مجله دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی
پاییز ۱۳۹۱؛۴(۳):۴۶۷-۴۵۹

Journal of North Khorasan University of Medical Sciences
Autumn 2012;4(3):459-467

مقاله پژوهشی

مقایسه تأثیر تمرین قدرتی یکطرفه بر شاخص های الکترونوروگرافی عضو قرینه در اندام فوقانی

محمد رضا رمضان پور[۱]، امیر مقدم[۱]، شیما زمانی[۲]*، محمود زرنگ[۲]، محمد شبانی[۳]، سید آرش اکابری[۴]*

[۱] استادیار دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، مشهد، ایران
[۲] کارشناس ارشد تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، ایران
[۳] استادیار و عضو هیات علمی دانشگاه بجنورد، بجنورد، ایران
[۴] عضو هیات علمی دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
[*] **نویسنده مسئول**: دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد، ایران
پست الکترونیک: sh.zamani2012@yahoo.com

وصول:۱۳۹۱/۵/۲۱ اصلاح:۱۳۹۱/۸/۱۰ پذیرش:۱۳۹۱/۹/۷

چکیده

زمینه و هدف: *هدف از پژوهش حاضر، تاثیر تمرینات قدرتی یک عضو اندام فوقانی بر روی شاخص های عصبی یا الکترونوروگرافی عضو قرینه (طرف مقابل) بود.*

مواد و روش کار: *تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بوده و آزمودنی های آن متشکل از ۳۰ زن سالم بوده که سابقه هیچ گونه آسیب در مفصل آرنج، تاندون ها و رباط های عضله دوسربازویی نداشته و همه آنها راست دست (دست برتر) بودند. آزمودنی های تحقیق بصورت تصادفی از میان دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی (واحد بجنورد) انتخاب شده و در سه گروه ۱۰ نفری (دو گروه تجربی و یک گروه کنترل) تقسیم شدند. گروه تجربی اول یک سری تمرینات قدرتی منتخب روی عضله دوسربازویی دست برتر و گروه تجربی دوم همان تمرینات را روی عضله دوسربازویی دست غیر برتر، سه بار در هفته و به مدت هشت هفته اجرا کردند. الکترومیوگرافی (EMG) هنگام حداکثر انقباض ارادی (MVC) عضله دوسر بازویی هر دو دست برتر و غیر برتر در پیش آزمون و پس آزمون اندازه گیری شد. تجزیه و تحلیل داده های جمع آوری شده توسط نرم افزار آماری SPSS و با استفاده از آزمون t استیودنت در سطح معنی داری $P \leq ۰/۵$ انجام گردید.*

یافته‌ها: *نتایج نشان داد که افزایش معنی داری در MVC و EMG عضله دوسربازویی دست تمرینی و غیرتمرینی به دنبال هشت هفته تمرین قدرتی مشاهده شد، در صورتی که در گروه کنترل تفاوت معنی داری وجود نداشت.*

نتیجه‌گیری: *تمرینات قدرتی یک طرفه سبب افزایش EMG، دامنه موج M و کاهش زمان تاخیر موج M در هر دو عضو تمرینی و غیر تمرینی می شود. سازوکارهایی که تحت آن انتقال متقاطع شاخص های الکترونوروگرافی صورت می گیرد ممکن است بدلیل نرونهای رابط و جسم پینه ای مغز و پردازش موازی دستگاه عصبی توضیح داده شود.*

واژه‌های کلیدی: *شاخص های الکترونوروگرافی، دامنه موج M، زمان تاخیر موج M، الکترومیوگرافی، تمرینات قدرتی یک طرفه، انتقال دوسویه*

مقدمه

تربیت بدنی و فعالیت های ورزشی به جهات مختلف می تواند در آماده سازی زمینه برای زندگی سالم مؤثر واقع شود. با داشتن علم کافی در زمینه مباحث مرتبط با تربیت بدنی و روش ها و شیوه های اجرایی آن می توان فعالیتی سالم به دور از آسیب های جسمی و روانی را ارائه نمود و از بروز وضعیت های اجتناب ناپذیر که در موقعیت های ورزشی یا غیر ورزشی پیش می آید و منجر به آسیب های

جسمی می گردد، جلوگیری کرد؛ هم چنین در جهت توان بخشی اندام های آسیب دیده و جلوگیری از کاهش توانایی های آنها عملکردی مؤثر داشت. شناسایی روش های توان بخشی مناسب، نیازمند کسب اطلاعات کافی و پژوهش های مختلف جهت یافتن شیوه های مؤثر در این زمینه برای جلوگیری از تأثیر نامطلوب روش های غیر اصولی بر اندام های بدن می باشد. یکی از زمینه های مورد بحث در تربیت بدنی، استفاده از بحث انتقال دوسویه می باشد. انتقال دوسویه یعنی تمریناتی که بر روی یک اندام انجام می شود و موجب یادگیری و تأثیر بر اندام دیگری می شود. به عبارت دیگر، هرگاه انتقال یادگیری به یادگیری یک تکلیف، اما با اعضایی دیگر مربوط شود، به انتقال دوسویه معروف است [۱]. زاهایو (۲۰۰۰) نیز بیان می کند انتقال متقاطع پدیده ای است که با تمرین یک عضو (تمرینات یک طرفه) آثار سودمندی در عضو طرف مقابل بدون فعالیت ایجاد می کند و آن را به سازوکارهای دستگاه عصبی مرکزی نسبت می دهد [۲].

