

بررسی مقدماتی رابطه بین مقیاس اصلاح شده اشورث با معیار بیومکانیکی در ارزیابی اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانو در بیماران مبتلا به همی پارزی بعد از سکته مغزی

دکتر نورالدین نخستین انصاری*، دکتر صوفیا نقدی**، دکتر علی اشرف جمشیدی***، ابراهیم انتظاری****
آزاده طباطبایی*****، داود جنت*****

دریافت: ۹۲/۱۰/۲۸ ، پذیرش: ۹۳/۲/۳۰

چکیده:

مقدمه و هدف: مقیاس اصلاح شده اشورث یک معیار کلینیکی است که اخیراً برای ارزیابی اسپاستیسیته عضلانی ارائه شده است. تحقیقات بسیار اندکی در باره اعتبار این مقیاس وجود دارد. هدف مطالعه حاضر تعیین رابطه بین مقیاس اصلاح شده اشورث (Modified Modified Ashworth Scale; MMAS) با معیار بیومکانیکی شیب کار- سرعت در ارزیابی اسپاستیسیته عضلات اکستانسور زانوی بیماران مبتلا به همی پارزی می باشد.

روش کار: چهارده بیمار مبتلا به همی پارزی به دنبال سکته مغزی وارد این مطالعه مقطعی شدند. اسپاستیسیته عضلات اکستانسور زانو با مقیاس MMAS ارزیابی شد. از دینامومتر ایزو کینتیک برای خم کردن غیرفعال زانو با سرعت های ۱۰، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه/ثانیه برای اندازه گیری داده های گشتاور- زاویه استفاده شد. کار (ژول) در هر سرعت برای تعیین شیب منحنی های کار- سرعت به عنوان معیار بیومکانیکی اسپاستیسیته محاسبه گردید.

نتایج: میانگین کار با افزایش سرعت، کاهش یافت اما از لحاظ آماری معنی دار نبود ($P = 0.07$). میانگین شیب کار- سرعت $[J/(^{\circ}/Sec)]$ ۰/۳۵- بود. بین مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت همبستگی معنی داری وجود نداشت ($r = 0.31, P = 0.28$).

نتیجه نهایی: بین مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت به عنوان معیار بیومکانیکی اسپاستیسیته رابطه معنی داری وجود نداشت. تحقیقات بیشتر با تعداد بیماران بیشتر پیشنهاد می شود.

کلید واژه ها: اسپاستیسیته / پارزی / کار / مقیاس اشورث

مقدمه:

اسپاستیسیته مشکل است اما بدون اندازه گیری اسپاستیسیته بهبود روش های درمان با مانع روبه رو خواهد شد. کلینیسین ها عموماً از تست های کلینیکی برای ارزیابی اسپاستیسیته استفاده می کنند. رایج ترین این روش ها مقیاس اشورث و اصلاح شده آن می باشد. به دلیل محدودیت های مقیاس اشورث، مقیاس اصلاح

اسپاستیسیته یک مشکل ناتوان کننده است که به دنبال سندروم نورون محرکه فوقانی مثل سکته مغزی بروز می کند. اسپاستیسیته طبق تعریف عبارت است از افزایش وابسته به سرعت رفلکس کششی تونیک (تون عضلانی) ناشی از تحریک پذیری رفلکس کششی (۱). اندازه گیری

* استاد گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران (nakhostin@sina.tums.ac.ir)

** دانشیار گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

*** استادیار گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران

**** عضو هیأت علمی گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

***** کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

***** کارشناس ارشد مهندسی صنایع مخابرات ایران

انجام گردید. قبل از شروع تست، رضایت نامه کتبی آگاهانه از بیماران یا همراهانشان اخذ شد.

