پژوهش‌های فیزیولوژی و مدیریت در ورزش
دورهٔ ۱۴، شمارهٔ ۱، بهار ۱۴۰۱
ص ص : ۹۷- ۸۱

سازگاری‌های تحریکی و مهاری مسیر قشری- نخاعی در تغییرات قدرت ناشی از تمرین مقاومتی در افراد تمرین‌نکرده بر مبنای تحریک مغناطیسی فراجمجمه‌ای

عارف باسره [۱] – حمید رجبی *[۲] – شهریار غریب‌زاده [۳] – شاپور جابرزاده [۴]

۱.دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران ۲. استاد، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول) ۳. دانشیار، پژوهشکده علوم شناختی و مغز، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران ۴. دانشیار فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی و سلامت، دانشگاه موناش، ملبورن، استرالیا

(تاریخ دریافت : ۰۶/ ۰۲/ ۱۴۰۰ ، تاریخ تصویب : ۰۳/ ۰۵ / ۱۴۰۰)

چکیده

با توجه به نقش سازگاری‌های عصبی در مراحل اولیه تمرین مقاومتی، هدف از تحقیق حاضر تعیین سازگاری‌های مسیر تحریکی و مهاری قشری- نخاعی دو عضله موافق (دوسر بازویی) و مخالف (سه‌سر بازویی) به‌دنبال چهار هفته تمرین مقاومتی با استفاده از دستگاه تحریک مغناطیسی فراجمجمه‌ای (TMS) بود. ۱۰ فرد سالم تمرین‌نکرده (قد بر حسب سانتی‌متر ۴/۵۱±۱۷۶/۸) و شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع: ۲/۶۱±۲۳/۱۶) داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. پروتکل تمرین چهار هفته تمرین جلوبازو با دمبل شامل چهار ست شش تا هشت تکرار با ۸۰ درصد یک تکرار بیشینه با ۲/۵ دقیقه استراحت بین ست‌ها بود. برای ارزیابی MEP و CSP از سطح زیر منحنی که براساس شدت‌های مختلف برونده دستگاه TMS به‌دست آمده بود، استفاده شد. از آزمون آنوای مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه جفت زوجی‌ها استفاده شد. نتایج تحقیق افزایش ۲۱ درصدی در هفته دوم و ۳۳ درصدی در هفته چهارم در قدرت عضله دوسر بازویی و فقط در هفته چهارم افزایش ۱۵ درصدی در قدرت عضله سه‌سر بازویی نشان داد. سطح زیر منحنی MEP در عضله دوسر بازویی افزایش معنادار بعد چهار هفته تمرین نشان داد (P<۰/۰۰۱)، درحالی‌که عضله سه‌سر بازویی تغییر معنادار نداشت (P=۰/۹۰۸). همچنین نتایج CSP عضله دوسر بازویی و سه‌سر بازویی بعد چهار هفته تمرین کاهش معنادار نشان داد (P>۰/۰۵). همچنین نتایج رگرسیون نشان داد که افزایش قدرت با عوامل تحریکی و مهاری رابطه خطی نداشت. نتایج نشان داد که پاسخ‌های قشری- نخاعی به تمرین مقاومتی در اندام فوقانی تنها محدود به عضله تمرین‌کرده نیست و سیستم عصبی برای افزایش قدرت از طریق تعدیل نواحی قشری، سازگاری‌های متفاوتی برای دو عضله موافق و مخالف به‌وجود می‌آورد.

واژه‌های کلیدی

تمرین مقاومتی، سازگاری‌های عصبی، عضله مواف ، عضله مخالف، قدرت ارادی، هم‌فعالی.

* نویسندهٔ مسئول : تلفن : ۰۹۱۲۷۹۳۷۷۶۸ Email:hrajabi@khu.ac.ir

مقدمه

به‌خوبی مشخص شده است که سیستم عصبی انسان قادر است عملکرد خود را در پاسخ به فعالیت بدنی یا تجارب حرکتی جدید تغییر دهد (۱، ۲). این پاسخ شکل‌پذیری[1] نامیده شده است و به سازماندهی مجدد مدارهای عصبی در قشر حرکتی اولیه[2](M1) اطلاق می‌شود که حرکت را کنترل می‌کند (۳). روش‌های مختلفی برای اثرگذاری بر شکل‌پذیری سیستم عصبی مرکزی[3](CNS) وجود دارند، که تمرینات ورزشی به‌ویژه تمرینات مقاومتی یکی از این روش‌هاست (۴). یکی از سازگاری‌های تمرینات مقاومتی افزایش قدرت عضلانی است (۵). قدرت به‌طور کلی به‌عنوان حداکثر نیرو یا گشتاور که در خلال یک حرکت ویژه عضلانی ایجاد می‌شود، تعریف می‌شود (۲). تحقیقات زیادی نشان داده‌اند که قدرت عضلانی در پی یک یا چند جلسه تمرین مقاومتی افزایش می‌یابد (۹-۶). این تغییرات اولیه به عوامل مختلفی از جمله افزایش برونده عصبی از مراکز فوق‌نخاعی، فعالیت بیشتر عضلات موافق و همکار[4]، کاهش فعالیت عضلات مخالف و کاهش آستانه فراخوانی و افزایش نرخ آتش‌باری واحدهای حرکتی بستگی دارد، با وجود این علت مشخص و مکان دقیقی برای افزایش قدرت در این تحقیقات مشخص نشده است (۷، ۱۰).

بدیهی است که در مراحل اولیه تمرینات مقاومتی، افزایش سریع در قدرت صورت می‌گیرد، اما این تغییرات سریع در افزایش قدرت، سریع‌تر از آن است که تنها با مکانیسم‌های عضلانی توضیح داده شود (۱، ۵، ۱۱). هرچند تحقیقات دیگر مکانیسم‌های عضلانی را در افزایش اولیه قدرت عضلانی در خلال تمرین مقاومتی دخیل می‌دانند، به‌طور کلی بیشتر تحقیقات سهم عوامل CNS را در افزایش قدرت اولیه تمرین بیشتر دانسته‌اند (۱۲). شواهد مبتنی بر تغییرات سیستم عصبی مرکزی در خلال تمرینات مقاومتی براساس نتایج الکترومیوگرافیکی سطحی(sEMG)، ثبت بازتاب‌های نخاعی و ثبت تک‌واحد حرکتی به‌دست آمده است (۱۱، ۱۳، ۱۴). تغییر در امپلی توده (افزایش) sEMG بیان‌کننده افزایش برونده عصبی است که این تغییر امپلی توده می‌تواند با و بدون تغییرات عضلانی اتفاق بیفتد، با وجود این عدم تغییرات sEMG نیز در خلال تمرینات مقاومتی گزارش شده است (۲، ۵، ۱۵). با توجه به اینکه اندازه‌گیری sEMG در خلال تمرینات مقاومتی به تغییرات کوچک حساس نیست (۱۶)، از روش‌های دیگر مانند ثبت تک‌واحد حرکتی برای بررسی سازگاری‌های تمرینی استفاده شده است (۱۷). تحقیقاتی که از این روش استفاده کرده‌اند، نشان دادند که میزان فعالیت واحدهای حرکتی افزایش داشته است. متغیرهای مورد ارزیابی در این روش شامل میزان نرخ آتش باری، تخلیه جفتی[5] و تغییرپذیری تخلیه واحدهای حرکتی است. نتایج تحقیقات نشان دادند که میزان توسعه نیرو، نرخ آتش باری و تخلیه جفتی افزایش یافته، ولی میزان تغییرپذیری واحدهای حرکتی کاهش داشته است (۱۷).

جدا از نتایج sEMG و ثبت تک‌واحد حرکتی، تحقیقات متعدد از ثبت بازتاب‌های نخاعی برای بررسی تغییرات تحریکی و مهاری سطح نخاع استفاده کرده‌اند. بازتاب‌های نخاعی مانند بازتاب هافمن[6] و موج V در خلال تمرینات مقاومتی اندازه‌گیری شده‌اند (۱۴، ۱۸، ۱۹). در این زمینه بازتاب H برای ارزیابی سطح تحریک‌پذیری موتونرون‌های آلفا و کارایی سیناپسی آوران‌های نوع Ia استفاده شده است (۵). به هر حال نتایج تحقیقات در زمینه بازتاب H متناقض

1. Plasticity
2.Primary Motor Cortex
3.Central Nervous System
4. Synergist muscles
5. Double discharges
6. H-Reflex
7. Volitional Wave

است، به‌طوری‌که بعضی تحقیقات افزایش (۲۰، ۲۱) و برخی دیگر تغییری در بازتاب H پس از تمرینات مقاومتی یافت نکردند (۱۴، ۱۸، ۲۲). افزون‌بر این موج V در خلال تمرینات مقاومتی که بازتابی از برونده وابران موتونرون‌های آلفاست، اندازه‌گیری شده است (۵). نتایج تحقیقات نشان داده است که میزان موج V پس از تمرینات مقاومتی افزایش داشته است. افزایش موج V به‌طور غیرمستقیم نشان‌دهنده افزایش برونده سیناپسی از مراکز فوق‌نخاعی است (۵). در سطح فوق‌نخاعی، قشر حرکتی اولیه (M1) و مسیر قشری- نخاعی نیز ممکن است، در افزایش قدرت اولیه تمرینات مقاومتی نقش داشته باشند. برای مثال دل و همکاران (۲۰۱۹) افزایش قدرت اولیه پس از چهار هفته تمرین را به مراکز فوق‌نخاعی ربط داده‌اند. با وجود این هنوز تعیین مکان دقیق این سازگاری‌ها مورد بحث است (۲۳).

