پژوهش در علوم ورزشی
شمارهٔ دوازدهم، ص‌ص ۷۰-۵۱
دریافت: ۸۵/۲/۲۵
پذیرش: ۸۵/۱۰/۲۴

بررسی اثرات انتقال متقاطع تمرینات قدرتی یک‌طرفه بر سازگاری عصبی ـ عضلانی فلکسورهای آرنج

دکتر حمید محبی[۱]، سید علی حسینی[۲]، طاهر افشارنژاد[۳]

۱. دانشیار دانشگاه گیلان، ۳و ۲. کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی

چکیده

هدف پژوهش حاضر، تعیین اثرات انتقال متقاطع تمرینات قدرتی یک‌طرفه بر سازگاری عصبی ـ عضلانی فلکسورهای آرنج بود. آزمودنی‌های این پژوهش را ۲۴ داوطلب مرد سالم (سن: ۱/۸۳ ± ۲۰/۶۳ سال، قد: ۴/۰۵ ± ۱۷۳/۸۸ سانتیمتر، وزن: ۷/۶۴ ± ۷۲/۰۴ کیلوگرم) بدون سابقهٔ آسیب در مفاصل و عضلات شانه و دست تشکیل می‌دادند که به‌صورت تصادفی به دو گروه کنترل (۱۲ نفر) و تجربی (۱۲ نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های گروه تجربی تمرین قدرتی ایزوتونیک را روی فلکسورهای آرنج دست غیرِ برتر ۳بار در هفته به مدت ۱۰ هفته انجام دادند. داده‌های الکترومیوگرافی سطحی شاملِ انتگرال الکترومیوگرافی از عضلات موافق (دوسرِ بازویی) و مخالف (سه‌سرِ بازویی) در حالت حداکثر انقباض ارادی فلکشن آرنج، محیطِ بازو و حداکثر انقباض ارادی مربوط به فلکسورهای آرنج برای هر دو عضو برتر و غیرِ برتر در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آماری t مستقل و وابسته استفاده شد. نتایج نشان داد که افزایش معناداری ($P < ۰/۰۵$) در انتگرال الکترومیوگرافی عضلهٔ دوسرِ بازویی و حداکثر انقباض ارادی فلکسورهای آرنج و در مقابل کاهش معناداری در انتگرال الکترومیوگرافی عضلهٔ سه‌سر بازویی به‌دنبال ۱۰ هفته تمرین در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده در گروه تجربی وجود داشت؛ در حالی‌که این تفاوت در گروه کنترل مشاهده نشد. همچنین افزایش معناداری ($P < ۰/۰۵$) در هایپرتروفی عضو غیر برتر گروه تجربی مشاهده شد. این در حالی است که تغییرات در عضو برتر گروه تجربی و هر دو

Archive of SID

www.SID.ir

عضو گروه کنترل معنادار نبود.

نتایج کلی این پژوهش نشان می‌دهد که تمرینات قدرتی یک‌طرفه باعث افزایش سازگاری‌های عصبی و همچنین قدرت ایزومتریکی فلکسورهای آرنج نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده طرف مقابل نیز می‌شود و قدرت کسب شده در عضو تمرین نکرده ناشی از تغییر در مورفولوژی عضله نمی‌باشد. درنتیجه مکانیسم‌هایی که بر اساس آن‌ها انتقال متقاطع صورت می‌گیرد، ممکن است به واسطه عوامل عصبی مرکزی توضیح داده شود.

واژه‌های کلیدی : انتقال متقاطع، حداکثر انقباض ارادی، تمرینات یک‌طرفه، الکترومیوگرافی

مقدمه

اعمال برنامه‌های تمرین قدرتی روی یک عضو باعث افزایش معناداری در قدرت ارادی نه فقط در عضو تمرین کرده، بلکه در عضو تمرین نکرده، در طرف دیگر بدن نیز می‌شود (۴-۱). این اثر ناشی از تمرین که در عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده به وجود می‌آید، تحت عناوینی چون آموزش متقاطع[1]، تمرین متقاطع[2] و یا انتقال متقاطع[3] شناخته می‌شود (۳). با آنکه یافته‌های جدیدی در مطالعات سال‌های اخیر گزارش شده است (۱،۳،۵،۶)، اما هنوز در مورد مکانیسم واقعی این اثر توافقی وجود ندارد. هرچند مکانیسم‌های فوق نخاعی، مکانیسم توسعهٔ هماهنگی از طریق یادگیری و مکانیسم تعدیل اعصاب حسی به‌عنوان مکانیسم‌های ممکن جهت ایجاد اثرات انتقال متقاطع پیشنهاد شده‌اند؛ اما شواهد قطعی برای آن‌ها وجود ندارد. از سوی دیگر شواهدی دال بر درگیر شدن هایپرتروفی عضلانی در انتقال متقاطع مشاهده نشده است (۷،۸).

برخی از پژوهشگران چنین بیان کرده‌اند که قدرت ارادی بیشینه در نتیجهٔ ترکیبی از عوامل ایجاد می‌شود، که آن‌ها را می‌توان به دو دسته مرکزی و پیرامونی تقسیم کرد. عوامل پیرامونی حداقل به‌عنوان بخشی از عوامل درگیر در پدیدهٔ انتقال متقاطع مورد توجه می‌باشد (۳). افزون بر این، در برخی از پژوهش‌ها عنوان شده که اثرات تمرین متقاطع به واسطهٔ سازگاری‌های عصبی حاصل می‌شود و در نتیجه سیگنال‌های الکترومیوگرافی در عضو

1. Cross Education
2. Cross Training
3. Cross Transtel

Archive of SID

www.SID.ir

تمرین نکرده را مورد بررسی قرار داده‌اند (۱۱-۶،۹).

به منظور مطالعهٔ تغییرات در فعالیت واحدهای حرکتی عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده در تمرینات قدرتی یک‌طرفه، شیما و همکاران (۲۰۰۲) تکنیک الکترومیوگرافی سطحی را به‌کار بردند. آن‌ها در پژوهش خود افزایش در قدرت عضلهٔ عضو طرف مقابل عضو تمرین‌کرده را به همراه افزایش در انتگرال الکترومیوگرافی گزارش کردند (۳،۱۲). اویتوویچ و همکاران (۲۰۰۱) افزایش معنادار در قدرت عضلات طرف مقابل را بدون تغییر در الکترومیوگرافی مشاهده نموده و در پژوهش خود چنین بیان کردند که اثرات انتقال متقاطع مسئول ایجاد تغییر در قابلیت‌های تولید نیرو در عضو تمرین نکرده در نتیجهٔ اعمال تمرینات یک‌طرفه می‌باشند (۵). همچنین موان و همکاران (۲۰۰۵) ضمن تأیید اثرات انتقال متقاطع چنین گزارش کردند که انجام تمرینات یک‌طرفه تأثیری بر محیط عضله یا چربی زیرپوستی در عضو تمرین نکرده طرف دیگر بدن ندارد (۱۳). زاهایو (۲۰۰۰) نیز در پژوهش خود علاوه بر تأیید اثرات انتقال متقاطع، بیان نمود که قدرت کسب شده توسط عضو تمرین نکرده با میزان آن در عضو تمرین کرده مرتبط می‌باشد (۴). گارفینکل و کافرلی (۱۹۹۲) در بررسی‌های خود با اشاره به افزایش قدرت در عضو تمرین نکرده در طرف مقابل عضو تمرین کرده چنین می‌افزایند که بر سر مکانیسم افزایش قدرت در انتقال متقاطع توافقی وجود ندارد و از طرفی این امر که تمرینات یک‌طرفه باعث هایپرتروفی عضلانی در عضو تمرین نکرده در طرف دیگر بدن بشوند را نیز غیر محتمل می‌دانند (۱۰). در مقابل ویر و همکاران (۱۹۹۵) در پژوهشی به بررسی اثرات تمرینات قدرتی یک‌طرفهٔ اکستنشن پا به‌صورت ایزومتریک بر قدرت و الکترومیوگرافی هردو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده پرداختند. در این پژوهش برای ثبت الکترومیوگرافی عضلات پهن خارجی و پهن میانی از الکترودهای سطحی دو قطبی استفاده شد. آن‌ها در پایان افزایش معناداری در گشتاور و فعالیت الکترومیوگرافی عضو تمرین نکرده در هیچ یک از دو گروه تجربی و کنترل مشاهده نکردند (۱۴). همچنین ابرسول و همکاران (۲۰۰۲) نیز گزارش کردند که به دنبال برنامهٔ تمرین هشت هفته‌ای بر روی عضلات فلکسور ساعد تغییراتی در دامنهٔ مکانومیوگرافی[1] و یا گشتاور ایزومتریکی[2] در عضو برتر (تمرین نکرده) مشاهده نشد. نتایج این پژوهش

