MEJDS. 2019; 9:119.

Published online 2020 Jan. **Research Article**

Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation on Kinetic Variables of Postural Control and Balance of Elderly People

Rashidzadeh P[1],*Mousavi Sadati SK[2]

Author Address
1. Student of master of motor behavior, East Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran;
2. PhD of motor behavior and Master of physical occupational therapy, Assistant professor, East Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
***Corresponding Author Email:** drmousavisadati@gmail.com

Received: 2018 Noveber 14; **Accepted:** 2018 December 1

Abstract

Background & Objective: Loss of balance and falling is one of the health problems in the elderly people who causes a change in their quality of life. Reducing balance and postural control skills is one of the key factors in the aging of the elderly. The aim of the present study was to investigate the effect of cerebellar transcranial direct current stimulation on kinetic variables of postural control and balance of elderly people.

Methods: This study was a quasi–experimental, pre– and posttest design. Participants of this study included 20 elderlies (60–75 year–old) of both genders who referred to the Tehran Rehabilitation Center of Red Crescent Society in the summer of 2017. They were selected based on inclusion and exclusion criteria and available and targeted sampling method, and randomly assigned to two “Intervention” (real) and “control” (Placebo) groups. Participants had criteria witch is needed to use transcranial direct current stimulation (TDCS), computerized dynamic posturorghraphy and Huber apparatus based on safety screening questionnaire for TDCS & TACS (transcranial direct current stimulation & transcranial direct alternating stimulation) and gained score cognitively over 23 in mini mental status evaluation (MMSE). The subject's exclusion criteria from the research included these cases: having acute cerebrovascular diseases such as epilepsy, which increases risk of stimulation, acute eczema of the skin, the presence of any metal implants in the brain, having a history of imbalance and frequent dizziness, and fear of electrical stimulation of the brain. After a preliminary assessment of kinetic postural parameters by computerized dynamic posturorghraphy apparatus, intervention group received direct current stimulation over the cerebellum at 2mA and placebo group received sham stimulation, twenty minutes in five sessions. Based on the protocol that used in this study, the anode electrode was placed 2 cm below the occipital inion and the cathode electrode on the right buccinators muscle. At each session, immediately after stimulation, participants performed half–hour equilibrium exercises on the Huber apparatus. After completing five sessions, the kinetic variables of postural control were re–measured by the posturorghraphy apparatus. The computerized dynamic posturorghraphy apparatus was the equitest model of the American NeuroCom company, one of the most advanced kinetic variables assessor apparatus that are used to manipulate effective sensory systems in control posture. This device has a unique evaluation technique that provides quantitative data in posture control and it is a suitable tool for analyzing age–related changes, TDCS device was an ActivaTek Attenda Inc model. The Huber device was the Valence Cedex 09 model, which was used to improve neuromuscular coordination, muscle strength and body posture correction, Sensory integration and motor control improvement.

Results: In analyzing the results, Shapiro–Wilk test was used to evaluate the normal distribution of data and Levene's test for equality of error variances between the groups, and after checking the homogeneity of slope regression, covariance analysis was used to determine the difference between the post test scores of intervention and control groups. The results of the study indicated that cerebellar transcranial direct current stimulation had a significant effect on the center of pressure velocity (p=0.020), the center of pressure distance (p=0.037), postural control strategy (p=0.042) and equilibrium composite (p=0.018) on the elderly participants of the experimental group.

Conclusion: The results of this study showed that cerebellar TDCS has beneficial effects on kinetic variables of postural control and balance of elderly people. This can be a good opportunity to promote healthy for the elderly and to develop therapeutic approaches for elderly people with equilibrium disorders. The field of transcranial direct current stimulation and neural rehabilitation are experiencing a new phase with the advent of the cerebellum TDCS. This new knowledge can be useful in understanding the interactions between the cerebral cortex and deep cerebellar nuclei.

Keywords: transcranial Simulations, elderly, Postural Control, Cerebellum.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

Copyright © 2016, MEJDS. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

مجله مطالعات ناتوانی ۱۳۹۸؛ (۸):۱۱۹.

انتشار برخط دی‌ماه ۱۳۹۸ مقاله پژوهشی اصیل

تأثیر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم الکتریکی بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر و تعادل سالمندان

پریسا رشیدزاده[۱]، *سیدکاظم موسوی ساداتی[۲]

توضیحات نویسندگان

۱. دانشجوی کارشناس ارشد رفتارحرکتی، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران؛

۲. دکترای رفتارحرکتی، استادیار، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

***رایانامهٔ نویسندهٔ مسئول:** drmousavisadati@gmail.com

تاریخ دریافت: ۲۳آبان ۱۳۹۷؛ **تاریخ پذیرش:** ۱۰آذر ۱۳۹۷

چکیده

زمینه و هدف: کاهش مهارت‌های تعادل و کنترل پاسچر از عوامل کلیدی زمین‌خوردن سالمندان است. مطالعهٔ حاضر با هدف بررسی تأثیر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر این افراد انجام شد.

