رشد و یادگیری حرکتی ـ ورزشی – زمستان ۱۳۹۷
دورهٔ ۱۰، شمارهٔ ۴، ص : ۶۰۲ - ۵۸۷
تاریخ دریافت : ۱۷ / ۰۴ / ۹۷
تاریخ پذیرش : ۰۱ / ۱۱ / ۹۷

بررسی بهبود متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی‌کار پس از اعمال تحریک tDCS

مهران دلفانی[۱] - مهتاب عربی [۲*]

۱.کارشناسی ارشد، یادگیری و کنترل حرکتی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شرق، تهران، ایران ۲. استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شرق، تهران، ایران

چکیده

تحریک جریان مستقیم ترانسکرانیال (tDCS) یک تکنیک تعدیل عصبی است که جریان مستقیم با شدت پایین را به سلول‌های مغزی القا می‌کند که باعث تحریک یا مهار خودانگیختهٔ فعالیت عصبی می‌شود. در دهه‌های اخیر استفاده از تحریک الکتریکی به‌عنوان روشی مؤثر در بهبود تعادل در افراد مختلف استفاده شده است. هدف از تحقیق حاضر بررسی بهبود متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی‌کار پس از اعمال تحریک tDCS بود. شرکت‌کننده‌ها ۲۰ ورزشکار مرد رزمی‌کار ۱۸ تا ۲۵ سال بودند. ۱۰ نفر گروه تجربی که تحت تحریک الکتریکی به مقدار ۳ - ۱ میلی‌آمپر به مدت ۲۰-۱۵ دقیقه قرار گرفتند و ۱۰ نفر گروه کنترل، که تحت tDCS شم قرار گرفتند. سپس هر دو گروه تحت آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر قرار گرفتند. در تحلیل داده‌های تحقیق از آزمون تحلیل کوواریانس به‌منظور بررسی تفاوت در تأثیر مداخلات تمرینی بر کنترل پاسچر شرکت‌کنندگان دو گروه استفاده شد ($P<۰/۰۵$).یافته‌های پژوهش نشان داد که تحریک الکتریکی مغز بر کنترل پاسچر ورزشکاران مرد رزمی‌کار بر سه شاخص پایداری در حالات حذف اطلاعات سیستم‌های حسی عمقی، حذف اطلاعات سیستم حسی – عمقی و بینایی و حذف اطلاعات سیستم حسی عمقی و ارائهٔ آرایه‌های نامناسب سیستم بینایی، تأثیر معناداری دارد. در نهایت نتایج این تحقیق نشان داد که تحریک جریان مستقیم ترانسکرانیال می‌تواند موجب بهبود و ارتقای متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی شود.

واژه‌های کلیدی

تحریک الکتریکی مغز، قشر پیش حرکتی، کنترل پاسچر.

* نویسنده مسئول : تلفن : ۰۹۳۵۹۱۵۲۷۴۷

Email: Arabi.mahtab@yahoo.com

مقدمه

تحریک جریان مستقیم ترانسکرانیال (tDCS)، ابزاری برای ایجاد انعطاف‌پذیری و تعدیل عصبی عملکردهای قشر مغز است که با استفاده از جریان مستقیم ضعیف، بر روی پوست سر افراد انجام می‌پذیرد. این تحریک به‌طور گسترده در دهۀ گذشته استفاده شده و در زمینۀ علوم اعصاب و روان‌شناسی سهم شایان توجهی داشته است (۱).

تحقیقات نشان داده است که تحریک جریان متناوب ترانسکرانیال می‌تواند نوسانات مغزی، تحریک‌پذیری قشر و رفتار را تعدیل کند (۲). این روش شامل به‌کار بردن یک جریان مستقیم با شدت خیلی کم ۲ میلی‌آمپر، از طریق الکترودگذاری روی جمجمه است. از این روش برای تغییر پتانسیل بین‌غشایی، به‌منظور تغییر دادن سطح تحریک‌پذیری سلول‌های عصبی استفاده می‌شود. با توجه به قطبیت الکترود فعال، یعنی براساس اینکه الکترود فعال آند یا کاتد باشد، tDCS می‌تواند قابلیت تحریک‌پذیری مغز را تغییر دهد که این تغییر به‌صورت کاهش یا افزایش تحریک‌پذیری است. tDCS آندی که شامل به‌کار بردن الکترود آند به‌عنوان الکترود فعال است، موجب دپولاریزاسیون مغزی و افزایش تحریک‌پذیری سلول‌های عصبی می‌شود و این تغییرات قادر است باعث افزایش عملکردهای حرکتی فرد شود. بنابراین tDCS می‌تواند به‌عنوان تنها مداخلۀ درمانی یا تکنیک مکمل برای تقویت اثرات شیوه‌های درمانی دیگر استفاده شود (۳). تحریک کاتد باعث کاهش تحریک‌پذیری مغز و تحریک آندی، موجب افزایش تحریک‌پذیری مغز می‌شود (۴). علاوه‌بر این، جریان الکتریکی اعمال‌شده توسط tDCS می‌تواند سطح پتانسیل منشأ و همچنین میزان شلیک نورون‌های قشر هدف را تعدیل کند (۵). اثر تحریک tDCS می‌تواند طولانی‌مدت باشد. دوام چنین تأثیراتی به طول و شدت جریان اعمال‌شده بستگی دارد. برای مثال نشان داده شده که پس از اثر تحریک پایه‌ای ۱۳ دقیقه‌ای، می‌تواند تا ۹۰ دقیقه ادامه یابد (۶). از طرفی تحقیقات نشان داده است که تحریک مخچه با جریان مستقیم، یک روش غیرتهاجمی ساده، قابل تحمل، ایمن و بدون اثرات جانبی زیانبار است (۷). مطالعات نشان داده‌اند که این روش با مکانیزم‌های فیزیولوژیکی متفاوت طی تحریک و پس از آن، می‌تواند به افزایش اثر آموزش و تمرینات مختلف بر عملکردهای حرکتی و تسریع در توانبخشی اعصاب و بهبودی سیستم حرکتی منجر شود (۸).

