المپیک
فصلنامه
سال شانزدهم – شماره ۳ (پیاپی ۴۳) پاییز ۱۳۸۷

تاریخ دریافت: ۸۶/۶/۲۸
تاریخ تصویب: ۸۶/۱۰/۳۰

مقایسهٔ ویژگیهای عصبی- عضلانی اندام‌پروران نخبه و مبتدی با افراد غیرورزشکار

❖ **دکتر داریوش شیخ‌الاسلامی وطنی؛** استادیار دانشگاه کردستان *
❖❖ **دکتر ناصر بهپور؛** استادیار دانشکدهٔ تربیت‌بدنی دانشگاه رازی کرمانشاه
❖❖❖ **دکتر عباسعلی گایینی؛** دانشیار دانشکدهٔ تربیت‌بدنی دانشگاه تهران

چکیده: **این پژوهش با هدف مقایسهٔ برخی پارامترهای الکترومیوگرافی و الکترونوروگرافی شامل انتگرال فعالیت الکترومیوگرافیک (IEMG)، دامنهٔ موج M (amplitude)، سرعت هدایت عصبی (N.C.V)، و زمان تأخیر موج M (latency) در دو گروه ورزشکار و یک گروه غیر ورزشکار انجام گرفت تا سازگاریهای احتمالی عصبی- حرکتی و زمان وقوع این سازگاریها به دنبال شرکت در تمرینات قدرتی با وزنه بررسی شوند. آزمودنیها شامل مردان ۱۸ تا ۲۴ ساله و متشکل از سه گروه بودند: اندام‌پروران حرفه‌ای (n=۱۰، با حداقل ۲ سال سابقهٔ تمرینات منظم با وزنه)، اندام‌پروران مبتدی (n=۱۰، با ۳ تا ۴ ماه سابقهٔ تمرینات منظم باوزنه)، و غیر ورزشکاران (n=۱۱، بدون هیچ سابقهٔ تمرینی). پارامترهای الکترونوروگرافی با تحریک عصب موسکولوکوتانئوس عضلهٔ دوسربازویی ثبت شد. برای اندازه‌گیری پارامترهای الکترومیوگرافی از انقباض ایزومتریک ارادی عضلهٔ دوسر بازویی با ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی (MVC) استفاده شد. با استفاده از تحلیل واریانس یکطرفه و آزمون توکی، پارامترهای مورد نظر در سه گروه مقایسه شد. نتایج نشان داد زمان تأخیر موج M (P=۰/۱۱) و سرعت هدایت عصبی (P=۰/۳۶) در سه گروه تفاوت معناداری ندارد، در حالی که بین دامنهٔ موج M ورزشکاران (حرفه‌ای و مبتدی) و افراد غیر ورزشکار اختلاف معناداری مشاهده شد (P=۰/۰۴) که نشان‌دهندهٔ تأثیر فعالیتهای مقاومتی با وزنه بر افزایش به‌کارگیری و فرکانس آتش واحدهای حرکتی است. با وجود این، بین انتگرال EMG سه گروه تفاوت معناداری دیده نشد (P=۰/۳۴).**

واژگان کلیدی: سازگاری عصبی، انتگرال ENG، سرعت هدایت عصبی، زمان تاخیر موج M، دامنه موج M

* **E.mail: Dvatani2000@yahoo.com**

مقدمه

به دنبال فعالیت منظم ورزشی و شرکت در برنامه‌های قدرتی و مقاومتی، عضلات اسکلتی بدن بسته به عوامل مختلف به لحاظ ساختاری دچار تغییراتی می‌شوند (از قبیل هایپرتروفی). مهم‌تر از تغییرات عضلانی، سازگاریهایی است که در دستگاه

Archive of SID
www.SID.ir

عصبی به وجود می‌آید و ماهیت بسیاری از آنها ناشناخته است. افزایش فعالیت نورون حرکتی و میزان تخلیهٔ آن (۱۰)، افزایش فعال‌سازی واحدهای حرکتی فعال (۱۷)، تأثیر بر میزان فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست (۱۴)، و افزایش تسهیل‌سازی ناشی از سیستم آوران (۷)، تنها برخی از دلایل احتمالی است.

در پژوهشی نشان داده شده است پس از چند هفته از شروع برنامهٔ کار با وزنه و قبل از آنکه تغییری در حجم عضله (هایپرتروفی) مشاهده شود، قدرت عضله افزایش می‌یابد. این موضوع نشان می‌دهد افزایش قدرت عضله ریشه در عوامل متعددی از جمله عوامل عصبی دارد. لذا، افزایش قدرت را نمی‌توان تنها منوط به افزایش حجم عضله دانست (۱۲). در هفته‌های اولیهٔ تمرین، بیشتر، سازگاریهای عصبی مثل افزایش هماهنگی و افزایش فعال‌سازی عضلات حرکت‌دهندهٔ اصلی هستند که باعث افزایش قدرت می‌شوند. در مقابل، ورزشکاران نخبه که دوره‌های تمرینی چند ماهه و چند ساله دارند و در مراحل متوسط و پیشرفته قرار دارند، افزایش قدرت را تنها از طریق سازگاریهای عضلانی (مخصوصاً هایپرتروفی) کسب می‌کنند (۱۳).

چایمرا و همکارانش (۳) آثار تمرین پلایومتریک را بر نحوهٔ فعال‌سازی عضله و عملکرد پایین‌تنه حین فعالیتهای جهشی با استفاده از EMG سطحی بررسی کردند. در گروه تجربی فعالیت هم‌زمان عضلات نزدیک‌کننده و عضلات دورکننده، همچنین فعالیت هم‌زمان عضلات چهارسررانی و همسترینگ افزایش معناداری داشت.

در پژوهش دیگری (هاگ و همکارانش، ۲۰۰۴) الگوی فعالیت عضلات پایین‌تنه حین دو نوع تمرین خسته‌کنندهٔ پدال‌زنی در ۸ دوچرخه‌سوار حرفه‌ای با MRI و الکترومیوگرافی سطحی تعیین شد. تفاوتهای درون‌فردی زیادی در عضلات حین تمرین پیش‌رونده و تمرین با بار ثابت مطالعه شدند. این سطح بالای تغییرات در الگوی به‌کارگیری عضلات پایین‌تنه در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای حین تمرینات پیش‌رونده و تمرین با بار ثابت دلیلی است بر متعدد بودن راههایی که دستگاه عصبی برای انجام کار حرکتی مشخص برمی‌گزیند (۸).

در این تحقیق پارامترهایی همچون زمان تأخیر موج M (مدت زمان بین ارائهٔ تحریک الکتریکی وشروع پاسخ)، دامنهٔ موج M (تعداد و هم‌زمانی واحدهای حرکتی فعال)، همچنین سرعت هدایت عصبی (مسافتی که ایمپالس عصبی در واحد زمان در طول عصب حرکتی طی می‌کند) بررسی شده است. به‌علاوه، زمانی که عضلهٔ دوسربازویی در حال انجام انقباض ایزومتریک با ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی (MVC)است با استفاده از الکترودگذاری بر سطح عضله و ارزیابی EMG، میزان فعالیت تارهای عضلانی، و واحدهای حرکتی فعال درون عضله را می‌توان از طریق محاسبهٔ سطح زیر منحنی یا انتگرال EMG (IEMG) محاسبه کرد. برای بررسی تغییرات سیستم عصبی- عضلانی، پارامترهای الکترونوروگرافی و الکترومیوگرافی در سه گروه با یکدیگر مقایسه شدند. دلیل استفاده از دو گروه ورزشکار حرفه‌ای و مبتدی در مقابل گروه شاهد مشخص کردن این مطلب بوده است که آیا مدت دورهٔ تمرین با وزنه (کوتاه‌مدت یا طولانی‌مدت) باعث تغییرات متفاوتی در سیستم عصبی- حرکتی می‌شود؟ و آیا با ادامهٔ دوره‌های تمرینی، سازگاریهای احتمالی بیشتری ایجاد می‌شود؟

Archive of SID

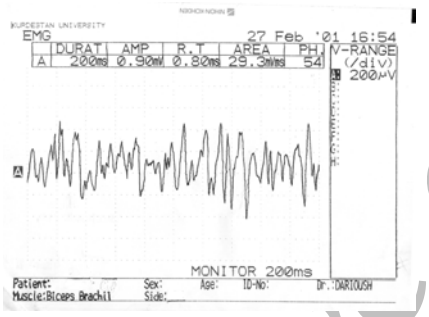
www.SID.ir

روش‌شناسی

روش این تحقیق علی- مقایسه‌ای است که در آن پارامترهای الکترومیوگرافی و الکترونوروگرافی در اندام‌پروران حرفه‌ای، مبتدی، و افراد سالم غیر ورزشکار به کمک دستگاه EMG مقایسه شده است. جامعهٔ آماری این تحقیق تمامی اندام‌پروران و پاورلیفتینگ‌کاران شهرستان سنندج بودند. آزمودنیهای ورزشکار از طریق پرکردن پرسش‌نامه‌ای که به همین منظور در همهٔ سالنهای بدن‌سازی و وزنه‌برداری شهرستان سنندج توزیع شده بود، به صورت تصادفی انتخاب شدند. سپس، بر اساس سابقهٔ تمرین به دو گروه مبتدی (n=۱۰، دارای ۳ تا ۴ ماه سابقهٔ تمرینهای عمومی با وزنه، ۳ جلسه در هفته) و حرفه‌ای (n=۱۰، دارای حداقل ۲ سال سابقهٔ تمرینهای عمومی با وزنه، ۳ تا ۵ جلسه در هفته) تقسیم شدند. گروه غیر ورزشکار نیز (n=۱۱، بدون هیچ سابقهٔ تمرینی) به صورت داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند. برای اطمینان از همسانی سه گروه از لحاظ وزن، قد، و سن از آزمون F استفاده شد (به ترتیب P=۰/۳۰۲، P=۰/۴۹۸ و P=۰/۶۴۱). اطلاعات توصیفی آزمودنیها در جدول ۱ آمده است.

نحوهٔ اجرای آزمونها

برای اندازه‌گیری حداکثر انقباض ارادی (MVC) عضلهٔ دوسربازویی، با استفاده از نیروسنج از افراد خواسته شد تا با انقباض کانسنتریک عضلهٔ دوسربازویی حداکثر انقباض ارادی خود را ثبت کنند. سپس، ۵۰ درصد آن محاسبه شد تا هنگام اجرای آزمون IEMG از آن استفاده شود. برای اجرای آزمون IEMG، الکترودهای سطحی مورد نظر روی عضلهٔ دوسربازویی آزمودنیها وصل شد؛ الکترود ثبات فعال روی شکم عضله، الکترود ثبات مرجع روی محل اتصال تاندون به عضلهٔ دوسربازویی (و حداکثر ۳سانتی‌متر از الکترود ثبات فعال)، و الکترود زمین نصب شدند. سپس، از فرد خواسته شد تا با ساعد سوپینیشن و آرنج ۹۰ درجه خمیده 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 شد و سطح زیرمنحنیها (IEMG) به شکل میلی‌ولت بر میلی‌ثانیه اندازه‌گیری شد. شکل ۱ نمونه‌ای از IEMG اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد.



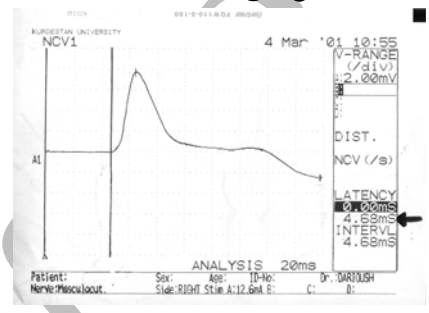
شکل ۱.اندازه‌گیری IEMG

برای اندازه‌گیری پارامترهای الکترونوروگرافی، ابتدا الکترودها همانند آزمون IEMG روی عضلهٔ دوسربازویی نصب شد، با این تفاوت که فرد روی تخت دراز می‌کشید و بازویش حالت آبداکشن ۹۰ درجه داشت. الکترود تحریک نیز برای تحریک عصب موسکولوکوتانئوس، روی نقطهٔ ارب قرار می‌گرفت. با ایجاد تحریک در این نقطه، عضلهٔ دوسربازویی شروع به انقباض کانسنتریک کرد و بدین ترتیب موج M آشکار شد.

لازم به ذکر است میزان تحریک

Archive of SID
www.SID.ir

سوپراماکزیمال بود. در نهایت، پارامترهای مورد نظر روی موج M اندازه‌گیری شد. برای تعیین زمان تأخیر، چنانچه در شکل ۲ نشان داده شده است، از ابتدای خط نرمال تا جایی که موج خط را ترک می‌کند، بر حسب میلی‌ثانیه مشخص گردید که نشان‌دهندهٔ مدت زمان بین ارائهٔ تحریک و شروع پاسخ است.



شکل ۲. نحوهٔ اندازه‌گیری زمان تأخیر (latency)

برای محاسبه سرعت هدایت عصبی از فرمول زیر استفاده شد: $V = d/t$

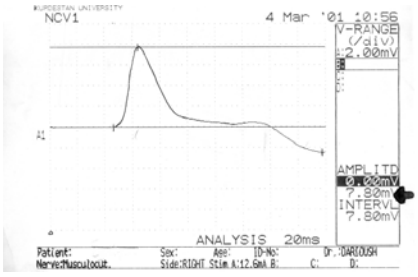
V = سرعت هدایت عصبی

d = فاصلهٔ بین الکترود تحریک و الکترود ثبات فعال (به میلی‌متر)

t = زمان تأخیر

سرعت هدایت عصبی مسافتی است که ایمپالس عصبی در واحد زمان در طول عصب حرکتی طی می‌کند.

برای محاسبهٔ دامنهٔ موج M (amplitude) نیز فاصلهٔ خط نرمال تا قلهٔ موج (قلهٔ منفی) بر حسب میلی‌ولت اندازه‌گیری شد. این پارامتر نشان‌دهندهٔ تعداد و هم‌زمانی واحدهای حرکتی فعال است (شکل ۳).



شکل ۳. نحوهٔ اندازه‌گیری دامنهٔ موج M

در مطالعهٔ حاضر به منظور تجزیه وتحلیل داده‌ها از روشهای آمار توصیفی برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد، و از تحلیل واریانس یکطرفه (و در صورت لزوم از آزمون توکی) به منظور بررسی تفاوت بین میانگینهای سه گروه استفاده شد. سطح معناداری $\alpha = ۰/۰۵$ بود.

یافته‌ها

در جدول ۱ میانگین و انحراف معیار مربوط به سن، قد، وزن، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر، دامنهٔ موج، و انتگرال EMG آزمودنیهای سه گروه آورده شده است.

با توجه به نتایج موجود در جدول ۲ و با استفاده از تحلیل واریانس یکطرفه مشخص شد پارامترهای انتگرال EMG، سرعت هدایت عصبی، و زمان تأخیر موج M سه گروه تفاوت معناداری با یکدیگر ندارند. اما، دامنهٔ موج M سه گروه اختلاف معناداری دارد، به گونه‌ای که در گروه اندام‌پروران حرفه‌ای و اندام‌پروران مبتدی نسبت به گروه غیر ورزشکار، افزایش معناداری دیده می‌شود. آزمون توکی نشان داد تفاوت بین گروههای غیر ورزشکار–ورزشکار حرفه‌ای ($P=۰/۰۰۳$) و غیر ورزشکار– ورزشکار مبتدی ($P=۰/۰۱۱$) معنادار است.

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱. اطلاعات توصیفی سن، قد، وزن، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر، دامنهٔ موج، و انتگرال EMG آزمودنیهای سه گروه

	سرعت هدایت عصبی (متر بر ثانیه)	زمان تأخیر (میلی‌ثانیه)	دامنهٔ موج (میلی‌ولت)	انتگرال EMG (میلی‌ولت بر میلی‌ثانیه)	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD
اندام‌پروران حرفه‌ای	۵۸٫۷±۳٫۵۱	۴٫۹۳±۰٫۲۸	۸±۰٫۶	۶۴٫۶±۱۲٫۷	۲۰٫۴±۱٫۷۲	۱۷۵±۴٫۲۱	۷۵±۸٫۲۵
اندام‌پروران مبتدی	۶۰٫۹±۲٫۷	۴٫۸±۰٫۳	۷٫۶±۱٫۳	۴۵٫۲±۲٫۷	۱۹٫۵۷±۱٫۶۱	۱۷۷٫۸±۴٫۴۱	۷۰±۸٫۲۸
افراد غیرورزشکار	۶۰٫۴±۳٫۴۶	۴٫۶۷±۰٫۲۱	۶٫۱۱±۱٫۴	۵۴٫۸±۱۲٫۱	۲۰٫۵۴±۱٫۳۶	۱۷۵٫۷±۵٫۷۶	۶۹±۷٫۹۲

جدول ۲. مقایسهٔ میانگین انتگرال EMG، سرعت هدایت عصبی، زمان تأخیر موج M، و دامنهٔ موج M در آزمودنیهای سه گروه

	F	P	معناداری
انتگرال EMG	۱٫۱۲	۰٫۳۴	غیر معنادار
سرعت هدایت عصبی	۱٫۰۴	۰٫۳۶	غیر معنادار
زمان تأخیر موج M	۲٫۳۱	۰٫۱۱	غیر معنادار
دامنهٔ موج M	۶٫۹۵	۰٫۰۴	معنادار

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 موجبات ایجاد تغییرات و سازگاری این دستگاهها را فراهم می‌آورند. از جمله دستگاههای بدن که در مقابل تمرین و فعالیت بدنی، هر دو نوع سازگاری ساختاری و عملکردی را ازخود نشان می‌دهند دستگاه حرکتی است که از دو بخش عمدهٔ عصب و عضله تشکیل شده است. نشان داده شده که بر اثر شرکت در برنامه‌های منظم ورزشی (به‌خصوص تمرینات مقاومتی با وزنه) قدرت عضله افزایش می‌یابد. افزایش قدرت، اغلب با افزایش حجم عضله و تارهای آن (هایپرتروفی عضلانی) همراه است (تغییر ساختاری). هر چند به درستی نشان داده شده است که قدرت بدون بروز هر گونه تغییر ساختاری در عضله بر اثر ایجاد تغییر عملکردی افزایش می‌یابد. این تغییرات عملکردی، نه تنها کار اجزای انقباضی عضله (مکانیک انقباض) را در بر می‌گیرد، بلکه به خود عصب و یا به واحد عصب و عضله (به صورت هماهنگی عصبی- عضلانی) نسبت داده شده است.

انوکا (۱۹۸۸) با تأکید بر اینکه قدرت منحصر ویژگی صرف عضلانی نیست، بلکه ویژگی عصبی- عضلانی است بیان می‌دارد سیستم عصبی مهم‌ترین عامل افزایش قدرت است، و چنانچه قدرت بتواند

Archive of SID
www.SID.ir

بدون بروز تغییرات ساختاری افزایش یابد، بدون بروز سازگاریهای عصبی افزایش قدرت ممکن نخواهد بود (۶).

شیلی‌بک (۱۹۹۸) افزایش قدرت و تودهٔ عضلانی را هنگام تمرین مقاومتی در زنان جوان مطالعه کرد و نشان داد کسب قدرت با انجام تمرین مقاومتی به دلیل هایپرتروفی و سازگاریهای سیستم عصبی است و سهم هر کدام از این عوامل با پیچیدگی فعالیت ورزشی هنگام تمرین در ارتباط است (۲).

ریوِس و همکارانش (۲۰۰۴) تغییرات در گشتاور زاویه‌ای مفصل زانوی افراد مسن را به دنبال شرکت در تمرینات مقاومتی مطالعه کردند (۱۵). گشتاور زانو از طریق دامنهٔ حرکتی مفصل زانو بررسی شد. همچنین، فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات موافق و مخالف اندازه‌گیری شد. نتیجه اینکه تمرینات قدرتی باعث تغییر رابطهٔ زاویه– گشتاور شد، به گونه‌ای که مقدار بیشینهٔ گشتاور ۹ تا ۳۱ درصد افزایش یافت و زاویهٔ بهینهٔ مفصل نیز از ۷۰ درجه در قبل از تمرین به ۶۰ درجه پس از تمرین رسید. جابه‌جایی رابطهٔ زاویه– گشتاور، اساساً به‌دلیل افزایش فعال‌سازی عضلات موافق بر اثر تمرین بوده است، در حالی که تغییر در زاویهٔ بهینه به‌دلیل تغییر در ویژگیهای تاندونی–عضلانی ایجاد شده است.

در تحقیقات نقش تغییرات دستگاه عصبی در افزایش قدرت به دو صورت نشان داده شده است: نخست با نشان دادن تغییرات پارامترهای عصبی به‌دنبال 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 می‌شود که علاوه بر تغییرات ساختاری عضله، عوامل دیگر (که عمدتاً به نقش عصب نسبت داده می‌شود) نیز در افزایش قدرت نقش داشته‌اند.

کامن (۲۰۰۴) در تحقیقی چنین نتیجه‌گیری نمود که در مراحل اولیهٔ تمرین مقاومتی، کسب قدرت سریعاً اتفاق می‌افتد که باید با سازوکارهای 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 (۱۱).

در مطالعهٔ حاضر نیز اختلاف معناداری بین دامنهٔ موج M سه گروه مشاهده شد، به طوری که هر دو گروه ورزشکار (حرفه‌ای و مبتدی) در مقایسه با گروه غیر ورزشکار افزایش معناداری در میزان به‌کارگیری واحدهای حرکتی شاهد بودند (به ترتیب P=۰/۰۰۳ و P=۰/۰۱۱).

در همین ارتباط **کریِر و همکارانش** (۲۰۰۴) اظهار داشتند به دنبال ۴ هفته تمرینات سرعتی با سرعت بالا، میزان فعال‌سازی واحدهای حرکتی در عضلهٔ پهن خارجی دوچرخه‌سواران تمرین کرده افزایش معناداری یافته است (۴). علی رغم مطالب ذکرشده، موارد ضد و نقیضی نیز در پیشینهٔ پژوهشها به چشم می‌خورد. برای مثال، از یک طرف در تمرینات کوتاه‌مدت نشان داده شده است که قدرت ارادی، 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 است، میزان آن به‌طور قابل ملاحظه‌ای کمتر از افزایش قدرت بوده است (کومی و روراما، ۱۹۷۸؛ لیپرسون، ۱۹۶۹؛ موریتانی و دوریس، ۱۹۷۹).

علاوه بر این، نسبت قدرت ارادی به محیط عضله نیز بر اثر تمرین افزایش یافته که این امر به بروز

Archive of SID

www.SID.ir

سازگاریهای فراعضلانی نسبت داده شده است (دونز و همکاران، ۱۹۷۹؛ ایکای و فوکاناگا، ۱۹۷۰) (۹،۵،۱۳،۱۲). از طرف دیگر، عدم بروز تغییرات معنادار در پارامترهای عصبی و به‌خصوص در انتگرال الکترومیوگرام (IEMG) نیز نشان داده شده است (وییر، ۱۹۹۵) (۱۸).

در تحقیق حاضر نیز هیچ تغییر معناداری در پارامترهای عصبی زمان تأخیر، سرعت هدایت عصبی، و انتگرال الکترومیوگرام به وجود نیامد. **شیخ الاسلامی و همکارانش** (۱۳۸۵) در مطالعهٔ دیگری نیز به این نتیجه رسیدند که پارامترهای سرعت هدایت عصبی و زمان تأخیر بیشتر جنبهٔ ژنتیکی دارند و کمتر تحت تأثیر تمرین است (۱).

در کل، اکثر تحقیقات انجام گرفته (۱۲،۱۳، ۱۴) مؤید این نکته بوده‌اند که چنانچه سازگاری عصبی به‌دنبال شرکت در تمرینات مقاومتی رخ دهد، در هفته‌های اولیه شروع تمرین خواهد بود. در واقع، تحقیق حاضر با در نظر گرفتن اندام‌پروران مبتدی و حرفه‌ای، یک بار دیگر این فرضیه را مطرح کرد که آیا سازگاریهای عصبی فقط در ابتدای شروع ورزشهای مقاومتی اتفاق می‌افتد؟ 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، باعث ایجاد سازگاری عصبی جدیدی در وی نخواهد گردید و چنانچه سازگاری‌ای اتفاق افتاده باشد، به همان هفته‌های اولیهٔ شروع تمرین برمی‌گردد. تفاوت معناداری بین میزان به‌کارگیری واحدهای حرکتی فعال در ورزشکاران مبتدی (با ۲ تا ۴ ماه سابقهٔ تمرین با وزنه) و افراد غیر ورزشکار دیده شد، در حالی که بین ورزشکاران مبتدی و ورزشکاران حرفه‌ای (با بیش از ۲ سال سابقهٔ تمرین) تفاوتی در این زمینه مشاهده نگردید، و این نشان می‌دهد سازگاریهای عصبی، تنها در ماههای اولیهٔ شروع تمرینات با وزنه اتفاق می‌افتد و پس از آن بیشتر تغییرات ایجاد شده، احتمالاً به سازگاریهای عضلانی از قبیل هایپرتروفی محدود می‌شود.

Archive of SID
www.SID.ir

منابع

۱. شیخ‌الاسلامی وطنی، داریوش؛ و همکاران، ۱۳۸۵، «تأثیر ۶ ماه تمرین مقاومتی منتخب بر پارامترهای عصبی- عضلانی اندام‌پروران زبده»، نشریهٔ حرکت، شماره ۲۸.

2. **Chilibeck, P.D.; A.W. Calder; D.G. Sale (1998). "A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women". Eur J Appl Physiol. 77(1-2):170-5.**
3. **Chimera, N.J.; K.A. Swanik; C.B. Swanik (2004). "Effect of plyometric training on muscle –activation strategies and performance in female athletes". J Athl Train, 39(1):24-31.**
4. **Creer, A.R.; M.D. Ricard; R.K. Conlee (2004). "Neural ,metabolic ,and performance adaptations to four weeks of high intensity sprint-interval training in trained cyclists". Int J Sports Med, 25(2):92-8.**
5. **Dons, B.; K. Bollerup; F. Bonde-peterson 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, 40:95-106.**
6. **Enoka, R.M. (1988). "Muscle strength and its development new receptive". Sport Med, 6(3):140-68.**
7. **Gruber, M.; A. Gollhofer (2004). "Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation". Eur J Appl Physiol, 92(1-2):98-105.**
8. **Hug, F.; D. Bendahan; L.E. Fury; P.J. Cozzone; L. Grelot (2004). "Hetrogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclist: a magnetic resonance imaging and electromyography study". Eur J Appl Physiol, 92(3):334-42.**
9. **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, 28:173-180.**
10. **Judge, L.W.; C. Moreau; J.R. Burke (2003). "Neural adaptation with sport-specific resistance training in highly skilled athletes". J. Sport Sci,21(5):419-27.**
11. **Kamen, G. (2004). "Neural issues in the control of muscular strength". Res Q Exerc Sports,75(1):3-8.**
12. **Komi, P.V. (1986). "Training of muscle strength and power: interaction of neuromotor, hypertrophic and mechanical factors". Int J Sports Med, 7(10-15).**
13. **Moritani, T.; H.A. Devries (1979). "Neural factor vs hypertrophy in time course of muscle strength gain". Am J Phys Med Rehabil, 58:115-130.**
14. **Pensini, M.; A. Martin; N.A. Maffiuletti (2002). "Central versus peripheral adaptation following eccentric resistance training". Int J Sports Med, 23(8):567-74.**
15. **Reeves, N.D.; M.V. Narici; C.N. Maganaris (2004). "In vivo human muscle structure and function:adaptation to resistance training in old age". Exp Physiol, 89(6):675-89.**
16. **Reinold, M.M.; K.E. Wilk; G.S. Fleising (2004). "Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises". J Orthop Sports Phys Ther,34(7):385-94.**
17. **Suetta, C.; P. Aagaard; A. Rosted (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):1954-61.**
18. **Weir, J.P.; T.Y. Housh; L.L. Weir; and G.O. Johnson (1995). "Effect of unilateral and isometric strength training on joint angle.specificity cross-training". Eur J Appl Physiol, 70(4):337-43.**

Archive of SID

www.SID.ir