روش‌بررسی: این پژوهش نیمه‌تجربی و از نوع پیش‌آزمون‌پس‌آزمون بود. جامعهٔ آماری را تمامی سالمندان مراجعه‌کننده به مرکز جامع توان‌بخشی جمعیت هلال‌احمر شهر تهران تشکیل دادند که از بین آن‌ها تعداد بیست نفر سالمند ۶۰الی۷۵ساله از هر دو جنس زن و مرد با نمونه‌گیری دردسترس و هدف‌مند انتخاب شدند. سپس به‌صورت تصادفی در دو گروه ده‌نفری تجربی و کنترل قرار گرفتند. بعد از اندازه‌گیری اولیهٔ متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر توسط دستگاه پاسچروگرافی، مخچهٔ شرکت‌کنندگان هر دو گروه تجربی و کنترل در پنج جلسهٔ بیست‌دقیقه‌ای با جریان مستقیم الکتریکی دو میلی‌آمپری واقعی و غیرواقعی (شم) تحریک شد. در هر جلسه، بلافاصله پس از تحریک، آزمودنی‌ها به‌مدت نیم‌ساعت تمرینات تعادلی روی دستگاه هوبر انجام دادند. پس از اتمام پنج جلسه، متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر با دستگاه پاسچروگرافی مجدداً اندازه‌گیری شد. جهت تجزیه‌وتحلیل داده‌ها آزمون شاپیروویلک، آزمون لون، همگنی شیب خط رگرسیون و آزمون تحلیل کوواریانس به‌کار رفت.

یافته‌ها: نتایج تحقیق، حاکی‌از تأثیر معنادار تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای سرعت جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۲۰)، دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۳۷)، استراتژی کنترل پاسچر (p=۰/۰۴۲) و تعادل مرکب (p=۰/۰۱۸) سالمندان در گروه تجربی است.

نتیجه‌گیری: تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم الکتریکی بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر و تعادل سالمندان اثرات سودمندی دارد.

کلیدواژه‌ها: تحریک الکتریکی مغز، سالمند، کنترل پاسچر، مخچه.

حق انتشار محفوظ است © ۱۳۹۵ ، مجله مطالعات ناتوانی. این یک مقاله با دسترسی آزاد است که تحت مجوز اختیار_غیرتجاری ۴/۰ بین‌المللی (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.fa) منتشر شده است که به شما اجازه می‌دهد که مواد منتشر شده در این مقاله را با شرط ارجاع مناسب به نسخهٔ اصلی، به‌طور غیرتجاری نسخه‌برداری و توزیع کنید.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

۱ مقدمه

محققان کاهش مهارت‌های تعادل و کنترل پاسچر را ازجمله عوامل کلیدی در زمین‌خوردن و دیگر مشکلات حرکتی می‌دانند. تحقیقات نورولوژیکی انجام‌شده در زمینهٔ مشارکت قسمت‌های مختلف ساقهٔ مغز در کنترل پاسچر نشان داده‌اند که این مراکز در تنظیم تون پاسچرال و یکپارچگی اطلاعات حسی برای کنترل پاسچر و تعادل و نیز مشارکت در کنترل پاسچر پیش‌بین در حرکات ارادی به‌طور مستقیم تأثیر می‌گذارد. مخچه از مراکزی است که در تطبیق پاسخ‌های پاسچرال نقش بسیار مهمی دارد؛ به‌طوری‌که قادر به اصلاح دامنهٔ پاسخ‌های عضلانی پاسچرال در پاسخ به تغییر تکلیف و وضعیت محیط است (۱).

کنترل پاسچر نیازمند تولید و هماهنگی نیروهایی است که حرکات را به‌طور مؤثر جهت کنترل وضعیت بدن در فضا ایجاد می‌کند. این نیروها توسط سیستم اعصاب مرکزی[1] به‌طرق مختلف تولید و هماهنگ و تنظیم می‌شود. الگوهای ویژهٔ فعالیت عضلانی با راهبردها یا استراتژی‌های حرکتی کنترل پاسچر مرتبط است و برای بازیابی ثبات در سطح ساژیتال به‌کار می‌رود. ازآنجاکه عضلات در هنگام حفظ تعادل بدن بر مفاصل اثر می‌گذارند، نقش راهبردهای کنترل پاسچر مچ[2]، زانو[3]، لگن[4] و سینرژی‌های عضلات مربوط به آن‌ها اهمیت خاصی دارد (۲). مخچه از ساختارهای مغزی بسیار اصلی است که ورودی‌های بسیاری از سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر را دریافت می‌کند و آسیب آن منجربه بروز انحرافات شدید در مرکز گرانش[5] فرد در وضعیت ایستاده می‌شود (۳)؛ بنابراین افزایش فعالیت مخچه می‌تواند در بهبود پاسچر مؤثر واقع گردد (۴). در سال‌های اخیر مداخلات زیادی برای تحریک یا مهار فعالیت و عملکرد مخچه در بدن انسان صورت گرفته است. یکی از این روش‌ها تحریک مخچه با جریان مستقیم الکتریکی[6] بوده که روشی غیرتهاجمی ساده، تحمل‌پذیر، ایمن و بدون اثرات جانبی زیانبار است و قادر به دگرگون‌ساختن خروجی هسته‌های مخچه‌ای و تغییر فعالیت مخچه می‌باشد (۵). این تکنیک، به‌عنوان ابزاری موفق برای بررسی عملکرد تعادلی انسان در نظر گرفته شده است؛ همچنین توجه بسیاری از محققان علوم رفتاری، اعصاب، نورولوژی و توان‌بخشی را به‌خود جلب کرده و پنجرهٔ امید جدیدی را به روی افراد مبتلا به اختلالات مخچه‌ای گشوده است (۶).

اینوکائی و همکاران تأثیر تحریک جریان مستقیم ترنسکرانیال کاتدی (c-TDCS) را در هنگام اِعمال آن روی مخچه برای کنترل پاسچر ایستاده بررسی کردند. شانزده شرکت‌کنندهٔ سالم در گروه اول c-TDCS (۲۰ دقیقه، ۲mA) از روی پوست سر، دو سانتی‌متر پایین‌تر از اینیون، دریافت کردند. دومین الکترود روی پیشانی بود. در گروه دوم، پنج شرکت‌کنندهٔ سالم، c-TDCS را تنها با قرارگرفتن الکترود دوم روی عضلهٔ بوکسیناتور راست دریافت نمودند. نتیجهٔ این تحقیق نشان داد که c-TDCS نزدیک به مخچهٔ دهلیزی[7]، در وضعیت ایستاده دامنه و سرعت جابه‌جایی مرکز ثقل را کاهش می‌دهد؛ حال آنکه، تحریک آندی فاقد این اثر است. تأثیر مذکور به‌شکل تفاوت در قرارگیری الکترود دوم روی پیشانی (گروه اول) یا عضلانی بوکسیناتور راست (گروه دوم) مشاهده شد که مشخص می‌کند این کاهش‌ها به جایگذاری الکترود تحریکی نزدیک به مخچهٔ دهلیزی بستگی دارد (۷).

