

## بررسی خواص ویسکوالاستیک گشتاور غیر فعال در حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج

\*ایمان وحدت: کارشناس ارشد بیومکانیک، دانشجوی دکتری بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم و تحقیقات، تهران، ایران (\*نویسنده مسئول).  
manivad@yahoo.com

سمیر زین: کارشناس ارشد بیومکانیک، دانشجوی دکتری بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم و تحقیقات، تهران، ایران. samir\_401\_z@yahoo.com

دکتر فرهاد طباطبایی قمشه: دانشیار و متخصص بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران. tabatabai@uswr.ac.ir

دکتر مصطفی رستمی: دانشیار و متخصص بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران، ایران. rostami@aut.ac.ir

دکتر سیامک خرمی مهر: استادیار و متخصص بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد علوم و تحقیقات، تهران، ایران. khorrामymehr@gmail.com

دکتر ایرج عبداللهی: دانشیار و متخصص فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران. irajabdollahi@hotmail.com

تاریخ پذیرش: ۹۱/۹/۲۶

تاریخ دریافت: ۹۱/۶/۱

### چکیده

**زمینه و هدف:** به منظور بررسی عواملی مانند سفتی عضلانی و سفتی مفاصل تحقیقات متعددی انجام شده است که خواص مکانیکی ویسکوالاستیک اندام مورد نظر طی انجام حرکت مفصلی مورد بررسی قرار گرفته اند. در این تحقیق هدف بررسی خواص ویسکوالاستیک گشتاور غیر فعال اندازه گیری شده در حین حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج و پیدا کردن یک رابطه بیانگر رابطه گشتاور- جابه جایی برای گشتاور مورد نظر بود.

**روش کار:** مطالعه حاضر از نوع تحلیلی و توصیفی بوده و جمعیت آماری مختصر به ۵ نفر با معیار شاخص توده بدنی بود. بر روی این افراد تست گشتاور غیر فعال توسط دستگاه ایزو کینتیک ساییکس در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در ۴ سرعت متفاوت در ۵ سیکل متوالی در دامنه حرکتی ۰ تا ۱۳۰ درجه انجام شد و اطلاعات به دست آمده برای تحلیل و آنالیز، وارد نرم افزار (MATLAB) شد.

**یافته ها:** پس از بررسی منحنی‌های گشتاور-زاویه به دست آمده، مشاهده شد که با افزایش سرعت حرکت، در ابتدا و انتهای دامنه حرکتی، منحنی گشتاور دارای شیب بیشتری نسبت به ناحیه میانی در طول دامنه حرکتی بوده و مشاهده شد که منحنی‌های مربوطه از لحاظ تغییرات در طول دامنه حرکتی از ابتدا تا انتها دارای سه شیب ابتدایی، میانی و انتهایی بودند.

**نتیجه گیری:** وابستگی خواص ویسکوز و الاستیک، به جابه جایی و سرعت در سیستم عضله-تاندون و غیر خطی بودن این وابستگی نتیجه شد. از این تحقیق این نتیجه به دست آمد که با ساده سازی و با فرض روابط و عملکرد خطی نسبت به خواص ویسکوز و الاستیک برای بافت‌های درگیر در حرکت و با فرض مستقل بودن ضریب ویسکوز از جابه جایی، می‌توان روابط ریاضی برای گشتاور اعمال شده و جابه جایی برای این بافت‌ها به دست آورد و عملکرد مکانیکی آن‌ها را پیش بینی و آنالیز کرد.

**کلیدواژه‌ها:** مفصل آرنج، اکستنشن و فلکشن، گشتاور غیر فعال، ویسکوالاستیک.

### مقدمه

در حرکت بازو بسته شدن یا اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج وقتی که حرکت به صورت فعال انجام شود، بدون وجود هیچ نیروی مقاوم خارجی در برابر حرکت، اولین نیرویی که در برابر این حرکت مقاومت می‌کند نیروی غیر فعال بافت‌ها و عضلات درگیر در انجام این حرکت می‌باشد که همگی بافت ویسکوالاستیک (Viscoelastic) بوده (۱ و ۲) و نیروی مقاوم و غیر فعال ویسکوالاستیک ایجاد می‌کنند (۳-۵). منبع پیدایش این نیروی مقاوم درونی، اجزای ساختاری درون سلولی و یا خارج سلولی مانند تیتین (Titin)، کلاژن (Collagen)، مایع میان بافتی و کراس لینک‌های اکتین-میوزین

(Actin-Myosin Crosslinkages) می‌باشد (۲) و ۸-۶) که توسط محققین قبلی رفتار ویسکوالاستیک آن‌ها نشان داده شده است (۴ و ۹). این نیروی غیر فعال زمانی که عده ای از عضلات کشیده و یا عده‌ای دیگر فشرده می‌شوند نمایان می‌شود. در حرکت اکستنشن مفصل آرنج عضلات جلوی بازو کشیده و عضلات پشتی فشرده و در حرکت فلکشن عضلات پشتی کشیده و عضلات جلویی فشرده می‌شوند تا حرکت انجام شود (۱۲-۱۰). برای انجام حرکت مورد نظر نیروی خروجی بدن ابتدا باید به این نیروی غیر فعال درونی غلبه کرده تا حرکت انجام شود که در مجموع می‌توان کلیه

خواص ویسکوالاستیک غیر فعال در مفصل آرنج از دو روش متفاوت برای به دست آوردن گشتاور الاستیک و گشتاور ویسکوز استفاده شده؛ به این ترتیب که برای گشتاور غیر فعال الاستیک از تست CPM و برای به دست آوردن گشتاور غیر فعال ویسکوز از سیستم تعلیق (۱۷) استفاده شده است که هر کدام از این تحقیقات به نوبه خود به نتایجی دست یافته‌اند.

در خصوص محدودیت های این تحقیق باید به این نکته اشاره کرد که روش منحصر به فرد و توافق نظر کلی در زمینه این تحقیق وجود ندارد و با در نظر گرفتن یک سری فرضیات و اصول اولیه می‌توان روش های گوناگونی را در انجام تحقیق استفاده کرد. به همین منظور مقایسه نتایج تحقیقات انجام شده کار آسانی نیست چراکه فرضیات و روش های استفاده شده متفاوت بوده و فقط در یک سری اصول کلی شباهت هایی در تحقیقات انجام شده وجود دارد.

