

مدل سازی مکانیکی حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در زمینه توانبخشی

ایمان وحدت^۱، مصطفی رستمی^۲، فرهاد طباطبایی قمشه^۲، *ایرج عبداللهی^۳، نیما سلیمان زاده اردبیلی^۱

چکیده

هدف: هدف این تحقیق بهینه کردن حرکت توانبخشی اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج، از لحاظ اتلاف انرژی و صدمات ناشی از تنش های وارده از طرف تجهیزات حرکتی به مفاصل و اندام های درگیر در حرکت، با استفاده از بررسی تغییرات خواص ویسکوالاستیک در انجام حرکت مورد نظر، به ازای تغییر سرعت انجام حرکت بود.

روش بررسی: در این مطالعه کاربردی جمعیت آماری مختصر به ۵ نفر مرد سالم بدون هیچگونه سابقه و مشکل در سیستم عصبی-عضلانی و با لحاظ کردن شاخص توده بدنی بود. بر روی این افراد تست (CPM) گشتاور پسیو توسط دستگاه ایزوکینتیک سایکس (CYBEX) در حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در ۴ سرعت متفاوت (۷۵،۴۵، ۱۵، ۱۲) در ۵ سیکل متوالی در دامنه حرکتی ۰ تا ۱۳۰ درجه، بر روی دست چپ هر فرد انجام شد و سپس اطلاعات به دست آمده از تست های انجام شده برای تحلیل و آنالیز، وارد نرم افزار ریاضی و تحلیلی (MATLAB) شد. به منظور مدل سازی حرکت و بررسی اثر خواص ویسکوالاستیک در حرکت مورد نظر و همچنین محاسبه پارامترهای بیومکانیکی از منحنی های گشتاور پسیو به دست آمده از آزمایش ها، از یک مدل مکانیکی ویسکوالاستیک پسیو سه ایمنی استفاده شد و برای استخراج ضرایب ویسکوز و الاستیک مدل، روابط ریاضی مدل مربوطه را با منحنی های گشتاور پسیو فیت کردیم.

یافته ها: افزایش میزان سرعت حرکت باعث افزایش میزان پارامترهای بیومکانیکی کار، هیستریسیس و ضرایب الاستیک، کاهش ضریب ویسکوز، افزایش میزان اتلاف انرژی و افزایش مقاومت المان های ویسکوز شد. همچنین پاسخ مدل مکانیکی، بیانگر سازگاری عملکرد مدل مورد نظر با عملکرد مکانیکی اندام های درگیر در طول حرکت بود.

نتیجه گیری: نتیجه این تحقیق حاکی از انجام حرکات توانبخشی در سرعت های پایین و استفاده از تجهیزات توانبخشی با نیروی مقاوم ویسکوالاستیک به منظور بهینه کردن حرکت و کاهش صدمات وارده در بافت ها و مفاصل درگیر بود.

کلیدواژه ها: مفصل آرنج، اکستنشن و فلکشن، گشتاور پسیو، ویسکوالاستیک

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

۲- دکترای بیومکانیک، دانشیار دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران، ایران

۳- دکترای بیومکانیک، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد، واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

۴- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

دریافت مقاله: ۹۰/۱۰/۲۰

پذیرش مقاله: ۹۱/۰۶/۰۴

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکان، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه آموزشی فیزیوتراپی

* تلفن: ۰۳۹ ۲۲۱۸۰۰۲۱ (۲۱) +۹۸

* رایانامه: abdollahi@uswr.ac.ir

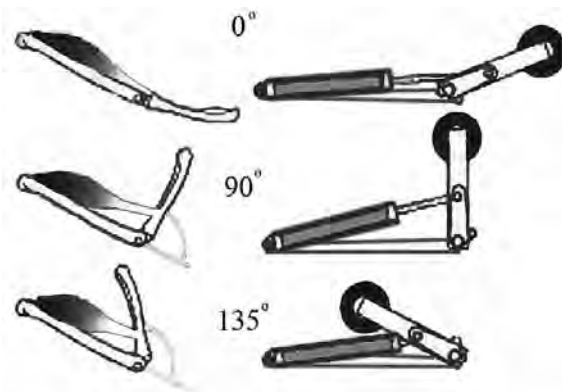
«این مقاله برگرفته از پایان نامه دانشجویی می باشد.»



مقدمه

صفر تا ۱۳۰ درجه به صورت فعال و اکتیو انجام و بدون وجود هیچ نیروی مقاوم خارجی در برابر حرکت یعنی حرکت آزادانه و فعال انجام شود، اولین نیرویی که در برابر این حرکت مقاومت می‌کند نیروی مقاوم غیرفعال بافت‌ها و عضلات درگیر در انجام این حرکت می‌باشد که همگی بافت ویسکوالاستیک^۲ بوده و نیروی مقاوم و غیرفعال ویسکوالاستیک ایجاد می‌کنند (۳-۱) بهتر است که از همین نیروی مقاوم درونی بافت‌های به عنوان یک نیروی مقاوم برای انجام حرکت در تجهیزات توانبخشی استفاده شود که می‌تواند بهترین عملکرد و بالاترین بازدهی را از لحاظ انتقال نیروی به همراه داشته باشد. به عنوان مثال می‌توان این نیروی مقاوم درونی را در قالب یک سیلندر و پیستون پنوماتیک که نیروی مقاوم ویسکوالاستیک ایجاد می‌کند، در سیستم‌های توانبخشی استفاده کرد (شکل ۱).

نیروی مقاومی که در تجهیزات توانبخشی، برای انجام حرکت استفاده می‌شود معمولاً از طریق وزنه، فنر، کش، قرقره به صورت مجزا یا ترکیب با هم و یا از سیستم‌های پنوماتیکی و یا هیدرولیکی تامین می‌شود که همه این موارد به نوبه خود یک نیروی مقاوم خاص را ایجاد می‌کنند که از لحاظ عملکرد با هم تفاوت‌های دارند. هدف این است که بتوان از بهترین این موارد به عنوان یک نیروی مقاوم در تجهیزات توانبخشی استفاده کرد، چراکه وقتی صحبت از توانبخشی می‌شود باید بالاترین بازدهی موجود و کمترین تلفات انرژی را داشته باشیم و همچنین کمترین آسیب و تنش بر روی عضلات و استخوان‌ها و مفاصل ایجاد شود. اگر حرکت باز و بسته شدن یا اکستنشن و فلکشن^۱ مفصل آرنج را در نظر بگیریم، وقتی که حرکت از دامنه



شکل ۱. نمایش مدل‌سازی عملکرد بافت‌های درگیر در انجام حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج به وسیله سیلندر و پیستون پنوماتیک که نیروی مقاوم ویسکوالاستیک ایجاد می‌کند.

