تأثیرات شیب و سرعت تردمیل بر فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن

رقیه محمدی [۱*] (Ph.D)، سعید طالبیان [۲] (Ph.D)، سمانه علی‌آبادی [۳] (M.Sc)، میرسعید یکانی‌نژاد [۴] (Ph.D)، محمدرضا هادیان [۲] (Ph.D)

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

۲- دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی موثر بر سلامت، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، بیرجند، ایران

۴- گروه آمار، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

چکیده

هدف: عضلات پلانتارفلکسور نیروی جلوبرنده بدن را در نیمه دوم مرحله ایستایش راه رفتن مهیا می‌کنند، هر گونه نقص در بازده این عضلات منجر به نیروی جلوبرنده بدن ناکافی در مرحله push off در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن می‌گردد، بنابراین استفاده از استراتژی‌های لازم برای بهبود بازده عضلات پلانتارفلکسور حائز اهمیت می‌باشد. این مطالعه تأثیر شیب‌ها و سرعت‌های مختلف بر فعالیت الکترومیوگرافی عضله گاستروکنمیوس داخلی حین راه رفتن در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن را بررسی کرده است.

مواد و روش‌ها: ۱۹ بیمار سکته مغزی (۱۳مرد / ۶زن: با میانگین سن: ۵۵/۳۷±۷/۵۴ سال و شاخص توده بدنی: ۲۹/۱۰±۴/۵۲ کیلوگرم بر مترمربع) در سرعت‌های مختلف (سرعت انتخابی، سرعت انتخابی +۲۰٪، سرعت انتخابی +۴۰٪) و شیب‌های مثبت مختلف (صفر، سه و شش درجه) روی تردمیل راه رفتند و فعالیت الکترومیوگرافی (RMS) عضله گاستروکنمیوس داخلی در مرحله push off راه رفتن ثبت گردید.

یافته‌ها: از مدل خطی مختلط برای آنالیز استفاده شد و فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی با افزایش سرعت راه رفتن در سمت مبتلا افزایش پیدا کرد (p<۰/۰۵)، هم‌چنین فعالیت این عضله در سمت غیر مبتلا با افزایش شیب تردمیل افزایش پیدا نمود (p<۰/۰۵)، ولی فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلا با افزایش شیب، افزایش پیدا نکرد (p>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌آید که افراد بیمار سکته مغزی مزمن استراتژی‌های مختلفی در هر سمت بدن در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف به‌کار می‌گیرند.

واژه‌های کلیدی: سکته مغزی، الکترومیوگرافی، تست ورزش، راه رفتن، محدودیت حرکتی

مقدمه

یکی از رایج‌ترین اختلالات بعد از سکته مغزی ضعف عضلات یک‌طرف بدن می‌باشد [۱] که کاهش فعالیت عضلات یک‌طرف بدن به ویژه عضلات پلانتارفلکسور مرتبط با اختلال کنترل حرکتی و کاهش وزن‌اندازی و استفاده از اندام مبتلا می‌باشد [۲]. کاهش فعالیت عضلات پلانتارفلکسور باعث

* نویسنده مسئول، تلفن: ۰۹۱۴۳۵۷۰۲۹۵

Email: mohamadipt@gmail.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۱۱/۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۷/۴

