Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

تاثیر تحریک جریان مستقیم جمجمه ای(tDCS) قشر حرکتی بر اجرای قدرتی و استقامتی آزمودنی های سالم دانشگاهی

سیروس نظری پیردوستی[۱]، وحید ولی پور ده نو[۱*]، احسان قهرمانلو[۲]

۱) گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران
۲) گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده علوم روان شناسی و بالینی، دانشگاه چارلز داروین، استرالیا

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۹/۱۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۰/۲۲

چکیده

مقدمه: تحریک جریان مستقیم جمجمه ای یک تکنیک غیرتهاجمی است که جهت تغییر فعالیت قشر مغزی استفاده می شود. این شکل از جریان قادر به القاء تغییراتی در فعالیت الکتریکی درون و بیرون نرون ها است که منجر به تغییر پتانسیل استراحتی غشاء و در نتیجه اصلاح کارآیی سیناپس عصبی می شود. از این رو، هدف این مطالعه بررسی تاثیر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه ای(tDCS) قشر حرکتی بر اجرای قدرتی و استقامتی آزمودنی های سالم دانشگاهی بود.

مواد و روش ها: ۱۰ آزمودنی مرد جوان و سالم(سن ۱/۴۱±۲۱/۲۳ سال) به صورت داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت نمودند. در جلسه اول، آشناسازی، اندازه گیری یک تکرار بیشینه و اندازه های آنتروپومتریک اجرا شد. سپس در یک جلسه، ۴ نوبت با ۹۰ درصد یک تکرار بیشینه تا واماندگی را برای بازکننده های زانوی راست بر روی دستگاه جلو پا و در جلسه دیگر با فاصله ۷۲ ساعت سه نوبت با ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه تا واماندگی برای عضلات تاکننده آرنج راست بر روی دستگاه لاری را انجام دادند. زمان استراحت بین نوبت ها در فعالیت عضلات بازکننده زانو ۳ دقیقه و برای فعالیت عضلات تاکننده آرنج۹۰ ثانیه بود. هم زمان فعالیت الکتریکی عضلات درگیر و تعداد تکرارهای انجام شده در هر نوبت نیز ثبت شد. بلافاصله، پس از اتمام کل نوبت های هر فعالیت، تحریک آندی(۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه) و ساختگی(۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه که پس از ۳۰ ثانیه تحریک قطع شد) برای هر فعالیت در دو جلسه متفاوت به صورت طرح تصادفی متقاطع بر جمجمه آزمودنی ها به کار گرفته شد. الکترودها(آند و مرجع) به یک دستگاه تحریک جریان ثابت با برون ده بیشینه ۱۰ میلی آمپر متصل شد. بلافاصله پس از اعمال tDCS آزمودنی ها، دوباره آزمون های ابتدایی را اجرا نمودند و فعالیت الکتریکی عضلات درگیر و تعداد تکرارها در هر دور مجدداً ثبت شد. جمع آوری داده های دامنه سیگنال EMG با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی با فرکانس ۲۰۰۰ هرتز انجام شد.

یافته های پژوهش: تعداد تکرارها(P=0.001) و حجم کار قدرتی انجام شده(P=0.001) در گروه تحریکی افزایش معناداری را در مقایسه با گروه ساختگی نشان داد. تعداد تکرارها(P=0.855) و حجم کار استقامتی انجام شده(P=0.875) در دو گروه تفاوت معناداری را نشان نداد. نتایج فعالیت الکتریکی عضله راست رانی(P=0.197)، پهن جانبی(P=0.363)، پهن داخلی(P=0.227) و دوسر بازویی(P=0.078) تفاوتی را در قبل و پس از مداخله بین دو گروه نشان نداد.

بحث و نتیجه گیری: نتایج این مطالعه نشان می دهد که یک جلسه تحریک tDCS آندی منجر به افزایش قدرت عضلات بازکننده زانو می شود اما تاثیری بر اجرای استقامتی عضلات تاکننده آرنج ندارد که می تواند ناشی از موقعیت الکترودی استفاده شده در این تحقیق باشد. هم چنین یک جلسه tDCS آندی بر فعالیت الکتریکی عضلانی در هیچ کدام از اجراهای قدرتی و استقامتی تاثیر معناداری ندارد.

واژه های کلیدی: استقامت عضلانی، خستگی، قدرت عضلانی، EMG، tDCS

* نویسنده مسئول: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران

Email: valipour.v@lu.ac.ir

Copyright © 2019 Journal of Ilam University of Medical Science. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution international 4.0 International License (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material, in any medium or format, provided the original work is properly cited.

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

مقدمه

هنگام تمرینات ورزشی، خستگی به عنوان عدم توانایی در حفظ سطح قدرت مورد انتظار تعریف می‌شود(۱). این تعریف با مفهوم نقطه شکست(Break point) و ظهور ناگهانی خستگی و ناتوانی برای حفظ تمرین مرتبط است. وضعیت اولیه سیستم عصبی عضلانی(به عنوان مثال: ذخایر انرژی، غلظت یون ها و ترتیب قرارگیری پروتئین های انقباضی) به محض شروع تمرین تغییر می کند، سپس خستگی به طور پیوسته گسترش می یابد تا عضله دیگر قادر به انجام کار مورد نیاز نیست. بنا بر این، خستگی عصبی عضلانی، هر گونه کاهش ناشی از تمرین در نیرو یا توان را نشان می دهد صرف نظر از این که آیا این کار می تواند حفظ شود یا خیر؟(۱).

خستگی مرکزی کاهش فعال سازی ارادی عضلانی را نشان می دهد که این پدیده را می توان به عنوان کاهش پیش رونده ناشی از تمرین در فعال سازی ارادی عضلانی تعریف کرد. خستگی مرکزی تمام پدیده های فیزیولوژیکی نخاعی و فوق نخاعی که قادر به ایجاد کاهش در تحریک نرون های حرکتی هستند را در بر می گیرد. هنگام انقباضات ارادی بیشینه(Maximal Voluntary Contraction=MVC) مشاهده اوج نیرو به دنبال تحریک الکتریکی اضافی عصب محیطی، نشان می دهد که در واقع فعال سازی ارادی بیشینه نیست. به این معنی که برخی از واحدهای حرکتی به کار گرفته نشده اند یا به اندازه کافی به سمت تارهای عضلانی برای تولید نیروی بیشینه شلیک نمی کنند که این با اختلال پیش رونده در فعال سازی ارادی و بنا بر این ظهور خستگی مرکزی مرتبط می باشد(۱).

