Journal of Gerontology (joge)
Vol 4, No 2, Autumn 2019

DOI: 10.29252/joge.4.2.53

The effect of Concurrent cerebral transcranial direct current stimulation and neuromuscular coordination exercises on balance elderly people

*Mousavi Sadati SK[1], Tajik N[2]

1- Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Sport Science and Physical Education, East Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran **(Corresponding Author)**
Email: drmousavisadati@gmail.com
2- MSc of motor behavior, East Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Abstract

Introduction: Frequent falls in the elderly have a direct relationship with postural control and balance. The purpose of the present study was to investigate the effect of Concurrent cerebral transcranial direct current stimulation and neuromuscular coordination exercises on balance elderly people.

Method: This study was an experimental, pre- and posttest design. The participants of this study were 24 elderly who were selected by convenience sampling and randomly assigned to two groups (n=12). After a preliminary assessment of equilibrium parameters by Computerized Dynamic Posturography apparatus, "Intervention" group received direct current stimulation over the cerebellum at 2mA and "Control" group received sham stimulation, twenty minutes each session in five days during two weeks. At each session, immediately after stimulation, participants performed half-hour equilibrium exercises on the Huber apparatus. After completing five sessions, the variables were re-measured. Data analysis performed using MANCOVA and ANCOVA and SPSS 23 software.

Results: The results of this study showed that current direct stimulation of the cerebral had significant effect on the postural control equilibrium variables in the first and fourth sensory condition ($P<0.05$). However, it did not have a significant effect on the stability of the elderly in the second, third, fifth, sixth sensory condition and composite balance ($P>0.05$). In addition, cerebral electrical stimulation with balance training improved postural control performance of visual system ($P<0.05$), but postural control performance of somatosensory system, vestibular system, and visual preference did not significantly improve ($P>0.05$).

Conclusion: The results of this study showed that cerebral TDCS with balance training has little beneficial effects on postural control and balance of elderly people and can, to a lesser extent, facilitate motor learning and improve motor adaptation.

Key words: Transcranial Direct Current Stimulation, postural balance, aged.

Received: 15 November 2019 Accepted: 21 December 2019

تاثیر همزمان تحریک مستقیم الکتریکی فرا جمجمه مغز و تمرینات هماهنگی عصبی عضلانی بر تعادل سالمندان

*سیدکاظم موسوی ساداتی[1]، نریمان تاجیک[2]

۱- استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، ایران **(نویسنده مسئول)**
پست الکترونیکی: drmousavisadati@gmail.com
۲- کارشناس ارشد رفتار حرکتی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، ایران.

نشریه سالمندشناسی دوره ۴ شماره ۲ پاییز ۱۳۹۸، ۵۳-۴۴

چکیده

مقدمه: افتادن های مکرر در سالمندان ارتباط مستقیم با کنترل وضعیت ایستاده و تعادل دارد. هدف مطالعه حاضر بررسی تاثیر همزمان تحریک مستقیم الکتریکی فرا جمجمه مغز و تمرینات هماهنگی عصبی عضلانی بر تعادل سالمندان بود.

روش: پژوهش حاضر از نوع تجربی بود. شرکت کنندگان تحقیق ۲۴ نفر سالمند بودند که بر اساس نمونه گیری آسان انتخاب شدند و به صورت تصادفی در دو گروه ۱۲ نفری قرار داده شدند. پس از اندازه گیری اولیه متغیرهای پایداری وضعیت ایستاده و عملکرد سیستم های حسی توسط دستگاه پاسچروگرافی، شرکت کنندگان در طول ۵ روز در طی دو هفته و هر روز به مدت بیست دقیقه در هر جلسه تحت تحریک مستقیم الکتریکی فرا جمجمه مغز دو میلی آمپری واقعی (گروه تجربه) و ساختگی (گروه کنترل) قرار گرفتند. بلافاصله پس از تحریک، شرکت کنندگان هر دو گروه به مدت نیم ساعت تمرینات تعادلی روی دستگاه هوبر انجام دادند. پس از اتمام پنج جلسه، متغیرها مجدداً اندازه گیری شدند. تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از مانکووا و انکووا و نرم افزار SPSS نسخهٔ ۲۳ انجام شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که تحریک مستقیم الکتریکی مغز از روی جمجمه همراه با تمرینات تعادل به طور معناداری پایداری سالمندان در وضعیت حسی اول و چهارم را بهبود بخشید ($P<۰/۰۵$)، ولی بر پایداری سالمندان در وضعیت حسی دوم، سوم، پنجم، ششم و تعادل ترکیبی اثر معنادار نداشت ($P>۰/۰۵$). همچنین تحریک الکتریکی مغز همراه با تمرینات تعادل، عملکرد کنترل وضعیت ایستاده سیستم بینایی را ارتقا داد ($P<۰/۰۵$)، ولی عملکرد کنترل وضعیت ایستاده سیستم حس پیکری، سیستم حس وستیبولار و ترجیح بینایی را نتوانست به طور معنادار ارتقا دهد ($P>۰/۰۵$).

نتیجه گیری: نتایج تحقیق نشان داد که تی دی سی اس مخی همراه با تمرینات تعادلی بر کنترل وضعیت ایستاده سالمندان تاثیرات مثبت اندکی دارد و می تواند به میزان کم باعث تسهیل یادگیری حرکتی و بهبود سازگاری حرکتی شود.

کلید واژه ها: تحریک مستقیم الکتریکی فرا جمجمه، تعادل، سالمندان.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۸/۲۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۹/۳۰

مقدمه

کنترل تعادل یک کار حرکتی پیچیده است که توسط گروه های عصبی در نخاع، ساقه مغز، مخچه و قشر مغز کنترل می شود (۱). سهم قشر مغز در کنترل تعادل انسان به وضوح با تأثیر عمیق ضایعات قشر مغز بر توانایی حفظ تعادل ایستاده نشان داده شده است. شواهد جدید حاکی از این است که قشر حرکتی (M1) مغز برای تنظیم تعادل و حالت ایستاده در شرایط مختلف محیطی و نیازهای تکلیف، مراکز زیر قشر را تنظیم می کند (۲).

کنترل وضعیت ایستاده یک فرایند سازگاری حسی پیکری است که مستلزم ادغام مداوم اطلاعات حسی از سه کانال بینایی، حس پیکری (حس عمقی) و وستیبولار است. به منظور فراهم آوردن دقیق ترین درک از وضعیت قامت، اطلاعات حاصل از این کانال ها بر اساس اعتبار و اهمیتی که اطلاعات حسی هر کانال برای سیستم حرکتی مغز دارد وزن دهی شده و سپس با هم ادغام می شوند (۳). شواهد تجربی قبلی نشان می دهد که وزن دهی حسی در بزرگسالان مسن کندتر است. افراد مسن وقتی اطلاعات حاصل از کانال ها با هم در تضاد هستند در مقایسه با جوانان بویژه در اولین کوشش، احتمال بیشتری وجود دارد که سقوط کنند (۴).

گرچه برنامه های توانبخشی و ورزشی نتایج قابل توجهی را در بازیابی کنترل وضعیت ایستاده نشان داده اند (۵)، این مداخلات

به طور معمول زمان و هزینه های زیاد نیاز دارند و ممکن است فقط اثرات متوسط داشته باشد (۶). بدین ترتیب بهینه سازی اثربخشی این مداخلات با کاهش زمان و تلاش لازم برای دستیابی به نتایج سودمند، برای جامع سالمندان در سراسر جهان بسیار مهم است. کاهش تعادل باعث افتادن های مکرر در سالمندان می شود (۷). ترس از افتادن به عنوان یک وضعیت روانی محدود کننده فعالیت های فیزیکی، در میان عوامل متعدد تهدید کننده سلامت سالمندان، از اهمیت ویژه ای برخوردار می باشد. ترس از افتادن، منجر به کاهش اعتماد به نفس و خودکارآمدی سالمندان می شود و می تواند به عنوان مانعی برای فعالیت فیزیکی مناسب مطرح شود (۸).

کنترل وضعیت ایستاده و تعادل تقریباً برای تمام جنبه های زندگی روزمره ضروری است. اختلال در کنترل وضعیت ایستاده ناشی از محدودیت های عملکردی اساسی دوران سالمندی و بیماری های پاتولوژیک مانند سکته مغزی، بیماری پارکینسون یا مولتیپل اسکلروز است (۹-۱۱). گرچه برنامه های توانبخشی و ورزشی نتایج قابل توجهی را در بازیابی کنترل وضعیت ایستاده نشان داده اند، این مداخلات به طور معمول زمان و هزینه های زیاد نیاز دارند و ممکن است فقط اثرات متوسط داشته باشد (۶،۱۲). بدین ترتیب بهینه سازی اثربخشی این مداخلات با کاهش زمان و تلاش لازم برای دستیابی به نتایج سودمند، برای جامع سالمندان در سراسر جهان بسیار مهم است. ترس از افتادن به عنوان یک وضعیت روانی محدود کننده فعالیت های فیزیکی، در میان عوامل متعدد تهدید کننده سلامت سالمندان، از اهمیت ویژه ای برخوردار می باشد. ترس از افتادن، منجر به کاهش اعتماد به نفس و خودکارآمدی سالمندان می شود و می تواند به عنوان مانعی برای فعالیت فیزیکی مناسب مطرح شود (۸). ثبات وضعیت ایستاده و تعادل حاصل تعامل پویای درون دادهای حس عمقی (ناشی از دوک های عضلانی، اندام های وتری گلژی و کپسول مفصلی)، حس دهلیزی گوش داخلی، حس بینایی و مکانیزم های عصبی نخاعی، زیر قشری و قشری است (۱۳).

تحریک مستقیم الکتریکی فرا جمجمه مغز (tDCS) روشی غیر تهاجمی است که امکان تعدیل برگشت پذیر فعالیت مناطق خاص مغز را فراهم می آورد. tDCS یک ابزار ارزشمند برای سازماندهی رفتار مغز در حوزه های شناختی، حرکتی، اجتماعی و عاطفی فراهم آورده است. در جوامع سالم نشان داده شده است که tDCS به طور موقت رفتار را تغییر می دهد، یادگیری را تسهیل و اجرای تکلیف حرکتی را تقویت می کند. به عنوان مثال، نشان داده شده است که تحریک آندال باعث بهبود تشخیص چهره می شود یا باعث مهار پاسخ های تهاجمی می شود. در حالی که نشان داده شده است که تحریک کاتدی قشر پیش پیشانی خلفی جانبی با سرکوب فعالیت حافظه کاری باعث تقویت یادگیری حرکتی پنهان می شود (۱۴-۱۶). با این وجود؛ پژوهش لینوس و همکارن (۲۰۱۵) نشان داد که tDCS آندی تعداد خطاها را فقط در شرایط هماهنگی دو طرفه کاهش می دهد، اما هیچ تغییری در زمان واکنش نمی دهد و تعداد خطاها در شرایط هماهنگی یک طرفه و سه اندام ایجاد نمی کند (۱۷).

کامینسکی و همکاران (۲۰۱۷) دریافتند که یک جلسه تحریک مستقیم الکتریکی فراجمجمه آندی مغز (a-tDCS) افراد سالمند نمی تواند باعث تسهیل یادگیری تکلیف تعادلی پویا شود (۷)، در حالی که کریگ و دوماس (۲۰۱۷) دریافتند که یک جلسه تحریک مستقیم الکتریکی فراجمجمه آندی مغز (a-tDCS) افراد سالمند حداقل تاثیر را بر کنترل وضعیت ایستاده سالمندان دارد (۴). در حالی که یوسفی و همکاران (۲۰۱۸) شش جلسه تحریک فراجمجمه ای آندی (a-tDCS) مخ همراه با تمرینات ورزشی را برای کنترل وضعیت ایستاده بسیار سودمند گزارش کرده اند (۱۸).

شواهدی وجود دارد که افزایش تعداد جلسات استفاده از تی دی سی اس، می‌تواند اثر بخشی آن را بیشتر کند (۱۴)، در تحقیق حاضر فرض بر این است که استفاده همزمان از تحریک مستقیم الکتریکی فراجمجمه مغز و تمرینات هماهنگی عصبی عضلانی، بر تعادل سالمندان تاثیر مثبت دارد. مهمترین نوآوری تحقیق حاضر استفاده از ابزار بسیار پیشرفته و دقیق پوسچروگرافی برای سنجش تعادل و دستگاه هوبر برای انجام تمرینات هماهنگی عصبی عضلانی است.

روش مطالعه

پژوهش حاضر تجربی و از نوع پیش آزمون – پس آزمون بود. شرکت کنندگان تحقیق حاضر ۲۴ نفر سالمند ۶۰ الی ۷۵ ساله از هر دو جنس زن و مرد بودند که از بین سالمندان شهر پاکدشت بر اساس معیارهای ورود و با نمونه گیری آسان انتخاب شدند و با گمارش تصادفی در دو گروه ۱۲ نفری تجربی و ۱۲ نفری کنترل قرار داده شدند. معیارهای ورود در تحقیق عبارت بودند از: سالم بودن در زمینه های اسکلتی، عضلانی، عصبی، شناختی، عدم وجود هرگونه بیماری یا اختلال در عملکرد سیستم دهلیزی و حس عمقی، عدم وجود سابقه بیماری یا اختلال در دستگاه بینایی و دارا بودن دید طبیعی با یا بدون عینک، عدم استفاده از داروهایی که دستگاه عصبی و کنترل وضعیت ایستاده را تحت تاثیر قرار می دهند، عدم سابقه بیهوشی در ۶ ماه گذشته، داشتن استقلال کامل در حرکت و انجام فعالیت های روزمره بدون استفاده از وسایل کمکی، و عدم وجود سابقه ورزش و

فعالیت های بدنی منظم. معیارهای خروج آزمودنی ها از تحقیق؛ وجود بیماری های مغز و اعصاب مثل صرع که باعث بالا رفتن خطر تحریک می شوند، اگزمای حاد پوستی، وجود هرگونه ایمپلنت فلزی در مغز، وجود سابقه اختلال در تعادل و سرگیجه وضعیتی مکرر و ترس از تحریک الکتریکی مغز بود. برای بررسی معیارهای ورود و خروج شرکت کنندگان در تحقیق از پرسشنامه غربالگری سلامت تی دی سی اس و تی ای سی اس و نسخه فارسی آزمون کوتاه وضعیت ذهنی استفاده شد (۱۹).

ابزارهای مورد استفاده در پژوهش عبارت بودند از: ۱) پرسشنامه غربالگری سلامت تی دی سی اس و تی ای سی اس که برای بررسی شاخص های مورد نیاز جهت ایمن و مناسب بودن استفاده از تی دی سی اس برای شرکت کننده ها استفاده شد. پرسشنامه غربالگری سلامت برای اولین بار با عنوان پرسشنامه غربالگری سلامت تی ام اس توسط کیل و همکاران (۲۰۰۱) تدوین شد و بعدها توسط محققین و موسسات دیگر از جمله دانشگاه بیرمنگام (۲۰۱۵) تکمیل شد (۱۹،۲۰). ۲) پرسشنامه فارسی غربالگری آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای ارزیابی اختلالات شناختی شرکت کنندگان، بر اساس این فرم کسب نمره پایین تر از ۲۳ معیار خروج شرکت کنندگان از تحقیق بود. آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای اولین بار توسط مارشال فولستین (۱۹۷۵) به منظور غربالگری زوال عقل ابداع شد. در تحقیقی که سیدیان و همکاران (۱۳۸۶) انجام دادند پایایی داخلی این پرسشنامه، با ضریب آلفای کرونباخ برای کل آزمون ۰/۸۱ به دست آمد و با استفاده از منحنی ROC نمره ۲۲ به عنوان نقطه برش در نظر گرفته شد که آزمون در این نمره حساسیت ۹۰ درصد و اختصاصیت ۹۳/۵ درصد داشت. چنین به نظر می رسد که آزمون کوتاه وضعیت ذهنی فارسی قابلیت و پایایی مناسبی داشته و با نمره ۲۲ در جهت افتراق افراد مبتلا به دمانس کارایی دارد (۲۱). ۳) دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری مدل اکویی تست ساخت شرکت آمریکایی نوروکام که یکی از پیشرفته ترین دستگاههای ارزیابی کننده متغیرهای کینتیکی است که برای دستکاری دستگاههای حسی مؤثر در کنترل وضعیت ایستاده به کار می رود. این دستگاه، یک ابزار ارزیابی منحصر به فرد و بی نظیر است که داده های مربوط به کنترل وضعیت ایستاده را به صورت کمی فراهم کرده و برای تجزیه و تحلیل مکانیزم های نوسان مرتبط با سن ابزار مناسبی به نظر می رسد، از این دستگاه به طور گسترده در تحقیقات برای بررسی متغیرهای مربوط به تعادل و کنترل وضعیت ایستاده استفاده شده است. ویتنی و همکاران (۲۰۱۱) پایایی آزمون- آزمون مجدد آزمون سازماندهی حسی این دستگاه را ۰/۶۷ و قابل قبول گزارش کرده اند. دستگاه پاسچروگرافی برای هر یک از ۶ وضعیت آمون سازماندهی حسی نمره ای از صفر تا ۱۰۰ ارایه می کند، نمره صفر نشان دهنده بدترین عملکرد (افتادن) و نمره ۱۰۰ نشان دهنده ثبات خوب و حداقل تاب خوردن است (۲۲)، ۴) دستگاه تی دی سی اس، که با بهره گیری از این دستگاه، یک جریان مستقیم الکتریکی فرا جمجمه ای واقعی و ساختگی به قشر مخ شرکت کنندگان القاء شد (۴) و ۵) دستگاه هوبر مدل والنس سدکس که از این دستگاه برای بهبود هماهنگی عصبی- عضلانی استفاده شد. کول اندره و همکاران (۲۰۰۷) عنوان کردند که این دستگاه علاوه بر تقویت عضلات و اصلاح وضعیت بدنی، به طور همزمان منجر به بازآموزی حسی و تقویت کنترل حرکتی نیز می گردد (۲۳).

به منظور رعایت اخلاق در تحقیق، اهداف پژوهش و مراحل تحقیق، و ملاحظات ایمنی مربوط به استفاده از تی دی سی اس به طور کامل برای سالمندان نمونه توضیح داده شد. و به آنها این اطمینان داده شد که اصل رازداری در حفظ داده ها رعایت خواهد شد و تمامی اطلاعات به دست آمده صرفاً جنبه تحقیقاتی خواهد داشت و پس از آن، فرم های رضایت نامه توسط آنان امضا شد.

به منظور اجرای پژوهش ابتدا فرم ارزیابی سلامت هر داوطلب جهت جمع آوری اطلاعات ضروری پژوهش خصوصا بررسی اثرات جانبی تی دی سی اس توسط آزمونگر از طریق مصاحبه حضوری تکمیل و شرایط سلامتی یا بیماری داوطلبان کنترل گردید. همچنین از طریق پرسشنامه ی ۳۰ امتیازی MMSE، بخش های توجه و محاسبه، حافظه، زبان، توانایی اجرای فرمان های ساده و جهت یابی زمانی و مکانی شرکت کنندگان مورد ارزیابی مختصر وضعیت شناختی قرار گرفتند (۲۴) و سالمندان نمونه از بین داوطلبان دارای معیار ورود انتخاب شدند. سالمندان گروه تجربی به مدت بیست دقیقه تحت تاثیر تحریک فعال مخ با جریان مستقیم ۲ میلی آمپری (تحریک واقعی) قرار می گرفتند و سالمندان گروه کنترل تنها به مدت ۳۰ ثانیه تحت تاثیر تحریک فعال مخ با جریان مستقیم (تحریک ساختگی یا شم) قرار می گرفتند. آزمایش در طول ۵ روز در خلال دو هفته و هر روز به مدت بیست دقیقه انجام شد (۴،۲۵). فاصله زمانی ۴۸ ساعت بین جلسات متوالی رعایت شد و تمام افراد بین ساعت ۹ صبح تا ۴ عصر مورد آزمون قرار گرفتند. از آنجایی که گروه کنترل تحریک ساختگی دریافت می کرد و تحریک ساختگی نقش دارو نما را ایفا می کرد بنابراین شرکت کنندگان دقیقاً نمی دانستند که چه نوع تدبیر آزمایشی دریافت می کنند، پس می توان گفت که این مطالعه به صورت یک سویه کور انجام شد. بر اساس پروتکل مورد استفاده در این پژوهش، یک جریان مستقیم الکتریکی

فرا جمجمه ای دو میلی آمپری با قرار دادن الکترود فعال آند روی خط طولی- میانی سر روی قشر حرکتی پاها در منطقه حرکتی اولیه و الکترود مرجع کاتد روی نقطه اینیون (برآمدگی استخوان پس سری) بر اساس پروتکل کریگ و دوماس القاء شد (۴). در روز اول در ابتدای جلسه و پیش از اعمال مداخله ی درمانی، آزمون سازماندهی حسی توسط دستگاه پوسچروگرافی پویای کامپیوتری اجرا و نتایج ثبت شد. در این آزمون متغیرهای کینتیک کنترل وضعیت ایستاده نمونه ها شامل دامنه جابجایی مرکز فشار، سرعت جابجایی مرکز فشار و استراتژی کنترل قامت در ۶ وضعیت دستکاری سیستمهای حسی درگیر در کنترل وضعیت ایستاده مورد ارزیابی قرار گرفتند. پس از ثبت نتایج آزمون سازماندهی حسی و متعاقب یک استراحت ۳ دقیقه ای، شرکت کننده تحت تاثیر تی دی سی اس واقعی و یا تی دی سی اس غیر واقعی (شم) قرار گرفتند. پس از طی زمان مربوط به القاء جریان واقعی و یا ساختگی، شرکت کننده بلافاصله بر روی دستگاه هوبر مستقر شده و به انجام تمرینات حسی- حرکتی می پرداخت. مدت زمان تقریبی هر جلسه تمرین بر روی این دستگاه با احتساب مکث های۳۰ ثانیه ای به منظور تغییر وضعیت قرارگیری بر روی پلت فرم ۳۰ دقیقه بود. سطح پایه تمرینات از نمرات سرعت و شیب ۵۰ برای حرکت پلت فرم، تنظیم شده و متناسب با توانمندی عصبی- عضلانی شرکت کننده در هر جلسه حدود ۵٪ افزایش می یافت. هر شرکت کننده عملکرد تعادل خود را روی دستگاه تنظیم می کرد و پژوهشگر نیز تلاش می کرد با استفاده از بازخورد بینایی و شنوایی، وضعیت ایستاده فرد را اصلاح کند. پنج جلسه، با همین روش برگزار شد و در جلسه پنجم، پس از تمرینات هوبر و متعاقب استراحت ۱۵ دقیقه ای، آزمون سازماندهی حسی اجرا شد و نتایج مربوطه (پس آزمون) ثبت گردید.

دستگاه پوسچرو گرافی نتایج حاصل از آزمون سازماندهی حسی را در قالب گزارش نمرات تعادل و نمرات حسی ارایه می کند. آزمون سازماندهی حسی عملکرد هر یک از سیستمهای حس پیکری، دهلیزی و بینایی را در کنترل وضعیت ایستاده مورد ارزیابی قرار می دهد. این آزمون دارای ۶ وضعیت است. طبق پروتکل تعریف شده، در هر یک از این وضعیت ها، آزمون ها ۳ بار انجام می شود، و میانگین حاصل از این ۳ بار به عنوان شاخص کنترل وضعیت ایستاده (۰ تا ۱۰۰) برای آن وضعیت در نظر گرفته می شود. در آزمون سازماندهی حسی صفحه های نیرو (سطح اتکا) در سه وضعیت اول ثابت هستند و در سه وضعیت دیگر در جهت های قدامی و خلفی حرکت می کنند ولی مرجع بینایی در چهار وضعیت ثابت و دو وضعیت حرکت می کند (۲۶). افراد با پای برهنه بر روی دستگاه پاسچروگرافی قرار می گیرند و هر خرده آزمون را که ۲۰ ثانیه به طول می انجامد را با فواصل استراحتی یکسان و دقیق به تعداد سه بار تلاش تعریف شده برای هر وضعیت دستگاه، انجام می دهند (در مجموع ۱۸ تلاش). خلاصه ای از شش شرایط آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری در (جدول۱) آورده شده است و در (جدول۲) نحوه محاسبه نمرات حسی (عملکرد سیستم های حسی) آورده شده است.

جدول۱: خلاصه ای از شش وضعیت آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری

وضعیت	چشم ها	سطح اتکا	مرجع بینایی	توصیف وضعیت	درون دادهای حسی در دسترس
وضعیت حسی اول	باز	ثبات	ثابت	در دسترس بودن اطلاعات آوران سیستم های حسی	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی دوم	بسته	ثبات	ثابت	حذف اطلاعات سیستم بینایی	حس پیکری، حس دهلیزی
وضعیت حسی سوم	باز	ثبات	متحرک	ارائه آرایه های متغیر بینایی	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی چهارم	باز	متحرک	ثابت	ارایه آرایه های متغیر حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی پنجم	بسته	متحرک	ثابت	حذف اطلاعات سیستم بینایی و ارایه آرایه های متغیر حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی
وضعیت حسی ششم	باز	متحرک	متحرک	ارایه آرایه های متغیر سیستم بینایی و حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی

جدول۲ : توصیف و نحوه محاسبه نمرات عملکرد حسی آزمون سازماندهی حسی

نام متغیر	توصیف	نحوه محاسبه عملکرد حسی
نمره عملکرد حس پیکری	توانایی فرد در استفاده موثر از درون دادهای حس پیکری	نمرات وضعیت ۲ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره عملکرد حس بینایی	توانایی فرد در استفاده موثر از درون دادهای حس بینایی	نمرات وضعیت ۴ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره عملکرد حس دهلیزی	توانایی فرد در استفاده موثر از درون دادهای حس دهلیزی	نمرات وضعیت ۵ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره ترجیح حس بینایی	میزان اعتماد فرد به درون دادهای بینایی، حتی زمانی که درون دادهای بینایی اشتباه است.	مجموع نمرات وضعیت ۳ و ۶ تقسیم بر مجموع نمرات وضعیت ۲ و ۵

تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخهٔ ۲۳ انجام شد. سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیروویلک، یکسان بودن واریانس های بین گروهی از آزمون لوین استفاده شد. بررسی همگنی شیب خط رگرسیون، با محاسبه F تعامل بین داده های متغیر پیش آزمون و متغیر مستقل با استفاده از آنالیز کوواریانس صورت گرفت، و برای تعیین اختلاف بین نمرات پس آزمون گروه های تجربی و کنترل از آزمون تحلیل کوواریانس (مانکووا و آنکوا)، استفاده شد.

یافته ها

میانگین و انحراف معیار ویژگیهای جمعیت شناسی شرکت کنندگان دو گروه تجربی و کنترل در (جدول۳) آورده شده است. دو نفر از شرکت کنندگان هر دو گروه تجربی و کنترل زن و بقیه مرد بودند، سطح تحصیلات کلیه شرکت کنندگان دیپلم و پایین تر بود. یافته ها نشان می دهد اختلاف معناداری بین ویژگیهای جمعیت شناسی گروه ها وجود ندارد.

جدول ۳: ویژگیهای دموگرافیک شرکت کنندگان گروه تجربی و کنترل (n=۲۴)

گروه	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی
تجربی (n=۱۲)	۶۷/۴±۴	۱۶۶/۷±۵	۷۵/۳±۹	۲۷/۴±۴
کنترل (n=۱۲)	۶۶/۶±۷	۱۶۵/۴±۲	۷۳/۲±۲	۲۶/۶±۸

به منظور تعیین اثر گروه بر اندازه های نمرات تعادل پس آزمون، پس از حذف اثر پیش آزمون، با توجه به اینکه نمرات تعادل زیر مقیاس های تعادل ترکیبی هستند از مدل تحلیل کواریانس چند متغیری استفاده شد و برای اطمینان از همگونی ماتریس های کوواریانس، آزمون ام باکس اجرا و مفروضهٔ همگونی کوواریانس ها تأیید شد (F= ۰/۸۳۱ و P= ۰/۵۲۶ و M= ۵/۴۳۲ باکس). بررسی مفروضه برابری واریانس های خطا، با آزمون لوین نشان داد که مفروضهٔ همسانی واریانس های خطا نیز برقرار است. در مرحله بعد مقدار F چند متغیری هاتلینگ محاسبه شد تا اثربخشی شیوه مداخله مشخص شود. با توجه به معناداری مقدار F چند متغیری هاتلینگ (F=۱۵/۳۰۹ و P=۰/۰۰۱)، در ادامه برای بررسی الگوهای تفاوت و تعیین مکان معنادار شدن آماری اثر متغیر مستقل روی هر یک از متغیرهای وابسته، تحلیل کواریانس تک متغیری هر متغیر بطور جداگانه انجام شد که نتایج مربوطه در (جدول۴) آورده شده است.

تجزیه تحلیل داده ها نشان داد توزیع داده های پیش آزمون و پس آزمون، در هر دو گروه کنترل و تجربی نرمال بوده و واریانس داده های پیش آزمون و پس آزمون بین دو گروه کنترل و تجربی برابر است، و همچنین پیش فرض همگنی شیب رگراسیون نیز برقرار است. با توجه به برقراری مفروضه های آزمون کوواریانس، از این آزمون برای بررسی اختلاف نمرات پس آزمون گروه کنترل و تجربی استفاده شد.

جدول۴: میانگین تعدیل شده، انحراف استاندارد متغیر شاخص پایداری وضعیت حسی اول در مراحل پیش آزمون و پس آزمون به تفکیک در دو گروه تجربی و کنترل و نتایج تحلیل کوواریانس

متغیر	گروه تجربی		گروه کنترل		نتایج تحلیل کوواریانس		
	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	مقدار F	مقدار P	مجذور اتا
	میانگین± انحراف معیار	میانگین± انحراف معیار	میانگین± انحراف معیار	میانگین± انحراف معیار			
وضعیت حسی اول	۹۳/۴۱ ± ۳/۸	۹۴/۷۲ ± ۲/۰	۹۰/۹۳ ± ۶/۷	۹۲/۹۳ ± ۳/۱	۴/۴۹	*۰/۰۳	۰/۰۶
وضعیت حسی دوم	۹۲/۱۰ ± ۳/۶	۹۲/۸۲ ± ۲/۷	۹۰/۴۶ ± ۷/۱	۹۰/۱۳ ± ۶/۸	۳/۳۸	۰/۰۷	۰/۰۵
وضعیت حسی سوم	۸۹/۹۶ ± ۴/۲	۹۱/۵۴ ± ۴/۴	۹۱/۷۸ ± ۵/۱	۹۲/۴۵ ± ۳/۰	۰/۱۸	۰/۶۶	۰/۰۰
وضعیت حسی چهارم	۶۳/۶۳ ±۱۹/۴	۷۴/۶۲±۱۳/۰	۷۱/۴۳±۱۵/۹	۷۳/۴۴±۱۱/۳	۵/۷۰	*۰/۰۲	۰/۰۸
وضعیت حسی پنجم	۵۱/۵۱ ± ۱۵/۱	۶۱/۰۲ ± ۱۴/۹	۵۹/۱۴ ± ۱۸/۶	۶۱/۳۹ ± ۱۸/۳	۰/۹۷	۰/۳۲	۰/۰۱
وضعیت حسی ششم	۴۷/۸۶ ± ۲۵/۳	۵۷/۷۳ ± ۱۷/۳	۵۵/۳۶ ± ۲۳/۳	۵۵/۸۷ ± ± ۲۲/۹	۰/۳۶	۰/۵۵	۰/۰۰
تعادل ترکیبی	۲۵/۶۰ ± ۳/۶	۳۱/۴۰ ± ۳/۱	۲۵/۹۱ ± ۵/۳	۲۷/۳۸ ± ۳/۴	۲/۲۸	۰/۱۴	۰/۱۰
عملکرد سیستم حس پیکری	۱/۰۳ ± ۰/۰۱	۱/۰۴ ± ۰/۰۱	۱/۰۲ ± ۰/۰۱	۱/۰۳ ± ۰/۰۱	۰/۸۷	۰/۳۵	۰/۰۱
عملکرد سیستم حسی بینایی	۰/۷۶ ± ۰/۲	۰/۸۵ ± ۰/۱	۰/۸۴ ± ۰/۲	۰/۸۶ ± ۰/۱	۵/۲۱	*۰/۰۲	۰/۰۷
عملکرد سیستم حس وستیبولار	۰/۵۱ ± ۰/۲	۰/۶۳ ± ۰/۲	۰/۷۸ ± ۰/۲	۰/۷۹ ± ۰/۲	۰/۹۱	۰/۳۴	۰/۰۱
ترجیح بینایی	۱/۰۴ ± ۰/۲	۱/۰۳ ± ۰/۱	۱/۰۵ ± ۰/۲	۱/۰۲ ± ۰/۲	۰/۱۹	۰/۶۶	۰/۰۱

* نماد معناداری در سطح (P≤۰۵/۰)

تجزیه تحلیل نتایج نشان داد که تحریک الکتریکی مخ همراه با تمرینات تعادل به طور معناداری پایداری سالمندان در وضعیت حسی اول (P=۰/۰۳۸) و چهارم (P=۰/۰۲۰) را بهبود بخشید ولی بر پایداری سالمندان در وضعیت حسی دوم (P=۰/۰۷۰)، سوم (P=۰/۶۶۵)، پنجم (P=۰/۳۲۶)، ششم (P=۰/۵۵۱) و تعادل ترکیبی (P=۰/۱۴۷) اثر معنادار نداشت. همچنین تحریک الکتریکی مخ همراه با تمرینات تعادل، عملکرد کنترل وضعیت ایستاده سیستم بینایی (P=۰/۰۲۶) را ارتقا داد؛ ولی عملکرد کنترل وضعیت ایستاده سیستم حس پیکری (P=۰/۳۵۴)، سیستم حس وستیبولار (P=۰/۳۴۲) و عملکرد وضعیت ایستاده ترجیح بینایی (P=۰/۶۶۵) را نتوانست به طور معنادار ارتقا دهد. اندازه اثر محاسبه شده (مجذور جزئی اتا) نشان می دهد که حداکثر ده درصد تغییر متغیر وابسته مربوط به اثر تی دی سی اس است.

بحث

نتایج تحقیق، حاکی از تاثیرمعنادار تحریک الکتریکی مخ با جریان مستقیم بر متغیرهای پایداری کنترل وضعیت ایستاده در وضعیت حسی اول (چشم های بسته و سطح اتکای ثابت) و وضعیت حسی چهارم (چشم های باز و سطح اتکا ثابت) بود، تاثیرات این تحریک بر شاخص پایداری در وضعیت حسی دوم (حذف اطلاعات سیستم بینایی)، سوم (ارائه آرایه های متغیر بینایی)، پنجم (حذف اطلاعات سیستم بینایی و ارایه آرایه های متغیر حس پیکری) و ششم (ارایه آرایه های متغیر سیستم بینایی و حس عمقی) معنادار نبود. همچنین یافته ها نشان داد مداخله توانسته است نمره عملکرد کنترل وضعیت ایستاده با حس بینایی را بطور چشمگیری بهبود بخشد و توانایی سالمندان در استفاده مؤثر از درون دادهای حس بینایی را ارتقاء دهد ولی بر توانایی استفاده از درون دادهای حس پیکری، حس دهلیزی و ترجیح بینایی تاثیر معنادار نداشته است. به بیان دیگر؛ نتایج تحقیق، حاکی از این است که تحریک الکتریکی واقعی مخ با جریان مستقیم همراه با تمرینات تعادلی طی پنج جلسه توانسته است جنبه هایی از کنترل تعادل سالمندان که متکی بر عملکرد وضعیت ایستاده سیتم بینایی است را بهبود بخشد. این یافته ها احتمالاً دلالت بر این دارد که تحریک مخ باعث تسهیل یادگیری مهارت های حرکتی تعادلی و سازگاری های حرکتی در کنترل قامت با کمک سیستم بینایی می شود. نگاهی به یافته های تحقیق حاکی از آن است که ار یازده متغیر مورد بررسی، صرفاً سه متغیر تحت تاثیر مداخله قرار گرفته اند که نشان دهنده این موضوع می تواند باشد که تاثیر مداخله حداقل است.

بافته های تحقیق حاضر با تحقیق کامینسکی و همکاران (۲۰۱۷) که دریافتند یک جلسه تحریک مستقیم الکتریکی فراجمجمه آندی مغز (a-tDCS) مخ افراد سالمند نمی تواند باعث تسهیل یادگیری تکلیف تعادلی پویا شود همخوان نیست، احتمالاً دلیل این ناهمخوانی تعداد کم جلسات تحقیق فوق الذکر و متفاوت بودن نوع تکلیف باشد (۷)، در حالی که نتایج این تحقیق با یافته های کریگ و همکاران (۲۰۱۷) که دریافتند یک جلسه تحریک مستقیم الکتریکی فراجمجمه آندی مغز (a-tDCS) افراد سالمند حداقل تاثیر را بر کنترل وضعیت ایستاده سالمندان دارد (۴). و با تحقیق یوسفی و همکاران (۲۰۱۸) که سودمندی شش جلسه تحریک فراجمجمه ای آندی (a-tDCS) همراه با تمرینات ورزشی را گزارش کرده اند، همخوان است (۱۸).

در توجیه نتایج بدست آمده می توان گفت که تحریک الکتریکی مستقیم مغز با آند از روی جمجمه بـا تغییر تحریک پذیری نورون هـا و جابجـایی پتانسـیل غشـای نـورونهـای سـطحی در جهـت دپولاریزاسـیون، موجب شلیک بیشتر سـلولهـای مغـز می شود، اولین ساز و کار عمل tDCS در سطح سلولی، تغییر پتانسیل غشاء سلول می باشد. فعالیت و تحریک پذیری قشری توسط تحریک آندی افزایش و توسط تحریک کاتدی کاهش می یابد (۲۷). مطالعات حیوانی نشان می دهد تغییرات در تحریک پذیری، هم در نرخ فعالیت خودبخودی سلول و هم در پاسخ دهی به ورودی های سیناپسی آوران رخ می دهد، پس اثرات آنی ناشی از جریان های مستقیم با شدت کم روی نواحی قشری به دلیل فرآیندهای اشاره شده می‌باشد (۲۸،۲۹).

اما ساز وکار عمل tDCS به تنهایی به تغییر پتانسیل غشاء سلول عصبی محدود نمی شود. در حقیقت مطالعات بعدی نشان داد tDCS می تواند باعث تغییر در سیناپس ها شود که این عمل را از طریق تغییر در قدرت سیناپسی گیرنده های NMDA و یا GABA انجام می دهد، از طرف دیگر tDCS روی سلول های قشری (کورتکس) و مسیرهای قشری– نخاعی نیز تاثیر گذار است (۳۰،۳۱). در یک مطالعه ی حیوانی مشاهده شد که تحریک آندی قشر حرکتی باعث افزایش ماندگار پتانسیل های تحریکی پس سیناپسی می شود که گویای آن است که tDCS می تواند اثراتی مشابه تحریک بلند مدت (LTP) ایجاد کند (۳۲). مشاهدات حاصل از تحریک اعصاب محیطی و طناب نخاعی نیز نشان داد که جریان مستقیم دارای اثرات غیر سیناپسی نیز می باشد که ممکن است به دلیل تغییر گذرا در چگالی کانال های پروتئینی زیر محل الکترودها باشد (۳۳،۳۴). علاوه بر این tDCS می تواند عملکرد سلول های

عصبی را به وسیله ی تغییرات عصبی- شیمیایی تحت تاثیر قرار دهد. به عنوان مثال دیده شده است که بعد از اعمال tDCS آندی میزان Myo inositol (یک قند کاربوسیکلیک، که در مغز و دیگر بافتهای پستانداران فراوان است و در انتقال پیام سلولی در پاسخگویی به انواع هورمون ها، انتقال دهنده های عصبی و عوامل رشد دخالت می کند و در تنظیم اسمزی مؤثر است) مغزی به طور واضحی افزایش پیدا می کند (۳۲، ۳۵).

یکی از محدودیت های تحقیق حاضر این بود که در مطالعه حاضر، از معیارهای رفتاری برای ارزیابی یادگیری حرکتی در سالمندان استفاده کردیم و از هیچ اندازه گیری تصویربرداری عصبی استفاده نشده است، بنابراین نمی توان بررسی کرد عملکرد یا وضعیت چه ساختارهای خاص مغزی پیش بینی کننده اجرا هستند، علاوه بر این، ما نمی توانیم تغییر در پاسخ به tDCS را به یک شبکه خاص مغز مرتبط کنیم. برای درک بهتر از ارتباطات عصبی یادگیری کنترل وضعیت ایستاده در سالمندان و تأثیرات بالقوه tDCS در شبکه های عصبی، مطالعات دیگری که ارزیابی های عصبی فیزیولوژیکی فعال سازی مغز را با ارزیابی های رفتاری ترکیب کند مورد نیاز است. علاوه بر این، سالمندان تحقیق حاضر، مطابق معیارهای ورود، نسبتاً دقیق انتخاب شدند و بنابراین می توانند سالم و فعال در نظر گرفته شوند. یکی از اهداف دراز مدت استفاده از tDCS این است که از آن به عنوان یک استراتژی مداخله ای مکمل برای درمان تعادل و اختلالات راه رفتن است بنابراین در تحقیقات آینده سالمندانی که با افزایش خطر افتادن مواجه هستند باید در مرکز توجه قرار بگیرند.

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که تحریک الکتریکی مخ با جریان مستقیم الکتریکی همراه با تمرینات تعادلی بر برخی از متغیرهای پایداری و عملکرد سیستم های حسی کنترل وضعیت ایستاده و تعادل سالمندان اثرات سودمندی دارد، البته با توجه به اندازه اثر محاسبه شده، و مؤثر نبودن تحریک در چهار وضعیت حسی از شش وضعیت حسی می توان گفت این تاثیر جزئی بوده است و با توجه به پایین بودن حجم نمونه پژوهش حاضر؛ پژوهشگران در تعمیم نتایج پژوهش حاضر باید با احتیاط عمل کنند. همچنین یافته های این تحقیق احتمالاً دلالت بر این دارد که تحریک مخ باعث تسهیل یادگیری مهارت های حرکتی تعادلی و سازگاری های حرکتی در کنترل قامت با کمک سیستم بینایی می شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت کننده های تحقیق و مسئولین محترم دانشگاه و مرکز جامع توانبخشی جمعیت هلال احمر تهران که در گردآوری این پژوهش ما را یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

Refrences

1. Takakusaki K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. Journal of movement disorders. 2017; 10 (1):1.
2. Solis-Escalante T, van der Cruijsen J, de Kam D, van Kordelaar J, Weerdesteyn V, Schouten AC. Cortical dynamics during preparation and execution of reactive balance responses with distinct postural demands. NeuroImage. 2019; 188: 557-71.
3. Doumas M, Krampe RT. Adaptation and reintegration of proprioceptive information in young and older adults' postural control. Journal of neurophysiology. 2010; 104 (4):1969 - 77.
4. 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. PloS one. 2017; 12 (1): e0170331.
5. Bahramnezhad F, Asadi Noughabi AA, Farokhnezhad Afshar P, Marandi S. Exercise and Quality of Life in Patients with Chronic Heart Failure. 2013; 2 (2):5.
6. Yitayeh A, Teshome A. The effectiveness of physiotherapy treatment on balance dysfunction and postural instability in persons with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. BMC sports science, medicine and rehabilitation. 2016; 8 (1):17.
7. Kaminski E, Hoff M, Rjosk V, Steele CJ, Gundlach C, Sehm B, et al. Anodal transcranial direct current stimulation does not facilitate dynamic balance task learning in healthy old adults. Frontiers in human neuroscience. 2017; 11:16.
8. Nabavi SH, Alipour F, Hejazi A, Rashedi VJmjomuoms. Relationship between social support and mental health in older adults. 2014; 57 (7): 841 - 6.
9. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology. 2015; 45 (4-5): 335 - 55.

10. Schoneburg B, Mancini M, Horak F, Nutt JG. Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. Movement disorders. 2013; 28 (11): 1474 - 82.
11. Huisinga JM, Yentes JM, Filipi ML, Stergiou N. Postural control strategy during standing is altered in patients with multiple sclerosis. Neuroscience letters. 2012; 524 (2):124 - 8.
12. Howard-Wilsher S, Irvine L, Fan H, Shakespeare T, Suhrcke M, Horton S, et al. Systematic overview of economic evaluations of health-related rehabilitation. Disability and Health Journal. 2016; 9 (1): 11 - 25.
13. Jacobs J, Horak F. Cortical control of postural responses. Journal of neural transmission. 2007; 114 (10):1339.
14. Thair H, Holloway AL, Newport R, Smith AD. Transcranial direct current stimulation (tDCS): a beginner's guide for design and implementation. Frontiers in neuroscience. 2017; 11: 641.
15. Zhu FF, Yeung AY, Poolton JM, Lee TM, Leung GK, Masters RS. Cathodal transcranial direct current stimulation over left dorsolateral prefrontal cortex area promotes implicit motor learning in a golf putting task. Brain stimulation. 2015; 8 (4): 784-6.
16. Parasuraman R, McKinley RA. Using noninvasive brain stimulation to accelerate learning and enhance human performance. Human factors. 2014; 56 (5): 816 - 24.
17. Leenus D, Cuypers K, Vanvlijmen D, Meesen R. The effect of anodal transcranial direct current stimulation on multi-limb coordination performance. Neuroscience. 2015; 290: 11-7.
18. Yosephi MH, Ehsani F, Zoghi M, Jaberzadeh S. Multi-session anodal tDCS enhances the effects of postural training on balance and postural stability in older adults with high fall risk: primary motor cortex versus cerebellar stimulation. Brain stimulation. 2018; 11 (6): 1239 - 50.
19. Keel JC, Smith MJ, Wassermann EM. A safety screening questionnaire for transcranial magnetic stimulation. Clinical neurophysiology. 2001; 112 (4): 720.
20. Birmingham Uo. TDCS and TACS Safety Questionnaire [cited 2015]. Available from: prism.bham.ac.uk/downloads/TDCS_Safety_Qs_ConsentForm_30092015.pdf.
21. seyedian m, falah m, novrozyan m, najat s, dlavar a, ghasemzadeh h. Preparation and validation of the Persian version of Mini Mental Status Evaluation (MMSE). journal of medical council of islamic republic of iran. 2007; 25 (4): 408-14. eng.
22. Whitney S, Roche J, Marchetti G, Lin C-C, Steed D, Furman G, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. Gait & posture. 2011; 33 (4): 594 - 9.
23. Couillandre A, Duque Ribeiro MJ, Thoumie P, Portero P. Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: a study on healthy subjects. Ann Readapt Med Phys. 2008 Mar; 51 (2): 59-73. PubMed PMID: 18207276. Epub 2008/01/22. eng fre.
24. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. J Psychiatr Res. 1975 Nov; 12 (3):189 - 98. PubMed PMID: 1202204. Epub 1975/11/01. eng.
25. Thair H, Holloway A, Newport R, Smith A. Transcranial direct current stimulation (tDCS): a beginner's guide for design and implementation. Front Neurosci 2017; 11: 641. PUBMED.
26. Reyes A, Salomonczyk D, Teo W-P, Medina LD, Bartlett D, Pirogovsky-Turk E, et al. Computerised Dynamic Posturography in Premanifest and Manifest individuals with Huntington's Disease. Scientific reports. 2018; 8 (1): 14615.
27. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. The Journal of physiology. 2000; 527 (3): 633 - 9.
28. Priori A, Berardelli A, Rona S, Accornero N, Manfredi M. Polarization of the human motor cortex through the scalp. Neuroreport. 1998; 9 (10): 2257 - 60.
29. Bikson M, Inoue M, Akiyama H, Deans JK, Fox JE, Miyakawa H, et al. Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. The Journal of physiology. 2004; 557 (1): 175-90.
30. Liebetanz D, Nitsche MA, Tergau F, Paulus W. Pharmacological approach to the mechanisms of transcranial DC-stimulation-induced after-

effects of human motor cortex excitability. Brain. 2002; 125 (10): 2238 - 47.
31. Nitsche M, Fricke K, Henschke U, Schlitterlau A, Liebetanz D, Lang N, et al. Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. The Journal of physiology. 2003; 553 (1): 293 - 301.
32. Fritsch B, Reis J, Martinowich K, Schambra HM, Ji Y, Cohen LG, et al. Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: potential implications for motor learning. Neuron. 2010; 66 (2): 198 - 204.
33. 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.
34. Cogiamanian F, Vergari M, Pulecchi F, Marceglia S, Priori A. Effect of spinal transcutaneous direct current stimulation on somatosensory evoked potentials in humans. Clinical Neurophysiology. 2008; 119 (11): 2636 - 40.
35. Rango M, Cogiamanian F, Marceglia S, Barberis B, Arighi A, Biondetti P, et al. Myoinositol content in the human brain is modified by transcranial direct current stimulation in a matter of minutes: A 1H-MRS study. Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine. 2008; 60 (4): 782 - 9.