حرکت
شمارهٔ ۲۸ – ص ص : ۱۰۵– ۸۷
تاریخ دریافت : ۸۳ /۱۰/۱۳
تاریخ تصویب : ۸۳/۱۲/۲۵

تأثیر ۶ ماه تمرین مقاومتی منتخب بر پارامترهای عصبی عضلانی اندام‌پروران زبده

داریوش شیخ الاسلامی وطنی[۱] – دکتر ناصر بهپور – دکتر عباسعلی گائینی
عضو هیأت علمی دانشگاه کردستان – استادیار دانشگاه رازی کرمانشاه – دانشیار دانشگاه تهران

چکیده

هدف تحقیق حاضر، بررسی سازگاری‌های احتمالی عصبی حرکتی و زمان وقوع این سازگاری‌ها به دنبال شرکت در تمرینات قدرتی با وزنه است. بدین منظور ۷ نفر از اندام‌پروران زبدهٔ شهرستان سنندج که حداقل ۲ سال سابقهٔ تمرینات منظم با وزنه را داشتند، از طریق پرسشنامه انتخاب شدند و به مدت ٦ ماه تحت تمرینات با وزنه قرار گرفتند (تمرینات ٤ جلسه در هفته، هر جلسه شامل ٤ نوبت با ۸ تکرار اسکات، پرس سینه، جلو بازو با هالتر و پشت بازو با هالتر). ۷ غیرورزشکار داوطلب نیز به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شدند. به منظور بررسی سازگاری‌های عصبی، پارامترهای الکترومیوگرافی شامل **EMG** انتگرال (**IEMG**) به منظور ثبت میزان فعال سازی واحدهای حرکتی در عضلهٔ دوسربازویی، حین انقباض ایزومتریک با ۵۰ درصد حداکثر انقباض دارای (۵۰ درصد **MVC**) و به روش الکترومیوگرافی سطحی اندازه‌گیری شد. همچنین پارامترهای الکترونوروگرافی شامل سرعت هدایت عصبی (**NCV**)، زمان تأخیر سیگنال و دامنهٔ موج **M** از طریق تحریک الکتریکی عصب موسکولوکوتانئوس در عضلهٔ دوسربازویی تعیین شد. برای اطمینان از همسانی دو گروه در متغیرهایی مانند سن، قد و وزن که ممکن بود بر برخی پارامترها تأثیر داشته باشند، از آزمون **t** (و بررسی شرط همگنی واریانس‌ها توسط آزمون **F**) استفاده شد (به ترتیب ۰/٤۹۱، ۰/۰۷٦۵ و ۰/۲۵٦ = **P**). تجزیه وتحلیل آماری با استفاده از آزمون **t** نشان داد ٦ ماه تمرین با وزنه موجب ایجاد تغییر در سیستم عصب حرکتی اندام‌پروران زبده نشده و مقادیر **EMG** انتگرال (۰/٦۹۳ = **P**)، سرعت هدایت عصبی (۰/۵۷۳ = **P**)، زمان تأخیر سیگنال (۰/٤۲۱ = **P**) و دامنهٔ موج **M** (۰/۱۰۲ = **P**) تغییر معنی‌داری نیافته است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

واژه‌های کلیدی

سازگاری‌های عصبی، **EMG** انتگرال، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر سیگنال و دامنهٔ موج **M**.

۱ - Email : davatani2000@yahoo.com

مقدمه

سازگاری‌های عصبی[1] همانند سازگاری‌های عضلانی (هایپروتروفی) می‌توانند بر اجرای ورزشکار تأثیر داشته باشند. در سال‌های اخیر هر عاملی که بتواند برونده دستگاه عضلانی را افزایش دهد و منجر به اجرای قوی‌تر و سریع‌تر گردد، مورد توجه فراوان ورزشکاران و مربیان قرار گرفته است. بیشتر تحقیقاتی که تاکنون در زمینهٔ سازگاری‌های عصبی در قبال تمرینات مقاومتی با وزنه انجام شده، مؤید این نکته بوده است که به طور کلی به دنبال شرکت در برنامه‌های تمرین مقاومتی، قدرت افزایش می‌یابد (۲، ۱۹ و ۲۰). بیشتر محققان افزایش قدرت را ناشی از سازگاری‌های عصبی یا سازگاری‌های عضلانی یا هر دو دانسته‌اند. حتی نشان داده شده که قبل از ایجاد هرگونه تغییر ساختاری در عضله، قدرت می‌تواند در اثر تغییرات عملکردی (که به سازگاری‌های عصبی نسبت داده می‌شود)، افزایش یابد (۱۶ و ۱۷). کومی[2] (۱۹۸۶) اظهار داشته که در هفته‌های اولیهٔ تمرین، افزایش قدرت بیشتر ناشی از سازگاری‌های عصبی است (سازگاری‌هایی مثل افزایش هماهنگی و افزایش فعال سازی عضلات حرکت دهندهٔ اصلی و تارهای عضلانی آنها)، در حالی که ورزشکاران نخبه (که دوره‌های تمرینی طولانی و چندین ساله دارند)، افزایش قدرت را به احتمال زیاد از طریق سازگاری‌های عضلانی و بخصوص هایپروتروفی کسب می‌کنند (۱۵). در مورد سازگاری‌های عصبی، ورزش ممکن است از راه‌های زیر موجب افزایش قدرت شود:

۱. بنابر اصل اندازه[3]، سیستم عصبی برای انجام انقباضات کوچک‌تر و ضعیف‌تر، واحدهای حرکتی کوچک درون عضله را فعال می‌کند و هرچه بار کار بیشتر شود، واحدهای حرکتی بزرگ‌تر، فعال‌تر خواهد شد. ورزش راهی است که واحدهای حرکتی بزرگ عضله را که قبلاً ممکن است هرگز فعال نشده باشند، به فعالیت وادارد. این موضوع می‌تواند یکی از دلایل افزایش قدرت باشد.

۲. کنترل عصبی با تعیین اینکه چه تعداد و کدام واحدهای حرکتی در انقباض عضلانی درگیر شوند (به‌کارگیری) و همچنین میزان آتش واحدهای حرکتی، بر مقدار نیروی تولید شدهٔ یک عضله تأثیر می‌گذارد. در نتیجه فعالیت بدنی می‌تواند موجب تولید نیروی عضلانی بیشتر از طریق

1 - Neural adaptations
2 - Komi
3 - Size principle

فراخوانی واحدهای حرکتی بزرگ‌تر، افزایش تعداد واحدهای حرکتی فعال در یک انقباض و افزایش میزان آتش واحدهای حرکتی شود (۱).