1. Mechanomyographic
2. Isometric Torque

Archive of SID

www.SID.ir

همچنین نشان داد که تمرینات یک‌طرفه تأثیری بر جنبه‌های مکانیکی فعالیت عضلانی در عضو تمرین نکرده ندارد و از طرفی قدرت ناشی از تمرین در عضو تمرین کرده همراه با افزایش دامنهٔ الکترومیوگرافی نبود(۱۵). موان و همکاران(۲۰۰۴) در یک مطالعهٔ فراتحلیلی چنین بیان کردند که یک مشکل اساسی در بسیاری مطالعات مربوط به کسب قدرت از طریق انتقال متقاطع آن است که این مطالعات افزایش قدرت عضو تمرین کرده و تمرین نکرده را در آزمودنی‌هایی که تحت یک برنامهٔ تمرینی قرار داشتند با هم مقایسه کرده‌اند. درحالی‌که با اجرای چنین طرحی افزایش آشکار در قدرت عضلات طرف مقابل عضو تمرین‌کرده ممکن است ناشی از آشنایی آزمودنی‌ها با روش‌های اجرای آزمون باشد. قرار گرفتن مجدد آزمودنی‌ها در معرض انجام تست‌های عضلانی، هنگامی‌که آزمودنی‌ها با آزمایش خو می‌گیرند ممکن است باعث توسعهٔ اجرا گردد، لذا راه بهتر برای ارزیابی اثرات انتقال متقاطع ناشی از تمرینات یک‌طرفه انتخاب آزمودنی‌ها به دو گروه می‌باشد که یکی از این گروه‌ها تمرین را انجام داده و گروه دیگر گروه کنترل می‌باشد که برنامهٔ تمرین را اجرا نمی‌کنند. سپس افزایش قدرت مربوط به عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده با افزایش قدرت در گروه تمرین نکرده مقایسه شود(۲).

بنابراین انجام پژوهش‌های بیشتر که با استفاده از دو گروه کنترل و تجربی به بررسی اثرات انتقال بپردازند، ضرورت دارد. از سوی دیگر در این پژوهش از عضلهٔ دوسرِ بازویی استفاده شد. علت انتخاب این عضله سهولت و سادگی به‌کارگیری این عضله، بالا بودن دقت اندازه‌گیری پارامترها، حداقل بودن پدیدهٔ تداخل امواج و همچنین بالا بودن حداکثر توان به‌کارگیری واحدهای حرکتی در طی انقباضات ارادی در مقایسه با سایر عضلات بدن(۸۸ درصد در مقابل ۶۰ درصد) بود(۱۶). هدف از پژوهش حاضر آن است که با استفاده از دو گروه تجربی و کنترل به بررسی اثرات انتقال متقاطع به دنبال تمرینات قدرتی یک‌طرفه بر روی قدرت و سازگاری عصبی ـ عضلانی فلکسورهای آرنج پرداخته شود.

روش

آزمودنی‌ها: آزمودنی‌ها شامل ۲۴ داوطلب مرد سالم تمرین نکرده با میانگین سنی ۱/۸۱±۲۰/۶۳ سال، میانگین قد ۴/۰۵±۱۷۳/۸۸ سانتیمتر و میانگین وزن ۷/۶۴±۷۲/۰۴

Archive of SID

www.SID.ir

کیلوگرم بودند. قبل از اجرای پژوهش، پرسشنامهٔ اطلاعات پزشکی ورزشی و فرم رضایت‌نامه توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد و آن‌ها در یک جلسهٔ توجیهی با جزئیات برنامهٔ تمرینی، روش انجام تمرینات و اجرای تست به شکل صحیح آشنا شدند. این افراد سابقهٔ هیچ‌گونه تمرین مقاومتی به مدت یک سال قبل از اجرای این پژوهش را نداشتند(۸). همچنین این افراد سابقهٔ هیچ‌گونه درد و ناراحتی یا عمل جراحی در عضلات اندام فوقانی نداشتند. دست برتر با توجه به تمایل آزمودنی‌ها در آزمون پرتاب توپ با یک دست مشخص شد(۱۵). آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی به دو گروه کنترل (۱۲نفر) و تجربی (۱۲نفر) تقسیم شدند. همهٔ آزمون‌ها و اندازه‌گیری‌های در دو مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون انجام شدند. از آنجایی که جهت بررسی اثرات انتقال متقاطع می‌بایست آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل تمرین نکرده باشند، بنابراین از آزمودنی‌هایی که به مدت یک سال قبل از اجرای این پژوهش سابقهٔ هیچ‌گونه تمرین مقاومتی نداشتند استفاده شد و از طرفی چون فعالیت عضلات دست غیربرتر آزمودنی‌ها کمتر از دست برتر است، پژوهشگران جهت دقیق‌تر شدن نتایج حاصل از پژوهش پروتکل تمرینی را معمولاً بر روی دست غیربرتر انجام دادند و اثر آن را روی دست برتر سنجیدند(۹،۱۷).

برنامهٔ تمرینی: آزمودنی‌ها به مدت ۱۰ هفته برنامهٔ تمرینات وزنه یک‌طرفه روی دست غیر برتر را انجام دادند(۲). برای رسیدن به حداکثر تنش در عضلهٔ دوسرِ بازویی از حرکت خم کردن آرنج با دمبل روی نیمکت شیبدار[1] استفاده شد(۱۸). آزمودنی‌ها حرکت را در کل دامنهٔ مفصل انجام دادند. برای جلوگیری از حرکات احتمالی عضو برتر، ضمن توصیه‌های مکرر به آزمودنی‌ها، آن عضو با تسمه ثابت شد. برنامهٔ تمرینی شامل سه دوره بود. برای کاهش خطر آسیب دیدگی، دو هفتهٔ اول تمرینات برای آشنایی افراد با تکنیک صحیح حرکت و سازگاری‌های آناتومیکی بود(۱۸). چهار هفتهٔ بعدی تمرینات برای افزایش هایپرتروفی و چهار هفتهٔ پایانی به منظور دستیابی به حداکثر قدرت بود. برنامهٔ تمرینات در جدول ۱ نشان داده شده است. اندازه‌گیری یک تکرار بیشینه با استفاده از فرمول (تعداد تکرارها×0.02) − [÷(KG) بار =1RM) در شروع تمرینات و در ابتدای هر هفته از تمرینات انجام می‌گرفت(۱۹).

