

ارزیابی بیومکانیکی ساختار گشتاور مقاوم غیرفعال در مفصل آرنج و کاربرد آن در تجهیزات تمرینی و توانبخشی

ایمان وحدت^۱، دکتر فرهاد طباطبایی قمشه^۲، سیف الله غلامپور^۱، دکتر مصطفی رستمی^۳، دکتر سیامک خرمی مهر^۴

۱- دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، تهران، ایران.

۲- دانشیار، مرکز تحقیقات توانبخشی اعصاب اطفال، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

۳- دانشیار، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، تهران، ایران.

۴- استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات تهران، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: هدف این تحقیق بررسی ماهیت ساختار و اجزای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم غیرفعال مفصل آرنج در برابر حرکت و الگو قرار دادن آن برای ایجاد یک مکانیزم گشتاوری مشابه در تجهیزاتی تمرینی و توانبخشی با توجه به دیدگاه توانبخشی و طب ورزش بود.

روش بررسی: هشت مرد سالم بدون هیچگونه مشکل و سابقه اختلال قبلی در سیستم عصبی عضلانی بر اساس معیار ضریبقد و وزن در این مطالعه شرکت داشتند. پنج حرکت فلکشن غیرفعال آرنج در سرعتهای ۱۵ و ۴۵ درجه بر ثانیه در دامنه حرکتی صفر تا ۱۳۰ درجه بر ثانیه توسط دینامومتر ایزوکینتیک سایبکس انجام شد و همزمان، فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات مربوطه ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار متلب استفاده شد.

یافته‌ها: پس از بررسی ماهیت اجزای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم غیرفعال، بیشترین همسانی و نزدیکترین عملکرد به عملکرد مقاومتی این گشتاور، در استفاده از ترکیب گشتاور مقاوم وزنه آزاد و گشتاور مقاوم سیلندر و پیستون پنوماتیک مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: مهم‌ترین نتیجه بدست آمده، امکان دستیابی به بهینه‌سازی حرکت، کاهش آسیب وارده به مفاصل و همچنین کاهش اتلاف انرژی از طریق استفاده از مکانیزم مقاومت طبیعی بافتهای درگیر در حرکت برای ایجاد مکانیزم مقاومتی در تجهیزاتی مورد نظر در انجام حرکت مفصلی بود.

کلیدواژه‌ها: مفصل آرنج، گشتاور مقاوم غیرفعال، تجهیزاتی توانبخشی، ویسکوالاستیک

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۶/۱۰، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۹/۲۳)

نویسنده مسئول: مرکز تحقیقات توانبخشی اعصاب اطفال، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

Email: tabatabai@aut.ac.ir

مقدمه

ورزش، دستورالعمل ویژه‌ای در زمینه تمرینات ورزشی به منظور آمادگی جسمانی برای افراد آموزش دیده و آموزش ندیده توصیه کرده‌اند (۲). این محققین استدلال کرده‌اند که وزنه‌های آزاد که مقاومت ثابت ایجاد می‌کنند بهتر از دستگاه‌های تمرینی دارای مقاومت متغیر برای افزایش سطح توانایی و استقامت عمل می‌کنند در حالی که دیگران ادعا کرده‌اند که دستگاه‌های تمرینی با مقاومت متغیر موثرتر است (۳). بعضی از تحقیقات گزارش کرده‌اند که تفاوت قابل توجهی در افزایش استقامت بین گروه تمرینی با ماشین‌های مقاومت متغیر و گروه تمرینی با وزنه آزاد وجود ندارد (۴، ۵). با وجود این کالج آمریکایی طب ورزش ادعا کرده که وزنه‌های آزاد دارای یک مزیت نسبت به ماشین‌های مقاومتی از لحاظ بالاتر بودن سطح فعالیت عصبی می‌باشند. همچنین تحقیقاتی در خصوص مقایسه تمرین با وزنه آزاد و تجهیزاتی هیدرولیک انجام شده که تفاوت قابل ملاحظه‌ای در

تمرینات مقاومتی نه تنها برای ورزشکاران بلکه برای تمام کسانی که علاقه‌مند به بهینه‌سازی سلامت و طول عمر هستند از ارزش بالایی برخوردار می‌باشد. برای افرادی که ورزش می‌کنند، تمرین مقاومتی می‌تواند دارای زمینه توانبخشی بوده و باعث جلوگیری از آسیب‌های بالقوه از طریق تقویت مفاصل، عضلات، تاندون‌ها، استخوان‌ها و رباط‌ها شود. بهبود ویژگیهای عملکرد فیزیکی از قبیل: استقامت، قدرت، سرعت و پرش عمودی با استفاده از روش تمرین مقاومتی مناسب به طور قابل ملاحظه‌ای امکان پذیر می‌باشد (۱).

