بررسی تغییرات طول عضله یا زاویه مفصلی بر میزان هم کنشی عضله مخالف در انقباض ایزومتریک

فریبرز هوانلو [۱]✉، مجتبی صالح پور [۲]، سید علی حسینی [۳]، سیروس شیخی [۴]

۱. دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی تهران
۲. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی تهران
۳. کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزش
۴. کارشناس تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی تهران

تاریخ دریافت مقاله:۹۲/۱۲/۱۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۳/۳/۱۷

چکیده

هدف: پژوهش حاضر در صدد است تا به این سوال پاسخ دهد که آیا تغییرات طول عضله یا زاویه مفصلی بر میزان هم کنشی عضله مخالف در انقباض ایزومتریک تاثیر گذار است؟ **روش‌شناسی:** آزمودنی‌های این تحقیق ۱۵ نفر از دانشجویان پسر تربیت‌بدنی دانشگاه شهید بهشتی با میانگین سن ۱/۵۸ ± ۲۱/۶۷ سال، قد ۵/۱۳ ± ۱۷۲/۹۳ سانتیمتر و وزن ۵/۴۱ ± ۶۰/۸۵ کیلوگرم بودند. نمونه‌های انتخاب شده همگی سالم بوده و هیچگونه سابقهٔ ناراحتی، درد و عمل جراحی در مفاصل بازو، آرنج ، مچ دست و نیز هیچگونه سابقهٔ آسیب دیدگی در عضلهٔ مربوط را نداشتند. این اطلاعات از طریق پرسشنامه و قبل از اجرای پژوهش تعیین شد. اطلاعات انتگرال الکترومیوگرافی (IEMG) عضلات دوسر و سه‌سر بازویی دست برتر هر آزمودنی با اعمال حداکثر انقباض ارادی در زوایای ۹۰-۱۲۰ و حالت اکستنشن کامل (صفر درجه) از مفصل آرنج از طریق دستگاه الکترومیوگرافی اندازه‌گیری و مورد بررسی قرارگرفت. برای تعیین تفاوت آماری در متغیرهای پژوهش از آزمون t استودنت در سطح معنی‌داری p<۰/۰۵ استفاده شد. یافته‌ها: نتایج آماری پژوهش نشان داد که حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° (p=۰/۰۰۱، t=۷/۲۴۴) و ۱۲۰° (p=۰/۰۰۱، t=-۵/۱۲۶) افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (p=۰/۵۱۶، t=-۰/۶۶۷). همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° (p=۰/۰۱۰، t=۲/۹۷۱)، (p=۰/۰۰۱، t=۷/۱۲۲) و ۱۲۰° (p=۰/۰۰۲، t=۳/۹۱۹)، (p=۰/۰۴۳، t=۲/۲۲۲) افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی داری وجود ندارد(p=۰/۸۱۹، t=-۰/۲۳۳)، (p=۰/۲۰۲، t=-۱/۳۴۰). **نتیجه‌گیری:** در مجموع می توان این چنین نتیجه گرفت که عوامل دیگری غیر از زاویه مفصل نیز می‌تواند به طور بالقوه نتایج پژوهش حاضر را تحت تأثیر قرار دهد اما تأثیر زاویه مفصل باید به عنوان یک عامل غالب در کنترل الگوهای به کارگیری عضلات مورد توجه قرار گیرد. این امر زمانی بیشتر اهمیت پیدا می کند که مربیان بدن ساز تیم های مختلف ورزشی بخواهند یک عضله خاصی را با توجه به اهمیت آن در اجرای یک حرکت ورزشی تقویت کنند که در این حالت برای قرار دادن آن عضله در معرض بیشترین بار، باید زوایای مفصل در اطراف آن عضله به دقت تنظیم و مد نظر قرار گیرد.

کلید واژه‌ها: الکترومایوگرافی، ایزوکنتیک، حداکثر انقباض ارادی، زوایای مفصلی

Investigation the change joint angle on antagonist muscle co-activation in isometric contraction