بیماران بالاتر از ۱۸ سال که برای اولین بار دچار سکتة مغزی شده باشند، حداقل ۱ ماه از ابتلای آنها گذشته باشد و قادر به درک دستورات باشند وارد مطالعه شدند. در صورت مصرف داروهای ضد اسپاستیسیته، وجود کوتاهی های بافتی، ممنوعیت انجام حرکت غیر فعال در زانو و وجود ضایعات نورولوژیک دیگر، بیمار از مطالعه کنار گذاشته می شد.

معیار های پیامد: معیارهای پیامد عبارت بودند از مقیاس اصلاح شده اشورت برای اندازه گیری کلینیکی اسپاستیسیته و شیب کار - سرعت اندازه گیری شده به وسیله دینامومتر به عنوان معیار بیومکانیکی اسپاستیسیته (۱۲).

مقیاس اصلاح شده اشورت: در این مطالعه از نسخه فارسی مقیاس MMAS که پایا می باشد استفاده شد، این مقیاس یک مقیاس رتبه ای اندازه گیری اسپاستیسیته است که از صفر تا ۴ درجه بندی می شود (۱۳).

(۰) عدم افزایش تون عضله.

(۱) افزایش کم تون عضله هنگام خم کردن یا باز کردن عضو (های) مبتلا که با گیر کردن و رها شدن یا حداقل مقاومت در انتهای دامنه حرکتی مشخص می شود.

(۲) افزایش واضح تون عضله که با گیر کردن در دامنه میانی و ادامه مقاومت در دامنه باقیمانده مشخص می شود، اما عضو (ها) به راحتی حرکت داده می شود.

(۳) افزایش قابل ملاحظه تون عضله، حرکت غیر فعال به سختی انجام می شود.

(۴) ثابت بودن عضو (های) مبتلا در وضعیت خم شده یا باز شده.

معیار بیومکانیکی: از اندازه گیری شیب رگرسیون خطی منحنی کار- سرعت استفاده شد که حاصل پارامترهای مکانیکی گشتاور، جابجایی و کار می باشد. شیب داده های کار- سرعت از یکپارچه کردن سه جزء اصلی اسپاستیسیته یعنی سرعت، مقاومت و دامنه حرکتی برای اندازه گیری شدت بیومکانیکی اسپاستیسیته عضلانی به دست می آید (۱۲). در مطالعه حاضر، شیب رگرسیون خطی منحنی کار- سرعت به عنوان معیار استاندارد برای ارزیابی اعتبار MMAS در نظر گرفته شد.

شده اشورت در سال ۲۰۰۶ اصلاح شد و مقیاس اصلاح شده اشورت (Modified Modified Ashworth Scale; MMAS) نامیده شد (۲). تاکنون تحقیقات گوناگونی بر روی پایایی این مقیاس در اندازه گیری اسپاستیسیته گروههای مختلف عضلانی از جمله باز کننده های زانو، باز کننده های مچ پا، نزدیک کننده های ران، خم کننده های آرنج و خم کننده های مچ دست در بیماران مبتلا به سکتة مغزی و اسکروز متعدد انجام شده است که همگی از پایایی خوب تا خیلی خوب برخوردار بوده اند (۹-۳). بررسی نوروفیزیولوژیک اعتبار این مقیاس نیز در اندازه گیری اسپاستیسیته عضلات خم کننده مچ دست در مبتلایان به سکتة مغزی نیز نشان دهنده وجود همبستگی یافته های این مقیاس با داده های نوروفیزیولوژیک شامل نسبت H_{max}/M_{max} و نیز نسبت H_{stop}/M_{stop} بوده است (۱۰). اخیراً، در یک تحقیق، اسپاستیسیته عضلات خم کننده مچ دست بیماران همی پارزی ناشی از اولین سکتة مغزی در ۱۱ بیمار زن با استفاده از مقیاس MMAS همزمان با ثبت الکترومیوگرافی (EMG) ارزیابی و همبستگی درجات مقیاس MMAS با پارامترهای EMG محاسبه گردید و نتایج آن همبستگی معنی داری بین مقیاس MMAS و همه پارامترهای EMG شامل میانگین دامنه ($r = 0.64, P = 0.02$)، حداکثر دامنه ($r = 0.53, P = 0.05$)، مدت زمان فعالیت الکتریکی ($r = 0.72, P = 0.01$)، زمان تاخیری ($r = -0.69, P = 0.01$)، و زمان صعود دامنه ($r = 0.56, P = 0.04$) نشان داد (۱۱).

بر اساس جستجوهای های بعمل آمده در پایگاههای اطلاع رسانی توسط نویسندگان و در حد امکانات موجود، تاکنون رابطه بین مقیاس MMAS با معیارهای بیومکانیکی بررسی نشده است. بهمین منظور این مطالعه مقدماتی با هدف تعیین رابطه بین مقیاس MMAS با معیار بیومکانیکی در ارزیابی اسپاستیسیته عضلات اکستانسور زانو انجام شد.

روش کار:

این مطالعه از نوع مقطعی با اندازه گیری های مکرر است که توسط شورای پژوهشی دانشکده توانبخشی و کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران تصویب و در سال ۱۳۹۱ بر روی بیماران مراجعه کننده به کلینیک فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

انجام شده (J) به ازای هر سرعت بر حسب ژول با محاسبه سطح زیر منحنی گشتاور \times جابه جایی زاویه ای (radian) ($T \times d\theta$) و حذف گشتاور وزن و تاثیر نیروی جاذبه به وسیله نرم افزاری که برای این منظور تولید شده بود، محاسبه شد (۱۲).

آنالیز آماری: تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ویراست ۱۸ انجام شد. از تست اندازه گیری مکرر ANOVA برای آنالیز میانگین کار در سرعت های مختلف استفاده شد. از آنالیز رگرسیون خطی برای محاسبه شیب کار- سرعت استفاده شد. از آزمون رتبه ای اسپیرمن برای آنالیز همبستگی بین درجات مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت استفاده گردید. مقادیر $P \leq 0.05$ از لحاظ آماری معنی دار در نظر گرفته شد.

نتایج:

در این مطالعه ۱۴ بیمار مبتلا به سکته مغزی با میانگین سنی ۵۴/۶۴ سال (انحراف معیار ۱۱، حداقل ۳۳ و حداکثر ۷۵) شامل ۶ زن و ۸ مرد شرکت کردند. میانگین ابتلا به سکته مغزی آنها ۴۹/۴۲ ماه بود (انحراف معیار ۴۳، حداقل ۳ و حداکثر ۱۴۴). در این بیماران میانه شدت اسپاستیسیته بر اساس مقیاس MMAS ۱۰ بود (Interquartile range 0-2). شدت اسپاستیسیته ۶ نفر از بیماران درجه ۰، ۴ نفر از بیماران درجه ۱ و ۴ نفر از بیماران درجه ۲ بود. میانگین کار به دست آمده به ازای هر یک از سرعت ها در جدول ۱ نشان داده شده است که بر طبق آن با افزایش سرعت، میانگین کار به دست آمده روند کاهنده دارد.

جدول ۱: میزان کار انجام شده ($J/^\circ/sec$) به ازای هر یک از سرعت ها

سرعت (درجه برثانیه)	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
۱۰	۸۹۷/۰۹	۲۱۸/۳۸	۵۳۷/۴۱	۱۲۷۴/۸۴
۳۰	۸۸۸/۱۷	۲۲۵/۸۷	۵۳۵/۶۱	۱۲۲۹/۸۹
۶۰	۸۸۷/۹۶	۲۱۱/۴۵	۵۲۲/۵۶	۱۲۰۱/۸۰
۹۰	۸۶۷/۵۳	۱۹۳/۱۵	۵۱۶/۴۴	۱۱۷۱/۹۰

نتایج تست آماری نشان داد که واریانس تفاوت ها از لحاظ آماری معنی دار نیستند ($\chi^2(5) = 7.56, P = 0.18$). بنابراین نتایج اندازه گیری های مکرر تفاوت معنی داری در کار انجام شده در سرعت های مختلف وجود نداشت [F (3, 39) = 2.59, P = 0.07] (شکل ۱).

اندازه گیری شدت کلینیکی اسپاستیسیته با MMAS: قبل از شروع ارزیابی، در مورد نحوه انجام تست ها و فواید انجام تحقیق توضیحات کافی به بیماران داده می شد. از آنجایی که تست عینی اسپاستیسیته در حالت نشسته انجام می شد، تست MMAS نیز در حالت نشسته روی صندلی بایودکس انجام گردید. به این ترتیب که در ابتدا بیمار به مدت ۵ دقیقه روی صندلی دستگاه بایودکس نشسته و از او خواسته می شد عضلاتش را شل کند. صندلی دستگاه بایودکس طوری تنظیم می شد که مفصل ران در زاویه ۸۰ درجه و مفصل زانو در وضعیت ۹۰ درجه فلکسیون بود و تنه توسط استرپ های کمری و سینه ای و نیز در بالای ران ثابت می شد. قبل از اتصال داینامومتر و در حالی که بیمار روی صندلی قرار گرفته بود اسپاستیسیته اکستانسورهای زانو با استفاده از مقیاس MMAS توسط فیزیوتراپیست ارزیابی می شد. به این ترتیب که فیزیوتراپیست ساق پای بیمار را از ناحیه بالای مفصل مچ در دست گرفته و با دست دیگر اندام تحتانی را از ناحیه دیستال ران حمایت نموده و زانو را از وضعیت اکستانسیون کامل به ۹۰ درجه فلکسیون می برد و شدت اسپاستیسیته را ثبت می کرد (۲).

داینامومتری برای اندازه گیری بیومکانیکی اسپاستیسیته: از داینامومتر بایودکس (Biodex Medical Systems, Inc. NY, USA) برای اندازه گیری گشتاور- زاویه استفاده شد. پس از اندازه گیری شدت کلینیکی اسپاستیسیته با MMAS، اتصال داینامومتر انجام شده و محور داینامومتر در راستای محور چرخش زانو (خطی که از بین دو کوندیل داخلی و خارجی فمور می گذرد) قرار داده می شد. سنسور آن ۳ سانتی متر بالاتر از قوزک خارجی متصل گردیده بود (۱۴، ۱۵). از بیمار خواسته می شد عضلاتش را شل کرده و در حین انجام حرکات پسویو، کمکی به انجام حرکت نکند. حرکت پسویو از ۰ درجه اکستانسیون تا ۹۰ درجه فلکسیون توسط دستگاه و با چهار سرعت ۱۰، ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه بر ثانیه، به صورت تصادفی انجام می شد. ضمناً جهت حفظ ایمنی بیماران نیروی پایانی اعمال شده تا اندازه ای در نظر گرفته شده بود که حد اکثر گشتاور دستگاه ۵۰ Nm باشد. در هر سرعت ۵ حرکت پسویو انجام می شد، ولی از تریال اول در هر سرعت برای آنالیز استفاده گردید. فاصله بین هر حرکت پسویو یک ثانیه و فاصله بین ارزیابی در هر سرعت ۶۰ ثانیه بود (۱۶). کار

زانو داشتند کنار گذاشته شدند و بنابراین جزء بیومکانیکی مقاومت حذف گردید تا اسپاستیسیته به عنوان یک پدیده عصبی ارزیابی گردد.

یکی از دلایل عدم همبستگی بین مقیاس MMAS و داده های شیب کار- سرعت احتمالاً ناشی از تعداد کم بیماران در مطالعه حاضر می باشد. علت احتمالی دیگر، بیشتر بودن تعداد بیماران با درجات کم اسپاستیسیته بود. در این مطالعه، جهت اجتناب از جایجایی بیمار و یکسان کردن وضعیت تست کلینیکی و بیومکانیکی، هر دو تست در وضعیت نشسته روی صندلی بایودکس انجام شد. نشان داده شده است که وضعیت نشسته شدت اسپاستیسیته اکستانسورهای زانو را کاهش می دهد، بهمین دلیل وضعیت مناسب جهت ارزیابی اسپاستیسیته اکستانسور های زانو وضعیت طاق باز خوابیده می باشد و در این وضعیت تحریک پذیری اکستانسورهای زانو بالاتر است (۲۰). دلیل احتمالی دیگر این است که مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت که مبتنی بر دینامومتری ایزوکینتیک است هر یک جنبه های متفاوتی از اسپاستیسیته را می سنجند.

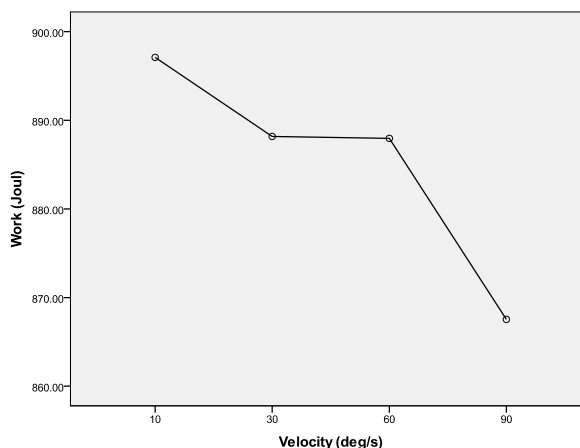
در مطالعه حاضر، شیب کار- سرعت منفی شد. از آنجایی که شدت اسپاستیسیته ۶ نفر از بیماران درجه صفر بود و با توجه به تکرار بالای حرکات که می توانسته باعث کاهش اسپاستیسیته و تطابق رفلکس کششی شده باشد (۲۱،۲۲) میانگین کار با افزایش سرعت کاهش یافته و باعث منفی شدن شیب کار - سرعت شده است. کاهش میانگین کار با افزایش سرعت در این جمعیت از بیماران با شدت اسپاستیسیته کم، گرچه از لحاظ آماری معنی دار نبود لیکن نشان داد که با هر تکرار حرکت علی رغم افزایش سرعت، بیماران با حرکت انطباق یافته اند و عضلات خود را شل تر کرده اند.

نتیجه نهایی:

بر طبق نتایج بدست آمده در این مطالعه، بین مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت رابطه معنی داری وجود نداشت. انجام تحقیقات بیشتر با تعداد نمونه بیشتر و با شدت های کلینیکی بالاتر پیشنهاد می شود.

سپاسگزاری:

این مقاله منتج از تحقیقی است که با حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام گردیده است و بدینوسیله از آنان تشکر و قدردانی می نمایم. از بیماران نیز برای همکاری و شرکت در مطالعه تشکر می کنیم.



شکل ۱: میانگین کار انجام شده در سرعت های مختلف کشش پسو عضلات اکستانسور زانو ی بیماران همی پارزی بعد از سکته مغزی

بر پایه آزمون آماری برای مقایسه دو به دو میانگین کار در سرعت های مختلف، میزان کار انجام شده بر روی زانوی بیماران در سرعت های مختلف هیچگونه تفاوت معنی داری با یکدیگر نداشتند ($P > 0.05$).

میانگین شیب داده های کار- سرعت -0.35 (انحراف معیار 0.60 ، حداقل -2.16 و حداکثر 0.67) بود. بین مقیاس MMAS و شیب کار- سرعت همبستگی معنی داری وجود نداشت ($r = 0.31$ و $P = 0.28$).