کاهش نیروی جلوبرنده در فاز دوم مرحله ایستایش راه رفتن می‌شود و منجر به کاهش این نیرو بعد از سکته مغزی می‌گردد [۳]. بنابراین کاهش فعالیت این عضلات منجر به حرکت جبرانی توسط عضلات فلکسور هیپ می‌گردد [۴]. از استراتژی‌های موثر در افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی به‌ویژه عضلات پلانتارفلکسور و نیروی جلوبرنده بدن در حین راه رفتن، استفاده از شیب در دامنه‌های ۵-۲۱ درجه است [۵-۱۰]. افزایش زاویه شیب تا هشت درجه و بیش‌تر، باعث افزایش عمده نیروی جلوبرنده بدن و گشتاور پلانتار فلکشن در مرحله push-off در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح هموار می‌شود که این امر به نوبه خود، موجب افزایش گشتاور پلانتار فلکشن همراه با افزایش فعالیت عضله گاستروکنمیوس می‌گردد [۹،۷،۶]. بیش‌تر تحقیقات به پاسخ‌های عصبی-عضلانی و بیومکانیکی در زمان راه رفتن بر روی سطوح شیب‌دار در افراد سالم پرداخته‌اند، تحقیقات زیادی در رابطه با تأثیر سطح شیب‌دار در افراد با اختلالات عصبی-عضلانی و به‌ویژه در افراد سکته‌ای مزمن انجام نشده است. Werner و همکاران در سال ۲۰۰۷ با هدف بررسی تاثیر درجات شیب تردمیل بر راه رفتن بیماران سکته مغزی مطالعه‌ای را انجام دادند ولی هیچ تغییری در الگوی فعالیت عضلات پا پیدا نکردند [۶]. Phadke و همکاران در سال ۲۰۱۲ اثر سطح شیب‌دار را بر روی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پلانتارفلکسور بیماران سکته مغزی در مرحله انتهایی مرحله ایستایش و هم‌چنین اثر آن بر نیروی جلوبرنده بدن و فعالیت عضلات پلانتارفلکسور در راه رفتن بر روی سطح زمین را مورد بررسی قرار دادند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پلانتارفلکسور عمدتاً در دوونیم و پنج درجه شیب تردمیل در مقایسه با حالت بدون شیب در افراد سالم و در بیماران سکته مغزی در طرف غیر مبتلا، زیاد گزارش شده است [۷]، 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 [۱۱] با توجه به افزایش فعالیت الکترومیوگرافی در سمت سالم و گروه کنترل در مطالعه Phadk، به نظر می‌رسد که احتمال افزایش فعالیت در سمت مبتلا در شیب‌ها و سرعت‌های بالا می‌تواند وجود داشته باشد.

حال با این فرض که در افراد سالم فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در شیب‌ها و سرعت‌های بالای راه رفتن افزایش می‌یابد بنابراین طراحی مطالعه‌ای که بتواند نشان دهد که آیا ترکیب شیب‌ها و سرعت‌های راه رفتن متفاوت، باعث تغییر فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در مرحله push off در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن می‌شود حائز اهمیت است.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه از ۱۹ فرد مبتلا به سکته مغزی مزمن (زن ۶ / مرد ۱۳، میانگین سن ۷/۵۴±۵۵/۳۷ و شاخص توده بدنی ۴±۲۹/۱۰) استفاده شده است (جدول ۱) که نمونه‌گیری از نوع نمونه‌گیری راحت و ساده بود و از بیماران مراجعه‌کننده به کلینیک‌های دانشکده‌های توانبخشی تهران و ایران استفاده شده است. 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، عدم ثبات شرایط پزشکی فرد و یا تاریخچه هر گونه افتادن و اختلال حسی اندام‌های تحتانی بوده است و ضمناً هیچ کدام از آزمودنی‌ها شرایطی غیر از سکته مغزی که مانع از راه رفتن آن‌ها بشود را نداشتند. کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران این تحقیق را تصویب نموده و 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 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 سکته مغزی می‌باشد که در کلینیک و تحقیقات به منظور ارزیابی اختلال حرکتی به شکل گسترده‌ای استفاده می‌شود [۱۲]. در این مطالعه جهت ارزیابی حرکت اندام تحتانی از قسمت ارزیابی حرکتی مربوط به اندام تحتانی آن استفاده شده است. این ارزیابی شامل بخش‌های مختلفی از جمله فعالیت رفلکسی (۴ نمره)، الگوهای سینرژی‌های فلکسوری (۶ نمره)، اکستانسوری (۸ نمره)، حرکات همراه با سینرژی‌ها (۴ نمره)، حرکات بدون سینرژی‌ها (۴ نمره)، فعالیت رفلکس طبیعی (۲ نمره) و هماهنگی و سرعت (۶ نمره) می‌باشد [۱۲،۷].

در جلسه دوم مراجعه بیمار، از مقیاس اصلاح شده تاردیو برای ارزیابی اسپاستیسیته عضلات پلانتارفلکسور استفاده می‌شد [۱۴،۱۳]، با توجه به این‌که 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 [۱۵].

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 الکترودگذاری بر مبنای روش SENIAM بوده است، که الکترود بر روی قسمت برجسته عضلانی عضله گاستروکنمیوس داخلی در جهت فیبرهای عضلانی قرار داده می‌شد [۱۶] و از الکترودهای سطحی دو قطبی نقره و کلرید نقره جهت عضله گاستروکنمیوس داخلی استفاده می‌شد.