1. Incline seated dumbbell curls

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۱. برنامهٔ تمرینات وزنه یک‌طرفه عضلهٔ دو سر بازویی

دوره	تعداد جلسات در هفته	ست	تکرار	بار (٪۱RM)	زمان استراحت بین ست‌ها (دقیقه)	سرعت حرکت
دو هفته	۲	۲	۱۲-۹	۶۰-۴۰	۳-۲	متوسط
چهار هفته	۲	۳	۱۲-۶	۸۰-۶۰	۲-۱	آهسته به متوسط
چهار هفته	۲	۴	۴-۱	۱۰۰-۸۰	۳-۴	آهسته

پیش از انجام تمرین اصلی، آزمودنی‌ها زیر نظر پژوهشگران به مدت ۱۰ دقیقه بدن خود را به‌صورت عمومی گرم کردند، سپس سه سِت تمرینات کششی بالاتنه را انجام دادند (۲۰). تمرین اصلی با یک سِت گرم کردن با ۱۵ تکرار و 1RM ۴۵ درصد شروع می‌شد (۲۰). سپس آزمودنی‌ها طبق بار (1RM%) در دوره‌های تمرینی جدول ۱ با استفاده از الگوی پیشنهادی بومپا برای افزایش بار جلسات تمرینی در طول هفته، تمرینات را انجام می‌دادند. سرعت حرکت با استفاده از تکنیک جبران شتاب (به‌کارگیری حداکثر سرعت در انجام حرکت توسط آزمودنی) کنترل می‌شد (۱۹).

اندازه‌گیری هایپرتروفی

برای اندازه‌گیری هایپرتروفی از روش اندازه‌گیری محیط بازو در حالت فلکشن کامل بازو استفاده شد (۱۵). برای این منظور قبل از انجام تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک از آزمودنی‌ها خواسته شد به مدت ۱۰ دقیقه با استفاده از حرکات کششی و حرکات نرمشی با تأکید بر اندام فوقانی بدن خود را گرم کنند. سپس آزمودنی‌ها عضلهٔ دوسرِ بازویی خود را در حالت فلکشن با حداکثر انقباض، منقبض کردند. برای این منظور از برجسته‌ترین قسمت بازو جهت اندازه‌گیری محیط آن استفاده شد. به این ترتیب که متر نواری به گونه‌ای دور بازو قرار داده شد که سطح داخل متر نواری پوست آن ناحیه را لمس می‌کرد ولی به گونه‌ای نبود که بافت‌های نرم اطراف بازو فشرده شوند. محیط بازو با دقت ۱ میلیمتر اندازه‌گیری شد (۲۱).

Archive of SID

www.SID.ir

اندازه‌گیری قدرت

به‌دلیل مناسب بودن تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک جهت ارزیابی اثرات انتقال متقاطع، از این روش برای اندازه‌گیری قدرت استاتیک استفاده شد(۳). تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک طبق ملاک‌های گاندویا[1] برای اجرای صحیح تست انجام شد(۲). برای این منظور آزمودنی روی یک صندلی قابل تنظیم به ارتفاع شانه نشست. برای عدم استفاده از عضلات شانه و نیز حرکات تقلبی تنه قسمت بالای بازو روی میز در ۹۰ درجه از فلکشن شانه و ۳۰ درجه از فلکشن افقی شانه ثابت شد(۲۲). برای جلوگیری از اصطکاک دست با رویهٔ میز و همچنین فشار به مفصل مچ در هنگام انجام تست، دست آزمودنی در یک صفحهٔ چوبی محافظ دوار[2] قرار داده شد که از طریق سیم به یک load cell دینامومتر Jackson مدل ۳۲۵۲۸ ساخت شرکت لافایت امریکا متصل بود. انتهای دیگر سیم به میز متصل و محکم شده بود. مفصل آرنج آزمودنی در وضعیت سوپینیشن ساعد در زاویهٔ ازپیش تعیین شده(۱۲۰ درجه) نگه‌داشته شد(۲۳). تمام زوایای مذکور توسط گونیامتر مدل SG110 ساخت شرکت بیومتریک انگلستان اندازه‌گیری و کاملاً کنترل شد. داده‌های حاصل از این سنسور توسط یک DataLOG مدل P3X8 ساخت همان شرکت سمپلینگ(نمونه برداری) و ذخیره و به رایانه منتقل می‌شد. با استفاده از نرم‌افزار Datalog ver2.0a مربوط به این گونیامتر، تغییر زاویهٔ خارج از محدودهٔ ۱۱۹ تا توسط هشدار دهندهٔ صوتی دستگاه به پژوهشگر و آزمودنی بازخورد داده می‌شد و بدین شکل زوایا با دقت زیاد کنترل می‌شد. پس از برقراری وضعیت صحیح و ثابت کردن آن و نیز تنظیم صفحهٔ چوبی محافظ در زاویهٔ مورد نظر، نیروی عضله اندازه‌گیری شد. قبل از انجام تست اصلی، آزمودنی‌ها چند تست زیر بیشینه را به منظور گرم کردن انجام دادند. برای اندازه‌گیری از آزمودنی خواسته شد در دو ثانیه به تدریج نیروی بیشینهٔ خود را اعمال کند و پس از رسیدن به حداکثر نیرو آن را به مدت دو ثانیه حفظ کند(۳). اندازه‌گیری برای هر آزمودنی در هر دست سه بار(۳) با فاصلهٔ استراحت ۲ دقیقه(۱۵) بین آن‌ها تکرار شد و بیشترین مقدار به‌دست آمده برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفت(۳).

1. Gandivia
2. Wooden plate

Archive of SID

www.SID.ir

اندازه‌گیری الکترومیوگرافی

برای الکترومیوگرافی از الکترودهای دو قطبی (دو الکترود ثبت کنندهٔ سیگنال و یک الکترود زمین) با استفاده از دستگاه Muscle Tester هشت کاناله مدل ME3000p8 ساخت شرکت Mega Electronic فنلاند استفاده شد. برای کاهش امپدانس الکتریکی در محل اتصال لیدها، ابتدا موهای زائد پوست از بین برده شد، سپس پوست توسط کاغذ سمبادهٔ ریز با یک فشار نرم و کنترل شده ساییده و سپس با استفاده از یک پنبهٔ آغشته به الکل تمیز شد(۳). معیار رسیدن به سطح مطلوب امپدانس پوست (مقاومت کم) این بود که رنگ پوست به حالت قرمز روشن درآید(۲۴). برای رسیدن پوست به شرایط امپدانس الکتریکی ثابت پنج دقیقه زمان صرف شد(۲۴). سپس از لیدهای ژل مرطوب Ag و AgCl نوع Medicotest (M-oo-s) blue sensor استفاده گردید. فاصلهٔ M بین الکترودها دو سانتیمتر بود(۲۳). مکان الکترودها طبق دستورالعمل شماتیک برنامهٔ Megawin ver.2 با استفاده از یک ماژیک با ماندگاری طولانی، روی بخش میانی شکم عضلهٔ دوسرِ بازویی و عضلهٔ سه‌سرِ بازویی مشخص شد و سپس الکترودها به نقاط مورد نظر متصل شدند. برای آزمون روایی سیگنال از روش بررسی نویز پایه در حالت استراحت عضله در یک دامنهٔ ۵ ثانیه‌ای استفاده شد که میزان آن کمتر از ۳/۵ میکروولت بود(۳/۳۱ میکروولت)(۱۹). برای کاهش نویز، سایر دستگاه‌های برقی از دستگاه اندازه‌گیری دور و دمای اتاق نیز تا حد امکان ثابت نگه‌داشته شد(۲۵ درجهٔ سانتیگراد). همچنین برای جلوگیری از نویز ناشی از حرکت سیم‌ها، همهٔ آن‌ها با چسب به بدن بسته و کاملاً محکم شدند. الکترومیوگرافی هنگام انجام تست حداکثر انقباض ارادی توسط آزمودنی‌ها(که قبلا توضیح داده شد) اندازه‌گیری شد. برای ایجاد هماهنگی بین انجام تست حداکثر انقباض ارادی و اندازه‌گیری الکترومیوگرافی از هشدار دهندهٔ صوتی دستگاه EMG برای شروع و خاتمهٔ انقباض استفاده شد. سیگنال الکترومیوگرافی دریافت شده توسط الکترودها به کمک یک پیش تقویت کنندهٔ Analog Differential مدل Megawin با Gain ۳۷۵ ساخت کارخانهٔ مگا الکترونیک فنلاند با محدودهٔ فرکانس ۸ (HZ High pass) تا ۵۰۰ HZ (Low pass) تقویت شد. سپس توسط مبدل آنالوگ/دیجیتال (A/D) ۱۲ بیت هشت کاناله با حساسیت ۳ میکروولت و Resolution ۲/۹۵ میکروولت نوع db ۱۱۰ ساخت همان کارخانه سمپلینگ شده و توسط کابل نوری به رایانه منتقل شد.

Archive of SID

www.SID.ir

پردازش سیگنال

برای پردازش سیگنال و محاسبهٔ IEMG از نرم‌افزار Megawin ver.2 طراحی شده توسط شرکت مگا الکترونیک استفاده شد. IEMG در بازه زمانی یک ثانیه(بین ۸۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از بالاترین قله موج) به کمک Marker های نرم‌افزار مربوط اندازه‌گیری شد(۳).

تجزیه و تحلیل آماری

در تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون t مستقل برای مقایسهٔ پیش آزمون‌ها و پس آزمون‌های دو گروه (کنترل و تجربی) و از آزمون t وابسته برای مقایسهٔ داده‌های پیش آزمون و پس آزمون هر گروه استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS ver.11.5 استفاده گردید.

نتایج پژوهش

نتایج به‌دست آمده در پیش آزمون و پس آزمون گروه تجربی و کنترل در عضو تمرین کرده (غیربرتر) و عضو تمرین نکرده (برتر) به ترتیب در جدول ۲ و ۳ ارائه شده است.

جدول ۲. نتایج به‌دست آمده در پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیرها	عضو تمرین کرده (غیر برتر)		عضو تمرین نکرده (برتر)	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
نیرو (MVC) (Kg)	۱۶/۴۷±۲/۸۲	۲۸±۲۱/۹*	۱۷/۶۷±۲/۷۵	۱۹/۳۲±۲/۹۶*
IEMG عضلهٔ دوسر بازویی (Agonist)(mV/s)	۶۴۴/۵۶±۱۳۸	۹۲۱/۵۳±۱۵۹/۵۹*	۶۶۷/۴۸±۱۴۱/۸۹	۸۱۴/۳۲±۱۷۳/۱۱*
IEMG عضلهٔ سه‌سر بازویی (Antagonist)(mV/s)	۵۹۶/۲۶±۱۳۴/۹۱	۵۱۸/۹±۱۲۲/۶۸*	۵۹۳/۳±۱۳۴/۹۱	۴۹۸/۷۷±۱۲۵/۴۶*
هایپرتروفی (محیط بازو) (cm)	۳۱/۹۸±۴/۰۱	۲۴/۲۴±۲/۹۲*	۳۱/۵۸±۳/۷۶	۳۱/۶۳±۲/۶۹*

* در سطح $P \leq ۰/۰۱$ معنادار است.

همان‌طور که در جدول ۲ و ۳ مشاهده می‌شود، بین میانگین‌های حداکثر، انقباض ارادی IEMG عضلهٔ دوسرِ بازویی و IEMG عضلهٔ سه‌سرِ بازویی پیش آزمون و پس آزمون در گروه تجربی، هم در عضو تمرین کرده و هم در عضو تمرین نکرده، اختلاف معناداری وجود دارد، درحالی‌که این اختلاف در میانگین‌های پیش آزمون و پس آزمون این متغیرها در گروه

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۳. نتایج پیش آزمون و پس آزمون گروه کنترل (انحراف استاندارد ±میانگین)

متغیرها	عضو غیر برتر		عضو برتر	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
نیرو (MVC) (Kg)	۱۵/۸۵±۲/۵۹	۱۵/۸۳±۲/۶۲	۱۶/۸۸±۲/۴۹	۱۶/۹۳±۲/۵۹
IEMG عضلهٔ دوسر بازویی (mV/s)(Agonist)	۶۰۴/۶۶±۱۲۵/۵۳	۶۰۲/۶۹±۱۲۷/۶	۶۳۰/۶۶±۱۲۱/۶۹	۶۲۰/۵±۱۲۱/۳۲
IEMG عضلهٔ سه‌سر بازویی (mV/s)(Antagonist)	۶۲۳/۶۶±۱۲۱/۸۸	۶۲۵/۱۵±۱۲۰/۸۸	۶۱۹/۰۳±۱۲۲/۷۴	۶۱۷/۵۶±۱۲۶/۴۴
هایپرتروفی (محیط بازو) (cm)	۳۱/۰۱±۳/۶۱	۲۰/۹۵±۳/۷۲	۳۲/۱۵±۳/۵۹	۳۲/۲۲±۳/۷۲

گروه کنترل مشاهده نشد. در مورد هایپرتروفی (محیط بازو)، بین میانگین‌های پیش آزمون و پس آزمون در عضو تمرین کرده گروه تجربی اختلاف معناداری مشاهده شد، درحالی‌که این اختلاف در عضو تمرین نکرده گروه تجربی و همچنین دو عضو برتر و غیر برتر گروه کنترل مشاهده نشد. همچنین با استفاده از آزمون t مستقل میانگین‌های پیش آزمون و پس آزمون دو گروه با یکدیگر مقایسه شد. نتایج نشان داد که بین داده‌های پیش آزمون گروه تجربی و کنترل در هیچ یک از متغیرها اختلاف معناداری وجود ندارد.

همچنین نتایج نشان داد که بین IEMG عضلهٔ دوسرِ بازویی عضو غیربرتر گروه تجربی و کنترل اختلاف معناداری وجود دارد (t=۵/۴۰۵، P=۰/۰۰۱) بین IEMG عضلهٔ دوسرِ بازویی عضو برتر گروه تجربی و کنترل نیز اختلاف معناداری وجود دارد (t=۳/۰۱۲، P=۰/۰۰۶). همچنین بین حداکثر انقباض ارادی عضو غیر برتر گروه تجربی و کنترل اختلاف معناداری وجود دارد (t=۴/۶۲۴، P=۰/۰۰۱) و بین حداکثر انقباض ارادی عضو برتر (Contralateral) در گروه تجربی و کنترل نیز اختلاف معناداری وجود دارد (t=۲/۱۰۴، P=۰/۰۴۷). تجزیه و تحلیل داده‌ها همچنین نشان داد که بین میانگین‌های پس آزمون دو گروه در هایپرتروفی عضو غیر برتر اختلاف معناداری وجود دارد (t=۲/۲۳۴، P=۰/۰۳۶)، درحالی‌که این اختلاف در عضو برتر بین دو گروه معنادار نبود (t=۰/۳۸۵، P=۰/۷۰۴). سرانجام نتایج نشان داد که بین IEMG عضلهٔ سه‌سرِ بازویی (Antagonist) دست برتر گروه تجربی و کنترل اختلاف معناداری وجود دارد (t=-۲/۱۴۱، P=۰/۰۴۴)، همچنین بین میانگین‌های این فاکتور در دست غیر برتر گروه کنترل و تجربی نیز اختلاف معناداری وجود دارد (t=-۲/۳۱۰، P=۰/۰۳۱).

Archive of SID

www.SID.ir

در جدول ۴ مشاهده می‌شود که IEMG عضلهٔ دوسرِ بازویی عضو غیر برتر گروه تجربی ۴۲/۹ درصد افزایش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل ۰/۴ درصد کاهش یافته است. همچنین میزان IEMG عضلهٔ دوسرِ بازویی عضو برتر (Contralateral) ۲۱/۹ درصد افزایش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل ۰/۰۲ کاهش یافته است.

جدول ۴. درصد تغییرات نیرو، IEMG عضلهٔ دوسر بازویی (Agonist)، IEMG عضلهٔ سه سربازویی (Antagonist) و هایپرتروفی (محیط بازو) در عضو برتر و عضو غیربرتر گروه تجربی و کنترل

متغیرها	عضو غیر برتر		عضو برتر	
	تجربی	کنترل	تجربی	کنترل
نیرو (MVC)	۳۲/۹	۰/۱	۹/۳	۰/۲
IEMG عضلهٔ دوسر بازویی (Agonist)	۴۲/۹	−۰/۴	۲۱/۹	−۰/۰۲
IEMG عضلهٔ سه‌سر بازویی (Antagonist)	−۱۲/۹	۰/۲	−۱۵/۸	−۰/۲
هایپرتروفی (محیط بازو)	۷/۶	−۰/۱	۰/۱	۰/۲

همچنین میزان حداکثر انقباض ارادی در عضو غیر برتر گروه تجربی پس از ۱۰ هفته تمرین به میزان ۳۲/۹ درصد افزایش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل ۰/۱ درصد افزایش پیدا کرده است. حداکثر انقباض ارادی عضو برتر (Contralateral) گروه تجربی نیز ۹/۳ درصد افزایش یافته، درحالی‌که میزان آن در گروه کنترل ۰/۲ درصد افزایش پیدا کرده است.

در جدول ۴ ملاحظه می‌شود که میزان هایپرتروفی (محیط بازو) در عضو غیر برتر گروه تجربی پس از ۱۰ هفته تمرین به میزان ۷/۶ درصد افزایش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل به میزان ۰/۱ درصد کاهش پیدا کرده است. هایپرتروفی عضو برتر (Contralateral) گروه تجربی نیز ۰/۱ درصد افزایش یافته، درحالی‌که میزان آن در گروه کنترل ۰/۲ درصد افزایش پیدا کرده است. از طرفی IEMG عضلهٔ سه‌سرِ بازویی عضو غیر برتر گروه تجربی ۱۲/۹ درصد کاهش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل به میزان ۰/۲ درصد کاهش پیدا کرده است. همچنین میزان IEMG عضلهٔ سه‌سرِ بازویی عضو برتر (Contralateral) ۱۵/۸ درصد کاهش یافته، درحالی‌که در گروه کنترل به میزان ۰/۲ افزایش یافته است.

Archive of SID

www.SID.ir

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات فزایندهٔ قدرتی ایزوتونیکی یک‌طرفه باعث افزایش قدرت ایزومتریکی عضلات خم‌کنندهٔ آرنج، افزایش فعالیت EMG عضلهٔ دوسرِ بازویی در هر دو عضو تمرین کرده (۴۲/۹٪) و تمرین نکرده (۲۱/۹٪) و کاهش فعالیت EMG عضلهٔ مخالف (تمرین کرده و تمرین نکرده ۱۵/۸٪) به میزان معناداری شده است. درحالی‌که در گروه کنترل اختلاف معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در فاکتورهای مورد نظر مشاهده نشد. موان و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی اثرات چهار شیوه از تمرینات مقاومتی فلکشن آرنج به‌صورت یک‌طرفه به مدت شش هفته بر قدرت عضلات تمرین نکرده طرف مقابل چنین بیان کردند که انجام حرکات تمرینی با سرعت بالا نسبت به سرعت کم باعث افزایش بیشتری در قدرت عضلات تمرین نکردهٔ طرف مقابل می‌شود. آن‌ها همچنین گزارش کردند که انجام حرکات تمرینی یک‌طرفه با سرعت کم در یک سمت باعث افزایش قدرت در عضلات طرف مقابل نمی‌شود، ولی انجام این تمرینات در سه سِت می‌تواند باعث افزایش قدرت این عضلات گردد (۱۳). شیما و همکاران (۲۰۰۲) در پژوهش خود با بررسی اثرات تمرین ایزوتونیک یک‌طرفه به مدت شش هفته بر حداکثر قدرت ارادی (MVC) و IEMG عضلات قرینه عضو تمرین کرده اثرات انتقال متقاطع را مورد تأیید قرار دادند (۳). جکسون و تیونر (۲۰۰۳) اثرات انتقال متقاطع را در ارتباط با ویبراسیون عضله و نیز ویر و همکاران (۱۹۹۴) اثرات انتقال متقاطع در ارتباط با تمرینات ایزومتریک را با کمک تکنیک الکترومیوگرافی سطحی (SEMG) مورد تأیید قرار دادند (۷،۱۱). اما در مقابل ابرسول و همکاران (۲۰۰۲) با تکنیک EMG و MMG و همچنین ویر و همکاران (۱۹۹۵) با استفاده از EMG هیچ‌گونه اثر انتقال متقاطع را در ارتباط با تمرینات ایزومتریک گزارش نکردند (۱۴،۱۵).