بحث:

هدف مطالعه حاضر تعیین رابطه بین مقیاس اصلاح شده اصلاح شده اشورت با معیار بیو مکانیکی شیب کار- سرعت در ارزیابی اسپاستیسیته عضلات باز کننده زانو در بیماران مبتلا به سکته مغزی بود و نتایج بدست آمده بیانگر آن بود که بین شیب کار- سرعت و مقیاس MMAS همبستگی معنی داری وجود نداشت.

معیارهای عینی زیادی برای اندازه گیری اسپاستیسیته وجود دارند اما پیچیده بوده و درک و تفسیر آنها برای کلینیسین ها مشکل است (۱۷،۱۸). شیب کار - سرعت مورد استفاده در این مطالعه یک عدد منفرد است، بر اصول مکانیکی و آماری (رگرسیون خطی) استوار است (۱۲) و از جنبه کلینیکی، این معیار به آسانی قابل ارزیابی و تفسیر می باشد (۱۹).

این مقیاس کلینیکی مقاومت در برابر حرکت غیر فعال را می سنجد که شامل دو جزء بیومکانیکی و عصبی می باشد. در این مطالعه افرادی که کنتراکچر در ناحیه

منابع:

1. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology* 1980; 30 (12): 1303-1313.
2. Ansari NN, Moammeri H, Naghdi S, Jalaie S. Ashworth Scales are unreliable for the assessment of muscle spasticity. *Physiother Theory Pract* 2006; 3(22): 119-125.
3. Ghotbi N, Ansari NN, Naghdi S, Hasson S. Measurement of lower-limb muscle spasticity. Intrarater reliability of Modified Modified Ashworth Scale. *JRRD* 2011; 48(1): 83-88.
4. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Mousakhani A, Nouriyani A, Omidvar Z. Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale as a clinical tool in measurements of post-stroke elbow flexor spasticity. *NeuroRehabilitation* 2009; 24(3): 225-229.
5. Ansari NN, Naghdi S, Younesia P, Shayeghan M. Inter- and intrarater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale in patients with knee extensor post stroke spasticity. *Physiother Theory Pract* 2008; 24(3): 205-213.
6. Ghotbi N, Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Jamshidpour B, Amiri S. Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale in assessing lower limb muscle spasticity. *Brain Inj* 2009; 23(10): 815-819.
7. Kaya T, Karatepe AG, Gunaydin R, Koc A, Altundal Ercan U. Inter-rater reliability of the Modified Ashworth Scale and modified Modified Ashworth Scale in assessing poststroke elbow flexor spasticity. *Int J Rehabil Res* 2011; 34(1): 59-64.
8. Naghdi S, Ansari NN, Azarnia S, Kazemnejad A. Interrater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) for patients with wrist flexor muscle spasticity. *Physiother Theory Pract* 2008; 24(5): 372-379.
9. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Fakhari Z, Mashayekhi M, Herasi M. Assessing the reliability of the Modified Modified Ashworth Scale between two physiotherapists in adult patients with hemiplegia. *NeuroRehabilitation* 2009; 25(4): 235-240.
10. Naghdi S, Ansari NN, Mansouri K, Asghari A, Olyaei GR, Kazemnejad A. Neurophysiological examination of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) in patients with wrist-flexor spasticity after stroke. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2008; 48(1): 35-41.
11. Nakhostin Ansari N, Naghdi S, Sarrafzadeh J, Mousakhani A. [Relationship between clinical scale and electromyographic parameters in assessing spasticity after stroke-brief report]. *J Babol Univ Med Sci* 2013; 15 (5): 84-88. (Persian)
12. Engsberg JR, Olree KS, Ross SA, Park TS. Quantitative clinical measure of spasticity in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(6): 594-599.
13. Nakhostin Ansari N, Naghdi S, Forogh B, Hasson S, Atashband M, Lashgari E. Development of the Persian version of the Modified Modified Ashworth Scale: translation, adaptation, and examination of interrater and intrarater reliability in patients with poststroke elbow flexor spasticity. *Disabil Rehabil* 2012; 34 (21): 1843-1847.
14. Pierce SR, Johnston TE, Shewokis P, Lauer RT. Examination of spasticity of the knee flexors and knee extensors using isokinetic dynamometry with electromyography and clinical scales in children with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2008; 31(2): 208-214.
15. Pierce SR, Lauer RT, Shewokis PA, Rubertone JA, Orlin MN. Test-Retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87(5): 697-702.
16. Lamontagne A, Malouin F, Richard CL, Dumas F. Evaluation of reflex- and nonreflex-induced muscle resistance to stretch in adults with spinal cord injury using hand-held and isokinetic dynamometry. *Phys Ther* 1998; 87(9): 859-865.
17. Voerman GE, Gregoric M, Hermens HJ. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity. The Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disabil Rehabil* 2005; 27(1-2): 33 - 68.
18. Wood DE, Burrige JH, Vanwijck F, Mcfaden C, Hitchcock RA, Pandyan AD, et al. Biomechanical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature. *Disabil Rehabil* 2005; 27(1-2): 19 - 32.
19. Kim DY, Park CI, Chon JS, Ohn SH, Park TH, Bang IK. Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity. *Yonsei Med J* 2005; 46(4): 546-554.
20. Kakebeke TH, Lechner H, Baumberger M, Denoth J, Michel D, Knecht H. The importance of posture on the isokinetic assessment of spasticity. *Spinal Cord* 2002; 40(5): 236-243.
21. Vattanaslip W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2000; 69(1): 34-39.
22. Schmit BD, Dewald JP, Rymer WZ. Stretch reflex adaptation in elbow flexors during repeated passive movements in unilateral brain-injured patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(3): 269-278.

*Original Article***Relationship between the Modified Modified Ashworth Scale and the Biomechanical Measure in Assessing Knee Extensor Muscle Spasticity in Patients with Post-Stroke Hemiparesia: A Pilot Study**

N. Nakhostin Ansari, Ph.D.^{*}; S. Naghdi, Ph.D.^{**}; A.A. Jamshidi, Ph.D.^{***}
E. Entezary, M.Sc.^{****}; A. Tabatabaei, M.Sc.^{*****}; D. Jannat, M.Sc.^{*****}

Received: 18.1.2014

Accepted: 20.5.2014

Abstract

Introduction & Objective: The Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) is a clinical measure that has been recently developed for the assessment of muscle spasticity. There is a dearth of research on the validity of the MMAS. The aim of the present study was to investigate the relationship between the MMAS and the biomechanical measure of work-velocity slope in assessing knee extensor muscle spasticity in patients with hemiparesia.

Materials & Methods: Fourteen patients with post-stroke hemiparesia were included in this cross sectional study. Knee extensor spasticity was assessed with MMAS. An isokinetic dynamometer was used to impose knee passive flexion with the angular velocity of 10, 30, 60, and 90 °/Sec to measure Torque-angle data. Work (Joule) was calculated at each velocity to determine the slope of the work-velocity curves as the biomechanical measure of muscle spasticity.

Results: The mean work decreased as the velocity increased but was not statistically significant ($P = 0.07$). The mean slope was -0.35 [J / (°/Sec)]. There was no significant correlation between the MMAS and the work-velocity slope ($r = 0.31$, $P = 0.28$).

Conclusion: There was no significant relationship between the MMAS and the biomechanical measure of work-velocity slope. Further studies with larger sample size are suggested.

(*Sci J Hamadan Univ Med Sci 2014; 21 (2): 131-136*)

Keywords: Ashworth Scale/ Paresis / Spasticity / Work

* Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation

Tehran University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran. (nakhostin@sina.tums.ac.ir)

** Associate Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation

Tehran University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.

*** Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences

Iran University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.

**** Academic Member, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation

Tehran University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.

***** M.Sc. in Physiotherapy, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation

Tehran University of Medical Sciences & Health Services, Tehran, Iran.

***** M.Sc. Eng. Iranian Telecommunication Industry, Tehran, Iran