### روش کار

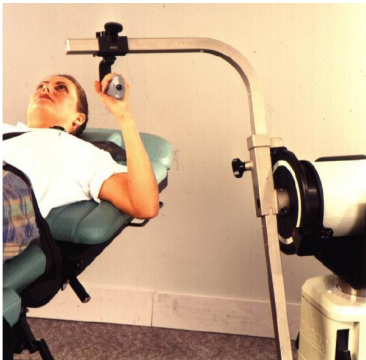
**نمونه ها:** از آنجایی که این تحقیق یک تحقیق آماری نبوده، جمعیت زیادی برای انجام حرکت مورد نظر نیاز نبوده و وجود چند نمونه انسانی سالم کفایت می‌کند. به همین منظور تعداد ۵ نفر فرد سالم با قابلیت انجام حرکت مورد نظر یعنی اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج به طور کاملاً صحیح و بدون هیچ مشکلی در سیستم عضلانی و مفصلی در طول دامنه حرکتی در ناحیه مورد نظر مورد آزمایش قرار گرفته اند که جنسیت این ۵ نفر، مرد بود.

روش انتخاب نمونه ها بر اساس عملکرد فیزیکی-عضلانی در عضو مورد نظر و بر مبنای معیار شاخص توده بدنی (قد و وزن) که معیار مناسبی برای تمایز عملکرد فیزیکی-عضلانی در بین توده های بدنی مختلف در بین افراد می باشد، با میانگین ۲۵/۸ و انحراف معیار ۵/۱، میانگین سنی ۳۲ سال و انحراف معیار ۵/۷ بوده است (جدول ۱).

بافت‌های درگیر در حرکت را یک بافت ویسکوالاستیک کلی (۱۳) و واحد در نظر گرفت که در برابر حرکت از خود مقاومت نشان داده و نیروی غیر فعال ایجاد می‌کند (۱۱). از آنجاکه خواص ویسکوز تابع زمان بوده و زمان نقش اساسی در آن‌ها ایفا می‌کند، یعنی با توجه به اینکه حرکت در چه سرعتی انجام شود، این خواص متغیر بوده (۳، ۵ و ۱۴). پس باید حرکت مورد نظر در چندین سرعت متوالی انجام شود و مورد بررسی قرار گیرد.

هدف مطالعه حاضر بررسی خواص ویسکوالاستیک گشتاور غیر فعال اندازه گیری شده در مفصل آرنج در حرکت اکستنشن و فلکشن و پیدا کردن یک رابطه ریاضی بیانگر رابطه گشتاور-جابه‌جایی برای گشتاور غیر فعال مورد نظر می‌باشد. به همین منظور ابتدا باید آزمایش‌های متعدد بر روی حرکت مورد نظر در سرعت‌های مختلف در حالت غیر فعال و غیر فعال انجام شود و در مرحله بعد گشتاورهای اندازه گیری شده و ثبت شده توسط نرم افزار مربوطه آنالیز و مورد بررسی قرار گیرد.

در خصوص کارهای انجام شده در این زمینه در مورد خواص ویسکوالاستیک مفصل آرنج تحقیقات متعددی انجام شده (۱۸-۱۵) که در هر تحقیق به شیوه ای خاص عمل شده که در بعضی از این تحقیقات خواص مورد نظر برای حرکت فعال (۱۹) بر حسب تغییر سرعت (۲۰) و در برخی در یک سرعت خاص و محدود و بر اساس تغییر دامنه حرکتی، به بررسی این خواص پرداخته شده است. همچنین نوع ابزار انجام تست متفاوت بوده که در بعضی از دینامومتر ایزوکینتیک (Isokinetic) (سرعت ثابت) و در بعضی از ابزارهای مشابه استفاده شده. همچنین روش استفاده شده جهت استخراج ضرایب متفاوت بوده است که در بعضی از یک مدل مکانیکی ساده (۲۱) و یا یک مدل ویسکوالاستیک (۲۴-۲۲) و در بعضی از تحلیل نموداری داده‌های حاصل از تست های مربوطه (۲۵ و ۲۶) و همچنین تحلیل دینامیکی مفاصل (۲۷) استفاده شده است. به عنوان مثال در تحقیق انجام شده در سال ۱۹۷۷ (۱۷) به منظور بررسی



شکل ۱- وضعیت قرارگیری بیمار روی دستگاه برای تست ایزوکینیتیک مفصل آرنج

با وارد کردن مشخصات فردی نمونه در برنامه نرم افزاری دستگاه و تنظیمات پیش فرض انجام شد. انجام تست CPM یا تست غیر فعال که در آن بافت و عضو مورد نظر در طول حرکت بدون فعالیت بوده و کاملاً در حالت غیر فعال و قرار دارد، اهرم دستگاه به صورت فعال حرکت را بر روی عضو انجام داده و آن را به حرکت در می‌آورد. سپس مقاومت عضو در برابر حرکت توسط سیستم 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 ۱۵، ۴۵، ۷۵ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه به صورت مجزا و هر سرعت در ۵ سیکل متوالی بر روی دست چپ افراد انجام شد و در حین انجام تست، فرد در حالت کاملاً آزاد و راحت قرار گرفته و هیچ گونه عمل فعال عضلانی در برابر حرکت از خود نشان نداده است.

**آنالیز آماری:** برای کسب اطمینان از صحت و قابلیت عمومیت پذیری و تکرار پذیری داده‌هایی که از آزمایش‌ها به دست آمد در دو جهت فاکتور (Intraclass Correlation Coefficient-ICC) بررسی گشت : اول تعداد

سیکل‌های انجام شده توسط هر فرد در حرکت اکستنشن و فلکشن بررسی و تکرار پذیری آن‌ها مورد سنجش قرار داده شد و دوم تکرار پذیری داده‌ها بر اساس یک معیار کلی در میان کلیه نمونه‌ها بررسی شد. برای بررسی تکرار پذیری در

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

**روش‌ها و اندازه‌گیری‌ها:** در این تحقیق برای انجام آزمایش‌های مورد نیاز بر روی افراد برای به دست آوردن گشتاورهای غیر فعال مورد نظر از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک سایبکس مدل ۷۷۰ (ساخت کمپانی HUMAC NORM کشور آمریکا) موجود در بیمارستان توانبخشی رفیده تهران در تمامی آزمایش‌ها استفاده شد. این دستگاه قادر است از مفاصل در سرعت ثابت در حرکت غیر فعال تست بگیرد (شکل ۱).