کریگ و دوماس با استفاده از TDCS، تأثیر تحریک مخچه و کورتکس حرکتی اولیه (M1) را بر کنترل حرکات پویای پاسچر در بزرگسالان مسن و جوان ارزیابی کردند. در این تحقیق تی‌دی‌سی‌اس با طرح دو سویهٔ کور و کنترل‌شده با شم به‌کار گرفته شد که در آن ۲۲ جوان ۱۸ تا ۳۵ سال و ۱۸ بزرگسال مسن بیشتر از ۶۵ سال در طی سه جلسه که به‌ترتیب M1 و مخچه و شم بوده، تحریک شدند. در این تحقیق تأثیر حداقلی TDCS روی کنترل پاسچر، فقط در وضعیت چشم باز در آزمون سازماندهی حسی[8] دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری دیده شد. در جوانان، تحریک تنها در حالت آفلاین تأثیر داشت. برای افراد مسن، هر دو موقعیت تحریکی موجب ایجاد تأخیر در دامنهٔ انحراف شد (۸).

براساس تحقیقات صورت‌گرفته، شواهد نشان می‌دهد که تی‌دی‌سی‌اس می‌تواند برای تغییر در تحریک‌پذیری برخی از عناصر مخچه به‌کار رود. این امر، فرصتی را برای تحقیق دربارهٔ نقش مخچهٔ انسان در رفتارهای مختلف ایجاد کرده است (۹). باوجود به‌اثبات‌رسیدن تأثیرات وابسته به قطبیت تی‌دی‌سی‌اس مخچه‌ای بر کنترل پاسچر، اینکه تغییر مذکور دقیقاً چه تأثیری روی کنترل پاسچر سالمندان می‌گذارد و متغیرهای بهینهٔ تی‌دی‌سی‌اس برای این مقصود کدام بوده، هنوز به‌خوبی مشخص نشده است (۷)؛ بنابراین باتوجه به مزایای اشاره‌شده تی‌دی‌سی‌اس بر عملکردهای حرکتی ازطرفی و نامشخص‌بودن تأثیر دقیق آن بر کنترل پاسچر افراد سالمند ازسوی‌دیگر، تحقیق حاضر به بررسی تأثیر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر سالمندان در وضعیت دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر پرداخت.

۲ روش‌بررسی

این پژوهش نیمه‌تجربی و از نوع پیش‌آزمون‌پس‌آزمون بود. جامعهٔ آماری را تمامی سالمندان مراجعه‌کننده به مرکز جامع توان‌بخشی جمعیت هلال‌احمر تهران در تابستان سال ۱۳۹۶ تشکیل دادند که از بین آن‌ها تعداد بیست نفر سالمند ۶۰ الی ۷۵ساله از هر دو جنس زن و مرد با نمونه‌گیری دردسترس و هدف‌مند انتخاب شدند. سپس به‌صورت تصادفی در دو گروه ده‌نفری تجربی و کنترل قرار گرفتند. معیارهای ورود به تحقیق شامل سالم‌بودن در زمینه‌های اسکلتی، عضلانی، عصبی و شناختی، وجودنداشتن هرگونه بیماری یا اختلال

1. Central Nervous System
2. Ankle Strategy
3. Knee Strategy
4. Hip Strategy
5. Central of Gravity
6. Cerebellar Transcranial Direct Current Stimulation
7. Vestibulocerebellum
8. Sensory Organization Test (Sot)

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

در عملکرد سیستم دهلیزی و حس عمقی، نداشتن سابقهٔ بیماری یا اختلال در دستگاه بینایی و دارابودن دید طبیعی با یا بدون عینک، استفاده‌نکردن از داروهای تأثیرگذار بر دستگاه عصبی و کنترل پاسچر، نبود سابقهٔ بی‌هوشی در شش ماه گذشته، داشتن استقلال کامل در حرکت و انجام فعالیت‌های روزمره بدون استفاده از وسایل کمکی و نداشتن سابقهٔ ورزش و فعالیت‌های بدنی منظم بود. برای بررسی ملاک‌های خروج شرکت‌کنندگان در تحقیق از پرسشنامهٔ غربالگری سلامت تی‌دی‌سی‌اس و تی‌ای‌سی‌اس[1] و نسخهٔ فارسی آزمون کوتاه وضعیت ذهنی[2] استفاده شد (۱۰). وجود بیماری‌های مغز و اعصاب مثل صرع که باعث افزایش خطر تحریک می‌شود، اگزمای حاد پوستی، بودن هرگونه ایمپلنت[3] فلزی در مغز، داشتن سابقهٔ اختلال در تعادل و سرگیجهٔ وضعیتی مکرر و ترس از تحریک الکتریکی مغز از معیارهای خروج آزمودنی‌ها از پژوهش تعیین شد.

ابزارهای استفاده‌شده در مطالعه عبارت بود از:

ـ پرسشنامهٔ غربالگری سلامت تی‌دی‌سی‌اس و تی‌ای‌سی‌اس که برای بررسی شاخص‌های لازم جهت ایمن و مناسب‌بودن استفاده از تی‌دی‌سی‌اس برای شرکت‌کننده‌ها به‌کار رفت. پرسشنامهٔ غربالگری سلامت را اولین‌بار کیل و همکاران (۲۰۰۱) با عنوان پرسشنامهٔ غربالگری سلامت تی‌ام‌اس[4] تدوین کردند و بعدها توسط محققان و مؤسسات دیگر ازجمله دانشگاه بیرمنگام تکمیل گردید. پرسشنامهٔ تی‌دی‌سی‌اس و تی‌ای‌سی‌اس دانشگاه بیرمنگام در این تحقیق استفاده شد (۱۰،۱۱).

ـ پرسشنامهٔ فارسی غربالگری آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای ارزیابی اختلالات شناختی شرکت‌کنندگان که براساس این فرم کسب نمرهٔ کمتر از ۲۳ معیار خروج آزمودنی‌ها از تحقیق بود. آزمون کوتاه وضعیت ذهنی برای نخستین‌بار توسط مارشال فولستین[5] (۱۹۷۵) به‌منظور غربالگری زوال عقل ابداع شد. در تحقیق سیدیان و همکاران (۱۳۸۶) پایایی داخلی پرسشنامه با ضریب آلفای کرونباخ برای کل آزمون ۰/۸۱ به‌دست آمد و با استفاده از منحنی ROC نمرهٔ ۲۲ نقطهٔ برش[6] بیان شد که آزمون در این نمره حساسیت ۹۰ درصد و اختصاصیت ۹۳/۵ درصد داشت. چنین به‌نظر می‌رسد که آزمون کوتاه وضعیت ذهنی فارسی دارای قابلیت و پایایی مناسبی بوده و با نمرهٔ ۲۲ درجهت افتراق افراد مبتلا به دمانس کارایی دارد (۱۲).

ـ دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری[7] مدل اکویی تست[8] ساخت شرکت آمریکایی نوروکام[9]. از دستگاه‌های بسیار پیشرفتهٔ ارزیابی‌کنندهٔ متغیرهای کینتیکی است و برای دستکاری دستگاه‌های حسی مؤثر در کنترل پاسچر به‌کار می‌رود. این دستگاه، ابزار ارزیابی منحصربه‌فرد و بی‌نظیر بوده که داده‌های مربوط به کنترل پاسچر را به‌صورت کمی فراهم می‌کند و برای تجزیه‌وتحلیل مکانیزم‌های نوسان مرتبط با سن، ابزار مناسبی است. از این دستگاه به‌طور گسترده در تحقیقات جهت بررسی متغیرهای مربوط به تعادل و کنترل پاسچر استفاده می‌شود. ویتنی و همکاران پایایی آزمون‌ـ‌آزمون مجدد آزمون سازماندهی حسی این دستگاه را ۰/۶۷ و پذیرفتنی گزارش کردند. دستگاه پاسچروگرافی برای هریک از شش وضعیت آزمون سازماندهی حسی نمره‌ای از ۰تا۱۰۰ ارائه می‌کند. نمرهٔ صفر نشان‌دهندهٔ بدترین عملکرد (افتادن) و نمرهٔ ۱۰۰ بیانگر ثبات خوب و حداقل تاب‌خوردن است (۱۳).

ـ دستگاه تحریک الکتریکی مغز مدل اکتیواتک اتندا[10] که با بهره‌گیری از آن، یک‌جریان مستقیم الکتریکی فراجمجمه‌ای دو میلی‌آمپری با قراردادن الکترود آند دو سانتی‌متر پایین‌تر از نقطهٔ اینیون[11] و الکترود کاتد روی عضلهٔ شیپوری (باکسیناتور)[12] سمت راست به مخچه القا می‌شود (۷).

ـ دستگاه هوبر[13] مدل والنس سدکس[14] که از آن برای بهبود هماهنگی عصبی‌ـ‌عضلانی استفاده شد. کول اندره و همکاران عنوان کردند که این دستگاه علاوه‌بر تقویت عضلات و اصلاح وضعیت بدنی، به‌طور هم‌زمان منجربه بازآموزی حسی و تقویت کنترل حرکتی نیز می‌شود (۱۴).

به‌منظور رعایت اخلاق در تحقیق، اهداف پژوهش و مراحل مطالعه و ملاحظات ایمنی مربوط به استفاده از تی‌دی‌سی‌اس به‌طور کامل برای سالمندان نمونه توضیح و به آنان اطمینان داده شد که اصل رازداری در حفظ داده‌ها رعایت می‌شود و تمامی اطلاعات به‌دست‌آمده صرفاً جنبهٔ تحقیقاتی خواهد داشت. پس از آن، فرم‌های رضایت‌نامه توسط آن‌ها امضا شد.

برای اجرای پژوهش ابتدا آزمونگر فرم ارزیابی سلامت هر داوطلب را جهت جمع‌آوری اطلاعات ضروری تحقیق به‌خصوص بررسی اثرات جانبی تی‌دی‌سی‌اس، ازطریق مصاحبهٔ حضوری تکمیل کرده و وضعیت سلامتی یا بیماری داوطلبان کنترل شد. همچنین با پرسشنامهٔ ۳۰امتیازی MMSE، بخش‌های توجه و محاسبه، حافظه، زبان، توانایی اجرای فرمان‌های ساده و جهت‌یابی زمانی و مکانی شرکت‌کنندگان تحت ارزیابی مختصر وضعیت شناختی قرار گرفت (۱۵) و سالمندان نمونه از بین داوطلبان دارای معیار ورود انتخاب شدند. طراحی پروتکل پژوهش حاضر با الهام از مطالعهٔ کریگ و همکاران (۸) و اینوکایی و همکاران[15] (۷) انجام پذیرفت. ابتدا سالمندان نمونه به‌طور تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. افراد گروه تجربی به‌مدت بیست دقیقه تحت‌تأثیر تحریک فعال مخچه با جریان مستقیم دو میلی‌آمپری (تحریک واقعی[16]) قرار گرفتند و سالمندان گروه کنترل تنها ۳۰ ثانیه تحریک فعال مخچه با جریان

