نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱، شماره ۱، بهار و تابستان ۱۳۹۲
۵۱-۴۱
WWW.RSR.BASU.AC.IR

محاسبه‌ی منحنی گشتاور ایزوکینتیک و مقایسه‌ی آن با گشتاور ایزوتونیک در حرکت فلکشن مفصل آرنج با نرم‌افزار ADAMS

سعید ایل‌بیگی[۱*]، سیدیوسف احمدی‌بروغنی[۲]، حمید رمضانی[۳]، الهه بخشی[۴]

۱و ۲. استادیار دانشگاه بیرجند
۳. کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند
۴. دانشجوی کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند

دریافت ۱ اردیبهشت ۱۳۹۲؛ پذیرش ۳۰ شهریور ۱۳۹۲

واژگان کلیدی

گشتاور
ایزوکینتیک
ایزوتونیک
فلکشن
مفصل آرنج

چکیده

زمینه و هدف: انقباض ایزوکینتیک از بهترین انقباض‌ها است. از مهم‌ترین مزایای این نوع انقباض، افزایش گشتاور اعمالی روی عضله، سازگاری گشتاور مقاوم در طول دامنه حرکت و کاهش آسیب‌های اسکلتی عضلانی به شمار می‌رود. بنابراین در این تحقیق سعی نمودیم، با استفاده از یک نرم‌افزار مهندسی نسبت به مدل‌سازی حرکت فلکشن آرنج اقدام نموده و ضمن مقایسه حرکت ایزوکینتیک با ایزوتونیک، منحنی گشتاور ایزوکینتیک را محاسبه نماییم.

روش بررسی: برای این منظور از نرم‌افزار ADMAS که جزء یکی از قدرتمندترین نرم‌افزارهای تحلیل دینامیکی می‌باشد، استفاده گردید.

یافته‌ها: نتایج مزیت انقباضات ایزوکینتیک را تأیید نمود به طوری‌که مقدار گشتاور ایزوکینتیک نسبت به ایزوتونیک ۶۰ درصد بیشتر و میزان نسبی آسیب در مفاصل کمتر بود. ضمناً منحنی گشتاور ایزوکینتیک محاسبه شده، در ابتدای حرکت حداقل و در زاویه‌ی ۹۸ درجه فلکشن ماکزیمم و سپس تا انتهای حرکت سیر نزولی از خود نشان داد.

نتیجه‌گیری: این منحنی می‌تواند در یک همکاری مشترک بین متخصصین تربیت‌بدنی و علوم مهندسی به‌عنوان مرجع در طراحی و ساخت دستگاه بهینه‌ی بدنسازی مورد استفاده قرار گیرد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۵۱۶۳۷۱۲۷
✉ پست الکترونیکی: Silbeigi@birjand.ac.ir

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

اجرای حرکت‌ها و مهارت‌های ورزشی از طریق انقباضات مختلف صورت می‌گیرد. از مهم‌ترین آنها می‌توان به انقباضات ایزوتونیک[1]، ایزومتریک[2]و ایزوکینتیک[3]اشاره کرد. تفاوت عمده‌ی این انقباضات به سرعت اجرای حرکت برمی-گردد. به‌طوری‌که در انقباض ایزوتونیک سرعت اجرای حرکت متغیر است. این سرعت متغیر حاکی از فشار متغیر اعمالیبرروی دستگاه اسکلتی عضلانی می‌باشد. به عبارت دیگر زمانی که سرعت اجرای حرکت کم می‌باشد نشان-دهنده‌ی فشار زیاد و زمانی که سرعت اجرای حرکت افزایش می‌یابد به منزله‌ی کاهش فشار روی دستگاه اسکلتی عضلانی است. این تغییر سرعت به‌دلیلتفاوتکارایی عضلات در طول دامنه‌ی حرکتی و همچنین تفاوت گشتاور مقاور اعمالی که توسط وزنه یا دستگاه اعمال می‌شود،ایجاد می‌شود؛ اما در انقباض ایزوکینتیک سرعت اجرای حرکت ثابت بوده که نشان‌دهنده‌یاعمال فشار متناسب بهدستگاه اسکلتی عضلانی می‌باشد.بنابراین به منظور ایجاد یک حرکت با سرعت ثابت، دستگاه ایزوکینتیک می‌بایست یک گشتاور مقاوم متغیر متناسب با ظرفیت و توان عضلات وارد نماید.از مهم‌ترین مزایای انقباضات ایزوکینتیک می‌توان اعمال بیشتر گشتاور روی عضلات، سازگاری بار با سیستم اهرمی عضلات، انقباض عضلات با حداکثر تنش ممکن و کاهش آسیب‌های اسکلتی عضلانی نام برد.ضمناً در انقباض ایزومتریک عضله ضمن اعمال نیرو هیچ تغییر طولی نمی-دهد.

برای تجزیه و تحلیل حرکات انسان روش‌های مختلفی مورد استفاده قرار می‌گیرد که ازآن جمله استفاده از تجهیزات الکترومیوگرافی[4]، تجهیزات اندازه‌گیری مانند گونیامتر[5] و دستگاه‌های ایزوکینتیک را می‌توان نام برد. یکی دیگر از روش‌های نوین مدل‌سازی و تجزیه تحلیل، استفاده از نرم‌افزار است که رواج آن در دوره‌های اخیر افزایش یافته است به طوری که تحقیقات سال‌های اخیر بیشتر با استفاده از نرم‌افزارهای مختلف از قبیل MATLAB ABAQUS, و ADAMS انجام شده و همچنین نرم-افزارهای اختصاصی ورزشی از قبیل OPENSIM و ANYBODY نیز به تازگی برای مدل‌سازی حرکات و مهارت‌های ورزشی ابداع شده است.در اهمیت استفاده از این روش همین بس که در ابتدای سال ۲۰۱۳ همایشی در دانشگاه یوتا[5] آمریکا با محوریت تجزیه و تحلیل بیومکانیکی با استفاده از روش‌های کامپیوتری برگزار گردیدو همچنین یکی از محورهای عمده‌ی همایش بین اللملی بیومکانیک که اخیراً در سال ۲۰۱۳ [6]در تایوان برگزار شد، سیمولیشن و مدل‌سازی بوده است.