**تنظیمات دستگاه:** برای حصول اطمینان از صحت مقادیر گشتاور غیر فعال و موقعیت زاویه‌ای مفصل، قبل از هر آزمایش، کالیبراسیون دستگاه طبق روندی که سازنده دستگاه توصیه کرده بود، انجام شد. افراد با توجه به تنظیمات انجام شده روی دستگاه، شرایط جسمی خود را با آن تنظیم و آزمایش مورد نظر را انجام دادند؛ به این ترتیب که برای انجام دادن حرکت مورد نظر صندلی دستگاه را در حالت افقی قرار داده و فرد روی صندلی به صورت خوابیده به پشت قرار گرفته و تنظیمات جانبی دستگاه از قبیل تنظیم فاصله صندلی تا دینامومتر و همچنین تنظیم اهرم دسته دینامومتر با دست فرد و یکی کردن و هم محور نمودن محور دوران مفصل آرنج با محور دینامومتر برای هر فرد به صورت مجزا بر اساس معیارهای فیزیکی فرد و پروتوکل دستگاه انجام شده است. همچنین به منظور جلوگیری از اثر گشتاور جاذبه زمین بر روی گشتاورهای غیر فعال به دست آمده، در تنظیمات نرم افزاری دستگاه اثر جاذبه زمین حذف شد.

**اندازه‌گیری گشتاور CPM و موقعیت زاویه‌ای:** حرکت مورد نظر در دامنه حرکتی از ۰ تا ۱۳۰ درجه هم در اکستنشن و هم در فلکشن

درگیر میسر نبود، از سیگنال گشتاور ثبت شده توسط دستگاه، تبدیل فوریه گرفته و آن را از حوزه زمان به حوزه فرکانس برده و مقدار سیگنال تبدیل شده را بر حسب فرکانس به صورت طیف فرکانسی نمایش داده که مقدار سیگنال یا دامنه سیگنال تبدیل یافته، کمتر از فرکانس ۱۰ هرتز دارای مقدار بوده و در فرکانس های بالاتر از ۱۰ هرتز این مقدار ناچیز بوده است. با توجه به اینکه محدوده فرکانسی سیگنال تحریک عضله در حالت اکتیو در حدود ۵۰۰ هرتز می باشد و از طرفی با توجه به اینکه مقدار سیگنال تبدیل یافته به حوزه فرکانس در فرکانس های بالاتر از ۱۰ هرتز مقدارش ناچیز است، بنابراین می توان نتیجه گرفت که گشتاور ثبت شده، گشتاوری است که در آن عضلات درگیر، غیر فعال بوده و هیچ فعالیت اکتیوی نداشتند.

**منحنی های گشتاور غیر فعال:** منحنی گشتاور غیر فعال نهایی، حاصل برآیند گشتاورهای غیر فعال در ۵ سیکل متوالی بوده و تمامی منحنی های گشتاور-زاویه در تمامی سرعت ها برای درک بهتر و داشتن شکل منسجم تر برای بررسی روند تغییرات در طول دامنه حرکتی و محاسبات دقیق تر، توسط یک معادله درجه نهم پلی نومینال فیت شدند و مقادیر (Root Mean Square Error-RMSE) برای هر سرعت به طور مجزا محاسبه شد (جدول ۳).

در این تحقیق برای محاسبات از نرم افزار MATLAB استفاده شد. همچنین با انتخاب محدوده حرکتی از ۰ تا ۱۳۰ درجه در اکستنشن و فلکشن برای ثبت گشتاورهای غیر فعال، برای جلوگیری از بروز یک سری از خطاهای اندازه گیری از جمله حرکت ناگهانی اهرم دستگاه در شروع حرکت و توقف ناگهانی در پایان حرکت یا شتاب اولیه و پایانی دستگاه در طول دامنه حرکت، به میزان ۱۰ درجه در شروع و ۱۵ درجه پایانی دامنه حرکت در محاسبات حذف شد و تمامی محاسبات و آنالیزها برای محدوده حرکتی از ۱۰ تا ۱۱۵ درجه انجام شد.

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

جدول ۳- مربوط به مقادیر RMSE جهت فیت شدن با معادله درجه نهم پلی نومینال برای سرعت های مختلف در اکستنشن و فلکشن

سرعت زاویه ای (درجه بر ثانیه)	RMSE	R <sup>2</sup>
۱۵	۰.۳۵۴۸	۰.۹۹۲
۴۵	۱.۲۲۳	۰.۹۴۴
۷۵	۲.۰۱۸	۰.۹۱۸
۱۲۰	۱.۵۵۶	۰.۹۸۷

میان نمونه ها، داده ها بر اساس یک معیار مشترک و اساسی و موثر مورد سنجش قرار گرفت. برای این منظور از شیب های ابتدایی، میانی و پایانی منحنی های گشتاور غیر فعال، به عنوان معیار سنجش استفاده شد. به این صورت که برای هر فرد شیب های ابتدایی، میانی و پایانی را از منحنی گشتاور غیر فعال مربوط به آن فرد محاسبه و تکرار پذیری این شیب ها در میان نمونه ها بررسی گشت. مقادیر ضریب همبستگی ICC برای ۵ سیکل، برای هر فرد در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن برای تمامی نمونه ها توسط نرم افزار SPSS Version 16 محاسبه شد (جدول ۲).

همچنین ضریب همبستگی بین نمونه ها در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن محاسبه شد که این مقدار در اکستنشن ۰/۹۸۸ و در فلکشن ۰/۰۹۸۷ بود.

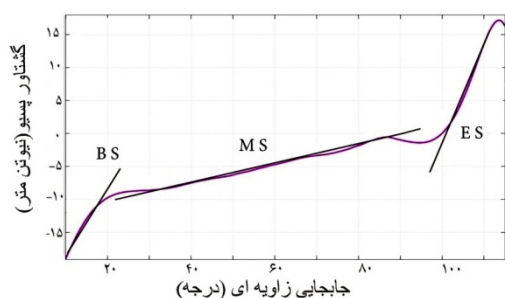
### آنالیز داده ها

**پردازش سیگنال:** برای حصول اطمینان نسبی از غیر فعال بودن حرکت در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج با توجه به اینکه امکان ثبت سیگنال الکترومایوگرافی (Electromyography) از عضلات

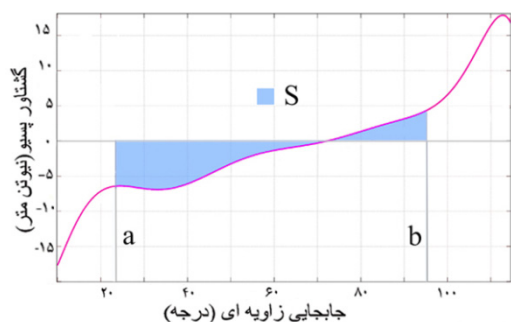
منحنی نشان دهنده گشتاوری است که در اثر تغییر طول در بافت های مستقل از سرعت ایجاد شده است و بخش وابسته به سرعت در برابر تغییر طول مقاومت کرده (به علت بالا بودن سرعت حرکت و اعمال جابه جایی آنی) (۴، ۲۵ و ۲۷).

