

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 پذیرش مقاله: ۹۳/۳/۱۷

تاریخ دریافت مقاله: ۹۲/۱۲/۱۴

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؟ **روش شناسی:** آزمودنی‌های این تحقیق ۱۵ نفر از دانشجویان پسر تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی با میانگین سن 21.67 ± 1.58 سال، قد 172.93 ± 5.13 سانتیمتر و وزن 60.85 ± 5.41 کیلوگرم بودند. نمونه‌های انتخاب شده همگی سالم بوده و هیچگونه سابقه ناراحتی، درد و عمل جراحی در مفاصل بازو، آرنج، مچ دست و نیز هیچگونه سابقه آسیب دیدگی در عضله 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 90° - 120° و حالت اکستنشن کامل (صفر درجه) از مفصل آرنج از طریق دستگاه الکترومیوگرافی اندازه‌گیری و مورد بررسی قرار گرفت. برای تعیین تفاوت آماری در متغیرهای پژوهش از آزمون t استودنت در سطح معنی داری $p < 0.05$ استفاده شد. یافته‌ها: نتایج آماری پژوهش نشان داد که حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای 90° و 120° (تفاوت معنی داری وجود ندارد) $(t = -0.667, p = 0.516)$ ، همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضله دو سر و سه سر بازویی در زوایای 90° $(t = 2.971, p = 0.010)$ ، 120° $(t = 7.122, p = 0.001)$ و 180° $(t = 3.919, p = 0.002)$ ، افزایش معنی داری نسبت به اکستنشن کامل دارد. این در حالی است که بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای 90° و 120° (تفاوت معنی داری وجود ندارد) $(t = -0.233, p = 0.819)$ ، 120° $(t = -1.340, p = 0.182)$ ، در مجموع می‌توان این چنین نتیجه گرفت که عوامل دیگری غیر از زاویه مفصل نیز می‌تواند به طور بالقوه نتایج پژوهش حاضر را تحت تاثیر قرار دهد اما تاثیر زاویه مفصل باید به عنوان یک عامل غالب در کنترل الگوهای به کارگیری عضلات مورد توجه قرار گیرد. این امر زمانی بیشتر اهمیت پیدا می‌کند که مربیان بدن ساز تیم‌های 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: الکترومیوگرافی، ایزوکنیتیک، 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 90° and 120° angle ($P=0.001$) were significantly increased in comparison with 180° . Whereas there were no significant difference between maximal voluntary contraction of elbow in 90° and 120° angle ($P=0.516$). The electrical activity of biceps and triceps in elbow angles of 90° ($P=0.010$) and 120° ($P=0.002$) were significantly greater than 180° ($P=0.043$). Also there were no significant difference between electrical activity of biceps and triceps in elbow angles of 90° ($P=0.819$) and 120° ($P=0.202$). 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

شماره تماس: ۰۹۱۲۷۹۳۴۴۸۶

✉ نویسنده مسئول: دکتر فریبرز هوانلو

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

پست الکترونیکی: fhovanloo@gmail.com

مقدمه

با افزایش طول عضله کاهش یافت که احتمالاً ناشی از تغییرات نسبی موقعیت الکتروود 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 اعلائی در همه زوایا و در عضله سه سر بازویی در زاویه ۴۵ و ۱۲۰ درجه تفاوت نداشت (۷). کارپنتر و همکاران^۴ 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 می آید 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 بازداري دوجانبه توانایی فعال شدن کامل عضله موافق را تحت تاثیر قرار داده و تخریب کند (۸). مریبان بدنساز، ورزشکاران رشته بدن سازی 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 به کار بگیرند. تغییرات زاویه ای مفاصل در حرکات مختلف رابطه ای مستقیم با الگوهای به کارگیری هریک از عضلات آن ناحیه دارد. از آنجایی که تجویز حرکات تمرینی بایستی بر پایه درک چگونگی حرکت به وسیله عضلات، نه بر پایه حرکات وام گرفته از وزنه برداری یا پرورش اندام انجام گیرد (۹ و ۱۰)؛ این پرسش مطرح می شود که تغییرات زاویه ای مفاصل آرنج و بازو تا چه میزان بر نیروی تولیدی هریک از عضلات موافق و مخالف آن ناحیه اثرگذار می باشد؟ 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 بهره گیری از فعالیت الکتریکی واحدهای حرکتی عضلات به بررسی تغییرات طول عضله یا زاویه مفصلی بر میزان هم کنشی عضله مخالف در انقباض ایزومتریک بپردازد.

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 هستند که از آن جمله می توان به نحوه قرارگیری تار عضله، طول عضله، زاویه مفصل، سرعت انقباض عضله، سرعت زاویه ای مفصل اشاره نمود (۱). مقدار تنش که عضله می تواند 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 می شود نه تنها به پیام های صادره از سیستم عصبی مرکزی، بلکه به طول عضله یا زاویه مفصلی نیز وابسته است. برای انجام یک عمل عضلانی معین، طول عضله می تواند 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^۱ (عضلاتی که باعث ایجاد نیروی حرکتی در جهت مخالف می شوند) تحت عنوان هم انقباضی^۲ یا هم کنشی^۳ عضله مخالف نامیده می شود. محققان بیان می کنند که چندین فاکتور وجود دارد که می تواند بر، هم کنشی 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 (۵ و ۶).

دوهنی و همکاران (۲۰۰۸) در پژوهشی EMG سطحی عضلات بازویی زند اعلائی، 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) اندازه گیری کردند. نتایج تحقیق نشان داد که زاویه مفصل اثر معنی داری بر نیروی MVC دارد اما بر میزان EMG در همه عضلات اندازه گیری شده، تاثیر ندارد. فرکانس میانه EMG عضلات دوسر و سه سر

روش پژوهش

آزمودنی‌های این تحقیق ۱۵ نفر از دانشجویان پسر تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی با میانگین سن $1/58 \pm$ سال، قد $172/93 \pm 5/13$ سانتیمتر و وزن $4/73 \pm 60/85$ کیلوگرم بودند. نمونه‌های انتخاب شده همگی سالم بوده و هیچگونه سابقه ناراحتی، درد و عمل جراحی در مفاصل بازو، آرنج، مچ دست و نیز هیچگونه سابقه آسیب دیدگی در عضله 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 اندازه‌گیری 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 اندازه‌گیری شد. آنگاه پارامترهای الکترومیوگرافی عضلات دوسر بازویی و سه سر بازویی دست برتر آزمودنی‌ها در خلال انقباض ایزومتریک فلکشن آرنج مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. تمامی اندازه‌گیری‌ها بر روی دست برتر آزمودنی‌ها انجام شد.

اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی عضله دو سر بازویی

برای اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی عضله دوسر بازویی در زوایای مورد نظر از دستگاه ایزوکنیتیک بایودکس مولتی جوینت^۵ ساخت کشور آمریکا استفاده شد. ابتدا از آزمودنی‌ها 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 از قبیل 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 زاویه خاص برای انجام آزمون ایزومتریک مفصل آرنج در دستگاه تعریف شد. دستگیره متصل به دستگاه متناسب با طول دست آزمودنی‌ها تنظیم و دامنه حرکت آرنج فرد نیز ثبت شد. وزن دست تمام آزمودنی‌ها در زاویه ۴۰ درجه اندازه‌گیری شد. برای این کار

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در این زاویه دستگیره 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 بیشینه پنج ثانیه‌ای را با فواصل استراحتی پنج ثانیه‌ای انجام دادند.

اندازه‌گیری 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 کلمه (start) آغاز کرده و با کلمه (stop) به پایان رساندند. هم‌زمان با انجام حرکات، موج‌هایی که نشانگر انقباض واحدهای حرکتی است اندازه‌گیری و برحسب $\mu V/s$ ثبت گردید. آنالیز موجهای الکتریکی حاصله از عضله توسط نرم افزار مگاوین ME6000 صورت گرفت و نتایج آن به صورت داده‌های عددی (اینترگرال) ثبت گردید. برای این امر دستگاه الکترومیوگرافی انقباض واحد های حرکتی را در یک بازه زمانی سه ثانیه‌ای در اطراف حداکثر نیرو ($1/5$ ثانیه قبل از موج حداکثر و $1/5$ ثانیه بعد از آن) برحسب $\mu V/s$ 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 $p < 0/05$ استفاده شد.

نتایج

t همبسته محاسبه شده نشان می‌دهد بین حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج در زوایای ۹۰ درجه و ۱۲۰ درجه (در سطح $P < 0/05$) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. نتایج حاصل از آزمون t همبسته در زوایای ۹۰ و حالت 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 $P < 0/05$) تفاوت معنی‌داری وجود دارد.

خوردار بوده و راه‌گشای انجام فعالیت‌های کم‌ضررتر و یا تجویز روش‌های مفیدتر می‌باشد(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 در این 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 عمده‌ای بر گشتاور و شاخص‌های طیف فرکانس در انقباض حداکثر دارد، بطوریکه به دنبال تغییرات طول و زاویه مفصل، میانگین و میانه طیف فرکانس تغییر می‌کند(۱۵). زمانی که یک حرکت صورت می‌گیرد علاوه بر عضله عمل‌کننده اصلی در آن حرکت گروه‌های عضلانی دیگری نیز در آن درگیر می‌شود. این عضلات شامل گروه‌های عضلانی ثابت‌کننده، مخالف و گروه عضلات همکار می‌باشد. گروه عضلات ثابت‌کننده برای تولید گشتاور بیشینه ضروری هستند، زیرا آنها با ثابت نگه داشتن اعضای 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 ثابت‌کننده محدود شود. همچنین مشخص شده است، تا زمانی که یک گذرگاه عصبی جدید جهت هماهنگ کردن عمل گروه عضلات ثابت‌کننده به وجود نیاید، توسعه و بهبودی در گشتاور عضلات موافق اتفاق نمی‌افتد(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 می‌کند(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 هم‌انقباضی یا هم‌کنشی

