15: 244-255.

[9] Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 407-415.

[10] den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture* 2004; 19: 270-278.

[11] Prosser LA, Lee SC, VanSant AF, Barbe MF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Phys Ther* 2010; 90: 986-997.

[12] Vereijken B, Emmerik REaV, Whiting HT, KM. N. Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *J Motor Behav* 1992; 24: 133-142.

[13] Nakazawa K, Kawashima N, Akai M, Yano H. On the reflex coactivation of ankle flexor and extensor muscles induced by a sudden drop of support surface during walking in humans. *J Appl Physiol* 2004; 96: 604-611.



maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 1999; 78: 123-130.

[35] Paulis WD, Horemans HL, Brouwer BS, Stam HJ. Excellent test-retest and inter-rater reliability for Tardieu Scale measurements with inertial sensors in elbow flexors of stroke patients. *Gait Posture* 2011; 33: 185-189.

[33] Levin MF, Hui-Chan CW. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992; 85: 131-142.

[34] Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and

## Effects of increasing walking speed on ankle muscle co-contraction based on spasticity severity in chronic stroke patients

Roghayeh Mohammadi (Ph.D)<sup>\*1</sup>, Solmaz Mohammadzadeh Nanekaran (M.Sc)<sup>2</sup>

1 - Neuromuscular Rehabilitation Research Center and Rehabilitation Faculty, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

2 - Occupational Therapist in Welfare Organization, Ardabil, Iran

(Received: 16 Jan 2016; Accepted: 5 Jul 2016)

**Introduction:** Plantar flexor 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 phase of gait following stroke. The aim of the present study was to examine the effects of walking on a treadmill at varying speeds on ankle muscle activation in stroke survivors and to compare the effect of increasing speed on plantar flexor muscle activity in subject groups in relation to spasticity severity.

**Materials and Methods:** Nineteen stroke survivors (13M/6F) walked on a standard treadmill at three different speeds (self-selected, self-selected+20%, self-selected+40%). The electromyographic activity of *Medial Gastrocnemius (MG)*, and *Tibialis anterior (TA)* muscles recorded at push off phase of the gait.

**Results:** In the high spasticity subgroup (Tardieu scale  $\geq 2$ ), paretic MG activity increased as walking speed increased ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** Our data indicates that individuals with stroke can be safely trained on a treadmill to walk 20-40% above the self-selected pace to improve MG output without adversely affecting TA output.

**Keywords:** walking; Electromyographict Stroke

---

\* Corresponding author. Tel: ++98 9143570295  
mohamadpt@gmail.com