یکی از ابزارهای مورد استفاده برای مطالعه عملکرد قشر حرکتی در خلال تمرینات مقاومتی استفاده از دستگاه تحریک مغناطیسی وراجمجمه‌ای (TMS[1]) است (۲، ۵). TMS به‌طور کلی یک سیم‌پیچ تحریک‌کننده[2] است که در مجاورت جمجمه قرار می‌گیرد، میدان مغناطیسی با پالس‌های زمان‌بندی‌شده تولید می‌کند و این کار سبب القای جریانات یونی در بافت عصبی می‌شود و در نتیجه تحریک یا مهار فعالیت عصبی را در پی دارد. عمق ناحیه فعال‌شده به‌طور معمول ۲ تا ۳ سانتی‌متر است، بنابراین تنها نواحی‌ای از قشر مغز که در مجاورت هسته مغناطیسی قرار گرفته‌اند، در معرض میدان مغناطیسی تولیدشده قرار خواهند گرفت (۲۴). TMS که به‌صورت تک‌پالس[3] بر روی ناحیه M1 اعمال شده و سبب ارسال ولتاژهای پایین‌رونده (پتانسیل عمل) می‌شود، که این ولتاژها از مسیر قشری نخاعی ارسال و سبب پاسخ عضلانی خواهد شد، که به پتانسیل برانگیختگی حرکتی[4](MEP) معروف است (۲، ۵).

تغییر پاسخ‌ها یا سازگاری‌های مهاری و تحریکی مغز و نخاع شاخصی برای عملکرد حرکتی محسوب می‌شوند. در این صورت تعامل این عوامل با یکدیگر سبب افزایش قدرت عضلانی ناشی از تمرینات می‌شود (۶، ۸، ۲۷-۲۵). یکی از محدودیت‌های تحقیقی اصلی در زمینه تمرینات مقاومتی و TMS این است که بیشتر ارزیابی‌ها روی عضله موافق صورت گرفته است (۲، ۵، ۷). لاهوتی و همکاران (۲۰۱۹) در تحقیق خود به بررسی تأثیرات مزمن تمرینات مقاومتی بر تحریک‌پذیری مسیر قشری نخاعی پرداختند و نشان دادند که تمرین مقاومتی سبب کاهش عوامل مهاری قشری می‌شود. این موضوع حاکی از وجود یک فرایند تطبیقی فعال‌سازی شبکه مهاری و تسهیل‌کننده است، که ممکن است سبب قطع عوامل مهاری قشری شود و این امکان را فراهم می‌کند که پس از یک دوره طولانی تمرین مقاومتی، ارسال تحریک از قشر حرکتی به عضله را افزایش دهد (۲۸). کیدجل و همکاران (۲۰۱۷،۲۰۱۹) در مقاله مروری و متاآنالایز خود به بررسی عوامل تحریکی و مهاری در عضله موافق پرداختند و نشان دادند که به‌طور کلی میزان عوامل مهاری در خلال تمرینات مقاومتی کاهش و عوامل تحریکی افزایش نشان دادند. به‌طور کلی ثبات نتایج گزارش‌شده در مورد تحریک‌پذیری مسیرهای قشری نخاعی در این مقاله مروری پایین‌تر از نتایج گزارش‌شده برای عوامل مهاری این مسیرها بود (۲، ۵). این مورد اطلاعات محدودی برای بیان علت افزایش اولیه قدرت فراهم می‌آورد. از طرفی تحقیقات نشان می‌دهد که ارتباط بین موافق و مخالف (هم‌فعالی[5]

1. Transcranial Magnetic Stimulation
2. Stimulator coil
3.Single-pulse
4. Motor evoked potential
5.co-activation

نقش مهمی در افزایش قدرت ایفا می‌کند (۵, ۷). ماسون و همکاران (۲۰۱۹) در تحقیق خود به بررسی پاسخ‌های قشری- نخاعی در عضلات موافق و مخالف پرداختند و نتایج نشان داد پاسخ‌های قشری نخاعی به یک جلسه فعالیت مقاومتی در عضله موافق و مخالف مشابه است. آنها افزایش درگیری عضلات مخالف در این تحقیق را به خستگی عضلات موافق ربط دادند (۷). تلنت و همکاران (۲۰۱۷) به بررسی سازگاری‌های قشری و نخاعی در خلال چهار هفته تمرین مقاومتی پرداختند. نتایج نشان داد که تحریک‌پذیری و موج V پس از چهار هفته تمرین در عضله موافق افزایش داشت، درصورتی‌که رفلکس H تغییری نداشت (۲۹). با وجود این مطالعه‌ای دیگری در زمینه اثر تمرینات مقاومتی بر عضله مخالف یافت نشد. بنابراین با توجه به مطالب بالا در زمینه تمرین مقاومتی با تکیه بر داده‌های TMS، هدف تحقیق حاضر بررسی مکانیسم‌های اولیه مسیرهای تحریکی و مهاری قشری- نخاعی بر تغییرات قدرت ناشی از تمرینات مقاومتی با توجه و تمرکز بر عضلات موافق و مخالف بود.

روش تحقیق

آزمودنی‌های تحقیق

آزمودنی‌های این تحقیق ۱۲ مرد غیرفعال ۲۰ تا ۳۰ ساله بودند که داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند (جدول ۱) و پیش از شروع پروتکل تحقیق کلیاتی از تمام مراحل اجرای پروتکل تمرینی برای آنها شرح داده شد و برگه رضایت‌نامه شرکت در تحقیق از آنها گرفته شد. آزمودنی‌های این تحقیق تمرین مقاومتی (حداقل برای یک سال گذشته) و بیماری خاصی نداشتند (۷، ۳۰، ۳۱). ۲ آزمودنی به دلایلی از ادامه تحقیق انصراف دادند و ۱۰ آزمودنی پروتکل تحقیق را تا انتها انجام دادند. همچنین این افراد در طول دوره تحقیق در هیچ مسابقه یا تمرین دیگری شرکت نکردند. دست برتر هر آزمودنی نیز با پرسش از فرد مشخص شد.

جدول ۱. ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها

	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوکرم)	شاخص توده بدنی (کیلوکرم بر متر مربع)
میانگین± انحراف استاندارد	۱۷۶/۸±۴/۵۱	۷۲/۸±۴/۵۲	۲۳/۲±۱۶/۶۱

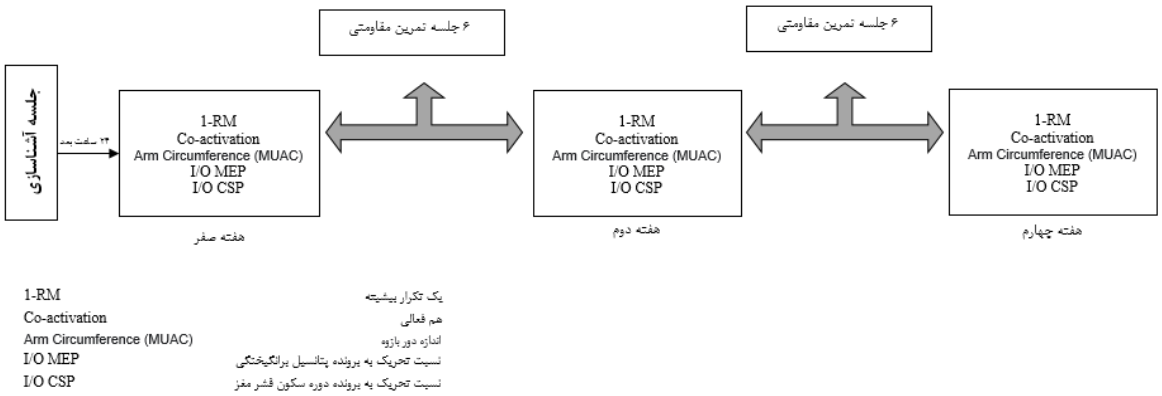
طرح تحقیق

طرح کلی این تحقیق به این صورت بود که در آن ۱۰ آزمودنی، پروتکل چهارهفته‌ای تمرین که هر هفته شامل سه جلسه فعالیت مقاومتی بود، انجام دادند. ۲۴ ساعت پیش از ارزیابی اولیه متغیرهای تحقیق، جلسه آشناسازی برای آزمودنی‌ها برگزار شد. پس از مرحله آشناسازی در هفته صفر (پیش‌آزمون) اندازه‌گیری دور بازو (MUAC)، MVC ، 1-RM، پاسخ‌های قشری- نخاعی (تحریکی و مهاری) با استفاده از دستگاه‌های TMS و EMG اندازه‌گیری شد. همچنین در هفته دوم و در انتها پس از چهار هفته تمرین متغیرها موردنظر دوباره اندازه‌گیری شدند (شکل ۱). در ضمن این کار تحقیقاتی با کد اخلاق IR.KHU.REC.1399.039 در دانشگاه خوارزمی ثبت شده است.

پروتکل تحقیق

پروتکل این تحقیق ۱۲ جلسه تمرین مقاومتی یکطرفه جلوبازو دمبل (دست راست)، هر جلسه شامل گرم کردن با سه دقیقه دویدن روی تردمیل با سرعت کم (اختیاری) و یک ست ۱۲ تکرار بیشینه (۷۰ درصد یک تکرار بیشینه)، یک ست هشت تکرار (۸۰ درصد یک تکرار بیشینه) و یک

ست شش تکرار بیشینه (۸۵درصد یک تکرار بیشینه) با سه دقیقه استراحت بین ست‌ها (۳۲) و تمرین اصلی شامل چهار ست شش تا هشت تکرار با ۸۰ درصد یک تکرار بیشینه با ۲/۵ دقیقه استراحت بین ست‌ها بود (۷). برای رعایت اصل اضافه بار در هر هفته ۲-۵ درصد به یک تکرار بیشینه اضافه شد و تعداد تکرارها در طول هفته‌ها تمرین از هشت به شش کاهش یافت (۶).



شکل ۱. طرح کلی تحقیق

فعالیت EMG در خلال آزمون حداکثر انقباض ارادی (MVC)

داده‌های EMG MVC برای هر آزمودنی در خلال آزمون حداکثر انقباض ارادی برای دو عضله دوسر بازویی (BB) و سه‌سر بازویی (TB) اندازه‌گیری شد. برای MVC عضله دوسر بازویی کتف و آرنج در زاویه ۹۰ درجه روی میز قرار گرفت (شکل ۲) و با اعمال فشار خارجی رو به خارج توسط آزمون‌گیرنده، آزمودنی با انقباض عضله دوسر بازویی در برابر اعمال نیرو آزمون‌گیرنده مقاومت نشان داد. برای عضله سه‌سر بازویی همانند عضله دوسر بازویی با اعمال نیرو توسط آزمون‌گیرنده رو به داخل صورت می‌گرفت. برای هر دو عضله از آزمودنی‌ها سه انقباض پنج‌ثانیه‌ای گرفته شد. RMS در بازه زمانی سه‌ثانیه‌ای این انقباضات برآورد و بیشترین مقدار آن به‌عنوان EMG MVC در نظر گرفته شد (۳۳).

آزمون یک تکرار بیشینه (1-RM)

برای برآورد حداکثر قدرت، ابتدا آزمودنی با انتخاب وزنه‌های بسیار سبک خود را گرم کردند و سپس، طبق برآورد خود آنها، وزن‌های انتخاب شدند که آزمودنی بتواند حداکثر ۱۰ بار آن را به‌صورت کامل و صحیح انجام دهند. با جای‌گذاری مقدار وزنه و تعداد تکرارها در فرمول برزیسکی[1](فرمول زیر) قدرت بیشینه آزمودنی‌ها در حرکت جلوبازو با دمبل و پشت بازو بالای سر با دمبل به‌دست آمد (۳۴):

1-RM=مقدار وزنه+۱/۰۲۷۸(۰/۰۲۷۸×تعداد تکرارها)

اندازه‌گیری دور بازو(MUAC)

برای به‌دست آوردن دور بازو هر آزمودنی پیش و پس از چهار هفته تمرین، با استفاده از متر نواری در حالتی که فرد عضله خود را منقبض کرده بود، گرفته شد و برحسب سانتی‌متر(CM) ثبت شد (۳۵).

1. Berzisky

الکترومیوگرافی سطحی (sEMG)

برای قرارگیری الکترودهای سطحی روی عضلات موردنظر ابتدا موهای زائد ناحیه برداشته شده و سپس این نواحی با الکل تمیز شد. محل قرارگیری الکترودها در ناحیه میانی دو عضله دوسر بازویی (BB) و سه‌سر بازویی (TB) و الکترودهای خنثی نیز روی زوائد استخوانی متصل شد. با حصول اطمینان از اینکه الکترودها روی شکم عضله قرار دارد، الکترودها موازی با جهت تارهای عضلانی و به فاصله دو سانتی‌متر (مرکز تا مرکز) از هم بر روی برآمدگی مرکز عضله قرار داده شدند. داده‌های sEMG در سطح ۱۰۰۰ هرتز و با فیلتر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز نمونه‌برداری و برای حذف نویز و تأثیرات حرکت آزمودنی‌ها سیم‌های دستگاه sEMG(ME6000) با نوار به دور بازو ثابت شدند (۷، ۳۱).

اجرای TMS

برای این تحقیق از دستگاه TMS مگستیم (ساخت انگلیس) دارای سیم‌پیچ به شکل هشت استفاده شد. با توجه به اینکه عضله مورد هدف در این تحقیق عضله دوسر بازویی (سمت راست) بود، محل قرارگیری سیم‌پیچ در سمت چپ قشر حرکتی (M1) قرار گرفت. برای آنکه تحریک در تمامی مرتبه‌ها به میزان یکسانی انجام پذیرد، ابتدا محل تحریک با جست‌وجو و یافتن منطقه‌ای که بیشترین پاسخ در آنجا ایجاد می‌شد، تعیین شد. برای این کار با ۷۰ درصد برونده تولید دستگاه، تحریک روی ناحیه موردنظر ایجاد می‌شود، سپس مکان سیم‌پیچ تغییر داده می‌شود تا مکانی

۱. BB فعال و TB در حالت غیرفعال باشد.

۲. BB غیرفعال و TB در حالت فعالیت باشد.

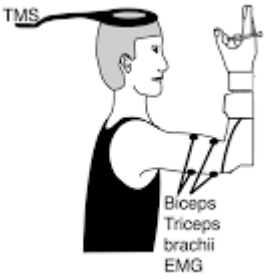
که بیشترین پاسخ عضلانی (MEP) را داشته باشد، یافت شود. در تمام طول ارزیابی‌ها (پیش‌آزمون، هفته دوم و پس‌آزمون) از این ناحیه برای تحریک هر آزمودنی استفاده شد (۳۱).

استفاده از EMG برای بازخورد در خلال آزمون‌ها

برای این کار داده‌های خام دستگاه EMG در صفحه نمایش داده شد و میزان RMS آزمودنی با استفاده از نرم‌افزار (مگاوین نسخه سه) به‌صورت آنلاین برای هر دو عضله محاسبه و نشان داده شد. برای آزمون‌هایی که به فعالیت عضلانی (BB یا TB) نیاز دارند، از آزمودنی‌ها خواسته شد که با ۵ درصد از EMG MVC (٪۵±) فعالیت خود را اجرا کنند. بازخورد EMG این اطمینان را حاصل می‌کند که آزمودنی‌ها سطح فعال‌سازی پس‌زمینه موردنظر EMG را برای آزمون‌های TMS حفظ می‌کنند و میزان پس‌زمینه EMG برای یک عضله (برای مثال BB) در تمام شرایط آزمون تقریباً مشابه باشد (۳۱).

جمع‌آوری داده‌ها با TMS و EMG

برای اعمال تحریکات TMS از آزمودنی خواسته شد که روی صندلی بنشیند و دست راست خود را به‌صورت ۹۰ درجه روی میز قرار دهد (شکل ۲). ۱۰۰ میلی‌ثانیه پیش از اعمال تحریک TMS جمع‌آوری داده با دستگاه EMG آغاز شد (۷). متغیرهای تحقیق در سه حالت زیر اندازه‌گیری شدند:

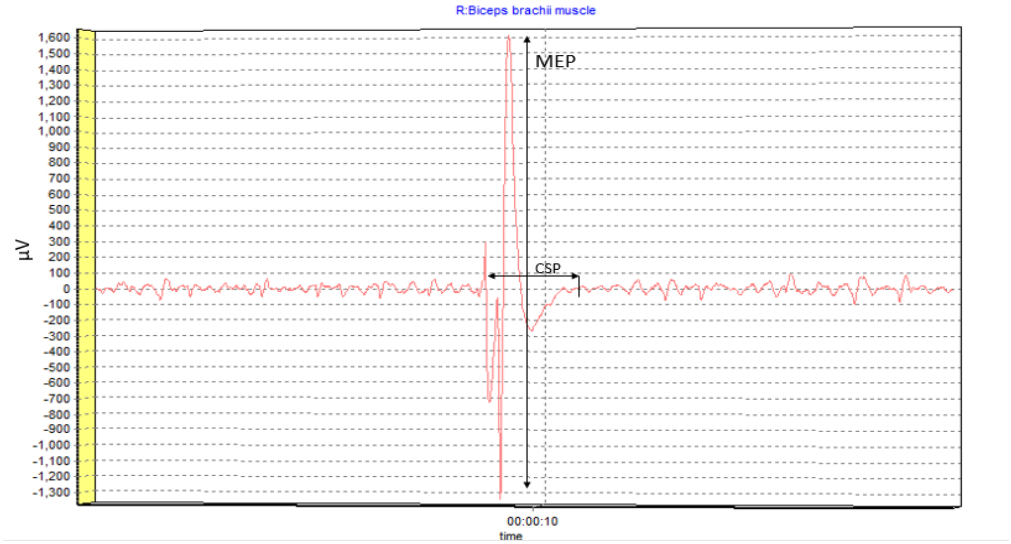


شکل ۲. نحوه قرارگیری دست و سیم‌پیچ TMS

برای تمام حالت‌ها نقطه قرارگیری سیم‌پیچ TMS روی ناحیه‌ای بود که عضله BB را تحریک می‌کند. در خلال فعالیت هر دو عضله آزمودنی‌ها از بازخورد بصری EMG برای فعال کردن عضلات در حرکات جلوبازو و پشت‌بازو استفاده کردند. در خلال فعالیت عضلات در صورت لزوم به آزمودنی‌ها بازخورد کلامی داده می‌شد (۳۱). برای تعیین MEP از دو نقطه اوج به اوج موج MEP استفاده و میانگین ۱۰ تحریک به‌عنوان MEP برحسب میکروولت (µV) تعیین شد. سنجش دوره سکون قشر مغز (CSP) از زمان ظهور موج MEP تا برگشتن سیگنال EMG به حالت پیش از تحریک برحسب میلی‌ثانیه (MS) به‌دست آمد (شکل ۳). سطح زیر منحنی MEP و CSP پیش، هفته دوم و پس از چهار هفته تمرین برای هر دو عضله که از طریق TMS و دستگاه EMG به دست آمدند، با استفاده از برنامه اکسل و به شیوه زیر اندازه‌گیری و برای آنالیز آماری استفاده شد:

۱. I/O MEP: برای ترسیم منحنی تحریک به برونده از ۱۰ تحریک با شدت‌های ۴۰، ۵۰، ۶۰، ۷۰، ۸۰ و ۹۰ درصد برونده دستگاه TMS در شرایط فعالیت با ۵ درصد EMG MVC استفاده شد.

۲. I/O CSP: برای ترسیم منحنی تحریک به برونده از ۱۰ تحریک با شدت‌های ۴۰، ۵۰، ۶۰، ۷۰، ۸۰ و ۹۰ درصد برونده دستگاه TMS در شرایط فعالیت با ۵ درصد EMG MVC استفاده شد.



شکل ۳. نمودار اوج به اوج MEP و دورهٔ سکون قشر مغز(CSP) عضلهٔ دوسر بازویی

روش تجزیه‌وتحلیل آماری

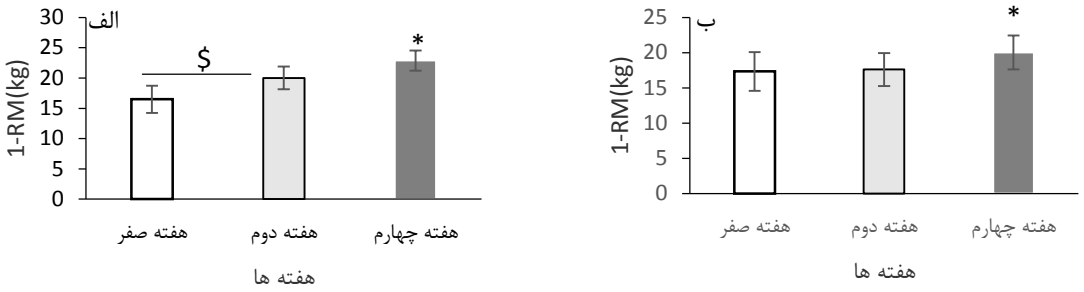
توزیع نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگروف اسمیرنوف و شپیرو ویلک بررسی شد. برای بررسی متغیرهای تحقیق از آزمون آنوای مکرر و برای مقایسه جفت زوجی‌ها از آزمون بونفرونی استفاده شد. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها با استفاده از SPSS نسخه ۲۴ و رسم نمودارها از برنامه پریزم انجام گرفت. سطح آلفا برای معناداری کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

حداکثر انقباض ارادی

نتایج آزمون آنوای مکرر یک تکرار بیشینه (1-RM) عضله دوسر بازویی نشان داد که تفاوت معناداری بین هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد ($F_{(۲،۱۸)}=۱۷۰/۵۳۰$، $p<۰/۰۰۱$). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که افزایش معنادار بین هفته‌های چهارم و صفر ($p<۰/۰۰۱$)، هفته‌های دوم و صفر ($p<۰/۰۰۱$) و هفته‌های

چهارم و دوم (p<۰/۰۰۱) در قدرت عضلانی دوسر بازویی وجود دارد (شکل ۴). نتایج آزمون آنوای مکرر یک تکرار بیشینه (1-RM) عضله سه‌سر بازویی نیز نشان داد که تفاوت معناداری بین هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد($F_{(۲،۱۸)}$=۴۵/۱۸،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که افزایش معنادار بین هفته‌های چهارم و صفر (p<۰/۰۰۱) و چهارم و دوم (p<۰/۰۰۱) وجود دارد، درحالی‌که بین هفته‌های دوم و صفر (p=۰/۹۵۰) تفاوت معنادار نبود (شکل ۴).



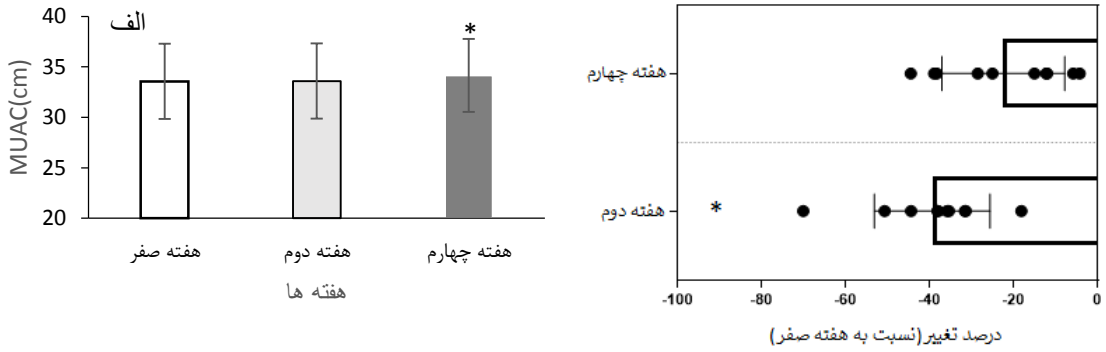
شکل ۴. میانگین و انحراف استاندارد آزمون یک تکرار بیشینه دو عضله الف) دوسر بازویی و ب) سه‌سر بازویی. * نشان‌دهنده تفاوت معنادار با همه زمان‌های دیگر. $ نشان‌دهنده تفاوت دو زمان با هم.

هم‌فعالی عضله دوسر و سه‌سربازویی

نتایج آزمون آنوای مکرر هم‌فعالی دو عضله موافق و مخالف عضله بازو نشان داد که تفاوت معناداری بین هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد ($F_{(۲،۱۸)}$=۲۵/۴۲،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که کاهش بین هفته‌های چهارم و صفر (p=۰/۰۰۷)، چهارم و دوم (p=۰/۰۳۶) و دوم و صفر (p<۰/۰۰۱) تفاوت معنادار داشت (شکل ۵ب).

اندازه دور بازو (MUAC)

نتایج آزمون آنوای مکرر اندازه دور بازو (MUAC) عضله بازو نشان داد که تفاوت معناداری بین هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد ($F_{(۲،۱۸)}$=۱۹/۸۹،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که افزایش معنادار بین هفته‌های چهارم و صفر (p=۰/۰۰۴) و چهارم و دوم (p=۰/۰۰۵) وجود دارد، درحالی‌که بین هفته‌های دوم و صفر (p=۱/۰۰) تفاوت معنادار نبود (شکل ۵الف).