شواهد زیادی وجود دارد که tDCS قشر حرکتی مغز، عملکرد حرکتی و یادگیری حرکتی را هم در افراد سالم و هم در بیماران مبتلا به بیماری‌های عصبی مختلف بهبود می‌بخشد (۹،۱۰). پارک و

همکاران (۲۰۱۴) نشان دادند که افزایش نزدیک به دو برابری در انحراف بدن در میان بازماندگان سکته در قیاس با افراد عادی، موجب کاهش در انحراف قدامی خلفی، طول رد پا، و سرعت انحراف بعد از tDCS شده است (۱۱).

دیورت و همکاران در مطالعه‌ای روی کودکان فلج مغزی، تأثیرات مثبت tDCS به‌همراه کار با تردمیل در افزایش تعادل ایستا را نشان دادند. در تحقیق دیگری اثر تحریک ناحیهٔ دو نیمکره توسط tDCS به‌طور همزمان با فیزیوتراپی و کاردرمانی بر روی بهبود عملکرد حرکتی بعد از سکتهٔ مغزی بررسی شد که بهبودی در عملکردهای حرکتی به‌طور مشخص در گروه دریافت‌کنندهٔ tDCS در قیاس با گروه دیگر بالاتر بود (۱۲).

تحقیقات دیگری نیز در خصوص اثرگذاری tDCS بر روی تعادل انجام گرفته است که تأثیرات مثبت آن را به‌وضوح نشان می‌دهد. برای مثال کامینسکی و همکاران (۲۰۱۶) در مطالعهٔ خود روی ۲۱ آزمودنی جوان درحالی‌که مشغول انجام فعالیت تعادلی بودند، از tDCS استفاده کردند؛ سپس رابطهٔ بین عملکرد افراد و متغیرهای کینماتیک آنها در حین اجرای وظیفهٔ تعادلی بررسی شد. نتایج حاکی از آن بود که tDCS آندی در مقایسه با tDCS شم، به عملکرد بهتر با میزان خطای کمتر منجر می‌شود (۱۳). در مطالعهٔ دیگری که شامل افرادی با همی پارزی مزمن ناشی از سکته بود، یک جلسه tDCS آندی روی بخش آسیب‌دیدهٔ کورتکس حرکتی با کمک راهبرد هدف‌یابی خاص روی پاشنهٔ اندام متأثر، به پیشرفت‌هایی در خم کردن مچ پا و خم کردن انگشتان پا منجر شد که برای حفظ تعادل و کنترل پاسچرال اهمیت بسیاری دارد (۱۴). در تحقیقات جدید، تکنیک‌ها و روش‌هایی وجود دارد که می‌تواند به‌طور مستقیم و غیرمستقیم بر روی کنترل پاسچر و کیفیت عملکرد حرکتی اثرگذار باشد. تحریک الکتریکی مغز با جریان مستقیم (tdcs) به‌دلیل غیرتهاجمی بودن روش مناسبی برای تغییر در فعالیت‌های عصبی و کنترل پاسچر است. ازاین‌رو tDCS می‌تواند جنبه‌های مختلفی از کنترل پاسچری را تحت تأثیر قرار دهد، که شامل اطلاعات ورودی حسی، ادغام سیگنال‌های حسی (بازتوزین حسی) یا نتایج انتخابی حرکتی است (۱۵).

کنترل پاسچر مانند تمام جنبه‌های کنترل حرکتی، از تعامل میان فرد، محیط و تکلیف تأمین می‌شود. توانایی کنترل وضعیت بدن در فضا از تعامل پیچیدهٔ سیستم‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی بهره می‌برد که مجموعهٔ آن به سیستم کنترل پاسچر اشاره دارد (۱۶). با توجه به بسیاری از محرک‌های داخلی و خارجی طی انجام تکلیف، کنترل پاسچر، به سازماندهی پیچیده از سیستم‌های بیولوژیکی

مختلف نیاز دارد که از جمله هدایت عصبی درونداد بینایی، درونداد دهلیزی، درونداد حس عمقی، بازتاب‌های قامتی، قدرت و استقامت عضلانی است (۱۷). در این میان هماهنگی سه سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی، نقش بسزایی در کنترل پاسچر دارند. اطلاعات این سیستم‌ها در ساقهٔ مغز و مخچه و سپس توسط کورتکس مغز برای تصحیح و حفظ ثبات پاسچر، جمع‌آوری و پردازش می‌شوند. این اطلاعات پردازش‌شده در تشکیل چارچوب مرجع شرکت می‌کنند که ترکیب آنها ملاکی را ایجاد می‌کند که تغییرات متوالی پاسچر با آن سنجیده می‌شود و دستگاه عصبی مرکزی را قادر می‌سازد که در هر لحظه از وضعیت بدن در فضا و نیز وضعیت قطعات بدن نسبت به هم آگاه (۱۸).