برای تعیین مرحله‌های راه رفتن و مرحله push off از فوت سوئیچ [۱۵] 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 مرحلهheel rise و جدا شدن انگشتان از روی زمین مرحله toe off، بر روی مانیتور لپ تاپ از طریق فوت سوئیچ‌ها گزارش می‌شد، در این مرحله اگر بیماری ابتدا با پنجه فرود می‌آمد با مشاهده داده‌های فوت سوئیچ از مطالعه خارج می‌شد. برای تعیین سطح فعالیت عضلانی از شاخص RMS استفاده می‌شد، به‌طوری‌که ابتدا داده‌های خام از عضلات ثبت می‌گردید و آن‌گاه با نرم‌افزار مخصوص دستگاه، داده‌ها به‌صورت سیگنالی به نام RMS در می‌آمدند که زیر منحنی این سیگنال در فاصله heel rise تا toe off، سطح فعالیت عضلانی در نظر گرفته می‌شد. ضمناً از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی برای نرمال‌سازی داده‌های عضله گاستروکنمیوس داخلی استفاده می‌گردید. به‌طوری‌که برای تعیین حداکثر انقباض عضلانی آزمودنی‌ها در حالت نشسته بودند و با زانوی نود درجه فلکشن، 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 میانگین سه تکرار در هر عضله به عنوان معیار در نظر گرفته می‌شد [۷] داده‌های الکترومیوگرافی توسط نرم‌افزار خاص از حالت خام به صورت عدد درآورده می‌شد و سپس به نرم‌افزار اکسل منتقل می‌گردید که پس از

میانگین‌گیری و یک سری عملیات ساده ریاضی کـه بـر روی آن‌ها انجـام مـی‌شـد و آن‌گـاه بـا نـرم‌افـزارMLwin آنـالیز می‌گردید.

آزمون اصلی بدین صورت بود که افراد بیمار ابتدا کمربنـد محافظتی را می‌پوشیدند، این کمربند، هیچ تنشی بر روی بیمار ایجاد نمی‌کرد و صرفاً جهت اطمینان و محافظت بیمار استفاده می‌شد. سپس افراد بر روی تردمیل قرار می‌گرفتند (شکل ۱) و قبل از انجام آزمون به مدت دو دقیقه در شیب صفر درجه و با سرعت انتخابی خود راه می‌رفتنـد، بعـد از آن آزمـون شـروع می‌شد که شامل نه حالت بود که آزمـودنی‌هـا در سـه حالـت شیب مثبت (صفر درجه، سه درجه و شـش درجـه) و در سـه سرعت (سرعت انتخابی راحت فرد، سـرعت انتخـابی راحـت فـرد +۲۰٪ افـزایش و سـرعت انتخـابی راحـت فـرد +۴۰٪ افزایش) به مدت دو دقیقه برروی تردمیل راه مـی‌رفتنـد و در ۱۵ ثانیه انتهایی هر حالت فعالیت الکترومیوگرافی از عضـلات مورد نظر در مرحله Push off ثبت می‌شد، به خاطر جلوگیری از خستگی عضلانی بعد از هر حالت فرد بـه مـدت دو دقیقـه استراحت می‌کرد، ضـمناً بـرای جلـوگیری از تـداخل اثـرات حالت‌های مختلف، حالات به ترتیب تصادفی به آزمـودنی‌هـا داده می‌شد.