اختلافی که در نتایج مطالعات انجام شده وجود دارد، می‌تواند ناشی از تفاوت‌های موجود در روش پژوهش، شدت و دورهٔ تمرینی به‌کار گرفته شده باشد، شایان ذکر است که برنامهٔ تمرینی شاید به‌عنوان یک فاکتور درگیر باعث ایجاد اثرات انتقال متقاطع چشمگیرتری در ارتباط با قدرت عضلانی گردد (۳). در پژوهش حاضر از انقباض ایزومتریک جهت تست کردن و از انقباض ایزوتونیک برای انجام برنامهٔ تمرین قدرتی

Archive of SID

www.SID.ir

استفاده شده است. این تفاوت بین انقباض‌ها که در تست کردن و انجام برنامهٔ تمرینی وجود دارد باعث می‌شود که از اثرات یادگیری مثبت جلوگیری شود. زیرا اگر در برنامهٔ تمرینی جهت افزایش قدرت از انقباض ایزومتریک استفاده شود و از طرفی آزمودنی‌ها نیز با همین شیوهٔ انقباضی مورد آزمون قرار گیرند، اثرات یادگیری ممکن است در این امر تأثیرگذار باشد(۶). لذا با انجام این شیوه از بروز این اثرات در نتایج آزمون جلوگیری به‌عمل می‌آید.

برخی پژوهش‌ها چنین گزارش کرده‌اند که قدرت ایزومتریکی عضلات چهارسر در عضو تمرین نکرده طرف مقابل در سه زاویهٔ مفصلی مختلف بعد از ۸ هفته انجام تمرینات اکسنتریکی به میزان ۴/۲ تا ۱۲/۱ درصد و تمرینات کانسنتریکی به میزان ۵/۵ تا ۱۱/۱ درصد افزایش نشان می‌دهد(۱۴). هورتوباجی و همکاران(۱۹۹۵) چنین گزارش کرده‌اند که بعد از شش هفته انجام تمرینات اکسنتریکی یک‌طرفه قدرت عضلات چهارسر رانی در عضو تمرین نکرده طرف مقابل ۱۵ درصد با تست انقباضی ایزومتریکی و ۲۳ درصد با تست انقباضی اکسنتریکی افزایش نشان داد(۲۵). این یافته‌ها نشان می‌دهد که میزان اثرات انتقال متقاطع با توجه به ویژگی آزمون تغییرپذیر می‌باشد.

از سوی دیگر موان و همکاران(۲۰۰۴) در پژوهش خود بیان نمودند که شواهدی وجود ندارد تا نشان دهد اثرات انتقال متقاطع به نوع تمرین (مثلاً پویا یا ایستا بودن) یا به عضلات اندام تحتانی یا به اندام فوقانی بستگی داشته است(۲). هر چند در پژوهش حاضر افزایش در قدرت به همراه افزایش در فعالیت EMG عضلهٔ دوسرِ بازویی و کاهش در فعالیت EMG عضلهٔ مخالف در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده مشاهده شد، اما مطالعات دیگر تغییرات معناداری در فعالیت الکتریکی (EMG) این دو عضو بعد از تمرینات ایزومتریک (۱۰،۱۴،۱۵،۲۶،۲۷) یا ایزوکنتیک (۶،۲۸) نیافتند و گزارش کردند که دلیل افزایش قدرت عضو تمرین نکرده بدون تغییر در فعالیت EMG ناشناخته مانده اما همانند عضو تمرین کرده ممکن است مرتبط با تغییر در رانش عصبی مربوط به دیگر عضلات یا گروه‌های عضلانی درگیر در حرکت اکستنشن پا باشد. ابرسول و همکاران(۲۰۰۲) در مطالعهٔ خود بیان کردند که افزایش در حداکثر گشتاور ایزومتریکی بدون تغییر در فعالیت EMG عضلهٔ دوسرِ بازویی ممکن است ناشی از تغییرات صورت گرفته در رانش عصبی مربوط به دیگر گروه‌های عضلانی یا فاکتورهای هایپرتروفی مستقل از فعال‌سازی عضله باشد(۱۵). عضلات دوسرِ

Archive of SID

www.SID.ir

بازویی، بازویی قدامی، بازویی زندِاعلایی و درون گرداننده مدور همگی در فلکشن ساعد مشارکت دارند(۳۰) و میزان مشارکت نسبی هر یک از آن‌ها بستگی به زاویهٔ مفصلی دارد که در آن زاویه انقباض ایزومتریکی انجام گرفته است. در نتیجه ممکن است سازگاری‌های عصبی ناشی از تمرین مربوط به هر عضله در یک گروه از عضلات همکار مانند فلکسورهای ساعد به زاویهٔ مفصلی که در آن تمرین صورت گرفته بستگی داشته باشد(۳۰).

یکی دیگر از دلایل افزایش قدرت بدون تغییر در فعالیت EMG که در برخی مطالعات به چشم می‌خورد مربوط به کاهش همکنشی عضلات مخالف حین عمل عضلهٔ موافق نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده طرف مقابل می‌باشد(۵،۱۷). سازگاری‌های عصبی ناشی از کاهش همکنشی عضلات مخالف ممکن است به‌صورت متقاطع از عضو تمرین کرده به عضو تمرین نکرده انتقال یابد. در پژوهش حاضر میزان همکنشی عضلهٔ سه‌سرِ بازویی به‌عنوان عضلهٔ مخالف در عضو تمرین کرده ۱۲/۹ درصد و در عضو تمرین نکرده ۱۵/۸ درصد کاهش داشته است. با توجه به اینکه کاهش همکنشی عضلهٔ مخالف به‌عنوان یک سازگاری عصبی میان عضلانی در پاسخ به تمرینات در ماه‌های اول اعمال برنامهٔ تمرینی در عضو تمرین کرده شکل می‌گیرد و از طرفی به دنبال افزایش قدرت در عضلهٔ موافق (از طریق افزایش هایپرتروفی و یا افزایش سازگاری‌های عصبی درون عضلانی) میزان همکنشی عضلهٔ مخالف نیز در پاسخ به افزایش قدرت در عضلهٔ موافق جهت حفظ پایداری و ثبات مفصلی و جلوگیری از بروز آسیب از اواسط دوره تمرینی به بعد افزایش می‌یابد(۳۱) و از سوی دیگر افزایش قدرت در عضو تمرین نکرده تنها از طریق سازگاری‌های عصبی بوده و مقدار آن نیز نسبت به عضو تمرین کرده کمتر است (۱۲). در نتیجه تفاوت در میزان کاهش همکنشی عضلهٔ مخالف (سه‌سرِ بازویی) در عضو تمرین کرده وتمرین نکرده ممکن است به واسطه این موضوع باشد. افزون بر این، ممکن است سازگاری‌های عصبی در دیگر عضلات مربوط به عضو تمرین نکرده وجود داشته باشد که باعث افزایش توانایی آن عضو در ایجاد گشتاور تولیدی شده باشد(۵،۱۷).

در پژوهش حاضر به دنبال انجام برنامهٔ تمرینی افزایش معناداری در محیط عضلهٔ در عضو تمرین کرده مشاهده شد هر چند که افزایش محیط عضله درعضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل درگروه تجربی وجود نداشت. موان و همکاران(۲۰۰۵) نشان دادند که انجام تمرینات

Archive of SID

www.SID.ir

یک‌طرفه تأثیری بر محیط عضله یا چربی زیرِپوستی در بازوی تمرین نکرده طرف مقابل عضو تمرین کرده ندارد(۱۳). گارفینکل و کافرلی (۱۹۹۲) هایپرتروفی عضلانی در عضو تمرین نکرده به واسطهٔ انجام تمرینات یک‌طرفه روی عضو طرف مقابل را غیر محتمل می‌دانند(۱۰). همچنین مطالعات ابرسول و همکاران(۲۰۰۲) و موان و همکاران(۲۰۰۴) نیز این امر را تأیید می‌کند(۱۵و۲). این در حالی است که هوش و همکاران(۱۹۹۲) بعد از هشت هفته تمرینات قدرتی یک‌طرفه افزایش اندکی در سطح مقطع عضله در عضو تمرین نکردهٔ طرف مقابل را با استفاده از MRI گزارش کردند. پژوهشگران در این پژوهش بیان می‌کنند که هر چند، هیچ‌یک از تغییرات به لحاظ آماری معنادار نبود اما با توجه به وجود یک ثبات معین در افزایش سطح مقطع عضله در عضو تمرین نکرده طرف مقابل در تمام موارد و از طرفی دقت بالای تکنیک‌های MRI این امر غیرِمحتمل است که تغییرات موجود، تصادفی یا به واسطهٔ خطای ناشی از به‌کارگیری این روش باشد. همچنین آن‌ها بیان می‌کنند که گرچه این احتمال وجود ندارد که آزمودنی‌ها بعد از ۸ هفته عدم فعالیت با هایپرتروفی و افزایش قدرت مواجه شوند، اما مطالعات آینده باید استفاده از یک گروه کنترل در کنار گروه آزمایشی را مورد توجه قرار دهند تا طرح آزمایشی این مسئله را تقویت کنند(۳۲).

افزایش دور بازو به‌صورت غیر مستقیم شواهدی را دال بر ایجاد هایپرتروفی عضلانی ناشی از تمرین فراهم می‌آورد(۶). دلوکا(۱۹۷۹) چنین بیان می‌کند که تغییرات در بافت تحت الکترودهای سطحی ممکن است سیگنال EMG را تحت تأثیر قرار دهد. افزایش حجم عضله ممکن است سطح مقطع فیبرهای عضله را افزایش دهد و در نهایت با تغییر در موقعیت آن‌ها نسبت به الکترودهای سطحی در سیگنال EMG تأثیرگذار باشد(۳۳). در مقابل گارفینکل و کافرلی(۱۹۹۲) چنین فرض کردند که اگر جای الکترودها بر روی عضله ثابت بماند، اندازه‌گیری‌های EMG در همان نقاط قبلی از غشای عضله ثبت خواهد شد و اثرات گمراه‌کننده ناشی از هایپرتروفی بر فعالیت EMG از بین خواهد رفت(۱۰). گرچه این ایده وجود دارد که قدرت کسب شده توسط عضلات تمرین نکرده در طرف مقابل عضو تمرین کرده نمی‌تواند ناشی از تغییرات در مورفولوژی عضله باشد ولی هنوز در مورد مکانیسم‌های پیشنهادی دیگر اجماع نظر کلی وجود ندارد.

مکانیسم‌های عصبی مرکزی درگیر با تحریک در بخش‌هایی از کورتکس در طول

Archive of SID

www.SID.ir

انقباض‌های ارادی عضو تمرین کرده باعث ایجاد تسهیل در عضو طرف مقابل می‌شوند (۲). در حمایت از این مکانیسم‌ها کریستوا و همکاران (۱۹۹۱) نشان دادند که حرکات ارادی یک‌طرفه علاوه بر فعال کردن کورتکس حرکتی مربوط به عضو تمرین کرده، کورتکس حرکتی مربوط به عضو طرف مقابل (تمرین نکرده) را نیز درگیر می‌کند (۳۴). یو و کال (۱۹۹۲) در پژوهش خود نشان دادند که تمرینات یک‌طرفهٔ ذهنی باعث افزایش قدرت عضلات طرف مقابل می‌گردد. یافته‌های این مطالعه نیز از مشارکت مکانیسم کورتکسی در شکل‌گیری اثرات انتقال متقاطع حمایت می‌کند (۳۵). هورتوباجی و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که انقباض‌های ارادی یک‌طرفه در بازو تغییرات پیچیده‌ای را در گذرگاه حرکتی که بازوی طرف مقابل را کنترل می‌کند به وجود می‌آورد. نتایج پژوهش آن‌ها شواهدی را ارائه می‌دهد که فعالیت‌های حسی و حرکتی یک‌طرفه، ساختارهای دوطرفه بدن را تحت تأثیر قرار می‌دهد تا باعث پدیده انتقال متقاطع شود. در این پژوهش مقایسهٔ اثرات انقباض‌های عضلانی ناشی از تحریک و انقباض‌های ارادی روی MEP و بازتاب H نشان دادند که هر دو فعالیت‌های حسی و فرامین حرکتی برای انقباض در یک طرف بدن می‌تواند گذرگاه حرکتی عضو طرف مقابل را نیز تحت تأثیر قرار دهد (۳۶). از آنجایی که اثرات انتقال متقاطع حتی در تمرینات غیر ارادی عضلات که با استفاده از تحریک الکتریکی صورت می‌گیرد نیز ظاهر می‌شود، این امکان وجود دارد که مکانیسم‌های نخاعی نیز در این امر مشارکت داشته باشند (۱۰،۳۷). جدا از مکانیسم‌های عصبی نخاعی و مرکزی، تأثیرات تمرین یک‌طرفه در تثبیت قامت، فعالیت‌های مربوط به عضو طرف مقابل را تحت تأثیر قرار می‌دهد. هنگام انجام تمرینات یک‌طرفه عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده به منظور کمک در جهت ثابت نگه‌داشتن دچار انقباض می‌شوند و به این ترتیب عضو تمرین نکرده، دیگر یک عضو بدون فعالیت در طول تمرینات یک‌طرفه به حساب نمی‌آید.

اگرچه تمریناتی که در بیشتر پژوهش‌های امروزی طراحی می‌شود به طریقی است که فعالیت در عضو تمرین نکرده را به کمترین مقدار تنزل می‌دهد. البته این تفکر نیز وجود دارد که تمرینات یک‌طرفه مطالبات عمومی دوطرفه مربوط به عضلات ثابت کننده وضعیتی را نیز در بر می‌گیرد و مزایای این نوع تمرینات برای عضو تمرین نکرده در طرف مقابل هم قابل دسترس خواهد بود. یو و کال (۱۹۹۲) تأثیرات بالقوه فاکتورهای هورمونال در تمرینات

Archive of SID

www.SID.ir

یک‌طرفه را تحت کنترل قرار دادند. اگر این مکانیسم‌ها هنگام انجام تمرینات یک‌طرفه در افزایش قدرت عضلات طرف مقابل عضو تمرین کرده مشارکت داشته باشند، افزایش قدرت نه تنها در گروه عضلات تمرین نکرده در طرف مقابل، بلکه در تمام گروه‌های عضلانی باید مشاهده شود. اما آن‌ها در پژوهش خود مشاهده کردند که با وجود آنکه قدرت در ابداکشن انگشت دست تمرین نکرده پس از تمرینات یک‌طرفه به‌صورت معناداری افزایش یافته بود ولی هیچ افزایشی در قدرت اکستنسورهای بزرگ پنجهٔ پا مشاهده نشد. در نتیجه این موضوع نقش فاکتورهای هموورال را به‌عنوان مکانیسم‌های بالقوه در ایجاد اثرات انتقال متقاطع بی‌اعتبار می‌سازد (۳۴). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که انجام تمرینات قدرتی یک‌طرفه فلکشن آرنج باعث افزایش قدرت، شکل‌گیری سازگاری‌های عصبی درون عضلانی و میان عضلانی، نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده طرف مقابل نیز می‌شود و قدرت کسب شده توسط عضلات تمرین نکرده طرف مقابل عضو تمرین کرده، ناشی از تغییر در مورفولوژی عضله نمی‌باشد، در نتیجه مکانیسم‌هایی که بر اساس آن‌ها انتقال متقاطع صورت می‌گیرد ممکن است به واسطهٔ فاکتورهای عصبی مرکزی توضیح داده شود.

منابع

1. Benjamin, S., Beynnon, B.D., Helie, B.V., Alosa, D.M., & Rennnstrom, P.A (2000) The benefit of a single leg strength training program for the muscles around the untrained ankle. *American Journal of Sports Medicine,* 28.568-573.
2. Munn, J., Herbert, R.D., & Condevia, S.C (2004) Contralateral effects of unilateral resistance training: A Meta analysis. *Journal of Applied Physiology,* 96. 1861-1866.
3. Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., & Miamura, M (2002) Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *European Journal of Applied Physiology,* 86(4), 287-294.
4. Zhou, S (2000) Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exercise Sport Science Review,* 28, 177-184.
5. Eveytovich, T.K., Housh, D.J., Johnson, G.O., Smith, D.B., & Ebersole, K.T (2001) The effect of concentric isokenetic strength training of the quadriceps femoris on EMG and muscle strength in the trained and untrained limb. *Journal of strength & conditioning*

Archive of SID

www.SID.ir

Research, 15(4). 439-445.

6. Hortobayyi, T., Lombert, N.J., & Hill, J.P (1997) Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Medicine Science Sports Exercise,* 29. 107-112.
7. Jackson, S.W., & Turner, D.L (2003) Prolong Muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *European Journal of Applied Physiology,* 88, 38-386.
8. Staron, R.S., Korapando, D.L., Kraemer, W.J., Fly, A.C., Gordon, S.E., & Falkel, J.E (1994) Skeletal muscle adaptation during early phase of resistance training in men and women. *Journal of Applied Physiology,* 257, 567-572.
9. Connon, R.J., & Cafarelli, E (1987) Neuromuscular adaptations to training. *Journal of Applied Physiology,* 63. 2396-2402.
10. Gorfinkel, S., & Cafarelli, E (1992) Relative change in maximal force, EMG, and muscle cross sectional area after isometric training. *Medicine Science Sports Exercise*. 24. 1220-1227.
11. Wear, J.P., Housh, T.J., & Wear, L.L (1994) Electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross training after isometric training. *Journal of Applied Physiology,* 77, 197-201.
12. Moritani, T., Devries, H.A (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Sports Medicine*. 58, 115-130.
13. Munn, J., Herbert, R.D., Hancock, M.J., & Gandivia, S.C (2005) Training With unilateral resistance exercise increases contralateral Strength. *Journal of Applied Physiology,* 99. 1880-1884.
14. Weir, J.P., Housh, T.J, Weir, L.L, & Johnson, G.O (1995) Effect of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training, *European Journal of Applied Physiology,* 70, 337-343.
15. Ebersole, K.T., Housh, T.J., Johnson, G.O., Perry, S.R., Bull, A.J., & Cromer, J.T (2002) Mechanomyographic and Electromyographic response to unilateral isometric training. *Journal Strength Conditioning Research*. 16(2). 192-201.
16. US Department of Health and Human Services. *Selected topics in Surface Electromyography for use in occupational setting: Expert Perspectives*. (1992) DHHS NIOSH Publications, P: 34-44.P
17. Carolan, B., & Cafferli, E (1992) Adaptation in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 73. 911-917.

Archive of SID

www.SID.ir

18. Bompa, T., Carnacchia, L (1998) Serious strength training, *Human Kinetics,* P:25.19. 58. 59. 69. 81 & 93.
19. Fleck, S.J., Kramer, W.J (2004) Designing resistance training programs, Third Edition, *Human Kineties,* P:214.
20. Reeves, N.D., Narici, M.V., & Maganaris, C.N (2004) In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age, *Experimental Physiology,* 89(6). pp: 675-689.
21. Lohman, G.T., & Roche, F.A (1988) Anthropometrical standardization reference manual. *Human Kinetics books,* 15-18.
22. Brondino, L., Suter, E., Lee, H.D., & Herzog, W (2002) Elbow flexor inhibition as a function of muscle length. *Journal of Applied Biomechanics,* 18. 46-56.
23. Uchiyama, T., Besscho, T., Akazawa, K (1998) Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. *Journal of Biomechanics,* 31, 545-554.
24. Konrad, P. The ABC of EMG: (2005) *A practical introduction to kinesiological Electromyography,* Noraxon Inc. USA, PP: 14-55.
25. Hortobagyi, T., Scott, K., Lamber, T.J., Hamilton, G., & Tracy, J (1999) *Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contraction. Motor Control,* 3. 205-219.
26. Jones, D.A., & Rutherford, O.M (1987) Human muscle strength training: The effects of three different regimens and nature of the resultant change. *Journal of Physiology*. 371, 1-11.
27. Enoka, R.M (1988) Muscle strength its development: New perspective. *Journal Sports Medicine*. 6. 146-168.
28. Narici, M.V., Roi, G.S., Landoni, L. Minetti, A.E., & Certelli, P (1989) Change in cross- sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology,* 59. 310-319.
29. Thepaut-Mathieu C, Van Hoecke J, Maton B (1988) Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *Journal of Applied Physiology*. 64(4): 1500-1505.
30. Van Zuylen EJ, Gielen CC, Denier Vander Gon JJ (1988) Coordination and inhomogeneous activation of human arm muscles during isometric torques. *Journal of Neurophysiology,* 60(5): 1523-48.
31. Baratta, R., Solomonow M., Zhou, B.H., Letson, D., Chuinard, R., and Ambrosia, R D

Archive of SID

www.SID.ir

(1988) Muscular coactivation, The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *American Journal of Sports Medicine,* 16, (2) 113-122.

32. Housh, D.J., Housh, T.J., Johnson, G.O., Chu, W.K (1992) Hypertrophic response to unilateral concentric isokenetic resistance training. *Journal of Applied Physiology*. 73, 65-70.
33. Deluca, G.J (1979) *Physiology and mathematics of myoelectric signals*. IEEE Trans. Biomed. Eng. 26. 313-325.
34. Kristeva, R., Cheyne, D., & Deecke, L (1991) *Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: Topography and analysis of cortical sources Electroencephalogram Clinical Neuro Physiology*. 81, 284-298.
35. Yue, G., & Cole, K.J (1992) Strength increases from the motor program: Comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neuro Physiology,* 67, 1114-1123.
36. Hortobagyi, T., Taylor, J.L., Peterson, N.T., Russell, G., & Gandevia, S.C (2003) change in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contraction and altered sensory input in humans. *Journal of Neuro Physiology*. 90. 2451-2459.
37. Oakman, A., Zhou, S., & Davie, A (1999) *Cross-education effect observed in voluntary and electromyostimulation strength training*. *In:* XVII International Symposium of Biomechanics in Sport, Edited by Sanders, R.H., & Gibson, B.J. Perth, Australia: Edit Cowan University, P. 401-404.

Archive of SID

www.SID.ir