المپیك
فصلنامه
سال پانزدهم – شماره ۳ (پیاپی ۳۹) پاییز ۱۳۸۶

تاریخ دریافت: ۸۵/۵/۲۱
تاریخ تصویب: ۸۶/۱/۲۵

اثر تمرینات قدرتی ایزوتونیک بر پارامترهای الکترونوروگرافی و حداکثر انقباض ارادی در ورزشکاران

❖ **دکتر ارسلان دمیرچی**؛ استادیار دانشگاه گیلان *
❖❖ **دکتر حمید محبی**؛ دانشیار دانشگاه گیلان
❖❖❖ **سیدعلی حسینی**؛ کارشناس‌ارشد تربیت‌بدنی و علوم ورزشی

چکیده: **هدف از انجام این پژوهش عبارت است از بررسی اثر تمرینات قدرتی ایزوتونیک بر پارامترهای الکترونوروگرافی (ENG) ورزشکاران. آزمودنیهای تحقیق را ۳۰ دانشجوی پسر ورزشکار با دامنهٔ سنی ۱٫۲۶ ± ۲۲٫۳۳ سال، میانگین قد ۶٫۳۱ ± ۱۷۵٫۸۰ سانتی‌متر، و میانگین وزن ۵٫۴۱ ± ۷۴٫۰۳ کیلوگرم تشکیل می‌دادند که در مفاصل زانو، مچ پا، عضلهٔ دوقلو، و دیگر عضلات و تاندونهای درگیر در حرکت پلانتار فلکشن هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب دیدگی نداشتند. آزمودنیها به صورت تصادفی به دو گروه مساوی تجربی (تمرینات قدرتی باوزنه) و گروه کنترل تقسیم شدند. پارامترهای الکترونوروگرافی شامل سرعت هدایت عصبی (NCV)، دامنه و زمان تأخیر موج M (موج ناشی از تحریک الکتریکی)، و حداکثر انقباض ارادی (MVC) پای برتر آزمودنیها با دستگاه الکترومایوگراف (EMG) و نیروسنج در پیش‌آزمون اندازه‌گیری شد. گروه کنترل به غیر از فعالیتهای عادی روزانه فعالیت منظم بدنی دیگری نداشتند و گروه تجربی علاوه بر آن، حرکت بلندشدن روی پنجهٔ پا همراه با وزنهٔ تمرینی را ۳ بار در هفته و به مدت ۸ هفته انجام دادند. در پایان دورهٔ تمرینی تمامی پارامترهای مورد نظر مجدداً اندازه‌گیری شد. برای تعیین تفاوت آماری در متغیرهای تحقیق از آزمون t استودنت در سطح معناداری $p\leq ۰٫۰۵$ استفاده شد.**

نتایج آماری پژوهش نشان داد گروه تجربی در دامنهٔ موج M، حداکثر انقباض ارادی، سرعت هدایت عصبی افزایش معنادار و از طرفی در زمان تأخیر موج M به دنبال برنامهٔ تمرینی کاهش معناداری داشته است. نتایج کلی این تحقیق نشان داد، زمانی که ورزشکار تحریک تمرینی جدیدی را از سر می‌گیرد، سازگاریهای عصبی از جمله سرعت هدایت عصبی، افزایش به کارگیری واحدهای حرکتی، میزان و مدت آتش‌باری این واحدها به دنبال انجام برنامهٔ تمرینی جدید و همچنین بهبود نیرو در عضلات ایجاد می‌شود.

واژگان کلیدی: سرعت هدایت عصبی، دامنه و زمان تأخیر موج M، حداکثر انقباض ارادی، تمرینات قدرتی ایزوتونیک

** **Email: damirchi@gu.ac.ir**

مقدمه

افزایش نیروی انقباضی بیشینه شاید تنها به واسطهٔ توسعهٔ سطح مقطع عضله یا حجم عضله قابل توجیه نباشد، بلکه **رانش عصبی**[1] فیبرهای عضله نیز در بهبود حداکثر **نیروی انقباضی**[2] ناشی از تمرین مشارکت

1. Neural drive
2. Maximal contraction force

کند. توسعهٔ قدرت بیشینه که از طریق رانش عصبی شکل می‌گیرد، حتی بدون افزایش در اندازهٔ عضله نیز به‌وجود می‌آید. به این ترتیب نه تنها اندازهٔ عضله و شکل ظاهری آن، بلکه عصب‌گیری یا ایجاد سازگاری در ساختارهای عصبی نیز از مهم‌ترین عوامل تعیین‌کنندهٔ حداکثر قدرت انقباضی عضله است (۸، ۲۴).