1. TDCS and TACS Safety Questionnaire
2. Mini Mental Status Evaluation (MMSE)
3. Implant
4. Safety Screening Questionnaire for TMS & tDCS
5. Folstein Marshal
6. Cut off point
7. Computerized Dynamic Posturorghraphy (CDP)
8. Equitest
9. Neurocom
10. Activatek, Attenda Inc.
11. Inion
12. Buccinator Muscle
13. Huber Spine Force
14. Valence Cedex 09
15. Inukai & Et Al
16 Real Stimulation

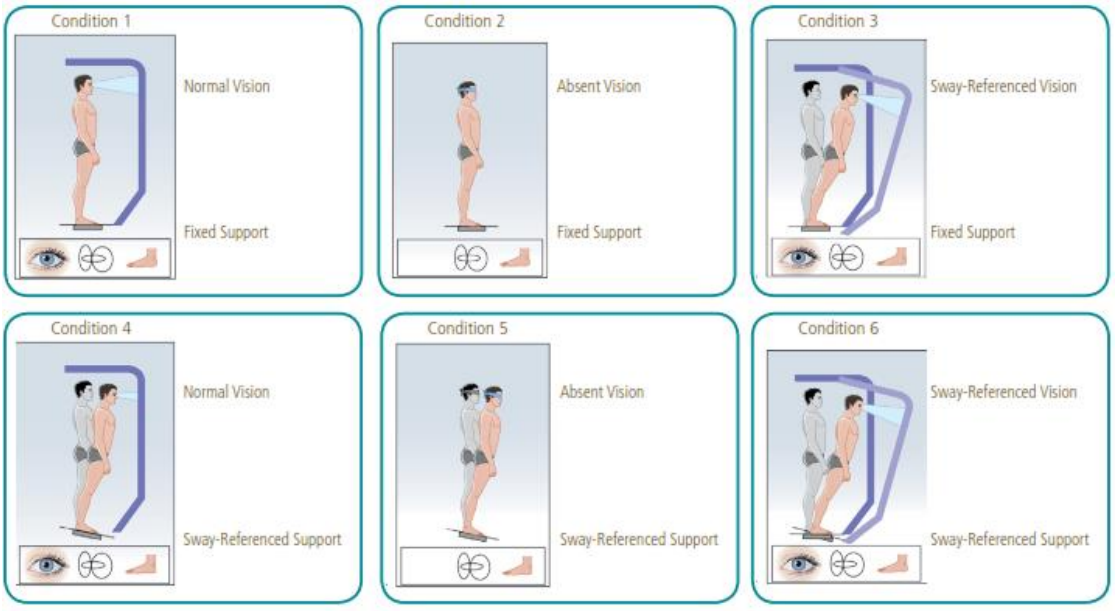
[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

مستقیم (تحریک شم[1]) را دریافت کردند. آزمایش در طول پنج روز در خلال دو هفته و هر روز به‌مدت بیست دقیقه انجام پذیرفت. فاصلهٔ زمانی ۴۸ ساعت بین جلسات متوالی رعایت شد و تمام افراد بین ساعت ۹ صبح تا ۴ عصر تحت آزمون قرار گرفتند. ازآنجاکه گروه کنترل تحریک شم دریافت کرد و تحریک شم نقش دارونما[2] دارد، شرکت‌کنندگان دقیقاً نمی‌دانستند که چه‌نوع تدبیر آزمایشی دریافت می‌کنند؛ پس می‌توان گفت که این مطالعه به‌صورت یک‌سویهٔ کور انجام شد. در روز اول در ابتدای جلسه و پیش از اعمال مداخلهٔ درمانی، آزمون سازماندهی حسی توسط دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری اجرا و نتایج ثبت گردید. در این آزمون متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر نمونه‌ها شامل دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار[3]، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار[4] و استراتژی کنترل قامت در شش وضعیت دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر ارزیابی شد. پس از ثبت نتایج آزمون سازماندهی حسی و متعاقب استراحتی سه‌دقیقه‌ای، شرکت‌کننده تحت‌تأثیر تی‌دی‌سی‌اس واقعی[5] یا تی‌دی‌سی‌اس غیرواقعی[6] (شم) قرار گرفت. براساس پروتکل استفاده‌شده در این پژوهش، الکترود آند دو سانتی‌متر پایین‌تر از نقطهٔ اینیون و الکترود کاتد روی عضلهٔ شیپوری (باکسیناتور) سمت راست گذاشته شد (۱۶). پس از طی زمان مربوط به القای جریان واقعی یا شم، فرد بلافاصله بر دستگاه هوبر مستقر شده و به انجام تمرینات حسی‌ـحرکتی پرداخت. مدت‌زمان تقریبی هر جلسهٔ تمرین روی این دستگاه با احتساب مکث‌های ۳۰ثانیه‌ای به‌منظور تغییر وضعیت قرارگیری بر پلت‌فرم ۳۰ دقیقه بود. سطح پایهٔ تمرینات از نمرات سرعت و شیب ۵۰ برای حرکت پلت‌فرم تنظیم شد و متناسب با توان‌مندی عصبی‌ـعضلانی نمونه در هرجلسه حدود ۵درصد افزایش یافت. هر شرکت‌کننده به‌وسیلهٔ حس بینایی، عملکرد تعادل و هماهنگی عصبی‌ـعضلانی خود را روی دستگاه تنظیم نمود و پژوهشگر نیز تلاش کرد با استفاده از حواس بینایی و شنوایی، پاسچر فرد را اصلاح کند.

تمامی جلسه‌ها با همین روش اجرا شد؛ با این تفاوت که جلسات روزهای دوم و سوم و چهارم بدون ارزیابی سازماندهی حسی و جلسهٔ روز پنجم (جلسهٔ آخر) همراه با آزمون سازماندهی حسی و ثبت نتایج مربوط، پس از تمرینات هوبر و متعاقب استراحت ۱۵دقیقه‌ای، به‌عنوان تست نهایی (پس‌آزمون) بود.

آزمون سازماندهی حسی عملکرد هریک از دستگاه‌های حس عمقی و دهلیزی و بینایی را در کنترل پاسچر ارزیابی می‌کند. این آزمون دارای شش وضعیت است. طبق پروتکل تعریف‌شده، در هریک از این وضعیت‌ها، آزمون‌ها سه دفعه انجام شده و میانگین حاصل از این سه بار به‌عنوان شاخص کنترل پاسچر (۰تا۱۰۰) برای آن وضعیت در نظر گرفته می‌شود. نمرهٔ ترکیبی تعادل، میانگین حاصل از شش وضعیت (هجده آزمون) است. در آزمون سازماندهی حسی صفحه‌های نیرو در سه وضعیت اول ثابت بوده و در سه وضعیت دیگر در جهت‌های قدامی و خلفی حرکت می‌کنند. افراد با پای برهنه روی دستگاه پاسچروگرافی قرار می‌گیرند و هر خرده‌آزمون را که بیست ثانیه به‌طول می‌انجامد با فواصل استراحتی یکسان و دقیق به تعداد سه بار تلاش تعریف‌شده برای هر وضعیت دستگاه، انجام می‌دهند (درمجموع هجده تلاش).



شکل ۱. خلاصه‌ای از شش وضعیت حسی آزمون سازماندهی حسی و دستگاه‌های حسی درگیر بر دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری (۱۷)

1. Sham Stimulation
2. Placebo
3. Distance of Cop
4. Velocity of Cop
5. Active Tdcs
6. Sham Tdcs

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]
[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری مدل اکویی تست، نتایج حاصل از آزمون سازماندهی حسی را در قالب گزارش نمرات تعادل[1]، نمرهٔ تعادل مرکب[2]، نمرات حسی[3]، نمره‌های استراتژی[4] کنترل قامت و نمرات راستای مرکز ثقل[5] بیان می‌کند. نمرات راستای مرکز ثقل دستگاه پاسچروگرافی، مختصات مرکز ثقل شرکت‌کننده را نسبت به مرکز سطح اتکا به‌صورت فاصلهٔ طولی و عرضی و برحسب سانتی‌متر ارائه می‌دهد. ازآنجاکه در این تحقیق برای بررسی تأثیر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم الکتریکی و تمرینات حسی‌ـ‌حرکتی بر متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر و تعادل سالمندان نیاز به دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار شرکت‌کنندگان بود، ابتدا باید با استفاده از نمرات راستای مرکز ثقل آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری، نمرات دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار محاسبه شود. برای این منظور نمرات راستای مرکز ثقل آزمون سازماندهی حسی حاصل از هر شش وضعیت که توسط نرم‌افزار تحلیل داده‌های دستگاه پاسچروگرافی در فایل نوت‌پد ذخیره شدند به نرم‌افزار اکسل منتقل گردید و با استفاده از فرمول‌های زیر نمرات دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار و سرعت جابه‌جایی مرکز فشار محاسبه شد.

$$CoP_Distance_{total} = \sum_{i=Tp}^{i=Tp+Ts} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

$$CoP - Velocity_{total} = \frac{\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}}{dt}$$

تمامی داده‌ها درنهایت به نرم‌افزار SPSS منتقل شدند. جهت بررسی نرمال‌بودن توزیع داده‌ها آزمون شاپیروویلک و برای یکسان‌بودن واریانس‌های بین‌گروهی آزمون لون به‌کار رفت. ارزیابی همگنی شیب خط رگرسیون، با محاسبهٔ F تعامل بین داده‌های متغیر پیش‌آزمون و متغیر مستقل ازطریق آنالیز کوواریانس صورت گرفت. برای تعیین اختلاف بین نمرات پس‌آزمون گروه‌های تجربی و کنترل از آزمون تحلیل کوواریانس (آنکوا) استفاده شد. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۳ انجام پذیرفت. سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

۳ یافته‌ها

ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کننده‌های دو گروه تجربی و کنترل شامل میانگین و انحراف معیار سن، قد، وزن و شاخص تودهٔ بدنی در جدول ۱ مشاهده می‌شود. بررسی ویژگی‌های دموگرافیک دو گروه تجربی و کنترل حاکی‌از همگن‌بودن دو گروه در این ویژگی‌ها است.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک گروه تجربی (ده نفر) و کنترل (ده نفر)

گروه متغیر	گروه تجربی	گروه کنترل
	میانگین ± انحراف استاندارد	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۶۵/۳±۳/۰	۶۶/۹±۴/۰
قد (سانتی‌متر)	۱۶۷/۴±۷/۰	۱۶۴/۴±۱۰/۰
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۴±۱۳/۰	۶۹/۲±۹/۰
شاخص تودهٔ بدنی (BMI)	۲۶/۴±۴/۴	۲۵/۶±۲/۸

شاخص‌های توصیفی متغیرهای سه‌گانهٔ کینتیک کنترل پاسچر سالمندان در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون به‌تفکیک دو گروه تجربی و کنترل در جدول ۲ درج شده است. برای تعیین نرمال‌بودن توزیع داده‌ها و همگنی واریانس به‌ترتیب آزمون شاپیروولیک و آزمون لوین به‌کار رفت. نتایج نشان داد که توزیع داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون، در هر دو گروه کنترل و تجربی نرمال بوده و واریانس داده‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه مذکور برابر است. همچنین پیش‌فرض همگنی شیب رگرسیون تأیید می‌شود. باتوجه به برقراری مفروضه‌های آزمون کوواریانس، از این آزمون جهت بررسی اختلاف نمرات پس‌آزمون گروه‌های کنترل و تجربی استفاده شد که نتایج آن در جدول ۲ آمده است.