یکی از رشته‌های ورزشی که حفظ تعادل و کنترل پاسچر نقش زیادی را در اجرای آن ایفا می‌کند، هنرهای رزمی است. رزمی‌کارها در دو وضعیت مبارزه با حریف یا اجرای حرکات نمایشی و تمرین مهارت‌های مربوط، هم، زمان‌هایی را با اندام‌های فوقانی و اندام تحتانی با پای برهنه و بر روی سطوح سخت اجرا می‌کنند. آنها اغلب باید به‌گونه‌ای مناسب، تعادل خود را حین اجرای سریع و پرشتاب، مهارت‌ها حفظ کنند. تحقیقات نشان داده است که ژیمناست‌ها و رزمی‌کاران در تعادل ایستا و پویا از بقیهٔ گروه‌های ورزشی بهترند (۱۹). ازاین‌رو هدف از تحقیق حاضر این است که آیا متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی‌کار پس از اعمال تحریک tDCS نیز بهبود پیدا می‌کند.

روش تحقیق

پژوهش حاضر از نوع کاربردی است که به‌صورت تجربی و با دستکاری اطلاعات دستگاه‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر در دو گروه آزمایشی و کنترل صورت گرفت. جامعهٔ آماری، ۲۰ ورزشکار ووشوکار ۱۸تا ۲۵ ساله با چهار سال سابقهٔ ورزشی بودند که با استفاده از روش نمونه‌گیری تصادفی و براساس معیارهای ورود و خروج از تحقیق انتخاب شدند. هیچ‌کدام از آزمودنی‌ها سابقهٔ بیماری خاص و مصرف دخانیات نداشتند و پس از پر کردن فرم رضایت‌نامه در پژوهش شرکت کردند. این مقاله با کد IR.IAUETB52012 مورد تأیید کمیتهٔ اخلاق دانشگاه آزاد اسلامی تهران شرق قرار گرفت.

ابزار و نحوهٔ اجرای پژوهش

۱. فرم ارزیابی سلامت (سوابق پزشکی) که به‌منظور بررسی شاخص‌های مورد نیاز جهت ایمن و مناسب بودن استفاده از tdcs و سیستم پاسچروگرافی پویای کامپیوتری توسط شرکت‌کننده‌ها تکمیل شد.

۲. دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری مدل (Equiest دستگاه) EQO356 ساخت شرکت آمریکایی NeuroCom یکی از پیشرفته‌ترین دستگاه‌های ارزیابی‌کنندهٔ متغیرهای کنتیکی است که برای دستکاری دستگاه‌های حسی مؤثر در کنترل پاسچر به‌کار می‌رود (۲۰،۲۱) (شکل ۱).

شکل ۱

شکل ۲

این دستگاه دارای دو صفحه نیروی متحرک ۱۸/۸× ۱۸/۸ اینچ و ۸ کانال حسی برای بررسی متغیرهای کینتیکی کنترل پاسچر است. طی اجرای آزمون، از افراد خواسته شد که با هر دو پا بر روی سکو، به‌منظور بازیابی وضعیت قائم یا عمودی در پاسخ به جابه‌جایی‌های ناگهانی بایستند.

در این دستگاه از نیروهای عمودی و قدامی-خلفی (A-P) برای محاسبهٔ مکان افقی مرکز فشار، گشتاورهای عضلات فلکسور و اکستنسور مچ پا و نیروهای برشی اعمال‌شده از هر پا استفاده می‌شود. جابه‌جایی خطی مرکز فشار پا، نوسانات زاویه‌ای مرکز جرم بدن تخمین زده شده و با توجه به قد افراد و محور مچ پا، مقیاس‌بندی می‌شود (اطلاعات سن و قد شرکت‌کنندگان از قبل وارد دستگاه می‌شود). تکلیف حرکتی به‌صورت ایستا به‌گونه‌ای است که شخص باید در شرایط مختلف تا حد ممکن بدون حرکت بایستد. در حالت متحرک، سکوی Equitest می‌تواند به سمت بالا و پایین (چرخش انگشتان پا به طرف بالا به پایین) یا به نرمی به سمت جلو و عقب حرکت کند (۲۲). این سیستم شامل چندین خرده‌آزمون حاوی آزمون سازماندهی حسی، آزمون کنترل حرکت و آزمون سازگاری است. در این تحقیق از آزمون سازماندهی حسی استفاده شد که عملکرد هر یک از سیستم‌های حس عمقی، دهلیزی

و بینایی را در کنترل پاسچر ارزیابی می‌کرد. این خرده‌آزمون دارای شش وضعیت بود که در این تحقیق سه آزمون از شش آزمون ارزیابی شد.

-در وضعیت اول سکوهای نیرو متحرک بودند (حذف اطلاعات سیستم حسی عمقی).

-در وضعیت دوم چشم‌ها بسته بود و سکوهای نیروی متحرک نیز موجب حذف اطلاعات سیستم‌های حس عمقی و بینایی شد. در این وضعیت اطلاعات دستگاه دهلیزی ارزیابی می‌شد.

-در وضعیت سوم نیز اطلاعات دستگاه دهلیزی ارزیابی شد، به‌طوری‌که اطلاعات حس عمقی حذف شده و به فرد آرایه‌های نامناسب بینایی داده می‌شد.

مدت زمان هر وضعیت آزمون بیست ثانیه بود و هر وضعیت نیز سه بار تکرار شد. روایی و پایایی دستگاه در مطالعات مختلف در گروه‌های مختلف سنی در حد بالایی تأیید شده است (23).