مورد نظر عمل کرده و با آن‌ها سازگاری داشته باشد، رابطه ویسکوالاستیک مدل مکانیکی سه عضوی SLS^۳ یا بخش پسیو مدل هیل^۴ است. با توجه به آزمایشات متعدد انجام شده توسط هیل و سایر افراد این مدل به عنوان یک مدل مناسب و قابل اعتماد شناخته شده است (۷-۳).

در خصوص خواص ویسکوالاستیک مفصل آرنج تحقیقات متعددی انجام شده که در بعضی از این تحقیقات خواص مورد نظر برای حرکت فعال (۸) بر حسب تغییر سرعت (۹) و در برخی در یک سرعت خاص و محدود و براساس تغییر دامنه حرکتی، بررسی شده است. هم‌چنین نوع ابزار انجام تست متفاوت بوده که در بعضی از دینامومتر ایزوکینتیک^۵ (سرعت ثابت) و در بعضی دیگر از ابزارهای مشابه استفاده شده است. هم‌چنین روش استفاده شده جهت استخراج ضرایب متفاوت بوده که در بعضی از یک

درخصوص محاسن و مزایای نیروی مقاوم ویسکوالاستیک در سیستم‌های توانبخشی می‌توان به: ۱- تغییر نیروی مقاوم ویسکوالاستیک در جهت مشابه با تغییر نیروی عضلانی در طول حرکت. ۲- حذف اثر تنش‌های وارده بر اثر نیروی اینرسی در ابتدا و انتهای حرکت. ۳- قابلیت تنظیم نیروی مقاوم برای انجام حرکت در سطوح نیرویی بالاتر اشاره کرد. به همین منظور ابتدا می‌بایست آزمایش‌های متعدد بر روی حرکت مورد نظر در حالت پسیو و غیرفعال انجام شود و بعد توسط یک مدل مکانیکی ویسکوالاستیک مناسب از لحاظ عملکرد با عمل بافت‌های درگیر در انجام حرکت، اثر خواص ویسکوالاستیک بررسی و ضرایب ویسکوز و الاستیک مدل مکانیکی تعیین و سپس پاسخ مدل مربوطه بررسی شود. بهترین مدل ویسکوالاستیکی که می‌توانست از لحاظ عملکرد مکانیکی، همانند بافت‌های

1- Extension and flexion

2- Viscoelastic

3- Standard Linear Solid

4- Hill

5- Isokinetic



روش بررسی

از آنجایی که این تحقیق یک تحقیق آماری نبوده و احتیاج به حجم نمونه زیاد نداشته است، از این رو تعداد ۵ نفر (مرد) سالم از لحاظ فیزیکی با قابلیت انجام حرکت مورد نظر به طور کاملا صحیح و بدون هیچگونه مشکل و سابقه قبلی در سیستم عضلانی و مفصلی، مورد آزمایش قرار گرفتند که انتخاب آنها براساس معیار قد و وزن یا BMI^۱ با میانگین ۲۵/۸ و انحراف معیار ۵/۱، میانگین سنی ۳۲ سال و انحراف معیار ۵/۷ بوده است (جدول ۱).

مدل مکانیکی ساده (۱۰) و یا یک مدل ویسکوالاستیک (۱۱، ۱۲، ۱۶) و در بعضی دیگر از تحلیل نموداری دیتاهای حاصل از تست‌های مربوطه (۱۳، ۱۴) و هم‌چنین تحلیل دینامیکی مفاصل (۱۵) استفاده شده است که هر کدام به نوبه خود به نتایج دست یافته‌اند. باید به این نکته اشاره کرد که روش منحصر به فرد و قاطعی در این زمینه وجود ندارد و به همین منظور مقایسه نتایج تحقیقات انجام شده کار آسانی نیست، چراکه فرضیات و روش‌های استفاده شده متفاوت بوده و فقط در یک سری اصول کلی شباهت‌هایی با هم دارند.

جدول ۱- مشخصات نمونه‌ها

نمونه	جنسیت	سن	شاخص توده بدنی
۱	مرد	۲۵	۲۲/۹
۲	مرد	۲۸	۲۵/۶
۳	مرد	۳۶	۲۸/۲
۴	مرد	۴۲	۲۳/۱۴
۵	مرد	۴۵	۲۶/۴

اندازه‌گیری گشتاور CPM و موقعیت زاویه‌ای

جهت انجام تست CPM یا تست حرکت پسیو که در آن بافت‌ها و عضو مورد نظر در طول حرکت بدون فعالیت هستند، اهرم دستگاه به صورت فعال حرکت را بر روی عضو انجام می‌دهد و سپس مقاومت عضو در برابر حرکت توسط دستگاه به شکل گشتاور در طول دامنه حرکتی بر حسب درجه ثبت و ضبط می‌شود. تست مورد نظر در دامنه حرکتی از ۰ تا ۱۳۰ درجه هم در اکستنشن و هم در فلکشن در سرعت‌های ۱۲، ۱۵، ۴۵، ۷۵ درجه بر ثانیه به صورت مجزا و هر سرعت در ۵ سیکل متوالی بر روی دست چپ افراد انجام شد.

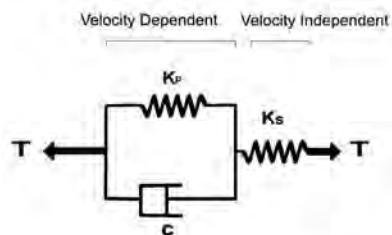
مدل مکانیکی ویسکوالاستیک

مدلی که در این تحقیق استفاده شد مدل ویسکوالاستیک SLS می‌باشد و دارای سه المان که یک المان الاستیک به صورت سری با دو المان دیگر، یک المان ویسکوز و دیگری الاستیک که به صورت موازی با هم هستند، ترکیب شده و رفتار مکانیکی همه المان‌ها خطی بوده است. هم‌چنین این مدل از دو بخش وابسته به سرعت و مستقل از سرعت تشکیل شده است (۴-۶) (شکل ۲).

