

Effect of a Primary Motor Cortex Transcranial Direct Current Simulation Session on Postural Control of Disabled Athletes with Lower Limb Amputees

Mahtab Arabi*¹, Mina Fardin²

1. PhD, Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Physical Education, Azad Islamic University of branch East Tehran, Tehran, Iran

2. MSc of Motor Learning and Control, Department of Physical Education, Azad Islamic University of branch East Tehran, Tehran, Iran

Received: 2019.August.21 Revised: 2019.October.17 Accepted: 2019.November.14 Published Online: 2019.November.18

ABSTRACT

Background and Aims: Brain electrical stimulation is a low-cost stimulant technique, which has attracted the attention of many researchers in recent decades. The aim of the present study was to investigate the effect of one session transcranial direct current simulation on postural control of disabled athletes with lower limb amputees.

Materials and Methods: In the present study, participants included 45 disabled athletes with lower limb amputees, aged 30-45. Two experimental groups were exposed to electrical stimulation for 2 mA for 20 minutes, and one control group was exposed to sham transcranial direct current simulation. Then, all groups were evaluated by SOT postural control to exposed variables in sensory organizing test. Data were analyzed using ONE way ANOVA to test the difference in the significance of the variables and Bonfrons post hoc test was used to adjust significance level of multiple comparisons ($p < 0/05$).

Results: Findings showed that brain electrical stimulation had a significant effect on the improvement of postural control in athletes with lower limb amputees in both experimental groups in all six values Equilibrium compared to those in the control group.

Conclusion: According to the results of the current study, one session transcranial direct current simulation can improve kinetic postural control parameters in athletes with lower limb amputees.

Keywords: Brain electrical stimulation; Balance; Amputee; Anodal; Catodal

How to cite this article: Arabi.Mahtab, Fardin. Mina. Effect of a primary motor cortex transcranial direct current simulation session on postural control of disabled athletes with lower limb amputees. J Rehab Med. 2020; 9(2):277-286.

تأثیر یک جلسه تحریک جریان مستقیم قشر پیش حرکتی بر کنترل پاسچر ورزشکاران معلول قطع عضو اندام تحتانی

مهتاب عربی^{۱*}، مینا فردین^۲

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

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۲۳

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۷/۲۸

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۵/۳۰

چکیده

مقدمه و اهداف: تحریک الکتریکی مغز یک تکنیک تحریکی با هزینه پایین است که به خصوص در دهه‌های اخیر توجه بسیاری از محققین را به خود جلب کرده است. هدف از پژوهش حاضر تعیین تأثیر یک جلسه تحریک جریان مستقیم ترانس کرانیال قشر پیش حرکتی بر کنترل پاسچر ورزشکاران معلول قطع عضو اندام تحتانی می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در پژوهش حاضر، شرکت‌کننده‌ها ۴۵ نفر ورزشکاران معلول قطع عضو اندام تحتانی بین سنین ۳۰ تا ۴۵ سال بودند. دو گروه تجربی که در پس‌آزمون تحت تحریک الکتریکی به مقدار ۲ میلی‌آمپر به مدت ۲۰ دقیقه قرار گرفتند و یک گروه کنترل که تحت تحریک جریان مستقیم ترانس کرانیال شم قرار گرفتند. در هر دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون، گروه آزمون سازمان‌دهی حسی دستگاه پاسچروگرافی و تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر قرار گرفتند. داده‌ها به وسیله تحلیل واریانس یک‌راهه به منظور آزمون تفاوت در معناداری متغیرهای استفاده شد و آزمون تعقیبی بونفرونی برای تعدیل سطح معناداری مقایسه‌های چندگانه استفاده گردید ($p < 0/05$).

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد که تحریک الکتریکی مغز بر کنترل پاسچر ورزشکاران معلول قطع عضو اندام تحتانی هر دو گروه تجربی نسبت به گروه کنترل در هر شش شاخص پایداری تأثیر معناداری داشت.

نتیجه‌گیری: مطابق با نتایج پژوهش حاضر، یک جلسه تحریک جریان مستقیم ترانسکرانیال می‌تواند باعث ارتقاء متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران معلول قطع عضو اندام تحتانی گردد.

واژه‌های کلیدی: تحریک الکتریکی مغز؛ تعادل؛ قطع عضو؛ آندی؛ کاتدی

نویسنده مسئول: مهتاب عربی، استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شرق، تهران، ایران

آدرس ایمیل: arabi.mahtab@yahoo.com

مقدمه و اهداف

ورودی حسی، در صورت کاهش و یا قطع یکی از دروندادهای حسی، نوسان بدن افزایش و در نتیجه برای حفظ تعادل فعالیت‌های عضلانی نیز افزایش می‌یابد.^[۸] از آنجایی که تعداد نیمی از افراد قطع عضو اندام تحتانی ترس از افتادن دارند^[۱۴]، لذا به احتمال زیاد این افراد مشارکت در فعالیت روزانه و اجتماعی را به دلیل ریسک بالای سقوط نمی‌پذیرند.^[۱۵]

روش‌های متعددی به منظور بهبود عملکرد تعادلی و بهبود کنترل پاسچر افراد قطع عضو پیشنهاد شده است و مورد مطالعه قرار گرفته است، اما از آنجایی که به‌تازگی استفاده از تحریک الکتریکی که به عنوان یک روش درمانی موثر در بیماری‌های مختلف استفاده شده و از گذشته‌های دور تاثیر این تحریکات الکتریکی بر مغز گزارش شده است^[۱۶]، می‌تواند در بهبود کنترل پاسچر افراد قطع عضو نیز مورد آزمایش قرار گیرد. تحریک جریان مستقیم ترانسکرانیال (tDCS)،^[۱] 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 به طور گسترده در دهه گذشته مورد استفاده قرار گرفته و در زمینه علوم اعصاب و روانشناسی سهم قابل توجهی داشته است. پژوهش‌ها نشان داده است که تحریک جریان متناوب ترانسکرانیال می‌تواند نوسانات مغزی، تحریک-پذیری قشر و رفتار را تعدیل کند.^[۱۷] تحریک مستقیم ترانس کرانیال نوع دیگری از مداخلات غیردارویی است که از جریان مستقیم برای تحریک بخش‌های خاص مغز استفاده می‌کند که شامل ارائه یک جریان مستقیم ضعیف (۲-۱ میلی‌آمپر) از طریق حداقل دو الکترود است، حداقل یکی از آنها ۳۰-۲۰ دقیقه روی پوست سر قرار داده می‌شود که فعالیت‌های نورونی را تعدیل می‌کند. دو نوع تحریک وجود دارد که تحریک آند برای تحریک فعالیت‌های عصبی فعال شده و تحریک کاتدی دارای اثرات هاپرپولاریزاسیون و مهار فعالیت‌های عصبی است.^[۱۸] علاوه بر این، جریان الکتریکی اعمال شده توسط tDCS می‌تواند سطح پتانسیل منشاء و همچنین میزان شلیک نورون‌های قشر هدف را تعدیل نماید.^[۱۹] مطالعات نشان داده‌اند که این روش با مکانیزم‌های فیزیولوژیکی متفاوت در طی تحریک و پس از آن، می‌تواند منجر به افزایش اثر آموزش و تمرینات مختلف بر عملکردهای حرکتی و تسریع در توانبخشی اعصاب و بهبودی سیستم حرکتی گردد.^[۲۰] در پژوهش‌های جدید، تکنیک‌ها و روش‌هایی وجود دارد که به طور مستقیم و غیرمستقیم بر روی کنترل پاسچر و کیفیت عملکرد حرکتی می‌تواند اثرگذار باشد. تحریک الکتریکی مغز با جریان مستقیم (tDCS) به دلیل غیرتهاجمی بودن یک روش مناسب برای تغییر در فعالیت‌های عصبی و کنترل پاسچر مورد توجه می‌باشد؛ لذا tDCS می‌تواند جنبه‌های مختلفی از کنترل پاسچری را تحت تاثیر قرار دهد که شامل اطلاعات ورودی حسی، ادغام سیگنال‌های حسی (ارزش‌گذاری مجدد حسی) یا نتایج انتخابی حرکتی است.^[۲۱]

کنترل پاسچر و تعادل، نقش حیاتی در فعالیت‌های روزانه همچون ایستادن و راه رفتن به‌ویژه بر روی زمین ناهموار و همچنین عملکردهای مطلوب ورزشی دارد.^[۲-۱] توانایی تعیین تفاوت‌های کمی و کیفی مهارت تعادل در راه رفتن امری حیاتی است و از افزایش هزینه‌های بهداشتی و اقتصادی افتادن در افراد جلوگیری می‌کند.^[۲] از جنبه نظری، Punakallio (۲۰۰۵) تعادل را به عنوان تعادل ایستا و پویا تعریف می‌کند که تعادل ایستا شامل توانایی حفظ مرکز ثقل در سطح اتکا و تعادل پویا شامل حرکت فعال مرکز فشار در طی ایستادن و راه رفتن و دیگر مهارت‌ها می‌باشد.^[۴] قطع عضو که به دلایل مختلفی از جمله تروما، سرطان، حوادث، تصادفات، مشکلات عروقی و نقص مادرزادی به وجود می‌آید^[۵]، یکی از دلایل عمده ناتوانی پایدار در افراد قطع عضو است و می‌تواند به افت کیفیت زندگی بینجامد و انجام فعالیت‌های فیزیکی آنها را محدود نماید.^[۶] همچنین اختلال در کنترل تعادل یکی از شایع‌ترین و جدی‌ترین چالش‌های حرکت است که افراد با قطع عضو اندام تحتانی با آن مواجه می‌باشند.^[۷] پژوهش‌ها نشان داده است که تعادل در قطع عضوهای اندام تحتانی نسبت به افراد سالم ضعیفتر است و از اندام سالم به عنوان ابزار اصلی کنترل در طول تکالیف ایستا و پویا استفاده می‌کنند و به‌شدت به اطلاعات بینایی وابسته هستند.^[۸] ثبات پاسچر در افراد قطع عضو اندام تحتانی به علت عوامل مختلف، از جمله عدم فعالیت گشتاور مچ پا کاهش می‌یابد و این بدین معنا است که افراد با قطع عضو اندام تحتانی بعضی از منابع اطلاعات و همچنین بعضی از عوامل تاثیرگذار بر کنترل کامل تعادل ایستا را از دست داده‌اند.^[۹] این در حالی است که ناتوانی در راه رفتن و حفظ تعادل، یکی از علل اصلی زمین خوردن است. افتادن‌ها و ترس از افتادن مشکلات قابل توجهی است که از اختلال در توانایی حفظ تعادل ناشی می‌شود که افراد با قطع عضو اندام تحتانی در طول راه رفتن و حرکت بدون کمک را تحت تاثیر قرار می‌دهد.^[۱۰] تعادل بدن بر اساس اطلاعات دریافت شده از سه سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی کنترل می‌شود.^[۱۱] Sullivian و Markos (۱۹۹۵) بیان کردند کنترل پاسچر دارای ارتباطی متقابل و پیچیده میان دروندادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز به منظور حفظ پاسچری خاص یا حرکت از پاسچری به پاسچر دیگر می‌باشد.^[۱۲] از آنجایی که اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضا به-تنهایی نمی‌تواند به ثبات پاسچر مؤثر و کارآمد منجر شود، برای درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده، سیستم عصبی مرکزی می‌بایست تصویری دقیق از موقعیت بدن در فضا داشته باشد؛ بر این اساس، اطلاعات حسی دریافت شده از گیرنده‌های حسی در سرتاسر بدن را جمع‌آوری و سازماندهی می‌کند و چارچوب مرجع متفاوتی برای ثبات پاسچر فراهم می‌آورد. کاهش در یکپارچگی حسی، افت عملکرد گیرنده‌های عمقی، بینایی و شنوایی از عوامل مهم در کاهش تعادل می‌باشد.^[۱۳] با توجه به وابستگی سیستم تعادلی به اطلاعات

عضو زیر زانو استان تهران که از طریق نمونه در دسترس انتخاب شدند و همگی ۶ تا ۷ سال سابقه عضویت در تیم ورزش فوتبال را داشتند و مدت نقص عضو این افراد بین ۱۵ تا ۳۰ سال بود؛ شامل دو گروه تجربی و یک گروه کنترل بودند. این افراد بر طبق معیارهای ورود به پژوهش حاضر انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه شامل قطع عضو زیر زانوی یک طرفه (پای چپ یا پای راست)، محدوده سنی ۳۰ تا ۴۵ سال، عدم اختلال اسکلتی-عضلانی یا محدودیت‌های عملکردی برای ایستادن و راه رفتن بود، عدم مشکل بینایی و شنوایی شدیدی که مانع همکاری شده و منجر به عدم اتمام و یا اختلال در اجرای صحیح آزمون می‌شد، عدم استفاده از داروهایی که دستگاه عصبی و کنترل پاسچر را تحت تاثیر قرار می‌داد و عدم وجود هر گونه بیماری یا اختلال در عملکرد سیستم دهلیزی و حس عمقی. در ابتدا یک رضایت‌نامه اخلاقی از کمیته اخلاق سازمان هلال احمر تهران تهیه گردید و از افراد خواسته شد قبل از جمع‌آوری اطلاعات، رضایت‌نامه را امضا کنند. لازم به ذکر است که تمامی مراحل اجرای پژوهش حاضر تحت نظارت متخصصین هلال احمر انجام پذیرفت. برای ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل آزمودنی‌ها از دستگاه پاسچروگرافی پویا که یکی از پیشرفته‌ترین سیستم‌های بررسی و دستکاری سیستم‌های حسی موثر بر کنترل پاسچر می‌باشد، استفاده شد.^[۲۸] این دستگاه توسط شرکت لافایت آمریکا ساخته شد. دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری دارای دو صفحه نیرو متحرک (به ابعاد سانتی ۴۷×۴۷) و ۸ کانال حسی برای بررسی متغیرهای کینتیکی کنترل پاسچر است. این دستگاه کنترل تعادل را با استفاده از آزمون سازماندهی حسی^۳ تعیین می‌کند و بر اساس این آزمون برای تعیین میزان تعادل نمرات را بر اساس دو مقیاس همترازی^۴ و مرکز فشار^۵ به آزمونگر ارائه می‌کند. همچنین این دستگاه دارای سیستم هوشمند جهت جلوگیری از لغزش و افتادن افراد است. بر این اساس در حین ارزیابی کنترل پاسچر، سن و قد فرد به سیستم داده شد و بر اساس آن اگر فرد خود را خم نماید یا جابه‌جایی بیش از حد در پاها روی صفحه‌های نیرو احساس شود، سیستم به طور خودکار متوقف می‌شود. در طی اجرای آزمون، از افراد خواسته شد که با هر دو پا بر روی سکو، به منظور ارزیابی وضعیت قائم یا عمودی در پاسخ به جابه‌جایی‌های ناگهانی بایستند. از نیروهای عمودی و قدامی-خلفی برای محاسبه مکان افقی مرکز فشار، گشتاورهای عضلات فلکسور و اکستنسور مچ پا و نیروهای برشی اعمال شده از هر دو پا استفاده شد. آزمون سازماندهی حسی عملکرد هر یک از دستگاه‌های حس عمقی، دهلیزی و بینایی را در کنترل پاسچر مورد ارزیابی قرار می‌دهد. این آزمون دارای ۶ وضعیت است در سه وضعیت اول صفحه‌های نیرو ثابت و در سه وضعیت دیگر در جهت‌ها قدامی و خلفی حرکت می‌کنند. در وضعیت اول فرد روی سیستم قرار می‌گیرد، به طوری که تمامی اطلاعات حسی درگیر در کنترل پاسچر در دسترس هستند. در

پژوهش‌های زیادی اثرگذاری مثبت tdcS را بر روی تعادل افراد نشان داده است. Alizad و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهشی بر روی افراد دارای بیماری پارکینسون نشان دادند که در زمان راه رفتن بر روی تردمیل، استفاده از tdcS توانست اثرات مطلوبی را بر روی راه رفتن این افراد داشته باشد.^[۲۲] همچنین در پژوهشی دیگری Dumont و همکاران (۲۰۱۶) در پژوهش خود به تعیین اثر tdcS در کنار تمرینات تردمیل بر روی یک فرد با فلج مزمن ناشی از سکته مغزی پرداختند؛ در این مطالعه ابتدا آزمون برخاستن و رفتن زماندار و راه رفتن شش دقیقه‌ای برای ارزیابی تحرک عملکردی و تعادل دینامیک و همچنین ارزیابی تعادل توسط دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری انجام گرفته و سپس از tdcS با جریان ۲ میلی‌آمپر به مدت ۲۱ دقیقه در حالی که بیمار بر روی تردمیل راه می‌رفت، استفاده شد. نتایج این پژوهش پس از انجام آزمون‌های نهایی پیشرفت تعادل استاتیک در بیمار مذکور را نشان داد.^[۲۳] Massetti و همکاران (۲۰۱۶) نیز در یک مطالعه مروری با هدف بررسی روش‌های درمانی نتیجه گرفتند که ادغام دو روش tdcS و واقعیت مجازی^۲ منجر به نتایج مثبتی به شکل بهبود راستای بدنی، راه رفتن، بازیابی حرکات بدنی پس از سکته، مدیریت درد و بهبود واکنش‌های رفلکسی می‌گردد.^[۲۴] Yang و همکاران (۲۰۱۸) نیز در پژوهشی بر روی فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی و توانایی تعادل در بازیکنان فوتبال نشان دادند که tdcS می‌تواند باعث بهبود آنها شود.^[۲۵] در پژوهشی دیگری دلفانی و عربی (۲۰۱۸) نشان دادند که tdcS می‌تواند باعث بهبودی و ارتقاء متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر ورزشکاران رزمی‌کار گردد.^[۲۶]

توجه به افزایش میزان سطح آمادگی در ورزشکاران در دستیابی به تعادلی مناسب حین اجرای مهارت‌های ورزشی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است؛ لذا اهمیت اصل حفظ وضعیت قامت در به انجام رساندن صحیح و بهینه فعالیت‌های روزمره انسان و یا حرکات پیچیده ورزشی اثبات شده است و در حین این فعالیت‌ها حفظ وضعیت قامت بدن بسیار ضروری است.^[۲۷] با توجه به اینکه ورزشکاران قطع عضو اندام تحتانی به دلیل داشتن اندام قطع‌شده دارای افت در تعادل هستند، قطعاً در پرداختن به فعالیت ورزشی بیشتر دچار تزلزل در حرکت می‌شوند؛ لذا tdcS یک روش ایمن و غیرتهاجمی می‌باشد و همچنین با توجه به نتایج پژوهشی به دست آمده، پژوهش حاضر با هدف ارتقای تعادل در ورزشکاران قطع عضو اندام تحتانی به دنبال این است که آیا tdcS می‌تواند کنترل پاسچر ورزشکاران قطع عضو اندام تحتانی را نیز بهبود بخشد یا خیر.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون همراه با گروه کنترل می‌باشد. ۴۵ مرد ورزشکار فوتبالیست قطع

4 Equilibrium
5 Central of Pressure

1 Chronic Hemiparesis
2 Virtual Reality
3 Sensory Organization Test

مهارکننده هستند. برای برقراری جریان، پدهای اسفنجی حاوی الکترودهای کاتدی و آندی، قبل از قرار گرفتن در نقاط منتخب، به محلول سالیین یا آب نمک آغشته شدند.

در مرحله 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 شش حالت آزمون تعادل گفته شده برای هر نمونه سه بار تکرار گردید. میانگین سه تکرار که عددی بین صفر تا صد بود، به عنوان خروجی آزمایش استفاده شد. در مرحله مداخله، یکی از گروه‌های تجربی تحت تحریک الکتریکی بر روی نقاط مشخص شده به مدت بیست دقیقه با ولتاژ ۲ میلی‌آمپر قرار گرفت. دستگاه tdcS و عمل تحریک به حالت نشسته در نقاط مورد نظر قرار داده شد و بعد از بیست دقیقه دستگاه tdcS از روی سر آزمودنی برداشته شد. بعد از تحریک الکتریکی بر روی دستگاه کنترل پاسچر تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر (سازماندهی حسی) قرار گرفته و داده‌های جدید به منظور مقایسه با داده‌های قبل از تحریک الکتریکی جمع‌آوری و ذخیره شد. گروه تجربی بعدی هم‌زمان با تحریک الکتریکی بر روی دستگاه کنترل پاسچر تحت ارزیابی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر قرار گرفتند. در گروه کنترل همان ولتاژ استفاده شد و تحریک الکتریکی شش تنها با ۳۰ ثانیه تحریک آندی واقعی که به سرعت به صفر برمی‌گشت، اعمال شد و سپس بر روی دستگاه کنترل پاسچر مجدداً مورد ارزیابی قرار گرفت. بدین‌وسیله طراحی دوسوکور اعمال شد (شکل ۲).



شکل ۲.



شکل ۱.

وضعیت دوم، آزمودنی با چشم‌بند مورد آزمون قرار می‌گیرد (حذف اطلاعات سیستم بینایی). در وضعیت سوم، چشم‌های فرد باز است، اما محیط بینایی متحرک است؛ به طوری که منجر به ارائه آرایه‌های نادرست بینایی می‌شود. در وضعیت چهارم، صفحه‌های نیرو متحرک هستند و اطلاعات حس عمقی حذف می‌شود. در وضعیت پنجم، چشم‌ها با چشم‌بند بسته می‌شود و صفحه نیروی متحرک نیز باعث حذف اطلاعات حس عمقی می‌شود. در این وضعیت، اطلاعات سیستم دهلیزی در کنترل پاسچر مورد آزمون قرار می‌گیرد. در وضعیت ششم، اطلاعات در دسترس سه حس بینایی، دهلیزی و عمقی حذف می‌شود. مدت زمان هر خرده‌آزمون ۲۰ ثانیه با فواصل استراحتی یکسان و دقیق بین سه بار تلاش انجام می‌گیرد.^[۲۹] Barnett و همکاران (۲۰۱۳) جهت تعیین کنترل پاسچر در افراد آمپوته اندام تحتانی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری را دستگاهی با روایی و پایایی بالا معرفی نمودند.^[۸] دستگاه تحریک الکتریکی مغز مدل AactivaTek Attenda Inc که القاکننده جریان مستقیم بدون انقطاع ۲ میلی‌آمپری است (شکل ۱). دستگاه، علاوه بر بدنه اصلی با صفحه نمایش پارامتریک مربوطه، شامل دو جفت الکتروود 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 مجزا است. بر اساس قطبیت، از کاتد (فیش زردرنگ) و آند (فیش آبی‌رنگ)، دستگاه در نقاط مورد نظر سیستم عصبی، بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ الکتروانسفالوگرافی و به صورت بای سفالیک استفاده شد. الکتروود آندی یا فعال، تحریک‌کننده و الکتروود کاتدی یا مرجع،

یافته‌ها

برای توصیف متغیرها از آمار توصیفی و برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. در آمار استنباطی برای بررسی مقایسه‌ای کنترل پاسچر، قبل و بعد از تحریک مغزی از آزمون ANOVA (تحلیل واریانس یک‌راهه) به منظور آزمون تفاوت در معناداری متغیرهای مورد بررسی استفاده شد و آزمون تعقیبی بونفرونی برای تعدیل سطح معناداری

مقایسه‌های چندگانه استفاده گردید. برای کلیه روش‌های آمار استنباطی $\alpha < 0.05$ در نظر گرفته شد. در ضمن کلیه محاسبات آماری با استفاده از نرم‌افزار Excel و SPSS انجام گرفت.

جدول ۱ نتایج تحلیل واریانس یک‌راهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت در دسترس بودن اطلاعات آوران سیستم‌های حسی و عمقی و بینایی را نشان می‌دهد.

جدول ۱. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت اول

وضعیت‌های مورد ارزیابی	منابع تغییر	مجموع مربعات	مجدور میانگین	df	F	P
وضعیت اول	بین گروهی	۱۹۶/۷۶	۹۸/۳۸	۲	۵۷/۱۹	۰/۰۰۱*
	درون گروهی	۴۶/۴۴	۱/۷۲	۲۷		
	مجموع	۲۴۳/۲	-----	۲۹		

چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

جدول ۲ نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت حذف اطلاعات سیستم بینایی را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۱ در وضعیت اول، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و

جدول ۲. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت دوم

وضعیت‌های مورد ارزیابی	منابع تغییر	مجموع مربعات	مجدور میانگین	df	F	P
وضعیت دوم	بین گروهی	۳۰۷/۶۱	۱۵۳/۸	۲	۱۰۴/۶۲	۰/۰۰۱*
	درون گروهی	۳۹/۶۹	۱/۴۷	۲۷		
	مجموع	۳۴۷/۳	-----	۲۹		

جدول ۳ نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت ارائه آرایه‌های نامناسب سیستم بینایی را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۲ در وضعیت دوم، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

جدول ۳. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت سوم

وضعیت‌های مورد ارزیابی	منابع تغییر	مجموع مربعات	مجدور میانگین	df	F	P
وضعیت سوم	بین گروهی	۳۲۵/۳۹	۱۶۲/۶۹	۲	۹۹/۸۱	۰/۰۰۱*
	درون گروهی	۴۴/۰۱	۱/۶۳	۲۷		
	مجموع	۳۶۹/۴	-----	۲۹		

جدول ۴ نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی-عمقی را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۳ در وضعیت سوم، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

جدول ۴. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت چهارم

وضعیت‌های مورد ارزیابی	منابع تغییر	مجموع مربعات	مجدور میانگین	df	F	P
وضعیت چهارم	بین گروهی	۲۸۶/۸۳	۱۴۳/۴۱	۲	۹۴/۹۷	۰/۰۰۱*
	درون گروهی	۴۰/۷۷	۱/۵۱	۲۷		
	مجموع	۳۲۷/۶	-----	۲۹		

جدول ۵ نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی-عمقی و بینایی را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۴ در وضعیت سوم، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

جدول ۵. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت پنجم

P	F	df	مجدور میانگین	مجموع مربعات	منابع تغییر	وضعیت‌های مورد ارزیابی
۰/۰۰۱*	۱۲/۳۵	۲	۱۶۹/۳۱	۳۳۸/۶۲	بین گروهی	وضعیت پنجم
۰	۶	۲۷	۱/۳۴	۳۶/۱۸	درون گروهی	
		۲۹	-----	۳۷۴/۸	مجموع	

جدول ۶ نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش، وضعیت حذف اطلاعات سیستم‌های حسی-عمقی و ارائه آرایه‌های نامناسب سیستم بینایی را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج جدول ۵ در وضعیت سوم، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

جدول ۶. نتایج تحلیل واریانس یکراهه برای مقایسه کنترل پاسچر آزمودنی‌های پژوهش در وضعیت ششم

P	F	df	مجدور میانگین	مجموع مربعات	منابع تغییر	وضعیت‌های مورد ارزیابی
۰/۰۰۱*	۱/۰۷۹	۲	۱۵۰/۰۴	۳۰۰/۰۸	بین گروهی	وضعیت ششم
۰	۱۹	۲۷	۱/۲۶	۳۴/۰۲	درون گروهی	
		۲۹	-----	۳۳۴/۱	مجموع	

وضعیت چهارم، صفحه‌های نیرو متحرک و اطلاعات حسی عمقی حذف شد. در وضعیت پنجم، چشم‌ها با چشم‌بند بسته شد و صفحه نیروی متحرک نیز باعث حذف اطلاعات حسی عمقی شد. در این وضعیت، اطلاعات سیستم دهلیزی در کنترل پاسچر مورد آزمون قرار گرفت. در وضعیت ششم نیز اطلاعات در دسترس سه حس بینایی، دهلیزی و عمقی حذف شد. نتایج این پژوهش نشان داد که استفاده از تحریک الکتریکی قشر پیش حرکتی در قبل از اجرا و همچنین در هنگام اجرا باعث بهبود کنترل پاسچر ورزشکاران فوتبالیست قطع عضو اندام تحتانی شد که با نتایج مطالعات قبلی هم‌خوانی دارد.

با توجه به نتایج جدول ۵ در وضعیت سوم، مقدار P برابر با ۰/۰۰۱ بود؛ بنابراین می‌توان گفت که در وضعیت اول بین گروه کنترل و تجربی در سطح ۰/۰۵ تفاوت معنادار وجود دارد؛ بدین معنی که اثر tdcS چه در قبل از اجرا و چه هم‌زمان با اجرا نسبت به گروه کنترل بهبود در اجرا را داشته است.

بحث

پژوهش‌ها نشان داده است که tdcS نه تنها سودمندی قابل توجهی در عملکرد بدنی بلکه در زمینه‌های مختلفی مانند مهارت تکلم، بهبود حافظه، کنترل دردهای مزمن افسردگی، فیبرومیالژیا^۱ و دردهای سرطانی دارد.^{۱۲۵} چندین مطالعه نشان داده است که tdcS می‌تواند تغییرات خاصی را روی فعالیت‌های نوروفیزیولوژیک، حرکتی و نوروسایکولوژیک اعمال کند. هر چند اثرات گزارش شده ناهمگن بوده و به مطالعات بیشتری در این زمینه نیاز است، اما به‌طور کلی مطالعات امیدبخش بوده است.^{۱۳۰} لذا پژوهش حاضر به دنبال نتایج پژوهشی پیشین با هدف تعیین اثر روش ساده و غیرتهاجمی tdcS در بهبود کنترل پاسچر ورزشکاران فوتبالیست قطع عضو اندام تحتانی انجام گرفت. تأثیر تحریک الکتریکی به عنوان متغیر مستقل بر بهبود متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر به عنوان متغیر وابسته بررسی شد. این متغیرهای کینتیک شامل شش وضعیت بود که در وضعیت اول که تمامی اطلاعات حسی درگیر در کنترل پاسچر در دسترس فرد بود. در وضعیت دوم، آزمودنی با چشم‌بند مورد آزمون قرار گرفت (حذف اطلاعات سیستم بینایی). در وضعیت سوم، چشم‌های فرد باز، اما محیط بینایی متحرک بود، به طوری که منجر به ارائه آرایه‌های نادرست بینایی شد. در

Grecco و همکاران (۲۰۱۴) در پژوهش خود، بهبود تعادل، طول گام، تعداد قدم و سرعت راه رفتن با اعمال ۲۰ دقیقه tdcS با شدت ۱ میلی‌آمپر به مدت ۵ جلسه متوالی در کودک مبتلا به تأخیر رشد عصبی-روانی مشاهده کردند. این کودک برای اولین بار توانسته بایستد و بدون کمک راه برود.^{۱۳۲} در پژوهش دیگری صابری نجف‌آبادی (۲۰۱۵) در بررسی تأثیر tdcS قبل از اجرا در درمان اختلالات حرکتی کودکان، در دو مطالعه، در یک مطالعه بهبود سرعت و الگوی راه رفتن و در مطالعه دیگر بهبودی تعادل ایستا نشان داد که در طی ۵ جلسه موجب کاهش گرفتگی عضلانی اندام فوقانی در این کودکان گردید.^{۱۳۳} رستمی و همکاران (۲۰۱۹) در مطالعه خود با عنوان بررسی تحریک الکتریکی ترانس کرانیال مغزی بر اجرای فعالیت‌های عملکردی سالمندان سالم به بررسی تأثیر این تحریک بر روی عملکرد دست و راه رفتن سالمندان سالم پرداختند و اثبات کردند که تحریک الکتریکی استفاده‌شده بر روی قشر حرکتی مغز بر بهبود عملکرد دست و راه رفتن سالمندان موثر بوده است.^{۱۳۴} Dumont و همکاران (۲۰۱۵) نیز در پژوهش خود به تعیین اثر tdcS در کنار

در تبیین نتایج این پژوهش می توان گفت که tdcS ممکن است فعال سازی مغز را تنظیم نماید. یکی از روش های ساده، ایمن و مقرون به صرفه برای تحریک مغز است که استفاده بالینی دارد.^[۳۷] tdcS قادر به ایجاد تغییر در تحریک پذیری قشر مغزی است و در نتیجه ترجیح می دهد که حرکت و حرکات اندام تحتانی را کنترل نماید.^[۱۶] این تکنیک فعالیت خودبه خودی شبکه عصبی را تعدیل و تنظیم می کند. مکانیسم اولیه عمل آن عبارت است از انتقال وابسته به پلاریته پتانسیل استراحت غشاء که شایان ذکر است جریان مستقیم آندی باعث افزایش فعالیت و تحریک پذیری کورتیکال شده، در حالی که جریان مستقیم کاتدی اثرات عکس دارد. چون اثرات متعاقب tdcS تا حدود یک ساعت ادامه می یابد، بنابراین مکانیسم عمل آن نمی تواند منحصر به تغییرات پتانسیل غشاء عصبی باشد؛ در حقیقت، پژوهش های بعدی نشان داده است که tdcS باعث تغییراتی در محیط سیناپسی می شود.^[۳۸] همچنین tdcS از طریق مدولاسیون نورون های بین قشری و قشری-نخاعی در تحریک پذیری مغز دخالت می کند. علاوه بر اثرات مستقیمی که برای tdcS گفته شد، یک سری اثرات غیرمستقیم نیز مشاهده گردیده است و آن عبارت است از تغییراتی که به دنبال اتصالات بین سلول ها در نواحی دورتر رخ می دهد؛ بدین معنی که تغییرات حاصل از اعمال tdcS فقط روی یک نورون نمی باشد و باعث فراخوانی فعالیت چندین سلول عصبی می شود، همچنین باعث نوسان سلول های عصبی می شود.^[۳۹] همان طور که مطالعات قبلی تأیید می کند، tdcS منطقه پیش حرکتی قشر مغز را فعال می کند و اثر مثبتی بر روی عملکرد حرکات اندام تحتانی دارد. چنین فعال سازی، فعال سازی ناحیه پیش حرکتی در طی عملکرد بعدی را حفظ می کند؛ بنابراین به طور قابل توجهی بر حرکات اندام تحتانی تأثیر می گذارد.^[۳۷] همچنین جفری و همکاران (۲۰۰۷) عنوان می کنند که tdcS آندی (a-tdcs) تحریک پذیری کانال کورتیکوسپاینال روی عضلات تیبیالیس قدامی را افزایش می دهد. علاوه بر این، نشان داده شده است که tdcS پارامترهای اصلی حرکتی در اندام تحتانی مانند نیروی انگشتان پا را ارتقا می بخشد.^[۴۰]

نتیجه گیری

در تبیین نتایج پژوهش حاضر می توان گفت که احتمالاً tdcS می تواند تأثیرات مثبتی را بر روی تعادل و کنترل پاسچر افراد قطع عضو اندام تحتانی داشته باشد، هر چند که روش های مختلفی برای کمک به بهبود تعادل این افراد وجود دارد. از آنجایی که tdcS به عنوان یک مداخله ارزان و مقرون به صرفه مطرح می باشد، مورد توجه واحدهایی است که از نظر منابع مالی و اقتصادی دچار مشکل هستند. بنابر دلایل مذکور، اگر اثربخشی این تکنیک به طور قطعی اثبات شود، می تواند به عنوان یک انتخاب مناسب برای کشورهای در حال توسعه به کار گرفته شود، به خصوص برای ورزشکاران با معلولیت قطع عضو اندام تحتانی که برای پرداختن به ورزش نیاز به حفظ وضعیت بدن و تعادل بیشتری دارند.

تمرینات تردمیل بر روی یک فرد با همی پارزیس مزمن ناشی از سکته مغزی پرداختند. برای ارزیابی تحرک عملکردی و تعادل دینامیک و همچنین ارزشیابی تعادل توسط دستگاه پوسچروگرافی پویای کامپیوتری انجام گرفته و سپس از tdcS استفاده کردند؛ نتایج این پژوهش پس از انجام آزمون های نهایی، پیشرفت تعادل استاتیک در بیمار مذکور را نشان داد.^[۳۳] همچنین Kaminski و همکاران (۲۰۱۶) در پژوهشی دیگر بر روی ۲۶ آزمودنی جوان در حالی که مشغول انجام فعالیت تعادلی بودند، از tdcS استفاده کردند. نتایج به دست آمده حاکی از آن بود که tdcS آندی در مقایسه با tdcS شم منجر به عملکرد بهتر با میزان خطای کمتر می گردد. در این پژوهش اشاره شد که ارتقاء عملکرد تعادلی از طریق تقویت رابطه معکوس بین کیفیت و سرعت اجرا تسهیل می گردد و این تکنیک می تواند باعث بهبود راه رفتن و نیز پیشگیری از سقوط بیماران در آینده شود.^[۳۵] قابل توجه است که حتی در پیچیده ترین وظایف که شامل اندام های تحتانی هستند، مانند تعادل ایستا یا پویا ممکن است تحت تاثیر tdcS روی ناحیه پای M1 باشد. در واقع، اولین شواهد به دست آمده در مطالعات نشان می دهد که tdcS از بیماران سکته ای یک طرفه (همی) در بهبود تعادل و افزایش توان اندام تحتانی خود در طرف آسیب دیده بدن خود پشتیبانی می کند.^[۳۶] دلفانی و عربی (۲۰۱۸) در پژوهشی دیگر بر روی ۲۰ ورزشکار مرد رزمی کار بین سنین ۱۸ تا ۲۵ که تحت تحریک الکتریکی به مقدار ۱-۳ میلی آمپر به مدت ۱۵-۲۰ دقیقه قرار گرفتند، نشان دادند که با اینکه ورزشکاران و شوکار بسته به نوع ورزشی که انجام می دهند دارای تعادل خوبی هستند، ولی tdcS توانست باعث بهبودی و ارتقاء معناداری در متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر آنها گردد.^[۳۶] از طرفی دیگر، کریگ و دوماس (۲۰۱۷) با استفاده از تحریک جریان مستقیم ترنسکرنیال (tdcs) امکان تأثیر تحریک قشر پیش حرکتی و کورتکس اصلی حرکتی (M1) را بر کنترل حرکات پاسچری دینامیک در بزرگسالان مسن و جوان مورد بررسی قرار دادند. tdcS با طراحی آزمون دوسویه کور و کنترل شده با شم به کار گرفته شد که در آن ۲۲ جوان و ۱۸ بزرگسال مسن در طی سه جلسه که به ترتیب M1 قشر پیش حرکتی و شم بودند، مورد تحریک قرار گرفتند. تحریک پذیری کورتیکوسپاینال با ارزیابی پتانسیل های حرکتی ایجاد شده توسط تحریک مغناطیسی ترنسکرنیال بلافاصله و بعد از ۹۱ دقیقه از tdcS اندازه گیری شد. تأثیر حداقل tdcS روی کنترل پاسچری فقط در شرایط چشم باز در آزمون SOT دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری دیده شد و این وابسته به معیار اندازه گیری و گروه سنی بود. برای جوانان، تحریک تنها در حالت آفلاین تأثیر داشت، زیرا تحریک مغزی میانگین فرکانس بالاتری در انحراف بعد از ۹۱ دقیقه نشان داد. برای افراد مسن، هر دو شرایط تحریکی موجب ایجاد تاخیر در دامنه انحراف شد که به شکل بلوک های اول و دوم تا اتمام تحریک مشاهده گردید.^[۳۱] برخی از نتایج این پژوهش با نتایج پژوهش حاضر تا حدودی متفاوت بود که این می تواند مربوط به شیوه اجرای پژوهش و یا تفاوت در نوع آزمودنی ها باشد.

محترم و آزمایشگاه توانبخشی هلال احمر و شرکت کنندگان در پژوهش حاضر ابراز می‌دارند.

تشکر و قدردانی

در پایان، پژوهشگران مراتب تشکر و قدردانی خود را از حمایت‌های دانشگاه آزاد اسلامی تهران شرق و مسئولین

منابع

1. Katharina Marie & et al. Cerebellar tDCS Does Not Improve Learning in a Complex Whole Body Dynamic Balance Task in Young Healthy Subjects. PLoS ONE, 2016. 11(9): e0163598.
2. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shutz SJ. Effect of pronated and supinated foot postures on Static and dynamic postural stability. Journal of Athletic Training. 2005; 40(1): 41-6.
3. Bellew JW, Yates JW, Gater DR. The initial effects of low-volume strength training on balance in untrained older men and women. J Strength Cond Res. 2003; 17: 121-8.
4. Punakallio A. Balance abilities of workers in physically demanding jobs: with special reference to firefighters of different ages. J Sports Sic Med. 2005; 4(Suppl 8):1-47.
5. Bowker JH, Michael JW. Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 2nd ed. / edited by John H. Bowker, John W. Michael. ed. St. Louis ; London: Mosby Year Book; 1992
6. Kawana N, Ishimatsu S, Kanda K. Psychophysiological effects of the terrorist sarin attack on the Tokyo Subway system, Mil Med. 2001;166 (12): 23-26.
7. Bolger D, Ting LH, Sawers A. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. Clinical Biomechanics. 2014; 29: 1039-1047.
8. Barnett. T, Vanicek. N, Polman. R.C.J. Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. Gait Posture. 2013; 37 (3): 319- 325.
9. Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2002; 81(1):13-20.
10. Matja i Z, Burger H. Dynamic balance training during standing in people with transtibial amputation: a pilot study. Prosthet Orthot Int. 2003; 27(3): 214-20.
11. Sirett V, Salerno MS, Berry C, Nicholas G, Bower R, Kambadur R, et al. Antagonism of myostatin enhances muscle regeneration during sarcopenia. Mol Ther. 2007; 15(8): 1463-70.
12. Sullivan, P.E., Markos, P.C. Activitis: Postural and movement pattern. In: Sullivan. PE, Markos. PC, eds. Clinical Decision Making in Therapeutic Exercise, 2nd ed. Norwalk: Appleton & Lange. 1995; 20-1.
13. Mohamadtaghi B, Hejazi Dinan P, Shamsipour Dehkordi P. Effect of the Selected Balance Program on Postural Control of Amputees under Manipulation of Visual, Vestibular and Proprioceptive Systems. Iranian Journal of War & Public Health. 2016; 8(1):1-8.
14. Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self-report scales. Arch Phys Med Rehabilitation. 2001; 82: 1432-40.
15. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. Physical Therapy. 2002; 82(9): 856-65.
16. Brunoni, A. R., Nitsche, M. A., Bolognini, N., Bikson, M., Wagner, T., Merabet, L., Edwards, D. J., Valero-Cabre, A., Rotenberg, A. & Pascual-Leone, A. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions. Brain stimulation. 2012.5, 175-195.
17. Fresnoza S, Chritova 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.
18. Pablo Cruz Gonzalez, Kenneth N. K. Fong, and Ted Brown, "The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on the Cognitive Functions in Older Adults with Mild Cognitive Impairment: A Pilot Study," Behavioural Neurology, vol. 2018, Article ID 5971385, 14 pages.
19. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. J Physiol. 2000. 527(Pt 3):633-9.
20. Gomez Palacio Schjetnan, A., Faragi, J., Metz, G. A., Tatsuno, M. & Luczak, A. Transcranial direct current stimulation in stroke rehabilitation: A review of recent advancements. Stroke research and treatment. Volume 2013, Article ID170256, 14 pages
21. 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
22. Alizad V., Meinzer M., Frossard L. & et al. Effects of transcranial direct current stimulation on gait in people with Parkinson's disease: study protocol for a randomized, controlled clinical trial. Trials, 2018, Nov 29; 19(1):661. <https://doi.org/10.1186/s13063-018-2982-z>
23. Dumont Lopes AL, Araujo MC, Lazzari RD, Santos CA, Carvalho DB, Franco De Moura RC, Braun Ferreira LA, Galli M, oliveria CS.

- Effects of a single session of transcranial direct current stimulation on static balance in a patient with hemiparesis: a case study. *J. Phys. Ther. Sci.* 2015. 27: 955-958
24. Massetti T, Crocetta TB, Silva TD, Trevizan IL, Arab C, Caromano FA, Mello Monterio CB. Application and outcomes of therapy combining transcranial direct current stimulation and virtual reality: a systematic review. *Taylor & Francis group. The Journal of Disability and Rehabilitation: Assistive Technology.* 27 Sep 2017. 12(6): 551-559
 25. Yang Dae Jung & et al. Influence of Transcranial Direct Current Stimulation on Lower Limb Muscle Activation and Balance Ability in Soccer Player. *J Kor Phys Ther.* 2018;30(6):211-217
 26. Delfani M, Arabi M, Investigate improving kinetic postural control parameters of martial athletes after applying tDCS. *J of Dev and Mot Learning,* 2019;10(4):587-602
 27. Khodabakhshi M & et al. Effects of 8 Weeks of Resistance Training with Traband on Dynamic Balance in Young Soccer Players. *J Sport Biometh.* 2016: Sep 2(2):43-53
 28. Ferber- Viart C, Ionescu E, Morlet T, Froehlich P, Dubreuil C. Balance in healthy individuals assessed with Equitest: maturation and normative data for children and young adults. *Int J Pediatric Otorhinolaryngol* 2007; 71(7): 1041-6.
 29. Roceanu, A., Capris, G., & Băjenaru, O. Balance assessment using computerized static posturography. *Romanian Journal of Neurology,* 2014;13(1), 23-30.
 30. Angius L, Hopker J, Mauger AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance. *Frontiers in Physiology.* 2017. Vol. 8:90.
 31. Saberi Nafiseh, Khalkhali Zavieh Mino, Tonkaboni Seyed Hassan, Akbarzadeh Baghban Alireza. Effects and side effects of tDCS in movement disorders of children and adolescents. *J Rehab Med.* 2016.5(3): 165-174.
 32. Grecco LAC, E Mendonça M, Duarte NAC, Zanon N, Fregni F, Oliveira CS. Transcranial Direct Current Stimulation Combined with Treadmill Gait Training in Delayed Neuropsychomotor Development. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(6):945-50.
 33. Saberi Nafiseh, Khalkhali Zavieh Mino, Tonkaboni Seyed Hassan, Akbarzadeh Baghban Alireza.. Effects and side effects of tDCS in movement disorders of children and adolescents. *J Rehab. 2016. Med.* 5(3): 165-174.
 34. Rostami M, Mosallanezhad Z, Jaberzadeh S, Bakhshi E. The effect of transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on functional performance of healthy old subject. *Brain Stimulation.* March. 2019. 12(2):401.
 35. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, Villringer A, Ragert P. Transcranial direct current stimulation over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *The journal of Clinical Neurophysiology.* 2016. 127(6):2455-2462.
 36. Tanaka S, Takeda K, Otake. Y, et al.: Single session of transcranial direct current stimulation transiently increases knee extensor force in patients with hemiparetic stroke. *Neurorehabil Neural Repair,* 2011. 25: 565-569.
 37. Lee Yeon-Seop & et al. The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Functional Movement Performance and Balance of the Lower Extremities Yeon-Seop Lee. *J. Phys. Ther. Sci.* 2012. 24: 1215-1218.
 38. Lazzaro Di, et al. transcranial direct current stimulation effect on the excitability of corticospinal axons of the human cerebral cortex. *Brain Stimul.* 2013 Jul; 6(4):641-3.
 39. Ardolino G, Bossi B, Barbieri S, Priori A. Non-synaptic mechanisms underlie the after-effects of cathodal transcutaneous direct current stimulation of the human brain. *The Journal of physiology.* 2005; 568(2):653-63.
 40. Jeffery DT, Norton JA, Roy FD, et al.: Effect of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex. *Exp Brain Res,* 2007, 182: 281-287.