یکی از بهترین روشهای ارزیابی سازگاریهای عصبی- عضلانی بهره‌گیری از تمرینات قدرتی است. تمرینات قدرتی با اثرگذاری بر واحدهای حرکتی سبب این سازگاری ویژه می‌شود (۲، ۳). شاخصهای **نوروگرافیک**[1] از جمله سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر و دامنهٔ موج M از تغییرات یا تأثیرپذیری نورنهای حرکتی در جریان فعالیتهای بدنی اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان قرار می‌دهند. استفاده از تمرینات قدرتی و تغییرات ایجاد شده در حجم و اندازهٔ عضلات، زمینهٔ بسیار مناسبی برای بهره‌گیری از این تمرینات و بررسی سازوکار عصبی- عضلانی در ورزشکاران فراهم کرده است (۳، ۴).

هرچند بر تأثیر تمرینات مقاومتی روی ریخت‌شناسی عضله توجه بسیار شده و تحقیقات زیادی در این زمینه صورت گرفته است (۷، ۹، ۱۸)، در زمینهٔ سازوکارهای عصبی ویژه که مسئول افزایش قدرت عضلانی بیشینه و ناشی از تمرین است، مطالعات کمتری انجام شده و در این زمینه اطلاعات کمتری وجود دارد (۸). با این حال، برخی محققان دلایلی را در خصوص این تغییرات بیان و از آن حمایت کرده‌اند (۱۳، ۱۷، ۳۲). تمرینات قدرتی باعث ایجاد گذرگاههای عصبی جدیدی می‌شوند که این امر به افزایش هماهنگی در کار گروههای عضلانی درگیر در فعالیت عضلانی ویژه می‌انجامد (۲۷). چنین پیشنهاد شده است که تمرین تغییراتی در درون‌دادهای بازدارنده و تحریک‌کننده به وجود می‌آورد، به طوری که ایمپالسهای بزرگ‌تری به نورونهای حرکتی عضلات عمل‌کننده می‌رسد (۱۴، ۲۰).

آگارد و همکاران (۲۰۰۲) در پژوهشی با هدف بررسی سازگاریهای عصبی به تمرینات مقاومتی، ۱۴ آزمودنی مرد را انتخاب و برنامهٔ سنگین تمرینات مقاومتی بلندکردن وزنه برای عضلات پا به مدت ۱۴ هفته را در آزمودنیها اجرا کردند و فاکتورهای الکترونوروگرافی مورد نظر را قبل و بعد از انجام برنامهٔ تمرین اندازه گرفتند. نتایج تحقیق آنها در دامنهٔ موج M قبل و بعد از آزمون در عضلهٔ نعلی اختلاف معناداری نشان نداد (۸).

سل و همکاران (۱۹۸۲ و ۱۹۸۳)، ون کاتسم و همکاران (۱۹۹۸) و ویگت و همکاران (۱۹۹۸) طی تحقیقات خود در دامنهٔ موج M به دنبال تمرینات انجام شده افزایشی را مشاهده نکردند (۲۸، ۲۹، ۳۲، ۳۳)؛ در حالی که هیکس و همکاران (۱۹)، و پوکای و همکاران (۲۶) در دامنهٔ موج M به دنبال تمرینات مقاومتی ایزومتریکی افزایش معناداری گزارش کردند (۱۹، ۲۶).

حسینی (۱۳۸۱) در پژوهشی به دنبال برنامهٔ تمرینات پلیومتریک در سرعت هدایت عصبی افزایش معنادار، در زمان تأخیر موج M کاهش معنادار، و در شاخصهای EMG و دامنهٔ موج M عدم تغییرات معنادار را گزارش کرد (۳).

کردی (۱۳۸۲) در میانگین سرعت هدایت عصبی و تغییرات بازتاب هافمن به دنبال سه نوع پرش عمقی در بین آزمودنیها تغییر معناداری

1. Electronorography

گزارش نکرد (۶).

احمدی‌زاد (۱۳۷۶) و شیخ‌الاسلامی (۱۳۷۹) بین پارامترهای سرعت هدایت عصبی و زمان تأخیر موج M در ورزشکاران و غیرورزشکاران تفاوت معناداری گزارش نکردند، در حالی که در هر دو گزارش دامنهٔ موج M ورزشکاران در حد معناداری بیشتر از افراد غیرورزشکار بود (۱، ۵).

از آنجا که در اغلب گزارشهای علمی این دیدگاه وجود دارد که بهبود و توسعهٔ عصبی در طول مراحل اولیهٔ تمرین به وجود آمده و شکل‌گیری سازگاری عضلانی در روند تدریجی و به دنبال این مرحله اتفاق می‌افتد، همچنین عدم اطلاعات کافی از ماهیت سرعت هدایت عصبی که سازگاری محیطی با تمرین یا وراثتی بودن آن است، این فرض و گمان به وجود آمده که سازگاریهای عصبی در ورزشکاران تمرین کرده به وجود نمی‌آید یا حداقل میزان آن قابل ملاحظه نیست. هرچند این امر نیز منطقی است که فرض شود زمانی که تحریک تمرینی متفاوت و جدید از سر گرفته می‌شود، سازگاریهای عصبی و عضلانی بیش از آن مقداری که قبلاً بوده ممکن است اتفاق بیفتد (۱۷).