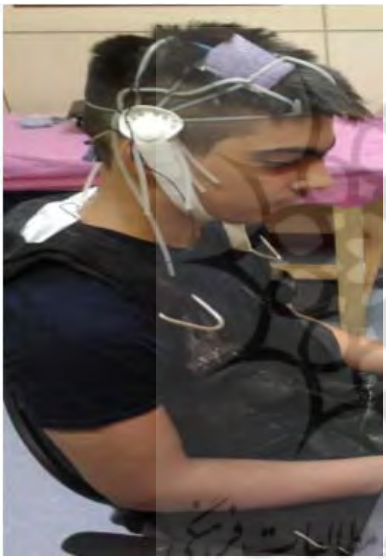
۳. دستگاه تحریک الکتریکی مغز مدل AactivaTek Attenda Inc که القاکنندهٔ جریان مستقیم بدون انقطاع ۲ میلی‌آمپری است (شکل ۲). دستگاه، علاوه‌بر بدنهٔ اصلی با صفحهٔ نمایش پارامتریک مربوطه، شامل دو جفت الکترود کربنی (رابر)، دو جفت پد، دو عدد سیم اتصال، کلیدهای کنترلی و دارای باتری لیتیومی ۴/۸ ولتی قابل شارژ بوده و مجهز به دو کانال مجزاست. براساس قطبیت، از کاتد (فیش زردرنگ) و آند (فیش آبی‌رنگ) دستگاه در نقاط موردنظر سیستم عصبی، براساس سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ الکتروانسفالوگرافی و به‌صورت بای سفالیک استفاده می‌شود. الکترود آندی یا فعال، تحریک‌کننده و الکترود کاتدی یا مرجع، مهارکننده‌اند. برای برقراری جریان، پدهای اسفنجی حاوی الکترودهای کاتدی و آندی، قبل از قرار گرفتن در نقاط منتخب، به محلول سالین یا آب نمک آغشته می‌شوند (۲۴).

پس از انتخاب نمونهٔ آماری و پیش از هر اقدامی تمامی شرکت‌کنندگان حاضر در پژوهش، فرم پرسشنامهٔ سلامت را کامل کرده و رضایت‌نامه شرکت در آزمون را امضا کردند.

در مرحلهٔ پیش‌آزمون هر یک از آزمودنی‌های گروه‌های کنترل و تجربی، ابتدا از طریق آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر قرار گرفتند و داده‌های مربوط برای مقایسه‌های بعدی ثبت شد. همچنین سه حالت تست تعادل گفته‌شده برای هر نمونه سه بار تکرار شد. میانگین سه تکرار که عددی بین صفر تا صد است، به‌عنوان خروجی آزمایش استفاده شد. به دستگاه سن و قد فرد داده می‌شد تا هر زمان حین آزمایش قبل از برهم خوردن تعادل و بروز مشکل برای نمونه دستگاه به‌طور خودکار متوقف شود.

در مرحلهٔ اکتساب گروه تجربی تحت تحریک الکتریکی بر روی نقاط مشخص‌شده به مدت بیست دقیقه با ولتاژ ۲ میلی‌آمپر قرار گرفت. دستگاه tdcs و عمل تحریک به حالت نشسته در نقاط موردنظر قرار داده شد و بعد از بیست دقیقه دستگاه tdcs از روی سر آزمودنی برداشته شد. در گروه کنترل همان ولتاژ استفاده شد و تحریک الکتریکی شم تنها با ۳۰ ثانیه تحریک آندی واقعی که به سرعت به صفر بازگشت می‌کرد اعمال شد. بدین‌وسیله طراحی دوسوکور اعمال شد. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد بلافاصله بر روی دستگاه کنترل پاسچر بروند و تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر (سازماندهی حسی) قرار گیرند و داده‌های جدید به‌منظور مقایسه با داده‌های قبل از تحریک الکتریکی جمع‌آوری و ذخیره شد.

شکل ۳. پس آزمون



شکل ۴. دریافت **tdcs**

پرتال جامع علوم انسانی

روش آماری

برای توصیف متغیرها از آمار توصیفی مانند میانگین و انحراف معیار و برای تجزیه‌وتحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. از آمون تحلیل کوواریانس به‌منظور بررسی تفاوت در

تأثیر مداخلات تمرینی بر کنترل تعادل شرکت‌کنندگان دو گروه استفاده شد. به‌منظور بررسی صحت توزیع تصادفی شرکت‌کنندگان در دو گروه، به مقایسهٔ نمرات پیش‌آزمون شرکت‌کنندگان دو گروه در کنترل تعادل با استفاده از آزمون تی مستقل پرداخته شد و برای تعیین برابر بودن واریانس داده‌ها از آزمون لون استفاده شد. از آزمون شاپیروویلکز برای نشان دادن توزیع تمام داده‌های مورد اندازه‌گیری، در هر دو گروه به‌صورت طبیعی بودن استفاده شد. برای کلیهٔ روش‌های آمار استنباطی، ۰/۰۵> α در نظر گرفته شد. در ضمن کلیهٔ محاسبات آماری با استفاده از نرم‌افزار Excel و SPSS-23 انجام گرفت.

نتایج و یافته‌های تحقیق

در بررسی وضعیت اول از آزمون تحلیل کوواریانس به‌منظور بررسی تفاوت در تأثیر مداخلات تمرینی بر کنترل پاسچر شرکت‌کنندگان دو گروه استفاده شد.