در سرعت های پایین تر همانند سرعت ۱۵ درجه بر ثانیه به علت پایین بودن سرعت تقریباً اکثر تغییر طول در بافت های وابسته به سرعت انجام شده و بافت های مستقل از سرعت در برابر حرکت مقاومت کرده. بنابراین می توان منحنی گشتاور را در نواحی که فاقد فاز مورد نظر بوده، گشتاور در اثر تغییر طول در بافت های وابسته به سرعت و گشتاور را در نواحی فاز مورد نظر، گشتاور در اثر تغییر طول در بافت های مستقل از سرعت در نظر گرفت.

در مجموع می توان به این نتیجه رسید که با ازدیاد سرعت حرکت، اثر مقاومت عوامل وابسته به سرعت در برابر حرکت که خواص ویسکوز را شامل می شود، افزایش (۴، ۹ و ۲۲) (۲۲ و ۹ و ۴) و میزان تغییر طول بافت های وابسته به سرعت کاهش می یابد و در مورد عوامل مستقل از سرعت، با افزایش سرعت حرکت، تغییر طول این بافت ها افزایش



شکل ۳- نواحی شیب ابتدا (B.S) شیب میانی (M.S) و شیب انتهایی (E.S) در منحنی گشتاور غیر فعال در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه در اکستنشن مفصل



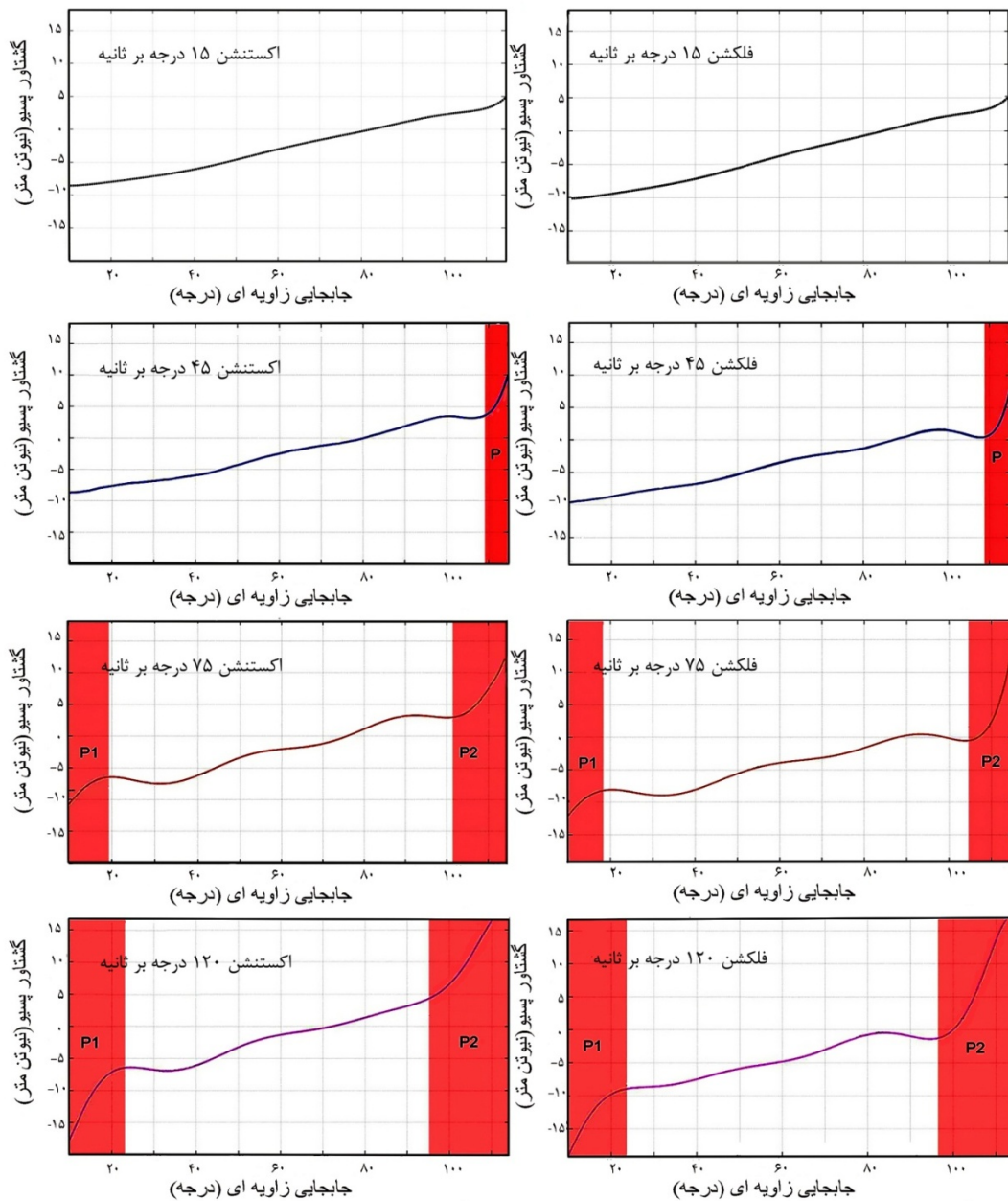
شکل ۵- سطح زیر منحنی ناحیه میانی (S) در ناحیه از a تا b

## یافته ها

### گشتاورهای غیر فعال: در یک نگاه کلی با

بررسی دقیق نمودار منحنی های گشتاورهای غیر فعال در هر دو حرکت اکستنشن و فلکشن در سرعت های مختلف، مشاهده شد که با افزایش سرعت حرکت، در ابتدا و انتهای دامنه حرکتی در یک محدوده خاص، منحنی گشتاور دارای شیب بیشتری نسبت به ناحیه میانی در طول دامنه حرکتی بوده که این امر در منحنی گشتاورهای مربوطه در هر دو حرکت به خوبی مشاهده شد (شکل ۲).