یکی دیگر از مسائلی که سالها ذهن پژوهشگران علوم ورزشی را به خود مشغول کرده است، ارتباط بین عوامل حرکتی و جسمانی با فعالیت های عصبی است. جنبه دیگر این پرسش اینکه، در اثر تمرینات قدرتی روی یک عضو چه تأثیری بر روی شاخص های عصبی یا الکترونوروگرافی عضو قرینه (طرف مقابل) می گذارد؟

پژوهش های زیادی در زمینه انتقال مهارت از یک عضو به عضو دیگر انجام شده ولی در زمینه انتقال دوطرفی عوامل آمادگی جسمانی و تأثیری که بر شاخص های الکترونوروگرافی اندام قرینه می گذارد، پژوهش های کمتری صورت گرفته است. هر چند برخی محققان عقیده دارند که شاخص های الکترونوروگرافی، بیشتر تحت تأثیر عوامل وراثتی اند، اما عوامل محیطی نیز ممکن است باعث تغییر معنی دار در آنها شود.

در همین زمینه ویر (۱۹۹۴) در پژوهشی گزارش می کند که در اثر تمرینات یک طرفه، افزایش معنی داری در قدرت و فعالیت الکتریکی عضو تمرین نکرده طرف مقابل مشاهده می شود [۳]. در حالی که به عقیده ابرسول[1] (۲۰۰۲) و ویر[2] و هوش[3] (۱۹۹۵)، به دنبال تمرینات یک طرفه، گشتاور و فعالیت EMG عضو تمرین نکرده در عضو طرف مقابل افزایش معنی داری مشاهده نمی گردد [۵،۴]. هیکس[4] و همکاران (۱۹۹۲) و گالوفر[5] و همکاران (۱۹۹۸) نیز گزارش کردند که به دنبال انجام برنامه تمرینی مقاومتی ایزومتریکی، افزایش معنی داری در دامنه موج M و سرعت هدایت عصبی مشاهده می شود [۶،۷]. پژوهش حسینی (۱۳۸۱) نیز کاهش تأخیر موج M پس از تمرینات پلیومتریک را مورد تأیید قرار می دهد [۸]. در حالی که آگارد[6] (۲۰۰۲)، سل[7] و همکاران (۱۹۸۳) بیان می کنند که دامنه موج M به دنبال تمرینات مقاومتی افزایش نداشته است [۹،۱۰]. آپتون[8] و همکاران (۱۹۷۱) نیز در زمان تأخیر موج M به دنبال تمرینات مقاومتی تغییر معنی داری گزارش نکردند [۱۱].

از آن جایی که در پژوهش های مختلف، محققان از ورزشکاران رشته های مختلف و از شیوه های تمرینی گوناگون استفاده کرده و از طرفی عده ای از آنها، پس آزمون های خود را با تأکید بر ماندگاری تأثیرات تمرین و با لحاظ دوره بازیافت مناسب انجام داده و عده ای دیگر آن را بلافاصله پس از اتمام تمرینات به عمل آورده اند و در این حالت امکان خستگی در آزمودنی هایی که تمرینات شدید مقاومتی را انجام داده اند وجود دارد، این عوامل ممکن است باعث شکل گیری نتایج متفاوتی در تحقیقات گوناگون شده و توجیه بعضاً متفاوت نتایج به عوامل وراثتی و محیطی مربوط باشد.

با توجه به کمبود و نواقص در پژوهشهای موجود درباره امکان چنین قابلیتی در پژوهش حاضر، انتقال دوسویهٔ شاخص های الکترونوروگرافی در دست ها بررسی گردید. به عبارت دیگر، امکان تغییرات آن در یک دست، بعد از این که دست قرینه در تمرینات قدرتی شرکت داده شد، مورد بررسی قرار گرفت. در واقع سؤال اصلی پژوهش این است که آیا انجام تمرینات قدرتی بر سازگاری های

1 -Ebersole

2 - Wear
3 - Housh
4 - Hicks
5 - Gollhofer
6 - Aagaard
7 - Sale
8 - Upton

فیزیولوژیکی و عصبی عضو قرینه در اندام فوقانی مؤثر است؟

روش کار

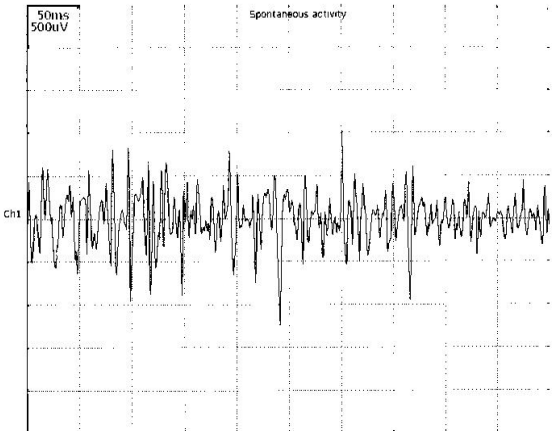
پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بوده و جامعه آماری آن را کلیه دانشجویان دختر دانشگاه آزاد اسلامی واحد بجنورد تشکیل داده که از میان آنها ۳۰ دانشجوی دختر سالم با میانگین سن ۱/۰۸ ± ۱۹/۵ سال، قد ۳/۷۹ ± ۱۶۱/۸ سانتی متر و وزن ۱۲/۷۰ ± ۵۵/۷ کیلوگرم بطور تصادفی انتخاب و بصورت داوطلبانه در تحقیق شرکت نمودند. آزمودنی ها سابقه هیچ گونه آسیب استخوانی و تاندونی- عضلانی در مفصل آرنج نداشته و همه آنها دست برترشان دست راست بود. قبل از اجرای پژوهش، ابتدا از آزمودنی ها تست های مرحله پیش آزمون گرفته شد و سپس به طور تصادفی در سه گروه ۱۰ نفری (دو گروه تجربی و یک گروه کنترل) تقسیم شدند. آزمودنی های گروه تجربی اول، تمرینات قدرتی منتخب را با دست راست، گروه تجربی دوم همان تمرینات را با دست چپ تمرین به مدت ۸ هفته و سه جلسه در هر هفته انجام دادند. آزمودنی های گروه کنترل در مدت مذکور هیچ گونه تمرینات خاص ورزشی انجام نمی دادند.

تمامی آزمودنی ها سابقه بیماری خاص نداشته و پس از تکمیل فرم های رضایت نامه و اطلاعات فردی و پزشکی در جلسه توجیهی با تجهیزات و جزئیات برنامه تمرینی، روش اجرای تمرین ها و اجرای آزمون به شکل صحیح آشنا شدند. پس از جمع آوری داده ها، تجزیه و تحلیل آماری آنها توسط نرم افزار SPSS/pc^{++} (ver۱۵/۰) و با استفاده از آزمون t استیودنت وابسته در سطح معنی داری $p \leq ۰/۰۵$ انجام گردید.

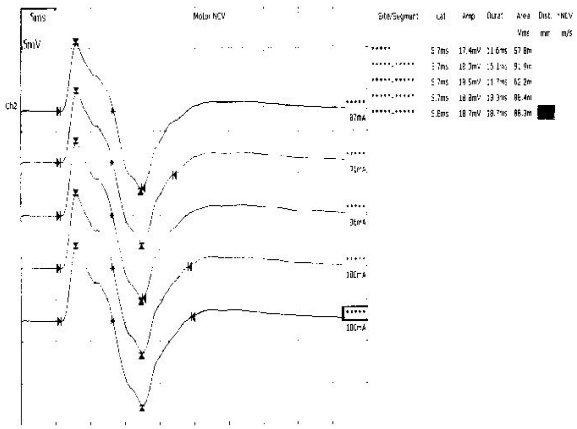
قبل از اجرای برنامه تمرینی، جهت بررسی سازگاری های عصبی و شاخص های الکترونوروگرافی، فعالیت الکتریکی عضلات جلوی بازوی آزمودنی ها در یک انقباض بیشینه ثبت گردید. برای ارزیابی فعالیت الکتریکی عضله و شاخص های الکترونوروگرافی از دستگاه الکترومیوگرافی استفاده شد. پس از تعیین محل اتصال الکترودها و محل عصب یا نقطه ارب، الکترودگذاری انجام می شد. پس از اتصال دستگاه به عصب مربوطه، از آزمودنی خواسته می شد تا حداکثر انقباض مورد نظر را ارائه و به مدت سه ثانیه حفظ کند [۱۲]. برای اجرای آزمون EMG، الکترودها به عضله دوسربازویی متصل می شدند. برای شروع آزمون، الکترود ثبات فعال بر روی شکم عضله، الکترود ثبات مرجع بر روی محل اتصال تاندون عضله (حداکثر ۳ سانتی متر از الکترود ثبات فعال) و الکترود زمین که یک سر آن به مچ دست و سر دیگر آن از طریق پایه میز، الکتریسیته را به زمین منتقل می کرد، نصب می شد. سپس از آزمودنی خواسته می شد آرنج خود را حدود ۹۰ درجه تا کند در حالی که ساعد در وضعیت سوپینیشن (کف دست به سمت بالا) باشد و وزنه مشخص شده را برای چند ثانیه به شکل انقباض هم طول نگه دارد. در این شرایط، موج هایی که بیانگر انقباض واحدهای حرکتی است، آشکار می شدند (شکل۱).

برای ارزیابی شاخص های الکترونوروگرافی بازوی آزمودنی صاف و آرنج وی زاویه ۱۸۰ درجه کامل داشت. الکترود تحریک نیز برای تحریک عصب موسکولوکوتانئوس[۱] روی نقطه ارب قرار می گرفت. با تحریک این نقطه عضله دوسربازویی شروع به انقباض درون گرا کرده و به این ترتیب موج ام آشکار می شد. با تحریک حداکثر عصب و مشاهده موج ام پارامترهای مورد نظر اندازه گیری می شدند. شدت تحریک باید آنقدر افزایش می یافت تا موج ام ظاهر و دیگر دچار تغییر نمی شد. در نهایت شاخص ها بر روی موج ام اندازه گیری می شد. برای تعیین زمان تأخیر، از ابتدای خط نرمال تا جایی که موج، خط را ترک می کرد، بر حسب هزارم ثانیه مشخص می شد که نشان دهنده مدت زمان بین ارائه تحریک و شروع پاسخ است. برای محاسبه دامنه موج ام، فاصله قله موج مثبت تا قله موج منفی بر حسب هزارم ولت اندازه گیری می گردید که نشان دهنده تعداد و همزمانی واحدهای حرکتی فعال است [۱۳](شکل۲).

برنامه تمرینی ۴۵ دقیقه ای عبارت بود از یک دوره تمرین با وزنه هشت هفته ای با تناوب سه جلسه در هفته و تمرین نیز شامل گرم کردن و انجام تمرین قدرتی فزاینده روی عضلات تاکننده بازو با تأکید بر فلکشن آن به روش (دلورم و واتکینز) بود. در شروع برنامه تمرینی و در اولین جلسه هفته در طول هشت هفته، آزمون ده تکرار بیشینه مجدداً اجرا می شد. تمرینات بدین شکل انجام می گردید



شکل۱: EMG دست راست یکی از آزمودنی ها (سمت راست)



شکل ۲: NCV دست چپ یکی از آزمودنی ها (سمت چپ)

که گروه تجربی اول، در طول دوره فقط با دست راست تمرینات قدرتی را انجام می دادند تا انتقال دوسویه قدرت از دست برتر به دست غیر برتر مشخص شده و گروه تجربی دوم فقط با دست چپ تمرین می کردند تا میزان انتقال دوسویه قدرت از دست غیر برتر به دست برتر مشخص شود. گروه کنترل نیز برنامه تمرینی خاصی را انجام نمی دادند. در هر دوره تمرینی باید نظارت دائمی بر شیوه اجرای تمرینات به عمل می آمد و به آزمودنی ها توصیه می شد که هیچ تمرینی با اعضای دیگر بدن غیر از دست تمرینی انجام ندهند. در پایان، آزمون نهایی از هر دو دست آزمودنی های سه گروه به عمل آمد. پس آزمون نیز همانند آزمون مقدماتی، برای متغیرهای مورد نظر در دو دست، اجرا و نتایج برای هر آزمودنی در فرم مربوطه ثبت می شد.

۱. برای جمع آوری داده ها در آزمون حداکثر قدرت ارادی از دینامومتر (POCKET BALANCES REGISTERD) با دامنه ۰/۵ تا ۵۰ کیلوگرم ساخت ایران استفاده شد.

۲. برای تعیین فعالیت الکتریکی عضله و شاخص های الکترونوروگرافی، از دستگاه الکترومیوگرام با نام تجاری (NEMUS) ساخت ایتالیا به شماره سریال ۱۹۲۱۶۸۱۷۱۷۱ و ژل مخصوص استفاده شد.

۳. دمبل ۵ تا۴۰ کیلوگرمی برای ثبت حداکثر انقباض ارادی و الکترومیوگرافی.

یافته‌ها

به منظور مشخص شدن اینکه آیا انتقال دو طرفی انجام گرفته است، ابتدا هر کدام از گروه های تمرینی با گروه کنترل مقایسه شدند. به این منظور، مقادیر مربوط به میانگین، انحراف استاندارد و سطح معناداری EMG ، دامنه و زمان تأخیر موج ام هر گروه تمرینی بطور جداگانه با گروه کنترل در مرحله پیش آزمون و پس آزمون در جدول ۱ ارائه شده و تفاوتها بررسی شده اند. سپس میانگین، انحراف استاندارد و سطح معنی داری متغیرهای مورد نظر در در مرحله پیش آزمون و پس آزمون در گروه ۱ با گروه ۲ مقایسه و تفاوتها بررسی شده تا جهت انتقال مشخص شود (جدول ۲).

با توجه به جدول شماره ۱، پس از تمرین، EMG دست تمرینی و غیرتمرینی گروه تجربی ۱ و ۲ به طور معناداری افزایش یافت، این افزایش در عضو غیرتمرینی گروه یک، ۴۶/۷ درصد و در گروه دو، ۴۱/۹ درصد بود، در حالی که در گروه کنترل تغییر معنی دار آماری مشاهده نگردید. با مقایسه میانگین EMG دست غیر تمرینی در دو گروه تجربی ۱ و ۲ در مرحله پیش آزمون و پس آزمون اختلاف معنی داری مشاهده نشد ($p\leq$ ۰/۳۴۹ و $t=$۰/۹۷۷). به عبارتی هر چند، فعالیت الکتریکی عضو غیرتمرینی در اثر فعالیت قدرتی عضو تمرینی افزایش می یابد ولی میزان آن از دست برتر به دست غیربرتر و بالعکس یکسان بوده و تفاوت بین آنها از لحاظ آماری معنی دار نیست (جدول۲).

جدول ۱: میانگین و آماره متغیرها در مرحله پیش آزمون و پس آزمون گروه تجربی ۱ و ۲ با گروه کنترل

متغیر	گروه	آزمون	میانگین و انحراف استاندارد	تفاضل پیش آزمون و پس آزمون	آزمون همگنی واریانس F	آزمون همگنی واریانس سطح معنی داری	tآزمون t	tآزمون df	tآزمون p
EMG دامنه موج ام	گروه ۱	پیش آزمون	۱/۶۹ ± ۱//۰۴	۰/۷۸ ± ۰/۰۹	۰/۳۷۷	۰/۵۴۷	۲۰/۸۲۰	۱۸	۰/۰۰۱
		پس آزمون	۲/۴۸ ± ۱/۰۲						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۱/۴۲ ± ۰/۴۳	-۰/۰۰۱ ± ۰/۰۷۸					
		پس آزمون	۱/۴۲ ± ۰/۴۲						
	گروه ۱	پیش آزمون	۱۰/۲۷ ± ۴/۶۵	۰/۹۸ ± ۰/۲۱	۰/۸۷۷	۰/۳۶۱	۱۱/۷۰۸	۱۶/۲۹۶	۰/۰۰۱
		پس آزمون	۱۱/۲۵ ± ۴/۵۷						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۱۱/۷۹ ± ۳/۵۲	۰/۰۱ ± ۰/۱۵					
		پس آزمون	۱۱/۸ ± ۳/۵۹						
EMG تأخیر موج ام	گروه ۱	پیش آزمون	۴/۱ ± ۰/۴۹	-۰/۳۱ ± ۰/۲۲	۱۱/۲۵۵	۰/۰۰۴	-۴/۰۱۲	۹/۲۹۸	۰/۰۰۳
		پس آزمون	۳/۷۹ ± ۰/۴۱						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۱/۳۱ ± ۰/۴۵	-۰/۰۱ ± ۰/۰۲					
		پس آزمون	۱/۳ ± ۰/۴۴						
EMG دامنه موج ام	گروه ۲	پیش آزمون	۱/۶۷ ± ۰/۷۸	۰/۷۰ ± ۰/۲۴	۸/۴۵۶	۰/۰۰۹	۸/۰۶۰	۱۱/۵۸۰	۰/۰۰۱
		پس آزمون	۲/۳۷ ± ۰/۸						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۲/۱۸ ± ۰/۸۸	۰/۰۲ ± ۰/۰۹					
		پس آزمون	۲/۱۹ ± ۰/۹۸						
	گروه ۲	پیش آزمون	۱۵/۲۹ ± ۳/۶۳	۰/۸۶ ± ۰/۱۷	۰/۶۱۴	۰/۴۴۳	۱۱/۷۷۸	۱۸	۰/۰۰۱
		پس آزمون	۱۶/۱۵ ± ۳/۶۲						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۱۲/۳۱ ± ۲/۶۴	۰/۰۲ ± ۰/۱۳					
		پس آزمون	۱۲/۳۳ ± ۲/۶۶						
EMG تأخیر موج ام	گروه ۲	پیش آزمون	۴/۲۵ ± ۰/۵۹	-۰/۲۵ ± ۰/۱۵	۴/۶۴۹	۰/۰۴۵	-۴/۶۶۳	۱۲/۹۹۶	۰/۰۰۱
		پس آزمون	۴ ± ۰/۵۷						
	گروه کنترل	پیش آزمون	۱/۷۴ ± ۰/۹۹	۰/۰۰۹ ± ۰/۰۷					
		پس آزمون	۱/۷۵ ± ۱/۰۱						

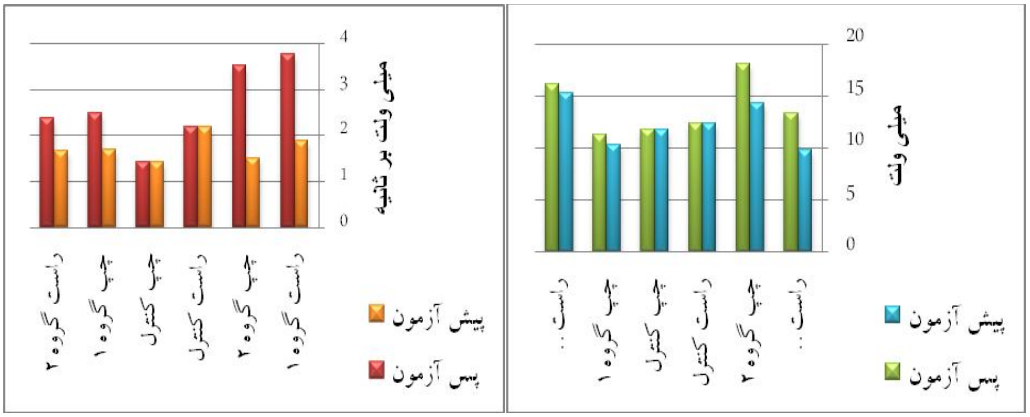
* در سطح P≤ ۰/۰۵معنادار است.

نتایج تحقیق همچنین نشان داد که پس از تمرین، دامنه موج ام دست تمرینی و غیرتمرینی نیز در هر دو گروه تجربی ۱ و ۲ به طور معناداری افزایش یافت، این افزایش در عضو غیرتمرینی گروه یک، ۹/۵ درصد و گروه دو، ۷/۹ درصد بود، در حالی که در گروه کنترل تغیر معنی داری مشاهده نشد (جدول۱). با مقایسه میانگین دامنه موج ام دست غیر تمرینی در دو گروه تجربی ۱ و ۲ در پیش آزمون و پس آزمون نیز اختلاف معناداری مشاهده شد (p≤ ۰/۱۹۱ و t=۱/۳۵۷). به عبارتی هر چند، دامنه موج ام عضو غیرتمرینی در اثر فعالیت قدرتی عضو تمرینی افزایش می یابد ولی میزان آن از دست برتر به دست غیربرتر و بالعکس یکسان بوده و تفاوت معنی دار نیست (جدول۲).

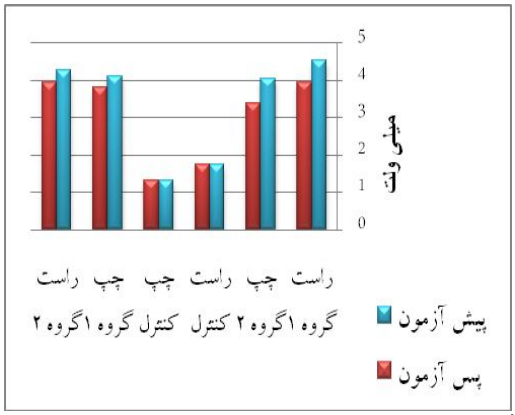
جدول ۲: میانگین و آماره متغیرها در مرحله پیش آزمون و پس آزمون در عضو غیرتمرینی گروه تجربی ۱ و ۲

متغیر	گروه	آزمون	میانگین و انحراف استاندارد	تفاضل پیش آزمون و پس آزمون	آزمون همگنی واریانس		tآزمون		
					F	سطح معنی داری	t	df	p
EMG	گروه ۱	پیش آزمون	۱/۶۹ ± ۱//۰۴	۰/۷۸ ± ۰/۰۹	۹/۲۵۵	۰/۰۰۷	۰/۹۷۷	۱۱/۳۲۹	۰/۳۴۹
		پس آزمون	۲/۴۸ ± ۱/۰۲						
	گروه ۲	پیش آزمون	۱/۶۷ ± ۰/۷۸	۰/۷۰ ± ۰/۲۴					
		پس آزمون	۲/۳۷ ± ۰/۸						
دامنه موج ام	گروه ۱	پیش آزمون	۱۰/۲۷ ± ۴/۶۵	۰/۹۸ ± ۰/۲۱	۰/۳۶۱	۰/۵۵۶	۱/۳۵۷	۱۸	۰/۱۹۱
		پس آزمون	۱۱/۲۵ ± ۴/۵۷						
	گروه ۲	پیش آزمون	۱۵/۲۹ ± ۳/۶۳	۰/۸۶ ± ۰/۱۷					
		پس آزمون	۱۶/۱۵ ± ۳/۶۲						
تأخیر موج ام	گروه ۱	پیش آزمون	۴/۱ ± ۰/۴۹	-۰/۳۱ ± ۰/۲۲	۰/۹۵۸	۰/۳۴۱	-۰/۶۸۳	۱۸	۰/۵۰۳
		پس آزمون	۳/۷۹ ± ۰/۴۱						
	گروه ۲	پیش آزمون	۴/۲۵ ± ۰/۵۹	-۰/۲۵ ± ۰/۱۵					
		پس آزمون	۴ ± ۰/۵۷						

* در سطح۰/۰۵ ≥P معنادار است.



نمودار ۱: مقایسه میانگین EMG عضلات دست سه گروه در مرحله پیش آزمون و پس آزمون (سمت راست) و نمودار ۲: مقایسه میانگین دامنه موج ام عضلات دست سه گروه در مرحله پیش آزمون و پس آزمون (سمت چپ) (گروه تجربی۱ با دست راست و گروه تجربی ۲ با دست چپ تمرین کرده است).



نمودار ۳: مقایسه میانگین تأخیر موج ام عضلات دست سه گروه در مرحله پیش آزمون و پس آزمون (گروه ۱ با دست راست و گروه ۲ با دست چپ تمرین کرده است).

از نتایج دیگر پژوهش حاضر اینکه، پس از تمرین، تأخیر موج ام دست تمرینی و غیرتمرینی هر دو گروه تجربی ۱ و ۲ به طور معناداری کاهش یافت، این کاهش در عضو غیرتمرینی گروه یک، ۷/۵ درصد و گروه دو، ۵/۸ درصد بود، در حالی که در گروه کنترل تغیر معنی داری مشاهده نگردید (جدول۱). با مقایسه میانگین زمان تأخیر موج ام دست غیر تمرینی در گروه تجربی۱ و گروه تجربی۲ در مرحله پیش آزمون و پس آزمون اختلاف معنی داری مشاهده نشد ($p\leq$ ۰/۵۰۳ و $t=-$۰/۶۸۳) به عبارت دیگر، هر چند زمان تأخیر موج ام عضو غیرتمرینی در اثر فعالیت مقاومتی عضو تمرینی کاهش می یابد ولی میزان آن از دست برتر به دست غیربرتر و بالعکس یکسان بوده و تفاوت ار نظر آماری معنی دار نیست.

نمودارهای ۱، ۲ و ۳ به ترتیب تغییر در میانگین EMG، دامنه و تاخیر موج ام عضو برتر و غیربرتر گروه تجربی ۱، ۲ و کنترل را در مرحله پیش آزمون و پس آزمون نشان می دهد.

بحث

نتایج پژوهش حاضر بیان می کند که در اثر تمرینات قدرتی یک طرفه، فعالیت الکتریکی اندام قرینه افزایش یافته و این انتقال از عضو برتر به غیربرتر و بالعکس یکسان می باشد. کروتکایسکی[1] (۱۹۷۹)، بنجامین[2] (۲۰۰۰) و ویر[3] (۱۹۹۷) نیز در پژوهش های خود در مورد اثر تمرینات قدرتی یک طرفه هم جنبش گزارش کردند که افزایش معنی دار در قدرت و فعالیت IEMG (انتگرال الکترومیوگرافی) عضو تمرین نکرده پس از تمرینات یک طرفه و فعال سازی ارادی در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده طرف مقابل مشاهده می شود [۱۴، ۱۵، ۱۶].

شیما و همکاران (۲۰۰۲) نیز در پژوهشی بیان می کند که اجرای تمرینات یک طرفه، باعث افزایش معنی داری در حداکثر انقباض ارادی و انتگرال الکترومیوگرافی و فعال سازی ارادی در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده طرف مقابل می شود [۱۷] و در تأیید آن دانشمندی و همکاران (۱۳۸۴) نیز در پژوهشی گزارش نمودند که در دوره تمرین ۸ هفته ای، IEMG هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده افزایش می یابد [۱۲]. از طرفی بر خلاف یافته های پژوهش حاضر، ابرسول (۲۰۰۲) و ویر و هوش (۱۹۹۵) در پژوهش های خود دریافتند که به دنبال تمرینات یک طرفه، گشتاور و فعالیت EMG عضو تمرین نکرده طرف مقابل افزایش معنی داری نداشت [۴،۵]. شاید دلیل این تناقض، استفاده از برنامه های تمرینی متفاوت توسط محققان مذکور می باشد.

نتایج این پژوهش هم چنین نشان داد که دامنه موج ام، در اثر تمرین قدرتی یک طرفه در اندام قرینه افزایش و زمان تأخیر موج ام کاهش می یابد. دمیرچی[4] و همکاران (۱۳۸۵) در پژوهشی گزارش کردند که افزایش معنی دار در سرعت هدایت عصبی و کاهش معنی داری در زمان تأخیر موج ام عضو تمرینی و غیرتمرینی اتفاق می افتد [۱۸] هم چنین هیکس و همکاران (۱۹۹۲) و گالوفر و همکاران (۱۹۹۸) بیان می کنند که به دنبال انجام برنامه تمرینی مقاومتی ایزومتریکی، افزایش معنی دار در دامنه موج ام مشاهده کردند [۶،۷]. حسینی (۱۳۸۱) نیز در تحقیق خود، کاهش تأخیر موج ام پس از تمرینات پلیومتریک را مورد تأیید قرار می دهد [۸] که همگی با یافته های پژوهش حاضر هم خوانی دارد. در مقابل، آگارد و همکاران (۲۰۰۲) و سل و همکاران (۱۹۸۳) گزارش کردندکه دامنه موج ام به دنبال تمرینات مقاومتی افزایش نداشته است [۹،۱۰] و آپتون و همکاران (۱۹۷۱) نیز در زمان تأخیر موج ام به دنبال تمرینات مقاومتی تغییر معنی داری را گزارش نکرده اند [۱۱]. دانشمندان افزایش قابلیت تحریک پذیری سارکولما به دنبال تمرین و در پی آن افزایش فعالیت پمپ سدیم را دلیل افزایش دامنه موج ام می دانند. به طور کلی نتایج پژوهش ها نشان می دهد که زمانی که ورزشکار تحریک تمرینی جدیدی را از سر می گیرد، سازگاری های عصبی از جمله سرعت هدایت عصبی، افزایش به کارگیری واحد های حرکتی و میزان و مدت آتش‌باری این واحدها به دنبال انجام برنامه تمرینی جدید و توسعه نیرو در عضلات شکل می گیرد [۱۸].

1 - Krotkiewski
2 - Benjamin
3 - Weir
4 - Damyrchy

در مورد پدیده انتقال نیز هورتوباجی[1] و همکاران (۲۰۰۳) در پژوهش خود گزارش می کند فعالیت های حسی و حرکتی یک طرفه، ساختارهای دوطرفه بدن را تحت تأثیر قرار می دهند تا باعث پدیده انتقال متقاطع شوند [۱۹]. در این پژوهش، مقایسه آثار انقباض های عضلانی ناشی از تحریک و انقباض های ارادی روی بازتاب موج H نشان می دهد که هر دو فعالیتهای حسی و فرامین حرکتی برای انقباض در یک طرف بدن می تواند گذرگاه حرکتی عضو طرف مقابل را نیز تحت تأثیر قرار دهد. همچنین انتقال دوسویه از سمت دست برتر به غیربرتر و بالعکس یکسان صورت می گیرد. این موضوع این گونه قابل توجیه است که پردازش موازی دستگاه عصبی مرکزی و سازوکارهایی که در پی انتقال متقاطع در CNS (سیستم عصبی مرکزی) صورت می گیرد تنها بر مجموعه ای از نرون های حرکتی عضلات تحریک شده متمرکز نمی شود بلکه نرون هایی که فعالیت عضلات طرف مقابل را نیز کنترل می کنند، تحت تأثیر قرار می گیرند. کروتکایسکی (۱۹۷۹)، بنجامین (۲۰۰۰) و ویر (۱۹۹۷) سازوکارهای فوق نخاعی، توسعه هماهنگی از طریق یادگیری و تعدیل اعصاب حسی را به عنوان عامل های ممکن برای ایجاد آثار انتقال متقاطع پیشنهاد کرده ولی هنوز بر سر سازوکارهای واقعی این اثر توافقی وجود ندارد [۱۴، ۱۵، ۱۶].

نتیجه‌گیری

نتیجه پژوهش حاضر این که انتقال دوطرفه از سمت دست برتر به غیربرتر و بالعکس یکسان صورت می گیرد. این موضوع که انتقال متقاطع آثار سودمندی در عضو طرف مقابل بدون فعالیت ایجاد می کند، می تواند مورد توجه جامعه پزشکی و توان بخشی قرار گرفته ولی از آنجایی که در ارتباط با این موضوع، پژوهش های اندکی صورت گرفته و هنوز بر سر سازوکارهای انتقال در طول دوره تمرین به دلیل استفاده از پروتکل های تمرینی متفاوت، توافقی وجود ندارد، بنابراین، توضیح روشن تر این سازوکار در گرو پژوهش های بیشتر خواهد بود.

تشکر و قدردانی

در پایان از همه عزیزانی که در اجرای پژوهش ما را یاری نمودند؛ دانشجویان رشته تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی بجنورد، اساتید و کارکنان دانشکده تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، کارکنان محترم مجله علمی - پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بجنورد تشکر و قدردانی می نماییم.

1 - Hortobagyi

References

1. Mgyl Richard A, Motor learning concepts and applications, Translated by Seyed Mohammad Kazem vaez Mousavi and masoume shojaee. 1. ed, Tehran: bamdad ketab 1998; 228-229-271-272-285-286-287-288-289-290-489.[Persian]
2. Zhon S, chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education, Exerc sport Sci Rev. J. 2000; (28): 177-184.
3. Wear J.P, Housh T.J & Wear L.L, electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross training after isometric training, Appl. Physiol. J. 1994; (77): 197-201.
4. Ebersole, k.T, Housh T.J, Johnson G.O, Perry S.R, Bull A.J & Cromer J.T, mechanomyographic and electromyographic response to unilateral isometric training .J, Strength conditioning research, 2002; 16 (2): 192-201.
5. Wear J.P, Housh T.J, Wear L.L & Johnson G.O, effect of unilateral isometric strength training on joint angle specificity and cross-training, Eur. J. Appl. Physiol 1995; (70): 337-343.
6. Hicks A.L; C.M Cupido, J. Martin & J, Dent, Muscle excitation in elderly adults: the effects of training, Muscle Nerve . J 1992; (15): 87-93.
7. Gollhofer, A ; A Schopp, W Rapp & V Stronik, Changes in reflex excitability following isometric contraction in humans, Eur. J Appl Physiol 1998; (77): 89-97.
8. Hosseini, Seyed Dara, Effect of exercise on parameters Plyumtric Electromyography and electromyography in athletes, [Dissertation], Iran, Tehran, Faculty of Humanities, Tarbiat Modares University 2001. [Persian]
9. Aagaard P, E.B. Sinonsen, J.L. Anderson, P.D. Poulsen, Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wace and H-reflex responses, J.Appl Physiol 2002; 92 (6): 2309-2318.
10.Sale D.G, J.D. MacDougall, A. Upton, A.J. abd McComas, Effect of strength training upon motoneoron excitability in man, Med Sci Sport Exerc. J. 1983; (15): 57-62.
11.Upton A.R.M, A.J. McComas & R.E.P. Sica, Potentiation of "late" responses evoked in muscles during effort, J Neurol Neurosurg Psychiatry 1971; (34): 699-711.
12.Daneshmandi, Hasan, and Afshar nejad, Taher, and Hosseini, Seyed Ali, Effect of unilateral resistance training and training on untrained member of neural adaptation, Olympic Journal 2005; 14: (3), 46 to 59 [Persian]
13.Sheikholeslami vatani Dariush, Comparison of EMG parameters between two groups of athletes in the pursuit of power and an untrained group, [Dissertation], Iran, Kermanshah, Faculty Physical Education, Razi University 1199 [Persian]
14.Krotkiewski M, Aniansson A and Grimby G, The effect of unilateral isokenitic strength training on local adipose and muscle tissue morphology, thickness and enzymes, Eur. J. Appl. Physiol. 1979; (42): 271-281.
15.Benjamin s, beynnon B.D, Helie B.V, Alosa, D.M. & Rennnstrom P.A, the benefit of a single leg strength training program for the muscles around the untrained ankle, American J. Sport Med. 2000; (28): 568-573.
16.Weir I.P, Housh D.J, Housh T.J and weir I.L, The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specifitly, cross-training and the bilateral deficit, Orthop. J. Sports Phys 1997; 25 (4): 264-270.
17.Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, Sato Y & Miamura M, cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining, Eur. J. Appl. Physiol. 2002; 86 (4): 287-294.
18.Damyrchy A and Mohebbi Hamid and Hosseini Seyed Ali, Isotonic strength training effect on maximal voluntary contraction electroneurographic parameters and athletes, Olympic Journal 1386; 39 (3) 22 to 33. [Persian]
19.Hortobagyi T, Taylor J.L, Peterson N.T, Russell G & Gandevia S.C, Change in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contraction and alteed sensory input in humans , J. Neuro. Physiol. 2003; (90): 2451-2459.

Original Article

Comparison of the effect of unilateral strength training on electroneurographic indicators of the symmetric member in the upper limb

Ramazan poor MR[1], Moghaddam A[1], Zamani Sh[2], Zerang M[2], Shabani M[3], Akaberi SA[4]

[1]Assistant Professor, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Department of Physical Education and Sport Sciences, Mashhad, Iran.
[2]Master of Physical Education
[3]Assistant Professor, faculty member of University of Bojnourd, Bojnourd, Iran
[4]Faculty member of North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

Corresponding Author:
Islamic Azad University, Mashhad Branch, Mashhad, Iran.
Email:Sh.zamani2012@yahoo.com

Abstract

Background & Objectives: *The aim of this study was to compare the effects of strength training on electroneurographic indicators of the symmetric member in the upper limb.*

Materials and Methods*: 30 healthy women without any past damage on the elbow joint, tendons and biceps muscle ligaments were chose and all of them were right handed. They were randomly divided in three groups. Experienced group performed strength training on biceps muscle of the dominant hand and 2 experienced groups did the same exercises on biceps muscle of the non- dominant hand. It was done three times a week for eight weeks. Electromyography (EMG) with the maximal voluntary contraction (MVC) of biceps muscle of dominant and non-dominant both hands in the pre-test were measured. To analyze the presented information the t-student test was used and the measurement was done in a meaningful level ($p \leq 0.05$).*

Results: *The results show that after eight weeks doing exercise in both hands, there is a meaningful increase in MVC and EMG. While in control group there wasn't any differences. Cross transfer rate equal to the dominant of non-dominant.*

Conclusion: *The unilateral strength training causes increase in EMG, amplitude accretion and decreased latency of M wave in both training and not raining members. The underlying Mechanisms which is responsible for electroneurographic cross transfer may be explained by associational neurons, corpus callosum and parallel processing of the nervous system.*

Key Words:*Electroneurographic index, Amplitude, Iatency, Electromyography, Unilateral strength training, Cross transfer*

Submitted:*11 Aug 2012*
Revised:*31 Oct 2012*
Accepted:*27 Nov 2012*