جدول ۱. نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای مقایسهٔ دو گروه در متغیر کنترل پاسچر در وضعیت چهارم

منبع	SS	df	MS	F	سطح معناداری	مجذور جزئی اتا
پیش‌آزمون	۱۲۱/۶	۱	۱۲۱/۶	۱/۶۱	۰/۲۲۱	۰/۰۸۷
گروه	۵۱۴/۵	۱	۵۱۴/۵	۶/۸۳	۰/۰۱۸ *	۰/۲۸۷
باقیمانده	۱۲۸۰/۴	۱۷	۷۵/۳۲			

همان‌طورکه در جدول ۱ مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تحلیل کوواریانس نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری آماری وجود دارد (P=۰/۰۱۸). بنابراین مداخلات بر کنترل پاسچر در وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی - عمقی تأثیرگذار بوده است. این نتایج در نمودار ۱ مشاهده می‌شود.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای مقایسهٔ دو گروه در متغیر کنترل پاسچر در وضعیت دوم

منبع	SS	df	MS	F	سطح معنا-داری	مجذور جزئی اتا
پیش‌آزمون	۴۵/۰۴	۱	۴۵/۴	۱/۰۶	۰/۳۱۶	۰/۰۵۹
گروه	۳۶۲/۴	۱	۳۶۲/۴	۸/۵۸	۰/۰۰۹ *	۰/۳۳۶
باقیمانده	۷۱۷/۸	۱۷	۴۲/۲۲			

همان‌طورکه در جدول ۲ مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تحلیل کوواریانس نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری آماری وجود دارد (Π=۰/۰۰۹). بنابراین مداخلات بر کنترل پاسچر در وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی- عمقی و بینایی تأثیرگذار بوده است. این نتایج در نمودار ۱ مشاهده می‌شود.

جدول ۳. نتایج آزمون تحلیل کوواریانس برای مقایسهٔ دو گروه در متغیر کنترل پاسچر در وضعیت سوم

منبع	SS	df	MS	F	سطح معناداری	مجذور جزئی اتا
پیش‌آزمون	۴۵۵/۵	۱	۴۵۵/۵	۲/۳۹	۰/۱۴۱	۰/۱۲۳
گروه	۱۴۸۱/۲	۱	۱۴۸۱/۲	۷/۷۷	۰/۰۱۳ *	۰/۳۱۴
باقیمانده	۳۲۴۱	۱۷	۱۹۰/۶			

همان‌طورکه در جدول ۳ مشاهده می‌شود، نتایج آزمون تحلیل کوواریانس نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری آماری وجود دارد (P=۰/۰۱۳). بنابراین مداخلات بر کنترل پاسچر در وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی- عمقی و ارائهٔ آرایه‌های نامناسب سیستم بینایی تأثیرگذار بوده است. نتایج سه وضعیت در نمودار ۱ مشاهده می‌شود.

نمودار ۱. مقایسهٔ دو گروه تجربی و کنترل در متغیر کنترل پاسچر در هر سه وضعیت

بحث

تحریک الکتریکی مغز تکنیک تحریکی با هزینهٔ پایین است که به‌خصوص در دههٔ اخیر توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است (۱۵). مطالعات بنیادی نیچ و پائولوس، نشان داده است که جریان الکتریکی مستقیم ضعیف می‌تواند به‌طور مؤثری موجب القای تغییرات دوطرفهٔ وابسته به پلاریتی در قشر مغز شود. به این صورت که tDCS آندی موجب افزایش تحریک‌پذیری قشری و نوع کاتدی آن سبب کاهش تحریک‌پذیری قشری می‌شود (۹). به‌علاوه مطالعات حیوانی و انسانی باعث فراهم آوردن دیدگاهی در خصوص مکانیسم عمل tDCS روی نوروپلاستیسیته شده‌اند. از طرف دیگر، چندین مطالعه نشان دادند که tDCS می‌تواند تغییرات خاصی را روی فعالیت‌های نوروفیزیولوژیک، حرکتی و نوروسایکولوژیک اعمال کند. هرچند اثرات گزارش‌شده ناهمگن بوده و به مطالعات بیشتری در این زمینه نیاز است؛ اما به‌طور کلی مطالعات امیدبخش بوده است (۲۵).

در این تحقیق، میانگین سن شرکت‌کنندگان گروه‌های تجربی و کنترل به‌ترتیب ۲۱/۳ و ۲۰/۹ سال؛ میانگین قد شرکت‌کنندگان هر دو گروه تجربی و کنترل ۱۷۵ سانتی‌متر؛ میانگین وزن گروه‌های تجربی و کنترل به‌ترتیب ۷۳ و ۷۲ کیلوگرم و میانگین سابقهٔ ورزشی گروه‌های تجربی و کنترل به‌ترتیب ۴/۴ و ۴ سال بود.

در تحقیق حاضر به‌دنبال این موضوع بودیم که آیا پس از اعمال تحریک tDCS، متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی‌کار، بهبود پیدا می‌کند. یافته‌های پژوهش حاضر تأثیر مثبت تحریک الکتریکی قشر پیش‌حرکتی بر کنترل پاسچرال ورزشکاران مرد رزمی‌کار در وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی- عمقی، حذف اطلاعات سیستم‌های حسی- عمقی و بینایی و حذف اطلاعات سیستم‌های حسی- عمقی و ارائهٔ آرایه‌های نامناسب سیستم بینایی را نشان داد که بین دو گروه از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون تفاوت معناداری داشت. همچنین در نتایج تحلیل کوواریانس، نشان داد که بین دو گروه در مرحلهٔ پیش‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد. ازاین‌رو امتیازات پیش‌آزمون در مدل تحلیل کوواریانس به‌عنوان متغیر مداخله‌گر تأیید نشد. همچنین میانگین‌های تعدیل‌شده که با توجه به حذف اثر پیش‌آزمون محاسبه شد، امتیاز بالاتر گروه تجربی نسبت به گروه کنترل را نشان داد.

نتایج تحقیق حاضر با بسیاری از نتایج تحقیقی انجام‌گرفته در مورد سودمندی tDCS بر روی عملکرد حرکتی و بهبود کنترل پاسچر و تعادل همخوانی دارد (۳۲-۱۱،۱۴،۲۵) که در ادامه تعدادی از آنها را بیان کرده‌ایم. آنژیوس و همکاران (۲۰۱۷)، در تحقیقی نشان دادند که تحریک ناحیهٔ خاص مغز می‌تواند بر عملکرد ورزشی در افراد سالم تأثیر بگذارد (۲۵). صابری نجف‌آبادی (۲۰۱۵)، در تحقیقی در زمینهٔ بررسی تأثیر tdcs قبل از اجرا در درمان اختلالات حرکتی کودکان، در مطالعه‌ای بهبود سرعت و الگوی راه رفتن و در مطالعهٔ دیگری بهبود تعادل ایستا را نشان داد که طی ۵ جلسه موجب کاهش گرفتگی عضلانی اندام فوقانی در این کودکان شد (۲۶). اهن و همکاران (۲۰۰۸) نیز بیان داشتند که تحقیقات جدید، تکنیک‌ها و روش‌هایی وجود دارد که به‌طور مستقیم و غیرمستقیم بر روی کنترل پاسچر و کیفیت عملکرد حرکتی می‌تواند اثرگذار باشد؛ تحریک الکتریکی مغز با جریان مستقیم (tdcs) به‌دلیل غیرتهاجمی بودن روش مناسبی برای تغییر در فعالیت‌های عصبی و کنترل پاسچر مورد توجه است (۲۷). در تحقیق تاناکا و همکاران (۲۰۱۱) هم که شامل افرادی با همیپارزیس مزمن ناشی از سکته بود، طی سه جلسه tDCS آندی قبل از اجرا روی بخش آسیب‌دیده کورتکس حرکتی با کمک راهبرد هدف‌یابی خاص روی پاشنهٔ اندام متأثر، به پیشرفت‌هایی در دورسیفلکشن و پلانتار فلکشن منجر شد که برای حفظ تعادل و کنترل پاسچرال اهمیت زیادی دارد (۱۴). سون (۲۰۱۳) نیز بهبود زیادی در وضعیت پاسچرال در بیمارانی را که با تحریک جریان مستقیم ترنسکرانیال (tDCS)، قبل از اجرا درمان شدند را ثبت کرد (۳۰). در تحقیق دیگری تاهتیس و همکاران (۲۰۱۴) پیشرفت‌هایی را در تعادل پویا در بازماندگان سکتهٔ تحت حاد، بعد از یک جلسه tDCS با الکترود آند روی پوست سر بخش حرکتی

قشر مخ مربوط به اندام‌های تحتانی دو طرفه، ثبت کردند (۳۲). بورگرسای و همکاران (۲۰۱۳) هم در زمینهٔ اثر فیزیوتراپی کوتاه‌مدت به‌همراه tDCS روی سختی راه رفتن بیماران پارکینسونی تحقیق کردند. تعداد گام و زمان چرخش ۹ بیمار پارکینسونی در ۵ جلسهٔ متوالی روزانه ۶۰-۴۵ دقیقه‌ای اندازه‌گیری شد. براساس مشاهدات، چهار بیمار دریافت‌کنندهٔ tDCS در قیاس با گروه کنترل، بهبودی چشمگیری را نشان دادند (۳۱).

اگرچه ورزش نیز موجب بهبود تعادل می‌شود، مطالعات انجام‌گرفته این دانش را که تعادل در اثر تحریک الکتریکی مغز بهبود می‌یابد، توسعه می‌دهد. ولی مطالعات انجام‌گرفته در این زمینه بسیار کم و انگشت‌شمار است. براساس نتایج این تحقیق و پیرو برخی مطالعات گذشته، tDCS قبل از ورزش و نحوهٔ اجرای تحریک بر عملکرد مغز تأثیر می‌گذارد (۲۵). tDCS آندی روی کورتکس اصلی حرکتی ناحیهٔ پا عملکرد در تکلیف تعادل پویا را بهبود می‌بخشد. یافته‌ها نشان می‌دهند که شواهد جدیدی برای توانایی tDCS در بهبود یادگیری تعادلی وجود دارد، واقعیتی که در زمینهٔ درمان اختلالات تعادل و راه رفتن می‌تواند مهم باشد (۳۲). با وجود تفاوت‌ها در چیدمان الکترودها، شدت tDCS و نوع مهارت حرکتی مورد استفاده، بیشتر مطالعات پیشین شواهدی را برای نقش خاص کورتکس اصلی حرکتی M1 در حین اکتساب مهارت و فاز تثبیت اولیهٔ یادگیری در اختیار می‌گذارند (۱۲). جفری و همکاران (۲۰۰۷) متوجه شدند که tDCS آندی (a- tDCS) تحریک‌پذیری کانال کورتیکواسپاینال روی عضلات تیبیالیس قدامی را افزایش می‌دهد. علاوه‌بر این، نشان داده شده است که tDCS پارامترهای اصلی حرکتی در اندام تحتانی مانند نیروی انگشتان پا را ارتقا می‌بخشد (۳۳). شایان توجه است که حتی در پیچیده‌ترین وظایف که شامل اندام‌های تحتانی‌اند، مانند تعادل ایستا، یا پویا که ممکن است تحت تأثیر tDCS، روی ناحیهٔ پایی M1 باشد. در واقع، اولین شواهد به‌دست‌آمده در مطالعات نشان می‌دهد که tDCS از بیماران سکته‌ای یکطرفه (همی) در بهبود تعادل و افزایش توان اندام تحتانی خود در طرف آسیب‌دیدهٔ بدن خود، پشتیبانی می‌کند (۱۴). این مطالعات به توانایی tDCS در تأثیرگذاری روی مکانیسم‌های کنترل پاسچر که با مطالعاتی که نشان‌دهندهٔ نقش ناحیهٔ پایی M1 در تکالیف کنترل پاسچر است، همخوانی دارد، اشاره دارند (۱۳). مهم‌تر اینکه، کاهش در سرعت با بهبود القایی tDCS در یادگیری تعادل مرتبط بود، که نشان می‌داد tDCS روی M1 قابلیت تنظیم فرایندهای کنترل حرکتی را دارد. در مورد تعادل پویا، به‌علت وسایل اندازه‌گیری متفاوت استفاده‌شده برای تعادل پویا و همچنین تکنیک‌های مختلف در تحلیل داده‌ها، مقایسهٔ نتایج مطالعهٔ حاضر با مطالعات دیگر سخت‌تر است. از طرف دیگر، چندین مطالعه

نشان دادند که tDCS می‌تواند تغییرات خاصی را روی فعالیت‌های نوروفیزیولوژیک، حرکتی و نوروسایکولوژیک اعمال کند. هرچند تأثیرات گزارش‌شده ناهمگن بوده و به مطالعات بیشتری در این زمینه نیاز است؛ اما به‌طور کلی مطالعات امیدبخش بوده است (۲۵). این تکنیک فعالیت خودبه‌خودی شبکهٔ عصبی را تعدیل و تنظیم می‌کند. مکانیسم اولیهٔ عمل آن عبارت است از انتقال وابسته به پلاریتهٔ پتانسیل استراحت غشا. شایان ذکر است که جریان مستقیم آندی، سبب افزایش فعالیت و تحریک‌پذیری کورتیکال می‌شود، درحالی‌که جریان مستقیم کاتدی تأثیر عکس دارد. چون اثرات متعاقب tDCS تا حدود یک ساعت ادامه می‌یابد، بنابراین مکانیسم عمل آن نمی‌تواند منحصر به تغییرات پتانسیل غشای عصبی باشد. در حقیقت، تحقیقات بعدی نشان داده که tDCS موجب تغییراتی در محیط سیناپسی می‌شود (۳۴).

با توجه به مکانیسم tDCS بر روی مغز که توضیح داده شد و تأثیرات مثبت این تحریک، در این تحقیق به‌خوبی نشان داده شد که اگرچه ورزشکاران رزمی‌کار به‌سبب ماهیت و نوع ورزشی که به آن می‌پردازند باید دارای تعادل خوبی باشند، زیرا همیشه روی تمرینات تعادلی تمرکز دارند، ازاین‌رو استفاده از tDCS به‌طور مشخصی می‌تواند کنترل پاسچر آنها را بهبود بخشد. ازاین‌رو پیشنهاد می‌شود تا مربیان علاوه‌بر استفاده از تمرینات بدنی از این تکنیک غیرتهاجمی برای بهبود بیشتر تعادل ورزشکاران خود بهره ببرند.

منابع و مآخذ

1. Zhao H, Qiao L, Fan D, Zhang S, Turel O, Li Y, Li J, Xue G, Chen A, He Q. Modulation of brain activity with noninvasive transcranial direct current stimulation (tDCS): clinical applications and safety concerns. Front Psychol. 2017;8:685.
2. Fresnoza S, Christova M, Feil T, Gallasch E, Körner C, Zimmer U, Ischebeck A. The effects of transcranial alternating current stimulation (tACS) at individual alpha peak frequency (iAPF) on motor cortex excitability in young and elderly adults. Exp brain Res. 2018;236(10):2573–88.
3. Hesse S, Werner C, Schonhardt EM, Bardeleben A, Jenrich W, Kirker SGB. Combined transcranial direct current stimulation and robot-assisted arm training in subacute stroke patients: a pilot study. Restor Neurol Neurosci. 2007;25(1):9–15.
4. Greenwood PM, Blumberg EJ, Scheldrup MR. Hypothesis for cognitive effects of transcranial direct current stimulation: Externally-and internally-directed cognition. Neurosci Biobehav Rev. 2018;86:226–38.

5. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. J Physiol. 2000;527(3):633–9.
6. Nitsche MA, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans. Neurology. 2001;57(10):1899–901.
7. Hans J, Lammens M, Wesseling P, Hori A. Development and developmental disorders of the human cerebellum. In: Clinical neuroembryology. Springer; 2014. p. 371–420.
8. Gomez Palacio Schjetnan A, Faraji J, Metz GA, Tatsuno M, Luczak A. Transcranial direct current stimulation in stroke rehabilitation: a review of recent advancements. Stroke Res Treat. 2013;2013.
9. Brunoni AR, Nitsche MA, Bolognini N, Bikson M, Wagner T, Merabet L, Edwards DJ, Valero-Cabre A, Rotenberg A, Pascual-Leone A. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions. Brain Stimul. 2012;5(3) :175–95.
10. Bastani A, Jaberzadeh S. Within-session repeated a-tDCS: The effects of repetition rate and inter-stimulus interval on corticospinal excitability and motor performance. Clin Neurophysiol. 2014;125(9):1809–18.
11. Park SW, Lee KJ, Shin DC, Shin SH, Lee MM, Song CH. The Effect of Underwater Gait Training on Balance Ability of Stroke Patients. J Phys Ther Sci. 2014;26(6):899–903.
12. De Almeida Carvalho Duarte N, Grecco LAC, Galli M, Fregni F, Santos Oliveira C. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with treadmill training on balance and functional performance in children with cerebral palsy: A double-blind randomized controlled trial. Byrne BJ, editor. PLoS One. 2014 Aug 29;9(8):e105777.
13. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, Villringer A, Ragert P. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. Clin Neurophysiol [Internet]. 2016 [cited 2019 Feb 3];127(6):2455–62. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1388245716001115
14. Tanaka S, Takeda K, Otaka Y, Kita K, Osu R, Honda M, Sadato N, Hanakawa T, Watanabe K. Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2011 Jul 24;25(6):565–9.
15. Craig CE, Doumas M. Anodal transcranial direct current stimulation shows minimal, measure-specific effects on dynamic postural control in young and older adults: A double blind, sham-controlled study. Antal A, editor. PLoS One. 2017 Jan 18;12(1):e0170331.
16. Shumway-Cook, A., & Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice: Lippincott. 2007.
17. Yim-Chiplis PK, Talbot LA. Defining and Measuring Balance in Adults. Biol Res Nurs. 2000 Apr;1(4):321–31.
18. SEYEDI M, SEIDI F, RAHIMI A, MINOONEJAD H. An Investigation of the efficiency of sensory systems involved in postural control in deaf athletes and non-athletes. 2015;

19. Feizolahi F, Azarbayjani M. Comparison of static and dynamic balance in amateur male athletes. J Rehabil Med. 2015;3(4):89–98.
20. Cuisinier R, Olivier I, Vaugoyeau M, Nougier V, Assaiante C. Reweighting of sensory inputs to control quiet standing in children from 7 to 11 and in adults. Gribble PL, editor. PLoS One. 2011 May 9;6(5):e19697.
21. Hirabayashi S ichi, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. Brain Dev. 1995;17(2):111–3.
22. Tesio L, Rota V, Longo S, Grzeda MT. Measuring standing balance in adults: Reliability and minimal real difference of 14 instrumental measures. Int J Rehabil Res. 2013;36(4):362–74.
23. Roceanu A, Capris G, Of OB-RJ, 2014 U. Balance assessment using computerized static posturography. researchgate.net.
24. Grecco LAC, E Mendonça M, Duarte NAC, Zanon N, Fregni F, Oliveira CS. Transcranial Direct Current Stimulation Combined with Treadmill Gait Training in Delayed Neuro-psychomotor Development. J Phys Ther Sci. 2014;26(6):945–50.
25. Angius L, Hopker J, Mauger AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance. Vol. 8, Frontiers in Physiology. 2017.
26. Saberi Nafiseh, Khalkhali Zavieh Minoo, Tonkaboni Seyed Hassan, Akbarzadeh Baghban Alireza. 2016. Effects and side effects of tDCS in movement disorders of children and adolescents. J Rehab Med. 5(3): 165-174.
27. Ohn S, Park C, Yoo W, Ko M, Choi K, … GK-, 2008 U. Time-dependent effect of transcranial direct current stimulation on the enhancement of working memory. Neuroreport. 2008;19(1):43–7.
28. F.C. H, L.G. C. Non-invasive brain stimulation: a new strategy to improve neurorehabilitation after stroke? Vol. 5, Lancet Neurology. 2006. p. 708–12.
29. Kaski D, Quadir S, Patel M, Yousif N, Bronstein AM. Enhanced locomotor adaptation aftereffect in the "broken escalator" phenomenon using anodal tDCS. J Neurophysiol. 2012 May;107(9):2493–505.
30. Sohn M, Jee S, Rehabilitation YK-A of, 2013 U. Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients. synapse.koreamed.org.
31. Borgheresi A, Giovannelli F, Cozzi S, Antoniella L, Vanni P, Piccini C, Vannucchi L, Pasquariello F, Furlan T, Cioffi M, Rosso V, Toscani L, Zaccara G, Bandinelli S, Viggiano MP, Baccini M, Cincotta M. Effects of a short physical therapy program combined with transcranial direct current stimulation (tDCS) on freezing of gait in Parkinson's disease: Preliminary data from a randomized, sham-controlled study. Clin Neurophysiol. 2013;124(11):e200.
32. Tahtis V Seemungal BM KD. The effect of single session bi-cephalic tDCS on gait performance in sub-acute stroke: A pilot study. Restor Neurol Neurosci. 2014;32(4):527–32.

33. Grimaldi G, Argyropoulos GP, Bastian A, Cortes M, Davis NJ, Edwards DJ, Ferrucci R, Fregni F, Galea JM, Hamada M, Manto M, Miall RC, Morales-Quezada L, Pope PA, Priori A, Rothwell J, Tomlinson SP, Celnik P. Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS): A Novel Approach to Understanding Cerebellar Function in Health and Disease. Vol. 22, Neuroscientist. 2016. p. 83–97.
34. Di Lazzaro V, Manganelli F, Dileone M, Notturno F, Esposito M, Capasso M, Dubbioso R, Pace M, Ranieri F, Minicuci G, Santoro L, Uncini A. The effects of prolonged cathodal direct current stimulation on the excitatory and inhibitory circuits of the ipsilateral and contralateral motor cortex. J Neural Transm. 2012 Dec 19;119(12):1499–506.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی