

بررسی تغییرات سفتی عضلانی براساس شاخص‌های بیومکانیکی در مفصل آرنج بیماران سکتۀ مغزی

نیما سلیمان‌زاده اردبیلی^۱، * ایرج عبدالمهی^۲، سیامک خرمی مهر^۳

چکیده

هدف: در تحقیق حاضر، تلاش شد که روند تغییرات سفتی عضلانی براساس معیارهای بیومکانیکی در مفصل آرنج بیماران سکتۀ مغزی، به‌ازای افزایش سرعت حرکت غیرفعال مفصل آرنج و افزایش میزان نمرۀ آشورث اصلاح‌شده (MAS)، بررسی شود. روش بررسی: در این مطالعه مقایسه‌ای، شاخص‌های بیومکانیکی ویسکوز و الاستیک در بخش‌های مختلف از نمودار گشتاور زاویۀ حرکت غیرفعال فلکشن و اکستنشن مفصل آرنج در ۱۵ بیمار سکتۀ مغزی و ۱۵ فرد سالم، با دینامومتر ایزوکتینیک ثبت شد و با نرم‌افزار MATLAB تجزیه و تحلیل شد. بیماران را براساس شدت معیار کیفی سفتی عضلانی (MAS) به گروه‌های ۱ و ۲ و ۳ تقسیم کرده و شاخص‌های مدنظر برای گروه بیمار و گروه کنترل در ۴ سرعت ۱۵، ۴۵، ۷۵ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه محاسبه شد.

یافته‌ها: درخصوص شاخص‌های سفتی ویسکوالاستیک و سفتی ویسکوز، افزایش میزان شاخص‌های مربوط به‌ازای افزایش سرعت حرکت و میزان معیار MAS در بین تمام نمونه‌ها مشاهده شد و درخصوص شاخص سفتی الاستیک، افزایش نامنظم شاخص مربوط به‌ازای افزایش سرعت حرکت در بین نمونه‌های گروه ۲ و ۳ به‌وضوح مشاهده شد. همچنین با افزایش میزان معیار MAS اثر شاخص مربوط در رتبه‌های بالایی MAS کاهش یافت.

نتیجه‌گیری: با افزایش سرعت حرکت و میزان معیار MAS، اثر سفتی ویسکوز در عضلات افزایش یافت؛ به‌این معنی که سفتی ایجادشده در اندام درگیر در حرکت، در بیماری CVA بیشتر به‌دلیل سفتی عضلات و ناشی از سفتی ویسکوز بوده است.

کلیدواژه‌ها: سفتی عضلانی، شاخص‌های بیومکانیکی، گشتاور غیرفعال، مفصل آرنج

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران.
۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استادیار دپارتمان فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۳- دکترای مهندسی پزشکی، دپارتمان مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

دریافت مقاله: ۹۱/۰۴/۰۶

پذیرش مقاله: ۹۲/۰۴/۰۸

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه آموزشی فیزیوتراپی.

* تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۹ (۲۱) ۰۹۸+

* رایانامه:

abdollahi@uswr.ac.ir



مقدمه

بالینی و با روش‌های مختلفی درمان می‌شود. روش‌های مختلفی برای ارزیابی تون عضلانی وجود دارد. الکترومایوگرافی^۵ و آزمون آونگ Wartenburg و آزمون‌های الکتروفیزیولوژیکی از جمله این روش‌ها هستند؛ اما کاربرد این روش‌ها برای متخصصان بالینی سهل‌الوصول نبوده و به‌سادگی اجرایی نیست. در عوض، روش‌های دیگری مانند کشش تاندون^۶ و معیارهای رتبه‌بندی^۷ (اندازه‌گیری رفتار عضله براساس تهیه چکلیست) برای استفاده‌های بالینی عملی‌تر است (۱). در بین این روش‌ها، متداول‌ترین روش ارزیابی سفتی عضلانی در محیط بالینی، دسته معیارهای رتبه‌بندی است. معیار کیفی اشورث^۸ یک معیار رتبه‌بندی پنج‌رده‌ای برای اندازه‌گیری تون عضلانی، خواه با منشأ مکانیکی و خواه با منشأ طبیعی، بوده که رتبه‌بندی آن از ۰ (نبود تون) تا ۴ (صلبیت عضو در فلکشن و اکستنشن) است. به‌منظور افزایش حساسیت این معیار، رقم دیگری (+۱) در رتبه‌های پایین به آن اضافه و آن را معیار اشورث اصلاح‌شده یا MAS^۹ نام‌گذاری کردند (۱، ۶) (جدول ۱).

سفتی عضلانی یکی از مؤلفه‌های متعدد سندرم نورون محرکه فوقانی^۱ و از عوارض شایع سکتته مغزی است. این عارضه به‌صورت تحریک‌پذیری شدت‌یافته عضله درمقابل کشش با تشدید رفلکس کششی و افزایش مقاومت به حرکت غیرفعال^۲ و افزایش تون عضلانی ناشی از فقدان فعالیت مهاری نورون محرکه فوقانی تعریف می‌شود (۱). این تحریک‌پذیری تشدید یافته معمولاً با افزایش تون عضلانی^۳ همراه است که به‌عنوان مقاومت افزایش‌یافته در برابر کشش غیرفعال عضله بیان می‌شود؛ بنابراین، تأثیر نسبی خواص مکانیکی و تحریک‌پذیری واکنشی عضله در شدت سفتی عضلانی مورد توجه است. از جمله عوارض سفتی عضلانی، ایجاد خطا در کنترل عضلات و اختلال در فعالیت‌های روزانه و انقباضات غیرارادی عضلات (۲-۴) و تغییر تون عضله در جهت مثبت است که غالباً به این نوع اختلال، تون اسپاستیسیته^۴ می‌گویند. در این نوع اختلال، بی‌حرکتی همراه با فعالیت ممتد عضله وجود خواهد داشت (۵). این مشکلات معمولاً به‌صورت

جدول ۱. توصیف معیار MAS

معیار MAS	توصیف
۰	عدم افزایش تون
۱	افزایش بسیار جزئی در تون طوری که در آخر، دامنه‌گرفتگی یا مقاومت خیلی کم درمقابل حرکت به‌وجود آید.
+۱	افزایش کم در تون عضله، طوری که در کمتر از نیم از دامنه حرکت، گرفتگی یا مقاومت کم درمقابل حرکت به‌وجود آید.
۲	افزایش چشمگیر در تون عضله در دامنه موجود؛ اما حرکت به‌آسانی صورت می‌گیرد.
۳	افزایش چشمگیر در تون عضله، طوری که حرکت پسو با دشواری صورت می‌گیرد.
۴	اندام درگیر در فلکسیون یا اکستنسیون ثابت مانده است.
۹	اندام آزمون‌پذیر نیست.

در حال حاضر، MAS به‌عنوان معیار اصلی اندازه‌گیری بالینی اسپاستیسیته استفاده می‌شود. این در حالی است که پایایی و تکرارپذیری آن جای بحث دارد (۷). شاید این موضوع به این واقعیت مرتبط باشد که ممکن است تفسیر هر فرد از حداقل و متوسط و حداکثر سفتی متفاوت باشد. با این توصیف، لزوم ارائه روشی دقیق‌تر برای اندازه‌گیری سفتی عضلانی همواره مطرح بوده است. روش‌های بیومکانیکی متعددی از طریق اندازه‌گیری مقاومت مفصل در برابر حرکت غیرفعال، کمی‌سازی دقیق و عملی از سفتی مفصل اسپاستیک ارائه کرده‌اند. در بین این روش‌ها، روش کشش خطی^{۱۰} عضو اسپاستیک در حالت آسوده^{۱۱} را بسیاری از محققان به‌کار برده‌اند. دقت و پایایی این روش‌ها

برای اندازه‌گیری اسپاستیسیته مناسب است؛ اما مستلزم تجهیزات مخصوص و محیط آزمایشگاهی بوده و بنابراین، کاربرد آن‌ها به موضوعات تحقیقاتی محدود می‌شود. از طرف دیگر، بنا به گزارش Knutsson و همکاران، دینامومترهای ایزوکینتیک^{۱۲} برای ارزیابی اسپاستیسیته به‌طور نسبتاً گسترده‌ای استفاده می‌شوند. از دلایل استفاده از آن این است که در بیشتر واحدهای توان‌بخشی موجود بوده و اجازه اندازه‌گیری مقاومت عضله درمقابل حرکت غیرفعال را به‌طور عملی و پیوسته می‌دهد (۸، ۷).

1- Upper Motoneuron Syndrom
2- Passive Movement
3- Hypertonia
4- Spasticity
5- Electro myography
6- Tendon jerk
7- Rating scales
8- Ashworth
9- Modified Ashworth scale (MAS)
10- Linear stretching
11- Relaxed
12- Isokinetic dynamometers
13- Viscoelastic



حرکت غیرفعال و تغییرات MAS در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج و مقایسه نتایج به دست آمده با گروه کنترل یا وضع طبیعی بوده است.

در خصوص تحقیقات انجام شده در این زمینه، می‌توان به اندازه‌گیری سفتی در بیماری پارکینسون (۹) اشاره کرد. در این تحقیق، سعی شده است اندازه‌گیری کمی سفتی به همان روشی انجام شود که معاینه کلینیکی انجام می‌گیرد. به این منظور، از هیچ تجهیزات الکترومکانیکی که حرکت عضو را مقید می‌کند، استفاده نشده است. در این مطالعه، محققان برای محاسبه المان‌های الاستیک^۱ و ویسکوز^۲ سفتی، یک مدل فنر-دمپر برای رفتار غیرفعال ماهیچه به صورت $T = B\omega + K\theta + C$ روی تغییرات گشتاور زاویه برآزش نموده و سپس، به کمک اعداد مختلط و با در نظر گرفتن سرعت زاویه‌ای ثابت (ω) ، ضرایب k و B را پیدا کرده‌اند که نشان‌دهنده رفتار الاستیک و ویسکوز بافت است. همچنین، می‌توان به تحقیقی با عنوان بررسی کمی پاتوفیزیولوژیک تابع سرعت اسپاستیسیته و سفتی در فلکسورهای آرنج (۱۰) اشاره کرد. هدف از این تحقیق، بررسی کمی خواص افزایش تون عضله، تحت‌تأثیر سرعت و موقعیت بوده است. برای اندازه‌گیری گشتاور مفصل، از دستگاه موتوری استفاده شد که قبلاً طراحی و ساخته شده بود و هم‌زمان، برای کنترل فعالیت ارادی ماهیچه‌ای، سیگنال EMG نیز از عضلات فلکسور گرفته شده است. گشتاور اندازه‌گیری شده با دستگاه به شکل $T_v = I\alpha + B\omega + K\theta + C$ مدل شده که در آن، T_v گشتاور اندازه‌گیری شده در سرعت v است. در تحقیقی با عنوان خواص الاستیک عضله و مفصل در فرایند فلکشن آرنج برای بیماری داکن (۱۱) به بررسی کمی سفتی در بیماران مبتلا به سندرم داکن اشاره شده است. به این منظور، حداکثر انقباض ارادی و سفتی الاستیک و سفتی کل در دو گروه بیمار و کنترل اندازه‌گیری شده است. فرایند اندازه‌گیری با دستگاه ارگومتر انجام شد که به منظور اندازه‌گیری خواص مکانیکی عضلات، طی فلکشن و اکستنشن آرنج، طراحی و ساخته شده بود. گشتاور از طریق یک مبدل گشتاور که محور آن با محور موتور مولد سرعت در بازوی متحرک دستگاه یکسان است، اندازه‌گیری شده است. مطالعاتی نیز در زمینه پایایی روش اندازه‌گیری تون MAS در بیماران سکته‌ای (۱۲) و مطالعاتی در زمینه میزان شیوع اسپاستیسیته به وسیله MAS اشاره کرد (۱۳، ۱۴). از آنجاکه معیار MAS معیاری کیفی و بالینی بوده و پایایی و تکرارپذیری آن محل بحث است و همچنین صحت و دقت آن مستلزم سنجش آن با معیارها و شاخص‌های بیومکانیکی

است، اهمیت موضوع در تحقیق حاضر به خوبی روشن می‌شود.

روش بررسی

۱۵ بزرگسال (۹ مرد و ۶ زن) با سابقه سکته مغزی در سال‌های اخیر و دچار سفتی عضلانی در اندام فوقانی به دلیل ابتلا به سکته مغزی، داوطلب مشارکت در این مطالعه شدند. مشخصات کلی این بیماران در جدول ۲ ارائه شده است. این ویژگی‌ها درباره تمامی شرکت‌کنندگان صادق بود: ۱. حداقل ۲۱ سال داشتند؛ ۲. سابقه سکته مغزی داشتند که به سفتی عضلانی در اندام فوقانی منجر شده بود؛ ۳. دچار سفتی عضلانی خفیف تا شدید (رتبه ۱ MAS تا ۳) برای عضلات فلکسور و اکستانسور مفصل آرنج بودند؛ ۴. سابقه بیماری‌های عصبی دیگر مانند MS و پارکینسون که باعث تأثیر در سفتی عضلات هدف شود، نداشتند؛ ۵. به مشکلات اسکلتی عضلانی که مانع از انجام آزمایش می‌شد، دچار نبودند. نمونه‌های بیمار بر اساس شدت معیار کیفی سفتی عضلانی MAS به ۳ گروه، گروه ۱ (MAS+۱ و ۱)، گروه ۲ (MAS ۲) و گروه ۳ (MAS ۳) تقسیم شدند. همچنین ۱۵ فرد سالم (۸ مرد و ۷ زن) با میانگین سن ۴۲ سال (در سنین مختلف)، میانگین قد ۱/۶۷ متر و میانگین وزن ۶۸ کیلوگرم به منظور ایجاد مقادیر کنترل (MAS برابر صفر) در این تحقیق شرکت کردند که این گروه شاهد (کنترل) سابقه هیچ گونه آسیب‌شناسی عصبی یا اسکلتی عضلانی نداشتند.

برای اندازه‌گیری گشتاور مقاوم مفصل آرنج در برابر حرکت غیرفعال فلکشن و اکستنشن، در تمامی آزمایش‌ها، از دستگاه دینامومتر ایزوکیتیک سایبکس^۲ مدل ۷۷۰، ساخت کمپانی HUMAC NORM کشور آمریکا برای انجام آزمون CPM^۴ استفاده شده است. درجه سفتی عضلانی برای هر بیمار با استفاده از معیار تعدیل یافته MAS بررسی شد. این آزمایش بالینی را دو پزشک همکار طرح انجام دادند که با روش ارزیابی به وسیله MAS آشنا بودند. حرکت غیرفعال فلکشن و اکستنشن در حالی که بیمار روی یک صندلی قابل تنظیم دراز کشیده بود، روی مفصل آرنج اعمال شد. تنه و ران با تسمه‌های روی دستگاه ثابت شد. محور دوران مفصل آرنج روی محور دوران موتور دینامومتر متمرکز شد. قرارگیری آرنج با نبود حرکت انتقالی در بازو، طی حرکت دادن مجموعه اهرم و دست، تأیید می‌شد. محدوده حرکت برای آزمون ماکزیمم محدوده حرکت غیرفعال بود که در هر دو سمت اکستنشن و فلکشن، به مقاومت آرنج در برابر حرکت محدود می‌شد. پس از ورود محدوده به نرم‌افزار



و اکستانسور بازوی نمونه‌ها، آزمون الکترومایوگرافی (EMG)^۱ انجام شد که هیچ‌گونه سیگنال تحریک عضلانی، در حد دامنه مجاز برای تحریک عضلانی، در عضلات مدنظر مشاهده نشد. در صورت مشاهده سیگنال تحریک در برخی نمونه‌ها، آزمایش دوباره انجام شد.

این پروتکل با احتساب زمان آزمون اشوورث و آماده کردن بیمار روی دستگاه برای انجام آزمون، حدود ۴۰ دقیقه طول کشید. زمان انجام آزمون ایزوکینتیک به تنهایی، کمتر از ۳۰ دقیقه بود.

کنترل دینامومتر، قفل‌های مکانیکی ثابت می‌شد. همچنین به منظور جلوگیری از اثر گشتاور جاذبه زمین روی گشتاورهای پسیو به دست آمده، در تنظیمات نرم‌افزاری دستگاه اثر جاذبه زمین حذف شد. در طول آزمایش، از بیماران و گروه شاهد خواسته شد تا حد ممکن هیچ‌گونه انقباضی در دست خود ایجاد نکنند و همچنین به منظور اطمینان از غیرفعال بودن عضلات و همچنین به حداقل رساندن نقش مؤثر دستگاه عصبی بدن در سفتی عضلانی در حین حرکت هم‌زمان، با انجام آزمون‌ها روی عضلات فلکسور

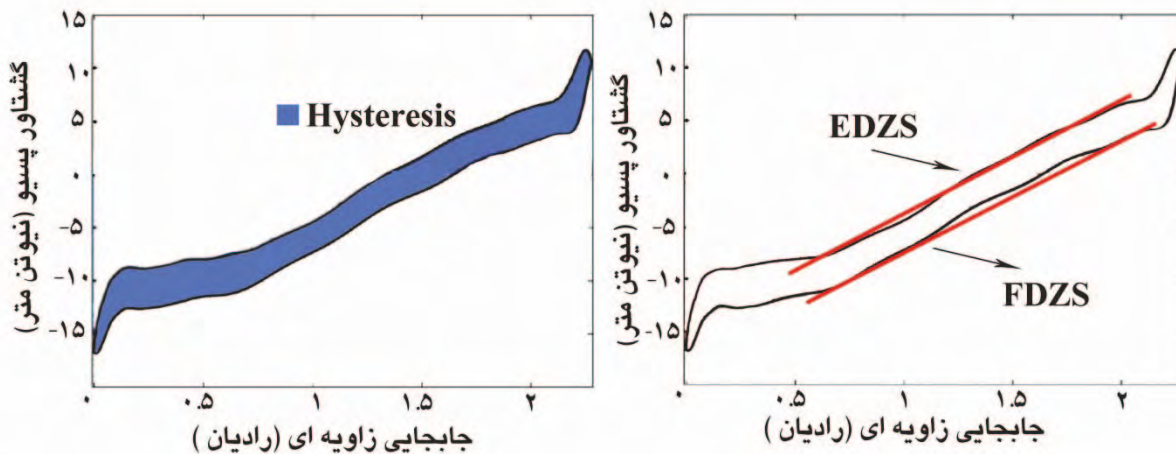
جدول ۲. داده‌های حاصل از آزمون سفتی مفصل آرنج، برای بیماران CVA، با معیار کیفی MAS

ردیف	جنس	سن	سمت درگیر	معیار کیفی MAS عضلات اکستانسور (آزمونگر اول)	معیار کیفی MAS عضلات اکستانسور (آزمونگر دوم)	معیار کیفی MAS عضلات فلکسور (آزمونگر اول)	معیار کیفی MAS عضلات فلکسور (آزمونگر دوم)
۱	مرد	۵۳	راست	+۱	+۱	+۱	۲
۲	مرد	۶۵	راست	۳	۳	۳	۳
۳	زن	۵۵	راست	۳	۳	۱	۱
۴	زن	۵۴	راست	۱	۱	۱	۱
۵	مرد	۵۶	راست	+۱	۱	+۱	+۱
۶	مرد	۴۲	چپ	۳	۳	۲	+۱
۷	زن	۵۲	چپ	۲	۲	+۱	۱
۸	مرد	۳۸	چپ	۱	+۱	+۱	+۱
۹	زن	۶۱	چپ	+۱	+۱	۳	۳
۱۰	مرد	۵۶	راست	+۱	+۱	۲	۲
۱۱	زن	۳۳	چپ	۲	+۱	۲	۲
۱۲	زن	۶۳	راست	۱	۱	۳	۳
۱۳	مرد	۷۳	راست	۲	+۱	۱	+۱
۱۴	مرد	۵۷	چپ	۲	۲	۲	۲
۱۵	مرد	۶۰	راست	۳	۳	+۱	+۱

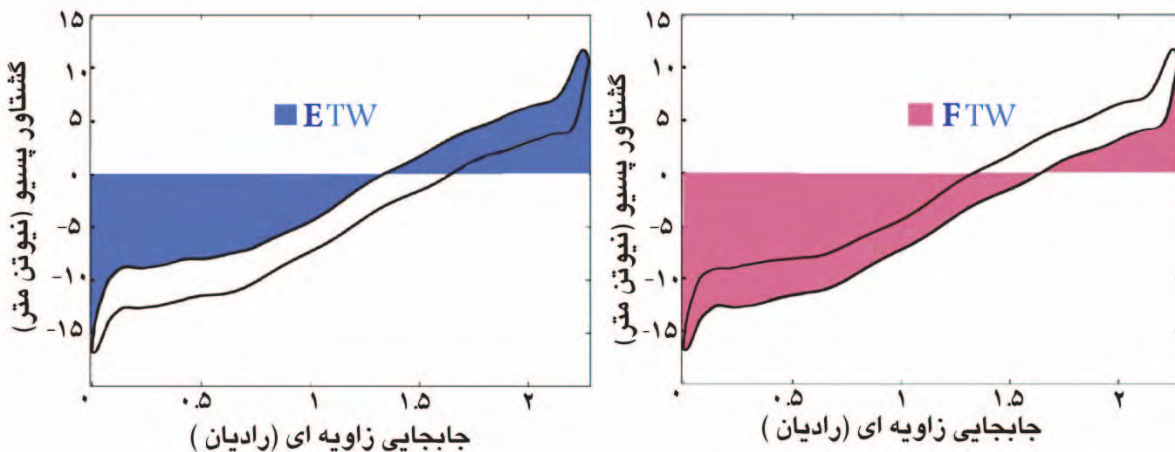
شاخص‌های بیومکانیکی مربوط به سفتی ویسکوالاستیک در عضلات فلکسور و اکستانسور از آنجاکه در حرکت غیرفعال اکستنشن مفصل آرنج، عضلات فلکسور این مفصل کشیده (Stretched) شده و در حرکت غیرفعال فلکشن، عضلات اکستانسور این مفصل کشیده شده و بیشترین نقش مقاومتی را در برابر حرکت غیرفعال دارند، برای محاسبه شاخص‌های بیومکانیکی مربوط به عضلات فلکسور و اکستانسور، باید از داده‌های گشتاور-موقعیت زاویه‌ای مربوط به حرکت اکستنشن و فلکشن استفاده شود. به این منظور، از شیب‌های میانی به عنوان شاخص سفتی الاستیک و از سطح زیر

در تحقیق حاضر، برای ارائه شاخص‌های کمی در تعیین شدت سفتی عضلانی، از روش دینامومتری ایزوکینتیک استفاده شد که در آن با استفاده از دینامومتر سایبکس، جابه‌جایی زاویه‌ای پسیو در مفصل آرنج اعمال شده و سیگنال‌های مربوط به گشتاور و موقعیت زاویه‌ای ثبت می‌شد. آزمایش‌ها روی افراد داوطلب در دو گروه کنترل و بیمار انجام شده و هم‌زمان، معاینه بالینی متداول براساس معیار کیفی MAS نیز از بیماران به عمل می‌آمد. با استفاده از برنامه‌هایی که در محیط MATLAB نگاشته شد، شاخص‌های الاستیک و ویسکوز سفتی از روی داده‌های ثبت شده به وسیله دینامومتر محاسبه شد.

منحنی اکستنشن و سطح زیر منحنی فلکشن به عنوان شاخص سفتی ویسکوالاستیک و از سطح زیر منحنی سیکل اکستنشن و فلکشن (هیستریسیس)^۱ نیز به عنوان شاخص سفتی ویسکوز استفاده شد (شکل‌های ۱ و ۲). گفتنی است شاخص‌های انتخاب شده، شاخص‌های مؤثر و ارجح در تعیین سفتی ویسکوالاستیک و تمایز بین رتبه‌های معیار MAS بوده است (۱۵).



شکل ۱. نمودار گشتاور-زاویه (منحنی فلکشن و اکستنشن) مفصل آرنج شاخص‌های شیب میانی (راست) و هیستریسیس (چپ). شیب ناحیه میانی اکستنشن (EDZS)^۲ شیب ناحیه میانی فلکشن (FDZS)^۳ و سطح زیر منحنی (هیستریسیس)^۱ سیکل اکستنشن و فلکشن



شکل ۲. نمودار گشتاور-زاویه (منحنی فلکشن و اکستنشن) مفصل آرنج-شاخص‌های سطح زیر منحنی فلکشن (راست) و سطح زیر منحنی اکستنشن (چپ). سطح زیر منحنی (کار) اکستنشن (ETW)^۴ و سطح زیر منحنی (کار) فلکشن (FTW)^۵

شاخص‌های تحقیق (وجود شاخص‌های متعدد)، در دو مرحله صورت گرفت: اول، تکرارپذیری برای یک فرد سالم در سرعت 75° بر ثانیه در ۵ نوبت، به دلیل اطمینان کافی از صحت و تکرارپذیری داده‌ها، با فاصله یک روز به عمل آمد. برای جلوگیری از تداخل عوامل مخدوش‌کننده، آزمون‌ها در ساعت یکسانی از روز انجام شد و مقادیر ICC مربوط به هر شاخص، در جدول ۳ ارائه شده است. دوم، تکرارپذیری شاخص‌های مدنظر در بین

تجزیه و تحلیل آماری: تکرارپذیری شاخص‌های تحقیق برای عضلات فلکسور و اکستنسور: به منظور بررسی صحت عمومیت‌پذیری شاخص‌های مربوط، تکرارپذیری از طریق آزمون ANOVA با نرم‌افزار SPSS ۱۶ به روش ضریب همبستگی درون‌خوشه‌ای (ICC)^۷ روی منحنی‌های به دست آمده از آزمون‌های گشتاور CPM بررسی شد. این کار با توجه به حجم نمونه‌ها (به دلیل محدود بودن آن‌ها) و بررسی صحت عمومیت

1- Hysteresis
2- Extension Dead-Zone Slope
3- Flexion Dead-Zone Slope
4- Hysteresis
5- Extension Total Work
6- Flexion Total Work
7- Intraclass Correlation Coefficient



نمونه‌ها (افراد سالم) در تمامی سرعت‌های آزمون‌های انجام شده در جدول ۴ ارائه شده است. ضریب ICC بیش از ۰/۷ برای بررسی شد. مقادیر ضریب همبستگی ICC مربوط به هر شاخص، تحقیقات مبتنی بر جامعه، ضریب پایا در نظر گرفته شد.