با توجه به کمبود و تناقض در پژوهشهای موجود دربارهٔ ارزیابی امکان وجود چنین قابلیتی، پژوهش حاضر بر آن است تا به بررسی اثر تمرینات قدرتی ایزوتونیک بر پارامترهای الکترونوروگرافی و حداکثر انقباض ارادی در ورزشکاران بپردازد.

روش‌شناسی

آزمودنیها تحقیق عبارت‌اند از ۳۰ ورزشکار مرد سالم با میانگین سن ۱/۲۶ ± ۲۲/۳۳ سال، قد ۶/۳۱ ± ۱۷۵/۸۰ سانتی‌متر، و وزن ۵/۴۱ ± ۷۴/۰۳ کیلوگرم که در عضلات اندام تحتانی هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب‌دیدگی و سابقهٔ عمل جراحی در مفاصل زانو و مچ پا نداشتند (۲۱) و به طور تصادفی به دو گروه مساوی کنترل و تجربی تقسیم شدند. قبل از اجرای تحقیق در جلسه‌ای توجیهی و پس از آشنایی با روند تحقیق، آزمودنیها پرسشنامهٔ اطلاعات پزشکی ورزشی و فرم رضایت‌نامه را تکمیل کردند. همچنین پس از اندازه‌گیری قد و طول ساق پا، پای برتر با توجه تمایل آزمودنیها در آزمون شوت به توپ مشخص و تمامی اندازه‌گیریها روی پای برتر انجام شد (۱۰).

تست MVC برای اندازه‌گیری قدرت استاتیک طبق ملاکهای گاندویا انجام شد (۲۵)؛ به این ترتیب که برای هر آزمودنی سه بار تکرار شد و بیشترین مقدار به‌دست آمده در تجزیه و تحلیل به کار رفت (۳۰). برای افزایش دقت، هر اندازه‌گیری با فاصلهٔ استراحت ۲ دقیقه‌ای انجام شد (۱۰). نیروی پلانتار فلکشن با استفاده از Load cell (ساخت شرکت Lafayette امریکا) قرار داده شده بین صفحهٔ فلزی اهرمی (لولادار) و صفحهٔ ثابت که با کابل به یکدیگر متصل شده بودند اندازه گیری شد. سیگنال نیرو از Load cell به تقویت‌کنندهٔ DC (جکسون، ساخت شرکت Lafayette امریکا) منتقل و با نمایشگر دستگاه نشان داده شد. برای اندازه‌گیری آزمودنی روی صندلی کم‌ارتفاعی می‌نشست. به منظور عدم استفاده از سایر عضلات بدن و نیز حرکات اضافی تنه، لگن آزمودنی در وضعیت ۸۰ درجه از فلکشن، مچ پا در ۱۰ درجه پلانتار فلکشن، و زانو نیز در وضعیت کاملاً کشیده و صاف نگه‌داشته می‌شد (۳۰).

از آزمودنیها خواسته شده بود حین انجام تست، پای دیگر خود را در وضعیت کاملاً راحت و بدون انقباض نگه دارند و بازوها نیز در جلوی سینه در یکدیگر قلاب شوند (۱۰). تمامی زوایای مذکور با

گونیامتر الکترونیک (ساخت شرکت Lafayette امریکا) اندازه‌گیری و کاملاً کنترل شد. پس از ایجاد وضعیت صحیح و تنظیم صفحهٔ لولادار در زاویهٔ مورد نظر (۱۰ درجه پلانتار فلکشن)، نیروی عضله اندازه‌گیری شد. برای این منظور از آزمودنی خواسته شد در مدت ۳ ثانیه به تدریج نیروی بیشینهٔ خود را اعمال کند و پس از رسیدن به حداکثر نیرو آن را به مدت ۳ ثانیه حفظ کند (۳۰). برای ثبت پارامترهای الکترونوروگرافی پس از انتخاب آزمون مورد نظر (NCV) در دستگاه الکترومیوگرافی و تعیین نقطهٔ ارب (محل عصب عضلهٔ دوقلو در زیر مفصل زانو و در ناودان بین دو کندیل زانو) آزمودنی روی تخت دراز کشید و در حالت اکستنشن ساق پا الکترودگذاری انجام شد. الکترودهای ثبات روی شکم عضلهٔ دوقلو قرار گرفتند و الکترود تحریک روی نقطهٔ ارب قرار داده شد. آنگاه با تحریک ماکزیمم عصب و ایجاد انقباض درون‌گرا در عضله و مشاهدهٔ موج M پارامترهای مورد نظر روی آن اندازه‌گیری شدند. زمان تأخیر با دستگاه و با توجه به موج M ایجاد شده و سرعت هدایت عصبی از تقسیم فاصلهٔ بین الکترود تحریک و الکترود ثبات بر زمان تأخیر موج M محاسبه و برحسب میلی‌ثانیه ثبت گردید. برای محاسبهٔ دامنهٔ موج M نیز فاصلهٔ قلهٔ موج مثبت تا قلهٔ موج منفی برحسب میلی‌ولت اندازه‌گیری شد.

برنامهٔ تمرین نیز به این ترتیب بود که آزمودنیها سه جلسه در هفته و به مدت ۸ هفته برنامهٔ تمرینات وزنهٔ پلانتار فلکشن ساق پا را انجام دادند. آزمودنی وزنه را روی شانه‌هایش می‌گذاشت و پای خود را روی لبهٔ سکو قرار می‌داد. در این وضعیت آزمودنی پاشنهٔ پاها را تا حد ممکن به سمت پایین می‌آورد و سپس به میزان ممکن بالا می‌برد (۲۷). برنامهٔ تمرین عبارت بود از سه نوبت با ۳ تا ۱۵ تکرار در ۷۰ درصد 1-RM و با فاصلهٔ استراحت ۱ تا ۲ دقیقه بین نوبتها (۲۱).

قبل از انجام تمرین اصلی آزمودنیها زیر نظر محققان به مدت ۱۰ دقیقه بدن خود را به صورت عمومی گرم کردند، سپس ۳ ست تمرینات کششی پایین تنه را انجام دادند (۱۰). تمرین اصلی با یک ست گرم‌کردن با ۱۵ تکرار و ۴۵ درصد 1-RM شروع می‌شد (۱۱). سرعت حرکت با استفاده از تکنیک **جبران شتاب**[1] کنترل می‌شد (۱۵). پس از انجام آزمون نرمال‌سازی، برای مقایسهٔ گروهها پس از برنامهٔ تمرین از آزمون t مستقل و برای بررسی میزان تغییرات هر گروه از آزمون t وابسته استفاده شد. تمامی موارد تجزیه و تحلیل به کمک نرم‌افزار SPSS و در سطح آلفای ۹۵ درصد انجام شد.

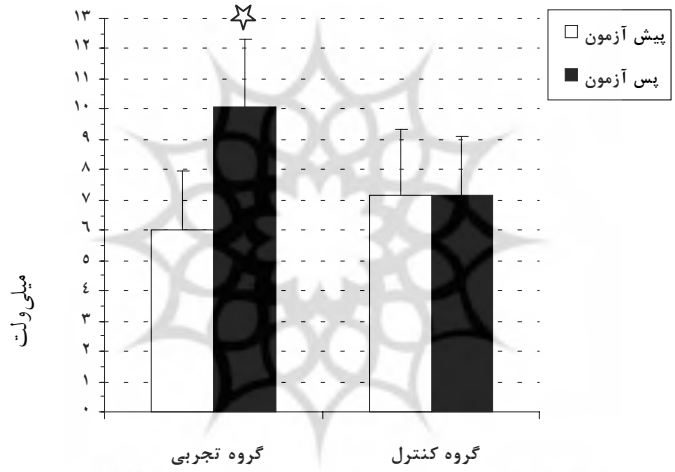
یافته‌ها

مقادیر MVC، دامنهٔ موج M، NCV، و زمان تأخیر موج M عضلات سه سرساقی آزمودنیهای گروه کنترل و تجربی در شکل ۱ نشان داده شده است.

دامنهٔ موج M پس از تمرین به طور معناداری در گروه تجربی افزایش یافت ($t=۴/۱۱۵$ و $p\leq۰/۰۰۱$)، در حالی که در گروه کنترل تغییر معناداری نداشت ($t=۰/۰۵۳$ و $p\leq۰/۹۵۹$). بین میانگینهای دامنهٔ موج M دو گروه کنترل و تجربی پس از تمرین نیز اختلاف معناداری مشاهده شد ($t=۳/۷۵۹$ و $p\leq۰/۰۰۱$). میانگینهای دامنهٔ موج M پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی در شکل ۲ نشان داده شده است.

