پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۴۲-۱۲۹

بررسی سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی و برون‌عضلانی پس از تمرینات قدرتی ایزوتونیک در اندام تحتانی

منصوره شهرکی[۱]، *سید علی حسینی[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱۲/۲۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۲۳

چکیده

هدف از این پژوهش بررسی سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی و برون‌عضلانی، پس از تمرینات قدرتی ایزوتونیک در اندام تحتانی بود. آزمودنی‌های این تحقیق را ۳۰ دانشجوی مرد ورزشکار با دامنهٔ سنی ۱/۳۷ ± ۲۱/۷۲ سال، میانگین قد ۵/۴۰ ± ۱۷۳/۹۰ سانتی‌متر و میانگین وزن ۶/۲۵ ± ۷۴/۲۷ کیلوگرم و سابقهٔ ورزشی ۱/۱۲ ± ۲/۶ سال تشکیل می‌دادند که هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب‌دیدگی در مفاصل زانو، مچ پا، عضلهٔ دوقلو و دیگر عضلات و تاندون‌های درگیر در حرکت پلانتار فلکشن نداشتند. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی تمرینات قدرتی با وزنه (n=۱۵) و گروه کنترل (n=۱۵) تقسیم شدند. اطلاعات الکترومیوگرافی (انتگرال الکترومیوگرافی، IEMG) عضلات دوقلو و ساقی قدامی پای برتر آزمودنی‌ها در خلال حرکت پلانتا رفلکشن در پیش‌آزمون و پس‌آزمون بررسی شد. همهٔ اندازه‌گیری‌های الکترومیوگرافی با اعمال حداکثر انقباض ارادی توسط آزمودنی‌ها انجام شد. گروه تجربی حرکت بلندشدن روی پنجه پا را سه جلسه در هفته، به مدت هشت هفته انجام داد. برای تعیین تفاوت آماری در متغیرهای تحقیق از آزمون t استودنت در سطح معنی‌داری P≤۰/۰۵ استفاده شد. نتایج نشان داد که بین اندازه‌گیری‌های IEMG عضلهٔ موافق (دوقلو) و مخالف (ساقی قدامی) گروه کنترل و تجربی در پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری وجود دارد و گروه تجربی افزایش معنی‌داری در پارامترهای مورد نظر، نسبت به گروه کنترل نشان داد. نتایج کلی این تحقیق نشان داد زمانی که ورزشکار تحریک تمرینی جدیدی را از سر می‌گیرد، سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی شامل افزایش به‌کار گیری واحد حرکتی، میزان و مدت آتش‌باری این واحدها و سرعت توسعهٔ نیرو و سازگاری‌های عصبی برون عضلانی (کاهش هم‌کنشی عضله مخالف) در عضله شکل می‌گیرد. در نتیجه، با توسعهٔ قدرت فعال‌سازی واحدهای حرکتی عضلهٔ موافق افزایش یافته و از طرفی، فعالیت عضلهٔ مخالف حین عمل عضلهٔ موافق کاهش می‌یابد.

کلیدواژه‌های فارسی: انتگرال الکترومیوگرافی، تمرینات قدرتی، هم‌کنشی، عضلهٔ موافق، عضلهٔ مخالف.

۱ و ۲. مربی دانشگاه زابل Email:hosseini358@yahoo.com

مقدمه

اعتقاد بر این است که فعالیت‌های بدنی مانند تمرینات قدرتی سنگین که تنش‌های عضلانی زیادی به‌وجود می‌آورند، می‌توانند به افزایش نیروی انقباضی بیشینه در عضله منجر شوند. سازوکارهای ویژهٔ مسئول این سازگاری به طور کامل شناخته نشده است (۱). شاید افزایش نیروی انقباضی بیشینه تنها با افزایش سطح مقطع عضله یا حجم عضله قابل توجیه نباشد، بلکه افزایش سائق عصبی[1] فیبرهای عضله نیز در افزایش حداکثر نیروی انقباضی[2] حاصل از تمرین مشارکت می‌کند. توسعهٔ قدرت بیشینه که از طریق افزایش در سائق عصبی شکل می‌گیرد، می‌تواند بدون افزایش اندازهٔ عضله نیز به‌وجود آید. به این ترتیب، نه‌تنها اندازهٔ عضله و شکل ظاهری آن، بلکه عصب‌گیری یا ایجاد سازگاری در ساختارهای عصبی نیز از مهم‌ترین عوامل تعیین کنندهٔ حداکثر قدرت انقباضی عضله می‌باشد (۲،۱). تمرینات بدنی می‌تواند هم سازگاری عصبی و هم عضلانی را تحریک کند که این امر باعث افزایش نیروی عضلانی می‌شود (۳،۴).