الکترومیوگرافی(Electromyography) سطحی روشی مناسب برای بررسی نقش سیستم عصبی مرکزی در خستگی عضلانی است. تغییرات در طیف فرکانس EMG همراه با خستگی عضلانی اتفاق می افتد، اما آن ها به طور قطعی در سطح محیطی ایجاد نمی شوند و لزوماً نشان دهنده تحریک عصبی تغییر یافته نیستند. دامنه EMG از نظر تحریک عصبی در خستگی ساده به نظر می رسد اما اندازه و سرعت انتشار پتانسیل عمل درون تارهای عضلانی و سازگاری احتمالی در محل اتصال عصبی عضلانی، بر سیگنال ها تاثیر می گذارند. نیروی عضلانی می تواند در نتیجه تغییر در نیروی انقباضی واحدهای حرکتی و سرعت انقباضی، بدون تغییر در دامنه EMG تغییر کند و دامنه EMG می تواند از طریق تغییرات در شکل و سرعت انتشار پتانسیل عمل واحد حرکتی، بدون تغییر هم زمان در نیروی عضلانی، تعدیل شود(۲).

تحریک جریان مستقیم جمجمه ای(transcranial Direct Current Stimulation=tDCS) تکنیکی غیرتهاجمی جهت تغییر فعالیت قشر مغزی است که به طور گسترده ای در درمان چندین اختلال عصبی مورد استفاده قرار می گیرد(۳). در این روش جریان الکتریکی ضعیف به مغز اعمال می شود(۴) که قادر به القاء تغییراتی در فعالیت الکتریکی درون و بیرون نرون ها است و منجر به تغییر پتانسیل استراحتی غشاء(Resting Membrane Potential=RMP) و در نتیجه اصلاح کارآیی سیناپس عصبی می شود. این تعدیل ها جهت ایجاد پتانسیل عمل ناکافی می باشند اما برای ایجاد تغییر در آستانه پاسخ نرون تحریک شده کافی هستند(۵). با این حال، تغییر در تحریک پذیری، به محل قرارگیری و قطبیت تحریک وابسته است.

جریان الکتریکی پتانسیل استراحتی غشاء نرون های هدف را تغییر می دهد به صورتی که نرون ها با الکترود آندی تحریک و با کاتدی مهار می شوند(۶). این اثرات می تواند تا ۹۰ دقیقه پس از ۱۳-۹ دقیقه تحریک باقی بماند(۷). تحقیقات اخیر شروع به پژوهش درباره اثرات tDCS بر عملکرد جسمانی کرده اند و با توجه به نقش برجسته نواحی حرکتی و پیش حرکتی در گسترش خستگی فوق نخاعی بیشتر مطالعات برای هدف قرار دادن این نواحی تلاش کرده اند.

بسیاری از پژوهشگران معاصر با نقش مغز در تنظیم عملکرد ورزشی موافق هستند. با معرفی و گسترش ابزار غیر تهاجمی جدید، دانش مرتبط با رفتار سیستم عصبی مرکزی هنگام ورزش توسعه یافته است. به طور خاص، اخیراً tDCS قبل از فعالیت ورزشی به منظور بهبود عملکرد ورزشی در دامنه وسیعی از

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

انواع فعالیت های ورزشی مورد استفاده قرار گرفته است(۸). بسیاری از محققین نشان داده اند که tDCS باعث افزایش اثرات مفید یادگیری حرکتی، عملکرد حرکتی، مقاومت در برابر خستگی عضلات هدف و زمان عکس العمل یا قدرت عضلانی در آزمودنی های سالم یا بیماران دارای اختلالات نورولوژیکی می شود(۹). به عنوان مثال، آنژیوس و همکاران(۲۰۱۸) نشان دادند که tDCS آندی هر دو قشر حرکتی با الکترود مرجع فراجمجمه ای دو طرفه، عملکرد استقامتی را افزایش می دهد(۱۰). هم چنین، جودی مارکز و همکاران(۲۰۱۵) نشان دادند که تحریک آندی منجر به بهبود عملکرد دست غیر برتر می شود اما تغییرات معناداری در دست برتر در هر اندازه گیری ایجاد نمی کند(۱۱). هندی و همکاران(۲۰۱۵) بیان کردند که اضافه نمودن tDCS قشر حرکتی هنگام تمرینات قدرتی یک طرفه فواید یادگیری متقابل را طولانی تر می کند که ممکن است پیامدهای قابل توجهی برای افزایش اثرات توان بخشی بعد از اختلال یا آسیب یک عضو داشته باشد(۱۲). از طرفی ماکی و همکاران(۲۰۱۳) نشان دادند که فعال سازی عصبی قشر پیش قدامی جهت حفظ نیروی عضلانی توسط tDCS آندی تعدیل نمی شود(۱۳). ریکاردو براگا و همکاران(۲۰۱۱) ارتباط بین tDCS کاتدی و شاخص های خستگی در اندام تحتانی هنگام پروتکل ایزوکنتیک را ارزیابی کردند. آن ها نشان دادند که پلاریزاسیون جریان کاتدی ابزار کمکی برای افزایش ظرفیت کار، حداقل در تاکردن زانو، در آزمودنی های انسانی می باشد(۱۴).

اوکانو و همکاران(۲۰۱۵) کاهش معنادار ضربان قلب و میزان درک فشار را در شدت های زیربیشینه؛ اما نه در شدت بیشینه ای دوچرخه سواران تمرین‌کرده و هم چنین بهبود متوسطی را در برون ده اوج توان(تقریباً ۴ درصد) هنگام آزمون ورزشی پیشرونده بیشینه، پس از ۲۰ دقیقه tDCS آندی با ۲ میلی آمپر بالای قشر گیجگاهی چپ گزارش کردند(۱۵). به علاوه اثرات مرتبط با اجرا توسط تاناکا(۲۰۰۹) و کوگیامانیان(۲۰۰۷) نشان داده شده است(۱۶،۱۷). آن ها بهبود معنادار در زمان رسیدن به ناتوانی(Time To Exhaustion) پس از tDCS تا ۳۵ درصد را در فعالیت استقامتی ایزومتریک بازو نشان دادند. نشان داده شده است که به کار بردن tDCS بالای قشر قدامی یا گیجگاهی می تواند تغییراتی را در ضربان خودکار قلبی هنگام استراحت در ورزشکاران، افزایش اجرای رکاب زدن(۱۵) و انرژی مصرفی هنگام بازگشت به حالت اولیه پس از ورزش(۱۸) ایجاد کند. به علاوه برخی از تحقیقات نشان می دهند که tDCS ممکن است اجرا را در تکالیف خاص از جمله انقباضات عضلانی ارادی(۵،۱۹) در نتیجه افزایش تحریک پذیری قشر حرکتی و افزایش بعدی در تحریک حرکتی از قشر مغز به ذخیره حرکتی نخاعی بهبود دهد که می تواند منجر به به کارگیری واحدهای حرکتی اضافی و تضعیف خستگی فوق نخاعی مرتبط با درد عضلانی شود. به هر حال نتایج متاقضی وجود دارد که به کار بردن tDCS هیچ افزایشی در MVC هنگام تکالیف خاص مانند تا کردن آرنج(۲۰) یا باز کردن مچ(۲۱) و اجرای قدرتی بازکننده های زانو و فعالیت الکتریکی عضلانی(۴) و حفظ نیروی عضلانی(۱۳) را نشان نداده اند. این یافته ها کاربرد احتمالی tDCS را در توان بخشی و بهبود عملکرد ورزشی پیشنهاد می کنند. اما شواهد ارائه شده توسط چند مطالعه برای حمایت از درمان با tDCS به منظور بهبود عملکرد عضلانی کافی نیست و به نظر می رسد مطالعات بیشتری مورد نیاز است. هم چنین ممکن است شدت تحریک بیشتر(مثلاً ۲ میلی آمپر) بر عملکرد عضلانی نسبت به شدت ۱/۵ میلی آمپری و مدت زمان بیشتر(به عنوان مثال ۱۵ دقیقه) که توسط کوگیامانیان(۲۰۰۷) استفاده شده، تاثیرگذارتر باشد. از طرفی، به نظر می رسد استفاده از یک جنس برای نتیجه گیری بهتر، طرح مناسب تری باشد. هم چنین به طور هم زمان گروه های عضلانی بزرگ(پایین تنه) و کوچک(بالاتنه) در دو فعالیت متفاوت بررسی نشده اند. به همین دلیل ما در این پژوهش به بررسی تاثیر یک جلسه tDCS آندی بر قدرت گروه عضلات بازکننده زانو در پایین تنه و استقامت عضله تاکننده آرنج در بالاتنه از لحاظ تعداد تکرارها و حجم کار انجام شده هم چنین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات فعال پرداخته ایم. تحقیقات

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

قبلی در آزمودنی های دارای اختلالات عصبی عضلانی یا گروه های ورزشکار با استفاده از انقباضات ایستا در گروه های عضلانی کوچک با دو گروه تحریک و کنترل با شدت و مدت های متفاوت صورت پذیرفته اند اما در این پژوهش به بررسی اثـــرات tDCS با ۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه بر آزمودنی های جوان و سالم غیر ورزشکار در انقباضات پویای عضلانی در یک طرح تصادفی متقاطع پرداخته شده است. بنا بر این، فرضیه پژوهش این است که به خاطر درگیر بودن بیشتر سیستم عصبی در تمرینات قدرتی نسبت به تمرینات استقامتی، به کار بردن مداخله tDCS آندی(۲میلی آمپر) بالای قشر حرکتی به مدت ۱۵ دقیقه می تواند قدرت عضلانی را در مقایسه با گروه ساختگی در یک طرح تصادفی متقاطع در مردان جوان و سالم بیشتر تحت تاثیر قرار دهد.

مواد و روش ها

۱۰ آزمودنی مرد جوان و سالم(سن ۱/۴۱±۲۱/۲۳ سال) از بین دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی ارتش بدون سابقه بیماری قلبی-عروقی و اسکلتی- عضلانی به صورت داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند.

در جلسه اول، آشناسازی، اندازه گیری یک تکرار بیشینه بر اساس پروتکل استاندارد(۲۲) و اندازه گیری قد و وزن برای هر آزمودنی به عمل آمد. برآورد یک تکرار بیشینه‌ی دو گروه عضلانی در جلسات جداگانه انجام شد. از آزمودنی ها خواسته شد که قبل از حضور در آزمایشگاه رژیم غذایی عادی خود را حفظ کنند اما از مصرف هر گونه نوشیدنی نیروزا(به عنوان مثال قهوه، کافئین و...) خودداری کنند. همه آزمودنی ها دارای تجربه قبلی در تمرینات قدرتی بودند. قبل از ورود به مطالعه، تمام مراحل پروتکل تجربی برای آزمودنی ها شرح داده شد و پس از آن رضایت نامه کتبی از آزمودنی ها گرفته شد.

سپس در جلسات بعدی آزمودنی ها در یک محیط آرام به مدت ۱۰ دقیقه استراحت(به صورت درازکش) کردند، پس از آن به مدت ۵ دقیقه فعالیت گرم کردن عضلات درگیر را انجام دادند. سپس در یک جلسه، ۴ نوبت با ۹۰ درصد یک تکرار بیشینه تا واماندگی را برای بازکننده های زانوی راست بر روی دستگاه جلو پا و در جلسه دیگر سه نوبت با ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه تا واماندگی برای عضلات تاکننده آرنج راست بر روی دستگاه لاری را انجام دادند. زمان استراحت بین نوبت ها در تمرین عضلات بازکننده زانو ۳ دقیقه و برای تمرین عضلات تاکننده آرنج ۹۰ ثانیـــه بود. هم زمان فعالیت الکتریکی عضلات درگیر و تعداد تکرارهای انجام شده در هر نوبت نیز ثبت شد. بلافاصله، پس از فعالیت، تحریک آندی(Anodal)(۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه) و ساختگی(Sham)(۲ میلی آمپر به مدت ۱۵دقیقه که پس از۳۰ ثانیه تحریک قطع شد) در دو جلسه به صورت طرح تصادفی متقاطع(randomized cross over design) بر جمجمه آزمودنی ها به کار گرفته شد. بلافاصله پس از اعمال tDCS، آزمودنی ها دوباره آزمون های ابتدایی را اجرا نمودند و فعالیت الکتریکی عضلات درگیر و تعداد تکرارهای اجرا شده در هر نوبت مجدداً ثبت شد. فاصله بین جلسات در فعالیت قدرتی و استقامتی ۷۲ ساعت بود. حجم کار قدرتی و استقامتی از طریق ضرب کردن تعداد تکرارها در هر نوبت در مقدار وزنه جا به جا شده محاسبه گردید(۲۳).

جریان الکتریکی با استفاده از یک جفت اسفنج مرطوب شده با محلول سالـــین(mMols of NaCl dissolved in Milli-Q water ۱۴۰) که هر دو الکترود(۳۵ سانتی متر مربع) را در بر می گرفت(۲۴) اعمال شد. الکترودها(آند و مرجع) به یک دستگاه تحریک جریان ثابت با بـــرون ده بیـــشینـــه ۱۰ میلی آمپر(Eldith DC-Stimulator, NeuroConn, Ilmenau, German) متصل شد. جهت اعمال tDCS آندی قشر حرکتی چپ، چون تمام آزمودنی های این مطالعه راست دست بودند، آند بر اساس سیستم EEG 10-20 بین المللی بالای ناحیه M1 قرار داده شد(۱۵). الکترود مرجع بالای ناحیه فوق بصری سمت مخالف(FP2) قرار داده شد و توسط باند کشی ثابت شدند. هم چنین برای حالت ساختگی الکترودها در موقعیت مشابه قرار گرفتند اما محرک پس از ۳۰ ثانیه خاموش شد(۱۵،۱۸).

فعالیت EMG سطحی از عضـــله های پهن جانبی(Vastus Lateralis)، پهـــن داخـــلی(Vastus

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

Medialis)، راست رانی(Rectus Femoris) و دوسر بازویی(Biceps Brachialis) آزمودنی ها ثبت شد. پیکربندی دو قطبی و روش قرار دادن الکترودها بر اساس استانداردهای پیشنهادی SENIAM بود(۴). جهت حصول اطمینان از محل دقیق الکترودها، موقعیت دقیق الکترودها برای هر آزمودنی به طور جداگانه محاسبه گردید و با ماژیک مخصوص علامت گذاری شد. پس از تمیز کردن محل های مورد نظر با ژیلت و الکل مخصوص، الکترودها نصب شدند. الکترودها از جنس کلرید نقره-نقره با قطر ۱۰ میلی متر بودند و فاصله مرکز به مرکز آن ها ۲ سانتی متر در نظر گرفته شد. الکترودها در نواحی مشخص شده در قسمت شکم عضلات دوسر بازو، راست رانی، پهن جانبی و پهن میانی قرار داده شد. جمع آوری داده های EMG با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی(ME6000 EMG, Mega Electronics Ltd. Pioneerinkatu 6, 70800 Kuopio, Finland) با فرکانس نمونه گیری ۲۰۰۰ هرتز انجام شد. جهت جلوگیری از ایجاد نویز(noise)، توسط سیم های متصل به دستگاه، هنگام اجرای حرکت سیم ها توسط چسب های ضد حساسیت به بدن آزمودنی ها محکم بسته شدند. سیگنال های عبوری در محدوده ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شد. جهت مقایسه فعالیت الکتریکی عضله پس از یکسویه سازی مقادیر مجذور ریشه میانگین(Root Mean Square) هر عضله به طور جداگانه با استفاده از نرم افزار Mega Win 3.1-b13 ثبت و محاسبه گردید. برای جلوگیری از اثرات چرخه شبانه روزی بر قدرت، همه اندازه گیری ها در تمام جلسات، بین ساعات ۸ تا ۱۲ صبح اجرا شد.

جهت تعیین طبیعی بودن توزیع داده ها و همگنی واریانس ها از آزمون های کولموگروف-اسمیرنف و لوین استفاده شد و برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون کوواریانس به منظور از بین بردن تفاوت های موجود در پیش آزمون استفاده شد. سطح معناداری $P<0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته های پژوهش

نتایج مقایسه مجموع تکرارها و حجم کار انجام شده فعالیت قدرتی در دو گروه تحریک و ساختگی: تعداد تکرارها(P=0.001)، (F=76.120)، درصد تغییرات(گروه تحریک ۳۲/۴۳ درصد و گروه ساختگی ۶/۵۵- درصد) و حجم کار انجام شده(F=41.62)، (P=0.001)، درصد تغییرات(گروه تحریک ۳۱/۲۴ درصد و گروه ساختگی ۷/۵۴- درصد) در گروه تحریکی افزایش معناداری را در مقایسه با گروه ساختگی نشان داد.

نتایج مقایسه مجموع تکرارها و حجم کار انجام شده فعالیت استقامتی در دو گروه تحریک و ساختگی: تعداد تکرارها(P=0.855)، (F=0.034)، درصد تغییرات (گروه تحریک ۳/۸۹- درصد و گروه ساختگی ۴/۵۵- درصد) و حجم کار انجام شده(P=0.875)، (F=0.026) و درصد تغییرات(گروه تحریک ۲/۷۵- درصد و گروه ساختگی ۳/۶۹- درصد) در دو گروه تفاوت معناداری را نشان نداد(جدول شماره ۱).

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

جدول شماره ۱. تعداد تکرارها و حجم کار انجام شده و EMG عضلانی

ویژگی	مرحله	پیش آزمون Mean±SD	پس آزمون Mean±SD
تعداد کل تکرارها در تمرین قدرتی	تحریکی	۲۲/۲۰±۴/۳۶	۲۹/۴۰±۴/۳۷ *
	ساختگی	۲۲/۹۰±۷/۲۳	۲۱/۴۰±۵/۴۴
کار انجام شده در تمرین قدرتی(تعداد تکرار× مقدار وزنه)(Kg)	تحریکی	۶۳۱/۱۰±۲۳۳/۹۲	۸۲۸/۳۰±۲۷۶/۷۸*
	ساختگی	۶۶۱/۱۰±۳۱۸/۳۹	۶۱۱/۲۰±۲۴۹/۱۰
تعداد کل تکرارها در تمرین استقامتی	تحریکی	۴۳/۶۰±۱۲/۶۸	۴۱/۹۰±۱۱/۲۲
	ساختگی	۴۸/۳۰±۱۴/۴۶	۴۶/۱۰±۱۲/۴۰
کار انجام شده در تمرین استقامتی(تعداد تکرار× مقدار وزنه) (Kg)	تحریکی	۴۴۲/۴۰±۱۲۵/۳۵	۴۳۰/۲۰±۱۳۲/۸۰
	ساختگی	۴۸۶/۸۰±۱۳۴/۱۶	۴۶۸/۸۰±۱۲۵/۷۱
EMG RF (RMS) (µv)	تحریکی	۱۸۱/۲۰±۳۱/۸۰	۱۷۳±۳۳/۲۴
	ساختگی	۱۵۶/۶۰±۱۶/۷۶	۱۷۶/۶۰±۲۴/۱۹
EMG VL (RMS) (µv)	تحریکی	۱۸۱/۷۰±۵۱/۱۱	۱۶۹/۱۰±۵۹/۲۰
	ساختگی	۲۲۷/۹۰±۲۹/۹۲	۲۲۸/۱۰±۵۲/۲۰
EMG VM (RMS) (µv)	تحریکی	۱۵۲/۱۰±۳۴/۲۰	۱۷۵/۸۰ ± ۳۶/۰۶
	ساختگی	۲۲۲± ۳۳/۱۷	۲۳۳ ±۵۷/۶۱
EMG BB (RMS) (µv)	تحریکی	۵۱۹/۳۰±۸۴/۹۳	۴۷۹/۴۰±۵۷/۴۸
	ساختگی	۳۱۸/۹۰±۱۶۳/۴۴	۳۷۵/۳۰±۱۵۴/۸۷

RF=عضله راست رانی، VL= عضله پهن جانبی، VM= عضله پهن داخلی، BB= عضله دوسربازویی

نتایج مقایسه آمپلی تود EMG قبل و بعد از مداخله: نتایج فعالیت الکتریکی عضله راست رانی(P=0.197)، (F=1.80)، درصد تغییرات (گروه تحریک ۴/۵۲- درصد و گروه ساختگی ۱۲/۷۷ درصد) و پهن جانبی(P=0.363)، (F=0.87)، درصد تغییرات(گروه تحریک ۶/۹۳- درصد و گروه ساختگی ۰/۰۸ درصد) و پهن داخلی(P=0.227)، (F=1.56)، درصد تغییرات(گروه تحریک ۱۵/۵۸ درصد و گروه ساختگی ۴/۹۵ درصد) و دوسر بازویی(P=0.078)، (F=3.50)، درصد تغییرات(گروه تحریک ۷/۶۸- درصد و گروه ساختگی ۱۷/۶۸ درصد) تفاوتی را در قبل و پس از مداخله بین دو گروه نشان نداد(جدول شماره ۲).

جدول شماره ۲. نتایج آزمون های لوین و کوواریانس

	لوین		کوواریانس	
	F	P	F	P
تکرارها در تمرین قدرتی	۰/۴۴۵	۰/۵۱۳	۷۶/۱۲۰	۰/۰۰۱ *
حجم کار در تمرین قدرتی	۱/۹۶۰	۰/۱۷۸	۴۱/۶۲	۰/۰۰۱ *
تکرارها در تمرین استقامتی	۰/۰۰۷	۰/۹۳۳	۰/۰۳۴	۰/۸۵۵
حجم کار در تمرین استقامتی	۰/۰۳۹	۰/۸۴۶	۰/۰۲۶	۰/۸۷۵
RMS RF	۴/۱۸۱	۰/۰۵۶	۱/۸۰	۰/۱۹۷
RMS VL	۱/۲۹۵	۰/۲۷۰	۰/۸۷	۰/۳۶۳
RMS VM	۲/۹۴۸	۰/۱۰۳	۱/۵۶	۰/۲۲۷
RMS BB	۰/۲۵۷	۰/۶۱۸	۳/۵۰	۰/۰۷۸

*P=0.001

بحث و نتیجه گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر یک جلسه tDCS آندی بر اجرای قدرتی و استقامتی آزمودنی های مرد سالم بود. نتایج پژوهش نشان داد که یک جلسه تحریک tDCS آندی می تواند اجرای قدرتی را در حرکات پویای پایین تنه در مقایسه با گروه ساختگی بهبود دهد اما نمی تواند اجرای استقامتی را در حرکات پویای بالاتنه در مقایسه با گروه ساختگی تغییر دهد. هم چنین یک جلسه tDCS تاثیری در فعالیت الکتریکی عضلات در اندام فوقانی و تحتانی بین گروه های مورد آزمون ندارد.

از آن جایی که استقامت عضلانی توسط tDCS آندی تحت تاثیر قرار نگرفته است منطقی است که پیشنهاد شود تاثیر چنین تحریکی ممکن است به نوع نیازمندی های انقباضی(ایزومتریک در مقابل دینامیک) یا به کارگیری توده عضلانی(گروه های عضلانی بزرگ

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

در مقابل کوچک) بستگی داشته باشد که می تواند دامنه به کارگیری قشر حرکتی را متاثر کند(۴). نتایج حاصل از این بخش با یافته های فلاد(۲۰۱۷)، مارتین(۲۰۱۶)، عبدل مولا(۲۰۱۶)، ماک(۲۰۱۵)، ماکی(۲۰۱۳)، کان(۲۰۱۳) و لمپروپائولو(۲۰۱۳) هم راستا می باشد و با یافته های آنژیوس(۲۰۱۸) و کوگیامانیان(۲۰۰۷) متضاد است. علت تضاد با یافته های آنژیوس به دلیل استفاده از ۲ الکترود آند بر روی جمجمه با تحریک دو طرفه و ۲ الکترود کاتد بر روی شانه های مخالف می باشد که موجب افزایش عملکرد استقامتی در آزمودنی های تحقیق آن ها شده است. اما در این پژوهش از یک تحریک یک طرفه استفاده شده که تاثیر معناداری بر اجرای استقامتی نداشت. هم چنین علت تضاد با یافته های کوگیامانیان نوع انقباض عضلانی به کار رفته(ایزومتریک در مقابل ایزوتونیک) و نوع آزمودنی های مورد استفاده(زن و مرد) می باشد. عدم توانایی حفظ فعالیت استقامتی توسط آزمودنی ها احتمالاً به دلیل خستگی محیطی بوده است که می تواند در هر مکان دیگری واقع در سیستم عصبی-عضلانی رخ دهد. هر چند در این تحقیق ما عوامل ایجادکننده خستگی محیطی را بررسی نکرده ایم. از دیگر عوامل عدم تاثیر تحریک، احتمالاً می تواند به دلیل موقعیت قرارگیری الکترودهای تحریکی tDCS مورد استفاده در این پژوهش باشد که ما نتوانستیم از موقعیت های الکترودی دیگر(مانند الکترود آند بر ناحیه M1 و کاتد بر روی شانه) استفاده کنیم، زیرا برخی از محققین به اثرات سودمند موقعیت های الکترودی کاتد بر روی شانه اشاره کرده اند(۲۵).

قدرت عضلانی، برای یک ورزشکار، ارتباط مستقیمی با عملکرد جسمانی، تکنیک های ورزشی، جلوگیری از آسیب و بازتوانی از آسیب را دارد(۲۶). ارتباطی بین تاثیر tDCS و سطوح پایه قدرت عضلانی یافت شده است و به این نکته اشاره می کند که افراد ضعیف تر نسبت به افراد قوی تر می توانند مزایای بیشتری از tDCS دریافت کنند(۸).

یافته های این پژوهش در بخش اجرای قدرتی نشان داد که تحریک tDCS موجب افزایش عملکرد قدرتی می شود که با نتایج تحقیقات وارگاس(۲۰۱۸)، آنژیوس(۲۰۱۶a)، عبدل مولا(۲۰۱۶)، هندی(۲۰۱۵)، تاناکا(۲۰۱۱) و براگا(۲۰۱۱) هم راستا می باشد و با تحقیقات مونته نگرو(۲۰۱۵)، ویلیامز(۲۰۱۳)، کان(۲۰۱۳) و کوگیامانیان(۲۰۰۷) در تضاد است. مونته نگرو و همکاران(۲۰۱۵) در تحقیق خود از آزمودنی های ورزشکار استفاده کردند اما در این پژوهش تمام آزمودنی ها غیرورزشکار بوده اند اما تجربه فعالیت های قدرتی را داشته اند. کان و همکاران(۲۰۱۳) در تحقیق خود از آزمودنی های ورزشکار استفاده نمودند و احتمال دادند که این عدم تاثیر به دلیل اثر سقف(Ceiling-like effect) در مردان جوان سالم باشد(۲۷). اگر چه هنوز مکانیسم ها و اثرات تحریک الکتریکی فراجمجمه ای نسبتاً ناشناخته است، اما tDCS می تواند نیرومندسازی طولانی مدت(long-term potentiation=LTP) را تحت تاثیر قرار دهد و تاثیر تحریک بر LTP به سطوح BDNF و N-متیلD-آسپارتات وابسته است(۲۸). از طرفی استاگ و همکاران(۲۰۰۹) نشان دادند که tDCS آندی منجر به کاهش معنادار در غلظت میانجی عصبی مهاری GABA نسبت به حالت ساختگی می شود که ممکن است نقش مهمی در کنترل تحریک پذیری قشری ایفا کند(۲۹).

هانتر و همکاران(۲۰۱۵) دریافتند که tDCS آندی منجر به افزایش موضعی در گلوتامات و گلوتامین هم چنین N-استیل-آسپارتات در زیر الکترود تحریکی می شود. این یافته ها نشان می دهد که tDCS آندی تغییراتی را در انتقال دهنده های عصبی تحریکی موضعی ایجاد می کند، که فعالیت مغزی را به طور گسترده ای تحت تاثیر قرار می دهند(۳۰). به علاوه tDCS ممکن است اجرا را در تکالیف خاص از جمله انقباضات عضلانی ارادی در نتیجه افزایش تحریک پذیری قشر حرکتی و افزایش بعدی در تحریک حرکتی(Motor stimulation) از قشر مغز به ذخیره حرکتی نخاعی بهبود دهد که می تواند منجر به به کارگیری واحدهای حرکتی اضافی و تضعیف خستگی فوق نخاعی مرتبط با درد عضلانی شود(۵،۱۹). مداخلاتی که تحریک پذیری ناحیه M1

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

(قشر حرکتی اولیه، primary motor cortex) را افزایش می دهند، ممکن است برون داد M1 را افزایش دهند(افزایش تحریک نزولی) و به این ترتیب گسترش خستگی فوق نخاعی را به تاخیر اندازند و در نتیجه ظرفیت ورزشی را بهبود دهند(۴،۷).

اوکانو و همکـــاران(۲۰۱۵) پیشنهاد کردند که تحریک tDCS آندی می تواند فعالیت قشر اینسولار(Insular cortex) را تحت تاثیر قرار دهد بنا بر این میزان درک تلاش(Rating of Perceived Exertion=RPE) را کاهش داده و باعث افزایش عملکرد ورزشی می شود(۱۵). هم چنین، آنژیوس و همکاران(۲۰۱۶a) پیشنـــهاد کردند که افزایـــش تحریک پذیری ناحیه M1 می تواند برون ده عضلات فعال را افزایـــش دهد(۲۵). کـــوگیـــامانیان و همکاران(۲۰۰۷) پیشنهاد کردند که tDCS می تواند در فرادست ناحیه M1 از طریق تسهـــیل تـــحریک فوق نخاعی یا از طریق محافظت ناحیه M1 در برابر بازخورد مهاری ناشی از عضلات فعال، عمل کند(۱۷).