در این تحقیق برای انجام آزمایش‌های مورد نیاز بر روی افراد جهت به دست آوردن گشتاورهای پسیو مورد نظر برای انجام تست CPM، از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک CYBEX مدل ۷۷۰ (ساخت کمپانی HUMAC NORM کشور آمریکا) استفاده شده است.

کالیبراسیون دستگاه

برای انجام حرکت مورد نظر صندلی دستگاه را در حالت افقی قرار داده و فرد روی صندلی به صورت خوابیده به پشت قرار گرفته است. تنظیمات جانبی دستگاه از قبیل تنظیم فاصله صندلی تا دینامومتر و هم‌چنین تنظیم اهرم دسته دینامومتر با دست فرد و یکی کردن و هم‌محور نمودن محور دوران مفصل آرنج با محور دینامومتر برای هر فرد به صورت مجزا براساس معیارهای فیزیکی فرد و پروتوکل دستگاه انجام شده است هم‌چنین به منظور جلوگیری از اثر گشتاور جاذبه زمین بر روی گشتاورهای پسیو به دست آمده، در تنظیمات نرم‌افزاری دستگاه اثر جاذبه زمین را حذف کردیم.



شکل ۲- نمایش مدل مکانیکی ویسکوالاستیک sIs شامل دو بخش مستقل از سرعت و وابسته به سرعت (۵).

فرکانس به صورت طیف فرکانسی نمایش دادیم. مقدار سیگنال یا (AMPLITUDE) سیگنال تبدیل یافته، کمتر از مقدار سیگنال تحریک عضله در حالت اکتیو بود و می توان نتیجه گرفت که گشتاورهای ثبت شده پسپو بوده اند.

بررسی فاکتور ICC یا ضریب همبستگی

برای کسب اطمینان از صحت و قابلیت عمومیت پذیری داده هایی که از آزمایش ها به دست آمد، در دو جهت فاکتور مورد نظر بررسی شد: اول تعداد سیکل های انجام شده توسط هر فرد در حرکت اکستنشن و فلکشن بررسی و تکرار پذیری آن ها مورد سنجش قرار گرفت و دوم تکرار پذیری دیتاها براساس یک معیار کلی در میان کلیه نمونه ها بررسی شد. برای بررسی تکرار پذیری در میان نمونه ها، از شیب های ابتدایی، میانی و پایانی منحنی های گشتاور پسپو، به عنوان معیار سنجش استفاده شد. مقادیر ضریب همبستگی ICC^۲ برای ۵ سیکل، برای هر فرد در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن برای تمامی نمونه ها توسط نرم افزار ۱۶ SPSS.Version^۳ محاسبه شد (جدول ۲).

می توان روابط ذیل را برحسب گشتاور - زاویه برای مدل مورد نظر نوشت:

$$M = K_s \theta_2$$

برای بخش مستقل از سرعت:

$$M = C \dot{\theta}_1 + K_p \theta_1$$

برای بخش وابسته به سرعت:

$$\theta = \theta_2 + \theta_1$$

جایابی کل برابر است با:

و در پایان رابطه کلی به صورت:

$$M - M_0 = \theta [(\theta K_p K_s + \dot{\theta} C K_s) / (\theta K_s + \theta K_p + \dot{\theta} C)]$$

که در این رابطه M گشتاور، θ جابجایی زاویه ای، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه ای، K_s ضریب الاستیک سری، K_p ضریب الاستیک موازی، M_0 گشتاور اولیه و C ضریب ویسکوز می باشد (۷، ۱۸، ۱۹).

پردازش سیگنال

برای حصول اطمینان نسبی از پسپو بودن حرکت در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج با توجه به اینکه امکان ثبت سیگنال EMG^۱ از عضلات درگیر میسر نبود، از سیگنال گشتاور ثبت شده توسط دستگاه، تبدیل فوری گرفته و آن را از حوزه زمان به حوزه فرکانس بردیم و مقدار سیگنال تبدیل شده را بر حسب

جدول ۲- مقادیر ضریب همبستگی در ۸ سیکل در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن

نمونه	اکستنشن	فلکشن
۱	۱	۰/۹۹۶
۲	۰/۹۹۸	۰/۹۹۷
۳	۱	۰/۹۹۶
۴	۱	۰/۹۸۹
۵	۰/۹۹۷	۰/۹۹۷

وارد نرم افزار تحلیلی و ریاضی MATLAB شدند و تمامی منحنی ها گشتاور - زاویه در تمامی سرعت ها برای درک بهتر و داشتن شکل منسجم تر توسط یک معادله درجه نهم پلی نومیال^۴ فیت شدند (جدول ۳). هم چنین به منظور جلوگیری از بروز یک سری خطاهای اندازه گیری از جمله حرکت ناگهانی اهرم دستگاه در شروع حرکت و توقف ناگهانی در پایان حرکت، ۱۰ درجه از ابتدا و ۱۵ درجه انتهای دامنه حرکتی در محاسبات حذف شد.

هم چنین ضریب همبستگی بین نمونه ها در اکستنشن ۰/۹۹۸ و در فلکشن ۰/۹۸۷ محاسبه شد که بیانگر تکرار پذیری و عمومیت پذیری بالا در بین نمونه ها می باشد.

آنالیز داده ها

اطلاعات خام و اولیه به دست آمده و ثبت شده توسط نرم افزار دستگاه ایزو کینتیک برای آنالیز و نتیجه گیری در مراحل بعدی

1- Electromyography

2- Intraclass Correlation Coefficient

3- Statistical Package For The Social Science

4- 9th degree poly nominal



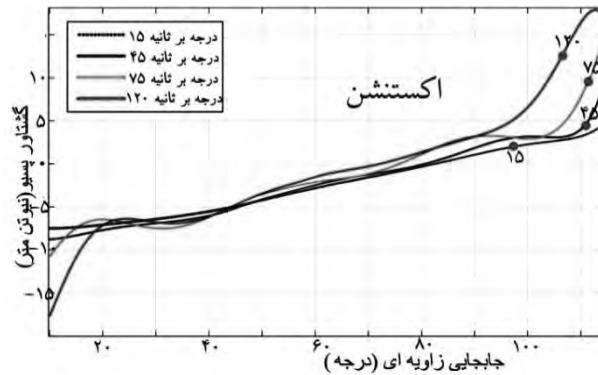
جدول ۳- مقادیر RMSE جهت فیت شدن با معادله درجه نهم پلی‌نومینال برای سرعت‌های مختلف در اکستنشن و فلکشن

R ²		RMSE		سرعت زاویه‌ای (درجه بر ثانیه)
اکستنشن	فلکشن	اکستنشن	فلکشن	۱۵
۰/۹۸۶	۰/۹۹۲	۰/۵۰۹۲	۰/۳۳۵۴۸	۴۵
۰/۸۵۹	۰/۹۴۴	۱/۸۷۸	۱/۲۲۳	۷۵
۰/۸۷۹	۰/۹۱۸	۲/۰۱۳	۲/۰۱۸	۱۲۰
۰/۹۱۸	۰/۹۸۷	۲/۰۹۱	۱/۵۵۶	

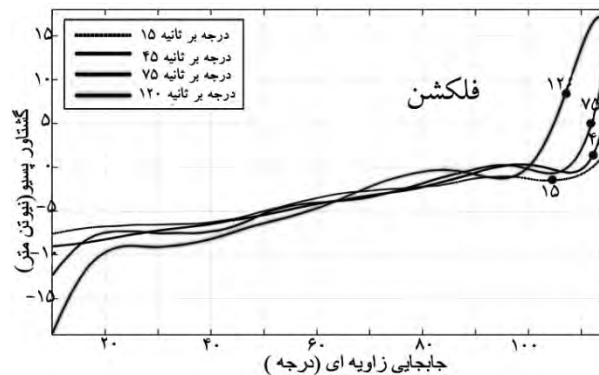
اهرم دستگاه در ابتدا و انتهای حرکت ۲- نیروی وزن حاصل از اهرم دستگاه و نیروی وزن عضو مورد نظر ۳- مقاومت بافت‌های درگیر در برابر حرکت (۱۳). در اینجا گشتاور پسیو برای چهار سرعت متفاوت از ۱۵ تا ۱۲۰ درجه بر ثانیه در حرکت اکستنشن و فلکشن در نمودار شکل ۳ و ۴، نشان داده شده است.

گشتاورهای پسیو

گشتاور پسیو اندازه‌گیری شده توسط دستگاه در تست CPM برای حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج به چندین پارامتر بستگی دارد که عبارتند از ۱- اثر اینرسی حاصل از شتاب حرکت



شکل ۳- نمودار مربوط به گشتاورهای پسیو در چهار سرعت متفاوت در حرکت اکستنشن مفصل آرنج در یک نمونه سالم



شکل ۴- نمودار مربوط به گشتاورهای پسیو در چهار سرعت متفاوت در حرکت فلکشن مفصل آرنج در یک نمونه سالم

ثانیه در هر دو حرکت به خوبی مشاهده شد. در طول حرکت، وسعت محدوده مورد نظر با افزایش سرعت افزایش یافته و می‌توان به این نتیجه رسید که این محدوده یک محدوده وابسته به سرعت بوده و می‌توان آن را به عنوان یک فاز تعریف کرد و دلیل پیدایش فاز مورد نظر را اثر عوامل وابسته به سرعت در رابطه گشتاور در سرعت مربوطه دانست (شکل ۳، ۴). در سرعت‌های پایین‌تر همانند سرعت ۱۵ درجه بر ثانیه به علت پایین بودن

یافته‌ها

روند تغییرات نمودارهای گشتاور پسیو در سرعت‌های مختلف: در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن در سرعت‌های مختلف، مشاهده شد که با افزایش سرعت در ابتدا و انتهای دامنه حرکتی در یک محدوده خاص، منحنی گشتاور دارای شیب بیشتری نسبت به سایر نواحی در طول دامنه حرکتی بوده که این امر در منحنی گشتاورهای مربوط به سرعت‌های ۱۲۰، ۷۵، ۴۵ درجه بر



کار انجام شده و مقادیر هیستریسیس در سیکل اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج مقادیر گشتاور پیک، زاویه گشتاور پیک، کار انجام شده و هیستریسیس^۱ برای حرکت در سرعت های مختلف در اکستنشن و فلکشن را محاسبه کردیم (جدول ۵ و ۴) که برای محاسبه کار انجام شده از انتگرال گیری و محاسبه سطح زیر منحنی های گشتاور پسیو و برای هیستریسیس از ناحیه میانی سیکل اکستنشن و فلکشن در طول دامنه حرکتی استفاده شد.

سرعت تقریباً اکثر جابجایی در بخش وابسته به سرعت (فتر و دمپر موازی) انجام شده و بخش مستقل از سرعت (فتر سری) در برابر حرکت مقاومت می کند. بنابراین می توان منحنی گشتاور را در نواحی که فاقد فاز مورد نظر بوده، گشتاور در اثر جابجایی در بخش وابسته به سرعت فرض کرد و اثر بخش مستقل از سرعت را در ناحیه فاز، در نظر گرفت.

جدول ۴- مربوط به گشتاور پیک، زاویه گشتاور پیک و کار انجام شده در سرعت های مختلف در حرکت اکستنشن و فلکشن

سرعت زاویه ای (درجه بر ثانیه)	گشتاور پیک (نیوتن متر)	زاویه پیک (درجه)	کار (نیوتن متر. رادیان)
۱۵	-۷/۵	۱۰	۸۷/۶۷
۴۵	-۱۰/۹	۱۱۵	۶۷/۹۷
۷۵	۱۵	۱۱۵	۸/۵۵
۱۲۰	-۱۷/۶	۱۰	۱۱/۱۴

جدول ۵- مربوط به مقادیر به دست آمده برای هیستریسیس در سرعت های مختلف در ۱۰٪ ابتدا، ۶۰٪ میانی و ۱۰٪ انتهای سیکل اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج

سرعت زاویه ای (درجه بر ثانیه)	هیستریسیس کل (نیوتن متر. درجه)	هیستریسیس میانی (نیوتن متر. درجه)	هیستریسیس ۱۰٪ ابتدایی - پایانی (نیوتن متر. درجه)
۱۵	۶۸/۵۸	۳۱/۷	۸/۹۳-۱۲/۹۴
۴۵	۱۳۲/۷۵	۵۹/۶۲	۹/۳۳-۳۰/۸۲
۷۵	۲۵۱/۱۸	۱۲۸/۸۶	۴۶/۴۰۹-۱۴/۷۸
۱۲۰	۳۰۷/۱۶	۱۴۸/۵۸	۲۰/۰۵۳-۲۸/۰۱۷

و برای به دست آوردن ضرایب Kp (سختی فتر موازی) و C (ضریب ویسکوز) از ناحیه میانی و خارج از فاز استفاده شد که روابط مربوطه را $(M = C\dot{\theta}_1 + Kp.\theta_1)$ با آن ناحیه از منحنی فیت کردیم (جدول ۶).

استخراج ضرایب ویسکوز و الاستیک مورد نظر به روش فیت کردن رابطه ریاضی مورد نظر با منحنی های گشتاور پسیو: برای استخراج مقادیر Ks (سختی فتر سری)، روابط ریاضی مربوطه را $(M = C\dot{\theta}_1 + Kp.\theta_1)$ با ناحیه فاز مطرح شده

جدول ۶- مربوط به ضرایب ویسکوز و الاستیک به دست آمده به روش فیت کردن روابط ریاضی مدل با منحنی گشتاور پسیو

سرعت زاویه ای (درجه بر ثانیه)	گشتاور اولیه (نیوتن متر)	ضریب الاستیک سری (نیوتن متر/درجه)	ضریب الاستیک موازی (نیوتن متر/درجه)	ضریب ویسکوز (نیوتن متر. ثانیه/درجه)
۱۵	-۱۲	۱/۱۶	۰/۱۵	۰/۷۶
۴۵	-۲۰	۱/۱۸	۰/۱۵۵	۰/۲۸
۷۵	-۱۳	۱/۱۴	۰/۱۵۴	۰/۱۷
۱۲۰	-۱۴	۱/۱۵	۰/۱۶۲	۰/۱۱

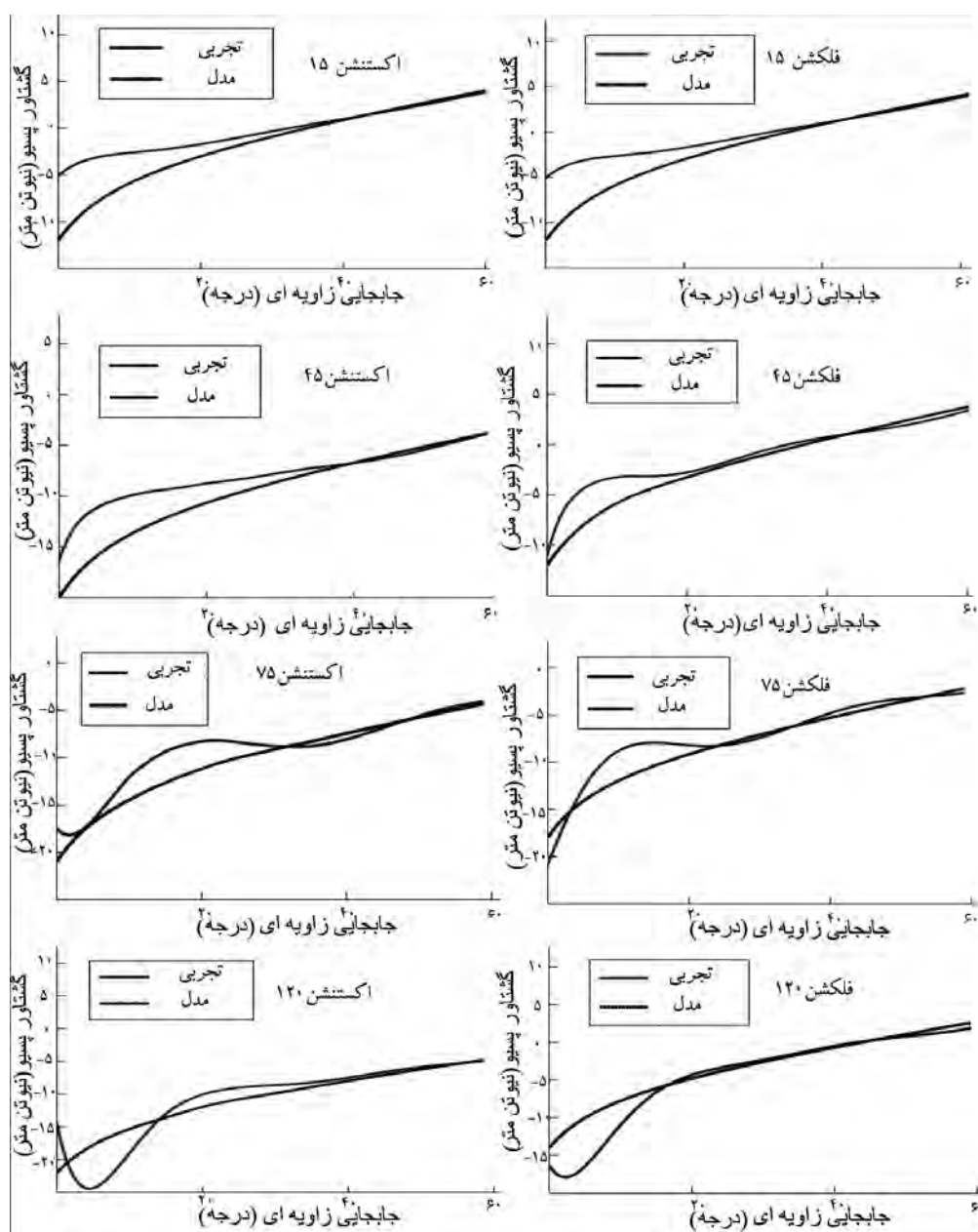
شده، در طول دامنه حرکتی مورد بررسی و رفتار آن را با رفتار منحنی های گشتاور پسیو در هر سرعت مقایسه کردیم (شکل ۵). پس از بررسی پاسخ مدل، ضریب R^2 را توسط نرم افزار SPSS برای هر سرعت حساب کردیم (۱۷).

پاسخ مدل ویسکوالاستیک: پس از استخراج ضرایب ویسکوز و الاستیک مورد نظر، این ضرایب را در رابطه ریاضی مدل ویسکوالاستیک مربوطه قرار داده و پاسخ مدل ویسکوالاستیک را به ازای ضرایب جایگزین



جدول ۷- مقادیر به دست آمده برای ضریب R^2 بین پاسخ مدل و منحنی گشتاور پسیو در اکستنشن و فلکشن

ضریب R^2		سرعت زاویه‌ای (درجه برثانیه)
اکستنشن	فلکشن	۱۵
۰/۷۸۲۲	۰/۷۶۶۲	۴۵
۰/۸۴۶۸	۰/۸۰۲۹	۷۵
۰/۸۴۴۳	۰/۸۳۸۶	۱۲۰
۰/۸۲۸۹	۰/۸۱۱۲	



شکل ۵- پاسخ مدل ویسکوالاستیک به ازای ضرایب جایگزین شده در مقابل گشتاورهای پسیو مربوطه در سرعت‌های مختلف در اکستنشن و فلکشن

مفصل آرنج



بحث

روند تغییرات مقادیر کار انجام شده و هیستریسیس به ازای تغییر

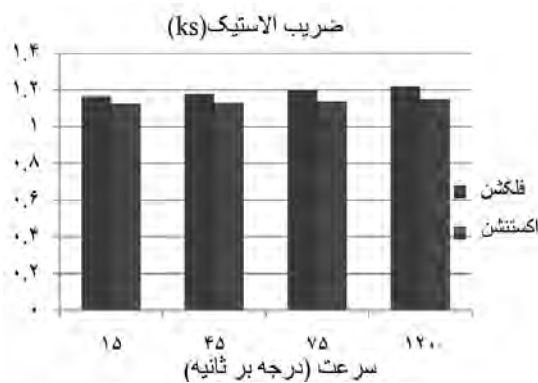
سرعت:

در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن با افزایش سرعت، مقدار کار انجام شده افزایش یافت که نشان دهنده افزایش مقاومت بافت‌های ویسکوالاستیک مقاوم در برابر حرکت به ازای افزایش سرعت می‌باشد. هم‌چنین میزان کار انجام شده در حرکت فلکشن بیشتر از کار انجام شده در اکستنشن بود که دلیل آن را می‌توان اثر بیشتر خواص ویسکوز در حرکت فلکشن دانست. با توجه به مقادیر به دست آمده برای هیستریسیس مشاهده شد که با افزایش سرعت، میزان هیستریسیس افزایش یافته است که

نشان دهنده افزایش مقاومت بافت‌های ویسکوز مقاوم در برابر حرکت و اتلاف انرژی مورد نیاز برای حرکت، به ازای افزایش سرعت بود.

روند تغییرات ضرایب K_p و K_s به دست آمده به ازای تغییر سرعت:

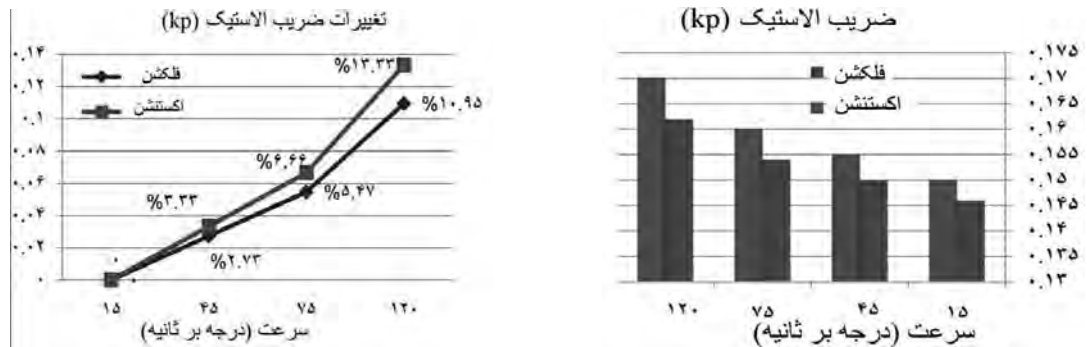
با افزایش سرعت حرکت، مقدار ضریب K_s افزایش یافت که این امر در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن به خوبی مشاهده شد و روند افزایش ضریب مورد نظر در حرکت فلکشن در سرعت‌های بالاتر تا حدودی بیشتر از روند افزایش این ضریب در حرکت اکستنشن بود (شکل ۶).



شکل ۶- نمودار ستونی و خطی مربوط به مقادیر K_s (به روش فیت کردن با منحنی) در اکستنشن و فلکشن آرنج در سرعت‌های مختلف

استفاده شده دارای دو المان می‌باشد واز المان الاستیک سری صرف نظر شده است که ممکن است در سرعت‌های بالا به خوبی جوابگوی جابجایی سریع نباشد. در تحقیق انجام شده در سال ۱۹۹۵ (۱۴) حرکت مورد نظر در فرد سالم و بیمار مقایسه گردید. از شیب منحنی گشتاور زاویه برای محاسبه سفتی مفصل یا ضریب الاستیک استفاده شد که با افزایش سرعت، افزایش در شیب منحنی نمودار گشتاور زاویه و سطح سیکل هیستریسیس مشاهده شد هم‌چنین می‌توان به تحقیق انجام شده در سال ۱۹۸۶ (۲۰) اشاره کرد که در آن از سه روش متفاوت (موتور اندازه‌گیری گشتاور، پاسخ فرکانسی و مدل‌سازی ریاضی) برای سنجش سفتی مفصل آرنج استفاده و مشاهده شد که با افزایش سرعت حرکت، ضریب الاستیک در فلکشن افزایش می‌یابد.

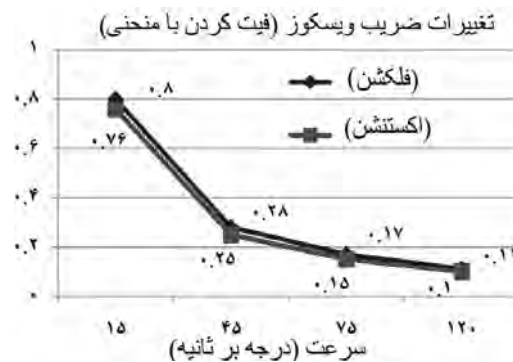
هم‌چنین پس از بررسی مقادیر به دست آمده و بررسی نمودار مربوط به ضریب K_p (شکل ۷) مشاهده شد که با افزایش سرعت، مقدار این ضریب افزایش یافته است که این امر در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن به وضوح مشاهده شد. هم‌چنین مقادیر ضریب مورد نظر در دو حرکت متفاوت و مقادیر مربوطه در حرکت اکستنشن تا حدودی بیشتر از مقادیر در حرکت فلکشن بوده است. در تحقیق انجام شده در سال ۲۰۰۲ (۱۱) از دو مدل ویسکوالاستیک ساده خطی متشکل از دو المان فنر و دمپر خطی به صورت ترکیب موازی برای مدل‌سازی حرکت در مفصل آرنج استفاده شد که بنا به نوع ترکیب یکی از مدل‌های ویسکوزیته مطلق و دیگری ویسکوزیته نسبی ایجاد کرده که مدل با ویسکوزیته نسبی پاسخ بهتری در انجام حرکت از خود نشان داد و با افزایش سرعت حرکت، سفتی یا ضریب الاستیک افزایش یافت. قابل ذکر است که در این تحقیق مدل مکانیکی



شکل ۷- نمودار ستونی و خطی مربوط به مقادیر Kp (به روش فیت کردن با منحنی) در اکستنشن و فلکشن آرنج در سرعت‌های مختلف

روند تغییرات ضریب C (ویسکوزیته) به دست آمده به ازای تغییر سرعت: گروه کنترل مشاهده شد. هم‌چنین در تحقیق دیگر (۱۱) با افزایش سرعت حرکت، ضریب ویسکوزیته افزایش یافت که البته از دو مدل ویسکوالاستیک با دو امان استفاده کرده و از لحاظ تعداد امان و عملکرد با مدل استفاده شده در تحقیق حاضر تفاوت دارد و همین امر می‌تواند دلیل بر متفاوت بودن نتایج باشد. هم‌چنین در تحقیق مک‌کی (۲۰) که از روش‌های متفاوت برای استخراج ضرایب مورد نظر استفاده کرده، مشاهده شد که با افزایش سرعت حرکت ضریب ویسکوزیته در انجام حرکت فلکشن افزایش یافته است.

مقادیر به دست آمده برای ضریب مورد نظر در فلکشن بیشتر از اکستنشن بوده و نشان دهنده اثر ویسکوزیته بالاتر در فلکشن می‌باشد. با افزایش سرعت، مقدار این ضریب کاهش یافته است که این امر در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن مشاهده شد. هم‌چنین از روند تغییر ضریب مورد نظر با تغییر سرعت مشاهده شد که این ضریب با سرعت وابستگی غیر خطی داشته است (شکل ۸). در تحقیق انجام شده در سال ۲۰۰۲ (۱۳) سفتی ویسکوز در حالت پس‌ویس بین گروه بیمار و گروه کنترل مقایسه شد



شکل ۸- نمودار خطی مقایسه‌ای مربوط به مقادیر به دست آمده برای ضریب C در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در روش فیت کردن با منحنی

در نظر داشت که خواص ویسکوزیته و الاستیک در مدل حقیقی و در منحنی‌های گشتاور پس‌ویس به دست آمده از آزمایشات دارای رفتار غیرخطی می‌باشند که در این تحقیق رفتار این خواص را خطی فرض کرده و معادلات آنها را به صورت رابطه خطی در معادله کلی قرار داده شده است. قابل ذکر است که مدل مربوطه دارای محدودیت‌های بوده از قبیل معادله ریاضی محدود از لحاظ درجه معادله و قابلیت محدود در فیت شدن کامل با منحنی‌های گشتاور پس‌ویس بوده است.

پاسخ مدل مکانیکی ویسکوالاستیک: با توجه به مقادیر R^2 به دست آمده (جدول ۷) و روند تغییرات گشتاوری به صورت منظم و پیوسته در عملکرد مدل مورد نظر که بیانگر انتقال نیرو بدون جهش ناگهانی (که باعث ایجاد تنش می‌شود) می‌باشد (شکل ۵)، می‌توان گفت که این مدل توانسته در طول دامنه حرکتی با منحنی‌های گشتاور پس‌ویس از لحاظ عملکرد مکانیکی، هماهنگی و سازگاری قابل قبولی داشته باشد و باعث بهبودی حرکت و کاهش صدمات وارده، از لحاظ انتقال تنش در طول حرکت به اندام‌های مربوطه شود. باید این نکته را



در انجام حرکت مورد نظر در زمینه توانبخشی، نیروی مقاوم دستگاهی که حرکت مورد نظر با آن انجام می شود از نوع نیروی مقاوم ویسکو الاستیک (به عنوان مثال نیروی مقاوم سیلندر و پیستون پنوماتیک) بوده تا نیروی مقاوم دستگاه با نیروی مقاوم پسیو درونی بافت های درگیر در انجام حرکت مذکور، بیشترین هماهنگی را از لحاظ انتقال نیرویی، در طول دامنه حرکتی داشته باشد تا آسیب و صدمات کمتری در اثر تنش وارده، به اندام های درگیر در حرکت وارد شود.

تشکر و قدردانی

باسپاس فراوان از زحمات بی دریغ جناب آقای دکتر علی استکی که در این پروژه یاری فراوان رساندند و هم چنین سپاس از همکاری مسئولین بخش فیزیوتراپی بیمارستان رفیده تهران.

در خصوص تحقیقات آتی در زمینه مشابه پیشنهاد می شود که این مدل مکانیکی، برای خواص ویسکو الاستیک غیر خطی استفاده شود تا به واقعیت عملکرد بافت های درگیر در حرکت نزدیک تر باشد.

نتیجه گیری

با توجه به نتایج به دست آمده از پارامترهای کار انجام شده و هیستریسیس در سیکل اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج، می توان این نتیجه را گرفت که برای بهینه کردن و بازدهی بالاتر در انجام حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در زمینه توانبخشی و ریکاوری بهتر است که حرکت مورد نظر در سرعت های پایین انجام شود تا انرژی کمتری در حین انجام حرکت، بر اثر مقاومت ویسکو الاستیک بافت های درگیر در حرکت تلف شود. هم چنین بررسی منحنی های گشتاور پسیو و تغییرات آنها به ازای تغییر سرعت و پاسخ مدل مربوطه، این نتیجه را می دهد که بهتر است

منابع

1. Fung YC, Cowin SC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. Journal of Applied Mechanics. 1994; 61:1007.
2. Raikova R. A model of the flexion-Extension motion in the elbow joint-Some problems concerning muscle forces modelling and computation. Journal of biomechanics. 1996; 29 (6): 763-72.
3. Armstrong AD, MacDermid JC, Chinchalkar S, Stevens RS, King GJ. Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm. J Shoulder Elbow Surg. 1998; 7 (6): 573-80.
4. Vignes RM. Modeling muscle fatigue in digital humans. Manual Therapy. University of Iowa; 2004.
5. Fung Y. Foundations of solid mechanics. Prentice Hall; 1965; 49 (3):162-8.
6. Hill AV. First and last experiments in muscle mechanics. Biol Cybern. 1970; 23: 61-72.
7. Findley WN, Davis FA. Creep and relaxation of nonlinear viscoelastic materials. Dover Publications; 1989.
8. Gomi H, Kawato M. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement. Biol Cybern. 1997 Mar; 76 (3):163-71.
9. Bennett DJ, Hollerbach JM, Xu Y, Hunter IW. Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. Experimental Brain Research. 1992; 88 (2): 433-42.
10. Ocarino JM, Fonseca ST, Silva PL, Mancini MC, Goncalves GG. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. Manual Therapy. 2008; 13 (5):411-8.
11. De Lussanet MH, Smeets JB, Brenner E. Relative damping improves linear mass-spring models of goal-directed movements. Human movement science. 2002; 21(1):85-100.
12. Flash T. The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. Biological Cybernetics. 1987; 57 (4):257-74.
13. Lee H-M, Huang Y-Z, Chen JJ, Hwang I-S. Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors. J. Neurosurg. Psychiatry. 2002; 72 (5): 621-9.
14. Given JD, Dewald JP, Rymer WZ. Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. Neurol Neurosurg Psychiatry. 1995; 59 (3): 271-9.
15. Wyatt Becker PJ, Wynn Jr RH, Berger EJ, Blough JR. Using rigid-body dynamics to measure joint stiffness. Mechanical systems and signal processing. 1999; 13(5): 789-801.
16. Amankwah K, Triolo RJ, Kirsch R. Effects of spinal cord injury on lower-limb passive joint moments revealed through a nonlinear viscoelastic model. Journal of rehabilitation research and development. 2004; 41(1):15-32.
17. Kreyszig E. Advanced Engineering Mathematics. Shidfar A, Farman H. (Persian translator) first edition. University publication center; 1983-89, pp: 58-64.
18. Flügge W. Viscoelasticity [Internet]. Springer New York; 1975 [cited 2013 Feb 25]. Available from: <http://library.wur.nl/WebQuery/clc/153437>
19. Prendergast PJ, McHugh PE. Topics in bio-mechanical engineering. Proceedings of the 1st symposium on Biomechanical Engineering. TCBE & NCBES: Dublin & Galway. 2004. p. 94-146.
20. MacKay WA, Crammond DJ, Kwan HC, Murphy JT. Measurements of human forearm viscoelasticity. Journal of Biomechanics. 1986; 19(3): 231-8.

Mechanical Simulation of the Extension and Flexion of the Elbow Joint in Rehabilitation

Vahdat I. (M.Sc.)¹, Rostami M. (Ph.D.)², Tabatabai Qomshe F. (Ph.D.)³, *Abdollahi I. (Ph.D.)⁴, Soleymanzadeh Ardabili N. (M.Sc.)¹

Receive date: 10/01/2012

Accept date: 27/08/2012

- 1- M.Sc. Student in Biomechanics Engineering, Islamic Azad University, Sciences and Researches Branch, Tehran, Iran
- 2- Ph.D. of Biomechanics, Acoassociated Professor of Biomedical Department, AmirKabir University of Technology, Tehran, Iran
- 3- Ph.D. of Biomechanics, Acoassociated Professor of University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences and Islamic Azad University, Sciences and Researches Branch, Tehran, Iran
- 4- Ph.D. of Physiotherapy, Assistant Professor of University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

***Correspondent Author Address:**
 Physiotherapy Department,
 University of Social Welfare and
 Rehabilitation Sciences, Koodakyar
 Alley, Daneshjoo blvd., Evin,
 Tehran, Iran.

*Tel: +98 (21) 22180039

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

"This Article is resulted from a Student's Thesis"

Abstract

Objective: The goal of the present study was to improve the extension and flexion of the elbow joint for rehabilitation purposes, in terms of energy dissipation and of injuries caused by stress imposed on connective tissue by exercise equipments during force transfer, by investigation of viscoelastic property variations during change in speed of motion.

Materials & Methods: A sample of five men without any previous neuromuscular impairment of the elbow joint was chosen by the BMI factor. The passive continuous motion test (CPM) was performed by the CYBEX isokinetic system in the extension and flexion movements of the elbow joint of the left hand, at 4 different speeds (15, 45, 75 and 120 Deg/s) during 5 consecutive cycles at the range of motion of about 0 to 130 degrees. The experimental data was exported to the MATLAB software for analysis. In order to determine viscoelastic property effects and biomechanical parameters, we used a passive viscoelastic mechanical model constructed by 3 elements for simulation, and also we used the curve fitting method to derive the elastic and viscose coefficients for the model.

Results: Results of experiments showed that by increasing the speed of motion, the value of work done, hysteresis and elastic coefficient increased and the value of viscose coefficient decreased. Also, it appeared that by increasing the speed of motion, the effect of viscose resistance on the passive torque curves increased. In addition, there was significant correlation between the action of the mechanical model and the action of the concerned limbs, during the movement.

Conclusion: It was concluded that in order to improve motion and to reduce imposed risks and injuries to joints and limbs, rehabilitation exercises better be performed at lower speeds and with rehabilitation equipments supported by viscoelastic resistant force.

Keywords: Elbow joint, Extension and flexion, Passive torque, Viscoelastic