مطالعات الکترومیوگرافی[1] بهترین روش ارزیابی سازگاری‌های عصبی عضلانی در قبال تمرین را امکان‌پذیر می‌سازد. محور اصلی این مطالعات، بررسی تغییرات فعال سازی واحد حرکتی در عضلات حرکت دهندهٔ اصلی تمرین مورد نظر است. هدف از الکترومیوگرافی، دیدن، شنیدن و ثبت فعالیت‌های الکتریکی است که در تارهای عضلانی به وجود می‌آید و به دو روش سوزنی و سطحی قابل اجراست. در روش الکترومیوگرافی سطحی[2] با استفاده از الکترودهای سطحی، فعال سازی واحد حرکتی با انتگرال الکترومیوگرام[3] (*IEMG*) مورد ارزیابی قرار می‌گیرد و بدین ترتیب زماین که ایمپالس یا پیام حرکتی از مغز توسط عصب حرکتی به صفحهٔ محرکهٔ انتهایی واحد حرکتی می‌رسد، فعالیت واحدهای حرکتی در عضلات حرکت دهندهٔ اصلی حین انقباض ایزومتریک به‌دست می‌آید. در مطالعه‌ای که توسط هاگ[4] و همکارانش (۲۰۰٤) انجام گرفت، الگوی فعالیت عضلات پایین تنه حین دو نوع تمرین خسته کنندهٔ پدال‌زنی در ۸ دوچرخه سوار حرفه‌ای با *MRI* و الکترومیوگرافی سطحی تعیین شد. آنها تفاوت‌های درون فردی زیادی را حین تمرین پیش‌رونده و همچنین تمرین با بار ثابت در عضلات مورد مطالعه مشاهده کردند. این سطح بالای تغییرات در الگوی به‌کارگیری عضلات پایین تنه در دوچرخه سواران حرفه‌ای حین هر دو تمرینات پیش‌رونده و تمرین با بار ثابت، دلیلی است بر اینکه سیستم عصبی راه‌های متعددی را برای انجام یک کار حرکتی مشخص به کار می‌گیرد (۱۰). چایمرا[5] و همکارانش (۲۰۰٤) تأثیرات تمرین پلایومتریک بر نحوهٔ فعال سازی عضله و عملکرد پایین تنه حین فعالیت‌های جهشی را با استفاده از *EMG* سطحی مطالعه کردند (۳). در گروه تجربی فعالیت همزمان عضلات نزدیک‌کننده با عضلات دورکننده، همچنین فعالیت همزمان عضلات چهارسرانی با همسترینگ افزایش معنی‌داری داشت. در تحقیقی که توسط سوتا[6] (۲۰۰٤) انجام گرفت، تأثیر سه نوع برنامهٔ تمرینی

1 - Electromyography
2 - Surface electromyography
3 - Integrate electromyography
4 - Hug
5 - chimera
6 - Suetta

بر اندازهٔ عضله، میزان فعال سازی عضلانی و سرعت توسعهٔ نیرو[1] *(RFD)* در افراد مسن بررسی شد. ۳۶ آزمودنی (۶۰ تا ۸۶ ساله) به صورت تصادفی به سه گروه تقسیم شدند و تحت ۱۲ هفته برنامهٔ توانبخشی شامل گروه تمرین قدرتی (۳ بار در هفته)، گروه تحریک الکتریکی (هر روز به مدت ۱ ساعت) و گروه برنامهٔ عادی توانبخشی (هر روز به مدت ۱ ساعت) قرار گرفتند. فقط در گروه تمرین قدرتی افزایش معنی‌داری در قدرت بیشینهٔ انقباض ایزومتریک مشاهده شد. اندازهٔ موج *EMG* عضلهٔ پهن خارجی در گروهی که تمرین قدرتی انجام داده بودند، نسبت به گروهی که تمرینات عادی توانبخشی را اجرا کرده بودند، بیشتر بود. همچنین در مقایسه با دو گروه دیگر، در گروه تمرین قدرتی، حجم عضله، قدرت ایزومتریک بیشینه، سرعت توسعهٔ نیرو و فعال سازی عضلانی بیشتری در افراد مسن ایجاد شد (۲۰).

گروبر[2] (۲۰۰۴) سازگاری‌های عملکردی یک تمرین ویژهٔ حسی حرکتی را بر میزان قدرت انفجاری عضلات بازکنندهٔ ساق پا، حین انقباضات ایزومتریک بیشینه مطالعه کرد. نیرو و *EMG* سطحی در ۱۷ آزمودنی قبل و بعد از ٤ هفته دورهٔ تمرین حسی حرکتی ثبت شدند. بهبودی در سرعت توسعهٔ نیرو با افزایش *EMG* عضلهٔ پهن میانی همراه بود. جالب اینکه افزایش فعال سازی عصبی عضلانی فقط در مرحلهٔ اولیهٔ انقباض عضلانی اتفاق افتاده بود و نیرو و همچنین پارامترهای *EMG* در مرحلهٔ زمانی فراتر از ۱۰۰ میلی ثانیه از شروع انقباض ایزومتریک بهبودی معنی‌داری نداشتند (۷). ماهیت و زمان وقوع سازگاری‌های عصبی حرکتی به دنبال شرکت در برنامه‌های قدرتی تا حد زیادی ناشناخته و مبهم است، ضمن اینکه نتایج برخی مطالعات انجام شده نیز با یکدیگر همخوانی ندارد. برک[3] و همکارانش (۲۰۰۳) اظهار داشته‌اند که با انجام تمرین مقاومتی، افزایش در دامنهٔ *EMG* و میزان فعال سازی نشان دهندهٔ بهبودی در الگوی عصبی به کار گرفته شده است. در حالی که والور[4] (۲۰۰٤) تغییرات و سازگاری‌های درون عضلانی را بیشتر از تغییرات فعال سازی عضله در افزایش قدرت و توان، مؤثر می‌داند (۱۲ و ۲۱). باتوجه به اهمیت موضوع و کمبود مطالعات مشابه در داخل کشور، تحقیق حاضر انجام گرفت و پارامترهایی همچون زمان