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 متناسب 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. هم‌انقباضی عضلات در ۹۰، ۱۰۰ و ۱۱۰ درجه به طور معنی‌داری بالاتر از زوایای دیگر زانو بود. این نتایج نشان می‌دهد که سطح فعالیت عضله مخالف (چهار سر ران) و سطح هم‌کنشی عضله مخالف (دوسر ران) 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 می‌شود و در یک فعالیت ممتد ایزومتریک رفتار فزاینده و قدرتی دارد. مقایسه دو روش مکانومیوگرافی و الکترومیوگرافی در طی فعالیت حداکثر و زیر حداکثر عضله دو سر بازویی با انقباض ایزوکنتریک نشان داد نتایج مشابهی در مقادیر میانگین طیف فرکانس و مولفه‌های حوزه زمان در دو روش وجود دارد. به طوری که در فعالیت داینامیک یافته‌های الکترومیوگرافی در کنار یافته‌های گشتاور تولید شده توسط عضله از اعتبار خوبی برای ارزیابی فعالیت و استراتژی واحدهای حرکتی برخوردار می‌باشد(۱۲ و ۱۳). 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 تقریباً ۱۸٪ کاهش در فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی رخ می‌دهد(۱).

تفاوت در روش‌های تمرینی و نحوه اندازه‌گیری در حالت و حرکات متفاوت از یکدیگر در پژوهش‌های 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

مربیان بدن ساز تیمهای مختلف ورزشی بخواهند یک عضله خاص را با توجه به اهمیت آن در اجرای یک حرکت ویژه ورزشی تقویت کند 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 تا کمترین 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. Bazzucchi Ilenia, 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 Electromyogr Kinesiol*: 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 Electromyogr Kinesiol*. 19(3):449-58.
7. Doheny Emer 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., Billot Maxime, Martin Alain, Hoecke Jacques Van. (2009). Antagonist

با افزایش میزان کوتاه شدن عضله موافق افزایش می‌یابد (۱۸ و ۱۹). از طرفی برخی دیگر از پژوهشگران با بررسی بازدارنده پیش سیناپسی در طول هم انقباضی عضلات مخالف چنین بیان می‌کنند که هم‌کنشی تحت کنترل سیستم عصبی مرکزی و از طریق مکانیسم های بازدارنده پیش سیناپسی انجام می‌گیرد و شاید در جریان خستگی در روند تمرین سهم بسزایی داشته باشد (۲۰). کارولین و کافرلی (۱۹۹۲) نشان دادند که سطح هم انقباضی عضلات مخالف با تمرین تعدیل می‌شود. آنها فعالیت EMG در عضلات پهن خارجی و همسترینگ بعد از تمرینات ایزومتریک روی فلکسورهای پا را اندازه‌گیری و گزارش کردند که هیچ تغییری در فعالیت EMG عضله پهن خارجی (موافق) وجود نداشت، اما از فعالیت EMG عضلات همسترینگ (مخالف) کاسته شده بود (۲۱). کاهش هم‌کنشی عضله مخالف در تحقیق حاضر ممکن است نیروی مخالف کمتری را در مقابل فعالیت عضله موافق به وجود آورده و باعث افزایش گشتاور تولیدی در آن عضو شود. کاهش هم‌کنشی عضله مخالف به هیچ تلاش هوشیارانه‌ای نیاز ندارد و احتمالاً مکانیسم های موجود در سیستم عصبی مرکزی در این امر نقش دارند. احتمالاً هم‌کنشی به وسیله شلیک سلول های رنشو که باعث جلوگیری از عمل نرون های واسطه‌ای مهار کننده (Ia) به کمک تحریک نرون های رابط (Ib) از ارگان های تاندونی گلژی، با کاهش مستقیم گذرگاه های حرکتی می‌شود، تسهیل می‌گردد. کم‌رنگ شدن هر یک از این گذرگاه ها یا تمامی آنها هم‌کنشی عضلات مخالف را کاهش خواهد داد (۲۱). در بررسی نتایج این تحقیق به طور کلی نمی‌توان این امر را رد کرد که عوامل دیگری غیر از زاویه مفصل می‌تواند به طور بالقوه نتایج پژوهش حاضر را تحت تأثیر قرار دهد. برخی از پژوهشگران، تفاوت‌هایی را در الگوهای بکارگیری عضلات که به وسیله سرعت حرکت، میزان و نوع کار و سطح نیروی تولیدی تحت تأثیر قرار گرفته را گزارش کرده‌اند. پژوهشگران نشان دادند که تأثیر زاویه نسبت به دیگر عوامل مثل سرعت حرکت ارجحیت دارد (۲). از آنجایی که هم انقباضی عضلات مخالف تا حدود زیادی از اعمال بار مناسب بر عضله موافق و تقویت آن در زاویه مورد نظر می‌کاهد. لذا ضرورت دارد تا تأثیر زاویه مفصل به عنوان یک عامل غالب در کنترل الگوهای به کارگیری عضلات مورد توجه قرار گیرد. این امر زمانی اهمیت پیدا می‌کند که

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. Appl. Physiol*, 73, 911-917.
- 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 Fukunaga Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts *Eur 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.