جدول ۱. مشخصات بیماران مبتلا به سکتهٔ مغزی مزمن

افراد	سن (سال)	جنس	شاخص تودهٔ بدنی (مترمربع / کیلوگرم)	مدت زمان بعد از بیماری (ماه)	فوگل مایر (حداکثر ۳۴)	مقیاس تاردیو (حداکثر۴)	سمت مبتلا	وسیلهٔ کمکی
۱	۶۴	مرد	۲۷/۶۴	۲۵	۲۶	۲	راست	–
۲	۵۱	مرد	۲۵/۷۶	۴۲	۲۹	۲	راست	–
۳	۴۶	زن	۲۹/۳۰	۳۶	۲۵	۳	راست	–
۴	۴۹	زن	۲۰/۵۷	۱۳۲	۲۵	۱	چپ	–
۵	۶۵	مرد	۲۶/۵۷	۸۷	۲۰	۲	چپ	عصا
۶	۴۵	مرد	۳۵/۹۲	۷۲	۲۴	۲	چپ	–
۷	۵۳	مرد	۳۷/۱۱	۴۸	۲۵	۱	راست	–
۸	۴۸	مرد	۲۵/۳۱	۲۴	۲۲	۲	راست	–
۹	۵۷	مرد	۲۹/۳۸	۴۸	۳۳	۲	راست	–
۱۰	۴۹	مرد	۳۵/۷۹	۸۴	۲۴	۰	راست	عصا
۱۱	۶۶	زن	۲۸/۷۶	۲۴	۲۳	۱	چپ	عصا
۱۲	۵۴	زن	۲۵/۷۸	۶۰	۳۰	۱	چپ	–
۱۳	۶۹	مرد	۲۴/۹۱	۹۶	۲۷	۳	چپ	–
۱۴	۵۳	مرد	۲۷/۶۷	۱۵۶	۲۱	۲	راست	–
۱۵	۴۵	زن	۳۲/۳۹	۴۸	۲۰	۲	راست	ارتز
۱۶	۵۷	زن	۳۱/۲۵	۷	۲۴	۱	راست	عصا
۱۷	۶۲	مرد	۲۶/۸۳	۲۴	۲۸	۱	راست	–
۱۸	۶۱	مرد	۲۵/۹۷	۳۶	۲۶	۱	راست	–
۱۹	۵۸	مرد	۳۵/۸۶	۴۰	۲۸	۱	چپ	–
میانگین / انحراف معیار	۷/۳۴±۵۵/۳۷	۱۳مرد/۶ زن	۴/۵۲±۲۹/۱۰	۳۷/۹± ۵۷/۳۱	۳/۷۵±۲۵/۰۵	–	–	–
میانه	۵۴	–	۲۷/۶۷	۴۸	۲۵	–	–	–
درصد	–	٪۶۸ مرد	–	–	–	٪۵۲ تاردیو ≤۲	٪۶۳ راست	٪۲۶ وسیلهٔ کمکی

شکل ۱. فرد در حال انجام آزمون

آنالیز آماری. تأثیر شیب و سرعت بر شاخص فعالیت عضلانی، عضله گاستروکنمیوس داخلی 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 شده است. اثر متقابل بین سرعت‌ها و شیب‌های مختلف توسط Likelihood Ratio Test مورد سنجش واقع شده است.

نتایج

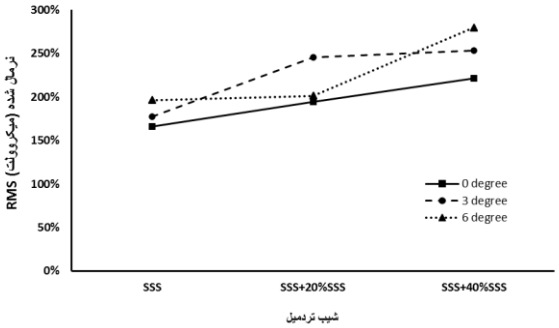
و با توجه به این‌که اثر متقابل داده‌های شیب و سرعت بر فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی معنی‌دار نبوده است ($p<۰/۲۰$)، به بیان اثرات اصلی این متغیرها پرداخته‌ایم. فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا با افزایش سرعت راه رفتن در همه شیب‌ها افزایش پیدا کرده است ($p=۰/۰۴۷$، ضریب رگراسیون= ۰/۳۳۶ و $p<۰/۰۰۱$، ضریب رگراسیون = ۰/۷۱، به ترتیب برای سرعت‌های ۲۰٪ و ۴۰٪ افزایش سرعت دلخواه، جدول ۲)، به‌طور جالب فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی با افزایش ۴۰٪ سرعت انتخابی فرد، بیش‌تر از افزایش ۲۰٪ سرعت انتخابی فرد بوده است ($p = ۰/۰۲۷$) (شکل ۲). همان‌طوری‌که در جدول ۲ نشان داده شده است، تمایل به افزایش فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی با افزایش شیب وجود داشته است گرچه این افزایش از نظر آماری معنادار نبوده است ($p=۰/۰۶$).

جدول ۲. نتایج آنالیز Linear Mixed Model برای RMS نرمال شدهٔ (میکروولت)، عضلهٔ گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا و سالم در بیماران سکتهٔ مغزی مزمن