هر چند تأثیر تمرینات مقاومتی روی مورفولوژی عضله بسیار مورد توجه قرار گرفته و تحقیقات زیادی در این زمینه انجام شده است؛ به سازوکارهای عصبی ویژه که مسئول افزایش قدرت عضلانی بیشینهٔ حاصل از تمرین می‌باشند، کمتر پرداخته شده و در این زمینه اطلاعات کمی وجود دارد (۴)، با این حال برخی محققان دلایلی را در خصوص این تغییرات بیان و از آن حمایت کرده‌اند (۳- ۵). ممکن است سازگاری‌های عصبی ویژه‌ای که در عضله اتفاق می‌افتد به دلیل افزایش هماهنگی‌های درون‌عضلانی، برون‌عضلانی یا هر دو باشد. سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی[3] شامل به‌کار گیری واحدهای حرکتی، تواتر شلیک، هم‌زمانی شلیک واحدهای حرکتی و بازتاب کششی[4] است و سازگاری‌های میان عضلانی[5] شامل فعال‌سازی عضلات همکار[6] و هم‌انقباضی عضلات مخالف[7] می‌باشد که هر دو سازگاری را می‌توان از طریق EMG اندازه‌گیری کرد (۳). تحقیقات متعددی، وجود تغییرات مورفولوژی را در عضلات اسکلتی انسان گزارش کرده‌اند که از طریق تمرینات مقاومتی ایجاد می‌شود. چنین تغییراتی شامل افزایش سطح مقطع آناتومیکی عضله (۶،۷) و سطوح فیزیولوژیکی تار عضله، افزایش درصد فیبرهای

---

1. Neural drive
2. maximal contraction force
3. Intramuscular adaptations
4. stretch reflex input
5. Intramuscular adaptations
6. Activation of synergist
7. cocontraction of antagonists

۲a همراه با کاهش فیبرهای ۲x (۸،۹) و افزایش شیب زوایای اتصال تارهای عضله است (۶). سازگاری‌های عصبی حاصل از تمرینات مقاومتی، با استفاده از فعالیت الکتریکی عضله ارزیابی می‌شود و شاخصی معتبر برای تغییر در سائق عصبی[1] است (۱). آگار و همکاران[2] (۲۰۰۲)، هاکتین و همکاران[3] (۲۰۰۳)، ریوس و همکاران[4] (۲۰۰۴) در بررسی‌های EMG بعد از انجام تمرینات قدرتی، در مقایسه با الگوهای قبل از تمرین، هم‌زمانی بیشتری در تحریک واحدهای حرکتی گزارش کردند (۱۰-۱۲). برخی محققان پیشنهاد کرده‌اند که تمرینات، گذرگاه‌های عصبی جدیدی ایجاد می‌کنند که این امر، سبب افزایش هماهنگی در کارگروه‌های عضلانی درگیر در فعالیت‌های عضلانی می‌شود (۱۳). به‌علاوه، کارولن و کافرلی[5] پیشنهاد کرده‌اند که کاهش در هم‌انقباضی عضلهٔ مخالف بعد از تمرینات قدرتی، ممکن است مسئول ایجاد قابلیت‌های بیشتری در تولید نیروی گشتاوری توسط عضلهٔ موافق باشد (۱۴). چنین پیشنهاد شده است که تمرین، تغییراتی در درون‌دادهای بازدارنده و تحریک‌کننده به‌وجود می‌آورد به‌طوری که تحریک‌های بزرگتری به نورون‌های حرکتی عضلات کارگر می‌رسد (۱۵،۱۰).

مطالعات اخیر، غالباً این موضوع پرداخته‌اند که آیا اعمال برنامه‌های تمرین قدرتی بر عضلات، باعث برانگیختگی بیشتر نورون حرکتی یا هماهنگ کردن فعالیت EMG می‌شود. چندین محقق افزایش انتگرال الکترومیوگرافی را بعد از تمرینات مقاومتی گزارش کرده، از فرضیهٔ افزایش فعال‌سازی عصبی[6] حمایت کرده‌اند (۱۶،۷). از آنجا که این امر به‌طور ثابت در تمام مطالعات گزارش نشده است (۱۸،۱۷)؛ آگارد و همکاران (۲۰۰۲) بیان می‌کنند که بعضی از این تفاوت‌ها ممکن است به دلیل خصوصیات ذاتی روش‌های مرتبط با ثبت EMG سطحی در طول حداکثر انقباض ارادی قابل توجیه باشد (۱).

با توجه به اینکه در مطالعات موجود، مشخص شده است که بهبود و توسعهٔ عصبی طی مراحل اولیهٔ تمرین به‌وجود می‌آید و به دنبال این مرحله، شکل‌گیری سازگاری عضلانی در روندی تدریجی اتفاق می‌افتد؛ به نظر می‌رسد سازگاری‌های عصبی در ورزشکاران تمرین‌کرده به‌وجود نمی‌آید یا میزان آن قابل ملاحظه نمی‌باشد (۳). اگر چه این فرض، منطقی است که وقتی تحریک تمرینی متفاوت و جدیدی آغاز می‌شود، سازگاری‌های عصبی و عضلانی ایجاد شده

1. Efferent neural drive
2. Aagaard et al
3. Hakkinen et al
4. Reeves et al
5. Carolan and cafarelli
6. Hypothesis of increase neural activation

بیش از مقدار اولیهٔ آن باشد (۳)، اما با توجه به کم بودن مطالعات و نیز تناقض در یافته‌های آنها، پژوهش حاضر بر آن است تا با استفاده از روش الکترومیوگرافی سطحی به بررسی سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی، از طریق اندازه‌گیری فعالیت EMG عضلهٔ موافق (دوقلو) و سازگاری‌های عصبی برون‌عضلانی (هم‌انقباضی عضلهٔ مخالف)، از طریق اندازه‌گیری فعالیت EMG عضلهٔ مخالف (ساقی قدامی) حین عمل عضلهٔ موافق (دوقلو) بپردازد.