در طول دامنه حرکتی، وسعت محدوده مورد نظر با افزایش سرعت حرکت، افزایش یافته و از آنجا که وجود این پدیده در اثر افزایش سرعت می باشد، از این رو می توان به این نتیجه رسید که این محدوده بیانگر اثر عوامل وابسته به سرعت در گشتاور غیر فعال بوده و در حقیقت بیانگر مقاومت عوامل وابسته به سرعت (عوامل ویسکوز که در ترکیب موازی با عوامل الاستیک در عضلات درگیر در حرکت قرار دارند) در برابر حرکت می باشد (۳ و ۲۵). از دید دیگر می توان نسبت دامنه ناحیه فاز مورد نظر را به کل دامنه حرکتی، نسبت جابه جایی بافت های مستقل از سرعت (تاندون ها و لیگامان ها) به کل جابه جایی در انجام حرکت مورد نظر دانست (شکل ۲). می توان دلیل پیدایش فاز مورد نظر را اثر عوامل وابسته به سرعت در رابطه گشتاور در سرعت مربوطه دانست که با افزایش سرعت، اثر عوامل مورد نظر در رابطه گشتاور مقاوم افزایش یافته (۹، ۱۴ و ۲۵). با وجود ناحیه فاز در ترکیب با ناحیه میانی در کل دامنه گشتاور غیر فعال، نتیجه می شود که گشتاور مقاوم غیر فعال اندازه گیری شده، ترکیبی از گشتاور مقاوم وابسته به سرعت (گشتاور عضلات) و گشتاور مستقل از سرعت (گشتاور بافت های الاستیک مانند تاندون و لیگامان) می باشد که با تغییر سرعت نسبت این ترکیب نیز تغییر کرده. اگر سرعت را به حد نسبتاً بیشتری از ۱۲۰ درجه بر ثانیه افزایش دهیم و حرکت در زمان بسیار کمی انجام شود تا حدی که تقریباً کل دامنه حرکتی را فاز مورد نظر تشکیل دهد، در این صورت منحنی گشتاور تقریباً به صورت یک خط با شیب ثابت تبدیل می شود که این



شکل ۲- نمایش ناحیه فاز (P1,P2) در منحنی های گشتاور غیر فعال در ۴ سرعت ۱۵، ۴۵، ۷۵ و ۱۲۰ درجه بر تائیه در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج

در طول دامنه حرکتی، مشاهده شد که با افزایش سرعت انجام حرکت هم در فلکشن و هم در اکستنشن، منحنی‌های مربوطه از لحاظ تغییرات در طول دامنه حرکتی از ابتدا تا انتهای دامنه دارای سه شیب کلی ابتدایی، میانی و انتهایی بوده (شکل ۳) که هر کدام به نوبه خود بیانگر تغییر طول بافت‌های درگیر در حرکت بوده که در ترکیب سری با هم قرار دارند. از آنجا که تغییرات شیب منحنی در سه ناحیه قابل ملاحظه بوده از این رو می‌توان هر کدام از

می‌یابد (۲۱۴). همچنین تجزیه و تحلیل مقادیر عددی خام گشتاور مقاوم در برابر حرکت فلکشن و اکستنشن مفصل آرنج نشان دهنده افزایش وابسته به سرعت گشتاور مقاوم غیر فعال بود. این حساسیت به سرعت، در پاسخ عضلات فلکسور و اکستنسور آرنج به کشیدگی غیر فعال در تایید مطالعات گذشته بوده و از رفتار ویسکو الاستیک عضله سرچشمه می‌گیرد (۲۸-۳۰).  
با بررسی تغییرات منحنی های گشتاور غیر فعال



ترکیب با عضلات مورد نظر از لحاظ انتقال نیرویی و جابه جایی قرار دارند. گشتاور ثبت شده توسط دینامومتر دستگاه ایزوکینتیک به چندین پارامتر بستگی دارد که عبارتند از: ۱- اثر اینرسی حاصل از شتاب زاویه ای حرکت اهرم دستگاه در ابتدا و انتهای حرکت، ۲- نیروی وزن حاصل از اهرم دستگاه و نیروی وزن عضو مورد نظر و ۳- مقاومت بافت های درگیر در برابر حرکت. اگر بخواهیم عوامل موثر ذکر شده را در یک رابطه ریاضی قرار دهیم این رابطه برای بافت های وابسته به سرعت (عضلات) درگیر در حرکت که دارای خواص ویسکوالاستیک می باشند و با در نظر گرفتن خواص ویسکوالاستیک خطی به صورت ذیل خواهد بود:

رابطه ۱:

$$T_p = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K_p\theta + C_p$$

که در این رابطه  $T_p$  گشتاور مقاوم اندازه گیری شده،  $\theta$  جابه جایی زاویه ای،  $I$  ممان اینرسی،  $B$  ضریب المان ویسکوز،  $K_p$  ضریب المان الاستیک و  $C_p$  ضریب ثابت بیانگر گشتاور حاصل از وزن بافت های عضلانی درگیر می باشد (۲۲ و ۲۵). قابل توجه است که المان های الاستیک و ویسکوز در عضلات به صورت موازی در ترکیب با یکدیگر قرار دارند (۴). از آنجا که تست در سرعت ثابت انجام می شود، به همین دلیل اثر اینرسی در این رابطه را می توان حذف کرد و اثر نیروی جاذبه و وزن عضو را که از قبل در تنظیمات نرم افزاری دستگاه حذف کردیم. بنابراین رابطه مورد نظر به صورت ذیل در می آید:

$$T_p = B\dot{\theta} + K_p\theta$$

که رابطه گشتاوری مورد نظر بیانگر گشتاور مقاوم عضلات درگیر در حرکت و وابسته به زمان می باشد (۲۵، ۳۱ و ۳۲). از طرف دیگر رابطه ریاضی مورد نظر برای سایر اندام های مستقل از سرعت درگیر در حرکت که در برابر حرکت مقاومت کرده از قبیل لیگامان ها و تاندون ها که بافت کلاژنی

شیب های مورد نظر را به تنهایی بیانگر تغییر طول یک بافت مجزای درگیر در حرکت دانست که در تایید و کاربرد این مطلب در بعضی از تحقیقات قبلی در این زمینه (۲۵ و ۲۶) به منظور تعیین خواص سفتی، منحنی گشتاور غیر فعال به سه بخش تقسیم شده است.

با توجه به مطالب ذکر شده همان طور که گفته شد در سرعت ۱۵ درجه بر ثانیه مشاهده شد که منحنی مربوطه تقریباً دارای یک شیب کلی می باشد و شیب های ابتدایی و انتهایی مشاهده نمی شوند و شیب مورد نظر همان شیب میانی می باشد که این بخش از منحنی به دلیل پایین بودن سرعت حرکت و با توجه به خواص تغییر طول بافت های ویسکوز در سرعت های پایین، بیانگر تغییر طول بافت های وابسته به سرعت (عضلات) که خواص ویسکوز دارند می باشد (۲۱، ۲۲ و ۲۴) و می توان شیب های ابتدایی و انتهایی را مربوط به تغییر طول در بافت های مستقل از سرعت همانند تاندون ها و لیگامان ها دانست که خواص الاستیک دارند و با افزایش سرعت حرکت، بیشتر تغییر طول در این بافت ها انجام شده و بافت های وابسته به سرعت (عضلات) در مقابل حرکت و تغییر طول مقاومت می کنند (۳۰ و ۳۱). با توجه به تغییرات شیب های هر ناحیه و عدم یکنواختی مطلق این شیب ها در محدوده خود، می توان به غیرخطی بودن رابطه گشتاور ویسکوالاستیک با جابه جایی پی برد و همچنین روند تغییرات گشتاورهای مربوطه به ازا تغییرات سرعت، بیانگر وابستگی غیر خطی نسبت به سرعت حرکت می باشد که در تحقیقات قبلی به این نکته اشاره شده است (۱۷).

### بحث و نتیجه گیری

**رابطه گشتاور غیر فعال:** گشتاور غیر فعال اندازه گیری شده توسط دستگاه در تست CPM برای حرکت اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج، بیانگر گشتاور بافت هایی است که در انجام حرکت مورد نظر مقاومت کرده که از مهم ترین و موثرترین این بافت ها می توان به عضلات فلکسور و عضلات اکستانسور و همچنین به تاندون ها و لیگامان ها اشاره کرد که به صورت سری در

اشاره کرد.

**تعیین خواص سفتی بافت های درگیر در حرکت:** اصطلاح کلینیکی سفتی که معادل این واژه در مهندسی، مقاومت ویسکوالاستیک می باشد، بیانگر گشتاور غیر فعال مقاومی است که بافت های درگیر در برابر حرکت ایجاد می کنند و از سفتی الاستیک و سفتی ویسکوز تشکیل شده است. در خصوص سفتی ویسکوالاستیک در بافت های وابسته به سرعت (عضلات) و مستقل از سرعت (تاندون ها) در تحقیقات متعدد اثر هر کدام از این بافت ها در خصوص سفتی به صورت مجزا نشان داده شده است که می توان به تحقیقات قبلی (۳۲ و ۳۳) اشاره کرد.

همان طور که مشاهده شد هر کدام از این بافت ها در برابر اعمال نیرویی که در اثر کشش و فشار در حرکت انجام شده به آن ها وارد می شود، دارای خواص تغییر طول و استقامت در برابر کشش و فشار متفاوت بوده و عملکرد آن ها مستقل از یکدیگر می باشد. در رابطه با صحت این مطلب می توان به تحقیق انجام شده (۳۴) اشاره کرد که در این تحقیق نشان داده شده که سفتی ناشی از عضلات در سیستم عضله-تاندون، مستقل از خواص الاستیک تاندون می باشد.

از لحاظ زمانی، عملکرد بافت های مورد نظر به صورت سری بوده یعنی به موازات هم و هم زمان با هم عمل نمی کنند، بلکه هر کدام در غیاب عملکرد دیگری عمل می کنند؛ به این صورت که زمانی که یکی استقامت کرده دیگری تغییر طول دارد و برعکس، که برای درک بهتر می توان به خصوصیات مکانیکی و خواص نیرو-جابه جایی در مدل ویسوالاستیک سه المانی غیر فعال مدل هیل اشاره کرد (۳). به منظور تعیین خواص سفتی از طریق منحنی های گشتاور غیر فعال به دست آمده از تست های انجام شده، می توان از تغییرات منحنی گشتاور مربوطه در طول دامنه حرکتی استفاده کرد که تغییرات آن بیانگر تغییرات خواص ویسکوالاستیک سفتی می باشد. اگر گشتاور ثبت شده در حرکت در سرعت ثابت باشد، سفتی فقط تابع جابه جایی بوده و شیب منحنی گشتاور بیانگر

بوده (۲) و به صورت سری با بافت های عضلانی ترکیب شده اند و دارای خواص کشسانی و الاستیک می باشند، با در نظر گرفتن خواص الاستیک خطی به صورت ذیل خواهد بود:

رابطه ۳:

$$T_s = I\ddot{\theta} + K_s\theta + C_s$$

که  $T_s$  گشتاور مقاوم اندازه گیری شده،  $K_s$  ضریب المان الاستیک و  $C_s$  ضریب ثابت بیانگر گشتاور حاصل از وزن بافت های درگیر می باشد و گشتاور مربوطه در نهایت با حذف اثر گشتاور اینرسی و نیروی وزن اهرم و عضو مورد نظر، به صورت ذیل در می آید (۳):

رابطه ۴:

$$T_s = K_s\theta$$

با توجه به روابط ریاضی به دست آمده برای گشتاور غیر فعال بافت های وابسته و مستقل از سرعت، می توان میزان تغییر طول این بافت ها در طی انجام حرکت مورد نظر را تعیین کرد (شکل ۴). در مورد تغییر طول کلی در بافت های درگیر در طی انجام حرکت با افزایش سرعت حرکت، میزان تغییر طول بافت های مستقل از سرعت یا بافت های الاستیک افزایش و میزان تغییر طول بافت های وابسته به سرعت یا ویسکوالاستیک کاهش یافته (شکل ۴). همچنین در خصوص گشتاور غیر فعال بافت های وابسته به سرعت یا بافت های ویسکوالاستیک که بخش میانی منحنی گشتاور غیر فعال را شامل می شوند، با توجه به رابطه ۲، در سرعت های پایین اثر گشتاور ویسکوز در این رابطه ( $B\theta^\circ$ ) کم رنگ شده (به دلیل کوچک بودن میزان سرعت) و گشتاور الاستیک نقش پررنگ تری را در گشتاور ویسکوالاستیک ایفا می کند و می توان گشتاور مورد نظر را (رابطه ۲) تقریباً گشتاور الاستیک در این ناحیه حساب کرد. همچنین با افزایش سرعت و در سرعت های بالا اثر گشتاور ویسکوز افزایش یافته (شکل ۵) و گشتاور مورد نظر در این ناحیه، گشتاور ویسکوالاستیک می باشد که در این خصوص می توان به تحقیق انجام شده در سال ۲۰۰۲ (۲۵)



دست آمده از تست های انجام شده، می توان از شیب های منحنی های گشتاور مربوطه استفاده کرد که شیب های ابتدا و انتها (BS, ES) بیانگر ضریب الاستیک بافت های مستقل از سرعت (Ks) و شیب میانی (Ms) بیانگر ضریب الاستیک بافت های وابسته به سرعت (Kp) می باشد.

همچنین برای استخراج ضریب ویسکوز یا سفتی ویسکوز بافت های وابسته به سرعت، با فرض ثابت بودن این پارامتر در طول دامنه حرکتی و با فرض اینکه این ضریب مستقل از جابه جایی می باشد و فقط تابع سرعت بوده  $(\dot{\theta})$ ، می توان از دو روش استفاده کرد: ۱- مطابقت دادن و فیت کردن رابطه گشتاوری مربوطه با ناحیه میانی مورد نظر از منحنی گشتاور غیر فعال که در این روش با استفاده از نرم افزارهای مربوطه می توان بهترین و دقیق ترین ضرایبی که رابطه گشتاوری را با منحنی مربوطه به بهترین نحو فیت می کند به دست آورد. ۲- انتگرال گیری از رابطه ریاضی گشتاور مربوطه و مساوی قرار دادن آن با سطح زیر منحنی ناحیه میانی (S) منحنی گشتاور غیر فعال (شکل ۵):

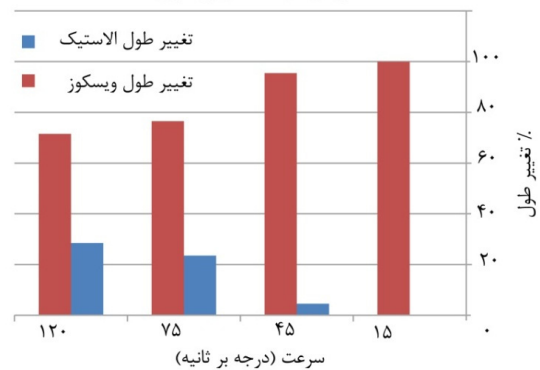
رابطه ۵:

$$\int_a^b M. d\theta = \int_a^b [B\dot{\theta}_1 + Kp\theta_1] d\theta = S$$

که در این روش ضریب الاستیک در ناحیه میانی از طریق شیب ناحیه مورد نظر به دست می آید که در رابطه فوق جایگزین می شود و تنها مجهول معادله ضریب ویسکوز (C) می باشد.

با توجه به روند تغییرات منحنی های گشتاور غیر فعال در طول دامنه حرکتی در نواحی ابتدایی، میانی و انتهایی و با توجه به تغییرات شیب منحنی در این نواحی و تغییر محدوده و دامنه این نواحی به ازای تغییر سرعت حرکت، می توان به وابستگی خواص وابسته به سرعت (ویسکوز) و مستقل از سرعت (الاستیک)، به جابه جایی و سرعت در گشتاور غیر فعال ویسکوالاستیک و غیر خطی بودن این وابستگی پی برد. همچنین مشاهده شد که در حرکت مفصلی، عملکرد مقاومت در برابر حرکت و تغییر طول به ازای کشش یا فشار اعمال

نمودار درصد تغییر طول



شکل ۴- نمودار میزان متوسط تغییر طول در اکستنشن و فلکشن مفصل آرنج در بافت های درگیر در انجام حرکت

نمودار گشتاور پسیو



حرکت بر اساس رابطه ۲

شکل ۵- نمودار تغییرات گشتاورهای ویسکوالاستیک، الاستیک و ویسکوز غیر فعال در ناحیه میانی (گشتاور بافت های ویسکوالاستیک) به ازای تغییر سرعت

سفتی الاستیک و مقدار گشتاور بیانگر سفتی ویسکوالاستیک یا سفتی کل می باشد. همچنین برای بیان سفتی ویسکوز می توان از سطح زیر منحنی گشتاور مقاوم استفاده کرد. در خصوص تعیین خواص سفتی، در تحقیقات متعدد از شیب منحنی گشتاور غیر فعال استفاده شده که در هر کدام از بخش خاصی از منحنی گشتاور غیر فعال برای تعیین سفتی الاستیک استفاده شده است. به عنوان مثال در تحقیقات قبلی (۳۴-۳۶) از شیب انتهایی منحنی برای تعیین سفتی استفاده شده است.

با توجه به مطالب مورد بحث در خصوص روابط ریاضی مربوط به گشتاور غیر فعال (روابط ۴ و ۲)، به منظور استخراج ضرایب الاستیک یا سفتی الاستیک بافت های مستقل از سرعت و وابسته به سرعت از طریق منحنی های گشتاور غیر فعال به

6. Friden J, Lieber RL. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle Nerve*. 2003; 27:157-64.

7. Linke W A, Fernandez J M. Cardiac titin: molecular basis of elasticity and cellular contribution to elastic and viscous stiffness components in myocardium. *J Muscle Res Cell Motil*. 2002; 23:483-97.

8. Anderson J, Lib Z, Gouble F. Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle. *J Biomechanics*; 2002; 35:1315-24.

9. Bartoo ML, Linke WA, Pollack GH. Basis of passive tension and stiffness in isolated rabbit myofibrils. *Am J Physiol*. 1997; 73:C266-C276.

10. Stromberg DD, Wiederhielm CA. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J Appl Physiol*. 1969; 26:857-62.

11. Vilimek M. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2007; 9, (2):41-47.

12. Armstrong AD, Mac Dermid 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.

13. Dunn MG, Silver FH. Viscoelastic behavior of human connective tissues: Relative contribution of viscous and elastic components. *Connect Tissue Res*. 1983; 12(1):59-70.

14. Rehorn MR, Blemker SS. Passive properties of muscle fibers are velocity dependent. University of Virginia, Charlottesville, VA, USA.

15. Veger HEJ, YU B, AN KN, Rozendal RH. Parameters for modeling the arm. *J Biomechanics*. 1997; 30:647-52.

16. Wittbrodte E, Wojnicz W. Modelling and simulation of striated skeletal muscle and groups of muscles in arm-forearm system 2D, Proceedings of the International Conference Biomechanics 2003. *Acta Bioeng. Biomech*, 2003; 5(Suppl 1):551-6.

17. Hayes KC, Hatze H. Passive viscoelastic properties of the structure

شده، در مورد بافت های الاستیک (تاندون) و بافت های ویسکو الاستیک (عضله) با یکدیگر متفاوت بوده و هر کدام نقش متفاوتی را در حرکت مفصلی دارند. همچنین مشاهده شد که با ساده سازی و با فرض روابط و عملکرد خطی نسبت به خواص ویسکوز و الاستیک برای بافت های درگیر در حرکت و با فرض مستقل بودن ضریب ویسکوز از جابه جایی، می توان روابط ریاضی برای گشتاور اعمال شده و جابه جایی برای این بافت ها به دست آورد و عملکرد مکانیکی آن ها را پیش بینی و آنالیز کرده و همچنین می توان در حرکت مفصلی مورد نظر، مکانیزم بافت های درگیر در حرکت را توسط یک مدل ویسکو الاستیک ساده مدل سازی کرد.

### تقدیر و تشکر

با سپاس فراوان از زحمات بی دریغ جناب آقای دکتر علی استکی که در این پروژه یاری فراوان رساندند و سپاس فراوان از پرسنل بیمارستان توانبخشی رفیده تهران.

### منابع

1. Dunn MG, Silver FH. Viscoelastic behavior of human connective tissues: Relative contribution of viscous and elastic components. *Connect Tissue Res*. 1983; 12(1):59-70.

2. Higuchi H. Viscoelasticity and function of connectin/titin filaments in skinned muscle fibers. *Adv Biophys*. 1996; 33:159-71.

3. Hill AV (1970). First and last experiments in muscle mechanics. Cambridge University Press: Cambridge  
Inbar GF, and Adam D (1976) Estimation of muscle active state. *Biol. Cybern*. 23: 61-72.

4. Raikova R. A model of the flexion-extension motion in the elbow joint - some problems concerning muscle force modelling and computation. *J Biomech*. 1996; 29:763-72.

5. Fung YC. *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. 2<sup>nd</sup> ed. New York, NY, USA: Springer; 1993.

dynamics to measure joint stiffness, structural dynamics research laboratory, Department of Mechanical Engineering, University of Cincinnati, Cincinnati, OH 45221-0072, U.S.A ,1998.

28. Lamontagne A. Impaired viscoelastic behavior of spastic plantar flexors during passive stretch at different velocities. *Clin Biomech.* 1997; 12:508-15.

29. Lehmann JF, Price R, De Lateur 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.

30. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. *J OrthopSports Phys Ther.* 1997; 26:244-52.

31. Prochazka A, Bennett DJ, Stephens MJ, Patrick SK. Measurement of rigidity in parkinson's disease. *Mov. Disord*, vol. 12, no. 1, pp. 24-32, 1997.

32. Jewell BR, Wilkie DR. An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle. *J Physiol (Lond).* 1958; 143:515-40.

33. McHugh MP, Connolly DA, Eston RG, Kremenec IJ, Nicholas SJ, Gleim GW. The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med.* 1999;27:594-99.

34. Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structure? *J Appl Physiol (Eur).* 2001;85:226-32.

35. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M.. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports.* 1997; 7(4):195-202.

36. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* 1996; 497(Pt 1): 291-8.

spanning the human elbow joint. *J Physiol.* 1977; 37: 265-74.

18. Wojnicz W, Wittbrodte E. Analysis of muscles behaviour. Part II. The computational model of muscles' group acting on the elbow joint, *Acta Bioeng. Biomech*, 2009, 11(4); 15-21.

19. Gomi H. Kawato M. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement. *Biological Cybernetics.* 1997; 76:163-71.

20. Bennett DJ, Hollerbach JM, Xu Y, Hunter IW. Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement. *Experimental Brain Research.* 1992; 88:433-42.

21. Ocarino JM, Fonseca ST, Silva PLP, Mancini MC, Gonçalves GGP. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. *Manual Ther.* 2008 Oct; 13(5):411-8.

22. De Lussanet MHE, Smeets JBJ, Brenner E. Relative damping improves linear mass-spring models of goal-directed movements. *Hum Mov Sci.* 2002; 21:85-100.

23. Flash T. The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biol Cybern.* 9 Springer-Verlag 1987; 57: 257-274.

24. Amankwah K Triolo RJ, Kirsch R. Effects of spinal cord injury on lower-limb passive joint moments revealed through a nonlinear viscoelastic model. *Biomedical Engineering Department, Case Western Reserve University, Cleveland, OH.* 2004.

25. Lee HM, Huang YZ, Chen JJ, Huang IS. Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors. *JNeurosurg Psychiatry.* 2002; 72(3):621-9.

26. Given JD, Dewald JPA, Rymer WZ. Joint dependent passive stiffness in paretic and Contra lateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke. *Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1995; 59:271-9.

27. Wyatt Becker PJ, Roberth. Wynn Jr. R, Berger EJ, Blough JR. Using rigid-body

## Viscoelastic properties of passive torque at extension and flexion of the human elbow joint

\***Iman Vahdat**, MSc. PhD student of Biomechanics, Biomedical Department, Azad Islamic University of Sciences and Researches, Tehran, Iran (\*Corresponding author). [manivad@yahoo.com](mailto:manivad@yahoo.com)

**Samir Zeyn**, MSc. PhD student of Biomechanics, Biomedical Department, Azad Islamic University of Sciences and Researches, Tehran, Iran. [samir\\_401\\_z@yahoo.com](mailto:samir_401_z@yahoo.com)

**Farhad Tabatabai Qomshe**, PhD. Associate Professor of Biomechanics, University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran. [tabatabai@uswr.ac.ir](mailto:tabatabai@uswr.ac.ir)

**Mostafa Rostami**, PhD. Associate Professor of Biomechanics, Biomedical Department, Amir Kabir University of Technology, Tehran, Iran. [rostami@aut.ac.ir](mailto:rostami@aut.ac.ir)

**Siamak Khorrami Mehr**, PhD. Assistant Professor of Biomechanics, Biomedical Department, Azad Islamic University of Sciences and Researches, Tehran, Iran. [khorramymehr@gmail.com](mailto:khorramymehr@gmail.com)

**Iraj Abdollahi**, PhD. Associate Professor of Physiotherapy, University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran. [irajabdollahi@hotmail.com](mailto:irajabdollahi@hotmail.com)

### Abstract

**Background:** Many researches have been conducted in order to explore the ingredients of joint impairments like muscle spasticity and joint rigidity in which mechanical viscoelastic properties have been quantified during the joint movement. The aim of this study was to explore passive viscose and elastic properties at flexion and extension of the human elbow joint and to determine a mathematical torque-angle relation for the measured torque.

**Methods:** The method of this study was descriptive-analysis. Passive resistant torque was measured for 5 healthy subjects by Continues Passive Motion (CPM) at four different velocities for full range of extension and flexion by an isokinetic dynamometer. To extract viscose and elastic properties of the passive resistant torques of flexion and extension of the elbow, measures were extracted using MATLAB-R2009 software and statistical analyses were done by SPSS version 16.

**Results:** The results showed 3 total slopes of the passive torque curves by increasing the velocity of movement and also greater slope at the beginning and the end range of passive torque curves appeared in both extension and flexion. It seemed to be a nonlinear relation and depending on elastic and viscose properties on angular movement and velocity at the passive torques.

**Conclusions:** Viscose and elastic properties were dependent on velocity and movement of muscle-tendon unit. Finally it was concluded from this study the possibility of evaluation and analysis the mechanical function of spanning tissues using a simple torque-angle relation for the passive torques with assumption of linear dependency on elastic and viscose properties and independency of viscose properties on angular movement .

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