شکل ۵. الف) اندازه دور بازو و ب) هم فعالی دو عضله موافق و مخالف بازو. * نشان‌دهنده تفاوت معنادار با سایر زمان‌ها

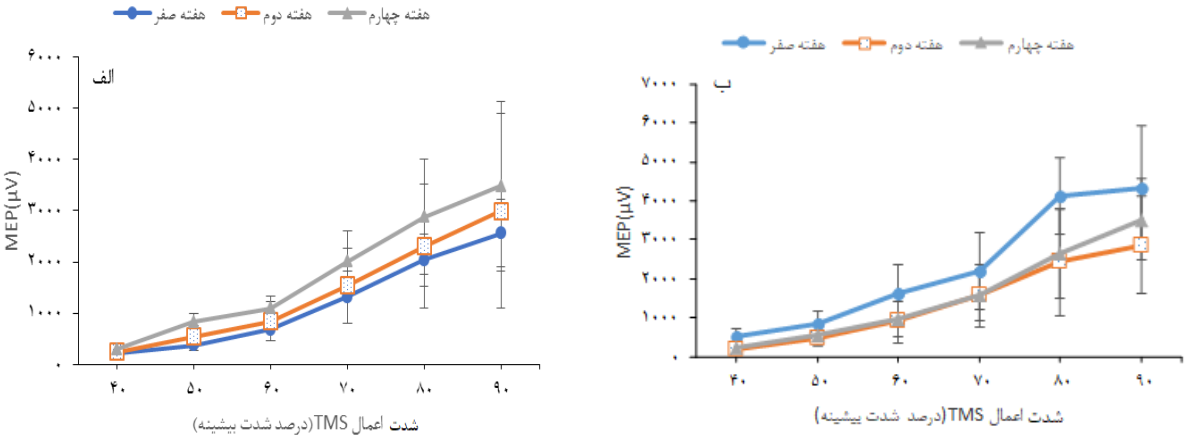
تحریک‌پذیری قشری نخاعی

MEP عضله دوسر بازویی

نتایج آزمون آنوای مکرر MEP عضله دوسربازویی در حال فعالیت (۵ درصد EMGmax) نشان داد که تفاوت معناداری بین زیر سطح نمودار هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد($F_{(۲،۱۸)}$=۶۶/۵۶،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که افزایش معنادار بین هفته‌های چهارم و صفر (p<۰/۰۰۱) و چهارم و دوم (p<۰/۰۰۱) وجود دارد، درحالی‌که بین هفته‌های دوم و صفر (p=۱/۰۰) تفاوت معنادار نبود (شکل ۶.الف).

MEP عضله سه‌سر بازویی

نتایج آزمون مون آنوای مکرر MEP عضله سه‌سر بازویی در حال فعالیت (۵ درصد EMGmax) نشان داد که تفاوت معناداری بین زیر سطح نمودار هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد($F_{(۲،۱۸)}$=۹/۸۶،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که کاهش معنادار بین هفته‌های دوم و صفر (p<۰/۰۰۱)، درحالی‌که بین هفته‌های چهارم و صفر(p=۰/۹۰۸) و چهارم و دوم (p=۰/۰۷۹) تفاوت معنادار نبود (شکل۶ب).



شکل ۶. نمودار و سطح زیر منحنی MEP عضله الف) دوسر بازویی و ب) عضله سه‌سر بازویی

تغییرات قدرت با تحریک‌پذیری قشری نخاعی

نتایج آزمون رگرسیون خطی نشان داد که افزایش قدرت هفته دوم عضله دوسر بازویی با تغییر MEP ارتباط معناداری نداشت(r^2=۰/۰۱۴،p=۰/۷۰۲). همچنین نتایج این آزمون نشان داد که ارتباط معنادار بین قدرت هفته چهارم عضله دو سربازویی و MEP آن عضله وجود ندارد (r^2=۰/۰۱۹،p=۰/۷۰۲). در عضله سه‌سر بازویی نیز نتایج آزمون رگرسیون خطی نشان داد که بین قدرت هفته دوم و MEP هفته دوم(r^2=۰/۳۰۸،p=۰/۰۹۶) و همچنین بین قدرت هفته چهارم و MEP آن هفته ارتباط معنادار یافت نشد(r^2=۰/۰۳۴،p=۰/۶۱۲).

مهار قشری نخاعی

CSP عضله دوسر بازویی

نتایج آزمون آنوای مکرر CSP عضله دوسربازویی نشان داد که تفاوت معناداری بین زیر سطح نمودار هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد($F_{(۲،۱۸)}$=۴۳/۵۳،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که کاهش معناداری بین هفته‌های چهارم و صفر (p<۰/۰۰۱) دوم و صفر (p<۰/۰۰۱) وجود دارد، درحالی‌که بین هفته‌های چهارم و دوم(p=۰/۳۰۳) تفاوت معنادار نبود (شکل ۷ الف).

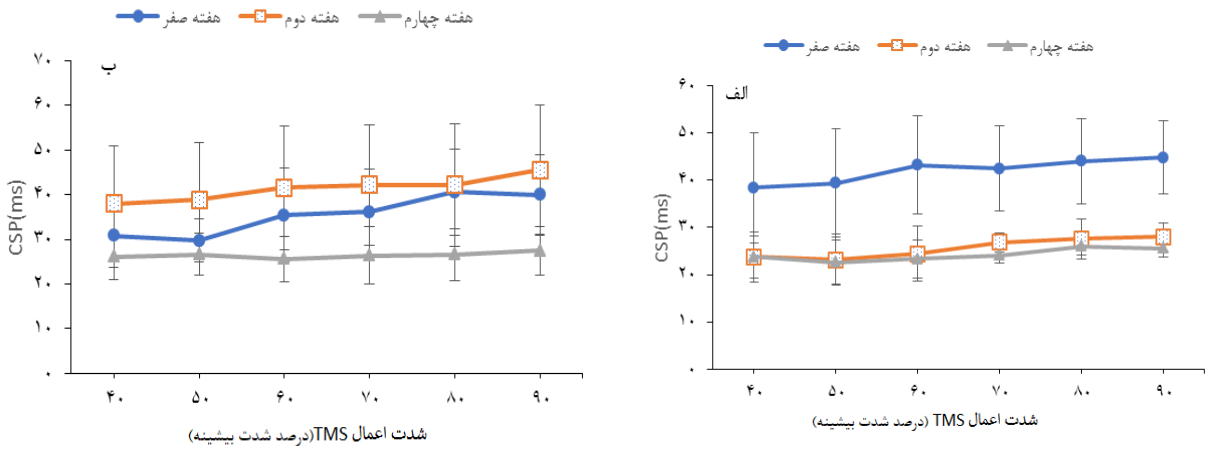
CSP عضله سه‌سر بازویی

نتایج آزمون آنوای مکرر CSP عضله سه‌سر بازویی نشان داد که تفاوت معناداری بین زیر سطح نمودار

هفته‌های صفر، دوم و چهارم وجود دارد ($F_{(۲,۱۸)}$=۱۳/۴۷،p<۰/۰۰۱). نتایج جفت زوجی‌ها نشان داد که کاهش معنادار بین هفته‌های چهارم و صفر (p=۰/۰۱۱) و چهارم و دوم(p=۰/۰۰۳) و افزایش معنادار بین هفته‌های دوم و صفر (p=۰/۰۳۶) وجود دارد (شکل ۷ب).

تغییرات قدرت با مهار قشری نخاعی

نتایج آزمون رگرسیون خطی نشان داد که افزایش قدرت هفته دوم عضله دوسر بازویی با تغییر CSP ارتباط معناداری نداشت(r^2=۰/۰۰۲،p=۰/۸۹۷). همچنین نتایج این آزمون نشان داد که ارتباط معنادار بین قدرت هفته چهارم عضله دوسر بازویی و CSP آن عضله وجود ندارد(r^2=۰/۰۵۶،p=۰/۵۰۹) . در عضله سه‌سر بازویی نیز نتایج آزمون رگرسیون خطی نشان داد که بین قدرت هفته دوم و CSP هفته دوم (r^2=۰/۱۸۸،p=۰/۲۱۱) و همچنین بین قدرت هفته چهارم و CSP آن هفته ارتباط معنادار یافت نشد(r^2=۰/۰۰۱،p=۰/۹۲۴).



شکل ۷. نمودار و سطح زیر منحنی CSP عضله الف) دوسر بازویی و ب) عضله سه‌سر بازویی

بحث و نتیجه‌گیری

هدف تحقیق حاضر بررسی اثر تمرین مقاومتی بر سازگاری‌های تحریکی و مهاری مسیر قشری نخاعی با توجه بر عضلات موافق و مخالف بازو بود. نتایج حاضر افزایش ۲۱ درصدی در هفته دوم و ۳۳ درصدی در هفته چهارم در قدرت عضله موافق نشان داد. در مقابل عضله مخالف فقط در هفته چهارم افزایش ۱۵ درصدی در قدرت نشان داد. همچنین نتایج نشان داد که در عضله موافق میزان عوامل تحریکی (MEP) (برحسب سطح زیر منحنی) بعد چهار هفته تمرین ۴۱ درصد افزایش معنادار و ۱۸ درصد در هفته دوم افزایش غیرمعنادار یافت، این در حالی بود که عضله مخالف کاهش در MEP (۳۸ درصد) در هفته دوم و عدم تغییر در هفته چهارم نشان داد. از طرفی نتایج تحقیق همچنین نشان داد که میزان عوامل مهاری (CSP) در هفته دوم (۳۷ درصد) و چهارم (۴۲ درصد) کاهش معنادار یافت. این در حالی است که عضله سه‌سر بازویی در هفته دوم افزایش معنادار (۱۴ درصد) نشان داد، اما در هفته چهارم کاهش معنادار (۳۱ درصد) نشان داد. همچنین میزان هم‌فعالی عضله موافق و مخالف پس از دو هفته تمرین ۳۹ درصد و بعد هفته چهارم کاهش ۲۲ درصدی نشان داد. اگرچه ارتباط بین افزایش قدرت با تغییرات مهاری و تحریکی مسیر قشری- نخاعی در این تحقیق دیده نشد، با وجود این نتایج بیانگر آن است که در اوایل تمرین کاهش عوامل مهاری در عضله موافق و افزایش آن در عضله موافق

سبب افزایش در قدرت اولیه می‌شوند، با وجود این به‌نظر می‌رسد که در افراد مبتدی، سایر عوامل بالادست قشری، تغییرات در ناحیه M1 و افزایش کارایی سیناپسی در این افزایش قدرت دخیل‌اند.

افزایش قدرت مرتبط با عوامل مهاری و تحریکی قشری- نخاعی نیست

در مراحل ابتدایی تمرینات مقاومتی افزایش قدرت امری بدیهی است، با وجود این افزایش ۲۱ درصدی در هفته دوم و ۳۳ درصدی در هفته چهارم در قدرت عضله موافق و ۱۵ درصدی در هفته چهارم در قدرت عضله مخالف نشان‌دهنده آن است که مفاهیم فیزیولوژیکی مختلفی در این زمینه دخیل‌اند. افزایش قدرت در هفته دوم بدون افزایش در اندازه دور بازو نشان‌دهنده آن است که عوامل عصبی نقش پررنگ‌تری نسبت به عوامل عضلانی ایفا کرده است. این در حالی است که از هفته دوم به بعد در پی افزایش دور بازو نقش هایپرتروفی عضلانی در قدرت بیشتر می‌شود. افزایش قدرت در دو هفته ابتدایی تمرینات مقاومتی در تحقیقات دیگر نیز نشان داده شده است (۴, ۳۶). کامان و همکاران (۲۰۱۴) در تحقیق خود نشان دادند که بعد دو هفته تمرین مقاومتی کاهش عوامل مهاری نقش بیشتری در افزایش قدرت دارد (۳۶). همچنین ماسون و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند که افزایش قدرت با افزایش تحریک‌پذیری و کاهش عوامل مهاری قشری و قشری- نخاعی همراه بود (۴). در تحقیق حاضر نیز افزایش قدرت در هفته دوم در عضله موافق با کاهش عوامل مهاری همراه بود، درحالی‌که تحریک‌پذیری قشری نخاعی افزایش غیرمعنادار نشان داد. اگرچه کاهش عوامل مهاری در اوایل دوره تمرینی برای افزایش قدرت اولیه مهم به‌نظر می‌رسد، در تحقیق حاضر ارتباطی بین افزایش قدرت و عوامل مهاری و تحریک قشری نخاعی یافت نشد. با وجود این به‌نظر می‌رسد که تعدیل صورت‌گرفته در نواحی قشری (M1) نقش پررنگ‌تری در افزایش قدرت نسبت به عوامل قشری نخاعی دارند، چراکه ماسون و همکاران (۲۰۲۰) در تحقیق خود نشان داد که تناوب کوتاه‌مدت مهاری قشری کاهش بیشتری (۴۴ درصد) نسبت به CSP (۱۴ درصد) داشت (۴). بنابراین به‌نظر می‌رسد کاهش عوامل مهاری در سطح قشر تا حدودی در افزایش قدرت اولیه عضلانی بیشتر سهیم است، با وجود این به تحقیقات بیشتر نیاز است. در تحقیق حاضر نیز نشان داده شد که میزان هم‌فعالی عضله مخالف در هفته دوم کاهش ۳۹ درصدی نشان داد و با نتایج تحقیقات در این زمینه همسوست (۳۷). تغییرات قدرت در تحقیق حاضر با سطح آمادگی افراد شرکت‌کننده در تحقیق مرتبط است، چراکه افراد شرکت‌کننده در این تحقیق افرادی بودند که سابقه فعالیت مقاومتی را نداشتند. نتایج تحقیقات نیز نشان داده‌اند که افراد مبتدی تغییرات قدرت بیشتری نسبت به افراد تمرین‌کرده نشان می‌دهند (۳۸). سازگاری‌های عصبی دخیل در افزایش قدرت در ابتدای تمرینات مقاومتی به‌خوبی مشخص نشده است، اما به‌نظر می‌رسد افزایش تحریک‌پذیری، کاهش عوامل مهاری، کاهش هم‌فعالی عضله مخالف، تغییر رفتار واحدهای حرکتی، افزایش نرخ آتش‌باری و سایر عوامل دیگر می‌توانند در افزایش قدرت سهیم باشند (۲). بنابراین، بنابر نتایج تحقیق حاضر افزایش قدرت اولیه بیشتر بر عوامل عصبی تکیه دارد، ولی از هفته دوم به بعد احتمالاً نقش هایپرتروفی در افزایش قدرت بیشتر می‌شود.

سازگاری‌های قشری- نخاعی عضلات موافق و مخالف بازو نسبت به تمرین متفاوت است

همان‌طورکه نشان داده شد، سازگاری‌های عوامل تحریکی و مهاری در دو عضله دوسر بازویی و سه‌سر بازویی متفاوت از هم هستند. در زمینه تمرین و عضله موافق مطالعاتی بسیاری انجام گرفته است. الگوی مشخصی برای MEP پس از تمرین مقاومتی کوتاه‌مدت (کمتر از چهار

هفته) وجود ندارد، در مطالعاتی که از دستگاه TMS استفاده کرده‌اند، به‌طور مثال برخی از مطالعات افزایش (۴، ۶، ۳۹، ۴۰)، کاهش (۳۲، ۳۶) یا عدم تغییر (۴۱، ۴۲) را گزارش کرده‌اند. با وجود این تحقیق حاضر اولین تحقیقی است که عوامل تحریکی و مهاری عضله مخالف با تمرین را نیز بررسی کرده است.

لانچ و همکاران (۲۰۱۷) در تحقیق خود نشان دادند افزایش قدرت بدون تغییر در MEP صورت می‌گیرد (۴۲) یا در تحقیق دیگر کارول و همکاران (۲۰۰۲) در تحقیق خود نشان داده بودند که چهار هفته تمرین سبب کاهش MEP (۱/۷ درصد) می‌شود (۱۲). برخی تحقیقات کاهش یا عدم تغییر در عضله موافق را گزارش کرده‌اند، دلایل مختلفی برای اختلاف‌های نتایج با تحقیق حاضر وجود دارد که شاید مهم‌ترین این دلایل تفاوت در پروتکل‌های تمرین، گروه عضلانی هدف و ارزیابی MEP در حالت‌های مختلف (استراحت یا فعالیت عضله، بیان MEP به موج M یا EMG پایه) باشد (۱۷). به‌طور مثال، دو هفته تمرین ایزوتونیک سبب افزایش معنادار در MEP شد (۴)، درحالی‌که این تغییر در دو هفته تمرین ایزومتریک دیده نشد (۳۶). به‌طور کلی محرک تمرینی باید افزون‌بر اصل ویژگی، توانایی تعدیل در سیستم عصبی را نیز داشته باشد، به‌عبارتی هرچه بار سیستم عصبی تمرین بیشتر باشد، تعدیل تحریک‌پذیری مسیر قشر-نخاعی بیشتر است، به‌طور مثال انقباض اکسنتریک نسبت به انقباض کانسنتریک محرک قوی‌تری برای سیستم عصبی است (۲۹).

ماسون و همکاران (۲۰۲۰) در تحقیق خود بیان داشتند که دو هفته تمرین مقاومتی سبب افزایش تحریک‌پذیری (۴۴ درصد) می‌شود (۴)، درحالی‌که در تحقیق حاضر نشان داده شد که در دو هفته اول میزان تحریک‌پذیری افزایش غیرمعنادار (۱۸ درصد) داشت. از اصلی‌ترین دلایل این اختلاف جدا از گروه عضلانی هدف، می‌توان به پروتکل تمرین مقاومتی اشاره کرد، چراکه در تحقیق ماسون و همکاران (۲۰۲۰) دو هفته تمرین شامل عضلات موافق و مخالف مچ دست بود درحالی‌که تحقیق حاضر فقط شامل تمرین عضلات دوسر بازویی بود. نتایج تحقیقات دیگر نشان می‌دهد که هم فعالی عضلات موافق و مخالف می‌تواند سبب تحریک‌پذیری بیشتر مسیر قشری نخاعی شود (۳۱)، بنابراین تمرین هردو عضله سبب تحریک‌پذیری بیشتر می‌شود. با اینکه تاکنون تحقیقی به بررسی تأثیرات تمرین و عضله مخالف نپرداخته است، به نتایج مشابه با کار حاضر می‌توان اشاره‌ای کرد. به‌طور مثال ماسون و همکاران (۲۰۱۷) در تحقیق خود نشان دادند که تحریک‌پذیری قشری فقط محدود به عضلات موافق نیست، بلکه عضلات همکار نیز در این تحریک‌پذیری دخالت دارند (۶). در تحقیق حاضر نشان دادیم که عضله سه‌سر بازویی میزان سطح زیر نمودار آن کاهش نشان داد. این شواهد نشان‌دهنده آن است که ناحیه M1 و مسیر قشری-نخاعی به‌عنوان شبکه پویا و یکپارچه عمل می‌کند تا قدرت لازم را با پیشرفت برنامه تمرینی برای گروه‌ها عضلانی هدف تأمین کند (۴۳). به‌عبارتی حتی نشان داده شده است که این شکل‌پذیری و انعطاف سیستم عصبی در حین انقباض عضلانی خسته‌کننده نیز این اجازه را می‌دهد که عضله مخالف جهت حفظ نیروی تولیدی عضله موافق و برای کاهش خستگی، تحریک‌پذیری خود را افزایش دهد (۴۴). از طرفی نشان داده شده است که ناحیه MEP به‌صورت مستقیم فعالیت عضلات موافق و مخالف را کنترل می‌کند (۴۵).

اگرچه نتایج تحقیقات درباره MEP متناقض است، نتایج تحقیقات انجام‌گرفته در خصوص CSP عضلات موافق نشان‌دهنده کاهش این متغیر بعد از یک دوره تمرین مقاومتی است (۴, ۶, ۴۱). اگرچه در تحقیق حاضر ارتباطی بین CSP و افزایش قدرت یافت نشد، به‌نظر می‌رسد با

توجه به نتایج CSP از مطالعات مختلف و کاهش این متغیر در تحقیق حاضر، کاهش عوامل مهاری همچون CSP در اوایل دوره تمرین در افزایش اولیه قدرت بیشتر دخیل است (۲). ماسون و همکاران (۲۰۲۰) با ره‌گیری جلسه به جلسه CSP به مدت دو هفته نشان دادند که این متغیر بعد دو هفته تمرین ۱۴ درصد کاهش یافت (۴). در تحقیق حاضر میزان کاهش CSP در دو هفته اول ۳۷ درصد کاهش نشان داد که با تحقیق ماسون و همکاران (۲۰۲۰) همسوست (۴). در مقابل فیشر و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که تمرین سبب افزایش CSP در عضله موافق می‌شود. دلیل اصلی این تفاوت پروتکل تمرینی است، چراکه نوع تمرین و پیچیدگی فعالیت بر CSP اثرگذار است (۲، ۴۶).

از طرفی نتایج تحقیق حاضر نشان داد که CSP عضله مخالف در دو هفته اول افزایش یافت، ولی در هفته چهارم کاهش نشان داد. اگرچه تحقیق مشابهی در این زمینه برای عضله مخالف یافت نشد، به‌نظر می‌رسد افزایش CSP عضله مخالف سبب کاهش فعالیت عضلانی این عضله هنگام فعالیت عضله موافق شده است، به‌طوری‌که میزان هم‌فعالی این دو عضله در هفته دوم ۳۹ درصد کاهش نشان داد. این افزایش CSP هم می‌تواند بازتابی از تغییرات در سطح نخاع باشد و هم در سطح فوق‌نخاعی، چراکه نزدیک به ۵۰ میلی‌ثانیه اول آن عوامل نخاعی بیشتر درگیرند و بقیه آن مربوط به گیرنده‌های $GABA_B$ (۲). از آنجا که براساس مطالعات هم‌فعالی به عوامل فوق‌نخاعی مرتبط است (۴۷)، به‌نظر می‌رسد تغییرات ناحیه M1 در این زمینه بیشتر دخیل باشد. به‌نظر می‌رسد افزایش CSP در عضله مخالف و کاهش آن در عضله موافق به‌واسطه تعدیل‌های که در سطح M1 رخ می‌دهد، سبب افزایش نیرو در حرکت جلوباز شده است. این در حالی است که عضلات همکار رفتاری مشابه با عضله موافق نشان داده‌اند (۶). بنابراین تمرین مقاومتی با هدف قرار دادن نوع خاصی از نورون‌های مهاری درون‌قشری، سبب تغییر و تعدیل در عملکرد آنها می‌شوند که این امر سبب افزایش بیشتر برونده عصبی رو به پایین می‌شود. این افزایش برونده عصبی با اندازه‌گیری موج V نشان داده شده است (۲۹). افزایش قدرت پس از یک دوره تمرین با کاهش مدت CSP همراستاست. از آنجا که تمرین مقاومتی نوعی تمرین مهارتی به‌حساب آورده می‌شود (۲)، به‌نظر می‌رسد کاهش بیشتر CSP در اوایل تمرین بیشتر به مفهوم یادگیری و هماهنگی حرکت مرتبط باشد، چراکه پس از یک دوره تمرین و بی‌تحرکی بعد آن میزان CSP با تمرین ذهنی کمتر افزایش یافت (۴۸). از طرفی میزان کاهش CSP بعد فعالیت مهارتی، از تمرین قدرتی سنگین هم بیشتر بود (۴۹). با وجود این زمانی‌که بار عصبی تمرین افزایش می‌یابد و بازخورد حسی بیشتری به‌کار گرفته می‌شود، میزان CSP بیشتر کاهش می‌یابد. بنابراین نوع انقباض و تمرین مقاومتی بر کاهش این متغیر اثرگذار است. به‌طور مثال تمرین اکسنتریک سبب کاهش بیشتر CSP می‌شود (۵۰).

به‌طور کلی یافته‌های تحقیق نشان داد که تمرین مقاومتی سازگاری‌های متفاوتی در دو عضله موافق و مخالف برای افرایش قدرت در طول دوره تمرین ایجاد می‌کند. این یافته‌ها نشان می‌دهد که عوامل مهاری نقش پررنگ‌تری در اوایل تمرین هم در عضله موافق و هم مخالف برای افزایش قدرت دارند. این یافته از نظر علم تمرینی و کلینیکی مهم‌اند، چراکه تمرین مقاومتی از طریق تعدیل ناحیه قشری و مسیر قشری نخاعی بیش از یک عضله (موافق و مخالف) در افزایش قدرت دخیل است. همانند هر تحقیق دیگری، تحقیق حاضر نیز محدودیت‌های داشت؛ اول اینکه در تحقیق حاضر سنجش آستانه حرکتی یا استراحتی افراد با استفاده از دستگاه TMS امکان‌پذیر نبود، که این امر در یکسان‌سازی شدت تحریک مهم است، بنابراین پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آتی این نکته در نظر گرفته شود؛

دوم، میزان هایپرتروفی عضلانی به روشی ساده در تحقیق حاضر ارزیابی شده است، از طرفی می‌توان از طریق روش‌های پیشرفته مانند سونوگرافی تعیین کرد تا دقت نتیجه‌گیری بالاتر رود؛ سوم اینکه با توجه به نقش عوامل قشری در افزایش قدرت، پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات آتی از متغیرهایی که از طریق TMS جفت پالس به‌دست می‌آیند، استفاده شود، تا نقش این عوامل نیز در افزایش قدرت مشخص شود.

قدردانی و تشکر

نویسندگان از تمام کسانی که داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند و همچنین کلینیک توانبخشی و دانشکده علوم ورزشی و تندرستی شهید بهشتی به‌سبب همکاری در اجرای این کار تحقیقاتی کمال تشکر را دارند.

منابع و مآخذ

1. Mason, J., et al., *Determining the early corticospinal-motoneuronal responses to strength training: a systematic review and meta-analysis.* Reviews in the Neurosciences, 2019. 30(5): p. 463-476.
2. Kidgell, D.J., et al., *Corticospinal responses following strength training: a systematic review and meta-analysis.* European Journal of Neuroscience, 2017. 46(11): p. 2648-2661.
3. Basereh, A., Rajabi, D. Application of Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) in Exercise Respons and Exercise Adaptations. *Sport Physiology*, 2022; 14(53): 60-17. doi: 10.22089/spj.2021.10502.2135.
4. Mason, J., et al., *Tracking the corticospinal responses to strength training.* European Journal of Applied Physiology, 2020: p. 1-16.
5. Siddique, U., et al., *Determining the sites of neural adaptations to resistance training: a systematic review and meta-analysis.* Sports Medicine, 2019: p. 1-25.
6. Mason, J., et al., *Adaptations in corticospinal excitability and inhibition are not spatially confined to the agonist muscle following strength training.* European Journal of Applied Physiology, 2017. 117(7): p. 13.۱۳۷۱-۵۹
7. Mason, J., et al., *Modulation of intracortical inhibition and excitation in agonist and antagonist muscles following acute strength training.* European journal of applied physiology, 2019. 119(10): p. 2185-2199.
8. Nuzzo, J., et al., *Effects of Four Weeks of Strength Training on the Corticomotoneuronal Pathway.* Medicine and science in sports and exercise, 2017. 49(11): p. 2286.
9. Restuccia, J., *Effects of hypertrophy training on spinal and corticospinal excitability within the quadriceps muscle group.* 2018.
10. Kamen, G. and C. Knight, *Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults.* The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences, 2004. 59(12): p. 1334-1338.
11. Narici, M.V ,.et al., *Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps.* European journal of applied physiology and occupational physiology, 1989. 59(4): p. 310-319.

12. Carroll, T.J., S. Riek ,and R.G. Carson, *The sites of neural adaptation induced by resistance training in humans.* The Journal of physiology, 2002. 544(2): p. 641-652.
13. Duchateau, J., J. Semmler, and R. Enoka, *Training adaptations in the behavior of human motor units.* Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985), 2006. 101(6): p. 1766.
14. Del Balso, C. and E. Cafarelli, *Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training.* Journal of Applied Physiology, 2007. 103(1 :(p. 402-411.
15. Jenkins, N.D., et al., *Greater neural adaptations following high-vs. low-load resistance training.* Frontiers in physiology, 2017. 8: p. 331.
16. Farina, D., R. Merletti, and R.M. Enoka, *The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update.* Journal of Applied Physiology, 2014. 117(11): p. 1215-1230.
17. Carroll, T., et al., *Neural adaptations to strength training: moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies.* Acta physiologica, 2011. 202(2): p. 119-14.۰
18. Fimland, M.S., et al., *Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training.* European journal of applied physiology, 2009. 107(6): p. 723.
19. Aagaard, P., et al., *Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses.* Journal of applied physiology, 2002.
20. Lagerquist, O., E.P. Zehr, and D. Docherty, *Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect.* Journal of Applied Physiology, 2006. 100(1): p. 83-90.
21. Duclay, J., et al., *Spinal reflex plasticity during maximal dynamic contractions after eccentric training.* Medicine & Science in Sports & Exercise, 2008. 40(4): p. 722-734.
22. Fimland, M.S., et al., *Functional maximal strength training induces neural transfer to single-joint tasks.* European journal of applied physiology, 2009. 107(1): p. 21-29.
23. Del Vecchio, A., et al., *The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding.* The Journal of physiology, 2019. 597(7): p. 1873-1887.
24. Aleman, A., *Use of repetitive transcranial magnetic stimulation for treatment in psychiatry.* Clinical Psychopharmacology and Neuroscience, 2013. 11(2): p.۵۳ .
25. Weier, A.T., A.J. Pearce, and D.J. Kidgell, *Strength training reduces intracortical inhibition.* Acta physiologica, 2012. 206(2): p. 109-119.
26. Vangsgaard, S., et al., *Changes in H reflex and neuromechanical properties of the trapezius muscle after 5 weeks of eccentric training: a randomized controlled trial.* Journal of Applied Physiology, 2014. 116(12): p. 1623-1631.
27. Pearce, A., et al., *Corticospinal adaptations and strength maintenance in the immobilized arm following 3 weeks unilateral strength training.* Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2013. 23(6): p. 740-748.
28. Lahouti, B., et al., *Short-interval intracortical inhibition of the biceps brachii in chronic-resistance versus non-resistance-trained individuals.* Experimental brain research, 2019. 237(11): p. 3023-3032.

29. Tallent, J., et al., *Enhanced corticospinal excitability and volitional drive in response to shortening and lengthening strength training and changes following detraining.* Frontiers in physiology, 201 :۸ .۷p. 57.
30. Griffin, L. and E. Cafarelli, *Transcranial magnetic stimulation during resistance training of the tibialis anterior muscle.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2007. 17(4): p. 446-452.
31. Kesar, T.M., et al., *Agonist-Antagonist Coactivation Enhances Corticomotor Excitability of Ankle Muscles.* Neural Plasticity, 2019. 2019.
32. Latella, C., D.J. Kidgell, and A.J. Pearce, *Reduction in corticospinal inhibition in the trained and untrained limb following unilateral leg strength training.* European journal of applied physiology, 2012. 112(8): p. 3097-3107.
33. Roman-Liu, D. and P. Bartuzi, *Influence of type of MVC test on electromyography measures of biceps brachii and triceps brachii.* International journal of occupational safety and ergonomics, 2018. 24(2): p. 200-206.
34. Brzycki, M., *A practical approach to strength training*. 1989: Masters Press Grand Rapids, MI.
35. Jeyakumar, A., P. Ghugre, and S. Gadhave, *Mid-upper-arm circumference (MUAC) as a simple measure to assess the nutritional status of adolescent girls as compared with BMI.* ICAN: Infant, Child, & Adolescent Nutrition, 2013. 5(1): p. 22-25.
36. Christie, A. and G. Kamen, *Cortical inhibition is reduced following short-term training in young and older adults.* Age, 2014. 36 :(۲)p. 749-758.
37. Carolan, B. and E. Cafarelli, *Adaptations in coactivation after isometric resistance training.* Journal of applied physiology, 1992. 73(3): p. 911-917.
38. Ahtiainen, J.P., et al., *Muscle hypertrophy, hormonal adaptations and strength development during strength training in strength-trained and untrained men.* European journal of applied physiology, 2003. 89(6): p. 555-563.
39. Goodwill, A.M., A.J. Pearce, and D.J. Kidgell, *Corticomotor plasticity following unilateral strength training* .Muscle & nerve, 2012. 46(3): p. 384-393.
40. Kidgell, D.J. and A.J. Pearce, *Corticospinal properties following short-term strength training of an intrinsic hand muscle.* Human movement science, 2010. 29(5): p. 631-641.
41. Coombs, T.A., et al., *Cross-education of wrist extensor strength is not influenced by non-dominant training in right-handers.* European journal of applied physiology, 2016. 116(9): p. 1757-1769.
42. Leung, M., et al., *The corticospinal responses of metronome-paced, but not self-paced strength training are similar to motor skill training.* European journal of applied physiology, 2017. 117(12): p. 2479-2492.
43. Capaday, C., C. Ethier, and C. Van Vreeswijk, *On the functional organization and operational principles of the motor cortex.* Frontiers in neural circuits, 2013. 7: p. 66.
44. Kojima, S., et al., *Modulation of the cortical silent period elicited by single-and paired-pulse transcranial magnetic stimulation.* BMC neuroscience, 2013. 14(1): p. 1-10.

45. Lévénez, M., et al., *Cortical and spinal modulation of antagonist coactivation during a submaximal fatiguing contraction in humans.* Journal of neurophysiology, 2008. 99(2): p. 554-563.
46. Fisher, B.E., et al., *Evidence of altered corticomotor excitability following targeted activation of gluteus maximus training in healthy individuals.* Neuroreport, 2016. 27(6): p. 415-421.
47. Latash, M.L., *Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions.* Journal of neurophysiology, 2018. 120(1): p. 88-104.
48. Clark, B.C., et al., *The power of the mind: the cortex as a critical determinant of muscle strength/weakness.* Journal of neurophysiology, 2014. 112(12): p. 3219-3226.
49. Mason, J., et al., *Determining the corticospinal responses to single bouts of skill and strength training.* The Journal of Strength & Conditioning Research, 2019. 33(9): p. 2299-2307.
50. Inghilleri, M., et al., *Silent period evoked by transcranial stimulation of the human cortex and cervicomedullary junction.* The Journal of physiology, 1993. 466(1): p. 521-534.

Adaptations of cortical-spinal excitatory and inhibitory pathways in strength changes caused by resistance training in untrained individuals
Based on Transcranial Magnetic Stimulation

Aref Basereh[1]- Hamid Rajabi[*2] - Shahriar Gharibzadeh[3] - Shapour Jaberzadeh[4]

1. Ph.D. student in Exercise Physiology, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran 2. Professor, Department of Exercise Physiology, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author) 3. Associate Professor, Institute of Cognitive and Brain Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran 4. Associate Professor, Department of Physiotherapy, Faculty of Medicine, Nursing and Health Sciences, Monash University, Melbourne, Australia

(Received:2021/04/26;Accepted:2021/08/21)

Abstract

Due to the role of neural adaptations in the primary stages of resistance training, this study aimed to determine the adaptations of cortical-spinal excitatory and inhibitory pathways in strength changes in agonist and antagonist muscles after 4 weeks of resistance training using TMS. 10 healthy untrained individuals participated in this study voluntarily. The training protocol included 4 weeks of seated one-arm dumbbell curl training with 80% of a one-repetition maximum. To assess MEP and CSP, the area under the curve (AURC) was used, which was obtained based on different intensities of the TMS. Repeated-measures ANOVA and Bonferroni were used to analyze the data. The results showed a 21% and 31% increase in agonist muscle strength in weeks 2 and 4 respectively. In contrast, the antagonist muscle just showed a 15% increase in strength in the fourth week. The area under the MEP curve showed a significant increase after 4 weeks of training ($p < 0.001$) in biceps but not in triceps. In addition, CSP showed a significant decrease in biceps and triceps after 4 weeks ($p > 0.05$). However, the changes in corticospinal function were not associated with increased muscle strength. The results of this study showed that cortical-spinal responses to resistance training in the upper body are not limited to trained muscles and the nervous system to increase strength by modulating the cortical areas creates different adaptations for both agonist and antagonist muscles.

Key Words

Agonist, Antagonist, co-activation, Neural adaptations, Resistance training, voluntary strength.

* Corresponding Author: Email: hrajabi@khu.ac.ir ; Tel:+989127937768