روش‌شناسی تحقیق

آزمودنی‌های این تحقیق شامل ۳۰ ورزشکار مرد سالم بودند که به‌طور تصادفی به دو گروه کنترل (۱۵نفر) و تجربی (۱۵نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های گروه کنترل دارای میانگین سنی ۱/۰۲ ± ۲۱/۴۰ سال، قد ۵/۵۳ ± ۱۷۳/۶۹ سانتی‌متر، وزن ۶/۸۰ ± ۷۵/۰۶ کیلوگرم و سابقهٔ ورزشی ۱/۲۱ ± ۲/۷ سال و آزمودنی‌های گروه تجربی دارای میانگین سنی ۱/۷۷ ± ۲۲/۱۰ سال، قد ۵/۲۶ ± ۱۷۴/۱۲ سانتی‌متر، وزن ۵/۷۴ ± ۷۳/۴۷ کیلوگرم و سابقهٔ ورزشی ۱/۰۱ ± ۲/۵ سال بودند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تحقیق، پرسشنامهٔ اطلاعات پزشکی ورزشی و فرم رضایت‌نامه را تکمیل و در جلسه‌ای توجیهی با جزئیات برنامهٔ تمرینی، روش انجام تمرینات و شکل صحیح اجرای آزمون آشنا شدند. نمونه‌های انتخاب شده، سابقهٔ ناراحتی، درد و عمل جراحی در مفاصل زانو و مچ پا و نیز آسیب‌دیدگی در عضلات اندام تحتانی نداشتند (۱۹). پای برتر، با توجه تمایل آزمودنی‌ها در آزمون شوت به توپ مشخص شد (۲۰). تمامی اندازه‌گیری‌ها روی پای برتر آزمودنی‌ها انجام شد.

برای اندازه‌گیری قدرت استاتیک از آزمون MVC[1]، طبق ملاک‌های گاندویا استفاده شد (۲۱). اندازه‌گیری MVC برای هر آزمودنی در گروه کنترل و تجربی سه بار تکرار شد و بیشترین مقدار به‌دست آمده برای تجزیه و تحلیل استفاده شد (۲۲). برای کاهش اثرات هر آزمون روی دیگری، اندازه‌گیری با فاصلهٔ دو دقیقه استراحت بین آنها تکرار شد (۲۰). قبل از پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها با تجهیزات آزمون آشنا شدند و دستورالعمل اجرای آزمون به آنها آموزش داده شد. نیروی پلانتار فلکشن با استفاده از یک نیروسنج[2] (ساخت کارخانه لافایت[3] آمریکا) که بین یک صفحهٔ فلزی اهرمی (لولادار) و صفحهٔ ثابت قرار داده شده بود و با کابل به یکدیگر متصل بودند اندازه‌گیری شد. سیگنال نیرو از نیروسنج به یک تقویت کننده (جکسون، مدل ۳۲۵۲۸، ساخت کارخانه لافایت آمریکا) منتقل شده، روی صفحهٔ نمایش دستگاه نشان داده می‌شد و برای این منظور، هر آزمودنی روی صندلی کم‌ارتفاعی می‌نشست. به‌منظور عدم استفاده از سایر

1. Maximal voluntary contraction
2. Load cell
3. Lafayette

عضلات بدن و نیز جلوگیری از حرکات اضافهٔ تنه، لگن آزمودنی در وضعیت ۸۰ درجه از فلکشن، مچ پا در ۱۰ درجه از پلانتار فلکشن و زانو نیز در وضعیت کاملاً کشیده و صاف نگاه‌داشته شد (۲۲). برای اینکه زاویهٔ لگن، مفصل زانو و ران در طول آزمون ثابت بماند، با استفاده از تسمه کاملاً بسته و محکم شدند. بازوها جلوی سینه در یکدیگر قلاب شده بودند (۲۰). تمامی زوایای مذکور، با استفاده از گونیامتر (لافایت ساخت کشور آمریکا) اندازه‌گیری و کاملاً کنترل شد. پس از برقراری وضعیت صحیح و ثابت کردن آن و نیز تنظیم صفحهٔ لولادار در زاویهٔ مورد نظر (۱۰ درجه پلانتار فلکشن)، نیروی عضله اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری از آزمودنی خواسته شد در مدت سه ثانیه به‌تدریج نیروی بیشینهٔ خود را اعمال کند و پس از رسیدن به حداکثر نیرو، آن را به مدت سه ثانیه حفظ کند (۲۳).

برای اندازه‌گیری EMG، از الکترودهای دو قطبی (دو الکترود ثبت کنندهٔ سیگنال و یک الکترود زمین) استفاده شد. برای کاهش امپدانس الکتریکی در محل اتصال لیدها، ابتدا موهای زائد پوست از بین برده شد، سپس پوست، با استفاده از کاغذ سمبادهٔ ریز با فشاری نرم و کنترل شده ساییده شده، آنگاه با استفاده از پنبهٔ آغشته به الکل تمیز شد. سپس، از لیدهای ژل مرطوب AgCl استفاده شد. فاصلهٔ بین الکترودها دو سانتی‌متر بود و مکان الکترودها، طبق دستورالعمل شماتیک نرم‌افزار مگاوین دو[1] روی بخش میانی شکم، عضلهٔ دوقلو و همچنین عضلهٔ درشت نی قدامی (عضلهٔ مخالف) مشخص و سپس، الکترودها به نقاط مورد نظر متصل شدند. برای کاهش نویز، سایر دستگاه‌های برقی از دستگاه اندازه‌گیری دور شدند و دمای اتاق نیز تا حد امکان ثابت نگه داشته شد (۲۵ درجهٔ سانتی‌گراد). همچنین برای جلوگیری از نویز حاصل از حرکت سیم‌ها، تمامی آنها توسط چسب به بدن بسته و کاملاً محکم شدند (۱،۲۴). برای ایجاد هماهنگی بین انجام آزمون MVC و اندازه‌گیری EMG از آلارم صوتی دستگاه EMG برای شروع و خاتمهٔ انقباض استفاده شد. IEMG در بازهٔ زمانی یک ثانیه‌ای انجام آزمون توسط نرم افزار محاسبه شد (۲۲).

آزمودنی‌ها سه جلسه در هفته و به مدت هشت هفته برنامهٔ تمرینات وزنهٔ پلانتار فلکشن ساق پا را انجام دادند. از آزمودنی‌ها خواسته شد در طول انجام تمرینات در هیچ برنامهٔ تمرینی دیگری شرکت نکنند (۲۰). برای رسیدن به حداکثر تنش در عضلات سه‌سر ساقی، از حرکت بلند شدن روی پاشنهٔ یک پا در حالت ایستاده[2] استفاده شد (۲۵). آزمودنی، وزنه را روی شانه‌ها قرار می‌داد و پای خود را روی لبهٔ سکو گذاشته، برای حفظ تعادل، دستانش را روی یک

1. Megawin ver.2
2. Standing one-leg calf raise

تکیه‌گاه می‌گذاشت. در این وضعیت، پاشنهٔ پاها تا حد ممکن به سمت پایین آورده می‌شد. سپس، آزمودنی پاشنهٔ پای تحت تمرین خود را از وضعیت قبل، به میزان ممکن در صفحهٔ ساجیتال بلند می‌کرد (۲۵). پای دیگر آزمودنی در وضعیت آزاد قرار داشت. آزمودنی حرکت را در کل دامنهٔ مفصلی انجام می‌داد. برنامهٔ تمرینی شامل سه سِت ۳ تا ۱۵ تکرار در ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه با فاصلهٔ استراحت یک تا دو دقیقه بین ست‌ها بود (۱۹).

یک تکرار بیشینه با استفاده از فرمول (تعداد تکرارها×۰/۰۲)- ۱÷ (کیلوگرم) بار = یک تکرار بیشینه در شروع تمرینات و در اولین جلسهٔ تمرین هر هفته، در طول هشت هفته تمرین اندازه‌گیری شد (۲۶). شدت برنامه، بر اساس الگوی پیشنهادی بومپا برای افزایش تکرارها در طول هفته، طوری تنظیم شده بود که تحریک برنامهٔ تمرین مقاومتی پیش‌رونده را حفظ کند (۲۵). قبل از انجام تمرین اصلی، آزمودنی‌ها زیر نظر محققان به مدت ۱۰ دقیقه بدن خود را به‌صورت عمومی گرم می‌کردند و سپس، سه سِت، تمرینات کششی پایین تنه انجام می‌دادند (۲۰). تمرین اصلی با یک سِت گرم کردن با ۱۵ تکرار و ۴۵٪ یک تکرار بیشینه شروع می‌شد (۲۵). سرعت حرکت نیز با استفاده از تکنیک جبران شتاب[1] کنترل می‌شد (۲۶).

از آزمون t مستقل برای مقایسهٔ پس‌آزمون‌های دو گروه (کنترل و تجربی) و از آزمون t وابسته برای مقایسهٔ داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین داده‌های MVC عضلات سه‌سر ساقی، IEMG عضلهٔ دوقلو و IEMG عضلهٔ درشت‌نی قدامی (عضلهٔ مخالف) گروه تجربی و کنترل در جدول ۱ نشان داده شده است.

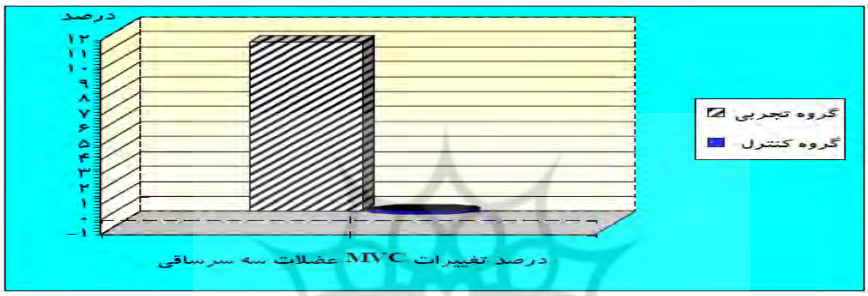
جدول ۱. میانگین MVC عضلات سه‌سر ساقی، IEMG عضلهٔ دوقلو و IEMG عضلهٔ درشت‌نی قدامی (عضلهٔ مخالف) گروه تجربی و کنترل