جدول ۳. ضریب همبستگی ICC برای ۵ تکرار آزمایش در یک نمونه سالم

شاخص‌های ویسکوالاستیک	شاخص الاستیک	شاخص ویسکوز	همه شاخص‌ها
۰/۹۲۸	۰/۹۲۳	۰/۹۱۴	۰/۹۲۲

همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقادیر ICC در محاسبه می‌گیریم، نزدیک به ۱ است که نشان‌دهنده تکرارپذیری فراوان شاخص‌ها، به خصوص وقتی همه شاخص‌ها را با هم در نظر برای محاسبه شاخص‌هاست.

جدول ۴. مقادیر ضریب همبستگی ICC مربوط برای شاخص‌های تحقیق، در سرعت مربوط برای عضلات فلکسور و اکستانسور مفصل آرنج، در بین نمونه‌ها

شاخص	۱۲۰ درجه بر ثانیه	۷۵ درجه بر ثانیه	۴۵ درجه بر ثانیه	۱۵ درجه بر ثانیه
FTW	۰/۷۸۴	۰/۷۹۷	۰/۸۱۶	۰/۸۴۶
ETW	۰/۷۲۷	۰/۷۴۵	۰/۸۲۸	۰/۸۲۸
FDZS	۰/۸۴۸	۰/۸۱۵	۰/۸۴۲	۰/۸۲۵
EDZS	۰/۸۴۱	۰/۸۲۹	۰/۸۶۸	۰/۸۴۲
HYS	۰/۷۸۶	۰/۸۹۷	۰/۹۱۴	۰/۹۲۲

نتایج حاصل از تکرارپذیری در میان نمونه‌ها و مقادیر به دست آمده برای ضریب همبستگی ICC، بیانگر صحت تکرارپذیری قابل قبول شاخص‌های مربوط در میان نمونه‌ها بوده است.

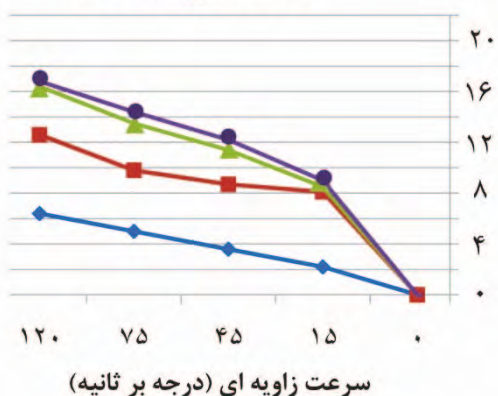
زاویه، نتایج حاصل از پردازش‌های آماری و جداول خروجی از آن برای شاخص‌های مربوط در قالب نمودارهای خطی ارائه شد (شکل ۳ و ۴ و ۵). در خصوص شاخص سفتی ویسکوالاستیک، افزایش میزان شاخص مربوط، به ازای افزایش سرعت، هم در حرکت اکستنشن و هم در فلکشن مفصل آرنج مشاهده شد. این افزایش میزان به صورت معنی‌دار در بین تمام نمونه‌ها مشهود بود (شکل ۳).

نتایج حاصل از تکرارپذیری در میان نمونه‌ها و مقادیر به دست آمده برای ضریب همبستگی ICC، بیانگر صحت تکرارپذیری قابل قبول شاخص‌های مربوط در میان نمونه‌ها بوده است.

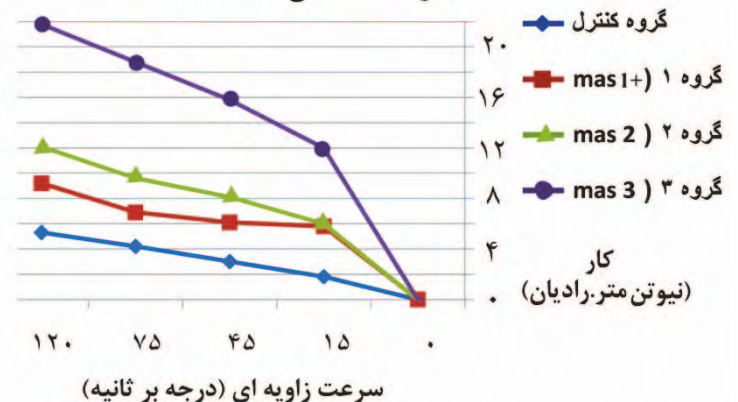
یافته‌ها

پس از تجزیه و تحلیل مقادیر خام گشتاور غیرفعال و استخراج شاخص‌های سفتی ویسکوز و الاستیک از منحنی‌های گشتاور-

شاخص سفتی ویسکوالاستیک
کار فلکشن (FTW)



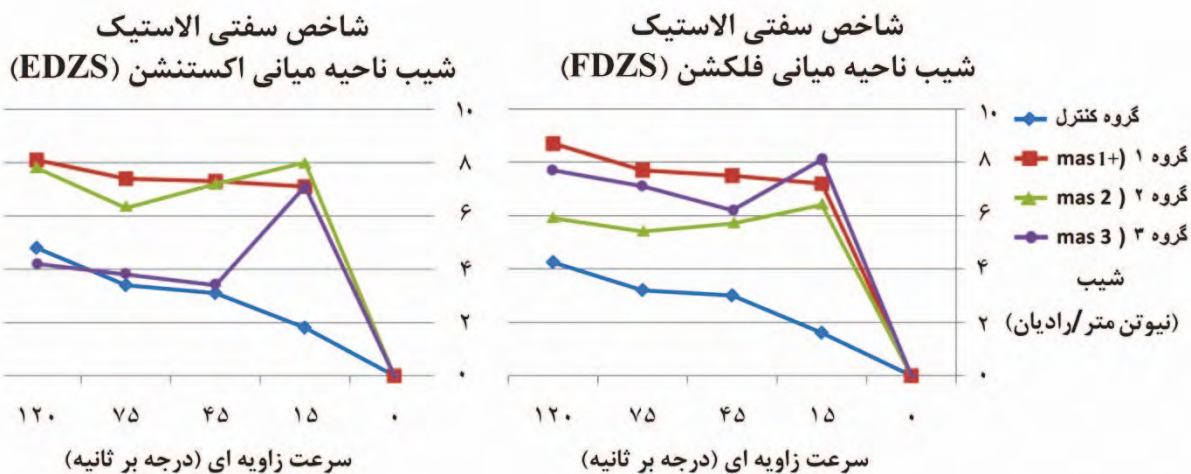
شاخص سفتی ویسکوالاستیک
کار اکستنشن (ETW)



شکل ۳. نمودار تغییرات شاخص سفتی ویسکوالاستیک FTW, ETW به ازای تغییرات سرعت، در بین نمونه‌ها



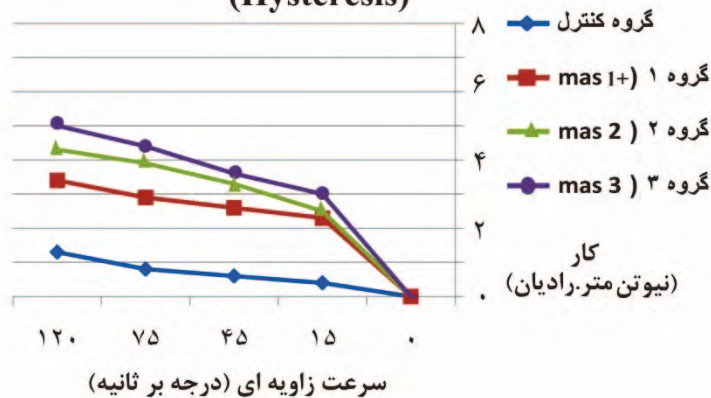
همچنین، درخصوص شاخص سفتی الاستیک (شیب ناحیه میانی)، افزایش نامنظم شاخص مربوط به‌ازای افزایش سرعت، هم در حرکت اکستنشن و هم در فلکشن مفصل آرنج دیده شد. این افزایش نامنظم در بین نمونه‌های گروه ۲ و ۳ به‌وضوح مشاهده شد (شکل ۴).



شکل ۴. نمودار تغییرات شاخص سفتی الاستیک EDZS, FDZS به‌ازای تغییرات سرعت، در بین نمونه‌ها

در ادامه، درخصوص شاخص سفتی ویسکوز، افزایش این شاخص به‌ازای افزایش سرعت، هم در حرکت اکستنشن و هم در فلکشن مفصل آرنج مشاهده شد. این افزایش میزان، در بین تمام نمونه‌ها، تا حدودی منظم و به‌صورت معنی‌دار نمایان بود (شکل ۵).

شاخص سفتی ویسکوز - کار سیکل اکستنشن و فلکشن (Hysteresis)



شکل ۵. نمودار تغییرات شاخص سفتی ویسکوز Hysteresis به‌ازای تغییرات سرعت، در بین نمونه‌ها

که در افراد گروه بیماران، همانند گروه کنترل، افزایش وابسته به سرعت گشتاور مقاوم غیرفعال وجود دارد. این حساسیت به سرعت در پاسخ عضلات فلکسور و اکستانسور آرنج به کشیدگی غیرفعال، در تأیید مطالعات گذشته بوده و از رفتار

تعیین شاخص‌های بیومکانیکی از مقادیر عددی خام گشتاور مقاوم تجزیه و تحلیل مقادیر عددی خام گشتاور مقاوم در برابر حرکت فلکشن و اکستنشن مفصل آرنج، نشان‌دهنده این بود

بحث



ویسکوالاستیک عضله سرچشمه می‌گیرد (۱۸-۱۶). مقایسه مقادیر گشتاور غیرفعال بین دو گروه کنترل و بیماران نشان داد که با وجود اینکه این مقادیر در گروه بیماران به‌طور نسبی بیشتر از گروه کنترل است، در هیچ‌یک از سرعت‌های آزمایش، تمایز آماری بین دو گروه وجود ندارد. این نتایج، یافته‌های مطالعات قبلی را در زمینه ارزیابی سفتی عضلانی با دستگاه‌های ایزوکتینیک تأیید می‌کند. به‌منظور برجسته‌کردن تفاوت‌های بین دو گروه، در مطالعات گذشته مقادیر خام گشتاور غیرفعال بیشتر پردازش شده است. به‌عنوان مثال، برخی محققان مجموع گشتاورهای ماکزیمم متوالی را تحلیل کرده‌اند (۱۹) و برخی دیگر شاخص کار را برگزیده‌اند (۲۰). معمولاً شیب رگرسیون خطی بین پارامتر انتخاب‌شده از گشتاور غیرفعال و سرعت اعمالی، به‌عنوان معیاری برای تعیین کمیت سفتی عضلانی استفاده شده است (۲۱، ۲۰، ۱۶). در این مطالعه، محققان کوشیده‌اند از اطلاعات خام گشتاور-موقعیت زاویه‌ای مفصل آرنج، شاخص‌ها را به‌گونه‌ای محاسبه کنند که تغییر در سفتی عضلانی را هم از جنبه الاستیسیته و هم از جنبه ویسکوزیته بررسی کنند.

قبل از افزایش طول بزرگ غیرفعال در عضله، هیچ انقباض فعالی در عضله وجود نداشته باشد و این شرایط در مطالعه حاضر نیز صدق می‌کند، تیکسوتروپی در بیماران سکنه مغزی و افراد سالم متفاوت نبوده؛ بلکه در برخی موارد در بیماران، کمتر از افراد سالم است (۲۷). با توجه به یافته‌های بالا، به‌نظر می‌رسد این سازوکار فیزیولوژیکی، بر تفاوت بین شاخص‌های مربوط به عضلات فلکسور و اکستانسور بیماران و افراد سالم دلالت نداشته باشد.

روند تغییرات شاخص‌های بیومکانیکی در بین نمونه‌ها

افزایش وابسته به سرعت گشتاور مقاوم غیرفعال در افراد گروه بیمار، همانند گروه کنترل مشاهده شد که این حساسیت به سرعت مؤید مطالعات گذشته بوده و از رفتار ویسکوالاستیک عضله سرچشمه گرفته است (۱۸-۱۶). با افزایش سرعت حرکت، افزایش میزان سفتی ویسکوز و الاستیک و ویسکوالاستیک (۱۰،۹)، به‌صورت منظم در بین نمونه‌ها و با افزایش میزان معیار MAS مشاهده شد (شکل ۶). می‌توان این شاخص‌ها را از عوامل مؤثر در تغییر ساختار بافت‌های درونی اندام درگیر در حرکت و بیان‌کننده افزایش سفتی ویسکوز ساختارهای ویسکوز درونی و شاخص مؤثر در تمایز بین تمامی گروه‌های نمونه (MAS بین ۲ و ۳) دانست و همچنین افزایش چشمگیر میزان سفتی الاستیک بین گروه ۱ و گروه کنترل و همچنین افزایش نامنظم، در بین نمونه‌های گروه ۲ و ۳ دیده شد که با افزایش میزان معیار MAS در بین نمونه‌ها، شاخص مربوط دچار تغییرات نامنظم گردید که شاید بتوان این شاخص را از شاخص‌های مؤثر بر بیان تغییر در ساختار بافت‌های درونی اندام درگیر در حرکت در رتبه‌های پایین معیار MAS و تمایز بین رتبه‌های پایین معیار MAS (کمتر از ۲) با گروه کنترل دانست (۱۵) (شکل ۷). با توجه به شکل ۴، تمایز رتبه ۱+ معیار کیفی MAS از گروه کنترل، از طریق شاخص شیب میانی فلکشن و اکستنشن امکان‌پذیر بود و با توجه به شکل ۳ و ۵، ملاحظه شد که هم برای عضلات فلکسور و هم برای عضلات اکستانسور مفصل آرنج، تمایز رتبه ۱+ معیار کیفی MAS (رتبه ۱/۵ در این مطالعه) از رتبه ۲ آن و همچنین تمایز رتبه ۲ معیار MAS از رتبه ۳ آن، از طریق شاخص‌های کار کل فلکشن و اکستنشن و هیستریسیس ممکن بود (۱۰، ۱۵).

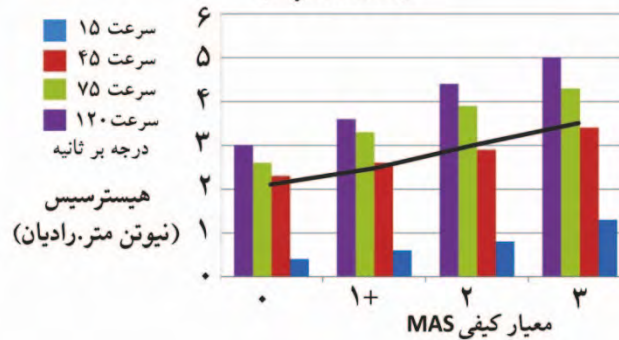
وابستگی مقاومت غیرفعال به سرعت حرکت، در بیماران مبتلا به سفتی عضلانی

برای توجیه وابستگی مقاومت غیرفعال به سرعت، در بیماران مبتلا به سفتی عضلانی، افزایش سفتی ویسکوالاستیک در ساختارهای پسوی عضلات گزارش شده است (۲۱، ۱۶). به‌نظر می‌رسد که افزایش این خواص ویسکوالاستیک، در نتیجه بازسازی و ترمیم اجزای ساختاری درون سلولی یا خارج سلولی مانند تیتین^۱ و کلاژن^۲ بوده (۲۲) که محققان قبلی رفتار ویسکوالاستیک آن‌ها را نشان داده‌اند (۲۴، ۲۳).

علاوه بر تغییر در ساختار پسوی عضله و جدا از هرگونه فعالیت رفلکس، عوامل دیگری نیز ممکن است در وابستگی مقاومت غیرفعال به سرعت نقش داشته باشند. حتی در حالت استراحت، افزایش غیرطبیعی تعداد کراس‌لینک‌های باقی‌مانده اکتین-میوزین^۳ به‌همراه میزان کمتر پارگی این کراس‌لینک‌ها طی حرکت غیرفعال، به افزایش گشتاور مقاوم در بیماران دچار سفتی عضلانی منجر می‌شود (۲۶، ۲۵). عمدتاً مقدار کراس‌لینک‌های مایوفیلانی در حال استراحت، عامل خاصیت تیکسوتروپی^۴ عضلات است. با این حال، نشان داده شده است که اگر بلافاصله

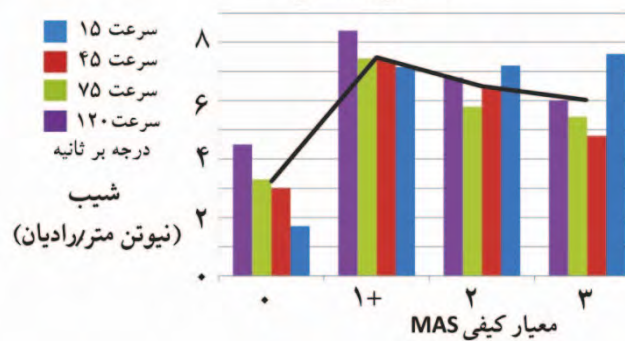


شاخص سفتی ویسکوز-کارسیکل اکستنشن و فلکشن (Hysteresis)



شکل ۶. نمودار ستونی مربوط به تغییرات شاخص سفتی ویسکوز، به‌ازای تغییرات معیار MAS، در سرعت‌های مختلف

شاخص سفتی الاستیک-شیب میانی متوسط سیکل اکستنشن و فلکشن



شکل ۷. نمودار ستونی مربوط به تغییرات شاخص سفتی الاستیک، به‌ازای تغییرات معیار MAS، در سرعت‌های مختلف.

نتیجه‌گیری

ناشی از سفت شدن بافت‌های ویسکوز عضلات بوده و بافت‌های الاستیک نقش کمتری دارند. همچنین، مشاهده شد که تأثیر بیماری CVA بر سفتی اندام‌ها در رتبه‌های بالایی معیار کیفی MAS، به دلیل سفت شدن بافت‌های ویسکوز عضلات بوده است. در مجموع، می‌توان گفت با افزایش میزان معیار MAS و افزایش سرعت حرکت، سفتی ایجاد شده در اندام در بیماری CVA، بیشتر به علت سفتی ویسکوز در عضلات بوده است.

باتوجه به نتایج به دست آمده از بررسی نمودارهای تغییرات شاخص‌های مدنظر به‌ازای افزایش سرعت حرکت و افزایش میزان معیار MAS، به نظر رسید که تأثیر بیماری CVA بر سفتی اندام‌ها در رتبه‌های پایین معیار کیفی MAS، بیشتر ناشی از سفت شدن بافت‌های الاستیک بوده و تأثیر بیماری CVA بر سفتی اندام‌ها در رتبه‌های میانی معیار کیفی MAS نیز بیشتر

منابع

1-Blackburn M, van Vliet P, Mockett SP. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy*. 2002;82(1):25-34.
 2-Donnan GA, Fisher M, Macleod M, Davis SM. Stroke. *Lancet* 2008;371:1612-1623
 3-Wade DT, Collin C. The Barthel ADLIndex: a Standard Measure of physical disability? *Int Disabil Study*. 1988;10:64-67.
 4-Rathore SS, Hinn AR, Cooper LS, Tylorer HA, Rosamond WD. Characterization of incident stroke signs and symptoms: finding from

the atherosclerosis risk in communities study. *Stroke*. 2002;33:2718-21.
 5-Edwards S. Abnormal Tone and Movement As a Result of Neurological Impairment; Considerations for Treatment .In: Edwards S. *Neurological Physiotherapy*. London:Churchil Livingstone; 2002.
 6-Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*.1987;67:206-7.
 7-Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Lenseil-Corbeil G, Pe´rot C, Vanvelcenaher J. Quantitative assessment of the velocity-dependent increase in resistance to passive stretch in spastic plantarflexors. *Clinical*



- Biomechanics.2005;20:745-53.
- 8-Allison SC, Abraham LD, Petersen CL. Reliability of the modified Ashworth scale in the assessment of plantarflexor muscle spasticity in patients with traumatic brain injury. *Int J Rehabil Res.* 1996;19:67-78.
- 9-Prochazka A, Bennett DJ, Stephens J, Patrick SK. Measurement of rigidity in parkinson's disease, *Movement disorders.* 1997;12(1):24-32.
- 10-Lee HM, Huang YZ, Chen JJ, Huang IS. Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors. *J Neurosurg Psychiatry.* 2002;72(3):621-9.
- 11-Cornu C, Goubel F, Fardeau M. Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *The journal of physiology.* 2001;533(2):605-16.
- 12-Blackburn M, Villet P, Mocket SP. Reliability of measurements obtained with the modified ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy.* 2002;82:25-34.
- 13-Watkins CL, Leathley MJ, Gregson JG, Moore AP, Smith TH, Sharma AK. Prevalence of spasticity post stroke. *Clinical Rehabilitation.* 2002;16:515-22.
- 14-Sommerfeld DK, Eek EUB, Sevansson AK, Holmqvist LW, Meganus H, Arbin V. Spasticity after stroke its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. *Stroke.* 2004;35:134-40.
- 15-Ardabili NS, Abdollahi I, Khorramymehr S, Shirzad H, Bahadorany H. Quantitative evaluation of spasticity at the elbow of stroke patients. 2011 18th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME). 2011. p. 131-6.
- 16-Lamontagne A. Impaired viscoelastic behavior of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clin. Biomech.* 1997;12:508-15.
- 17-Lehmann JF, Price R, DeLateur BJ, Hinderer S, Traynor C. Spasticity: quantitative measurements as a basis for assessing effectiveness of therapeutic intervention. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989;70:6-15.
- 18-Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy.* 1997;26(5):244.
- 19-Firoozbakhsh KK, Kunkel CF, Scremin AM, Moneim MS. Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment. *Am J Phys Med Rehab.* 1993;72:379-85.
- 20-Engsborg JR, Ross SA, Olree KS, Park TS. Ankle spasticity and strength in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2000;42:42-7.
- 21-Given JD, Dewald JP, Rymer WZ. Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1995;59:271-9.
- 22-Friden J, Lieber RL. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle Nerve.* 2003;27:157-64.
- 23-Bartoo ML, Linke WA, Pollack GH. Basis of passive tension and stiffness in isolated rabbit myofibrils. *Am J Physiol.* 1997;73:C266-76.
- 24-Stromberg DD, Wiederhielm CA. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J Appl Physiol.* 1969;26:857-62.
- 25-Carey JR, Burghardt TP. Movement dysfunction following central nervous system lesions: a problem of neurologic or muscular impairment? *Phys Ther.* 1993;73:538-47.
- 26-Hufschmidt A, Mauritz KH. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1985;48:676-85.
- 27-Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2000;69:34-9.

Evaluation of Spasticity Variations at the Elbow Joint of CVA Patients According to the Biomechanical Indices

Soleymanzade Ardabili N. (M.Sc.)¹, *Abdollahi I. (Ph.D.)², Khorami mehr S. (Ph.D.)³

Abstract

Objective: The goal of the present study was to evaluate spasticity variations by increasing the velocity of motion and MAS value in the elbow flexor and extensor muscles during elbow joint extension and flexion of CVA patients based on the biomechanical indices.

Materials & Methods: Biomechanical viscose and elastic indices were calculated at different parts of passive extension and flexion torque-angle curves in fifteen adult patients with a history of CVA and upper-extremity spasticity and fifteen healthy subjects, by using isokinetic dynamometer to log data and MATLAB software for analysis. Subjects were divided to group 1, 2 and 3 according to the degree of modified ashworth scale (MAS) and also healthy subjects as control group. Biomechanical indices were calculated for subjects at velocities of 15, 45, 75 and 120 Deg/s.

Results: It seemed that regular increment of viscoelastic and viscose stiffness indices and MAS values due to increasing the velocity of motion in both extension and flexion in all test groups and there was significant regular increment of elastic stiffness index due to increasing the velocity in both extension and flexion between the control group and group 1 and also an irregular increment observed between group 1 and group 2 and 3 and also the effect of mentioned index was decreased at higher level of MAS .

Conclusion: Finally it seems that more effect of viscose stiffness in spasticity in CVA patients at higher level of MAS and also results showed the increment of viscose stiffness by increasing the velocities of motion and the rate of MAS.

Keywords: Spasticity, Biomechanical indices, Passive torque, Elbow joint

Receive date: 26/06/2012

Accept date: 29/06/2013

1-M.Sc. of Biomedical Engineering, Biomedical Department, Azad University of Sciences and Researches, Tehran, Iran

2-Ph.D. of Physiotherapy, Assistant Professor, Department of Physiotherapy, University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

3- Ph.D. of Biomedical, Assistant Professor, Biomedical Department, Azad University of Sciences and Researches, Tehran, Iran

*Correspondent Author Address: University of social welfare and rehabilitation sciences, Tehran, Iran.

*Tel: +98 (21) 22180039

*E-mail: abdollahi@uswr.ac.ir