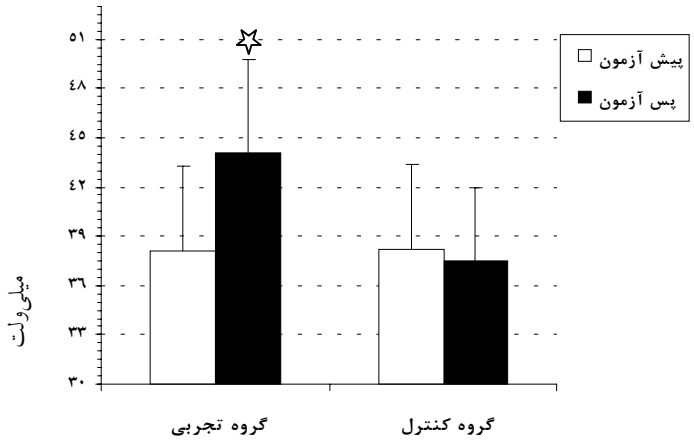
1. Compensatory acceleration

شکل ۱. درصد تغییرات MVC عضلات سه‌سر ساقی



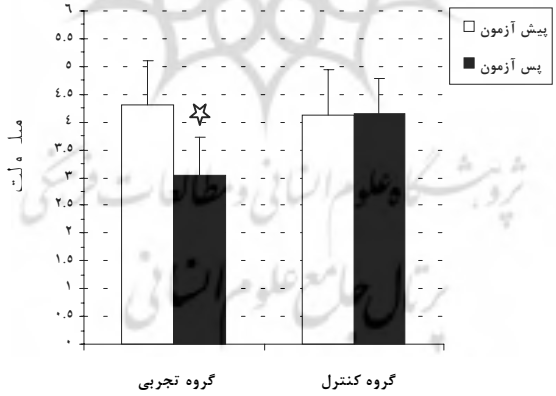
شکل ۲. مقایسهٔ میانگینهای دامنهٔ موج M پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه

سرعت هدایت عصبی پس از تمرین به طور معناداری در گروه تجربی افزایش یافت (t=۳٫۴۸۲ و p≤۰٫۰۰۴)، در حالی که در گروه کنترل تغییر معناداری نداشت (t =۰٫۶۷۰ و p≤۰٫۵۱۴). اما، بین میانگینهای سرعت هدایت عصبی دو گروه کنترل و تجربی پس از تمرین نیز اختلاف معناداری مشاهده شد (t =۳٫۵۲۲ و p≤۰٫۰۰۱). میانگینهای NVC پیش‌آزمون و پس‌آزمون دوگروه کنترل و تجربی در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳. مقایسهٔ میانگینهای NCV پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه

زمان تأخیر موج M، پس از تمرین به طور معناداری در گروه تجربی کاهش یافت (t=۴٫۰۵۶ و p≤۰٫۰۰۱)، در حالی که در گروه کنترل تغییر معناداری وجود نداشت (t=۰٫۱۹۳ و p≤۰٫۸۵۰). بین میانگینهای زمان تأخیر موج M دو گروه کنترل و تجربی پس از تمرین نیز اختلاف معناداری مشاهده شد (t=۰٫۵۴۰ و p≤۰٫۰۰۱). میانگین زمان تأخیر موج M پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه کنترل و تجربی در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۴. مقایسهٔ میانگینهای زمان تأخیر موج M پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه

اطلاعات جدول ۱ نشان می‌دهد پس از ۸ هفته تمرین، آزمودنیهای گروه تجربی در MVC عضلات سه‌سر ساقی به میزان ۱۱٫۳۴ درصد (t =۱۰٫۸۹۸ و p≤۰٫۰۱) افزایش معناداری نشان دادند، درحالی که در گروه کنترل تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد (۰٫۲۲ درصد کاهش). همچنین بین پس‌آزمونهای گروه کنترل و تجربی در فاکتور MVC اختلاف معناداری وجود داشت (t=۲٫۲۳۲ و p≤۰٫۰۲۸).

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر در دامنهٔ موج M، حداکثر انقباض ارادی، و سرعت هدایت عصبی افزایش معنادار و در زمان تأخیر موج M در آزمودنیها به دنبال برنامهٔ تمرینی کاهش معناداری نشان داد.

هیکس و همکاران (۱۹۹۲)، و پوکای و همکاران (۲۰۰۶) در پژوهش خود به دنبال انجام برنامهٔ تمرین مقاومتی ایزومتریکی، افزایش معناداری در دامنهٔ موج M گزارش کردند (۱۹، ۲۶). آنها علت این امر را افزایش قابلیت تحریک‌پذیری سارکولما به دنبال تمرین بیان کردند که این پدیده ممکن است ناشی از افزایش فعالیت پمپ سدیم به واسطهٔ برنامهٔ تمرینی باشد. نشان داده شده که تنظیم میزان ATP آزهای سدیم و پتاسیم هر دو تا حد زیادی تحت تأثیر تحریک تمرینی قرارمی‌گیرند، هر چند تغییر در محتوی آب درون سلولی و بافت چربی زیرپوستی نیز دامنهٔ موج M را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۲).

همچنین این امکان نیز وجود دارد که تغییرات اندک در اندازهٔ تارهای عضلانی نیز بتواند این پارامتر را تحت تأثیر قرار دهد (۲۶). اما نتایج تحقیق حاضر با تحقیق آگارد و همکاران (۲۰۰۲) مغایر است. آنها در پژوهشی با هدف بررسی سازگاریهای عصبی به تمرینات مقاومتی پا در دامنهٔ موج M به دنبال برنامهٔ تمرینی در عضلهٔ نعلی افزایش معناداری را گزارش نکردند (۸).