در یکی از تحقیق‌ها Lin-lin et al (2011) از دانشگاه شانگهای ضمن استفاده از سیگنال‌های EMGو با مدل-سازی آنها در نرم‌افزار ADAMS ، مقادیر نیروهای عضلانی و گشتاور مفصل آرنج را محاسبه نمودند. تحقیق آنها نتایج تحقیقات پیشین را تأیید کرد و مقدار گشتاور ماکزیمم تقریباً در زاویه حدود ۹۰ درجه محاسبه گردید. ضمناً آنها عدم دقت سیگنال‌های EMG برای دریافت جریان عضلات عمقی را به‌عنوان مسأله‌ی بحث‌برانگیز عنوان نمودند. این تحقیق از نقطه‌نظر استفاده از نرم‌افزار ADAMS و مفصل مورد مطالعه با تحقیق جاری مشابه ولی دامنه‌ی نتایج آن بسیار محدود می‌باشد (۱).

در یک تحقیق دیگر PivettaCarpes et al (2012) نسبت به مقایسه‌ی گشتاور ماکزیمم فلکشن و اکستنش آرنج در اندام سمت راست و چپ بدن پرداخته و موضوع برتری جانبی را در گشتاور ماکزیمم دو عضو را با همدیگر مقایسه کردند. در این تحقیق ۱۸ مرد با میانگین سن ۲۶ سال شرکت داشتند. مقادیر گشتاور از طریق دینامومتر ایزوکینتیک برای زاویای ۰، ۳۰، ۶۰، ۹۰و ۱۲۰ و در سرعت‌های زاویه‌ای ۶۰، ۱۲۰، ۱۸۰، ۲۴۰ و۳۰۰ به دست آمد و نتایج دو اندام سمت راست و چپ با یکدیگر مقایسه گردید که نتیجه تحقیق اثرات برتری جانبی را تأیید نمود. ضمناً نتایج تحقیق آنها مقدار گشتاور ماکزیمم عضلات را در زاویه‌ی ۹۰ درجه‌ی فلکشن ساعد نشان داد.این تحقیق از نقطه‌نظر روش با تحقیق جاری کاملاً متفاوت ولی نمودار گشتاور ایزوکینتیک محاسبه شده در این تحقیق با نمودار محاسبه شده در این تحقیق قابل مقایسه خواهد بود [۲].

Ylikorpi et al (۲۰۱۱) عمل راه رفتن را با استفاده از نرم‌افزارهای ADAMS و MATLAB مدل‌سازی نمودند و

1. Isotonic
2. Isometric
3. Isokinetic
4. Electromyography
5. Utah university
6. ISBS 2013

Archive of SID

www.SID.ir

مقادیر کینماتیک[1] و کینتیک[2] حرکت شامل نیروی تماس پاشنه و همچنین گشتاور و سرعت‌های زاویه‌ای را محاسبه و مقادیر محاسباتی دو نرم‌افزار را با یکدیگر مقایسه نمودند این تحقیق در استفاده از نرم‌افزار ADAMS با این تحقیق مشابه می‌باشد ولی موضوع مورد مطالعه‌ی آنها با این تحقیق کاملاً متفاوت می‌باشد(۳).

بررسی پیشینه‌ی تحقیق نشان می‌دهد تجزیه و تحلیل نرم‌افزاری به ندرت انجام شده و تحقیقات تجربی انجام شده نیز فقط در یک‌سری زوایای خاص صورت گرفتهضمن اینکه نیروی عکس‌العمل مفصل که یکی از پتانسیل‌های مهم آسیب در مفاصل می‌باشد، در تحقیقات گذشته کمتر مطالعه شده است. لازم به ذکر است روش به کار گرفته شده در این تحقیق از مزایای قابل توجهی برخوردار می باشد که از آن جمله عدم نیاز به تجهیزات خاص و گرانقیمت از قبیل دستگاه ایزوکینتیک، EMG، Motion-Caption، عدم نیاز به نمونه‌های انسانی، کار میدانی و آزمایشگاهی و کاهش وقت و هزینه انجام تحقیق می‌باشد.به طور کلی می‌توان گفت استفاده از پتانسیل‌های مهندسی و انجام تجزیه‌ی تحلیل بیومکانیکی مبتنی بر قوانین حرکت و مکانیک و همچنین به دست آوردن نتایج کمی و پیوسته و در نهایت محاسبه‌ی گشتاور ایزوکینتیک که می‌تواند در طراحی دستگاه بهینه‌ی بدنسازی مورد استفاده قرار گیرد از مهم‌ترین اهداف این تحقیق می‌باشد.

روش تحقیق

روش انجام این تحقیق،مدل‌سازی مفصل آرنج توسط نرم-افزار ADAMS[3]می‌باشد. این نرم‌افزار توسط شرکت MSC Softwareساخته شده و ابزاری قدرتمند برای تجزیه و تحلیل کینماتیکی و کینیتیکی می‌باشد. و درعلوم مهندسی به‌صورت گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد.

دانشگاه پیتزبورگ[4] ایالت پنسین والیا[5] آمریکا در سال ۲۰۰۱ برای اولین‌بار یک دوره‌ی آشنایی با نرم‌افزار ADAMS را برای دانشجویان بیومهندسی[6] گذاشت و در تحقیقی که توسط Cham& Moyer (2002) انجام شد، آنها دریافتند که استفاده از نرم‌افزار ADAMS باعث افزایش فهم اصول بیومکانیک و افزایش مهارت‌های مهندسی آنها شده است؛ لذا آنها برگزاری یک دوره‌ی آموزشی برای دانشجویان بیومهندسی را پیشنهاد نمودند (۴).

مراحل انجام مدل‌سازی در نرم‌افزار ADAMS

اولین مرحله برای مدل‌سازی حرکت فلکشن، ساخت اندام-های بازو می‌باشد که این اندام‌ها توسط جعبه‌ی ابزار ساخت مدل در نرم‌افزار و با استفاده از اشکال هندسی و با استفاده از داده‌های آنتروپومتریک جدول ۱ انجام می‌شود. در مرحله‌ی دوم می‌بایست اندام با استفاده از مفاصل نرم‌افزار مقید گردند که در این تحقیق مفصل بین اندام بازو و زنداسفل با استفاده از مفصل لولایی به یکدیگر ارتباط پیدا می‌کنند.در مرحله‌ی سوم نیروهای عضلانی را به مدل اعمال می‌کنیممقادیر نیروها و درصد مشارکت هریک از عضلات در فلکشن آرنج از تحقیق Lin-lin et al (2011)استخراج شده است این مقادیر در تحقیق آنها توسط داده‌های EMGمحاسبه شده‌اند که مقادیر آنها در جداول ۲و۳ آمده است.سپس در مرحله‌ی چهارم اطلاعات مورد درخواست از قبیل گشتاورها، نیروی عکس‌العمل مفصل و سایر اطلاعات مورد نیاز دیگر را که لازم داریم را از نرم‌افزار درخواست می‌کنیم و در نهایت نسبت به اجرای حرکت اقدام می‌نماییم که متعاقب آن نرم‌افزار اطلاعات دینامیکی مورد درخواست مرحله‌ی قبل را به‌صورت چارت و نمودار ارائه می‌نماید.

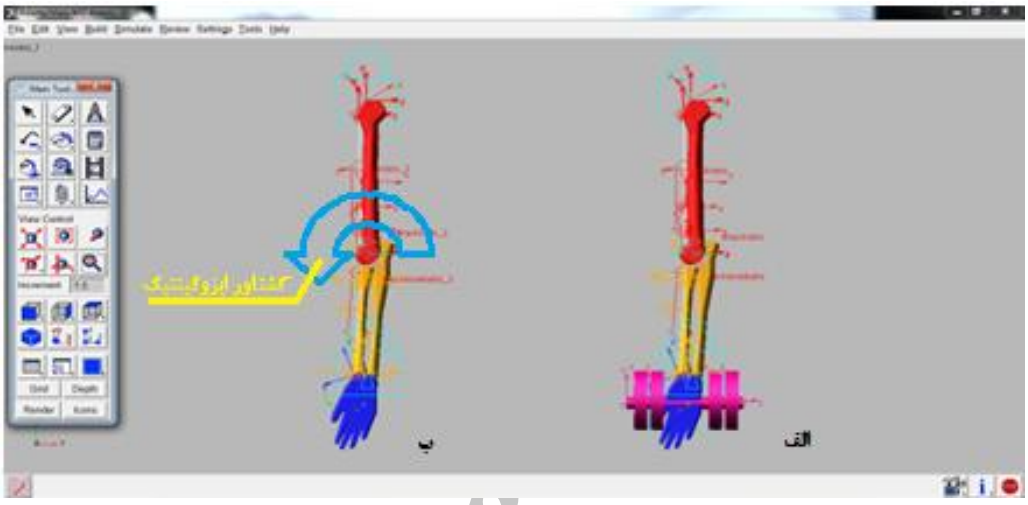
در این تحقیق به منظور شبیه‌سازی حرکت ایزوتونیک از حرکت جلوبازو با دمبل استفاده شده است. برای این منظور یک دمبل به وزن ۱۰ کیلوگرم روی دست اعمال می‌کنیم سپس با استفاده از سعی و خطا میزان نیروهای عضلات را با نسبت ذکر شده در جدول ۳ به مدل اعمال می‌نماییم به طوری که دست قادر باشد با سرعت متوسط ۱۳۵ درجه بر ثانیه، دامنه ۰ تا ۱۵۰ درجه‌ی فلکشن را طی نماید. سرعت ۱۳۵ درجه بر ثانیه به‌عنوان سرعت متوسط فلکشن ساعد از تحقیق Garner (2007) استخراج شده است (۵). برای شبیه‌سازی حالت ایزوکینتیک یک کپی از مدل ساخته شده را ایجاد نموده و دمبل ۱۰ کیلوگرمی را از آن حذف می-کنیم.

1. Kinematic
2. Kinetic
3. Automatic Dynamic Analysis Of System
4. Pittsburgh
5. Pennsylvania
6. Bioengineering

Archive of SID

www.SID.ir

در این مرحله می‌بایست به جای دمبل یک گشتاور ایزوکینتیک با سرعت ثابت ۱۳۵ درجه بر ثانیه به مدل اعمال کنیم. در نرم‌افزار ADAMS دو روش برای اعمال گشتاور داریم. در روش اول مقدار گشتاور باید به‌صورت عدد ثابت یا با استفاده از فرمول مشخص باشد و در روش دوم در صورت نداشتن مقدار گشتاور می‌بایست حداقل سرعت زاویه‌ای ثابت اجرای کار مشخص باشد که در این صورت نرم‌افزار به‌طور خودکار مقدار گشتاور را محاسبه می‌کند. با توجه به اینکه در این مورد گشتاور ایزوکینتیک مقدار آن قبل از مدل‌سازی مشخص نیست و تحقیق به دنبال محاسبه آن است نمی‌توان از روش اول گشتاور مقاوم را به مدل اعمال کرد؛ بنابراین با استفاده از روش دوم مقدار گشتاور سرعت ثابت (با سرعت ثابت ۱۳۵ درجه) را به مدل وارد می‌کنیم. نرم‌افزار به طور خودکار گشتاور متغیر مورد نیاز برای اجرای حرکت با سرعت ثابت را محاسبه می‌نماید که این گشتاور همان گشتاور ایزوکینتیک می‌باشد.



شکل ۱ : تصویر مدل ایجاد شده در نرم‌افزار ADAMS؛ الف) مدل دست با اعمال وزنه، ب)مدل دست با اعمال گشتاور ایزوکینتیک

اطلاعات آنتروپومتریک لازم برای مدل‌سازی

برای مدل‌سازی حرکت به یک‌سری اطلاعات دیگر نیازمند هستیم. از جلمه اطلاعات مورد نیاز دیگر داشتن داده‌های آنتروپومتریک اعضای بدن از قبیل داشتن جرم، مرکز جرم و ابعاد اندام‌های بدن می‌باشد. ضمناً برخی اطلاعات مربوط به فواصل نقاط اتصال عضلات از دیجیتایزینگ تصاویر آناتومی به دست آمده است.

جدول ۱: مشخصات مکانیکی اندام‌ها (طول، شعاع، جرم و ممان اینرسی) (۱)

Segment	m/kg	h/cm	r/cm	$I_{xx}(kg.cm^2)$	$I_{yy}(kg.cm^2)$	$I_{zz}(kg.cm^2)$
Humerus	1.81	27.400	4.165	121.089	121.089	15.699
Ulna	0.79	38.253	2.365	97.438	97.438	2.209
Radius	0.79	38.253	2.365	97.438	97.438	2.209

جدول ۲: مقدار نیروی اعمالی توسط عضلات دست (۱)

Muscle name	The number of the action line	L0/mm	F0/N
Anconeus	1	75	40
Biceps brachii long and short head	1	270	137
Brachialis	1	105	167
Brachioradialis	1	220	45
Triceps brachii long head	1	285	135
Triceps brachii lateral head	1	210	108

Archive

www.SID.ir

جدول ۳: سهم عضلات در فلکشن ساعد برگرفته شده از اطلاعات جدول ۲

نام عضله	مقدارحداکثر نیرو(نیوتن)	درصد نیروی عضله برای فلکشن
دوسربازویی	۱۳۷	٪۳۹
بازویی قدامی	۱۶۷	٪۴۸
بازویی زند اعلی	۴۵	٪۱۳

جدول ۴: مقدار سرعت‌های پیشنهادی برای حرکت فلکشن و اکستنشن (۵)

	Flexion (deg/s)	Extension (deg/s)
Slow	90	110
Moderate	135	135
Fast	180	215

همان‌طور که می‌دانیم سه عضله‌ی مهم فلکشن آرنج عضلات دوسربازویی[1]، بازویی قدامی[2] و بازویی زند اعلی[3] هستند(۶). لذا با توجه به اطلاعات جدول ۲ می‌توان سهم نیروی هریک از عضلات فلکسور مفصل آرنج را به‌دست آورد.

لازم به توضیح است مطابق جدول ۴ حرکت ایزوتونیک و ایزوکینتیک در سرعت متوسط ۱۳۵ درجه بر ثانیه با یکدیگر مقایسه شده و نتایج تحقیق بر اساس آن محاسبه شده است.

نتایج

پس از اجرای حرکت مدل، نتایج مورد درخواست توسط نرم‌افزار ارائه می‌گردد. از جمله مهم‌ترین نتایج این تحقیق، مقایسه‌ی دو حرکت ایزوکینتیک و ایزوتونیک از لحاظ گشتاور و نیروی عکس‌العمل مفصل می‌باشد. ضمن اینکه نمودار گشتاور ایزوکینتیک نیز محاسبه و ارائه شده است.

مقایسه‌ی گشتاور ایزوکینتیک با ایزوتونیک

بررسی منحنی‌های گشتاور نشان از مزیت مقاومت ایزوکینتیک می‌باشد. به طوری که مقدار ماکزیمم و حداکثر گشتاور ایزوکینتیک ۱۶درصد نسبت به گشتاور ایزوتونیک اعمال شده توسط دمبل بیشتر است. ضمن اینکه مقدار گشتاور میانگین اعمالی در حالت ایزوکینتیک ۶۰ درصد نسبت به حالت ایزوتونیک بیشتر می‌باشد.

مقایسه‌ی نیروی عکس‌العمل مفصل برای حالت- ایزوتونیک و ایزوکینتیک

نیروی عکس‌العمل مفصل[4] نمایانگر نیروهای مرتبط با رباط-ها، کپسول‌های مفصل و برخورد استخوان به استخوان می-باشد(۷).

نیروی عکس‌العمل مفصل از برآیند نیروها و گشتاورهای خارجی به‌دست می‌آید و در شکل ۲ نمایش داده شده است. این نیروی به دو مؤلفه عمود بر مفصل قابل تجزیه است که مؤلفه‌ی افقی مفصل به‌عنوان نیروی برشی عمل نموده که تمایل دارد دو استخوان را از همدیگر دور نماید و به همین دلیل به این مؤلفه، مؤلفه‌ی نیروی لیگامنت‌ها گفته می‌شود. به‌عبارت دیگر، این مؤلفه از نیرو می‌تواند در آسیب‌های وارد بر لیگامنت‌ها مؤثر باشد. ضمناً مؤلفه عمودی نیروی عکس-العمل مفصل باعث به هم فشرده شدن استخوان‌ها و غضروف‌ها به یکدیگر شده که مقدار زیاد این مؤلفه از نیرو می‌تواند باعث تخریب کپسول مفصلی و ساییدگی مفصل گردد که در نهایت شرایط برای بروز آرتروز در مفصل فراهم خواهد شد.

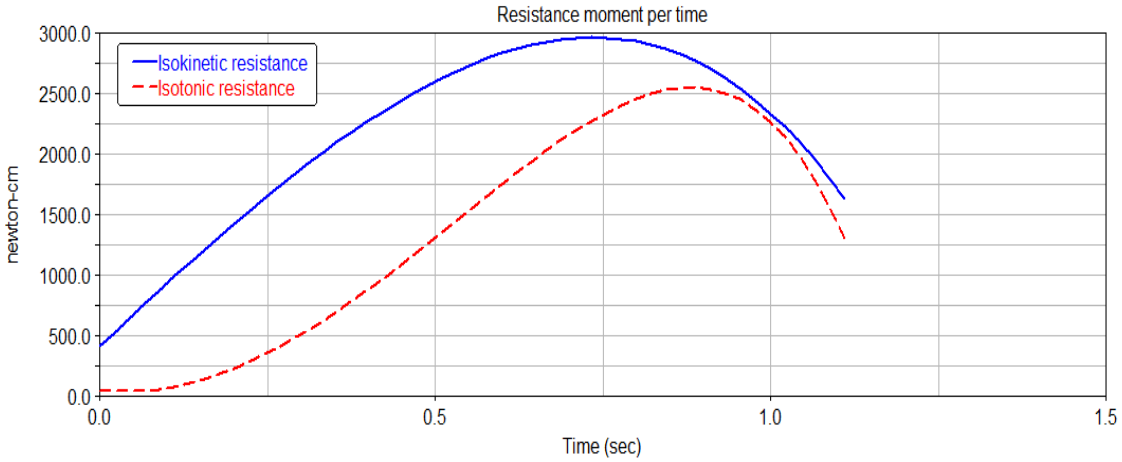
با توجه به اهمیت موضوع و نقش نیروی عکس‌العمل مفصل در ایجاد آسیب‌های اسکلتی عضلانی بنابراین مقدار نیروی تولید شده در مفاصل برای دو حالت ایزوکنیتیک و ایزوتونیک نیز محاسبه شده است. لازم به یادآوری است میزان آسیب محاسبه شده فقط از منظر بیومکانیک حرکت بوده و تفاوت میزان آسیب از لحاظ فیزیولوژیک حرکت مد نظر نمی‌باشد.

1. Biceps
2. Brachialis
3.Barachioradialis

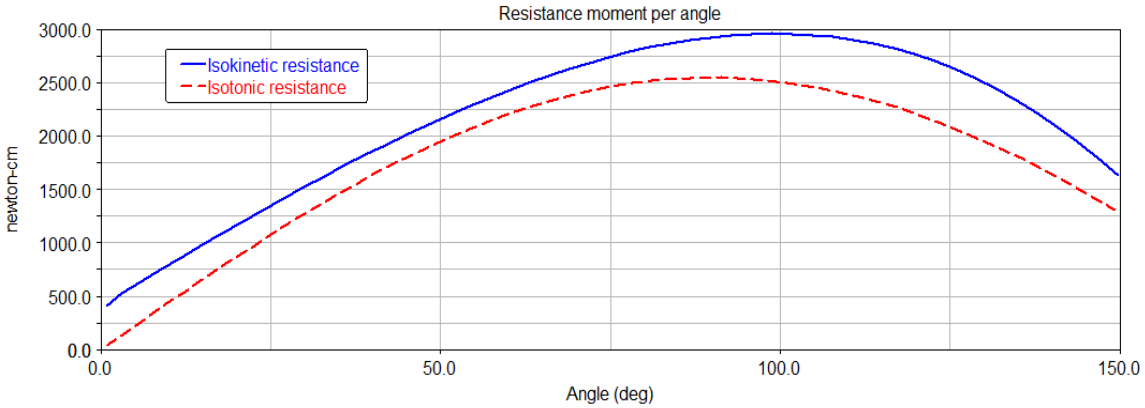
4. Reaction force joint

Archive of SID

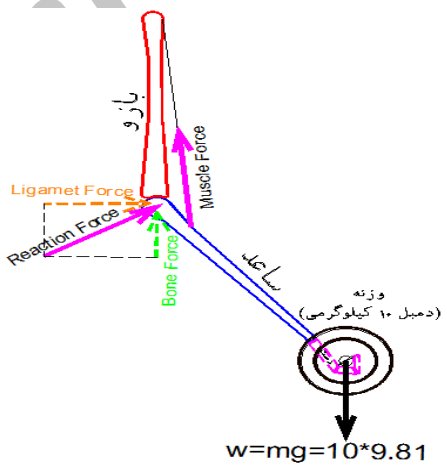
www.SID.ir



نمودار ۱: مقایسه گشتاور اعمالی روی ساعد نسبت به زمان حرکت در حالت‌های ایزوتونیک و ایزوکینتیک



نمودار ۲: مقایسه گشتاور اعمالی روی ساعد نسبت به زاویه حرکت در حالت‌های ایزوتونیک و ایزوکینتیک



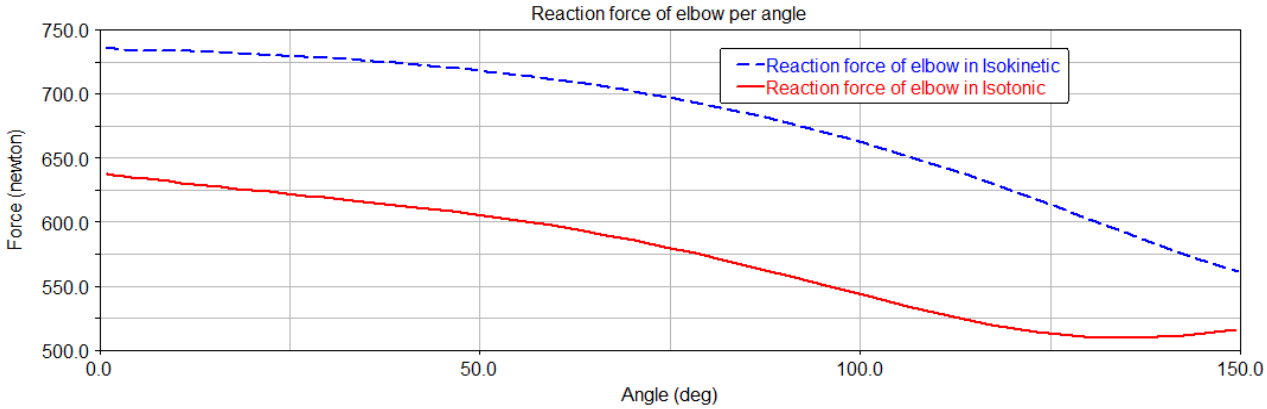
شکل ۲: نیروهای وارد بر ساعد در حالت عمل جلو بازو با دمبل و همچنین نمایش دیاگرام جسم آزاد مربوطه

مقایسه‌ی نیروی عکس‌العمل مفصل آرنج در دو حالت

بررسی نمودار ۳ نشانگر کمتر بودن نیروی عکس‌العمل مفصل در آرنج در حالت ایزوتونیک نسبت به ایزوکینتیک می‌باشد که با توجه به مزایای زیاد و انکارناپذیر انقباضات ایزوکینتیک جای بحث و تأمل دارد. به نظر می‌رسد آویزان-شدن وزنه از ساعد برخلاف نیروی عکس‌العمل مفصل عمل نموده و از میزان به‌هم فشرده شدن استخوان‌های بازو و ساعد کاسته و باعث کاهش نیروی عکس‌العمل مفصل می-گردد. این موضوع شاید در سایر مفاصل و در مدل‌سازی سایر حرکات دیده نشود. البته مقدار تفاوت بین آنها نسبت

www.SID.ir

به تفاوت بین گشتاورها که در قسمت قبل بررسی شد، بسیار کمتر می‌باشد؛ به طوری که سطح میانگین نیروی عکس‌العمل مفصل در حالت ایزوکینتیک حدود ۱۳ درصد نسبت به ایزوتونیک افزایش داشت و این درصورتی است که مقدار میانگین افزایش گشتاور در حالت ایزوکینتیک ۶۰ درصد نسبت به حالت ایزوتونیک زیادتر بود.

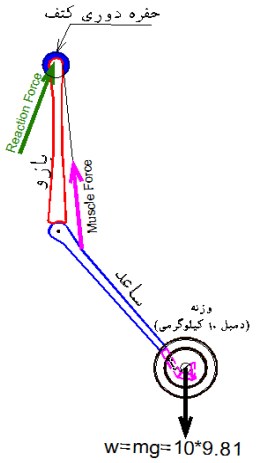


نمودار ۳: منحنی نیروی عکس‌العمل مفصل آرنج در درحالت ایزوتونیک و ایزوکینتیک

مقایسه‌ی عکس‌العمل وارد بر مفصل شانه در دو حالت ایزوتونیک و ایزوکینتیک

به نظر می‌رسد اجرای حرکت فلکشن ساعد روی مفصل شانه نیز تأثیر داشته باشد؛ لذا به همین منظور برای دو حالت بیان شده در مرحله‌ی قبل نیروی عکس‌العمل اعمالی روی مفصل شانه، ماحصل اجرای فلکشن ساعد را بررسی می‌کنیم.

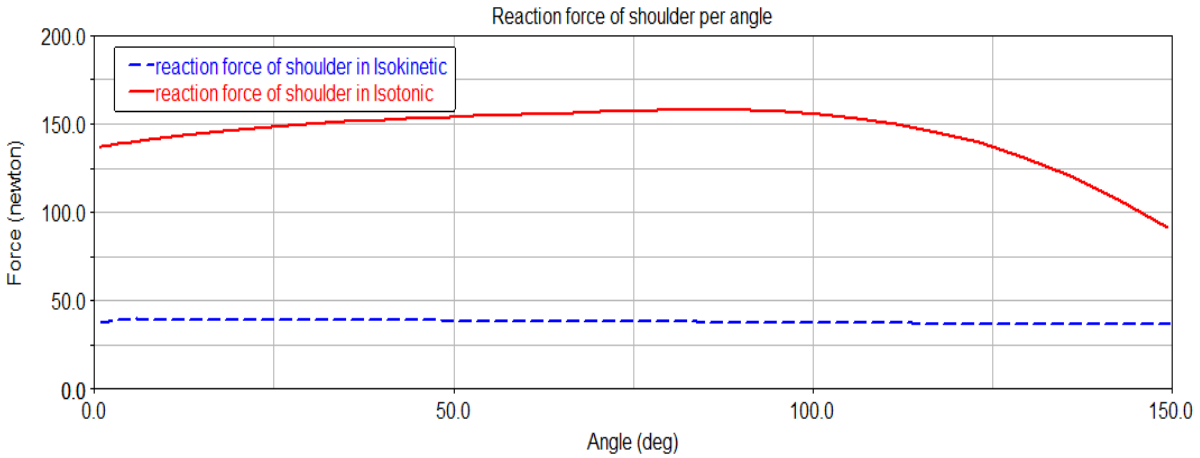
نمودار ۴ نشان می‌دهد نیروی عکس‌العمل اعمالی روی مفصل شانه، در حالت ایزوتونیک حدود ۴ برابر(۴۰۰ درصد) نسبت ایزوکینتیک بیشتر است. از عوامل مؤثر افزایش نیروی عکس‌العمل وارده بر روی مفصل شانه در حالت مقاومت ایزوتونیک اعمالی توسط وزنه، عدم کنترل حرکت و سرعت متغیر اجرای حرکت می‌باشد. به‌طوری که این تغییر سرعت باعث شتاب گرفتن ساعد شده و معادله‌ی $\sum F = 0$ در حرکت سرعت ثابت به معادله‌ی $\sum F = ma$ تبدیل شده و در نهایت نیروی عکس‌العمل اعمالی در شانه افزایش می‌یابد.



شکل ۳: دیاگرام جسم آزاد اندام فوقانی در حرکت فلکشن ساعد و نمایش نیروی عکس‌العمل مفصل شانه

Archive of SID

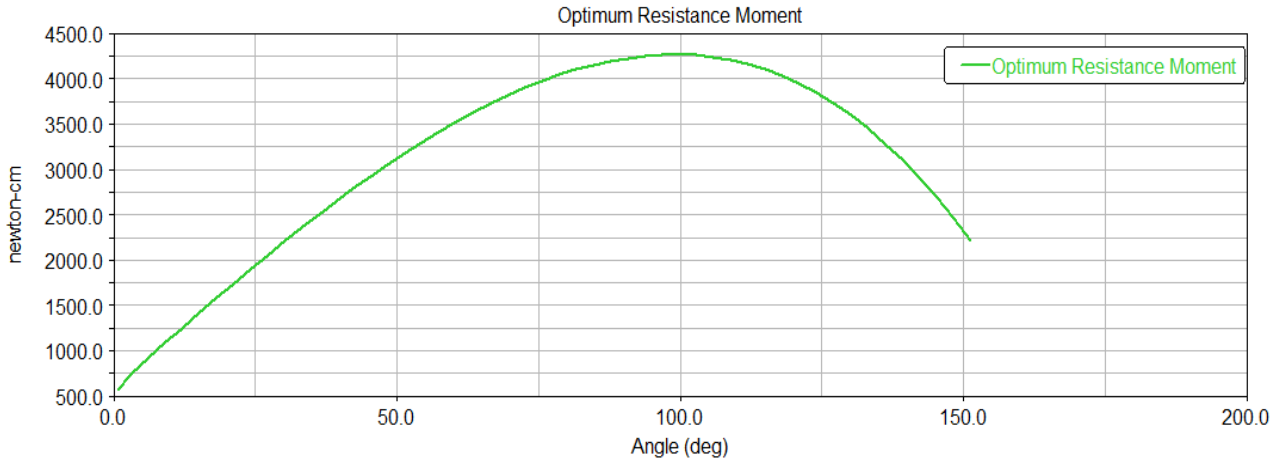
www.SID.ir



نمودار ۴: مقایسه‌ی نیروی عکس‌العمل مفصل شانه در حالت‌های ایزوتونیک و ایزوکینتیک

محاسبه‌ی منحنی گشتاور ایزوکینتیک (گشتاور مقاوم بهینه برای بدنسازی)

با توجه به محاسبات و تجزیه و تحلیل انجام شده روی مفصل آرنج و مقایسه دو حالت مختلف بدنسازی، نظر به اینکه در تحقیق حاضر گشتاور ایزوکینتیک نسبت به حالت ایزوتونیک هم از نظر اعمال گشتاور بیشتر و آسیب نسبی کمتری که در مفصل شانه دیده شد؛ بنابراین منحنی گشتاور ایزوکینتیک به عنوان منحنی گشتاور بهینه برای ساخت دستگاه‌های بدنسازیپیشنهاد می‌گردد که در نمودار۵ ارائه شده است.



نمودار ۵: منحنی گشتاور بهینه برای ساخت دستگاه بدنسازی فلکشن آرنج

همان‌طور که از شکل مشاهده می‌شود، دستگاه ایده‌آل می‌بایست در ابتدای حرکت گشتاور کم و به‌تدریج گشتاور اعمالی آن افزایش یابد. طبق این منحنی گشتاور حداکثر می‌بایست در زاویه‌ی ۹۸ درجه اعمال شود و پس از آن میزان گشتاور مقاوم تا انتهای حرکت کاهش یابد.

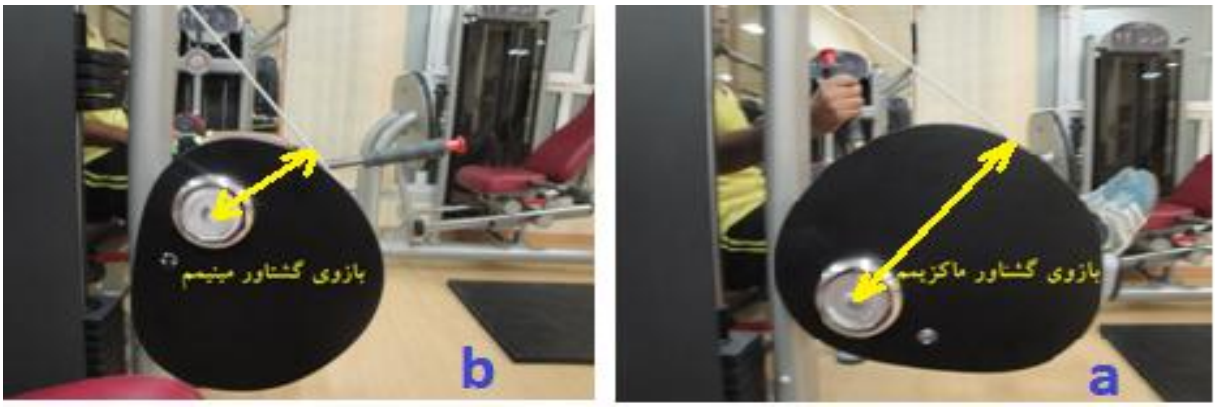
جدول ۵: جدول میزان گشتاور بهینه متغیر نسبت به زاویه‌ی حرکت فلکشن

زاویه‌ی فلکشن(درجه)	۰	۲۵	۵۰	۷۵	۹۸	۱۲۵	۱۵۰
درصد گشتاور اعمالی به گشتاور ماکزیمم	٪۱۳	٪۴۴	٪۷۴	٪۹۳	٪۱۰۰	٪۸۷	٪۵۲

www.SID.ir

حال که گشتاور بهینه بدست آمد، می‌توان با کمک گرفتن از سایر رشته‌های مهندسی نسبت به ساخت دستگاه بدنسازی بهینه اقدام نمود؛ از جمله روش‌های ساخت دستگاه و اعمال گشتاور متغیر استفاده از سیستم‌های مکانیکی(از طریق مکانیزیم‌هایی مانند طراحی بادامک، مکانیزم‌های چندمیله‌ای، فنر و غیره) و همچنین استفاده از سیستم‌های هیدرولیکی و پنوماتیکیو یا سیستم‌های برقی می‌باشد.

در شکل۴نمونه‌ای از یکی از دستگاه‌های بدنسازی مربوط به تقویت عضلات همسترینگ آورده شده است. در این دستگاه با استفاده از مکانیزم بادامک، طناب و وزنه، نیروی متغیر روی ورزشکار اعمال شده است؛ در این مثال دستگاه در دو زاویه مختلف از حرکت نشان داده شده است. در حالت اول مقدار نیروی اعمالی نسبت به حالت دوم بسیار زیادتر است. البته این دستگاه‌ها ایزوکینتیک نیستند. دستگاه‌های ایزوکینتیک به‌صورت هوشمند عمل می‌نمایند.



شکل ۴: استفاده از مکانیزیم بادامک در دستگاه‌های بدنسازی برای اعمال گشتاور متغیر a- اعمال گشتاور زیاد به‌دلیل بازوی بزرگ‌تر اعمال نیرو b- اعمال گشتاور کم روی ورزشکار به‌دلیل بازوی گشتاور کمتر

بحث

بررسی نتایج تحقیقات گذشته نشان می‌دهد روش‌های مختلفی برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفته است که هر یک از روش‌ها مزایا و معایب و محدودیت‌های خاص خود را دارا می‌باشند. آن چیزی که در اغلب تحقیقات گذشته محاسبه و ارائه شده است، منحنی‌های گشتاور می‌باشد هرچند که منحنی‌های گشتاور محاسبه شده فقط در یک‌سری زوایای خاص محاسبه شده و از پیوستگی لازم برخوردار نمی‌باشند؛ لذا در این قسمت تنها به مقایسه گشتاور محاسبه شده در این تحقیق با نتایج تحقیقات گذشته می‌پردازیم. لازم به ذکر است سایر نتایج این تحقیق از قبیل نیروی عکس‌العمل مفاصل به‌صورت ارائه شده در این تحقیق، کمترمطالعه شده است و به همین دلیل امکان مقایسه‌ی آن با سایر تحقیقات وجود نداشت. لازم به ذکر است محاسبه نیروی عکس‌العمل مفصل خاص روش نرم‌افزاری و محاسباتی بوده و امکان محاسبه‌ی آن توسط روش‌های تجربی از قبیل دینامتر ایزوکنتیک یا EMG و غیره نمی‌باشد.

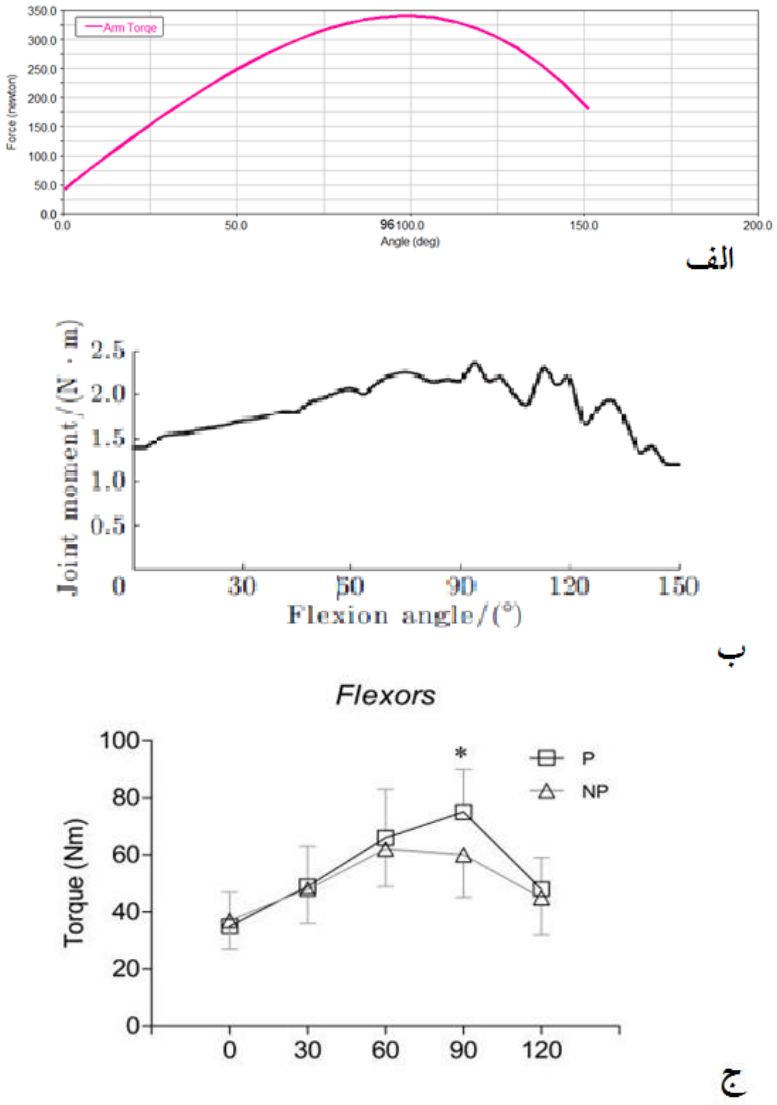
مقایسه‌ی مقدار گشتاور ایزوکینتیک با تحقیق‌های گذشته

مقدار گشتاور ماکزیمم ایزوکینیتک حرکت فلکشن ساعد در نتایج این تحقیق در زاویه‌ی ۹۸ درجه به‌دست آمد. این مقدار در تحقیقات Lin-lin et al (۲۰۱۱) و تحقیق دیگرPivettaCarpes et al(۲۰۱۲)نیز محاسبه که در شکل۵نمودار گشتاور به‌دست آمده در این سه تحقیق نشان داده شده است.مقایسه‌ی منحنی گشتاورها حاکی از هم‌خوانی نتایج این تحقیق با نتایج تحقیقات گذشته می‌باشدبه‌طوری‌که شکل کلی نمودارها شبیه به یکدیگر بوده و مقدار اختلاف بسیار اندک در زاویه گشتاور حداکثرنیز قابل بحث می‌باشد. لازم به ذکر است Lin-lin et al (2011)در تحقیق خود مقدار گشتاور بهینه را به‌صورت تقریبی در زاویه‌ی ۹۰ درجه اعلام نموده است. ضمن اینکه منحنی به‌دست آمده توسط آنها از نوسانات زیادی برخوردار می‌باشد و استنباط نمودن زاویه دقیق ۹۰ درجه از نتایج آنها بسیار مشکل به نظر می‌رسد و بررسی منحنی آنها مقدار گشتاور ماکزیمم را در زاویه‌ای بیش از ۹۰ درجه را نشان می‌دهد. همچنین نتایج تحقیق PivettaCarpes et al(۲۰۱۲) که

Archive of SID

www.SID.ir

بصورت تجربی انجام شده است فقط در یک‌سری زاویای خاص به‌عمل آمده، به‌طوری که مقادیر گشتاور در زاویه‌های بین ۹۰ تا ۱۲۰ درجه اصلاً کاوش نشده است؛ چه بسا اگر که تعداد اطلاعات اخذ شده از دستگاه ایزوکینتیک در بیش از ۵ زاویه گرفته می‌شد ممکن بود شکل نمودار گشتاور و نقطه‌ی گشتاور ماکزیمم تغییر می‌کرد.



شکل ۵: مقایسه‌ی گشتاور اعمال عضلات در تحقیق‌های مختلف. الف)محاسبه‌ی نمودار گشتاور در این تحقیق، ب)محاسبه گشتاور به‌دست آمده در تحقیق Lin-lin et al (2011) **و(ج) نمودار گشتاور بین عضلات اندام‌های فوقانی مرجع و غیرمرجع در تحقیق** PivettaCarpes et al (2012)

نتیجه‌گیری

یکی از نتایج مهم این تحقیق امکان استفاده از نرم‌افزارهای مهندسی و پتانسیل‌های موجود در حوزه‌ی مهندسی می‌باشد. به طوری که با مدل‌سازی که در نرم‌افزار ADAMS انجام گرفت، نتایج مورد نظر با حداقل هزینه و زمان به‌دست آمد. نتایجی که ضمن کامل و جامع بودن آنها با نتایج سایر محققین نیز همخوانی دارد. از مهم‌ترین نتایج به‌دست آمده در این تحقیق، محاسبه‌ی گشتاور ایزوکینتیک فلکشن آرنج می‌باشد. تحقیق نشان داد گشتاور ایزوکینتیک در ابتدای حرکت حداقل و در زاویه‌ی ۹۸ درجه فلکشن به حداکثر خود می‌رسد و سپس تا انتهای کاهش می‌یابد. از نتایج مهم دیگر تحقیق مقایسه‌ی حرکت فلکشن ساعد در دو حالت اعمال مقاومت ایزوکینتیک و ایزوتونیک(جلوبازو با دمبل) بود که نتیجه این مقایسه حاکی از مزیت انقباضات ایزوکینتیک نسبت به ایزوتونیک می‌باشد. نتایج نشان داد انقباضات ایزوکینتیک حدود ۶۰ درصد بیشتر نسبت ایزوتونیک در تقویت عضلات مؤثرتر می‌باشند. ضمن اینکه

www.SID.ir

در حالت ایزوکینتیک میزان نیروی عکس‌العمل مفصل آرنج ۱۳ درصد نسبت به ایزوتونیک افزایش داشت که این مقدار نسبت به‌میزان تقویت عضلات قابل ملاحظه نمی‌باشد و همچنین نیروی عکس‌العمل مفصل شانه که از ماحصل حرکت فلکشن ایجاد می‌گردد در حالت ایزوکینتیک ۴۰۰ درصد نسبت به ایزوتونیک، کاهش قابل‌توجهی را از خود نشان داد.ضمناً با توجه به مزیت انقباضات ایزوکینتیک، نمودار گشتاور متغیر ایزوکینتیک به‌عنوان گشتاور مرجع جهت طراحی و ساخت تجهیزات بدنسازی پیشنهاد می-گردد این موضوع می‌تواند به‌عنوان نقطه مشترک همکاری-های چندجانبه بین متخصصین تربیت بدنی و سایر رشته‌ها خصوصاً رشته‌های مهندسی مکانیک و برق و غیره مطرح گردد.

References

[1] Lin-lin Z, Jian Z, Xi-an Z, Cheng-tao W. Upper Limb Musculo-Skeletal Model for Biomechanical Investigation of Elbow Flexion Movement. J. Shanghai Jiaotong Univ. (Sci.). 2011; 16(1): 61-64

[2]PivettaCarpes F, Marcel Geremia J, BarcellosKarolczak A, Diefenthaeler F, AurélioVaz M. Preference and torque asymmetry for elbow joint. Motriz, Rio Claro.2012; v.18 n.2:319-326

[3]Ylikorpi T, Peralta .J, Halme A. Comparing passive walker simulators in Matlaband Adams. Journal of Structural Mechanics. 2011; Vol. 44, No 1: 65-92

[4]Cham R, Moyer B. Introducing ADAMSa Mechanical System Simulation Softwareto Bioengineering Students. Department of Bioengineering, University of Pittsburgh. 2002

[5]Garner B. Designing Strength-ProportionalHydraulic Resistance for anElbow Flexion-Extension ExerciseMachine. Journal of Medical Devices. MARCH 2007, Vol. 1 / 3

[6]Gopura A, Kiguchi K, Horikawa E. A Study on Human Upper-Limb Muscles Activitiesduring Daily Upper-Limb Motions.International Journal of Bioelectromagnetism.2010; Vol. 12, No. 2: 54 – 61

[7]Sadeghi H. [Introduction Biomechanic of sport]. Oghaf publishing org. 2011

Archive of SID

www.SID.ir