متغیرها	گروه کنترل		گروه تجربی	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
نیرو (کیلوگرم)	۱۹/۹۱±۲/۰۴	۱۹/۹۸±۲/۴۷	۲۰/۰۲±۲/۰۴	*۲۲/۰۵±۲/۶۷
IEMG عضلهٔ دوقلو (میکرو ولت بر ثانیه)	۱۳۲۱/۲۱±۵۷/۲۱	۱۳۱۹/۳۲±۴۹/۲۷	۱۳۲۹/۱۳±۶۴/۶۱	* ۱۴۰۸/۲۶±۵۵/۳۵
IEMG عضلهٔ درشت‌نی قدامی (میکرو ولت بر ثانیه)	۹۱۸/۱۹±۵۰/۳۲	۹۱۷/۲۸±۴۹/۸۶	۹۱۴/۱۳±۵۳/۱۲	* ۸۲۰/۰۸±۵۱/۷۶

* درسطح P≤۰/۰۵ نسبت به گروه کنترل معنی‌دار است

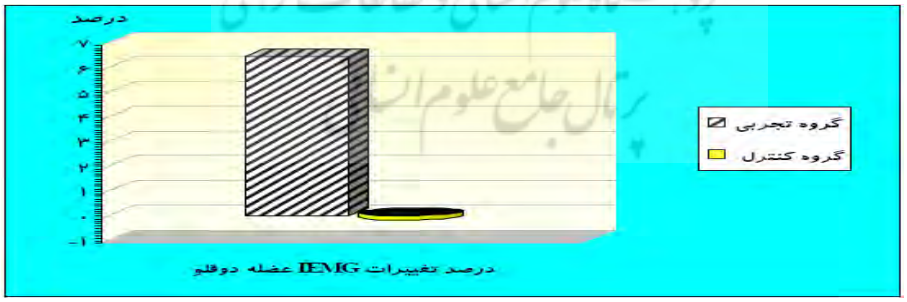
1. compensatory acceleration

پس از هشت هفته تمرین، آزمودنی‌های گروه تجربی افزایش معنی‌داری در MVC عضلات سه‌سر ساقی، به میزان ۱۱/۳۴ درصد نشان دادند (P<۰/۰۰۰)، در حالی که در گروه کنترل تفاوت معنی‌داری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد (۰/۲۲ درصد کاهش). همچنین، بین پس‌آزمون‌های گروه کنترل و تجربی در فاکتور MVC اختلاف معنی‌داری وجود داشت (P<۰/۰۰۰). نمودار ۱ درصد تغییرات MVC عضلات سه‌سر ساقی در گروه کنترل و تجربی را نشان می‌دهد.



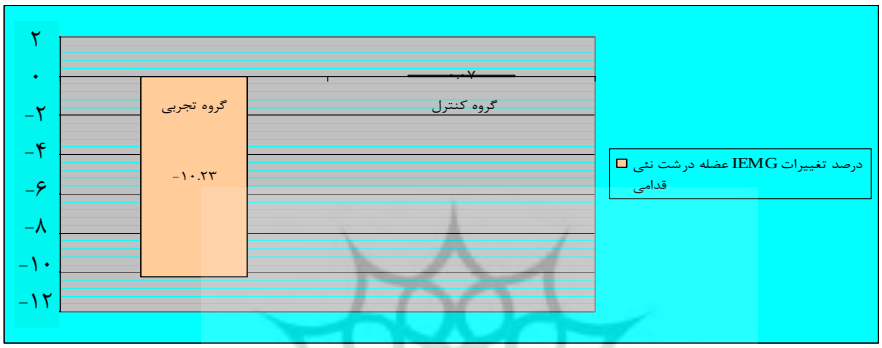
نمودار۱. درصد تغییرات MVC عضلات سه‌سر ساقی

در گروه تجربی IEMG عضلهٔ دوقلو پس از تمرین، به‌طور معنی‌داری (به میزان ۶/۴۴ درصد) افزایش یافت (P<۰/۰۰۱)، در حالی که در گروه کنترل تغییر معنی‌داری نداشت (۰/۱۷ درصد کاهش). بین میانگین IEMG دو گروه کنترل و تجربی پس از تمرین نیز اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. درصد تغییرات IEMG عضلهٔ دوقلو از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون در دو گروه کنترل و تجربی در نمودار ۲ نشان داده شده است.



نمودار ۲. درصد تغییرات IEMG عضلهٔ دوقلو

پس از تمرینات، IEMG عضلهٔ درشت نی قدامی (عضلهٔ مخالف)، نسبت به پیش‌آزمون (۱۰/۲۳ درصد) کاهش معنی‌داری یافت (P<۰/۰۰۰). در حالی که در گروه کنترل تفاوت معنی‌داری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد (۰/۰۷ درصد افزایش). همچنین بین داده‌های پس‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی پس از تمرین، اختلاف معنی‌داری وجود داشت (P<۰/۰۰۰).



نمودار ۳. درصد تغییرات IEMG عضلهٔ درشت‌نی قدامی

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد تمرینات قدرتی ایزوتونیکی باعث افزایش انتگرال الکترومیوگرافی عضلهٔ دوقلو و کاهش هم‌کنشی[1] عضلهٔ درشت‌نی قدامی شده است. برخی تحقیقات گزارش کرده‌اند که برنامه‌های تمرین قدرتی باعث افزایش دامنهٔ ENG می‌شود، از جمله نتایج تحقیقات آگارد و همکاران (۲۰۰۲)، هاکنین و همکاران (۲۰۰۳)، ریوس و همکاران (۲۰۰۴) نشان داد تمرینات قدرتی بر افزایش فعالیت الکتریکی عضلات موافق مؤثر است (۲۴،۱۲،۱۱). هر چند اویتوویچ و همکاران[2] (۲۰۰۱) و ابرسول و همکاران[3] (۲۰۰۲) پس از انجام برنامه‌های تمرین قدرتی، تغییری در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات موافق مشاهده نکردند (۲۷،۱۰). اویتوویچ و همکاران (۲۰۰۱) معتقدند اختلافی که در نتایج مطالعات انجام شده وجود دارد می‌تواند به دلیل تفاوت‌های موجود در روش‌شناسی، شدت، دورهٔ تمرینی و روش‌های تجزیه و تحلیل و کمّی کردن سیگنال EMG باشد (۱۰). روش‌های انجام آزمون برای اندازه‌گیری مقادیر الکترمیوگرافی در پژوهش حاضر به گونه‌ای بود که از انقباض ایزومتریک برای آزمون کردن و از انقباض ایزوتونیک برای انجام برنامهٔ تمرینی قدرتی استفاده می‌شد.

---

1. Coactivation
2. Evetovich
3. Ebersole

تفاوت در فعالیت عضله از نظر نوع انقباض که در برنامهٔ تمرینی و آزمون‌های MVC، برای ثبت مقادیر EMG به‌کار می‌رود ممکن است تا حدودی نتایج متفاوت حاصل از مطالعات قبلی را توجیه کند (۱۰). اگر الکترومیوگرافی عضلهٔ موافق در هنگام حداکثر انقباض ارادی، قبل و بعد از برنامهٔ تمرینی ثبت شود؛ افزایش مقدار الکترومیوگرافی با توجه به شاخص انتگرال الکترومیوگرافی، بیان کنندهٔ ترکیب تعداد واحدهای حرکتی به‌کار گرفته شده و تواتر شلیک این واحدها خواهد بود. ترکیب به‌کار گیری واحدهای حرکتی و تواتر شلیک آنها اغلب بیانگر میزان فعال‌سازی واحد حرکتی است (۲۸). اگر تمرینات سبب افزایش میزان EMG هنگام اعمال حداکثر انقباض ارادی شوند؛ می‌توان نتیجه گرفت که افزایش فعال‌سازی واحدهای حرکتی (سازگاری عصبی) صورت گرفته است (۲۸)؛ بنابراین در پژوهش حاضر افزایش فعالیت EMG عضلهٔ دوقلو را که به دنبال اعمال برنامهٔ تمرین قدرتی ایزوتونیک در گروه تجربی روی داده است، می‌توان به دلیل افزایش به‌کار گیری، هماهنگی و تواتر شلیک واحدهای حرکتی دانست که خود، نشان‌دهندهٔ سازگاری‌های عصبی صورت گرفته پس از این نوع برنامه تمرینی می‌باشد. وقتی دستگاه عصبی مرکزی، واحدی حرکتی را تحریک می‌کند، می‌تواند میزان تواتر تحریک را تغییر دهد. افزایش میزان تحریک نورون‌های حرکتی توسط دستگاه عصبی مرکزی، ایمپالس‌های بیشتری را در واحدهای حرکتی ایجاد می‌کند. تغییر در تواتر تحریک باعث تغییرات عمده‌ای در نیروی تولیدی واحد حرکتی می‌شود؛ بنابراین نیروی تولیدی عضله موافق، نه‌تنها به میزان استفاده از واحدهای حرکتی، بلکه به تواتر تحریک آنها نیز بستگی دارد. از این رو، افزایش فعالیت EMG عضلات موافق به عنوان نوعی سازگاری عصبی با تمرینات قدرتی، می‌تواند به علت استفاده از واحدهای حرکتی دارای آستانهٔ بالاتر که قبلاً به‌کار گرفته نمی‌شدند یا به دلیل افزایش تواتر تحریک واحدها باشد (۲۸). میلنر و همکاران[1] (۱۹۷۵) گزارش دادند که هماهنگی در برانگیخته شدن واحد حرکتی، از خصوصیات ورزشکاران قدرتی ورزیده است و تمرینات قدرتی، هماهنگی واحد حرکتی را افزایش می‌دهد؛ بنابراین تمرینات قدرتی باعث می‌شوند که واحدهای حرکتی متفاوت درون عضله بتوانند اعمالشان را به نحوی هماهنگ کنند تا همگی در یک زمان فعال شوند و این نوعی سازگاری عصبی است که می‌تواند در افزایش قدرت نقش داشته باشد (۲۹).

در پژوهش حاضر، علاوه بر افزایش انتگرال ENG، در فعالیت EMG عضلهٔ مخالف ساقی قدامی نیز پس از هشت هفته تمرین قدرتی، کاهش معنی‌داری مشاهده شد. رادرفورد و جنز (۱۹۸۶)، کارولن و کافرلی (۱۹۹۲) و ابرسول و همکاران (۲۰۰۲) نشان دادند که افزایش گشتاور

1. Milner et al

ایزومتریکی عضو تمرین‌کرده به دنبال هشت هفته تمرین قدرتی، با تغییرات صورت گرفته در حداکثر فعال‌سازی عضلهٔ موافق مرتبط نبوده، بلکه به دلیل کاهش فعالیت EMG در عضلات مخالف بوده است (۲۷،۱۴،۱۳)؛ هر چند در پژوهش‌های دیگر پیشنهاد شده که کاهش فعالیت EMG در عضلات مخالف باید باعث افزایش فعال‌سازی عضلهٔ موافق و در نتیجه، افزایش فعالیت EMG عضلهٔ موافق گردد (۲۷). رادرفورد و جونز پیشنهاد کردند که تغییر در هم‌انقباضی عضلات مخالف، نوعی سازگاری حاصل از یادگیری است که به عنوان توسعه در هماهنگی یا مهارت شناخته می‌شود، در حالی که کارولن و کافرلی بیان نمودند که سطح هم‌انقباضی با تمرین تغییر می‌کند (۱۴،۱۲). کاهش هم‌انقباضی عضلهٔ مخالف به هیچ‌گونه تلاش هوشیارانه‌ای نیاز ندارد و احتمالاً سازوکارهای موجود در دستگاه عصبی مرکزی در آن نقش دارند. پیشنهاد شده است که هم‌انقباضی، به وسیله شلیک سلول‌های رنشو[1] با تحریک نورون‌های رابط Ib از اندام‌های وتری گلژی یا کاهش مستقیم گذرگاه‌های حرکتی تسهیل می‌گردد که باعث جلوگیری از عمل نورون‌های واسطه‌ای مهار کننده Ia می‌شود. کم‌رنگ شدن هر یک از این گذرگاه‌ها یا تمام آنها هم‌کنشی عضلات مخالف را کاهش خواهد داد (۱۴).

سازگاری‌های صورت گرفته در هم‌انقباضی عضلات مخالف، تنها موجب افزایش قدرت حاصل از سازگاری‌های عصبی نمی‌شود و امکان ایجاد تغییر در دیگر قسمت‌های دستگاه عصبی-عضلانی نیز باید پذیرفته شود. به‌طور کلی، محققان تلاش کرده‌اند تا سازوکار شکل‌گیری سازگاری‌های عصبی را شناسایی کنند. میلنر و همکاران (۱۹۷۵) در بررسی‌های EMG بعد از تمرینات ایزومتریک، در مقایسه با الگوهای قبل از تمرین هم‌زمانی بیشتری را در ایمپالس‌های واحد حرکتی گزارش دادند (۲۹). کارلن و کافرلی (۱۹۹۲) پیشنهاد کردند که ممکن است کاهش انقباض هم‌زمان عضلات مخالف (همسترینگ) بعد از تمرینات اکستنشن پا، مسئول افزایش قابلیت‌های گشتاور تولیدی (نیروی تولیدی) در عضلات موافق (چهارسر رانی) باشد (۱۴). هاکنین و همکاران (۲۰۰۰) در تحقیق خود قدرت کسب شده در آزمودنی‌ها را به دلیل افزایش قابل ملاحظهٔ حداکثر فعالیت عصبی عضلات موافق و کاهش قابل ملاحظهٔ هم‌کنشی عضلات مخالف گزارش کردند (۳۰). هورتوباجی و همکاران (۲۰۰۳) پیشنهاد کرند تمرینات باعث ایجاد گذرگاه‌های عصبی جدیدی می‌شوند که هماهنگی گروه‌های عضلانی درگیر در هریک از فعالیت‌های عضلانی را افزایش می‌دهد (۳۱). در شروع هر برنامهٔ تمرینی جدید، هماهنگی بین گروه عضلات موافق، مخالف، همکار و ثابت‌کننده‌ها کمتر از حد مطلوب می‌باشد، اما هنگامی که دستگاه عصبی-عضلانی به‌تدریج با اجرای تمرین ورزیده می‌شود، هماهنگی بین گروه‌های

1. Renshow

عضلانی، توسعه می‌یابد و در نتیجه، می‌تواند در افزایش حداکثر انقباض ارادی عضله مؤثر واقع شود (۲۸).

نتیجه‌گیری

نتایج کلی پژوهش حاضر نشان داد که با انجام تحریک تمرینی جدید، سازگاری‌های عصبی درون‌عضلانی شامل افزایش به‌کارگیری، تواتر شلیک و هماهنگی واحدهای حرکتی و سازگاری‌های عصبی برون‌عضلانی (کاهش هم‌کنشی عضلات مخالف) در عضو تمرین‌کرده صورت می‌گیرد؛ به عبارت دیگر، در اثر تمرینات ایزوتونیک قدرتی، سازگاری‌های غیرهایپروتروپیکی در دستگاه عصبی-عضلانی انسان ایجاد می‌شود که ظرفیت تولید نیرو را افزایش می‌دهد. از طرف دیگر، نیروی ایجاد شده به وسیلهٔ هم‌انقباضی عضلهٔ مخالف، از نیروی خالص تولید شده توسط عضلهٔ موافق می‌کاهد؛ بنابراین هنگامی که مسئلهٔ سازگاری با تمرین برای هر عضله، در ارتباط با دستگاه عضله، استخوان و مفصل ارزیابی می‌شود، باید به نکات فوق باید توجه نمود.

منابع:

1. Aagaard, P., Sinonsen, E.B., Andersen,JL., Poulsen,PD. (2002). Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wace and H-reflex responses. J. Appl Physiol, 92(6): 2309-2318.
2. Moritani, T., Devries, H.A. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. American Journal of Sport Medicine, 58: 115-130.
3. Hammett, JB, Willam T.H. (2003). Neuromuscular adaptation to short-term (4weeks) ballistic training in trained higth school athletes. The Journal of Strength and Conditioning Research, 17(3): 556-560.
4. Vancutsem, M, Duchateau J, and Hainaut K. (1998). Changes in single motor unit behavior contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. J Physiol, 513: 295-305.
5. Duchateau, J., Hainaut,K. (1990). Effect of immobilization on contractile properties ,recruitment and firing rates of human motor units. J. Physiol. 422: 55-65.
6. Aagaard, P., Andersen J.L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.M., Wagner, A., Magnusson, S.P., Halkjaer-Kristensen, J., Simonsen, E.B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. J Physiol, 534: 613-623.

7. Narici, M.V., Roig, S., Landomi, L., Minetti, A.E., Cerretelli, P. (1989). Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. Eur J Appl Physiol, 59: 310-319.

8. Andersen, J.L., Aagaard, P. (2000). Myosin heavy chain IIX overshooting in human skeletal muscle. Muscle Nerve, 23: 1095-1104.

9. Hather, B.M., Tesch, P., Buchanan, P., Dudley, G.A. (1991). Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. Acta Physiol Scand, 143: 177-185.

10. 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. J. strength & conditioning Research, 15(4): 439-445.

11. Hakkinen, K., Alen, M., Kraemer, W.J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, H., Mikkola, J., Hakkinen, A., Valkeinen, H., Kaarakainen, E., Romu, S., Erola, V., Ahtiainen, J., Paavolainen, L. (2003). Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. Eur J Appl Physiol, 89(1):42-52.

12. 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. J. Strength Conditioning Research, 16(2): 192-201.

13. Rutheford, O.M., Jones, D.A. (1986). The role of learning and coordination in strength. Eur. J. Apple. Physiol, 55: 100-105.

14. Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., Miamura, M. (2002). Cross Education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. Eur. J. Appl. Physiol., 86(4): 287-294.

15. Carolan, B., Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. J. Apple. Physiol, 73: 911-917.

16. Hortobayyi, T., Lombert, N.J., Hill, J.P. (1997). Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. Med. Sci. Sports Exerc, 29: 107-112.

17. Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P., Halkjær-Kristensen, J., Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. J Appl Physiol, 89: 2249-2257.

18. Cajr, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., Di Prampero, P. E. (2009). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. European Journal of Applied Physiology, 1439-6319.

19. Thorstensson, A., Karlsson, J., Viitasalo, J.H.T., Luhtanen, P., Komi, P.V. (1976). Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle. Acta Physiol Scand, 98: 232-236.

20. Ishida, K., Moritani, T., and Etoh, K. (1990). Changes in voluntary and electrically induced contractions during strength training and detraining. Eur. J. Appl. Physiol., 60: 244-248

21. 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 J. Sport Med, 28: 568-573.

22. Munn, J., Herbert, R.D., Condevia, S.C. (2004). Contralateral effects of unilateral resistance training: A Meta analysis. J. Appl. Physiol., 96: 1861-1866.

23. Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., Miamura, M. (2002). Cross Education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. Eur. J. Appl. Physiol., 86(4) 287-294.

24. Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological Electromyography, Noraxon Inc.USA, PP: 14-55.

25. Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. J Appl Physiol, 93: 1318-1326.

26. Bompa, T., Carnacchia, L. (1998). Serious strength training. Champaign: Human Kinetics.

27. Fleck, S.J., Kramer, W.J. (2004). Designing Resistance Training Programs. Third Edition. Champaign: Human Kinetics, P: 214.

28. 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. J. Strength Conditioning Research, 16(2): 192-201.

29. Digby, G.S. (2002). Neural adaptation to strength training, In: Strength and power in sport (ED Komi, P.V). London: Blackwell Publishing.

30. Milner, H.S., Stein, R.B and Lee, R.G. (1975). Synchronization of human motor units: possibleroles of exercise and supraspinal reflexes. Electroencephalogr. Clin. Neuro Physiol, 38: 245-254.

31. Hakkinen,K., Alen, M., Kaninen,M., Kraemer, WJ. (2000). Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re strength-training in middle- aged and elderly people. Eur J Appl Physiol, 83: 57-62.

32. 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. J. Neuro. Physiol, 90: 2451-2459.