سل و همکاران (۱۹۸۲ و ۱۹۸۳)، فون‌کاتسم و همکاران (۱۹۹۸)، و ویگت و همکاران (۱۹۹۸) طی تحقیقات خود افزایشی در دامنهٔ موج M به دنبال تمرینات انجام شده مشاهده نکردند (۲۸، ۲۹، ۳۲،

جدول ۱. مقایسهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون داده‌های MVC، دامنهٔ موج M، NCV، و زمان تأخیر موج M عضلات سه سرساقی آزمودنیها

متغیرها		گروه کنترل		گروه تجربی	
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
نیرو (MVC)	kg	۲۲٫۳۴±۲٫۶۳	۲۲٫۲۹±۲٫۵۹	۲۲٫۳۱±۲٫۶۱	*۲۴٫۸۴±۲٫۷
دامنهٔ موج M	mv	۷٫۱۵±۲٫۲۰	۷٫۱۴±۱٫۹۵	۵٫۹۹±۱٫۹۸	*۱۰٫۰۹±۲٫۲۳
NCV	m/s	۳۸٫۲۴±۵٫۱۶	۳۷٫۴۸±۴٫۴۸	۳۸٫۱۳±۵٫۱۲	*۴۴٫۰۸±۵٫۷۰
زمان تأخیر موج M	m/s	۴٫۱۲±۰٫۸۲۷	۴٫۱۴±۰٫۶۳۷	۴٫۳۲±۰٫۷۹۴	*۳٫۰۵±۰٫۶۷۹

* معنادار در سطح p≤۰٫۰۱

۳۳). ماهیت برنامهٔ تمرینی سل و همکاران در هر دو مورد با تأکید بر قدرت (برنامهٔ قدرتی) و برنامهٔ فون‌کاتسم و ویگت با تأکید بر سرعت (برنامهٔ سرعتی) انجام شده بود.

تفاوت در روشهای تمرینی و نحوهٔ اندازه‌گیری در حالات و حرکات تمرین در پژوهشهای مختلف، امکان مقایسهٔ دقیق نتایج حاصل را مشکل کرده است. به طور کلی بنا به نتایج این پژوهش در نتایج حاصل از دامنهٔ موج M و افزایش آن در مرحلهٔ پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون تفاوت معنادار است که می‌تواند نشان‌دهندهٔ تأثیر تمرینات ایزوتونیک قدرتی بر افزایش هماهنگی و میزان فراخوانی واحدهای حرکتی در عضلهٔ مورد نظر پس از اعمال برنامهٔ تمرینی بر آن باشد.

نتایج پژوهش حاضر در پارامتر سرعت هدایت عصبی به دنبال برنامهٔ تمرینی کاهش معناداری نشان داد. گالوفر و همکاران (۱۹۹۸) در سرعت هدایت عصبی به دنبال تمرینات ایزومتریک افزایش معناداری گزارش کردند (۱۶).

احمدی‌زاد (۱۳۷۶) و شیخ‌الاسلامی (۱۳۷۹) نشان دادند بین سرعت هدایت عصبی دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار تفاوت معناداری وجود ندارد (۱، ۵). پژوهشگران طی سالهای متمادی تأثیر عواملی همچون سن آزمودنیها، دمای محیط، قد افراد، ورزشکار بودن و حتی رشته‌های مختلف ورزشی بر سرعت هدایت عصبی اعصاب مختلف مانند عصب زندزیرینی، میانی و درشت‌نی را گزارش کرده‌اند.

کامن و همکاران (۱۹۸۴)، سرعت هدایت عصبی اعصاب زندزیرینی و درشت‌نی خلفی را در ۹۱ ورزشکار و غیرورزشکار ارزیابی کردند. سرعت هدایت عصبی وزنه‌برداران در هر دو عصب به طور معناداری بیشتر از سایر گروه‌ها بود و در بین همهٔ گروه‌ها آهسته‌ترین سرعت هدایت عصبی را در عصب درشت نی، مردان دوندهٔ ماراتن داشتند. این نتایج نشان می‌دهد عوامل گوناگونی ممکن است در تعیین سرعت هدایت عصبی نقش داشته باشند (۲۳). تغییر در سرعت هدایت عصبی از جمله سازگاریهای عصبی است که خیلی زود در افراد بر اثر پرداختن به فعالیتهای مختلف اتفاق می‌افتد.

مهم‌ترین نکته‌ای که باید بدان توجه کرد آن است که سرعت هدایت عصبی حتی در خستگی عادی تغییر نمی‌کند، مگر اینکه خستگی مفرط حادث شده باشد. اگر بلافاصله تغییرات را پس از قطع تمرین اندازه‌گیری نماییم، احتمالاً تغییرات در سرعت هدایت عصبی مشهود و حتی ممکن است معنادار باشد (۶).

یکی دیگر از شرایطی که در آن تغییرات سرعت هدایت عصبی مشهود است مربوط به زمانی است که عصب دچار آسیب‌دیدگی شود که مهم‌ترین اختلال در این رابطه به تخریب پوشش عصب یعنی غلاف میلین برمی‌گردد (۶).

نتایج به دست آمده از این تحقیق با برخی پژوهشها همخوانی و با تعدادی مغایرت دارد و همان‌گونه که پیش از این اشاره شد عوامل متعددی حتی نوع رشتهٔ ورزشی ممکن است بر سرعت هدایت عصبی اعصاب حسی و حرکتی تأثیرگذار باشد. آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش از ورزشکاران رشته‌های مختلف بودند، در حالی که در برخی مطالعات پژوهشگران فقط از ورزشکاران یک رشتهٔ ورزشی استفاده می‌کردند.

نتایج پژوهش حاضر در پارامتر زمان تأخیر موج M به دنبال برنامهٔ تمرینی کاهش معناداری نشان داد. آپتون و همکاران (۱۹۷۱)، و جاسیک و همکاران

(۱۹۹۵) در زمان تأخیر موج M به دنبال تمرینات مقاومتی تغییر معناداری گزارش نکردند (۳۱، ۲۲). حسینی (۱۳۸۱) نشان داد زمان تأخیر موج M به دنبال تمرین پلیومتریک کاهش یافته است. حسینی گزارش کرد اگرچه زمان تأخیر موج M تا حد زیادی متأثر از عوامل وراثتی است، با توجه به اینکه در مرحلهٔ پیش‌آزمون تفاوت معناداری بین دو گروه در این فاکتور وجود نداشت می‌توان اظهار داشت تفاوتهای ایجاد شده در مرحلهٔ پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون متأثر از تمرینات پلیومتریک است (۳).

احمدی‌زاد و شیخ‌الاسلامی چنین گزارش کردند که بین زمان تأخیر موج M ورزشکاران با غیرورزشکاران تفاوت معناداری وجود ندارد (۱، ۵). احمدی‌زاد در نتیجه‌گیری کلی عنوان کرده است انواع فعالیتهای ورزشی باعث سازگاریهای عصبی- عضلانی می‌شوند و این سازگاریها بیشتر در زمینهٔ به کارگیری و شلیک همزمان واحدهای حرکتی است که در ورزشکاران تا حد بالایی بر اثر فعالیتهای ورزشی افزایش یافته‌اند.

این تغییرات در حالی اتفاق می‌افتد که سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر موج M، و زمان تأخیر موج H بر اثر رفتار سازش‌یافته دچار هیچ‌گونه تغییرات معنادار نشده‌اند (۱). چنانچه ملاحظه می‌شود در مورد شاخصهای الکترونوروگرافی، برخی پژوهشگران اظهار داشته‌اند که بیشتر تحت تأثیر عوامل وراثتی‌اند، اما عوامل محیطی نیز ممکن است باعث تغییر معنادار آنها شود.

از آنجا که در پژوهشهای مختلف محققان از ورزشکاران رشته‌های مختلف و از شیوه‌های تمرینی گوناگون استفاده کرده و از طرفی عده‌ای از آنها پس‌آزمونهای خود را با تأکید بر ماندگاری تأثیرات تمرین و با لحاظ دورهٔ بازیافت مناسب انجام داده و عده‌ای دیگر آن را بلافاصله پس از اتمام تمرینات به عمل آورده‌اند و در این حالت امکان خستگی در آزمودنیهای که تمرینات شدید مقاومتی را انجام داده‌اند وجود دارد، این عوامل ممکن است باعث شکل‌گیری نتایج متفاوتی در تحقیقات گوناگون شود و توجیه بعضاً متفاوت نتایج به عوامل وراثتی و محیطی مربوط باشد. به طور کلی نتایج تحقیق حاضر نشان داد زمانی که ورزشکار تحریک تمرینی جدیدی را از سر می‌گیرد، سازگاریهای عصبی از جمله سرعت هدایت عصبی، افزایش به کارگیری واحدهای حرکتی و میزان و مدت آتش‌باری این واحدها به دنبال انجام برنامهٔ تمرینی جدید و توسعهٔ نیرو در عضلات شکل می‌گیرد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

منابع

۱. احمدی‌زاد، سجاد، ۱۳۷۶. «بررسی و مقایسهٔ پارامترهای الکترومیوگرافی و الکترونوروگرافی بین دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار»، پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد، دانشگاه تهران.

۲. بلوم‌فیلد، جی؛ تی.آر. آکلند، بی.سی. الیوت، ۱۳۸۲. بیومکانیک و آناتومی کاربردی در ورزش، ترجمهٔ سعید ارشم، انتشارات فر دانش‌پژوهان.