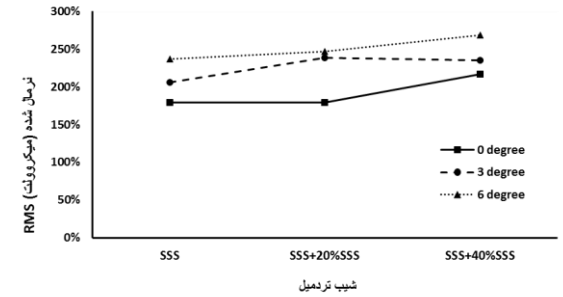
#	فعالیت گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا (میکروولت)			فعالیت گاستروکنمیوس داخلی سمت سالم (میکروولت)		
	ضریب	خطای معیار	مقدار P	ضریب	خطای معیار	مقدارP
مقدار ثابت	۱/۶۱۱	۰/۵۹۱	۰/۰۰۶	۱/۸۱۶	۰/۶۶۱	۰/۰۰۶
۰ درجه (مرجع)						
۳ درجه	۰/۳۱۲	۰/۱۶۷	۰/۰۶۲	۰/۳۶۵	۰/۱۳۰	۰/۰۰۵
۶ درجه	۰/۳۱۸	۰/۱۶۹	۰/۰۶۰	۰/۶۱۸	۰/۱۳۴	<۰/۰۰۱
سرعت انتخابی فرد (متربرثانیه)						
سرعت انتخابی فرد+۲۰٪(متربرثانیه)	۰/۳۳۶	۰/۱۶۹	۰/۰۴۷	۰/۱۵۱	۰/۱۳۱	۰/۲۴۹
سرعت انتخابی فرد+۴۰٪ متربرثانیه)	۰/۷۱	۰/۱۶۶	<۰/۰۰۱	۰/۳۴۱	۰/۱۳۰	۰/۰۰۹
اثر تصادفی	واریانس	خطای معیار	مقدارP	واریانس	خطای معیار	مقدارP
بین افراد	۶/۱۷۲	۲/۰۳۲	۰/۰۰۲	۷/۶۰۴	۲/۵۵۱	۰/۰۰۳

جدول شمارهٔ ۳. جدول مربوط به بررسی رابطهٔ سرعتهای مختلف راه رفتن با اسپاستی سیتی در گروه بیمار

	#	سرعت راه رفتن انتخابی روی زمین (متربرثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل (متربرثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل + ٪۲۰ (متربرثانیه)	سرعت راه رفتن انتخابی روی تردمیل + ٪۴۰ (متربرثانیه)
اسپاستی سیتی	همبستگی پیرسون	-۰/۰۲۵	۰/۱۸۲	۰/۱۸۱	۰/۱۸۴
	مقدارp	۰/۹۲۰	۰/۴۵۵	۰/۴۵۹	۰/۴۵۵
	تعداد	۱۹	۱۹	۱۹	۱۹



شکل ۱. تغییرات RMS نرمال شده با سرعت و شیب در عضلهٔ گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلای بیماران



شکل ۲. تغییرات RMS نرمال شده با سرعت و شیب در عضلهٔ گاستروکنمیوس داخلی در سمت سالم بیماران

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه به بررسی تأثیرات سرعت و شیب تردمیل بر سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضله گاستروکنمیوس داخلی مچ پا حین راه رفتن در بیماران سکته مغزی مزمن پرداخته شده است. قبل از این‌که درمورد نتایج به‌دست آمده بحث شود، در مورد ویژگی‌های مهم آزمودنی‌های این مطالعه به بحث و بررسی می‌پردازیم. متوسط سن ابتلا به سکته مغزی آزمودنی‌های این مطالعه، ۵۵ سال بوده و حداقل ۱۰ سال کم‌تر از بیماران سکته مغزی در ایالات متحده می‌باشند که تقریباً متوسط سن در آن‌جا بالای ۶۵ سال ذکر شده است [۱۷] و علی‌رغم جوان بودن آزمودنی‌های این مطالعه، آن‌ها در سرعتی کندتر از سرعت راه رفتن در جامعه یعنی با سرعت ۰/۶۸ متر بر ثانیه راه رفته‌اند [۱۸] که نشان‌دهنده اختلال راه رفتن و وضعیت محدود راه رفتن آن‌ها در جامعه می‌باشد.

تأثیر شیب در فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن

مطالعه انجام شده مطابق با نتایج مطالعات Phadke در سال ۲۰۱۲ و Werner در سال ۲۰۰۷ است که هیچ تغییری در فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی بیماران سکته مغزی در مقابل در سمت غیر مبتلا با افزایش شیب تردمیل به ۳ الی ۶ درجه، مقدار فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی افزایش یافته است (p=۰/۰۰۵، ضریب رگراسیون= ۰/۳۶۵ و p<۰/۰۰۱، ضریب رگراسیون= ۰/۶۱۸ به ترتیب برای شیب ۳ و ۶ درجه تردمیل، جدول ۲). فقط در سرعت‌های خیلی بالای راه رفتن (۴۰٪ افزایش سرعت انتخابی فرد)، تفاوت عمده‌ای (p=۰/۰۰۹) (جدول ۲) از فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در فاز push off در سمت غیر مبتلا گزارش شده است (شکل ۳).