از آنجایی که تجهیزاتی متفاوتی برای انجام تمرینات مقاومتی به منظور افزایش توانایی و استقامت موثر و کارآمد وجود دارند، لذا بررسی نتایج حاصل از تحقیقات در انجام تمرینات مورد نظر با تجهیزاتی مذکور، امری ضروری است. محققین کالج آمریکایی طب ورزش، از طریق انتشارات پزشکی و علمی خود در تمرین و

می‌تواند بیشترین دستاورد را در جهت تقویت استقامت و توانایی عضلانی داشته باشد زیرا تمرین ایزوکینتیک اجازه می‌دهد تا استقامت و قدرت عضلانی در طول دامنه حرکتی افزایش یابد. این نوع مقاومت اغلب برای اهداف توانبخشی استفاده می‌شود. مقاومت پنوماتیک (Pneumatic) تولید شده توسط یک سیلندر و پیستون که در آن هوای فشرده قرار دارد طیف جدید و تازه‌ای از نیروهای مقاوم مورد استفاده در تجهیزات توانبخشی و ورزشی می‌باشد که در آن نیروی مقاوم ایجاد شده ویسکوالاستیک (Viscoelastic) بوده و تابع سرعت حرکت و تابع طول و جابجایی حرکت بوده (وابستگی مستقیم دارد) به این صورت که با افزایش طول دامنه حرکت و همچنین با افزایش سرعت انجام حرکت، نیروی مقاوم تولید شده افزایش می‌یابد. استفاده از سیستم پنوماتیک در انجام تمرینات می‌تواند نقش بسیار مهمی در تقویت استقامت و توانایی عضلانی داشته باشد.

گشتاور مقاوم کلی در انجام حرکت مفصلی، شامل گشتاورهای مختلف حاصل از اثر پارامترهای گوناگون می‌باشد. به عنوان مثال گشتاور مقاوم برای انجام حرکت فلکشن مفصل آرنج، بیانگر گشتاور نیروهای مقاوم مانند وزن، اینرسی و گشتاور مقاوم بافت‌هایی است که در برابر حرکت مورد نظر مقاومت کرده که از مهمترین و موثرترین این بافت‌ها می‌توان به عضلات فلکسور و عضلات اکستانسور و همچنین به تاندونها (Tendons) و لیگامانها (Ligaments) و غضروف مفصلی اشاره کرد که همگی این بافت‌ها، ویسکوالاستیک بوده و دارای ساختارهای کلاژنی (Collagen) و رشته‌های تیتین (Titin) با خواص الاستیک و همچنین دارای مایع میان بافتی و ساختار غضروفی با خواص ویسکوز (Viscose) می‌باشند (۱۲،۱۱) و در برابر نیروی کششی و فشاری تحمیل شده، از خود مقاومت نشان می‌دهند که وابستگی به تغییر طول و سرعت در این ساختارها توسط محققین قبلی بررسی و اثبات شده است (۱۳-۱۵). بنابراین می‌توان گشتاور مقاوم غیرفعال را گشتاور مقاوم طبیعی نامید (چون از مقاومت طبیعی بافت‌های درونی در حالت غیر فعال سرچشمه می‌گیرد) که در حالت کلی به چند پارامتر بستگی دارد و مهمترین این پارامترها عبارتند از: ۱- گشتاور اینرسی (Inertia) حاصل از شتاب زاویه‌ای حرکت عضو در طول دامنه حرکتی در حرکت با سرعت متغیر (رابطه ۱) ۲- گشتاور وزن عضو مورد نظر (رابطه ۲) ۳- گشتاور مقاوم ویسکوالاستیک بافت‌های درگیر در طول حرکت (رابطه ۳). گشتاور مقاوم طبیعی در انجام یک حرکت مفصلی حاصل مجموع اثر هر یک از پارامترهای مذکور می‌باشد.

بهبود سطح استقامت بین دو گروه مشاهده نشده است (۶). با این حال در یک تحقیق دستاورد‌های بیشتری در استقامت اکستنشن ایزوکینتیک (Isokinetic) پا در اندام شرکت کنندگان آموزش داده شده با جرم ثابت نسبت به مقاومت هیدرولیک بدست آمد (۷). مطالعات دیگر استفاده از دستگاه‌های پنوماتیک را در نظر گرفته‌اند در حالی که در بسیاری از مقالات از آن به عنوان یک روش برای ارزیابی (۹،۸) یا تمرین (۱۰) بدون هرگونه مقایسه مستقیم با سایر روش‌های تمرینی دیگر استفاده شده است. در هر حال انتخاب نوع مقاومت یک ترجیح شخصی به نظر می‌رسد با این حال می‌بایست فاکتور سلامت و ایمنی در ارتباط با تمرین مقاومتی در نظر گرفته شده و انتخاب نوع نیروی مقاوم بر اساس معایب و مزایای مربوط به هر نیرو باشد. به هر حال به نظر می‌رسد که با انجام تحقیقات گوناگون در خصوص افزایش توانایی و استقامت و همچنین ارزیابی عملکرد مقاومتی هر یک از تجهیزات تمرینی استقامتی مورد استفاده و بررسی معایب و مزایای هر کدام می‌توان به نتیجه مطلوبی برای انتخاب نوع مقاومت دست یافت. در حال حاضر از نیروهای مقاوم متفاوتی در تجهیزات توانبخشی و تمرینی ورزشی استفاده می‌شود. مقاومت وزنه آزاد شایعترین حالت از نیروهای مقاوم برای انجام تمرینات ورزشی است و شامل استفاده از نیروی عضلانی برای مقاومت و غلبه در برابر اثر گرانش وزنه است. انقباض عضلانی در استفاده از این نوع مقاومت، انقباض ایزوتونیک (Isotonic) است. در انقباض ایزوتونیک، طول عضله تحت بار ثابت تغییر می‌کند که باعث تغییر در نیروی کششی تولید شده در عضله می‌باشد لازم به ذکر است در حالی که جرم وزنه ثابت باقی می‌ماند گشتاور وارد شده به سیستم عضلانی با تغییر بازوی گشتاوری در طول دامنه حرکتی تغییر می‌کند. نوع دیگر نیروی مقاوم الاستیک (Elastic) حاصل از کشش یا فشار یک فنر یا ماده الاستیک است که نیروی مقاوم ایجاد شده تابع طول کشش یا فشار می‌باشد. تمرین‌های با مقاومت الاستیک در سرعت‌های متفاوت امکانپذیر بوده و می‌توانند موجب بهبودی و توسعه سرعت و قدرت شوند. انواع دیگر شامل نیروی مقاوم سیلندر و پیستون هیدرولیک (Hydraulic)، از طریق بکارگیری انقباضات ایزوکینتیک عضلانی در برابر مقاومت تولید شده توسط یک سیلندر و پیستون هیدرولیک می‌باشد که مقاومت آن منطبق با تغییر قدرت انقباض عضله در حین تغییر طول، تغییر می‌کند. این نوع مقاومت از نوع ویسکوز بوده و تابعی از سرعت حرکت می‌باشد و هرچه حرکت سریع‌تر، مقاومت هم بیشتر خواهد بود. تئوری این روش این است که استفاده از این نوع مقاومت