نتایج آنالیز کوواریانس پس از حذف اثر پیش‌آزمون حاکی‌از تأثیر معنادار تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای سرعت جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۲۰)، دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار (p=۰/۰۳۷)، استراتژی کنترل پاسچر (p=۰/۰۴۲) و تعادل مرکب (p=۰/۰۱۸) سالمندان در پس‌آزمون بین دو گروه تجربی و کنترل است.

1. Equilibrium Score
2. Composite
3. Sensory Analysis
4. Strategy Analysis
5. Center of Gravity Alignment (Cog)

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

جدول ۲. شاخص‌های توصیفی متغیرهای کینتیک کنترل پاسچر سالمندان در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون به‌تفکیک در دو گروه تجربی و کنترل

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
دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار	۳۵/۱۳±۱۰/۷۵	۲۶/۲۳±۹/۴۲	۳۱/۰۱±۱۲/۹۴	۳۱/۹۱±۱۴/۳۴	۵/۱۲۴	۰/۰۳۷
سرعت جابه‌جایی مرکز فشار	۳۳/۳۸±۳/۰۳	۲۷/۳۱±۴/۸۸	۳۳/۰۷±۴/۸۰	۳۲/۸۸±۴/۹۶	۶/۶۰۵	۰/۰۲۰
استراتژی کنترل قامت	۷۵/۵۷±۷/۰۵	۸۵/۵۰±۵/۰۸	۷۸/۴۹±۷/۰۳	۸۰/۶۳±۱۰/۳۸	۴/۸۶۱	۰/۰۴۲
تعادل مرکب	۲۵/۶۰±۳/۶۲	۳۱/۴۰±۳/۱۸	۲۵/۹۱± ۵/۳۳	۲۷/۳۸±۳/۴۹	۶/۸۷۵	۰/۰۱۸

۴ بحث

نتایج تحقیق حاضر، بیانگر تأثیر معنادار تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر متغیرهای تعادل مرکب، سرعت جابه‌جایی مرکز فشار، دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار و استراتژی کنترل پاسچر سالمندان در موقعیت شش‌گانهٔ دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر در دریافت‌کنندگان تحریک الکتریکی واقعی بود.

یکی از نتایج تحقیق نشان داد که تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم باعث کاهش سرعت جابه‌جایی مرکز فشار و دامنهٔ جابه‌جایی مرکز فشار در شرایط شش‌گانهٔ دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر در گروه تجربی می‌شود.

دومونت و همکاران با اعمال تی‌دی‌سی‌اس آندی دو میلی‌آمپر به‌مدت بیست دقیقه بر ناحیهٔ حرکتی اولیهٔ کورتکس مغز بیماران سکتهٔ مغزی هنگام راه‌رفتن با چشمان باز روی تردمیل دریافتند که سرعت جابه‌جایی مرکز فشار و دامنهٔ جابه‌جایی و میزان تاب‌خوردن آن کاهش می‌یابد (۱۸). جایارام و همکاران نیز با بررسی تأثیر تحریک الکتریکی مخچه روی الگوی راه‌رفتن چهل شرکت‌کنندهٔ سالم بزرگسال بر تردمیل، به اثرات تحریک مخچه بر روانی و تقارن حرکت پاها و استفادهٔ بهتر از الگوهای استراتژیک گام‌برداری پی بردند (۱۹). دیلدا و همکاران در تحقیق خود با استفاده از تحریکات گالوانیک مخچهٔ ده شرکت‌کنندهٔ بزرگسال، متوجه نقش مخچه در بهبود بازتوزین حسی الگوهای گام‌برداری شدند (۲۰).

در توجیه نتایج مذکور می‌توان گفت که تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم با ایجاد تغییرات مثبت در دامنهٔ جابه‌جایی و سرعت اصلاح انحراف مرکز ثقل بدن، فرایند محرک‌ـ‌پاسخ را تسهیل کرده است که در سالمندان به‌دلیل ناتوانی در استفادهٔ بهینه از فرایند کنترل مستمر قامت، برای کنترل پاسچر لازم می‌باشد. باتوجه به نتایج پژوهش‌ها به‌نظر می‌رسد سالمندان الگوهای مشابهی را درمقایسه با افراد بزرگسال در حرکت مفاصل و تغییرات مرکز فشار در حین حفظ تعادل و کنترل پاسچر نشان داده‌اند و تعامل مناسب مرکز فشارـ‌مرکز جرم بدن، توانسته است کارآمدی سیستم کنترل پاسچر را تأمین کند (۲۱).

مطالعهٔ گالئا و همکاران مشخص کرد که تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم باعث تطابق پرسرعت به اغتشاشات بصری‌ـ‌حرکتی می‌شود و به‌وسیلهٔ کاهش سریع در خطاهای حرکتی قابل اندازه‌گیری است. تغییر در مخچه عامل اصلی در تطابق پرسرعت بوده و سالمندان می‌توانند از مزایای تطابق سریع بهره‌مند شوند. این تحریک به‌طور چشمگیری دامنهٔ تأخیر طولانی واکنش‌های کششی را با افزایش خاصیت مهاری که به‌وسیلهٔ کورتکس مخچه روی هسته‌های مخچه اِعمال شده، کاهش می‌دهد (۲۲).

در تحقیق حاضر تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم بر تعادل مرکب حاصل از شرایط شش‌گانهٔ دستکاری سیستم‌های حسی درگیر در کنترل پاسچر در دریافت‌کنندگان تحریک الکتریکی واقعی تأثیر مثبت داشته است. در توجیه این نتیجه می‌توان گفت که احتمالاً تحریک الکتریکی مخچه با جریان مستقیم، یکپارچگی اطلاعات بینایی و وستیبولار و دروندادهای حسی‌ـ‌پیکری برای ارزیابی موقعیت بدن در فضا و نیز تولید نیرو برای کنترل پاسچر را بهبود می‌بخشد.

مطالعات آتی باید مکانیسم کامل اثر تی‌دی‌سی‌اس مخچه‌ای و پارامترهای بهینهٔ تحریک و نحوهٔ تأثیر آن بر فیزیولوژی مخچه را با دقت بیشتری مشخص سازد.

۵ نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشـــان داد که تحریک الکتریکی مخچه با جریان مســـتقیم الکتریکی بر متغیرهـای کینتیک کنترل پاســـچر و تعـادل ســـالمندان اثرات ســـودمندی دارد و می‌توان از این روش همراه با تمرینات تعادلی برای بهبود بیشتر تعادل در سالمندان بهره برد.

۶ تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت‌کننده‌های تحقیق و نیز مسئولان محترم مرکز جامع توان‌بخشی جمعیت هلال‌احمر تهران که در گردآوری این پژوهش ما را یاری کردند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]

References

1. Leonard CT. The Neuroscience of Human Movement. St. Louis: Mosby; 1998.
2. Arsham S, Farahman F, Bagheradeh F, Arab Ameri E, Kazemnejad A. The Methodology of research on changes in degrees of freedom in a balance task. Journal of Motor Learning and Movement. 2009;1(2):103–26. [Persian] https://jmlm.ut.ac.ir/article_22037_77af1053b6394c6c38fcf698d1d569b6.pdf
3. Manto M, Bower JM, Conforto AB, Delgado-García JM, da Guarda SNF, Gerwig M, et al. Consensus paper: Roles of the cerebellum in motor control--the diversity of ideas on cerebellar involvement in movement. Cerebellum. 2012;11(2):457–87. doi: 10.1007/s12311-011-0331-9
4. Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobezawa S, Futatsubashi M. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. Brain. 1999;122 (Pt 2):329–38. doi: 10.1093/brain/122.2.329
5. Donkelaar HJ, Lammens M, Hori A, Cremers CWRJ. Development and Developmental Disorders of the Human Cerebellum. In: Donkelaar HJ ten, Lammens M, Hori A, Cremers CWRJ. Clinical neuroembryology: development and developmental disorders of the human central nervous system. New York: Springer; 2006. pp:371–420.
6. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. J Physiol. 2000;527 (3):633–9. doi: 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00633.x
7. 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. Front Hum Neurosci. 2016;10:325. doi: 10.3389/fnhum.2016.00325
8. 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. doi: 10.1371/journal.pone.0170331
9. 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. J Cogn Neurosci. 2008;20(9):1687–97. doi: 10.1162/jocn.2008.20112
10. Keel JC, Smith MJ, Wassermann EM. A safety screening questionnaire for transcranial magnetic stimulation. Clin Neurophysiol. 2001;112(4):720. doi: 10.1016/s1388-2457(00)00518-6
11. Behavioural Brain Science Centre. TDCS and TACS Safety Questionnaire. Birmingham: University of Birmingham; 2015.
12. Seyedian M, Falah M, Nourouzian M, Nejat S, Delavar A, Ghasemzadeh HA. Validity of the Farsi version of mini-mental state examination. Journal of Medical Council of I.R.I. 2008;25(4):408–14. [Persian] http://jmciri.ir/article-1-1170-fa.pdf
13. Whitney SL, Roche JL, Marchetti GF, Lin C-C, Steed DP, Furman GR, 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. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.01.015
14. Couillandre A, Duque Ribeiro M-J, 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;51(2):59–73. doi: 10.1016/j.annrmp.2007.11.001
15. 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;12(3):189–98. doi: 10.1016/0022-3956(75)90026-6
16. Choy NL, Brauer S, Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2003;58(6):525–30. doi: 10.1093/gerona/58.6.m525
17. Natus [Internet]. Natus. [cited 2020 Jan 22]. Available from: https://natus.com/
18. Dumont AJL, Araujo MC, Lazzari RD, Santos CA, Carvalho DB, Franco de Moura RC, et al. 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(3):955–8. doi: 10.1589/jpts.27.955
19. Jayaram G, Tang B, Pallegadda R, Vasudevan EVL, Celnik P, Bastian A. Modulating locomotor adaptation with cerebellar stimulation. J Neurophysiol. 2012;107(11):2950–7. doi: 10.1152/jn.00645.2011
20. Dilda V, Morris TR, Yungher DA, MacDougall HG, Moore ST. Central adaptation to repeated galvanic vestibular stimulation: implications for pre-flight astronaut training. PLoS ONE. 2014;9(11):e112131. doi: 10.1371/journal.pone.0112131
21. Miranda PC, Lomarev M, Hallett M. Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. Clin Neurophysiol. 2006;117(7):1623–9. doi: 10.1016/j.clinph.2006.04.009
22. Galea JM, Vazquez A, Pasricha N, de Xivry J-JO, Celnik P. Dissociating the roles of the cerebellum and motor cortex during adaptive learning: the motor cortex retains what the cerebellum learns. Cereb Cortex. 2011;21(8):1761–70. doi: 10.1093/cercor/bhq246

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-06-24]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1398.9.0.88.0]