در این مطالعه به بررسی رابطه سرعت‌های مختلف راه رفتن با اسپاستی‌سیتی عضله گاستروکنمیوس داخلی در گروه بیمار نیز پرداخته شده است، همان‌طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود هیچ‌گونه رابطه‌ای بین سرعت‌های مختلف راه رفتن با اسپاستی‌سیتی در مطالعه اخیر وجود نداشته است.

مزمن با افزایش شیب تا ۵ درجه و تا ۸٪ سطح شیب‌دار به ترتیب مشاهده نکرده بودند [۷،۶]. البته تفاوت‌هایی در طراحی مطالعه اخیر از نظر کلینیکی با مطالعات قبلی وجود داشته است. اولاً مراحل بیماری بین مطالعات مختلف، متفاوت بوده است. نتایج مطالعه اخیر از بیماران سکته مغزی مزمن اخذ گردیده است، در صورتی‌که Werner و همکارانش داده‌هایی از افراد تحت حاد ارائه داده‌اند. مرحله بیماری مسئله بسیار مهمی محسوب می‌شود زیرا نقص راه رفتن در بیماران سکته مغزی تا مرحله مزمن ادامه یافته و نقش خودش را در این مرحله بیش‌تر نشان می‌دهد. ثانیاً در مطالعه حاضر و مطالعه Phadke برخلاف مطالعه Werner فعالیت الکترومیوگرافی از هر دو اندام به صورت دوطرفه ثبت گردیده است، برخلاف مطالعه Werner ارزیابی دو طرفه فعالیت الکترومیوگرافی نشان داده است که افزایش در فعالیت الکترومیوگرافی به صورت غیرقرینه با افزایش فعالیت در سمت غیرمبتلا دیده شده است، بنابراین مطالعه حاضر پیشنهاد می‌کند که افزایش شیب تردمیل برای توانبخشی بیماران مزمن می‌تواند باعث افزایش عدم تقارن راه رفتن شده و استفاده جبرانی از سمت غیر مبتلا را حاصل کند، بنابراین نمی‌تواند از نظر کلینیکی مفید باشد. در نهایت تفاوت بعدی این مطالعه ثبت فعالیت الکترومیوگرافی از عضلات پلانتارفلکسور در انتهای مرحله ایستایش راه رفتن می‌باشد که توأم با نیروی جلوبرنده بدن بوده و برای به جلو بردن اندام است که در مقایسه با مطالعه Werner که عضلات تحمل‌کننده وزن اندام تحتانی را در کل مرحله ایستایش، مورد بررسی قرار گرفته است، انجام شده است. مطالعه حاضر هم‌چنین از شیب بالا و سرعت متوسط راه رفتن که پایین‌تر از سرعت راه رفتن افراد بیمار سکته‌ای در جامعه بوده و در مقایسه با مطالعه Werner و Phadke استفاده نموده است. مطابق با نتایج مطالعه اخیر و دو مطالعه قبل به نظر می‌آید که افزایش شیب تا ۶ درجه تأثیری بر فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا در بیماران سکته مغزی ندارد. بر اساس مطالعه انجام شده به نظر می‌آید که متخصصین فیزیوتراپی موفق در بهبود فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی سمت مبتلا در حین فاز push-off با افزایش شیب تردمیل نبوده‌اند.

تأثیر افزایش سرعت در فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در بیماران مبتلا به سکته مغزی مزمن

نتایج این مطالعه نشان داد که فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلا با افزایش سرعت راه رفتن تا ۲۰ الی ۴۰٪ در مقایسه با راه رفتن در سطح هموار افزایش یافته است. داده‌های این مطالعه و سایر مطالعات نشان داده است که تشویق بیماران به راه رفتن سریع (به جای استفاده از سطوح شیب‌دار) یک استراتژی است که ممکن است بازده بیش‌تری از عضله گاستروکنمیوس داخلی ایجاد نماید و باعث بهبودی راه رفتن شود [۲۰،۱۹]. یافته‌های این مطالعه، هم‌چنین مطالعات قبلی را تقویت می‌کند که سرعت‌های راه رفتن روی تردمیل می‌تواند الگوی کینماتیک را در بیماران سکته مغزی افزایش دهد [۱۹].