که در این رابطه T_{NR} گشتاور مقاوم طبیعی بوده. مجموع رابطه [۱] و رابطه [۲] بیانگر گشتاور مقاوم اینرسی و وزن عضو بوده و همانند رابطه گشتاور مقاوم وزنه آزاد عمل می‌کند. همچنین رابطه [۳] بیانگر گشتاور مقاوم بافتها و اندامهای درگیر در حرکت (که همگی ویسکوالاستیک هستند) میباشد و همانند گشتاور مقاوم پنوماتیک (با در نظر گرفتن خواص ویسکوالاستیک خطی) عمل می‌کند. گشتاور مقاوم طبیعی در سرعت ثابت را که همان گشتاور مقاوم بدست آمده از آزمون گشتاور غیرفعال سی پی ام (CPM) می‌باشد را می‌توان با رابطه [۵] بیان کرد.

$$T_{NR} = B\omega + K\theta + T_w \cos \theta \quad (\text{رابطه ۵})$$

که در این رابطه ω مقداری ثابت و بیانگر سرعت زاویه‌ای حرکت می‌باشد (شکل ۱).

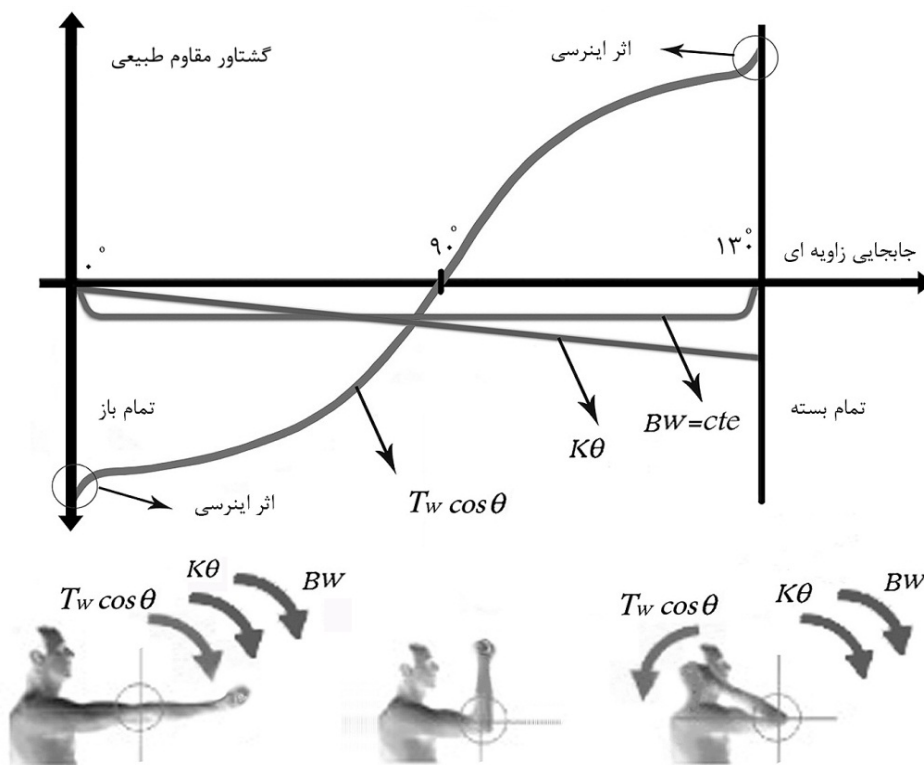
$$T = I\ddot{\theta} \quad (\text{رابطه ۱})$$

$$T = T_w \cos \theta \quad (\text{رابطه ۲})$$

$$T = B\dot{\theta} + K\theta \quad (\text{رابطه ۳})$$

که در این رابطه T گشتاور مقاوم، θ جابجایی زاویه‌ای، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای، $\ddot{\theta}$ شتاب زاویه‌ای، I ممان اینرسی عضو، B ضریب ویسکوز بافتهای درگیر، K ضریب الاستیک بافتهای درگیر و T_w بیانگر گشتاور وزن عضو (انگشتان، کف دست، مچ و ساعد) می‌باشد پارامترهای T_w ، K ، B و I همگی ضرایب ثابت هستند. اگر بخواهیم عوامل موثر ذکر شده را در یک رابطه ریاضی بیانگر رابطه گشتاوری قرار دهیم این رابطه برای بیان گشتاور مقاوم طبیعی در انجام حرکت فلکشن مفصل آرنج (با در نظر گرفتن خواص ویسکوالاستیک خطی برای بافتهای درگیر در حرکت) به صورت ذیل خواهد بود (۱۶ و ۱۷):

$$T_{NR} = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K\theta + T_w \cos \theta \quad (\text{رابطه ۴})$$



شکل ۱- نمودار شماتیک منحنی‌های گشتاور-زاویه گشتاورهای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم طبیعی در حرکت فلکشن مفصل آرنج (قابل ذکر است که اثر اینرسی در محدوده کوچکی از ابتدا و انتهای دامنه حرکت یعنی در لحظه شروع و خاتمه حرکت خود را نشان میدهد)

ویسکوز و ویسکوالاستیک بافتها، اثر خود را به خوبی نشان دهند زیرا در سرعتهای بالا مقاومت بافتها بیشتر از نوع الاستیک بوده و خواص ویسکوز مدت زمان کافی را برای نشان دادن اثر خود در اختیار ندارند (۱۳) بدست آورده و ماهیت ساختار و اجزای

در این تحقیق تلاش شده تا گشتاور مقاوم طبیعی را از طریق انجام آزمون سی پی ام یا گشتاور غیرفعال در دو سرعت تقریباً پایین ۱۵ و ۴۵ درجه بر ثانیه (برای اینکه تمامی خواص وابسته به سرعت بافتهای درگیر در حرکت از قبیل خواص

ورزش در زمینه بهبودی، تقویت و سلامت اعضاء و اندام‌های معیوب و صدمه دیده سرچشمه می‌گیرد.

روش بررسی

نمونه‌ها

هشت مرد سالم با قابلیت انجام حرکت فلکشن آرنج به طور کاملاً صحیح و بدون هیچگونه مشکل و سابقه قبلی در سیستم عصبی عضلانی و مفصلی، در بیمارستان رفیده تهران مورد آزمایش قرار گرفتند که انتخاب آنها بر اساس شاخص توده وزن (Body Mass Index) با میانگین ۲۵/۶۳ و انحراف معیار ۵/۱، میانگین سنی ۳۳ سال و انحراف معیار ۵/۸ بود (جدول ۱).

روشها و اندازه‌گیریها

برای بدست آوردن گشتاورهای غیرفعال مورد نظر از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیکسایکس (مدل ۷۷۰ ساخت کمپانی HUMAC NORM کشور آمریکا) استفاده شد. برای انجام حرکت مورد نظر صندلی دستگاه را در حالت افقی قرار داده و فرد روی صندلی به صورت خوابیده به پشت قرار می‌گرفت و تنظیمات جانبی دستگاه از قبیل تنظیم فاصله صندلی تا دینامومتر و همچنین تنظیم اهرم دسته دینامومتر با دست فرد و هم محور نمودن محور دوران مفصل آرنج با محور دینامومتر بر اساس معیارهای فیزیکی فرد و پروتوکل دستگاه (۱۸) انجام گرفت.

تشکیل دهنده آن بررسی شود سپس با الگو قرار دادن گشتاور مقاوم طبیعی، یک رابطه گشتاوری مشابه را برای ایجاد مکانیزم مقاومتی در تجهیزات تمرینی و توانبخشی بدست آورد. قابل ذکر است که دلیل انتخاب گشتاور مقاوم طبیعی به عنوان الگو این است که اولین گشتاوری که در انجام یک حرکت مفصلی در برابر حرکت مقاومت می‌کند همین گشتاور مقاوم طبیعی بافتهای درگیر در حرکت می‌باشد که در برابر حرکت مقاومت کرده و کاملاً طبیعی بوده و هیچ گونه آسیب و صدمه‌ای به اندامها و بافتها وارد نمی‌کند و بیشترین بازدهی ممکن را از لحاظ انتقال نیرو ممکن است به همراه داشته باشد و نیروی خروجی عضلات فعال برای انجام حرکت مورد نظر باید خود را با این گشتاور مقاوم طبیعی کاملاً هماهنگ سازند. هدف این تحقیق این است که گشتاور مقاومی که در تجهیزات تمرینی و توانبخشی استفاده می‌شود از جنس گشتاور مقاوم طبیعی باشد تا با نیروی خروجی فعال عضلات برای انجام حرکت مفصلی بیشترین همسانی را داشته و کمترین آسیب به اندامها وارد شده و همچنین کمترین اتلاف انرژی را به همراه داشته باشد. ضرورت این مسئله از نقش مهم بهینه سازی حرکت در تمرینات، جلوگیری از اتلاف نیروی عضلانی و پیشگیری از آسیبهای وارده به مفاصل و اندامهای درگیر در انجام حرکت، با توجه به تاکید علوم توانبخشی و طب

جدول ۱- مشخصات نمونه‌ها

نمونه‌ها	جنسیت	سن	ضریبقد و وزن
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
۶	مرد	۳۱	۲۷/۵
۷	مرد	۲۲	۲۵/۱۴
۸	مرد	۳۵	۲۶/۲

اندازه‌گیری گشتاور غیرفعال موقعیت زاویه‌ای در انجام گشتاور غیرفعال که در آن بافتها و عضو مورد نظر در طول حرکت بدون فعالیت بوده، اهرم دستگاه، حرکت را بر روی عضو انجام داده و آن را به حرکت در می‌آورد و سپس مقاومت عضو در برابر حرکت توسط گیرنده‌های نیروی دستگاه

اندازه‌گیری و نتایج به صورت گشتاور در طول دامنه حرکتی بر حسب درجه ثبت می‌شود. آزمون مورد نظر در دامنه حرکتی از ۰ تا ۱۳۰ درجه هم در اکستنشن و هم در فلکشن در سرعتهای ۱۵ و ۴۵ درجه بر ثانیه به صورت مجزا و هر سرعت در ۵ نوبت متوالی انجام شد. به منظور جلوگیری از فعالیت غیر ارادی

مشاهده شدن سیگنال تحریک در حد دامنه مجاز، آزمایش مورد نظر مجدد انجام شد.

آنالیز داده‌ها

داده‌های خام و اولیه ثبت شده توسط نرم افزار دستگاه ایزوکینتیک به منظور بررسی میزان اثر هر یک از اجزای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم طبیعی، توسط نرم افزار متلب (MATLAB) برازش شدند. همچنین به منظور جلوگیری از بروز یکسری از خطاهای اندازه‌گیری از جمله حرکت ناگهانی اهرم دستگاه در شروع حرکت و توقف ناگهانی در پایان حرکت، ۱۰ درجه از ابتدا و انتهای دامنه حرکتی در محاسبات حذف شد.

آنالیز آماری

به منظور بررسی عمومیت پذیری داده‌هایی که از آزمایشها بدست آمد، تکرار پذیری توسط آزمون آنالیز واریانس توسط نرم افزار اس پی اس اس (SPSS Version 16) با استفاده از روش ضریب همبستگی درون خوشه‌ای (ICC) در دو مرحله بر روی منحنی‌های بدست آمده از آزمونهای گشتاور غیرفعال مورد بررسی قرار گرفت. اول تکرار پذیری برای هر کدام از نمونه‌ها در سرعت‌های ۱۵ و ۴۵ درجه بر ثانیه در ۵ سیکل بررسی شد و دوم تکرارپذیری در بین نمونه‌ها در سرعت‌های مورد نظر انجام شد. مقادیر ضریب همبستگی درون خوشه‌ای مربوطه در جدول ۲ ارائه شده است. ضریب درون خوشه‌ای بالای ۰/۷ برای تحقیقات مبتنی بر جامعه به عنوان ضریب پایا در نظر گرفته شد.

سیستم عصبی عضلانی دست غالب (دست راست یا دست چپ) و همچنین به منظور دارا بودن خواص آناتومیک و فیزیولوژیکی طبیعی، آزمونها بر روی دست غیر غالب نمونه‌ها انجام شد.

ثبت الکترومیوگرافی

به منظور اطمینان از غیرفعال بودن عضلات و همچنین به حداقل رساندن نقش موثر سیستم عصبی بدن در سفتی عضلانی در حین حرکت غیرفعال، همزمان با انجام آزمونهای گشتاور غیرفعال، بر روی عضلات فلکسور و اکستانسور بازوی نمونه‌ها ثبت الکترومیوگرافی (Electromyography) توسط دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۸ کاناله بیومتریک ساخت کشور انگلستان انجام شد. در خصوص غیرفعال بودن حرکات، دو روش استفاده شد: ۱- از سیگنالهای بدست آمده از ثبت الکترومیوگرافی طیف توان (power spectrum) محاسبه شد و از آنجا که سیگنالهای ثبت الکترومیوگرافی در حالت حرکت فعال بین ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز دارای دامنه میباشند، سیگنالهای بدست آمده از آزمایشها در حالت غیرفعال در دامنه فرکانسی ذکر شده دارای دامنه معنا دار نبوده. ۲- همچنین داده‌های خام بدست آمده بعد از فیلتر شدن و یکسوسازی، پوش خطی (linear envelope) شده یا به عبارتی RMS با پنجره زمانی ۵۰ میلی ثانیه محاسبه شد که ماکزیموم انقباض (max contraction) یا همان ماکزیموم دامنه (max amplitude) سیگنالها کمتر از ۱۰ میکروولت بود. در صورت

جدول ۲- مقادیر ضریب همبستگی درون خوشه‌ای در حرکت فلکشن مفصل آرنج برای نمونه‌ها

نمونه	ضریب همبستگی ۱۵ (درجه بر ثانیه)	ضریب همبستگی ۴۵ (درجه بر ثانیه)
۱	۰/۹۸۶	۰/۹۷۶
۲	۰/۹۸۷	۰/۹۵۸
۳	۰/۹۸۶	۰/۹۲۴
۴	۰/۹۸۹	۰/۹۴۶
۵	۰/۹۸۵	۰/۹۲۹
۶	۰/۸۸۶	۰/۸۷۴
۷	۰/۹۵۸	۰/۹۳۵
۸	۰/۸۹۵	۰/۸۱۶
بین نمونه‌ها	۰/۸۶۲	۰/۸۴۸

یافته‌ها

غیرفعال با رابطه بدست آمده برای گشتاور مورد نظر (رابطه ۵) و سایر اجزای تشکیل دهنده این رابطه (رابطه ۳ و ۲)، برازش

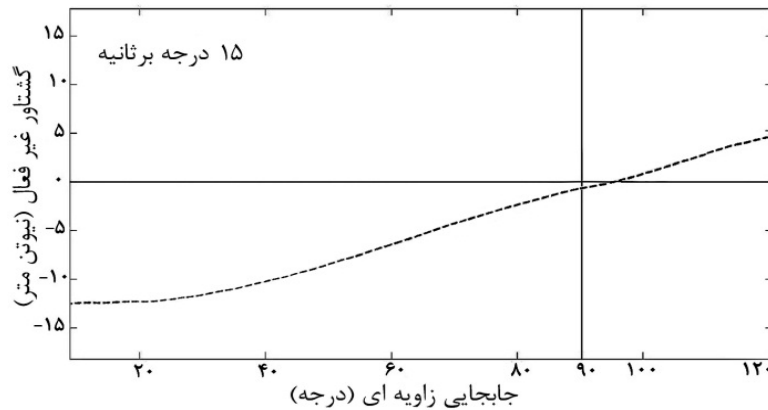
به منظور بررسی میزان اثر هر یک از اجزای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم طبیعی، داده‌های بدست آمده از آزمونهای گشتاور

شد (جدول ۳). با توجه به مقادیر بدست آمده از برازش داده‌های بدست آمده از آزمونها، بیشترین مقادیر همپوشانی برای رابطه گشتاوری [۵] مشاهده شد ($0/91 < R^2 < 0/95$). شکل‌های ۳ و ۲ منحنی‌های بدست آمده از برازش داده‌های خام اولیه با رابطه [۵] را نشان می‌دهد.

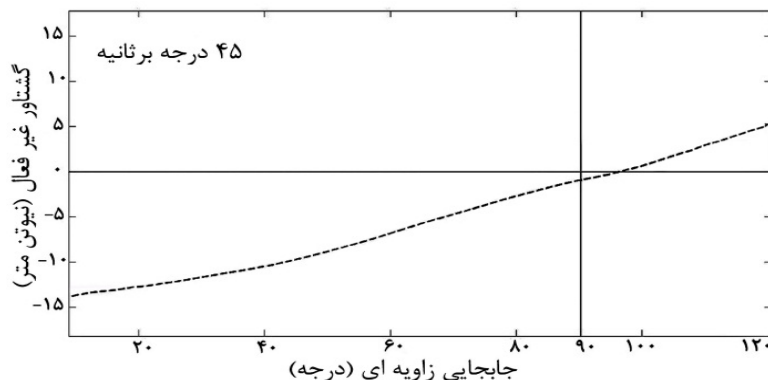
مقادیر بدست آمده از برازش با رابطه گشتاوری وزن عضو ($0/81 < R^2 < 0/85$) به مراتب بالاتر از مقادیر بدست آمده از برازش با رابطه گشتاوری ویسکوالاستیک بافتها و اندامها ($0/63 < R^2 < 0/67$) بود همچنین در خصوص سطح معنا داری (p) با بررسی و مقایسه مقادیر حاصل از برازش می‌توان نتیجه گرفت که میزان اثر گشتاور نیروی وزن در رابطه گشتاور مقاوم طبیعی به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از میزان اثر گشتاور مقاوم ویسکوالاستیک بافتها می‌باشد.

جدول ۳- مقادیر RMSE و R^2 جهت برازش داده‌های بدست آمده از آزمونها با معادلات مربوط به مکانیزمهای مقاومتی برای سرعت‌های ۱۵ و ۴۵ درجه بر ثانیه در فلکشن مفصل آرنج

سرعت زاویه ای ۴۵ درجه بر ثانیه		سرعت زاویه ای ۱۵ درجه بر ثانیه		رابطه گشتاور مقاومتی
مربع ریشه‌ها (R^2)	خطای مربع متوسط ریشه‌ها (RMSE)	مربع ریشه‌ها (R^2)	خطای مربع متوسط ریشه‌ها (RMSE)	
۰/۶۰۵۲	۲/۶۸۲۲	۰/۶۲۵۴	۲/۴۲۲	$B_p \omega + K_p \theta$
۰/۸۱۹۴	۱/۷۸۸	۰/۸۴۱۸	۱/۶۷۸۲	$T_{FW} \cos \theta$
۰/۹۱۲۳	۰/۵۴۸۹	۰/۹۴۶۲	۰/۵۰۹۱	$T_{FW} \cos \theta + B_p \omega + K_p \theta$



شکل ۲- منحنی گشتاور غیرفعال برازش شده با رابطه (۵) در سرعت ۱۵ درجه بر ثانیه در حرکت فلکشن مفصل آرنج



شکل ۳- منحنی گشتاور غیرفعال برازش شده با رابطه (۵) در سرعت ۴۵ درجه بر ثانیه در حرکت فلکشن مفصل آرنج

بحث

آزاد، B_P ضریب ویسکوز مقاومت پنوماتیک و K_P ضریب الاستیک مقاومت پنوماتیک می‌باشد.

از آنجا که هدف اصلی در این تحقیق استفاده از مکانیزم گشتاور مقاوم طبیعی برای ایجاد مکانیزم مقاومتری در تجهیزات تمرینی و توانبخشی بود می‌توان با انتخاب گشتاور مقاوم T_{CR} و با تعریف ضریب α (رابطه ۷) که در جدول ۴ بیان شده و همچنین با بیان رابطه $[8]$ ، T_{CR} را به عنوان رابطه گشتاوری مکانیزم ایجاد مقاومت در تجهیزات تمرینی و توانبخشی انتخاب کرد همچنین می‌توان ضرایب B_P ، T_{FW} و K_P را به نحوی تعیین کرد که میزان اثر هر یک از گشتاورهای تشکیل دهنده رابطه گشتاوری مقاوم مورد نظر (T_{CR})، مطابق با رابطه گشتاور مقاوم طبیعی (رابطه ۵) برقرار شود. ضریب α عددی ثابت و بیانگر شدت مقاومت گشتاور T_{CR} بوده و انتخاب مقدار α بستگی به انتخاب میزان شدت گشتاور مقاوم مورد نظر برای انجام حرکت داشته به این معنی که می‌توان با تغییر مقدار ضریب α میزان شدت گشتاور مقاوم را تغییر داد به نحوی که تعادل میزان اثر بین گشتاورهای تشکیل دهنده گشتاور مقاوم مورد نظر (T_{CR})، مطابق با رابطه گشتاور مقاوم طبیعی حفظ شود. البته قابل ذکر است که برای بدست آوردن ضرایب B_P ، T_{FW} و K_P باید ابتدا ضرایب B ، T_W و K را بدست آورد که به این منظور می‌توان از روش برازش رابطه گشتاور مقاوم طبیعی با منحنی گشتاور غیرفعال بدست آمده از آزمون گشتاور غیرفعال استفاده کرد.

$$T_{CR} = \alpha T_{NR} \quad (7)$$

$$K_P = \alpha K - K = K(\alpha - 1) \quad (1-8)$$

$$B_P = \alpha B - B = B(\alpha - 1) \quad (2-8)$$

$$T_{FW} = \alpha T_W - T_W = T_W(\alpha - 1) \quad (3-8) \quad T_{CR} = (B + B_P)\omega + (K + K_P)\theta + (T_W + T_{FW}) \cos \theta$$

با توجه به نتایج بدست آمده از برازش داده‌ها، در خصوص گشتاور مقاوم وزنه آزاد برای استفاده در زمینه توانبخشی و طب ورزش می‌توان گفت این گشتاور مقاوم نسبت به گشتاور مقاوم ویسکوالاستیک بافتها بیشترین همسانی را با گشتاور مقاوم طبیعی دارد و می‌توان اثر آن را با استفاده از گشتاور مقاوم وزنه آزاد تقویت کرد که عملکرد مشابه را ایفا می‌کند همچنین در خصوص گشتاور مقاوم ویسکوالاستیک بافتها از آنجا که هم خواص وابسته به سرعت (ویسکوز) و هم خواص وابسته به جابجایی (الاستیک) دارد با توجه به رفتار مکانیکی و خواص ویسکوالاستیک بافتها و عضلات درگیر در حرکت، می‌توان گفت که این گشتاور نقش مهمی را در گشتاور مقاوم طبیعی ایفا می‌کند و می‌توان اثر آن را با استفاده از گشتاور مقاوم پنوماتیک که دارای عملکرد یکسان می‌باشد تقویت کرد. در خصوص محدودیتهای این تحقیق می‌توان دستیابی به رفتار و عملکرد دقیق و همچنین محاسبه میزان دقیق مقاومت طبیعی بافتها و اندامهای درونی، در برابر انجام حرکت مورد نظر را نام برد.

معرفی گشتاور مقاوم برای استفاده در تجهیزات تمرینی و توانبخشی

با توجه به مطالب گفته شده می‌توان نتیجه گرفت که رابطه گشتاوری بدست آمده از ترکیب رابطه گشتاوری مربوط به وزنه آزاد با رابطه گشتاوری مقاومت سیلندر و پیستون پنوماتیک می‌تواند بیشترین همسانی را با رابطه گشتاوری مقاوم طبیعی (رابطه ۵) داشته باشد:

(رابطه ۶)

که در این رابطه T_{CR} گشتاور ترکیب شده از دو گشتاور مقاوم وزنه آزاد و گشتاور مقاوم پنوماتیک، T_{FW} گشتاور مقاوم وزنه

جدول ۴- سطوح مقاومت در برابر حرکت مرتبط با میزان α

$\alpha (\alpha \in \mathbb{R}, \alpha > 0)$	$0 < \alpha < 1$	$\alpha = 1$	$\alpha > 1$
T_{CR}	$T_{CR} < T_{NR}$	$T_{CR} = T_{NR}$	$T_{CR} > T_{NR}$
مقاومت کلی	مقاومت پایین	$2 T_{NR}$	مقاومت بالا

لحاظ هماهنگی بیشترین همسانی را با معیار سنجش مورد نظر در این تحقیق داشته، در تجهیزات تمرینی و توانبخشی استفاده کرده و میزان شدت آن را در انجام حرکت مفصلی برای هر فرد،

با توجه به مطالب گفته شده و با توجه به اهمیت علوم توانبخشی و طب ورزش در زمینه بهبودی و سلامت اعضاء و اندامهای معیوب می‌توان از گشتاور T_{CR} که از لحاظ بازدهی و از

نقطه نظر علوم توانبخشی و طب ورزش در زمینه بهینه سازی سلامت اندامهای حرکتی، ممکن است افزایش بازدهی و کاهش اتلاف نیرو و آسیب را به اندامها و بافتها در طول حرکت به همراه داشته باشد.

قدردانی

با سپاس فراوان از زحمات بی دریغ جناب آقای پروفیسور علی استکی که در این پروژه یاری فراوان رساندند و همچنین سپاس از همکاری مسئولین بخش فیزیوتراپی بیمارستان رفیده تهران.

متناسب با خصوصیات گشتاور مقاوم طبیعی فرد مورد نظر در انجام حرکت تعیین شده تنظیم کرد.

به نظر می‌رسد گشتاور مقاوم وزنه آزاد می‌تواند نزدیکترین عملکرد را به عملکرد گشتاور مقاوم طبیعی در انجام حرکات مفصلی داشته باشد البته اگر از این گشتاور مقاوم در برابر حرکت در سرعت ثابت استفاده شود اثر اینرسی در ابتدا و انتهای حرکت حذف شده و از بروز صدمه و آسیب به مفاصل و بافتها جلوگیری می‌شود که به این منظور و همچنین به منظور داشتن بهترین و نزدیکترین عملکرد به عملکرد مکانیکی بافتها و عملکرد گشتاور مقاوم طبیعی، می‌توان از ترکیب گشتاور مقاوم وزنه آزاد با گشتاور مقاوم پنوماتیک استفاده کرد که در این حالت با توجه به

REFERENCES

1. Stone MH. Muscle conditioning and muscle injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22:457-462.
2. Ratamess NA, Alvar BA, Evetoch TK, Housh TJ, Kibler WB, Kraemer WJ, et al. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 687-708.
3. Darden E. *The Nautilus Book: Contemporary Books*. New York, USA 1990.
4. Sanders MT. A comparison of two methods of training on the development of muscular strength and endurance. *Journal of Orthop Sport Phys* 1980; 1: 210-213.
5. Boyer KT. A comparison of the effects of three strength training programs on women. *Journal of Appl Sport Sci Res* 1990; 4: 88-94.
6. Willoughby DS, Gillespie JW. A comparison of isotonic free weights and omnikinetic exercise machines on strength. *Journal of Hum Movement Stud* 1990; 19: 93-100.
7. Hunter GR, Culpepper MI. Joint angle specificity of fixed mass versus hydraulic resistance knee flexion training. *Journal of Strength Cond Res* 1995; 9: 13-16.
8. Paulus DC, Reiser RF, Troxell WO. Pneumatic strength assessment device: design and isometric measurement. *Biomed Sci Instrum* 2004; 40: 277-282.
9. Puthoff ML, Nielsen DH. Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations and disability in older adults. *Phys Ther* 2007; 87: 1334-1347.
10. Kerksick C, Thomas A, Campbell B, Taylor L, Wilborn C, Marcello B, et al. Effects of a popular exercise and weight loss program on weight loss, body composition, energy expenditure and health in obese women. *Nutrition Metab (Lond)* 2009; 6:23.
11. Friden J, Lieber RL. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle Nerve* 2003; 27: 157-164.
12. Carey JR, Burghardt TP. Movement dysfunction following central nervous system lesions: a problem of neurologic or muscular impairment. *Phys Ther* 1993; 73: 538-547.
13. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. *Journal of Orthop. Sports Phys* 1997; 26: 244-252.
14. Bartoo ML, Linke WA, Pollack GH. Basis of passive tension and stiffness in isolated rabbit myofibrils. *Journal of Physiol* 1997; 73: 266-276.
15. Stromberg DD, Wiederhielm CA. Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *Journal of Appl. Physiol* 1969; 26: 857-862.
16. Allison SC, Abraham LD, Petersen CL. Reliability of the modified Ashworth scale in the assessment of plantar flexor muscle spasticity in patients with traumatic brain injury. *Int J Rehabil Res* 1996; 19: 67-78.
17. Lee HM, Huang YZ, Chen JJ, Huang IS. Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors. *Journal of Neurosurg Psychiatry* 2002; 23: 621-629.
18. Ardabili NS, Abdollahi I, Khorrammehr S, Shirzad H, Bahadorany H. Quantitative Evaluation of Spasticity at the Elbow of Stroke Patients. 18th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME) 2011: 131-136. (In Persian)

Biomechanical Evaluation of Passive Resistive Torque Structure of Elbow Joint and its Application in Rehabilitation and Practical equipment

Vahdat I¹, TabatabaiGhomsheh F^{2*}, Gholampour S¹, Rostami M³,
Khorrammehr S⁴

1- PhD Student of Biomechanics, Science and Research Branch, Azad university, Tehran, Iran

2- PhD Biomechanics, Associated Professor of Ergonomics Department, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (USWR), Tehran, Iran

3- PhD Biomechanics, Associated Professor of Biomechanics Department, Industrial University of Amir Kabir, Tehran, Iran

4- PhD Biomechanics, Assistant Professor of Biomechanics Department, Science and research Branch, Azad university, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: The aim of this study was to investigate the structure of passive resistive moment of elbow joint acting against movement and also to apply it in order to create a similar moment mechanism for rehabilitation and practical equipment to perform joint movements according to sports medicine and rehabilitation scopes and notifications.

Materials and Methods: Eight healthy men were recruited in order to establish the subjects group which had no history of neurological or musculo-skeletal pathology. Five cyclic passive elbow flexions were performed by a Cybex isokinetic dynamometer at 15 and 45 deg/s through 0 to 130 degree of range of motion. The experimental data was exported to the MATLAB software for analysis.

Results: Investigation of the structure of the components of the passive resistive moment showed that the most compatibility with passive resistive moment observed in the combined use of weight and pneumatic resistive moments.

Conclusion: Finally it was concluded that the possibility of reaching optimized movement, reduction of damage to the tissues and joints and also reduction of energy dissipation due to inertia were provided by the use of the function of natural resistive moment of the limbs in order to create a resistive mechanism for rehabilitation and practical equipment

Keywords: Elbow joint, Passive resistive moment, Rehabilitation equipment, Viscoelastic

***Corresponding Author:** Farhad Tabatabai Ghomsheh, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (USWR), Tehran, Iran

Email: tabatabai@aut.ac.ir

This research was supported by Social Welfare and Rehabilitation University of Medical Sciences (USWR)