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که یک جلسه tDCS آندی قشر حرکتی می تواند اجرای قدرتی را در آزمودنی های مرد سالم غیرورزشکار افزایش دهد و میزان کار انجام شده در این نوع فعالیت را نیز بهبود بخشد. این در حالی است که تاثیر معناداری بر فعالیت الکتریکی عضلات فعال ندارد هر چند باعث کاهش فعالیت آمپلی تود EMG می شود اما این کاهش در مقایسه با گروه ساختگی معنادار نمی باشد. در ارتباط با فعالیت استقامتی بالاتنه نیز مشاهده شد که یک جلسه tDCS آندی بهبودی را در این نوع از فعالیت ها ایجاد نمی کند. هم چنین تاثیری بر میزان فعالیت الکتریکی عضلانی هنگام چنین فعالیت هایی ندارد هر چند دامنه فعالیت الکتریکی عضلانی کاهش را نشان می دهد که نشان دهنده تاخیر در ایجاد خستگی مرکزی است، اما عدم توانایی حفظ فعالیت توسط آزمودنی ها احـــتمالاً به دلیل خستگی محیطی است که می تواند در هر مکان دیگری واقع در سیـــستم عصبی-عضلانی رخ دهد. اگر چه در این تحقیق عوامل ایجادکننده خستگی محیطی بررسی نشده است. به هر حال مکانیسم دقیقی که در اثر آن tDCS عملکرد ورزشـــی را بهـــبود می بخشد تاکنون شناخته نشده است اما پیشنهاد شده است که tDCS احتمالاً ناحیه M1 را از طریق افزایش برون داد آن هنگام ورزش و احتمالاً کاهش خستگی فوق نخاعی تسهیل می کند.

تحقیقات آینده با استفاده از پروتکل های tDCS جایگزین با مدت زمان تحریک بیشتر یا موقعیت الکترود تحریکی متفاوت و یا افزایش شدت جریان جهت بررسی اثرات بالقوه تحریک الکتریکی به منظور بهبود عملکرد استقامتی مورد نیاز است.

نتایج این پژوهش حاصل پایان نامه دوره دکتری است و محقق بر خود لازم می داند که از تمامی آزمودنی های شرکت کننده در این پژوهش و هم چنین سرکار خانم افسانه دادارخواه مربی طب فیـــزیکی و توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی ارتش کمال تقدیر و تشکر را به عمل آورد.

انجام مطـــــالعه حاضر توسط کمیته اخلاق دانشـــگاه علـــوم پزشـــــکی لرستـــــان تایید شد(IR.LUMS.REC.1396.303).

References

1. Boyas S, Guevel A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. Ann Phys Reh Med2011; 54:88-108. doi: 10.1016/j.rehab.2011.01.001

2. Roger ME, Stephane B, Thorsten R, Dario F, Malgorzata K, Jacques D. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. J Electrom Kin2011; 21:208-19. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.10.006

3. Nitsche MA, Paulus W. Transcranial direct current stimulation update. Rest Neurol Neurosci2011; 29:463-92. doi: 10.3233/RNN-2011-0618

4.Montenegro R, Okano A, Gurgel L, Porto F, Cunha F, Massaferri R, Farinatti P. Motor cortex tDCS does not improve strength performancr in healthy subject. Mot Rio Claro2015; 21:185-93. doi: 10.1590/S1980-65742015000200009

5. Fertonani A, Miniussi C. transcranial electrical stimulation:what we know and do not know about mechanisms. Neuroscientist2016; 1-15. doi: 10.1177/1073858416631966

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

6. George MS, Astonjones G. Noninvasive techniques for probing neurocircuitry and treating illness: vagus nerve stimulation transcranial magnetic stimulation and transcranial direct current stimulation. Neuropsychopharmacology2010; 35:301-16. doi: 10.1038/npp.2009.87

7. Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. Neurology2001; 57:1899-901. doi: 10.1212/WNL.57.10.1899

8. Angius L, opker J and Mauger AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance. Front Physiol2017; 8:90. doi: 10.3389/fphys.2017.00090

9.Miyaguchia S, Onishia H, Kojimaa S, Sugawaraa K, Tsubakia A, Kirimotoa H, et al. Corticomotor excitability induced by anodal transcranial direct current stimulation with and without non exhaustive movement. Brain Res2013; 1529:83- 91. doi: 10.1016/j.brainres.2013.07.026

10. Angius L, Mauger AR, Hopker J, Pascualleone A, Santarnecchi E, Marcora SM. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals. Brain Stim2018; 11:108-17. doi:10.1016/j.brs.2017.09.017

11. Marquez J, Conley A, Karayanidis F, Lagopoulos J, Parsons M. Anodal direct current stimulation in the healthy aged effects determined by the hemisphere stimulated. Rest Neurol Neurosci 2015; 33: 509–519. doi: 10.3233/RNN-140490

12. Hendy AM, Teo W, Kidgell DJ. Anodal tDCS prolongs the cross education of strength and corticomotor plasticity. Med Sci Sports Exe2015; 47:1788-97. doi: 10.1249/MSS.0000000000000600

13. Makii M, Kan B, Nosaka K, Perrey S. Effects of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on prefrontal cortex activation during a neuromuscular fatigue task an fNIRS study. Exp Med Biol2013; 789:73-9. doi: 10.1007/978-1-4614-7411-1_11

14. Ricardo B, Jonas G, Raphaela A, Flavia P, Rafael M, Gabriel E. Effect of cathodal tDCS on lower limbs muscular fatigue during isokinetic protocol. Portug J Sport Sci2011;11.

15. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti PD, Cyrino ES, Li LM. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. Brit J Sports Med2015; 49:1213-8. doi:10.1136/bjsports-2012-0916

16. Tanaka S, Hanakawa T, Honda M, Watanabe K. Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation. Exp Brain Res2009; 196:459-65. doi: 10.1007/s00221-009-1863-9

17.Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, Barbieri S, Priori A. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. Eur J Neurosci2007; 26:242-9. doi: 10.1111/j.1460-9568.2007.05633

18. Montenegro RA, Okano AH, Cunha FA, Fontes EB, FarinattiPde T. Does prefrontal cortex transcranial direct current stimulation influence the oxygen uptake at rest and post-exercise? Int J Sports Med 2014;35:459-64. doi: 10.1055/s-0033-1333769

19. Williams PS, Hoffman RL, Clark BC. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction. Plos One2013; 8: 814-18. doi: 10.1371/journal.pone.0081418

20. Lampropoulou SI, Nowicky AV. The effect of transcranial direct current stimulation on perception of effort in an isolated isometric elbow flexion task. Motor Control2013; 17:412-426. doi: 10.1123/mcj.17.4.412

21. Hendy AM, Kidgell DJ. Anodal tDCS applied during strength training enhances motor cortical plasticity. MSSE2013; 45:1721-9. doi: 10.1249/MSS.0b013e31828d2923

22. Arias JC, Coburn JW, Brown LE, Galpin AJ. The acute effects of heavy deadlifts on vertical jump performance in men. Sports 2016; 4:22. doi:10.3390/sports402002

23. Schoenfeld BJ, Contreras B, Krieger J, Grgic J, Delcastillo K, Belliard R, Alto A. Resistance training volume enhances muscle hypertrophy but not strength in trained Men. Med Sci Sports Exe 2019;

www.SID.ir

Archive of SID

51:94. doi: 10.1249/MSS.0000000000001764
24. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. J Physiol 2000; 527:633-9. doi: 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00633
25. Angius L, Pageaux B, Hopker J, Marcora SM, Mauger AR. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors. Neuroscience2016; 339:363-75. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.10.028
26.Vargas VZ, Baptista AF, Pereira GOC, Pochini AC, Ejnisman B, Santos MB. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation. J Strength Cond Res2018; 32:1336-41. doi: 10.1519/JSC.0000000000001985
27. Kan B, Dundas JE, Nosaka K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. Appl Physiol Nut Met2013; 38:734-9. doi: 10.1139/apnm-2012-0412
28.Reato D, Bikson M, Parra LC. Lasting modulation of in vitro oscillatory activity with weak direct current stimulation. J Neurophysiol2015; 113:1334-41. doi: 10.1152/jn.00208.2014
29.Stagg CJ, Oshea J, Kincses ZT, Woolrich M, Matthews PM, Johansen H. Modulation of movement associated cortical activation by transcranial direct current stimulation. Eur J Neurosci 2009; 30:1412-23. doi: 10.1111/j.1460-9568.2009.06937
30.Hunter MA, Coffman BA, Gasparovic C, Calhoun VD, Trumbo MC, Clark VP. Baseline effects of transcranial direct current stimulation on glutamatergic neurotransmission and large scale network connectivity. Brain Res2015; 1594:92-107. doi: 10.1016/j.brainres.2014.09.066

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

www.SID.ir

Archive of SID

[DOI: 10.29252/sjimu.27.1.44]
Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir at 19:03 IRDT on Tuesday July 16th 2019

Effect of Motor Cortex Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS)on the Strength and Endurance performance of Healthy Collegiate Subjects

Nazaripirdousti S[1], Valipourdehnou V[1], Ghahramanlou E[2]*

(Received: December 8, 2018 Accepted: January 12, 2019)

Abstract

Introduction: Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a non-invasive technique used to modify the activity of the cortex of the brain. This form of current is capable of inducing changes in the electrical activity inside and outside of the neurons, which leads to a change in the resting membrane potential and thus improves the efficiency of the neural synapse. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of tDCS over motor cortex on strength and endurance performance of healthy collegiate subjects.

Materials & Methods: In total, 10 young and healthy male subjects (age range: 21.23±1.41 year) voluntarily participated in this study. One-repetition maximum (1 RM) of knee extension and anthropometric measurements were determined on the first session. In the next session, the subjects performed 4 sets with 90% of 1 RM to exhaustion for right knee extensors on the leg extension. In the other session, 3 sets with 70% of 1 RM to exhaustion for the right elbow flexors was performed with an interval of 72 h on the preacher curl machine. The rest time between the turns in the activity of the knee-lowering muscles and elbow flexing of the elbows was 3 min and 90 sec, respectively. Meanwhile, the electrical activity of the involved muscles and the number of repetitions performed in each set were recorded in this study. Immediately after performing all sets, anodal stimulation (2 mA for 15 min) and sham (2 mA for 15 min, which was interrupted after 30 sec) were used in two sessions in a randomized cross-over design over cranium of the subjects. The electrodes (anode and reference) were connected to a constant current excitation device with a maximum of 10 mA. Immediately after applying tDCS, the subjects again performed the initial tests, and the electrical activity of the involved muscles and the number of repetitions were re-recorded in each set. The electromyography signal amplitude data were collected using a 2000 Hz electromyography device. Data were analyzed using ANCOVA. P-value less than 0.05 were regarded statistically significant. Ethics code: IR.LUMS.REC.1396.303

Findings: The results showed a significant difference within the two stimulation methods regarding the number of repetitions and the volume of work performed in the strength training session (P=0.001). However, there was no significant difference within the two stimulation methods in terms of the number of repetitions and the volume of work performed in the endurance training session (P>0.05). Moreover, no significant difference was observed within the two stimulation methods regarding the electrical activity of rectus femoris (P=0.197), vastus lateralis (P=0.363), vastus medialis (P=0.227), and biceps brachialis (P=0.078) muscles before and after the treatment.

Discussion & conclusions: The results of this study indicate that an anodal tDCS stimulation session leads to an increase in the strength of the knee extensor muscles. However, it has no effect on the endurance performance of elbow flexors which may result from the electrode montage in this study. Moreover, an anodal tDCS stimulation session has no significant effect on the muscular electrical activity during performing strength and endurance activities.

Keywords: Electromyography, Fatigue, Muscular endurance, Muscular strength, Transcranial direct current stimulation

1. Dept of Sports Sciences, Faculty of Literature and Human Sciences, Lorestan University, Khorramabad, Iran
2. Health and Human Sciences College, Charles Darwin University, Darwin, Northern Territory, Australia
**Corresponding author Email: valipour.v@lu.ac.ir*

www.SID.ir