شاید یکی از دلائلی که می‌تواند باعث تفاوت در فعالیت عضلات در استفاده از شیب‌ها و سرعت‌های بالای راه رفتن شود مورفولوژی عضلانی بوده باشد که در افراد مختلف و جنس مختلف متفاوت است. Wall-Scheffler و همکارانش در سال ۲۰۱۰ با هدف ارزیابی سیستماتیک نقش مورفولوژی عضلانی در کاهش فعالیت عضلانی مطالعه‌ای را انجام دادند آن‌ها تأثیر افزایش سرعت راه رفتن در افزایش فعالیت عضلانی را به همراه افزایش شیب در عضلات پروگزیمال اندام تحتانی مشاهده کردند ولی مورفولوژی عضلانی را مؤثر بر این پدیده مطرح نمودند [۲۱]. Franz و همکاران نیز در سال ۲۰۱۲ مطالعه‌ای را انجام دادند که به بررسی سایر عضلات اندام تحتانی در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف در افراد سالم جوان پرداخته‌اند و نشان دادند که تغییرات فعالیت عضلات اکستانسور هیپ و مچ پا با ترکیب شیب و سرعت بالا، بیش‌تر می‌شود. منتها مطالعه انجام شده توسط این محققین بر روی افراد جوان سالم صورت گرفته است و استراتژی اتخاذ شده در افراد جوان احتمالاً با افراد میان‌سال و هم‌چنین با افراد بیمار متفاوت می‌باشد [۱۱]. مطالعه دیگری نیز که می‌تواند

تاثیر سرعت بالای راه رفتن در این بیماران را تایید نماید مطالعه Kesar و همکاران در سال ۲۰۱۱ است که با هدف مقایسه اثرات کوتاه‌مدت تحریک الکتریکی عضلات پلانتارفلکسور در سرعت‌های انتخابی و سریع قابل تحمل بیمار سکته مغزی مزمن بر روی تردمیل بوده است و نشان دادند که تحریک الکتریکی عضلات پلانتارفلکسور در سرعت سریع قابل تحمل فرد افزایش عمده‌ای در نیروی عکس‌العمل قدامی در مقایسه با حالت بدون تحریک با سرعت بالا را داشته است. بنابراین با بهبود جنبه‌های مختلف راه رفتن بیماران سکته مغزی با تحریک الکتریکی در سرعت بالا، احتمال استفاده از این متد در مداخلات درمانی راه رفتن بیماران پیشنهاد شده است [۲۲]، این مطالعه نیز به نوعی تأثیر سرعت را دخیل دانسته است و همسو با مطالعه حاضر می‌باشد.

سرعت راه رفتن واقعی که از حالت سرعت انتخابی فرد تا ۴۰٪ افزایش یابد در مطالعه اخیر ۰/۰۹ متر بر ثانیه می‌باشد که از نظر کلینیکی تغییر مهمی است [۲۳،۱۹]. داده‌های این مطالعه نشان داده است که افزایش سرعت راه رفتن تا ۴۰٪ سرعت راه رفتن انتخابی پتانسیل فعالیت بیماران مزمن را در مشارکت‌های اجتماعی را افزایش می‌دهد. بایستی به این نکته توجه کرد که متوسط سرعت راه رفتن افراد ۰/۶۸ متر برثانیه به طور عمده کندتر از حداقل سرعت اجتماعی افراد بیمار حاضر در فعالیت‌های اجتماعی است (۰/۸ متر بر ثانیه)، بنابراین آزمودنی‌ها از تمرین راه رفتن در سرعت‌های بالا نفع می‌برند. داده‌های این مطالعه همسو با مطالعه Lamontagne است [۲۴] ولی 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.

محدودیت‌های مطالعه

این مطالعه، گروه کنترل نداشته است، بنابراین برای بهتر شدن نتایج مطالعات آینده، پیشنهاد می‌شود که از گروه کنترل در کنار مطالعه مورد نظراستفاده گردد. به‌علاوه به‌خاطر این‌که افراد در این مطالعه نسبتاً مقیاس فوگل-مایر 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 تغییرات شیب تردمیل و سرعت‌های بالای راه رفتن بدهند.

در این مطالعه، اثر متقابل شیب و سرعت معنی‌دار نشده است و فعالیت الکترومیوگرافی عضله گاستروکنمیوس داخلی در سمت مبتلای گروه بیماران فقط با افزایش سرعت راه رفتن، افزایش پیدا کرده است. در سمت غیر مبتلای بیماران با افزایش شیب تردمیل، افزایش فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی مشاهده گردیده است.

در واقع در این مطالعه، فعالیت عضلات پلانتارفلکسور در سمت مبتلا با افزایش سرعت و در سمت غیر مبتلا با افزایش شیب افزایش پیدا کرده است. به نظر می‌آید که افراد بیمار سکته مغزی مزمن استراتژی‌های مختلفی در هر سمت بدن در سرعت‌ها و شیب‌های مختلف به‌کار می‌گیرند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از تمامی آزمودنی های این مطالعه که وقت باارزش خود را در اختیار مطالعه حاضر گذاشتند تشکر و قدردانی می نمایند.

منابع

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

[2] Knarr BA, Ramsay JW, Buchanan TS, Higginson JS, Binder-Macleod SA. Muscle volume as a predictor of maximum force generating ability in the plantar flexors post-stroke. Muscle Nerve 2013; 48: 971-976.

[3] Flansbjer 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.

[4] 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.

[5] Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. J Biomech 2006; 39: 1621-1628.

[6] Werner C, Lindquist AR, Bardeleben A, Hesse S. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. Neurorehabil Neural Repair 2007; 21: 76-80.

[7] 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.

[8] Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. Exp Brain Res 1999; 126: 359-368.

[9] Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. Gait Posture 2002; 15: 64-74.

[10] Mohammadi R, Phadke CP. The impact of incline and speed of treadmill on ankle muscle activity in middle-aged adults. J Bodyw Mov Ther 2016; 1-8 , In Press.

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

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

[13] 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.

[14] Abolhasani H, Ansari NN, Naghdi S, Mansouri K, Ghotbi N, Hasson S. Comparing the validity of the modified modified ashworth scale (MMAS) and the modified tardieu scale (MTS) in the assessment of wrist flexor spasticity in patients with stroke: protocol for a neurophysiological study. BMJ Open 2012; 2: e001394.

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

[16] 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.

[17] Hall MJ, Levant S, DeFrances CJ. Hospitalization for stroke in U.S. hospitals, 1989-2009 . NCHS data brief, No. 95. Hyattsville: National Center for Health Statistics; 2012.

[18] Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. Stroke 1995; 26: 982-989.

[19] Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37: 85-98.

[20] Mohammadi R, Mohammadzadeh Nanehkaran S. The effect of increasing walking speed on ankle muscle co_contraction in patients post_stroke based on spasticity severity. Koomesh 2016. (Persian).

[21] Wall-Scheffler CM, Chumanov E, Steudel-Numbers K, Heiderscheit B. Electromyography activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. Am J Phys Anthropol 2010; 143: 601-611.

[22] Kesar TM, Perumal R, Jancosko A, Reisman DS, Rudolph KS, Higginson JS, Binder-Macleod SA. Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. Phys Ther 2011; 90: 55-66.

[23] Bohannon RW, Andrews AW, Glenney SS. Minimal clinically important difference for comfortable speed as a measure of gait performance in patients undergoing inpatient rehabilitation after stroke. JPhys Ther Sci 2013; 25: 1223-1225.

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

Effects of treadmill grade and speed on medial gastrocnemius muscle activity in chronic stroke patients

Roghayeh Mohammadi (Ph.D)[1*], Saeed Talebian (Ph.D)[2], Samaneh Aliabadi (M.Sc)[3], Mir Saeed Yekaninejad (Ph.D)[4], Mohammad Reza Hadian (Ph.D)[2]

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

2 - School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3 - Social Determinants of Health Research Center, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran

4 - Department of Epidemiology and Biostatistics, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received: 21 Jan 2016; Accepted: 25 Sep 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 phase of gait following stroke. It is important to develop strategies to improve plantarflexor output. This study examined the effects of walking on a treadmill at varying gradients and speeds on medial gastrocnemius (MG) muscle activation in stroke survivors.

Materials and Methods*:* Nineteen stroke survivors (13M/6F: average age 55.37±7.54 years; body mass index 29.10±4.52kg/m2) participated in the study. Participants walked on a standard treadmill at three different positive inclines (0°, 3°, and 6°) and speeds (self-selected, self-selected+20%, self-selected+40%). The electromyographic activity of MG recorded at push off phase of the gait.

Results*:* A linear mixed model regression analysis was used to analysis. The paretic MG muscle activity increased at faster speeds irrespective of incline ($p<0.05$). In contrast, the MG muscle activity increased at higher incline in the non-paretic side ($P<0.05$), but not in the paretic side ($P>0.05$).

Conclusion*:* It would appear that stroke survivors employ distinct muscle activation strategies on the paretic and non-paretic sides in response to different walking speeds and inclines.

Keywords*:* Stroke; Electromyography; Exercise Test, Gait, Mobility Limitation

* Corresponding author. Tel: +98 914357029 5

mohamadipt@gmail.com