1 - Rate of force development
2 - Gruber
3 - Burke
4 - Valour

تأخیر سیگنال[1] (مدت زمان بین ارائهٔ تحریک الکتریکی و شروع پاسخ عضلانی) و همچنین سرعت هدایت عصبی[2] (مسافتی که ایمپالس عصبی در واحد زمان در طول عصب حرکتی طی می‌کند)، بررسی شد. به علاوه زمانی که عضلهٔ دو سربازویی در حال انجام یک انقباض ایزومتریک با ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی[3] است، با استفاده از الکترودگذاری بر سطح عضله و ارزیابی *EMG* ، میزان فعالیت تارهای عضلانی و واحدهای حرکتی فعال درون عضله را می‌توان با محاسبهٔ سطح زیرمنحنی یا *EMG* انتگرال (*IEMG*) محاسبه کرد. برای بررسی تغییرات سیستم عصبی حرکتی، از اندام‌پروران زبده استفاده شد تا اطمینان حاصل شود که آنها مراحل اولیهٔ سازگاری‌های احتمالی عصبی را پشت سرگذارده‌اند و برای همین منظور ٦ ماه دیگر تحت تمرینات منظم با وزنه (٤ جلسه در هفته) قرار گرفتند. قبل و بعد از اتمام دورهٔ ٦ ماهه، پارامترهای مورد نظر *EMG* انتگرال، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر سیگنال، دامنهٔ موج *M*[4] اندازه‌گیری شد. در حالی که از گروه کنترل تنها در پیش و پس آزمون (و بدون شرکت در تمرینات ٦ ماهه) اندازه‌گیری هب عمل آمد. بدین ترتیب مشخص خواهد شد که آیا سازگاری‌های احتمالی عصبی، فقط در مراحل اولیهٔ تمرین مقاومتی اتفاق می‌افتد؟ یا اینکه همانند هایپروتروفی (سازگاری عضلانی) حتی در مراحل پیشرفته و در ورزشکاران نخبه نیز بهبودی همچنان ادامه دارد.

روش تحقیق

در این تحقیق که از نوع نیمه تجربی است، سعی شد تأثیر ٦ ماه تمرینات منظم با وزنه بر سازگاری‌های عصبی عضلانی، از طریق داده‌های اندازه‌گیری شده در پیش و پس آزمون دو گروه، تعیین و بررسی شود. طرح تحقیق شامل دو گروه تجربی و کنترل بود که در دو مرحلهٔ پیش و پس آزمون مورد ارزیابی قرار گرفت. گروه تجربی این تحقیق افرادی بودند که حداقل به مدت ۲ سال تمرینات منظم با وزنه (از جمله تمرینات دربرگیرندهٔ عضلات دوسربازویی) داشتند. گروه کنترل نیز هیچ‌گونه سابقهٔ تمرینات منظم ورزشی نداشتند. افراد گروه ورزشکار به صورت تصادفی از میان

1 - Latency
2 - Nerve - Conduction - Velocity
3 - Maximal Velontary Contraction
4 - Amplitude

داوطلبان شرکت در تحقیق (که از طریق تکمیل پرسشنامه‌های توزیع شده در تمامی سالن‌های بدنسازی شهرستان سنندج آمادگی و تمایل خود را برای شرکت در تحقیق اعلام کرده بودند) انتخاب شدند. آنها تمرین اسکات، پرس سینه، جلوبازو با هالتر، پشت بازو با هالتر را هر جلسه در ٤ نوبت و ٨ تکرار، ٤ جلسه در هفته و به مدت ٢٤ هفته انجام دادند. آزمودنی‌های غیرورزشکار نیز به طور داوطلبانه با استفاده از پرسشنامهٔ دیگر به عنوانگ روه کنترل (بدون شرکت در برنامه تمرینی) در نظر گرفته شدند.

ابزارهای اندازه‌گیری

۱. متر نواری که از صفر تا ۱۵۰ سانتی‌متر مدرج شده بود (برای اندازه‌گیری قد، محیط عضله دوسربازویی و فاصلهٔ بین الکترودها) با دقت ۱ میلی‌متر

۲. نیروسنج عقربه‌ای با دقت ۰/۵ کیلوگرم که دارای یک بخش قلاب مانند برای وصل شدن به پایهٔ میز و یک قسمت دسته‌دار برای قرار دادن در کف دست آزمودنی‌ها بود (برای اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی)

۳. ژل الکتریک (ژل مخصوص الکترودهای سطحی دستگاه)

٤. دستگاه الکترومیوگرافی *Nihon kohden* ساخت ۱۹۸۸ آلمان همراه با الکترودهای سطحی برای ثبت پارامترهای الکترومیوگرافی و الکترود تحریک برای ثبت پارامترهای الکترونوروگرافی و همچنین کاغذ مخصوص آن برای ثبت مقادیر اندازه‌گیری شده.

۵. دمبل از ۵ تا ۲۵ کیلوگرم (به منظور اعمال انقباض ایزومتریک معادل ۵۰ درصد) *MVC*[1] و ثبت *IEMG*

٦. تخت (به منظور نشستن و خوابیدن آزمودنی‌ها روی آن در حین ثبت و اندازه‌گیری پارامترهای مورد نظر)

نحوهٔ اجرای آزمون‌ها

برای اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی (*MVC*) عضلهٔ دوسربازویی، با استفاده از یک نیروسنج، از افراد خواسته شد تا با انقباض کانسنتریک عضلهٔ دو سربازویی، حداکثر انقباض ارادی

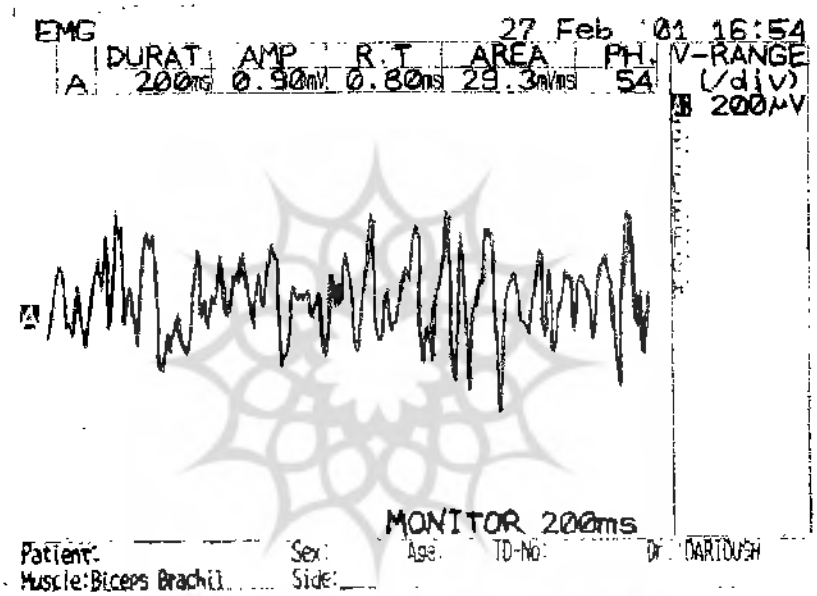
1 - Maxmimal velontary contraction

خود را ثبت کنند. سپس ۵۰ درصد آن (۵۰ درصد از حداکثر انقباض ارادی) محاسبه شد تا هنگام اجرای آزمون *IEMG* از آن استفاده شود. برای اجرای آزمون *IEMG*، الکترودهای سطحی مورد نظر بر روی عضلهٔ دو سربازویی آزمودنی‌ها وصل می‌شد. الکترود ثبات فعال بر روی شکم عضله، الکترود ثبات مرجع بر روی محل اتصال تاندون به عضلهٔ دوسربازویی (حداکثر ۳ سانتی متر از الکترود ثبات فعال) و الکترود زمین (که یک سر آن به مچ دست و سر دیگر آن از طریق پایهٔ میز، الکتریسیته را به زمین منتقل می‌کرد) نصب شدند. سپس از فرد خواسته می‌شد تا با ساعد سوپینیشن (کف دست به سمت بالا) و آرنج ۹۰ درجه خمیدگی، وزنهٔ مشخص شده (۵۰ درصد *MVC*) را برای چند ثانیه به شکل انقباض ایزومتریک نگه دارد. در نهایت، موج‌هایی که بیانگر انقباض واحدهای حرکتی است، آشکار می‌شدند. مقدار *AREA* همان سطح زیر منحنی‌هاست که به شکل میلی ولت بر میلی ثانیه تعیین شده است. شکل ۱ نمونه‌ای از *IEMG* اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد.

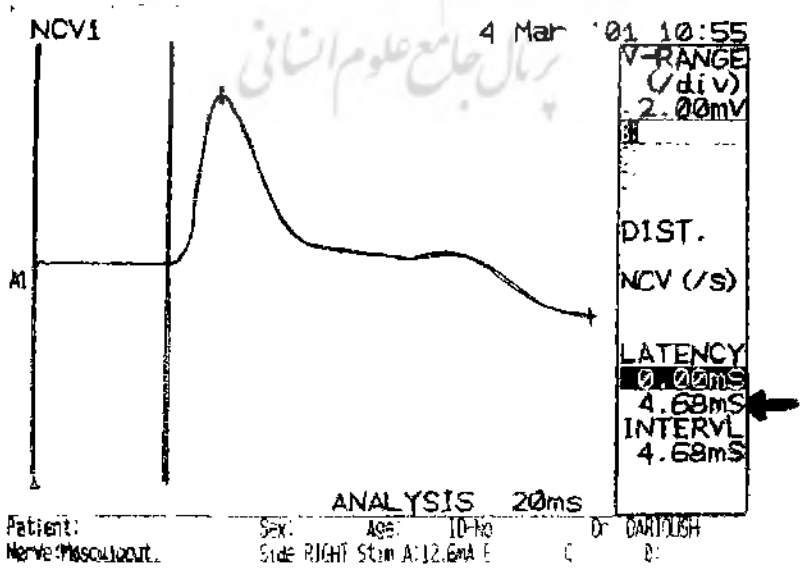
برای اندازه‌گیری پارامترهای الکترونوروگرافی، نخست الکترودها همانند آزمون *EMG* بر روی عضلهٔ دوسربازویی نصب می‌شد. با این تفاوت که فرد روی تخت دراز می‌کشید و بازویش حالت ۹۰ درجه و آرنج ۱۸۰ درجه کامل داشت. الکترود تحریک نیز برای تحریک عصب موسکولوکوتانئوس[1] روی نقطه ارب[2] قرار می‌گرفت. با تحریک این نقطه، عضلهٔ دوسربازویی شروع به انقباض کانسنتریک می‌کرد و بدین ترتیب موج *M* آشکار می‌شد. شایان ذکر است میزان تحریک مذکور بیشینه بود. بدین ترتیب تحریک آنقدر بالا برده می‌شد که موج *M* ظاهر شده، دیگر دچار تغییر نشود. در نهایت پارامترهای الکترونوروگرافی[3] بر روی موج *M* اندازه‌گیری شد. برای تعیین زمان تأخیر، همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده، از ابتدای خط نرمال تا جایی که موج، خط را ترک می‌کند، بر حسب میلی ثانیه مشخص شد که نشان دهندهٔ مدت زمان بین ارائهٔ تحریک و شروع پاسخ است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1 - Musculocutaneous nerve
2 - Erb
3 - Electronorography



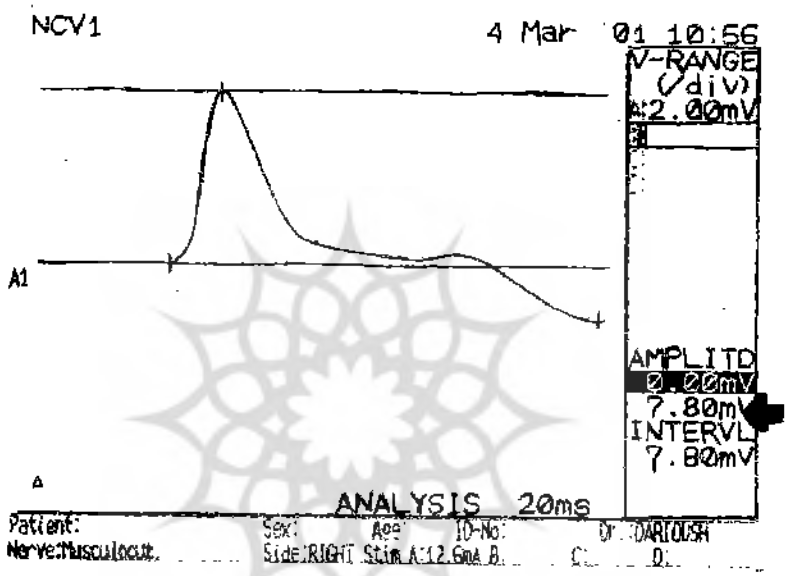
شکل ۱ – اندازه‌گیری ***IEMG*** در یکی از آزمودنی‌ها



شکل ۲ – اندازه‌گیری زمان تأخیر (***latency***) یکی از آزمودنی‌ها

برای محاسبهٔ سرعت هدایت عصبی از فرمول زیر که همان فرمول ارزیابی سرعت است استفاده شد: $V=dt$ ، V : سرعت هدایت عصبی، d : فاصلهٔ بین الکترود تحریک و الکترود ثبات فعال (به میلی متر)، t : زمان تأخیر

سرعت هدایت عصبی، مسافتی است که ایمپالس عصبی در واحد زمان در طول عصب حرکتی طی می‌کند. همچنین برای محاسبهٔ دامنهٔ موج M (*amplitude*) نیز فاصلهٔ خط نرمال تا قلهٔ موج (قله منفی)، برحسب میلی ولت اندازه‌گیری شد. این پارامتر می‌تواند نشان دهندهٔ تعداد و همزمانی واحدهای حرکتی فعال باشد (شکل ۳).



شکل ۳ - نحوهٔ اندازه‌گیری دامنهٔ موج M یکی از آزمودنی‌ها

در مطالعهٔ حاضر به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد و همچنین از آزمون t وابسته و مستقل به ترتیب به منظور بررسی تفاوت بین میانگین گروه‌ها در پیش و پس آزمون، و تفاوت دو گروه با یکدیگر در پارامترهای

EMG انتگرال، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر سیگنال و دامنهٔ موج استفاده شد. تمام عملیات آمار با نرم‌افزار *SPSS* انجام گرفت و سطح معنی‌داری آزمون‌ها $P = ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

نتایج و یافته‌های تحقیق

میانگین و انحراف معیار، سن، قد و وزن آزمودنی‌های دو گروه در جدول ۱ نشان داده شده است. برای اطمینان از همگن بودن دو گروه از نظر سن، قد و وزن، با استفاده از آزمون t استیودنت و بررسی شرط همگنی واریانس‌ها توسط آزمون f و به دست آوردن مقادیر ۱/٤۲، ۰/٤۹۸، ۰/۹۳۷ به ترتیب برای سن، وزن و قد که به ترتیب فقط در سطوح ۰/۲۵٦، ۰/٤۹۱ و ۰/۷٦۵ معنی‌دارند، معلوم شد که تفاوت معنی‌داری که از این لحاظ بین آزمودنی‌های دو گروه وجود ندارد و آنان، از این نظر همگن بوده‌اند. همچنین با استفاده از نتایج جدول‌های ۲ و ۳ و با استفاده از آزمون t ، مشخص می‌شود که میانگین مقادیر*EMG* انتگرال، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر سیگنال و دامنهٔ موج*M* در پس آزمون نسبت به پیش آزمون در هیچ یک از گروه‌ها تغییر معنی داری نداشته است (t همبسته). علاوه بر این، هیچ تغییر معنی‌داری در موارد ذکر شده بین دو گروه در پیش و پس آزمون وجود نداشت (t مستقل). همچنین نمودارهای ۱ تا ٤ وضعیت دو گروه را در پیش و پس آزمون با یکدیگر مقایسه کرده است.

جدول ۱ - اطلاعات توصیفی آزمودنی‌های دو گروه

	تعداد	سن(سال) $M \pm SD$	قد(سانتی‌متر) $M \pm SD$	وزن(کیلوگرم) $M \pm SD$
ورزشکاران	۷	۲۱/۴۳ ± ۲/۵۷	۱۷۶/۷۱± ۳/۶۴	۷۳/۵۷ ±۷ /۰۲
غیرورزشکاران	۷	۲۰/۸۶ ±۱/۵۷	۱۷۳/۵۷ ±۴/۵۸	۷۰/۲۱ ±۶ /۳۶
		T = ۰/۴۹۸	T = -۱/۴۲	T = ۰/۹۳۷

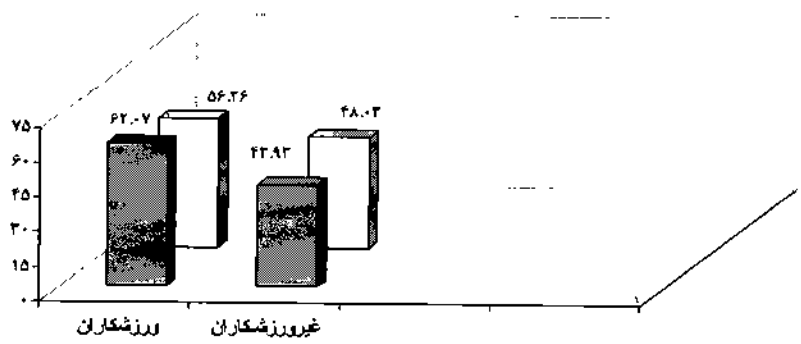
جدول ۲ - نتایج آزمون t همبسته، مقایسه EMG انتگرال، تأخیر، NCV و موج M در دو گروه

			M± SD	t وابسته	P
EMG انتگرال (میلی ولت بر میلی ثانیه)	ورزشکاران	پیش آزمون	۶۲/۰۷ ± ۲۰/۵۲	۰/۴۵۹	۰/۶۶۳
		پس آزمون	۵۶/۲۶ ± ۲۵/۸		
	غیرورزشکاران	پیش آزمون	۴۶/۹۳ ± ۲۵/۱۲	-۰/۵۷۶	۰/۴۱۲
		پس آزمون	۴۸/۰۳ ± ۱۹/۲۷		
LATENCY (میلی ثانیه)	ورزشکاران	پیش آزمون	۷/۸۷ ± ۰/۲۵۱	-۰/۸۶۴	۰/۴۲۱
		پس آزمون	۴/۹۵ ± ۰/۴۲۴		
	غیرورزشکاران	پیش آزمون	۴/۵۹ ± ۰/۱۶۹	-۱/۸۵	۰/۰۸۰
		پس آزمون	۴/۵۹ ± ۰/۲۵۱		
N.C.V (متر بر ثانیه)	ورزشکاران	پیش آزمون	۵۹/۶۲ ± ۳/۱۵	۰/۵۹۵	۰/۵۷۳
		پس آزمون	۵۸/۹۲ ± ۵/۶۵		
	غیرورزشکاران	پیش آزمون	۶۲/۷۵ ± ۲/۲	۱/۳۵	۰/۱۹
		پس آزمون	۶۲/۵۴ ± ۳/۶۴		
AMPLITUDE (میلی ولت)	ورزشکاران	پیش آزمون	۷/۷۶ ± ۰/۵۶۸	۱/۹۳	۰/۱۰۲
		پس آزمون	۶/۵۷ ± ۱/۶		
	غیرورزشکاران	پیش آزمون	۵/۸۳ ± ۱/۵۴	-۱/۲۵	۰/۲۷۱
		پس آزمون	۵/۵۳ ± ۱/۸۴		

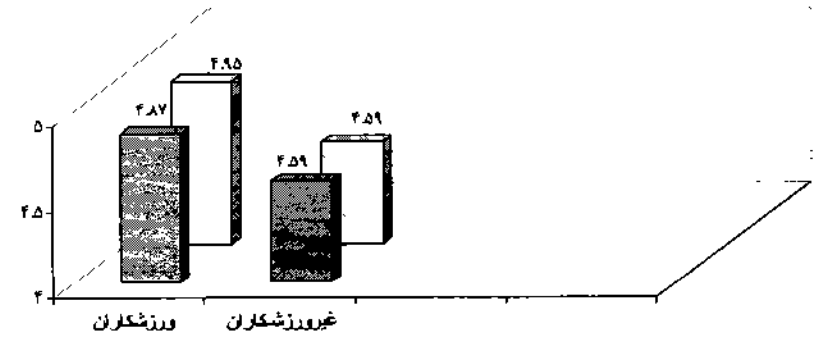
پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

جدول ۳ - نتایج آزمون t مستقل، مقایسه EMG انتگرال، تأخیر، NCV و موج M در دو گروه

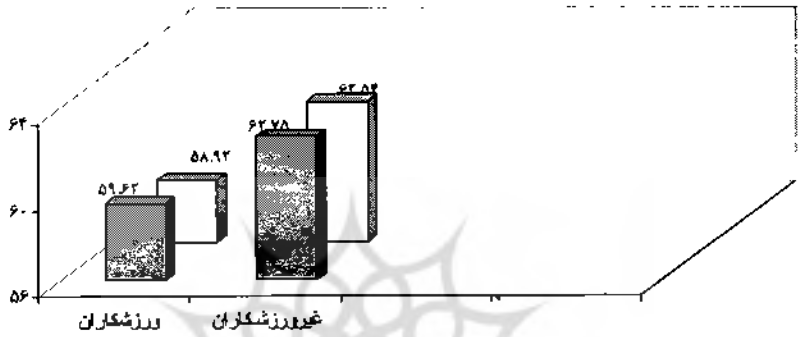
			M± SD	t وابسته	P
EMG انتگرال (میلی ولت بر میلی ثانیه)	پیش آزمون	ورزشکار	۶۲/۰۷ ± ۲۰/۵۲	-۱/۴۸	۰/۱۶۵
		غیرورزشکار	۴۳/۹۳ ± ۲۵/۱۲		
	پس آزمون	ورزشکار	۵۶/۲۶ ± ۲۵/۸	-۰/۶۷	۰/۵۱۲
		غیرورزشکار	۴۸/۰۳ ± ۱۹/۲۷		
LATENCY (میلی ثانیه)	پیش آزمون	ورزشکار	۴/۸۷ ± ۰/۲۵۱	۲/۱۵	۰/۰۵۲
		غیرورزشکار	۴/۹۵ ± ۰/۱۶۹		
	پس آزمون	ورزشکار	۴/۵۹ ± ۰/۴۲	۱/۴۲	۰/۱۸
		غیرورزشکار	۴/۵۹ ± ۰/۲۵۱		
N.C.V (متر بر ثانیه)	پیش آزمون	ورزشکار	۵۹/۶۲ ± ۳/۱۵	-۲/۴۳	۰/۰۶۲
		غیرورزشکار	۶۲/۷۵ ± ۲/۲		
	پس آزمون	ورزشکار	۵۸/۹۲ ± ۵/۶۵	-۱/۹۵	۰/۰۷۵
		غیرورزشکار	۶۲/۵۴ ± ۳/۶۴		
AMPLITUDE (میلی ولت)	پیش آزمون	ورزشکار	۷/۷۶ ± ۰/۵۶۸	-۲/۱۱	۰/۰۵۹
		غیرورزشکار	۵/۸۳ ± ۱/۵۴		
	پس آزمون	ورزشکار	۶/۵۷ ± ۱/۶	-۱/۱۲	۰/۲۸۲
		غیرورزشکار	۵/۵۳ ± ۱/۸۴		



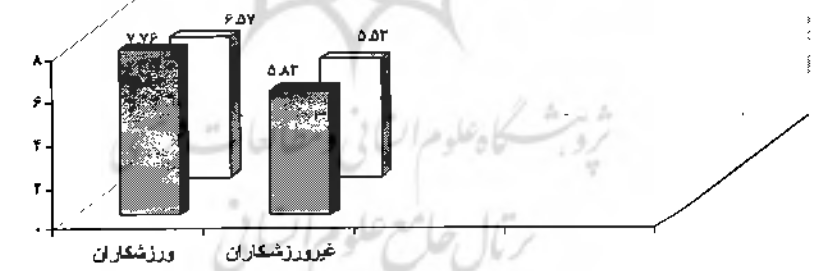
نمودار ۱ - مقایسهٔ IEMG دو گروه در پیش و پس آزمون



نمودار ۲ - مقایسهٔ LATENCY دو گروه پس و پیش آزمون



نمودار ۳ - مقایسهٔ NCV دو گروه در پیش و پس آزمون



نمودار ٤ - مقایسهٔ موج M دو گروه در پیش و پس آزمون

بحث و نتیجه‌گیری

تمرین و فعالیت بدنی از جمله شرایط و عواملی‌اند که با تغییر دادن کیفیت و کمیت عملکرد دستگاه‌های مختلف بدن و اعمال فشار بر آنها، می‌توانند موجبات ایجاد تغییرات و سازگاری این دستگاه‌ها را فراهم کنند. از جمله دستگاه‌های بدن که در مقابل تمرین و فعالیت بدنی، هر دو نوع سازگاری ساختاری و عملکردی را از خود نشان می‌دهد، دستگاه حرکتی است که از دو بخش عمدهٔ عصب و عضله تشکیل شده است. نشان داده شده که در اثر شرکت در برنامه‌های منظم ورزشی (و بخصوص تمرینات مقاومتی با وزنه)، قدرت عضله می‌تواند افزایش یابد. افزایش قدرت، اغلب با افزایش حجم عضله و تارهای آن (هایپروتروفی عضلانی) همراه است (تغییر ساختاری). هرچند به درستی نشان داده شده که قدرت می‌تواند بدون بروز هرگونه تغییر ساختاری در عضله، در اثر ایجاد تغییر عملکردی افزایش یابد. این تغییرات عملکردی، نه تنها کار اجزای انقباضی عضله (مکانیک انقباض) را دربرمی‌گیرد، بلکه به خود عصب یا به واحد عصب و عضله (به صورت هماهنگی عصبی عضلانی) نسبت داده شده است.

انوکا[1] (۱۹۸۸) با تأکید بر اینکه قدرت منحصراً یک ویژگی صرف عضلانی نیست، بلکه یک ویژگی عصبی عضلانی است، بیان می‌دارد که سیستم عصبی مهم‌ترین عامل توسعهٔ قدرت است و چنانچه قدرت بتواند بدون بروز تغییرات ساختاری افزایش یابد، بدون بروز سازگاری‌های عصبی، افزایش قدرت ممکن نخواهد بود (٦).

شیلی‌بک[2] (۱۹۹۸) افزایش قدرت و تودهٔ عضلانی را هنگام تمرین مقاومتی در زنان جوان مطالعه کرده و نشان داد که کسب قدرت با انجام تمرین مقاومتی به دلیل هایپروتروفی و سازگاری‌های سیستم عصبی است و سهم هر کدام ازاین عوامل می‌تواند با پیچیدگی فعالیت ورزشی مورد استفاده هنگام تمرین در ارتباط باشد (۲).

ریوس[3] و همکارانش (۲۰۰٤) تغییرات در گشتاور زاویه‌ای مفصل زانوی افراد مسن را به دنبال شرکت در تمرینات مقاومتی مطالعه کردند (۱۸). گشتاور زانو از طریق دامنهٔ حرکتی مفصل زانو بررسی شد. همچنین فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات موافق و مخالف اندازه‌گیری شد. نتیجه

1 - Enoka
2 - Chilibeck
3 - Reeves

اینکه تمرینات قدرتی موجب تغییر در رابطهٔ زاویه گشتاور شد، به گونه‌ای که مقدار پیشینهٔ گشتاور ۹ تا ۳۱ درصد افزایش یافت و زاویهٔ بهینهٔ مفصل نیز از ۷۰ درجه در قبل از تمرین به ۶۰ درجه بعد از تمرین رسید. جابه جایی رابطهٔ زاویهٔ گشتاور، اساساً به دلیل افزایش فعال سازی عضلات موافق در اثر تمرین بود. در حالی که تغییر در زاویهٔ بهینه به دلیل تغییر در ویژگی‌های تاندونی - عضلانی ایجاد شده است.

در تحقیقات، نقش تغییرات سیستم عصبی در افزایش قدرت به دو صورت نشان داده شده است. نخست با نشان دادن تغییرات پارامترهای عصبی به دنبال شرکت در برنامه‌های تمرینی و در مرحلهٔ بعد به دلیل همسو نبودن تغییرات ایجاد شده در میزان قدرت عضله با تغییرات ساختاری آن که به صورت افزایش در سطح مقطع عضله منعکس می‌گردد. در مورد اخیر، چنانچه تغییرات سطح مقطع عضله به میزانی نباشد که بتواند افزایش قدرت را تماماً توجیه کند، نتیجه گرفته خواهد شد که علاوه بر تغییرات ساختاری عضله، عوامل دیگر (که عمدتاً به نقش عصب نسبت داده می‌شود) نیز در افزایش قدرت نقش داشته‌اند.

کامن[1] (۲۰۰٤) در تحقیقی چنین نتیجه گرفت که در مراحل اولیهٔ تمرین مقاومتی، کسب قدرت به سرعت اتفاق می‌افتد که باید توسط مکانیزم‌های مربوط به عضله توضیح داده شود و افزایش مشاهده شده در میزان *EMG* سطحی و افزایش میزان آتش واحدهای حرکتی، بخشی از سازگاری‌های عصبی اتفاق افتاده در مراحل اولیهٔ تمرین را نشان می‌دهد (۱۳). در همین مورد کریر[2] و همکارانش (۲۰۰٤) اظهار داشتند که به دنبال ٤ هفته تمرینات سرعتی با سرعت زیاد، میزان فعال سازی واحدهای حرکتی در عضلهٔ پهن خارجی دوچرخه سواران تمرین کرده افزایش معنی‌داری یافته است (٤).

با وجود مطالب ذکر شده، موارد ضد و نقیض نیز در این زمینه به وفور در پیشینهٔ پژوهش‌ها به چشم می‌خورد. برای مثال از یک طرف در تمرینات کوتاه مدت نشان داده شده که قدرت ارادی و بدون اینکه ازدیادی در اندازه یا ترکیب عضلانی رخ دهد، افزایش یافته است و زمانی هم که افزایشی در اندازهٔ عضله و تار آن حاصل شده میزان آن به طور چشمگیری کمتر از افزایش قدرت

1 - Kamen
2 - Creer

بوده است (کومی[1]، روراما[2] (۱۹۷۸)، لیپرسون[3] (۱۹٦۹)، موریتانی[4] و دوریس[5] (۱۹۷۹). علاوه بر این، نسبت قدرت ارادی به محیط عضله نیز در اثر تمرین، افزایش یافته که این مسئله به بروز سازگاری‌های فراعضلانی نسبت داده شده است (دونز[6] و همکاران، ۱۹۷۹، ایکای[7] و فوکاناگا[8] ۱۹۷۰) (۵، ۱۱، ۱۵ و ۱٦). از طرف دیگر، عدم بروز تغییرات معنی‌دار در پارامترهای عصبی و بخصوص در انتگرال الکترومیوگرام (*IEMG*) نیز نشان داده شده است (ویبر[9]، ۱۹۹۵) (۲۲).

در تحقیق حاضر پس از ٦ ماه تمرین منظم با وزنه، هیچ‌گونه تغییر معنی‌داری در ٤ پارامتر عصبی زمان تأخیر، سرعت هدایت عصبی، دامنهٔ موج و انتگرال الکترومیوگرام) به وجود نیامد. این در حالی است که آزمودنی‌ها افرادی بودند که سابقهٔ ۲ سال تمرینات منظم مقاومتی داشتند. بیشتر تحقیقات انجام گرفته (۱۵، ۱٦ و ۱۷) مؤید این نکته بوده که چنانچه سازگاری عصبی[10] به دنبال شرکت در تمرینات مقاومتی رخ دهد، در هفته‌های اولیهٔ شروع تمرین خواهد بود. در واقع تحقیق حاضر با در نظر گرفتن اندام‌پروران حرفه‌ای که سابقهٔ حداقل ۲ سال تمرینات منظم با وزنه را داشتند، یک بار دیگر این فرضیه را که آیا سازگاری‌های عصبی فقط در ابتدای شروع ورزش‌های مقاومتی اتفاق می‌افتد، مورد توجه قرار داد و به این نتیجهٔ مشترک با تحقیقات قبلی رسید که انجام تمرین با وزنه، در حالی که ورزشکار سابقهٔ ماه‌ها و سال‌ها تمرین را دارد، موجب ایجاد سازگاری عصبی جدیدی در وی نخواهد شد. چنانچه سازگاری اتفاق افتاده باشد به همان هفته‌های اولیهٔ شروع تمرین برمی‌گردد.

در یکی دیگر از تحقیقات ما (که البته هنوز به چاپ نرسیده است) مشخص شد که تفاوت معنی‌داری بین میزان به‌کارگیری واحدهای حرکتی فعال در ورزشکاران مبتدی (با ۲ تا ٤ ماه سابقهٔ

1 - Komi
2 - Rorama
3 - Lyperson
4 - Moritani
5 - Devries
6 - Dons
7 - Ikai
8 - Fukunaga
9 - Weir
10 - Neural adaptation

تمرین با وزنه) و افراد غیرورزشکار وجود دارد. در حالی که بین ورزشکاران مبتدی و ورزشکاران حرفه‌ای (با بیش از ۲ سال سابقهٔ تمرین) تفاوتی در این زمینه مشاهده نشد. این نشان دهندهٔ وقوع سازگاری‌های عصبی فقط در ماه‌های اولیهٔ شروع تمرینات با وزنه است و پس از آن بیشتر تغییرات ایجاد شده احتمالاً به سازگاری‌های عضلانی از قبیل هایپروتروفی محدود می‌شود. در زمینهٔ پارامترهای سرعت هدایت و زمان تأخیر، در تحقیق دیگری از کامن[1] و تیلور[2] (۱۹۸٤) سرعت هدایت عصبی اعصاب اولنار و تیبیال در ۹۱ ورزشکار و غیرورزشکار بررسی شد. سرعت هدایت عصبی وزنه‌برداران در هر دو عصب اولنار و تیبیال به طور معنی‌داری بیشتر از سایر گروه‌ها بود و در بین همهٔ گروه‌ها، آهسته‌ترین سرعت هدایت عصبی را در عصب تیبیال، مردان دوندهٔ ماراتن داشتند (١٤).

این نتایج نشان می‌دهد که هر دو عامل (وراثت و محیط) در تعیین سرعت هدایت عصبی و همچنین زمان تأخیر نقش مهمی را ایفا می‌کند. در این تحقیق، عدم وجود تغییر معنی‌دار در پارامترهای عصبی سرعت هدایت عصبی و زمان تأخیر بین ورزشکاران و غیرورزشکاران می‌تواند ضمن نادیده نگرفتن نقش عوامل محیطی، نشان دهندهٔ این موضوع باشد که این پارامترها جنبهٔ ژنتیکی نسبتاً قوی‌ای دارند و احتمالاً چندان تحت تأثیر تمرین قرار نمی‌گیرند. در هر صورت به دلیل ناشناخته ماندن سیستم عصبی انسان، انجام مطالعات بیشتر برای روشن شدن ابهامات فراوان در زمینه زمان و چگونگی وقوع سازگاری‌های عصبی متعاقب تمرین، ضروری به نظر می‌رسد.

منابع و مآخذ

1. Bullock, J, boyle j and wang m,. (1995). "NMS physiology", 3rd edition, Williams and Willkins, pp: 89-92.

2. Chilibeck p.d, calder aw, sale dg, (1998). "A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women". Eur j appl physiol. 77 (1-2): pp: 170-5.

3. Chimera nj, swanik ka, swanik cb. (2004). "Effect of plyometric training on muscle - activation strategies and performance in female athletes". j athl train, 39 (1): pp: 24-31.

1 - Kamen
2 - Taylor

4. Creer ar, ricard md, conlee rk., (2004). "Neural, metabolic and performance adaptations to 4 weeks of high intensity sprint - interval training in trained cyclists" int j sport med, 25 (2): pp: 92-8.

5. Dons b, bollerup k, bonde - peterson f and s. hancke. (1979). "The effect of weight lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross - sectional area in human". Eur j appl physiol, 40. PP: 95-106.

6. Enoka rm,(1988). "Muscle strength and its development new receptive", sport med, 6(3): pp: 140-68.

7. Gruber m, gollhofer a, (2004). "Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation". Eur appl physiol, 92 (1-2): pp: 98-105.

8. Hakkinen K and kakkinen a.(1995). "Neuromuscular adaptations during strength training in middle - aged and elderly males and females". Electromyogr. clin neurophysi, 1. 35(3): pp: 137-47.

9. Hakkinen k, p.v komi, and m. alen, (1985). "Effect of explosive type strength training on isometric force and relaxation - time, electomyographic and muscle fiber characteristics of leg extensor muscle". acta physiol, 125: pp: 587-600.

10. Hug f, bendahan d, le fury, cozzone pj, grelot 1. (2004)."Hetrogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclist: a magnetic resonance imaging and electromyograhphy study".Eur j appl physiol, 92 (3): pp: 334-42.

11. Ikai m, and t. fukunaga.(1970). "A study on training effect on strength perunit cross - sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement". Eur j appl physiol, 28: pp: 173-180.

12. Judge lw, moreau c, burke jr,(2003). "Neural adaptation with sport - specific resistance training in highly skilled athletes". J. sport. sci, 21 (5): pp: 419-27.

13. Kamen g. (2004)."Neural issues in the control of muscular strength". Res Q exerc sports, 75 (1): pp: 3-8.

14. Kamen g, taylor p, beehler pj, (1984). "Ulnar and tibial nerve conduction velocity in athletes". int j sports med, 1984, 5 (1): pp: 26-30.

15. Komi, p.v. (1986). "Training of muscle strength and power: interaction of neuromotor, hypertrophic and mechanical factors". int j sports med, 7, pp: 10-15.

16. Moritani t, devries ha, (1979). "Neural factor vs hypertrophy in time course of muscle strength gain". Am j phys med rehabil, 58: pp: 115-130.

17. Pensini m, martin a , maffiuletti na. (2002). "Central versus peripheral adaptation following eccentric resistance training". int j sports med, 23 (8): pp: 567-74.

18. Reeves nd , narici mv, maganaris cn, (2004). "In vivo human muscle structure and function: adaptation to resistance training in old age:" exp physiol, 89(6): pp: 675-89.

19. Reinold mm, wilk ke, fleising gs. (2004). "Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercise". j orthop sports phys ther, 34 (7), pp: 385-94.

20. Suetta c, aagaard p, rosted a.(2004). "Training - induced changes in muscle csa, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long - term unilateral disuse".J appl physiol, 97 (5): pp: 1954-61.

21. Valour d, rouji m, pousson m, (2004). "Effect of eccentric training on torque - angular velocity - power characteristies of elbow flexor muscles in older women". exp. gerontol, 39 (3), pp: 359-68.

22. Weir jp, housh ty, weir ll, and Johnson go. (1995). "Effect of unilateral and isometric strength training on joint angle. specificity cross – training". Eur j appl physiol, 70(4), pp: 337-43.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی