Effect of Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation on Balance and Sensory System of the Elderly

Seyed Kazem Mousavi Sadati[1*], Parisa Rashidzadeh[2]

1. Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Physical Education & Sport Sciences, Faculty of Humanities, East Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
2. MSc in Motor Behavior, Head of Occupational Therapy Department of the Red Crescent Society of Iran

Received: 2019.March.16 **Revised: 2019. August.27** **Accepted: 2019.September.22**

Abstract

Background and Aims: Postural and balance control is essential for almost all daily activities. The purpose of the present study was to investigate the effect of cerebellar transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance and somatosensory, vision, and vestibular systems function of the elderly.

Materials and Methods: An experimental, pre- and posttest design study was carried out on 20 elderlies (60-75 year olds) of both sexes who referred to Tehran Rehabilitation Center of Red Crescent Society in the summer of 1396. They were selected based on inclusion criteria and available and targeted sampling method, and were randomly assigned to two "Intervention" (real) and "control" (Placebo) groups (n=10). After a preliminary assessment of equilibrium parameters using Computerized Dynamic Posturorghraphy, "Intervention" group received direct current stimulation over the cerebellum at 2mA and "Placebo" group received sham stimulation, for 20 minutes in five sessions. 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. Shapiro–Wilk, Levene's Test for Equality of Error Variances, the homogeneity of slope regression, and covariance analysis (MANCOVA and ANCOVA) were used to analyze the data**.**

Results: The results of the current study showed that direct electric stimulation of the cerebellum has significant effects on the postural control equilibrium variables in the first sensory condition absent vision and fixed support (P = 0.036), and the fifth sensory condition with absent vision and sway support (P = 0.034). Also, the electrical stimulation of the cerebellum increased the ability of the elderly group to use vestibular system input to maintain balance (P = 0.014), but did not have a significant effect on the ability to use the somatosensory, vision, and vestibular systems inputs (P>0/05).

Conclusion: The results of the present study showed that cerebellar TDCS with balance has beneficial effects on postural control and balance of elderly people probably by improving the processing of vestibular inputs and can improve motor adaptation and facilitate motor skills learning.

Keywords: Transcranial Simulations; elderly; Postural Control; Cerebellum

Cite this article as: Seyed Kazem Mousavi Sadati**,** Parisa Rashidzadeh. Effect of cerebellar transcranial direct current stimulation on balance and sensory system of the elderly. J Rehab Med. 2020; 8(4): 195-205.

* **Corresponding Author**: Department of Physical Education & Sport Sciences, Faculty of Humanities, East Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
Email: drmousavisadati@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111594.2070

تاثیر تحریک فراجمجمه‌ای مخچه با جریان مستقیم الکتریکی بر تعادل و سیستم‌های حسی سالمندان

سیدکاظم موسوی ساداتی*[1]، پریسا رشیدزاده[2]

۱. استادیار رفتارحرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
۲. کارشناس ارشد رفتارحرکتی، کارشناس مسئول واحد کاردرمانی جسمانی مرکز جامع هلال‌احمر

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۵ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۰۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۳۱ *

چکیده

مقدمه و اهداف

کنترل پاسچر و تعادل تقریباً برای تمام فعالیت‌های روزمره ضروری است. هدف مطالعه حاضر بررسی تاثیر تحریک فراجمجمه‌ای مخچه بر تعادل و عملکرد سیستم‌های حس پیکری، بینایی و دهلیزی در کنترل پاسچر سالمندان بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر تجربی و از نوع پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. جامعه آماری آن کلیه سالمندان مراجعه‌کننده به مرکز جامع توانبخشی جمعیت هلال‌احمر شهر تهران بودند که از بین آنها تعداد ۲۰ نفر سالمند ۶۰ الی ۷۵ ساله از هر دو جنس زن و مرد بر اساس معیارهای ورود و با نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند و به صورت تصادفی در دو گروه ۱۰ نفری تجربی و کنترل قرار داده شدند. پس از اندازه‌گیری اولیه متغیرهای پایداری پاسچر و عملکرد سیستم‌های حسی توسط دستگاه پاسچروگرافی، مخچه شرکت‌کنندگان هر دو گروه تجربی و کنترل، پنج جلسه بیست دقیقه‌ای با جریان مستقیم الکتریکی دو میلی‌آمپری واقعی و شم تحریک شد. گروه تجربی درمان بیست دقیقه‌ای و گروه کنترل جلسات شم داشته‌اند. در هر جلسه، بلافاصله پس از تحریک، شرکت‌کنندگان هر دو گروه به مدت نیم ساعت تمرینات تعادلی روی دستگاه هوبر انجام دادند. پس از اتمام پنج جلسه، متغیرها مجدداً اندازه‌گیری شدند. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک، آزمون لون، همگنی شیب خط رگرسیون و آزمون تحلیل کوواریانس (مانکووا و آنکووا) استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر حاکی از تاثیر معنادار تحریک مخچه با جریان مستقیم الکتریکی بر متغیرهای پایداری کنترل پاسچر در وضعیت حسی دوم با چشم-های بسته و سطح اتکای ثابت ($p=۰/۰۳۶$) و وضعیت حسی پنجم با چشم‌های بسته و سطح اتکا متحرک ($p=۰/۰۳۴$) بود. همچنین تحریک الکتریکی مخچه توانایی سالمندان گروه تجربی در استفاده از دروندادهای حس دهلیزی را افزایش داده است ($p=۰/۰۱۴$)، ولی بر توانایی استفاده از دروندادهای حس پیکری و حس بینایی تاثیر معنادار نداشته است ($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق کنونی نشان داد که تحریک فراجمجمه‌ای مخچه با جریان مستقیم الکتریکی همراه با تمرینات تعادلی احتمالاً با بهبود پردازش دروندادهای وستیبولار بر کنترل پاسچر سالمندان مفید است و می‌تواند باعث بهبود سازگاری حرکتی و تسهیل یادگیری مهارت‌های حرکتی شود.

واژه‌های کلیدی

تحریک الکتریکی؛ سالمند؛ کنترل پاسچر؛ مخچه

نویسندهٔ مسئول: دکتر سیدکاظم موسوی ساداتی، استادیار رفتارحرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

پست الکترونیکی: drmousavisadati@gmail.com

مقدمه و اهداف

کنترل پاسچر و تعادل تقریباً برای تمام جنبه‌های زندگی روزمره ضروری است. اختلال در کنترل پاسچر ناشی از محدودیت‌های عملکردی اساسی دوران سالمندی و بیماری‌های نورلوژیک مانند سکته مغزی، بیماری پارکینسون یا مولتیپل‌اسکلروز است.[۱-۳] گرچه برنامه‌های توانبخشی و ورزشی نتایج قابل توجهی را در بازیابی کنترل پاسچر نشان داده‌اند، این مداخلات به طور معمول زمان و هزینه‌های زیاد نیاز دارند و ممکن است فقط اثرات متوسط داشته باشند[۴، ۵]؛ بدین ترتیب بهینه‌سازی 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 افتادن‌های مکرر در سالمندان می‌شود.[۶] ترس از افتادن به عنوان یک وضعیت روانی محدود کننده فعالیت‌های فیزیکی، در میان عوامل متعدد تهدیدکننده سلامت سالمندان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. ترس از افتادن منجر به کاهش اعتماد به نفس و خودکارآمدی سالمندان می‌شود و می‌تواند به عنوان مانعی برای فعالیت فیزیکی مناسب مطرح شود.[۷]

ثبات پاسچرال و تعادل حاصل تعامل پویای دروندادهای حس عمقی (ناشی از دوک‌های عضلانی، اندام‌های وتری گلژی و کپسول مفصلی)، حس دهلیزی گوش داخلی، حس بینایی و مکانیزم‌های عصبی–نخاعی، زیر قشری و قشری است.[۸] در میان این عوامل، مخچه با تنظیم برنامه‌های حرکتی به کنترل انعطاف‌پذیر پاسچر کمک می‌کند.[۹] در نتیجه، در سال‌های اخیر مداخلات زیادی برای تحریک یا مهار فعالیت و عملکرد مخچه در بدن انسان صورت گرفته است.[۱۰،۱۱]

یکی از این روش‌های تحریک مخچه، استفاده از تحریک فراجمجمه‌ای با جریان مستقیم الکتریکی (tDCS)[1] است که یک روش غیرتهاجمی ساده، قابل تحمل، ایمن و بدون اثرات جانبی زیان‌بار است که قادر به دگرگون ساختن خروجی هسته‌های مخچه‌ای و تغییر فعالیت مخچه می‌باشد.[۱۲] این تکنیک، به عنوان ابزاری موفق برای بررسی عملکرد تعادلی انسان در نظر گرفته شده است و توجه بسیاری از محققین علوم رفتاری، اعصاب، نورولوژی و توانبخشی را به خود جلب نموده و پنجره امید جدیدی را به روی افراد مبتلا به اختلالات مخچه‌ای گشوده است.[۱۳]

اینوکائی[2] و همکاران (۲۰۱۶) دریافتند که تحریک فراجمجمه‌ای کاتدی (c-tDCS) مخچه افراد سالم بر کنترل پاسچر ایستاده تاثیر سودمندی دارد[۱۴]، در حالی که فورستر[3] و همکاران اثرات آن را مخرب گزارش کرده‌اند.[۱۵] گالئا[4] و همکاران تحریک آندی مخچه را سودمند گزارش کرده‌اند و در تحقیق خود دریافتند که فرآیندهای اکتساب و نگهداری در طول یادگیری سازگار حرکتی از هم قابل تفکیک هستند و مخچه و قشر حرکتی اولیه نقش‌های متفاوتی در این فرآیند دارند. علاوه بر این، آنها نشان دادند که با استفاده از tDCS امکان افزایش عملکرد مغز وجود دارد[۱۶]، حال آنکه اینوکائی و همکاران (۲۰۱۶) اثرات سودمندی برای تحریک آندی گزارش نکردند.[۱۵]

بر اساس تحقیقات انجام‌شده، شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد tDCS می‌تواند برای تغییر در تحریک‌پذیری برخی از عناصر مخچه به کار رود و این امر فرصتی برای تحقیق در مورد نقش مخچه انسان در رفتارهای مختلف را ایجاد کرده است[۱۷]، اگرچه علی‌رغم به اثبات رسیدن تاثیرات وابسته به قطبیت tDCS مخچه‌ای بر کنترل پاسچر، اینکه این تغییر دقیقا چه تاثیری روی کنترل پاسچر سالمندان می گذارد و متغیرهای بهینه tDCS برای این مقصود کدام است، هنوز به خوبی مشخص نشده است[۱۴]؛ بنابراین با توجه به مزایای اشاره‌شده tDCS بر عملکردهای حرکتی از طرفی و نامشخص بودن تاثیر دقیق آن بر کنترل پاسچر سالمندان از طرف دیگر، تحقیق حاضر به بررسی تاثیر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر سالمندان در شرایط دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر پرداخته است.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر تجربی و از نوع پیش‌آزمون–پس‌آزمون بود. جامعه آماری آن کلیه سالمندان مراجعه‌کننده به مرکز جامع توانبخشی جمعیت هلال‌احمر تهران در تابستان سال ۱۳۹۶ بودند که از بین آنها تعداد ۲۰ نفر سالمند ۶۰ الی ۷۵ ساله از دو جنس زن و مرد بر اساس معیارهای ورود و خروج به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند و سپس به طور تصادفی به دو گروه تجربی (تحریک واقعی) و گروه کنترل (شم) تقسیم شدند.

معیارهای ورود به تحقیق حاضر، سالم بودن در زمینه‌های اسکلتی، عضلانی، عصبی، شناختی، عدم وجود هر گونه 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 پاسچر را تحت تاثیر قرار می‌دهد، عدم سابقه بیهوشی در شش ماه گذشته، داشتن استقلال کامل در حرکت و انجام فعالیت‌های روزمره بدون استفاده از وسایل کمکی، و عدم وجود سابقه ورزش و فعالیت‌های بدنی منظم، عدم وجود

[1] Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS)
2. Inukai
3. Foerster
4. Galea

بیماری‌های مغز و اعصاب مثل صرع که باعث بالا رفتن خطر تحریک می‌شود، عدم وجود اگزمای حاد پوستی، عدم وجود هر گونه ایمپلنت[5] فلزی در مغز، عدم وجود سابقه اختلال در تعادل و سرگیجه وضعیتی مکرر و ترس از تحریک الکتریکی مغز بود. برای بررسی معیارهای ورود شرکت‌کنندگان در تحقیق حاضر از پرسش‌نامه غربالگری سلامت تی.دی.سی.اس و تی.ای.سی.اس[6] و نسخه فارسی آزمون کوتاه وضعیت ذهنی[7] استفاده شد.[18]

ابزارهای مورد استفاده در پژوهش حاضر عبارت بودند از: ۱) پرسش‌نامه غربالگری سلامت تی.دی.سی.اس و تی.ای.سی.اس که برای بررسی شاخص‌های مورد نیاز جهت ایمن و مناسب بودن استفاده از tDCS برای شرکت‌کننده‌ها استفاده شد. پرسش‌نامه غربالگری سلامت برای اولین بار با عنوان پرسش‌نامه غربالگری سلامت تی.ام.اس[8] توسط کیل[9] و همکاران (۲۰۰۱) تدوین شد و بعدها توسط محققین و موسسات دیگر از جمله دانشگاه بیرمنگام (۲۰۱۵) تکمیل شد.[18, 19] ۲) پرسش‌نامه فارسی غربالگری آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای ارزیابی اختلالات شناختی شرکت‌کنندگان، بر اساس این فرم کسب نمره پایین‌تر از ۲۳ معیار خروج شرکت‌کنندگان از تحقیق بود. آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای اولین بار توسط مارشال فولستین[10] (۱۹۷۵) به منظور غربالگری زوال عقل ابداع شد.[22] این پرسش‌نامه ۲۰ سوال دارد و پاسخ هر سوال به صورت "درست" یا "نادرست" است، امتیاز کلی بر اساس پاسخ‌های صحیح محاسبه می‌شود، کل امتیاز حاصل از آن ۳۰ است. 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[11] در نظر گرفته شد که آزمون در این نمره حساسیت ۹۰ درصد و اختصاصیت ۹۳/۵ درصد داشت. چنین به نظر می‌رسد که آزمون کوتاه وضعیت ذهنی فارسی قابلیت و پایایی مناسبی داشته و با نمره ۲۲ در جهت افتراق افراد مبتلا به دمانس کارایی دارد.[20] ۳) دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری[12] مدل اکویی تست[13] ساخت شرکت آمریکایی نوروکام[14] که یکی از پیشرفته‌ترین دستگاه‌های ارزیابی‌کننده متغیرهای کینتیکی است که برای دستکاری دستگاه-های حسی موثر در کنترل پاسچر به کار می‌رود. این دستگاه، یک ابزار ارزیابی منحصر به فرد و بی‌نظیر است که داده‌های مربوط به کنترل پاسچر را به صورت کمی فراهم کرده است و برای تجزیه و تحلیل مکانیزم‌های نوسان مرتبط با سن ابزار مناسبی به نظر می‌رسد، از این دستگاه به طور گسترده در تحقیقات برای بررسی متغیرهای مربوط به تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است. ویتنی[15] و همکاران (۲۰۱۱) پایایی آزمون-آزمون مجدد آزمون سازماندهی حسی[16] این دستگاه را ۰/۶۷ و قابل قبول گزارش کرده‌اند. دستگاه پاسچروگرافی برای هر یک از ۶ وضعیت آزمون سازماندهی حسی نمره‌ای از صفر تا ۱۰۰ ارائه می‌کند، نمره صفر نشان‌دهنده بدترین عملکرد (افتادن) و نمره ۱۰۰ نشان‌دهنده ثبات خوب و حداقل تاب خوردن است.[21] دستگاه پاسچروگرافی نتایج حاصل از آزمون سازماندهی حسی را در قالب گزارش نمرات تعادل[17] و نمرات حسی[18] ارائه می‌کند. آزمون سازماندهی حسی عملکرد هر یک از سیستم‌های حس پیکری، دهلیزی و بینایی را در کنترل پاسچر مورد ارزیابی قرار می‌دهد. این آزمون دارای ۶ وضعیت است؛ طبق پروتکل تعریف‌شده، در هر یک از این وضعیت‌ها، آزمون‌ها ۳ بار انجام می‌شود، و میانگین حاصل از این ۳ بار به عنوان شاخص کنترل پاسچر (۰ تا ۱۰۰) برای آن وضعیت در نظر گرفته می‌شود. در آزمون سازماندهی حسی صفحه‌های نیرو (سطح اتکا) در سه وضعیت اول ثابت هستند و در سه وضعیت دیگر در جهت‌های قدامی و خلفی حرکت می‌کنند ولی مرجع بینایی در چهار وضعیت ثابت و دو وضعیت حرکت می‌کند.[22] افراد با پای برهنه بر روی دستگاه پاسچروگرافی قرار می‌گیرند و هر خرده‌آزمون را که ۲۰ ثانیه به طول می‌انجامد را با فواصل استراحتی یکسان و دقیق به تعداد سه بار تلاش تعریف‌شده برای هر وضعیت دستگاه، انجام می‌دهند (در مجموع ۱۸ تلاش). خلاصه‌ای از شش شرایط آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری در جدول ۱ آورده شده است و در جدول ۲ نحوه محاسبه نمرات حسی (عملکرد سیستم‌های حسی) آورده شده است.[23, 24]

[5] Implant
[6] TDCS and TACS Safety Questionnaire
[7] Mini Mental Status Evaluation (MMSE)
[8] Safety Screening Questionnaire for TMS
[9] Keel
[10] Folstein Marshal
[11] Cut Off Point
[12] Computerized Dynamic Posturorghraphy (CDP)
[13] Equitest
[14] Neurocom
[15] Whitney
[16] Sensory Organization Test (SOT)
[17] Equilibrium Score
[18] Sensory Analysis

جدول ۱: خلاصه‌ای از شش وضعیت آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری

وضعیت	چشم‌ها	سطح اتکا	مرجع بینایی	توصیف وضعیت	درونداد‌های حسی در دسترس
وضعیت حسی اول	باز	ثابت	ثابت	در دسترس بودن اطلاعات آوران سیستم‌های حسی	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی دوم	بسته	ثابت	ثابت	حذف اطلاعات سیستم بینایی	حس پیکری، حس دهلیزی
وضعیت حسی سوم	باز	ثابت	متحرک	ارائه آرایه‌های متغیر بینایی	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی چهارم	باز	متحرک	ثابت	ارائه آرایه‌های متغیر حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی
وضعیت حسی پنجم	بسته	متحرک	ثابت	حذف اطلاعات سیستم بینایی و ارائه آرایه‌های متغیر حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی
وضعیت حسی ششم	باز	متحرک	متحرک	ارائه آرایه‌های متغیر سیستم بینایی و حس پیکری (عمقی)	حس پیکری، حس دهلیزی و حس بینایی

جدول ۲: 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 درونداد‌های حس پیکری	نمرات وضعیت ۲ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره عملکرد حس بینایی	توانایی فرد در استفاده موثر از درونداد‌های حس بینایی	نمرات وضعیت ۴ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره عملکرد حس دهلیزی	توانایی فرد در استفاده موثر از درونداد‌های حس دهلیزی	نمرات وضعیت ۵ تقسیم بر نمرات وضعیت ۱
نمره ترجیح حس بینایی	میزان اعتماد فرد به درون داده‌های بینایی، حتی زمانی که درونداد‌های بینایی اشتباه است.	مجموع نمرات وضعیت ۳ و ۶ تقسیم بر مجموع نمرات وضعیت ۲ و ۵

۴) دستگاه تحریک الکتریکی مغز که با بهره‌گیری از این دستگاه، یک جریان مستقیم الکتریکی فراجمجمه‌ای دو میلی‌آمپری با قرار دادن الکترود آند ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از نقطه اینیون[۱۹] و الکترود کاتد بر روی عضله شیپوری (باکسیناتور)[۲۰] سمت راست به مخچه القا شد[۱۴]، ۵) دستگاه هوبر[۲۱] مدل والنس سدکس[۲۲] 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 می‌گردد.[۲۵] نمایی از این دستگاه در شکل ۱ نشان داده شده است، این دستگاه شامل اجزای زیر است:

- صفحه متحرک[۲۳]: صفحه‌ای چرخان است که روی آن برای حالت‌های وضعیتی مختلفی که باید به فرد داده شود، شماره‌گذاری شده است. صفحه متحرک، وضعیتی بی‌ثبات برای حرکت ایجاد می‌کند. شیب، سرعت و جهت چرخش پلت‌فرم با توجه به هدف استفاده، قابل تنظیم است و با استفاده از آن تمرینات متفاوتی می‌توان برنامه‌ریزی کرد.
- دستگیره‌ها: دستگیره‌ها طبق علم ارگونومیک برای استفاده راحت از دستگاه در وضعیت‌های مختلف طراحی شده است. این دستگیره‌ها دارای حسگر است تا میزان فشار و کشش فرد را ارزیابی کند.
- صفحهٔ نمایش: بازخورد[۲۴] نشان داده شده روی صفحهٔ نمایش دستگاه تلاش‌های فیزیکی فرد را به صورت درجه‌بندی‌شده نشان می‌دهد و تجسم فکری از هدفی مشخص را به وجود می‌آورد. همچنین سطح تلاش سمت راست و چپ بدن را نشان می‌دهد.
- اسکن: بالا و پایین رفتن مانیتور و دستگیره‌ها که دامنهٔ حرکت تناوبی عمودی آن از یک تا پنج درجه است، بسته به هدف تمرین انتخاب می‌شوند. اسکن با تغییر وضعیت‌های مختلف در طول تمرین باعث فراخوانی فیبرهای عضلانی مختلف می‌شود.

[19] Inion
[20] Buccinator Muscle
[21] Huber Spine Force
[22] Valence Cedex 09
[23] Mobile Platform
[24] Feedback

تصویر ۱: دستگاه هوبر

به منظور رعایت اخلاق در تحقیق کنونی، اهداف پژوهش و مراحل تحقیق، و ملاحظات ایمنی مربوط به استفاده از tDCS به طور کامل برای سالمندان نمونه توضیح داده شد و به آنها این اطمینان داده شد که اصل رازداری در حفظ داده‌ها رعایت خواهد شد و تمامی اطلاعات به‌دست‌آمده صرفاً جنبه تحقیقاتی خواهد داشت و پس از آن، فرم‌های رضایت‌نامه توسط آنها امضا شد.

به منظور اجرای پژوهش، ابتدا فرم ارزیابی سلامت هر داوطلب جهت جمع‌آوری اطلاعات ضروری پژوهش خصوصا بررسی اثرات جانبی tDCS توسط آزمونگر از طریق مصاحبه حضوری تکمیل و شرایط سلامتی یا بیماری داوطلبان کنترل گردید. همچنین از طریق پرسش-نامه ۳۰ امتیازی MMSE، بخش‌های توجه و محاسبه، حافظه، زبان، توانایی اجرای فرمان‌های ساده و جهت‌یابی زمانی و مکانی شرکت-کنندگان مورد ارزیابی مختصر وضعیت‌شناختی قرار گرفت[۲۶] و سالمندان نمونه از بین داوطلبان دارای معیار ورود انتخاب شدند. سالمندان گروه تجربی به مدت ۲۰ دقیقه تحت تاثیر تحریک فعال مخچه با جریان مستقیم ۲ میلی‌آمپری (تحریک واقعی[۲۵]) قرار گرفتند و سالمندان گروه کنترل تنها به مدت ۳۰ ثانیه تحت تاثیر تحریک فعال مخچه با جریان مستقیم (تحریک شم[۲۶]) قرار گرفتند.[۱۴] آزمایش در طول ۵ روز در خلال دو هفته و هر روز به مدت ۲۰ دقیقه انجام شد. 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 شم دریافت می‌کرد و تحریک شم نقش دارونما[۲۷] را ایفا می-کرد، شرکت‌کنندگان دقیقاً نمی‌دانستند که چه نوع تدبیر آزمایشی دریافت می‌کنند؛ پس می‌توان گفت که این مطالعه به صورت یک‌سویه کور انجام شد. در روز اول در ابتدای جلسه و پیش از اعمال مداخله درمانی، آزمون سازماندهی حسی[۲۸] توسط دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری اجرا و نتایج ثبت شد. در این آزمون متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر نمونه‌ها شامل دامنه جابه‌جایی مرکز فشار[۲۹]، سرعت جابه-جایی مرکز فشار[۳۰] و استراتژی کنترل قامت در ۶ وضعیت دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر مورد ارزیابی قرار گرفت. پس از ثبت نتایج آزمون سازماندهی حسی و متعاقب یک استراحت ۳ دقیقه‌ای، شرکت‌کننده تحت تاثیر tDCS واقعی و یا tDCS غیرواقعی (شم) قرار گرفت. بر اساس پروتکل مورد استفاده در این پژوهش، الکترود آند ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از نقطه اینیون و الکترود کاتد بر روی عضله شیپوری (باکسیناتور) سمت راست قرار داده شد.[۲۷] پس از طی زمان مربوط به القاء جریان واقعی و یا شم، شرکت‌کننده بلافاصله بر روی دستگاه هوبر مستقر شده و به انجام تمرینات حسی-حرکتی پرداخت. مدت زمان تقریبی هر جلسه تمرین بر روی این دستگاه با احتساب مکث‌های ۳۰ ثانیه‌ای به منظور تغییر وضعیت قرارگیری بر روی پلت‌فرم ۳۰ دقیقه بود. سطح پایه تمرینات از نمرات سرعت و شیب ۵۰ برای حرکت پلت‌فرم تنظیم شده و متناسب با توانمندی عصبی-عضلانی شرکت‌کننده در هر جلسه حدود ۵٪ افزایش می‌یافت. هر شرکت‌کننده عملکرد تعادل خود را روی دستگاه تنظیم کرد و پژوهشگر نیز تلاش کرد با استفاده از بازخورد بینایی و شنوایی، پاسچر فرد را اصلاح کند. ۵ جلسه، با همین روش برگزار شد و در جلسه پنجم، پس از تمرینات هوبر و متعاقب استراحت ۱۵ دقیقه‌ای، آزمون سازماندهی حسی اجرا شد و نتایج مربوطه (پس‌آزمون) ثبت گردید.

[25] Real Stimulation
[26] Sham Stimulation
[27] Placebo
[28] Sensory Organization Test (SOT)
[29] Distance of Cop
[30] Velocity of Cop

تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد. سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک، یکسان بودن واریانس‌های بین گروهی از آزمون لون استفاده شد. بررسی همگنی شیب خط رگرسیون، با محاسبه F تعامل بین داده‌های متغیر پیش‌آزمون و متغیر مستقل با استفاده از آنالیز کوواریانس صورت گرفت و برای تعیین اختلاف بین نمرات پس‌آزمون گروه‌های تجربی و کنترل از آزمون تحلیل کوواریانس (آنکوا و مانکوا[31]) استفاده شد.

یافته‌ها

یافته‌های آمار توصیفی نشان داد میانگین و انحراف معیار شاخص‌های کنترل شرکت‌کنندگان دو گروه تجربی و کنترل به ترتیب شامل سن ۶۵/۳±۳ و ۶۶/۹±۴ سال؛ قد ۱۶۷/۴±۷ و ۱۶۴/۴±۱۰ سانتی‌متر؛ وزن ۷۴/۴±۱۳ و ۶۹/۲±۹؛ شاخص توده بدنی ۲۶/۴±۴ و ۲۵/۶±۲ می‌باشد.

به منظور تعیین اثر گروه بر اندازه‌های نمرات تعادل پس‌آزمون، پس از حذف اثر پیش‌آزمون، با توجه به اینکه نمرات تعادل زیر مقیاس‌های تعادل ترکیبی هستند، از مدل تحلیل کواریانس چندمتغیری استفاده شد و برای اطمینان از همگنی ماتریس‌های کوواریانس، آزمون ام باکس[32] اجرا و مفروضه همگنی کوواریانس‌ها تأیید شد (F=۰/۵۵۱ و P=۰/۶۳۵ و M=۶/۵۲۱ باکس). بررسی مفروضه برابری واریانس-های خطا، با آزمون لوین نشان داد که مفروضه همسانی واریانس‌های خطا نیز برقرار است. در مرحله بعد مقدار F چندمتغیری هاتلینگ محاسبه شد تا اثربخشی شیوه مداخله مشخص شود. با توجه به معناداری مقدار F چندمتغیری 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 تک‌متغیری هر متغیر به طور جداگانه انجام شد که نتایج مربوطه در جدول ۳ آورده شده است.

تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان داد توزیع داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون، در هر دو گروه کنترل و تجربی نرمال بوده و واریانس داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه کنترل و تجربی برابر است و همچنین پیش‌فرض همگنی شیب رگراسیون نیز برقرار است. با توجه به برقراری مفروضه‌های آزمون کوواریانس، از این آزمون برای بررسی اختلاف نمرات پس‌آزمون گروه کنترل و تجربی استفاده شد. یافته شاخص‌های توصیفی متغیرهای پژوهش که با استفاده از آزمون سازماندهی حسی و صفحه نیرو اندازه‌گیری شده‌اند، در جدول ۳ و ۴ گزارش شده است.

جدول ۳: شاخص‌های توصیفی متغیرهای پایداری کنترل پاسچر سالمندان در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون به تفکیک در دو گروه تجربی و کنترل به همراه نتایج آنالیز کوواریانس

متغیرها	گروه تجربی		گروه کنترل		نتایج تحلیل کواریانس	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		
	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	مقدار F	مقدار P
وضعیت حسی اول	۹۱/۳۱±۴/۲۲	۹۳/۶۲ ±۳/۲۳	۹۳/۴۰ ±۵/۱۱	۹۰/۸۰ ±۲/۱۲	/۹۶۵	۰/۳۴۰
وضعیت حسی دوم	۹۱/۰۴±۳/۳۹	۹۲/۷۳±۲/۴۴	۹۰/۹۷±۵/۳۶	۹۰/۰۸±۲/۹۰	۵/۱۶۵	۰/۰۳۶ *
وضعیت حسی سوم	۹۰/۵۳±۲/۱۹	۹۲/۵۹±۱/۷۵	۹۱/۶۸±۳/۹۳	۹۱/۰۲±۳/۱۱	۱/۸۸۲	۰/۱۸۸
وضعیت حسی چهارم	۶۶/۱۲±۹/۷۴	۷۷/۲۰±۷/۰۸	۷۱/۳۴±۹/۴۴	۷۳/۳۴±۶/۲۲	۲/۱۹۲	۰/۱۵۷
وضعیت حسی پنجم	۵۸/±۸۲ ۱۲/۱۴	۷۱/۵۷±۸/۸۵	۵۹/۱۱±۱۴/۵۰	۶۱/۵۷±۱۰/۴۹	۵/۳۳۴	/۰۳۴*
وضعیت حسی ششم	۴۶/۰۸±۱۱/۰۶	۶۶/۸۰±۱۳/۲۹	۵۴/۴۲±۲۲/۸۷	۵۵/۷۳±۲۴/۷۶	۱/۶۱۴	/۲۲۱

***نماد معناداری در سطح (P≤۰/۰۵)**

نتایج جدول ۳ حاکی از این است که گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل به طور قابل توجهی در وضعیت حسی دوم که چشم‌های آنها بسته و سطح اتکا ثابت بود و همچنین در وضعیت حسی پنجم که چشم‌های آنها بسته ولی سطح اتکا متحرک بود، عملکرد بهتری داشتند و توانستند به نحو مطلوب‌تری پاسچر خود را کنترل کنند.

[31] MANCOVA & ANCOVA
[32] Box's

جدول ٤: شاخص‌های توصیفی عملکرد سیستم‌های حسی در کنترل پاسچر سالمندان در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون به تفکیک در دو گروه تجربی و کنترل به همراه نتایج آنالیز کوواریانس

متغیرها	گروه تجربی		گروه کنترل		نتایج تحلیل کواریانس	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		
	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار	مقدار F	مقدار P
سیستم حس پیکری	۹۹/۷۰±۰/۴۸	۹۹/۷۰±۰/۶۷	۹۷/۴۰±۵/۵۴	۹۹/۲۰±۱/۲۳	۳/۶۱۵	/۰۷۶
سیستم حسی بینایی	۷۲/۴۰±۹/۷۴	۸۱/۷۰±۵/۰۶	۷۷/۹۰±۱۶/۲۷	۷۷/۲۰±۱۰/۳۲	۳/۴۴۵	/۰۸۱
سیستم حس دهلیزی	۶۵/۳۰±۱۸//۲۶	۷۴/۲۰±۱۲/۰۳	۶۴/۷۰±۲۰/۹۸	۶۷/۹۰±۱۷/۱۵	۷/۵۸۳	/۰۱۴*
ترجیح بینایی	۸۹/۷۰±۱۰/۴۶	۹۶/۵۰±۷/۳۵	۹۵/۲۰±۸/۵۵	۹۱/۵۰±۷/۶۰	/۰۷۶	/۷۸۶

***نماد معناداری در سطح (P≤۰/۰۵)**

نتایج جدول ۴ حاکی از این است که گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل به طور موثرتری از حس دهلیزی برای کنترل پاسچر و تعادل خود استفاده کردند.

بحث

نتایج تحقیق کنونی حاکی از تاثیر معنادار تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای پایداری کنترل پاسچر در وضعیت حسی دوم (چشم‌های بسته و سطح اتکای ثابت) و وضعیت حسی پنجم (چشم‌های بسته و سطح اتکا متحرک) بود، تاثیرات این تحریک بر شاخص پایداری در وضعیت حسی اول (در دسترس بودن اطلاعات آوران سیستم‌های حسی)، سوم (ارائه آرایه‌های متغیر بینایی)، چهارم (ارائه آرایه‌های متغیر حس عمقی) و ششم (ارائه آرایه‌های متغیر سیستم بینایی و حس عمقی) معنادار نبود. با توجه به اینکه در وضعیت حسی دوم و پنجم حس بینایی در دسترس نبود، می‌توان گفت در این وضعیت‌ها سالمندان برای کنترل قامت خود از حس‌های پیکری و دهلیزی استفاده کردند. تجزیه و تحلیل‌های تکمیلی که با استفاده از یافته‌های شش وضعیت حسی حاصل شد (جدول ۲ و ۴)، نشان داد تحریک الکتریکی مخچه توانایی سالمندان گروه تجربی در استفاده از درونداهای حس دهلیزی را افزایش داده است، ولی بر توانایی استفاده از درونداهای حس پیکری، حس بینایی و ترجیح بینایی تاثیر معنادار نداشته است؛ به بیان دیگر، نتایج تحقیق حاکی از این است که تحریک الکتریکی واقعی مخچه با جریان مستقیم همراه با تمرینات تعادلی طی ۵ جلسه توانسته است جنبه‌هایی از کنترل تعادل سالمندان که متکی بر عملکرد پاسچرال سیستم دهلیزی گوش داخلی است را بهبود بخشد. این یافته‌ها دلالت بر این دارد که تحریک مخچه باعث تسهیل یادگیری مهارت‌های حرکتی تعادلی و سازگاری‌های حرکتی در کنترل قامت می‌شود.

در توجیه یافته‌های فوق باید به نقش مخچه و سیستم دهلیزی[۳۳] گوش داخلی و ارتباط این دو با هم اشاره شود. اگرچه مخچه همیشه به خاطر نقش عمده‌اش در هماهنگ‌سازی فعالیت‌های حرکتی مورد توجه بوده است، امّا به تازگی برای آشکار کردن عملکردهای دیگر مخچه، پژوهش‌هایی آغاز شده است. مخچه به دلیل اینکه در ارزیابی خطاهای حرکتی در حال اجرا و یادگیری نقش دارد، اخیراً بسیار مورد توجه قرار گرفته است.[۲۸,۲۹] مخچه از نظر آناتومیک به وسیله دو شیار عمیق به سه لوب تقسیم می‌شود: ۱) لوب قدامی، ۲) لوب خلفی و ۳) لوب فلوکولوندولر[۳۴]. لوب فلوکولوندولر قدیمی‌ترین قسمت مخچه است؛ این لوب به همراه دستگاه دهلیزی تکامل می‌یابد و به همراه آن در کنترل تعادل بدن ایفای نقش می‌کند. لوب‌های کوچک فلوکولوندولر مخچه و قسمت‌های مجاور کرمینه که با هم از دیدگاه عملکردی مخچه دهلیزی[۳۵] نامیده می‌شود، مسئول تهیه مدارهای عصبی برای بیشتر حرکات تعادلی و وضعیتی بدن است.[۳۰] اختلال در این بخش مخچه، باعث اختلال شدید در حرکات تعادلی و وضعیتی بدن می‌شود. این بخش با سیستم دهلیزی گوش داخلی ارتباط تنگاتنگ دارد.[۲۶] سیستم دهلیزی گوش داخلی دو محفظه کیسه‌مانند به نام‌های ساکول و اوتریکول[۳۶] و سه مجرای نیم‌دایره‌ای[۳۷] را شامل می‌شود. ساکول و اوتریکول اطلاعات مربوط به جهت قرارگیری سر نسبت به جاذبه را ارسال می‌کنند، امّا کانال‌های نیم‌دایره‌ای اطلاعات مربوط به حرکات

[33] Vestibular Apparatus
[34] Flocculonodular
[35] Vestibulocerebellum
[36] Saccule and Utricle
[37] Semicircular Canals

زاویه‌ای، افزایش و کاهش شتاب حرکت را به مخچه و سیستم اعصاب مرکزی ارسال می‌کنند.[۳۱] برونداهای اوتریکول، ساکول و مجاری نیم‌دایره (کوپولا و ماکولا) از طریق عصب دهلیزی که بخشی از عصب زوج هشتم مغزی است، به هسته‌های دهلیزی ساقه مغز می‌روند، هسته‌های دهلیزی، درونداهایی از سایر منابع از جمله حس عمقی پاها و مخچه دریافت می‌کنند. اعصاب دهلیزی، آکسون‌هایی را از طریق پایک تحتانی به مخچه می‌فرستند که بر ماهیچه‌های وضعیتی و تعادل تاثیر می‌گذارد.[۳۲,۳۳]

نتایج این تحقیق با تحقیقات زاندویلیت[۳۸] و همکاران (۲۰۱۸) که در تحقیقات خود دریافتند تحریک آندی مخچه سمت مقابل ضایعه در بیماران مزمن سکته مغزی بر عملکرد تعادلی آنها تاثیر مثبت دارد، همخوان است.[۳۴] همچنین نتایج تحقیقات پورت ولیت و همکاران (۲۰۱۸) نشان داد که tDCS آندی مخچه، حتی بدون تمرینات حرکتی هم‌زمان می‌تواند منجر به بهبودی کوتاه‌مدت سازگاری پاسچر و تعادل در افراد سالم شود.[۳۵]

استینر[۳۹] و همکارانش (۲۰۱۶) نتوانستند در تحقیق خود اثرات tDCS آندی مخچه را بر یادگیری یک مهارت حرکتی پیچیده بررسی کنند و نتایج مثبتی مشاهده نکردند؛ آنها این نتیجه را به این صورت توجیه کردند که شرکت‌کنندگان جوان آنها مهارت حرکتی را در بالاترین سطح یادگیری ممکن انجام دادند و همین عامل ممکن است مانع پیشرفت بیشتر با tDCS آندی شده باشد.[۳۶] اینوکائی و همکاران (۲۰۱۶) عنوان کردند که tDCS کاتدی مخچه بر کنترل پاسچر اثرات مثبت دارد، البته این تحقیق صرفا تعادل ایستای فرد را بدون ایجاد هیچ‌گونه برهم زدن تعادل فرد بررسی کرده است.[۱۴] اکثر تحقیقات قبلی که اثرات tDCS مخچه‌ای بر اجرای حرکتی را بررسی کرده‌اند، اثرات رفتارحرکتی آن بر اجرای تکالیف حرکتی را مثبت گزارش کرده‌اند. با این وجود، نتایج متفاوت تحقیقات، این نقطه را خاطر نشان می‌کند که تاثیر tDCS مخچه‌ای وابسته به عوامل واسطی است که هنوز به خوبی مشخص نیست[۳۷] و تحقیقات آتی هم این عوامل واسط را باید مورد شناسایی دقیق قرار دهد. در نهایت پیشنهاد می‌شود با توجه به اثرات مثبت tDCS آندی مخچه، برای افزایش اثربخشی برنامه‌های ورزشی و توانبخشی که هدف آنها بهبود کنترل تعادل و پاسچر است، از تحریک فراجمجمه‌ای مخچه با جریان مستقیم استفاده شود. در تحقیق کنونی سطح انگیزشی، وضعیت روانی، خواب و استراحت افراد مورد مطالعه هنگام اجرای آزمون و یا انجام جلسات تمرینی کنترل نشد و این عوامل ممکن است بر نتایج حاصل از تحقیق تاثیر گذاشته باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم الکتریکی همراه با تمرینات تعادلی بر برخی از متغیرهای پایداری و عملکرد سیستم‌های حسی کنترل پاسچر و تعادل سالمندان اثرات سودمندی دارد، همچنین یافته‌های این تحقیق احتمالاً بر این موضوع دلالت دارد که تحریک الکتریکی مخچه‌ای با بهبود پردازش درونداهای وستیبولار باعث بهبود حفظ تعادل و پاسچر سالمندان می‌شود و می‌تواند باعث بهبود سازگاری حرکتی و تسهیل یادگیری مهارت‌های حرکتی شود.

تشکر و قدردانی

مقاله کنونی مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی ارشد خانم پریسا رشیدزاده گرایش رفتارحرکتی، مصوب دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شرق می‌باشد. از تمامی شرکت‌کننده‌های تحقیق و مسئولین محترم دانشگاه و مرکز جامع توانبخشی جمعیت هلال‌احمر تهران که در گردآوری این پژوهش ما را یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: pathophysiology and rehabilitation strategies. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology. 2015;45(4-5):335-55.
2. Schoneburg B, Mancini M, Horak F, Nutt JG. Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. Movement disorders. 2013;28(11):1474-82.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.

[38] Zandvliet
[39] Steiner

7. Nabavi SH, Alipour F, Hejazi A, Rashedi VJmjomuoms. Relationship between social support and mental health in older adults. 2014;57(7):841-6.
8. Jacobs J, Horak F. Cortical control of postural responses. Journal of neural transmission. 2007;114(10):1339.
9. Ioffe M, Chernikova L, Ustinova K. Role of cerebellum in learning postural tasks. The cerebellum. 2007;6(1):87.
10. Ferrucci R, Cortese F, Priori A. Cerebellar tDCS: how to do it. The Cerebellum. 2015;14(1):27-30.
11. Grimaldi G, Argyropoulos GP, Bastian A, Cortes M, Davis NJ, Edwards DJ, et al. Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation (ctDCS) a novel approach to understanding cerebellar function in health and disease. The Neuroscientist. 2016;22(1):83-97.
12. ten Donkelaar HJ, Lammens M, Wesseling P, Hori A. Development and Developmental Disorders of the Human Cerebellum. Clinical Neuroembryology: Development and Developmental Disorders of the Human Central Nervous System. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 371-420.
13. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. The Journal of physiology. 2000;527 Pt 3:633-9.
14. Inukai Y, Saito K, Sasaki R, Kotan S, Nakagawa M, Onishi H. Influence of Transcranial Direct Current Stimulation to the Cerebellum on Standing Posture Control. Frontiers in human neuroscience. 2016;10:325.
15. Foerster Á, Melo L, Mello M, Castro R, Shirahige L, Rocha S, et al. Cerebellar transcranial direct current stimulation (ctDCS) impairs balance control in healthy individuals. The Cerebellum. 2017;16(4):872-5.
16. Galea JM, Vazquez A, Pasricha N, Orban de Xivry J-J, Celnik P. Dissociating the roles of the cerebellum and motor cortex during adaptive learning: the motor cortex retains what the cerebellum learns. Cerebral cortex. 2010;2.۷۰-۱۷۶۱:(۸)۱
17. Ferrucci R, Marceglia S, Vergari M, Cogiamanian F, Mrakic-Sposta S, Mameli F, et al. Cerebellar transcranial direct current stimulation impairs the practice-dependent proficiency increase in working memory. Journal of cognitive neuroscience. 2008;20(9):1687-97.
18. Keel JC, Smith MJ, Wassermann EM. A safety screening questionnaire for transcranial magnetic stimulation. Clinical neurophysiology. 2001;112(4):720.
19. Birmingham Uo. TDCS and TACS Safety Questionnaire [Available from: prism.bham.ac.uk/downloads/TDCS_Safety_Qs_ConsentForm_30092015.pdf.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. Taylor S. Postural responses to balance perturbation in young and older adults: Manchester Metropolitan University; 2018.
24. Cripps AE, Livingston SC. The Head Shake Sensory Organization Test (HS-SOT): Normative Data and Correlation with Dynamic Visual Acuity Testing. Journal of Sports Medicine and Allied Health Sciences: Official Journal of the Ohio Athletic Trainers Association. 2017;3(2):3.
25. 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. Annales de readaptation et de medecine physique : revue scientifique de la Societe francaise de reeducation fonctionnelle de readaptation et de medecine physique. 2008;51(2):59-73.
26. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. Journal of psychiatric research. 1975;12(3):189-98.
27. Choy NL, Brauer S, Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences. 2003;58(6):525-30.
28. Edwards WH. (Motor learning and control: from theory to practice).Mousavi Sadati S. K. (Persian translator). Hatmi; 1393. p.۳-۱۸۱ .
29. Park IS, Lee NJ, Rhyu IJ. Roles of the Declive, Folium, and Tuber Cerebellar Vermian Lobules in Sportspeople. Journal of Clinical Neurology. 2018;14(1):1-7.
30. Winser SJ, Shubert MC, Chan AY, Kannan P, Whitney SL. Can pre-screening vestibulocerebellar involvement followed by targeted training improve the outcomes of balance in cerebellar ataxia? Medical Hypotheses. 2018.

31. Rasman BG, Forbes PA, Tisserand R, Blouin J-S. Sensorimotor manipulations of the balance control loop–beyond imposed external perturbations. Frontiers in Neurology. 2018;9.
32. Mousavi Sadati SK. Essentials of Human performance Neuroanatomy and Neurophysiology (in persian). east tehran banch of islamic azad university 2017. p. 211-2.
33. Jacobson S, Marcus EM, Pugsley S .Motor Systems III: The Cerebellum Movement and Major Fiber Pathways of the Cerebellum. Neuroanatomy for the Neuroscientist: Springer; 2018. p. 393-425.
34. Zandvliet SB, Meskers CG, Kwakkel G, van Wegen EE. Short-Term Effects of Cerebellar tDCS on Standing Balance Performance in Patients with Chronic Stroke and Healthy Age-Matched Elderly. The Cerebellum. 2018:1-15.
35. Poortvliet P, Hsieh B, Cresswell A, Au J, Meinzer M. Cerebellar transcranial direct current stimulation improves adaptive postural control. Clinical Neurophysiology. 2018;129(1):33-41.
36. Steiner KM, Enders A, Thier W, Batsikadze G, Ludolph N, Ilg W, et al. Cerebellar tDCS does not improve learning in a complex whole body dynamic balance task in young healthy subjects. PloS one. 2016;11:(۹)e0163598.
37. van Dun K, Bodranghien FC, Mariën P, Manto MU. tDCS of the cerebellum: where do we stand in 2016? Technical issues and critical review of the literature. Frontiers in human neuroscience. 2016;10:199.