Abstract

This study seeks to answer this question that the variations of muscle length or joint angular can change the rate of coactivation of antagonist muscle in isometric contraction? The subjects were 15 male students with average age 21.67±1.58 $_{yr}$, height 172.93±5.13 $_{cm}$ and weight 60.85±5.41$_{kg}$. All subjects were healthy and had no any history of pain or injury in arm, elbow and wrist. IEMG were taken from biceps and triceps with maximal voluntary contraction in 90-120 and 180 degree of elbow joint. Results showed that maximal voluntary contraction of elbow in 90º and 120º angle (P=0.001) were significantly increased in comparison with 180º. Whereas there were no significant difference between maximal voluntary contraction of elbow in 90º and 120º angle (P=0.516).The electrical activity of biceps and triceps in elbow angles of 90º (P=0.010) and 120º (P=0.002) were significantly greater than 180º (P=0.043). Also there were no significant difference between electrical activity of biceps and triceps in elbow angles of 90º (P=0.819) and 120º (P=0.202). Results indicate that other factors except joint angel would affect the research outcomes. Some researchers report differences in muscles recruitment patterns due to velocity of movement, amount and type of muscle work and force production. Joint angel has the most effect than other factors such as movement velocity. So Joint angel as a prominent factor in control of recruitment patterns of muscles should be noticed. It is important that when bodybuildings coach's sports teams want strengthen a particular muscle with respect to its importance in moving a given motion in a particular sport, that in this case to put the muscle at greatest burden, surrounding muscle and joint angles should be considered very carefully regulated.

Keyword: Electromyography, Isokinetic, Maximal voluntary contraction, Joint angles

✉ **نویسنده مسئول:** دکتر فریبرز هوانلو شماره تماس:۰۹۱۲۷۹۳۴۴۸۶

آدرس: تهران، ولنجک، دانشگاه شهید بهشتی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی گروه فیزیولوژی ورزش

پست الکترونیکی: fhovanloo@gmail.com

مقدمه

آرایش عضلات و استخوان ها نسبت به یکدیگر تعیین کننده نیروی نهایی تولید شده توسط عضلات است که با ایجاد زاویه مطلوب در مفصل می توان نیروی منتقل شده به استخوان را به حداکثر رساند. چند عامل بیومکانیکی در قدرت انسانی و افزایش آن دخیل هستندکه از آن جمله می توان به نحوه قرارگیری تار عضله، طول عضله، زاویهٔ مفصل، سرعت انقباض عضله، سرعت زاویه‌ای مفصل اشاره نمود(۱). مقدار تنشی که عضله می‌تواند به وجود آورد، متناسب با طول عضله در زمان انقباض آن خواهد بود. یک عضله هنگامی قادر است بیشینه نیروی خود را ظاهر سازد که در حالت کشیدگی زمان استراحت قرار گیرد(۲). نیرویی که توسط عضله ایجاد می‌شود نه تنها به پیام‌های صادره از سیستم عصبی مرکزی، بلکه به طول عضله یا زاویه مفصلی نیز وابسته است. برای انجام یک عمل عضلانی معین، طول عضله می‌تواند تغییر کند و بر اساس رابطه طول – تنش ممکن است نیروی عضلانی در طولی کمتر از طول مطلوب عضله ایجاد شود(۳). میزان متفاوت هم انقباضی عضله مخالف در زوایای مختلف، با توجه به تاثیر مستقیم آن بر روی عملکرد عضله موافق نیز در این رابطه نقش اساسی دارد(۴).انقباض عضلات موافق (عضلات حرکت دهنده اصلی در یک حرکت) همراه با انقباض همزمان عضلات مخالف[1] (عضلاتی که باعث ایجاد نیروی حرکتی درجهت مخالف می شوند) تحت عنوان هم انقباضی[2] یا هم کنشی[3] عضله مخالف نامیده می شود. محققان بیان می کنند که چندین فاکتور وجود دارد که می‌تواند بر، هم‌کنشی عضله مخالف و تاثیر آن بر فعالیت عضله موافق تاثیر داشته باشد. این فاکتورها شامل گروه عضلانی (سطح مقطع فیزیولوژیکی و بازوی گشتاوری)، سرعت و نوع عمل عضله، شدت حرکت انجام شده، موقعیت مفصل و وضعیت آسیب در آن عضو می باشد(۵و ۶).

دوهنی و همکاران (۲۰۰۸) در پژوهشی EMG سطحی عضلات بازویی زند اعلایی، دوسر و سه سر بازویی را در هشت زاویه آرنج طی انقباض ایزومتریک فلکشن و اکستنشن در سطوح نیروی ۱۰ تا ۱۰۰ درصد انقباض ارادی بیشینه(MVC) اندازه‌گیری کردند. نتایج تحقیق نشان دادکه زاویه مفصل اثر معنی‌داری بر نیروی MVC دارد اما بر میزان EMG در همه عضلات اندازه‌گیری شده، تاثیر ندارد. فرکانس میانه EMG عضلات دوسر و سه سر با افزایش طول عضله کاهش یافت که احتمالاً ناشی از تغییرات نسبی موقعیت الکترود یا کاهش قطر تار عضلانی است. رابطه بین میزان EMG و نیرو، با توجه به نیروی بیشینه در هر زاویه طبیعی بود و با فلکشن زاویه مفصل این رابطه در عضلات دوسر بازویی و بازویی زند اعلایی در همه زوایا و در عضله سه سر بازویی در زاویه ۴۵ و ۱۲۰ درجه تفاوت نداشت(۷). کارپنتر و همکاران[4] بیان می کنند که استراتژی بکارگیری واحد حرکتی در یک عضو به این موضوع که آیا عضله مورد نظر به عنوان یک عضله موافق عمل می کند یا مخالف بستگی زیادی دارد(۲). از طرفی محققین دیگر گزارش کردند که همکنشی عضله مخالف اثر معکوسی روی عمل عضله موافق به ویژه در حرکات قدرتی دارد. زیرا گشتاوری که به وسیله عضلات مخالف به وجود می‌آید از گشتاور خالص تولیدی عضله موافق در حرکت مورد نظر می کاهد. همچنین آنها بیان می کنند که تخمین گشتاور مخالف با توجه به سطح فعالیت عضله مخالف, نوع انقباض عضله سرعت و دامنه حرکتی محاسبه می شود و شواهدی وجود دارد که همکنشی عضله مخالف ممکن است به وسیله بازداری دوجانبه توانایی فعال شدن کامل عضله موافق را تحت تاثیر قرار داده و تخریب کند(۸). مربیان بدنساز، ورزشکاران رشته بدن‌سازی و فیزیوتراپ‌ها درصدد هستند که هریک از عضلات را با توجه به عمل ویژه آن برای اجرای یک مهارت و یا به دست آوردن تناسب ساختاری به‌کار بگیرند. تغییرات زاویه‌ای مفاصل در حرکات مختلف رابطه‌ای مستقیم با الگوهای به‌کارگیری هریک از عضلات آن ناحیه دارد. از آنجایی که تجویز حرکات تمرینی بایستی بر پایه درک چگونگی حرکت به‌وسیله عضلات، نه بر پایه حرکات وام گرفته از وزنه‌برداری یا پرورش اندام انجام گیرد(۹و۱۰)؛ این پرسش مطرح می‌شود که تغییرات زاویه‌ای مفاصل آرنج و بازو تا چه میزان بر نیروی تولیدی هریک از عضلات موافق و مخالف آن ناحیه اثرگذار می‌باشد؟ از آنجایی که هم انقباضی عضلات مخالف تا حدود زیادی از اعمال بار مناسب بر عضله موافق و تقویت آن در زاویه مورد نظر می کاهد. لذا ضرورت دارد تا میزان این هم انقباضی در زوایای مختلف مفصلی به دقت مورد مطالعه قرار گیرد. با توجه به مطالب گفته شده پژوهش حاضر در صدد است تا با بهره‌گیری از فعالیت الکتریکی واحدهای حرکتی عضلات به بررسی تغییرات طول عضله یا زاویه مفصلی بر میزان هم کنشی عضله مخالف در انقباض ایزومتریک بپردازد.

روش پژوهش

آزمودنی‌های این تحقیق ۱۵ نفر از دانشجویان پسر تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی با میانگین سن ۱/۵۸ ± ۲۱/۶۷ سال، قد ۵/۱۳ ± ۱۷۲/۹۳ سانتیمتر و وزن ۴/۷۳ ± ۶۰/۸۵ کیلوگرم بودند. نمونه‌های انتخاب شده همگی سالم بوده و هیچگونه سابقهٔ ناراحتی، درد و عمل جراحی در مفاصل بازو، آرنج، مچ دست و نیز هیچگونه سابقهٔ آسیب دیدگی در عضلهٔ مربوط را نداشتند. این اطلاعات از طریق پرسشنامه و قبل از اجرای پژوهش تعیین شد. پس از تکمیل پرسشنامه و قبل از شروع آزمایش آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه‌ای مبنی بر موافقت خود برای شرکت در مراحل کامل پژوهش اعم از آزمون‌های عملی و شرکت در آزمون‌های مربوط به اندازه گیری EMG را تکمیل کردند. طبق برنامه تنظیم شده طی چهار روز آزمودنی‌ها به آزمایشگاه فیزیولوژی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی مراجعه نموده و هر روز در ساعاتی مشخص (۹ الی ۱۲) از آزمودنی‌ها اندازه‌گیری به عمل آمد. در ابتدا مشخصات آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها شامل: قد و وزن اندازه گیری شد. آنگاه پارامترهای الکترومیوگرافی عضلات دوسر بازویی و سه سر بازویی دست برتر آزمودنی‌ها در خلال انقباض ایزومتریک فلکشن آرنج مورد اندازه‌گیری قرارگرفت. تمامی اندازه‌گیری ها برروی دست برترآزمودنی‌ها انجام شد.

اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی عضلهٔ دو سربازویی

برای اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی عضلهٔ دوسر بازویی در زوایای مورد نظر از دستگاه ایزوکنیتیک بایودکس مولتی جوینت[5] ساخت کشور آمریکا استفاده شد. ابتدا ازآزمودنی‌ها خواسته شد تا روی صندلی دستگاه ایزوکنیتیک بنشینند سپس صندلی و دینامومتر متناسب با قد و دستورالعمل دستگاه ایزوکنیتیک برای مفصل آرنج، تنظیم شد. بعد از تثبیت آنها روی صندلی، اطلاعات فردی ازقبیل نام، نام خانوادگی، قد و وزن فرد در دستگاه ثبت و ذخیره گشت. زوایای مورد نظر نیز به صورت تصادفی به منظور جلوگیری از تأثیر خستگی در یک زاویهٔ خاص برای انجام آزمون ایزومتریک مفصل آرنج در دستگاه تعریف شد. دستگیرهٔ متصل به دستگاه متناسب با طول دست آزمودنی‌ها تنظیم و دامنهٔ حرکت آرنج فرد نیز ثبت شد. وزن دست تمام آزمودنی‌ها در زاویهٔ ۴۰ درجه اندازه‌گیری شد. برای این کار از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در این زاویه دستگیرهٔ متصل به دستگاه را طوری بگیرند که هیچ انقباضی در عضلات دست نداشته باشند، سپس وزن اندام توسط دستگاه به منظور نرمال‌سازی محاسبه و ثبت گشت. سپس آزمودنی‌ها در هر زاویه سه انقباض ارادی بیشینهٔ پنج ثانیه‌ای را با فواصل استراحتی پنج ثانیه‌ای انجام دادند.

اندازه گیری EMG

به منظور اجرای تست EMG پس از راه اندازی دستگاه الکترومیوگرافی مدل ME6000 ساخت شرکت مگاوین فنلاند و تعیین نوع آزمون مورد نظر، برای ثبت پارامترهای الکترومیوگرافی، الکترودهای سطحی روی عضله دوسر بازویی و سه سر بازویی وصل گردیدند.سپس اندازه‌گیری‌های EMG با اعمال حداکثر انقباض ارادی (MVIC) توسط آزمودنی‌ها انجام شد. آزمودنی‌ها حرکت را با شنیدن کلمهٔ (start) آغاز کرده و با کلمهٔ (stop) به پایان رساندند. همزمان با انجام حرکات، موج‌هایی که نشانگر انقباض واحدهای حرکتی است اندازه گیری و برحسب µv/s ثبت گردید. آنالیز موجهای الکتریکی حاصله از عضله توسط نرم افزار مگاوین ME6000 صورت گرفت و نتایج آن به صورت داده های عددی (اینتگرال) ثبت گردید. برای این امر دستگاه الکترومیوگرافی انقباض واحد های حرکتی را در یک بازه زمانی سه ثانیه ای در اطراف حداکثر نیرو (۱/۵ ثانیه قبل از موج حداکثر و ۱/۵ ثانیه بعد از آن) برحسب µv/s ثبت کرد.

در پژوهش حاضر جهت توصیف متغیرها از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. برای مقایسه میانگین‌ها از آزمون t استودنت در سطح معنی‌داری p<۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

t همبسته محاسبه شده نشان می‌دهد بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه (در سطح P≤ ۰/۰۵) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد . نتایج حاصل از آزمون t همبسته در زوایای ۹۰ وحالت اکستنشن کاملآرنج (صفر درجه) نشان دهنده وجود تفاوت معنی‌دار در حداکثر انقباض ارادی در این دو زاویه است. همچنین t همبسته محاسبه شده نشان می‌دهد بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۱۲۰ درجه و **حالت اکستنشن کامل**(صفر درجه) (در سطح P≤ ۰/۰۵) تفاوت معنی‌داری وجود دارد.

جدول ۱- مقایسه حداکثر انقباض ارادی (MVC) فلکسورهای آرنج و میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰، ۰ و ۱۲۰ درجه

	زاویه آرنج	میانگین	انحراف استاندارد	آزمون t مستقل		
				آماره t	درجه آزادی	سطح معناداری
MVC فلکسورهای آرنج	۹۰	۲۱/۰۹	۲/۱۷	-۰/۶۶۷	۱۴	۰/۵۱۶
	۱۲۰	۲۱/۱۹	۲/۱۳			
	۹۰	۲۱/۰۹	۲/۱۷	۷/۲۴۴	۱۴	۰/۰۰۱*
	۰	۲۰/۵۰	۲/۱۱			
	۱۲۰	۲۱/۱۹	۲/۱۱	-۵/۱۲۶	۱۴	۰/۰۰۱*
	۰	۲۰/۵۰	۲/۱۳			
میزان فعالیت الکتریکی عضله دوسر بازویی	۹۰	۶۹۱/۶۷	۱۸/۹۷	-۰/۲۳۳	۱۴	۰/۸۱۹
	۱۲۰	۶۹۲/۰۰	۱۸/۶۴			
	۹۰	۶۹۱/۶۷	۱۸/۹۷	۲/۹۷۱	۱۴	۰/۰۱۰*
	۰	۶۸۶/۹۳	۱۸/۲۷			
	۱۲۰	۶۹۲/۰۰	۱۸/۶۴	۳/۹۱۹	۱۴	۰/۰۰۲*
	۰	۶۸۶/۹۳	۱۸/۲۷			
میزان فعالیت الکتریکی عضله سه سر بازویی	۹۰	۶۲۸/۹۳	۱۴/۵۶	-۱/۳۴۰	۱۴	۰/۲۰۲
	۱۲۰	۶۳۷/۸۷	۲۰/۱۳			
	۹۰	۶۲۸/۹۳	۱۴/۵۶	۷/۱۲۲	۱۴	۰/۰۰۱*
	۰	۶۲۳/۴۷	۱۳/۷۴			
	۱۲۰	۶۳۷/۸۷	۲۰/۱۳	۲/۲۲۲	۱۴	۰/۰۴۳*
	۰	۶۲۳/۴۷	۱۳/۷۴			

* در سطح P≤۰/۰۵ معنی دار است.

نتایج آماری پژوهش نشان داد که حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° (p=۰/۰۰۱، t=۷/۲۴۴) و ۱۲۰° (p=۰/۰۰۱، t=-۵/۱۲۶) افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (p=۰/۵۱۶، t=-۰/۶۶۷). همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° (p=۰/۰۱۰، t=۲/۹۷۱)، (p=۰/۰۰۱، t=۷/۱۲۲) و ۱۲۰° (p=۰/۰۰۲، t=۳/۹۱۹)، (p=۰/۰۴۳، t=۲/۲۲۲) افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی داری وجود ندارد (p=۰/۸۱۹، t=-۰/۲۳۳)، (p=۰/۲۰۲، t=-۱/۳۴۰).

بحث و نتیجه گیری

نتایج آماری پژوهش نشان داد که حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° افزایش معنی‌داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای ۹۰° و ۱۲۰° تفاوت معنی داری وجود ندارد. انقباض عضله دوسر بازویی در زاویه ۱۲۰، ۹۰ وصفر درجه مفصل آرنج با حد اکثر انقباض ارادی، اثرات متفاوتی بر طیف فرکانس الکترومیوگرافی دارد. با افزایش زاویه مفصلی فرکانس میانه و میانگین افزایش می‌یابد. همچنین نیروی عضلانی تاثیر ضعیفی روی فرکانس میانگین دارد و تغییر هندسی عضله و زاویه آرنج تاثیر عمده‌ای تنها روی فرکانس میانگین دارد. با توجه به بازوی گشتاور عضله، در زاویه ۱۲۰ درجه فعالیت عضله برای تولید نیرو نسبت به صفر درجه که مزیت مکانیکی کمتر دارد بیشتر می شود. کوبو و همکاران در پژوهشی در سال ۲۰۰۴ به بررسی تاثیر زوایای مختلف

مفصل زانو بر سطح فعالیت عضلات موافق (چهارسر ران) و مخالف (دوسر ران) بواسطه فعالیت الکترومیوگرافی و سطوح فعالیت پرداختند. در این پژوهش اندازه‌گیری گشتاور ایزومتریک در ۲۳ آزمودنی در ۱۰ زاویه متناوب بین زاویه ۴۰ تا ۱۱۰ درجه فلکشن زانو انجام شد. نتیجه پژوهش آنها نشان داد که، سطح فعالیت در موقعیت خم شده زانو(۸۰-۱۱۰ درجه) بیشتر از موقعیت باز شدن زانو (۴۰ تا ۷۰ درجه) بود. هم انقباضی عضلات در ۹۰، ۱۰۰ و ۱۱۰ درجه به طور معنی‌داری بالاتر از زوایای دیگر زانو بود. این نتایج نشان می‌دهد که سطح فعالیت عضله موافق (چهار سر ران) و سطح هم کنشی عضله مخالف (دوسرانی) در عضلات طویل‌تر بالاتر از عضلات کوتاه‌تر بود(۱۱).محققین با کمک روش مکانومیوگرافی در ارزیابی فعالیت عضله دو سر بازویی نشان دادند که این عضله نسبت به عضله نعلی دچار خستگی زود رس می شود و در یک فعالیت ممتد ایزومتریک رفتار فازیک و قدرتی دارد. مقایسه دو روش مکانومیوگرافی و الکترومیوگرافی در طی فعالیت حداکثر و زیر حداکثر عضله دو سر بازویی با انقباض ایزوکنتیک نشان داد نتایج مشابهی در مقادیر میانگین طیف فرکانس و مولفه‌های حوزه زمان در دو روش وجود دارد. به طوری که در فعالیت دایناميک یافته‌های الکترومیوگرافی در کنار یافته‌های گشتاور تولید شده توسط عضله از اعتبار خوبی برای ارزیابی فعالیت و استراتژی واحدهای حرکتی برخوردار می باشد(۱۲و۱۳).بررسی‌ها نشان می‌دهد که بیشترین درصد کاهش فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی در طول کوتاه عضله نسبت به طول بلند آن دیده می‌شود، به طوریکه در طول کوتاه ۴۱٪ کاهش فرکانس نسبت به حالت عادی است و در طول بلند تنها ۳۰٪ کاهش مشاهده می‌شود. اثر طول عضله مستقل از خستگی عضلانی به نحوی است که به ازای هر ۲۰٪ افزایش در طول عضله تقریبا ۱۸٪کاهش در فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی رخ می‌دهد(۱).

تفاوت در روش‌های تمرینی و نحوه اندازه‌گیری در حالت وحرکات متفاوت از یکدیگر در پژوهش های مختلف امکان مقایسه دقیق نتایج حاصله از آنها، با یکدیگر را مشکل کرده است. دانستن تاثیر تغییر زاویه مفصلی بر قدرت انقباض عضلانی در عضلات مختلف بدن بخصوص عضلاتی که در اعمال مختلف روزمره و یا فعالیت‌های ورزشی خاص، نقش ویژه‌ای دارند از اهمیت زیادی بر خوردار بوده و راه‌گشای انجام فعالیت‌های کم ضررتر و یا تجویز روش‌های مفیدتر می باشد(۱۴).

در تارهای خارجی، یک عضله به دلیل قرارگیری فیبرها در طول بلند و تداخل مناسب اکتین و میوزین، از قابلیت بهتری برای انقباض نسبت به تارهای میانی یا داخلی بر خوردار است. لذا موقعیت فیبرهای عضله تاثیر عمده‌ای بر قدرت انقباض ایزومتریک عضله دارد. در زاویه ۹۰ درجه آرنج، فعالیت عضله دوسرافزایش می‌یابد و توان تولید گشتاور بیشتری را نیز دارد و دراین حالت مزیت مکانیکی (بازوی گشتاور) تاثیر چندانی را بر عملکرد عضله دو سر نسبت به ۱۲۰ درجه فلکشن آرنج ندارد. بر اساس وضعیت قرارگیری فیبرهای عضلات و در راستای آن هندسه عضله تغییر کرده و تاثیر عمده ای بر گشتاور و شاخص‌های طیف فرکانس در انقباض حداکثر دارد، بطوریکه به دنبال تغیرات طول و زاویه مفصل، میانگین و میانه طیف فرکانس تغییر می کند(۱۵). زمانی که یک حرکت صورت می‌گیرد علاوه بر عضله عمل کننده اصلی در آن حرکت گروه‌های عضلانی دیگری نیز در آن درگیر می‌شود. این عضلات شامل گروه های عضلانی ثابت کننده، مخالف و گروه عضلات همکار می باشد. گروه عضلات ثابت کننده برای تولید گشتاور بیشینه ضروری هستند، زیرا آنها با ثابت نگه داشتن اعضایی که سر ثابت عضلات به آن متصل است انجام حرکت عضو مورد نظر را ممکن می‌سازند. توانایی عضله موافق برای تولید گشتاور ممکن است به واسطه عدم فعالیت هماهنگ عضلات ثابت کننده محدود شود. همچنین مشخص شده است، تا زمانی که یک گذرگاه عصبی جدید جهت هماهنگ کردن عمل گروه عضلات ثابت کننده به وجود نیاید، توسعه و بهبودی در گشتاور عضلات موافق اتفاق نمی افتد(۱۶).

همکنشی عضله مخالف پدیده ایست که هنگام بحث در مورد بکارگیری واحدهای حرکتی اهمیت زیادی پیدا می‌کند؛ از این رو این پدیده تحت شرایط خاصی نیروی گشتاوری حول یک مفصل را محدود می کند(۱۷). محققین چنین بیان می‌کنند که همکنشی به سادگی بیانگر انقباض هم‌زمان عضله مخالف و موافق می‌باشد و به عنوان یک پدیده رایج باعث حفظ ثبات مفصلی, کمک به توزیع فشار روی سطوح مفصلی و کاهش فشار روی لیگامنت‌ها هنگام انقباض‌های نیرومند می‌شود. آنها همچنین بیان می‌کنند که میزان هم انقباضی یا هم‌کنشی

با افزایش میزان کوتاه شدن عضله موافق افـزایش مـی‌یابـد (۱۸و ۱۹). از طرفی برخی دیگر از پژوهشـگران بـا بررسـی بازداری پـیش سیناپسـی در طـول هـم انقباضـی عضـلات مخالف چنین بیان می‌کنند کـه هـم‌کنشـی تحـت کنتـرل سیستم عصبی مرکزی و از طریق مکانیسم هـای بازدارنـده پیش سیناپسی انجام می گیرد و شاید در جریان خستگی و در روند تمرین سهم بسزایی داشته باشـد (۲۰). کـارولین و کافرلی (۱۹۹۲) نشان دادند که سطح هم انقباضی عضـلات مخالف با تمرین تعدیل مـی‌شـود. آنهـا فعالیـت EMG در عضـلات پهـن خـارجی و همسـترینگ بعـد از تمرینـات ایزومتریک روی فلکسـورهای پـا را انـدازه‌گیـری و گـزارش کردنـد کـه هـیچ تغییـری در فعالیـت EMG عضـله پهـن خارجی (موافق) وجود نداشت, اما از فعالیت EMG عضلات همسترینگ (مخالف) کاسـته شـده بـود(۲۱). کـاهش هـم کنشی عضله مخالف در تحقیق حاضر ممکـن اسـت نیـروی مخالف کمتری را در مقابل فعالیت عضله موافـق بـه وجـود آورده و باعث افـزایش گشـتاور تولیـدی در آن عضـو شـود. کاهش هم کنشی عضله مخالف به هیچ تلاش هوشـیارانه‌ای نیاز ندارد و احتمالا مکانیسم های موجود در سیستم عصبی مرکزی در این امر نقش دارند. احتمالا هم‌کنشی بـه وسـیله شلیک سلول های رنشو[6] که باعث جلوگیری از عمل نـرون-های واسطه‌ای مهار کننده (Ia) به کمک تحریک نرون های رابط (Ib) از ارگان‌های تاندونی گلژی, بـا کـاهش مسـتقیم گذرگاه‌های حرکتی می‌شـود، تسـهیل مـی‌گـردد. کمرنـگ شدن هر یک از این گذرگاه هـا یـا تمـامی آنهـا همکنشـی عضلات مخالف را کاهش خواهد داد (۲۱). در بررسی نتـایج این تحقیق به طور کلی نمی‌توان ایـن امـر را رد کـرد کـه عوامل دیگری غیر از زاویه مفصل می‌توانـد بـه طـور بـالقوه نتایج پـژوهش حاضـر را تحـت تـأثیر قـرار دهـد. برخـی از پژوهشگران، تفاوت‌هایی را در الگوهای بکـارگیری عضـلات که به‌وسیله سرعت حرکت، میزان و نوع کار و سطح نیـروی تولیـدی تحـت تـأثیر قـرار گرفتـه را گـزارش کـرده‌انـد. پژوهشگران نشان دادند کـه تـأثیر زاویـه نسـبت بـه دیگـر عوامل مثل سرعت حرکت ارجحیت دارد (۲). از آنجایی کـه هم انقباضی عضلات مخالف تا حـدود زیـادی از اعمـال بـار مناسب بر عضله موافق و تقویت آن در زاویه مورد نظر مـی کاهد. لذا ضرورت دارد تا تأثیر زاویه مفصل بـه عنـوان یـک عامل غالب در کنترل الگوهای به کـارگیری عضـلات مـورد توجه قرار گیرد. این امر زمانی اهمیـت پیـدا مـی کنـد کـه مربیان بدن ساز تیمهای مختلف ورزشی بخواهند یک عضله خاص را با توجه به اهمیت آن در اجرای یک حرکـت ویـژه ورزشی تقویت کند که در ایـن حالـت بـرای قـرار دادن آن عضله در معرض بیشترین بار، باید زوایای مفصل در اطـراف آن عضله به دقت تنظیم و مد نظر قـرار گیـرد تـا کمتـرین همکنشی عضله مخالف در مقابل عضله موافق ایجاد شود.

پی‌نوشت‌ها

1- Antagonist
2- Co-Contraction
3- Co-Activation
4- Carpentier et al
5- Biodex multi- joint system- PRO-
6- Renshow

منابع

1. BazzucchiIlenia,Riccio Maria Elena, Felici Francesco. (2008). Tennis players show a lower coactivation of the elbow antagonist muscles during isokinetic exercises, Journal of Electromyography and Kinesiology 18 752–759.
2. Carpentier, A., Duchateau, J., and Hainaut, K.(1999). Load-dependant muscle strategy during plantar flexion in humans. Journal of Electromyography and Kinesiology, 9: 7-11.
3. Simoneau E, Martin A, Van Hoecke J.(2007). Effects of joint angle and age on ankle dorsi- and plantar-flexor strength. J ElectromyogrKinesiol: 17: 307–316.
4. Billot M., Simoneau E. Ballay M., Van Hoecke Y., Martin J. A.(2011). How the ankle joint angle alters the antagonist and agonist torques during maximal efforts in dorsi- and plantar flexion. Scand J Med Sci Sports: 21: e273–e281.
5. Klass M, Baudry S, Duchateau J.(2007). Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. Eur J Appl Physiol;100(5):543–51.
6. Remaud A, Cornu C, Guével A.(2009). Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions. J ElectromyogrKinesiol. 19(3):449-58.
7. DohenyEmer P., Lowery Madeleine M., FitzPatrick David P., O'Malley Mark J. (2008). Effect of elbow joint angle on force–EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles, Journal of Electromyography and Kinesiology 18 ,760–770.
8. Simoneau Emilie M., BillotMaxime, Martin Alain, Hoecke Jacques Van.((2009). Antagonist

mechanical contribution to resultant maximal torque at the ankle joint in young and older men. Journal of Electromyography and Kinesiology 19 ,123–131.

9. Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Karamanidis K, DeMonte G, Stafilidis S, Bruggemann GP. (2005). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. J Biomech: 38: 885–892.
10. Simoneau E, Martin A, Van Hoecke J.(2005). Muscular performances at the ankle joint in young and elderly men. J Gerontol A BiolSci Med Sci: 60: 439–447.
11. Kubo Keitaro, TsunodaNaoya, Kanehisa Hiroaki. (2004). Tetsuo FukunagaActivation of agonist and antagonist muscles at different joint anglesduring maximal isometric effortsEur J ApplPhysiol 91: 349–352.
12. Billot M, Simoneau E, Van Hoecke J, Martin A.(2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. Muscle Nerve: 41: 511–518.
13. Levenez M, Garland SJ, Klass M, Duchateau J. (2008). Cortical and spinal modulation of antagonist coactivation during a submaximal fatiguing contraction in humans. J Neurophysiol: 99: 554–563.
14. Degens, H., Erskine, R.M C.I.(2009) Morse, Disproportionate changes in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing, J Musculoskelet Neuronal Interact; 9(3):123-129.
15. Cochrane DJ., Loram Ian D., Stannard Stephen R.(2009). RittwegerJörn. Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. J Electromyogr.;16(3):239-47.
16. Kellis E, Kouvelioti V.(2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. J ElectromyogrKinesiol.;19(1):55-64.
17. Charlotte, S., Aagaard, P., Rosted, A,. Jakobsen, A., Duus, B., Magnusson, P.(2004) Training-induced changes in muscle CSA muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse, J ApplPhysiol 97: 1954-1961.
18. Duchateau J.(2005). Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. J ApplPhysiol: 99: 1182–1188.
19. Simoneau E, Martin A, Porter MM, VanHoecke J.(2006) Strength training in old age: adaptation of antagonist muscles at the ankle joint. Muscle Nerve;33(4):546–55.
20. De Boer Maarten D., Morse Christopher I. Jeanette M. Thom, Arnold de Haan, and Marco V. (2007). Narici. Changes in Antagonist Muscles' Coactivation in Response to Strength Training in Older Women. Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES, Vol. 62A, No. 9, 1022–1027
21. Carolan, B., and E. Cafarelli.(1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. J. Apple. Physiol, 73, 911-917.