۳. حسینی. سیددارا، ۱۳۸۱. بررسی اثر تمرینات پلیومتریک بر پارامترهای الکترونوروگرافی و الکترومایوگرافی در ورزشکاران، دانشکدهٔ علوم انسانی دانشگاه تربیت مدرس.

۴. رجبی، حمید، ۱۳۷۴. «سازگاریهای عصبی با تمرینات قدرتی»، فصلنامهٔ المپیک، سال سوم، شماره ۳و۴.

۵. شیخ‌الاسلامی وطنی، داریوش، ۱۳۷۹. «تعقیب و مقایسهٔ پارامترهای الکترومیوگرافی در بین دو گروه ورزشکاران قدرتی و یک گروه غیرورزشکار»، پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد، دانشگاه رازی کرمانشاه.

۶. کردی، محمدرضا، ۱۳۸۲. «بررسی و مقایسهٔ ۳ روش تمرینات پرش عمقی بر عملکرد و آسیب عضلانی و شاخصهای الکترومیوگرافی و الکترونوروگرافی ورزشکاران ۱۸-۱۶ سال باشگاهی»، رسالهٔ دکتری، دانشگاه تهران.

7. Aagaard, P.; J.L. Andersen, P. Dyhre-Poulsen, A.M. Leffers, A. Wagner, S.P. Magnusson, J. Halkjaer-Kristensen, & E.B. Simonsen (2001). "A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture". J. Appl Physiol, 534: 613-623.

8. Aagaard, P.; E.B. Sinonsen, J.L. Andersen, P.D. Poulsen (2002). "Neural adaptation to resistance training: Changes in evoked V-wace and H-reflex responses". J. Appl Physiol, 92(6): 2309-2318.

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

10. Benjamin, S.: B.D. Beynnon, B.V. Helie, D.M. Alosa, & P.A. Rennnstrom (2000). "The benefit of a single leg strength training program for the muscles around the untrained ankle". American J. Sport Med, 28: 568-573.

11. Bompa, T. & L. Carnacchia (1998). Serious strength training, Human Kinetics, p 25, 40, 58, 59, 69, 81 & 93.

12. Clausen, T. (1996). "The Na^+,K^+ pump in skeletal muscle: quantification, regulation and functional significance". Acta Physiol Scand, 156, 227–235.

13. Duchateau, J.,&,K. Hainaut (1990). "Effect of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units". J. Physiol, 422: 55-65.

14. Eveytovich, T.K.; D.J. Housh, G.O. Johnson, D.B. Smith, & K.T. Ebersole (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.

15. Fleck, S.J.& W.J. Kramer (2004). Designing resistance training programs, Third Edition, Human Kinetics, p 214.

16. Gollhofer, A.; A. Schöpp, W. Rapp & V. Stroinik (1998). "Changes in reflex excitability following isometric contraction in humans". Eur J Appl Physiol, 77: 89-97.

17. Hammett, J.B. & T.H. Willam (2003). "Neuromuscular adaptation to short-term (4weeks) ballistic training in trained higth school athletes". J. Strength & Conditioning Research, 17(3): 556-560.

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

19. Hicks, A.L.; C.M. Cupido, J. Martin & J. Dent (1992). "Muscle excitation in elderly adults: the effects of training". Muscle Nerve, 15: 87–93.

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

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

22. Jusic, A.; R. Baraba & A. Bogunovic (1995). "H-reflex and F-wave potentials in leg and arm muscles". Electromyogr Clin Neurophysiol, 35: 471-478.

23. Kammen, D.; P. Glaylor & P.J. Bechler (1984)."Ulnar and posterior nerve conduction velocity in athletes". Int . J. Sports. Med, 5(1): 26-30.

24. Moritani, T., & H.A. Devries (1979). "Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain". American J. Sports Medicine, 58: 115-130.

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

26. Pucci, A.R.; L. Griffin & E. Cafarelli (2006). "Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men". Experimental Physiology, 91(1): 171-178.

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

28. Sale, D.G.; J.D. MacDougall, A. Upton, A.J. abd McComas (1983). "Effect of strength training upon motoneuron excitability in man". Med Sci Sport Exerc, 15: 57-62.

29. Sale, D.G.; A.J. McComas, J.D. MacDougall & A.R.M. Upton (1982). "Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization". J. Appl Physiol, 53: 419-424.

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

31. Upton, A.R.M.; A.J. McComas & R.E.P. Sica (1971). "Potentiation of "late" responses evoked in muscles during effort". J Neurol Neurosurg Psychiatry, 34: 699-711.

32. Vancutsem, M.; J. Duchateau & K. Hainaut (1998). "Changes in single motor unit behavior contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans". J. Physiol, 513: 295-305.

33. Voigt, M.; F. Chelli & C. Frigo (1998). "Changes in the excitability of Soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks of hopping training". Eur J. Apple Physiol, 78: 522-532.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی