

Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Balance in Individuals with Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis

Roya Khanmohammadi¹

Soheila Qanbari²

Nastaran Bahadorani³

¹ Assistant Professor, Department of Physiotherapy, Iranian Center of Excellence in Physiotherapy, Rehabilitation Research Center, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

² PhD Student in Physiotherapy, Université Laval, Quebec City, Canada

³ MSc in Physiotherapy, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received May 13, 2026; Accepted September 13, 2026)

Abstract

Background and purpose: Postural instability is a disabling consequence of stroke. Transcranial direct current stimulation (tDCS) has been proposed as an adjunctive intervention for rehabilitation; however, the efficacy of different stimulation parameters remains unclear. This study aimed to investigate the effect of tDCS on balance after stroke and identify its potential moderators.

Materials and methods: This systematic review and meta-analysis was conducted in accordance with the PRISMA guidelines and registered in PROSPERO. PubMed, Scopus, Web of Science, and Cochrane were searched from inception to February 25, 2025. Randomized controlled trials comparing active tDCS with sham stimulation in adults with stroke and reporting balance outcomes were included. A random-effects meta-analysis, subgroup analyses, and meta-regression were performed to investigate the treatment effect and its potential moderators. Risk of bias, publication bias, and certainty of evidence were assessed using the GRADE framework.

Results: Compared with sham stimulation, tDCS significantly improved balance ($g = -0.476$), although substantial heterogeneity was observed across studies ($I^2 = 79.9\%$). The timing of tDCS relative to exercise did not significantly moderate the treatment effect ($P = 0.648$). Stimulation site ($P = 0.003$) and reference electrode ($P = 0.007$) were significant moderators of the treatment effect, whereas montage configuration was not ($P = 0.590$). Meta-regression showed that age, sex, stimulation parameters, exercise duration, and study quality were not significant moderators of the tDCS effect.

Conclusion: tDCS was associated with improved balance performance compared with sham stimulation; however, the certainty of evidence was rated as low due to risk of bias and heterogeneity. Although stimulation site and reference electrode moderated the treatment effect, these findings, particularly those from limited subgroups, should be interpreted cautiously. No evidence indicated that treatment effects were moderated by tDCS timing or montage configuration. Further well-designed studies with standardized protocols are needed to clarify the role of tDCS parameters in improving balance after stroke.

Keywords: transcranial direct current stimulation, stroke, brain stimulation, postural control

J Mazandaran Univ Med Sci 2026; 36 (261): 227-246 (Persian).

Corresponding Author: Roya Khanmohammadi - Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (E-mail: dr.rkhanmohammadi96@gmail.com)

اثر تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه‌ای بر تعادل در افراد مبتلا به سکتة مغزی: یک مرور سیستماتیک و متآنالیز

رویا خانمحمدی^۱

سهیلا قنبری^۲

نسترن بهادرانی^۳

چکیده

سابقه و هدف: بی‌ثباتی پاسچرال از پیامدهای ناتوان کننده سکتة مغزی است. tDCS به‌عنوان درمان کمکی برای توانبخشی مطرح شده است، با این حال، اثربخشی آن و تأثیر پارامترهای تحریک نامشخص است. مطالعه حاضر با هدف بررسی اثر tDCS بر تعادل پس از سکتة مغزی و شناسایی تعدیل‌کننده‌های آن، انجام پذیرفت.

مواد و روش‌ها: این مرور سیستماتیک و متآنالیز، بر اساس دستورالعمل PRISMA انجام و در PROSPERO ثبت شد. پایگاه‌های PubMed، Scopus، Web of Science و Cochrane تا ۲۵ فوریه ۲۰۲۵ جستجو شدند. کارآزمایی‌های تصادفی شده و کنترل شده‌ای که tDCS فعال را با تحریک شم در بزرگسالان مبتلا به سکتة مقایسه و پیامدهای تعادل را گزارش کرده بودند، وارد مطالعه شدند. متآنالیز با اثرات تصادفی، تحلیل‌های زیرگروهی و متارگرسیون برای بررسی اثر و تعدیل‌کننده‌ها انجام شد. خطر سوگیری، سوگیری انتشار و قطعیت شواهد بر اساس چارچوب GRADE ارزیابی شدند.

یافته‌ها: tDCS در مقایسه با تحریک شم، تعادل را معناداری بهبود داد ($g=0/476$)، اگر چه ناهمگنی قابل توجهی میان مطالعات مشاهده شد ($79/9\%$ درصد). زمان‌بندی tDCS نسبت به تمرین، اثر درمانی را معنی‌داری تعدیل نکرد ($0/649=P$). محل تحریک ($0/003=P$) و الکتروود مرجع ($0/007=P$) اثر درمان را معناداری تعدیل کردند، در حالی که پیکربندی مونتاژ چنین اثری نداشت ($0/590=P$). متارگرسیون نشان داد که سن، جنسیت، پارامترهای تحریک، مدت تمرین و کیفیت مطالعه، تعدیل‌کننده معنی‌داری برای اثر tDCS نبودند.

استنتاج: tDCS با بهبود عملکرد تعادل در مقایسه با تحریک شم همراه است، قطعیت شواهد به دلیل خطر سوگیری و ناهمگونی، پایین ارزیابی شد. اگرچه محل تحریک و الکتروود مرجع اثر درمان را تعدیل کردند، یافته‌ها، به‌ویژه در زیرگروه‌های محدود، باید با احتیاط تفسیر شوند. در مقابل، شواهدی مبنی بر تعدیل اثر درمان توسط زمان‌بندی tDCS یا پیکربندی مونتاژ مشاهده نشد. انجام مطالعات آینده با طراحی مناسب و پروتکل استاندارد برای روشن شدن نقش پارامترهای tDCS در بهبود تعادل پس از سکتة مغزی ضروری است.

واژه‌های کلیدی: تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای، سکتة مغزی، تحریک مغزی، کنترل پاسچرال

مؤلف مسئول: رویا خان محمدی- تهران، مرکز تحقیقات توانبخشی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

E-mail: dr.rkhanmohammadi96@gmail.com

۱. استادیار فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی، قطب فیزیوتراپی ایران، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۲. دانشجوی دکتری تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه لاول، شهر کبک، کانادا

۳. کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۲/۲۳ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۴۰۵/۲/۲۹ تاریخ تصویب: ۱۴۰۵/۶/۲۲

مقدمه

اختلال تعادل، یکی از شایع‌ترین و از نظر بالینی مهم‌ترین پیامدهای سکته مغزی است که می‌تواند خطر زمین خوردن و محدودیت‌های قابل توجه در تحرک عملکردی را افزایش دهد (۱). این اختلالات با تغییرات پاتوفیزیولوژیک در سیستم عصبی مرکزی، از جمله تغییر تحرک‌پذیری قشری و اختلال در یکپارچگی حسی-حرکتی و ظرفیت نوروپلاستیسته، مرتبط هستند (۲، ۳). تعادل و کنترل پاسچرال فرایندهایی چند بعدی هستند که به یکپارچگی اطلاعات حسی و پاسخ‌های حرکتی برای حفظ ثبات بدن در شرایط ایستا و پویا وابسته‌اند (۴، ۵). اختلال در این فرایندها می‌تواند در ابعاد مختلف عملکرد تعادلی، از جمله کنترل پاسچرال ایستا و پویا، آشکار شود (۶). بهبود کنترل پاسچرال و تعادل از اهداف اصلی توانبخشی پس از سکته مغزی است و معمولاً از طریق مداخلات تمرینی و تکلیف محور دنبال می‌شود (۷). با این حال، پاسخ به توانبخشی در افراد مبتلا به سکته مغزی یکنواخت نیست و همین امر توجه به مداخلات مکملی را که می‌توانند ظرفیت پاسخ‌دهی عصبی را افزایش دهند، به دنبال داشته است (۸).

در این راستا، تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه‌ای (tDCS) به عنوان یک مداخله غیرتهاجمی مکمل برای توانبخشی مطرح شده است. tDCS با تعدیل تحریک‌پذیری قشری و فعالیت شبکه‌های عصبی مرتبط با کنترل حرکتی می‌تواند ظرفیت پاسخ‌دهی سیستم عصبی به تمرین را تغییر دهد (۹-۱۲). در افراد مبتلا به سکته مغزی، این اثرات ممکن است تحت تأثیر الگوی تحریک و وضعیت شبکه‌های عصبی آسیب‌دیده قرار گیرند (۱۳، ۱۴).

مطالعات مروری و متاآنالیزها نیز اثرات مثبتی برای tDCS بر برخی پیامدهای تعادلی پس از سکته مغزی گزارش کرده‌اند. برای مثال، Beretta و همکاران (۲۰۲۲) اندازه اثر معنی‌داری ($SMD = 0.33$) و Tangjade و همکاران (۲۰۲۴) بهبود قابل توجهی در آزمون (0.88) Timed Up and Go (SMD = ۰.۱۶، ۰.۱۵) را گزارش کردند.

این حال، با انتشار مطالعات جدیدتر، به‌روزرسانی شواهد و بررسی منابع ناهمگونی میان مطالعات ضروری است. با وجود این شواهد، نتایج مطالعات همگن نیستند و یکی از دلایل اصلی این ناهمگنی، تفاوت در پارامترهای تحریک است. عواملی مانند شدت جریان، نوع مونتاژ الکترودها، قطبیت، مدت زمان تحریک، تعداد جلسات و محل تحریک (از جمله قشر حرکتی اولیه، مخچه، قشر پیش‌پیشانی یا ناحیه حرکتی مکمل) در مطالعات مختلف متفاوت بوده و می‌توانند به‌طور مستقیم بر پیامدها تأثیر بگذارند (۱۲، ۱۷، ۱۸). علاوه بر این، ویژگی‌های روش شناختی مطالعات و مشخصات شرکت کنندگان نیز می‌توانند به ناهمگنی نتایج دامن بزنند (۱۹، ۲۰).

عامل مهم دیگر، زمان‌بندی اعمال tDCS نسبت به تمرین است. شواهد نشان می‌دهد که اثرات tDCS وابسته به زمان بوده و اعمال آن پیش از تمرین، حین تمرین یا پس از آن می‌تواند به نتایج متفاوتی منجر شود (۲۱-۲۳). به‌طور خاص، اعمال همزمان با تمرین می‌تواند از طریق مکانیسم‌های هبسی (Hebbian) موجب تقویت نوروپلاستیسته وابسته به فعالیت شود، در حالی که اعمال پیش از تمرین در برخی شرایط ممکن است به دلیل پلاستیسته هموستاتیک، اثرات متفاوت یا حتی معکوس ایجاد کند (۲۱، ۲۴).

با وجود اهمیت این عوامل، تاکنون هیچ متاآنالیزی به‌صورت جامع نقش پارامترهای تحریک، ویژگی‌های روش شناختی و زمان‌بندی مداخله را در اثربخشی tDCS بر تعادل در بیماران مبتلا به سکته مغزی بررسی نکرده است. بنابراین، هدف مطالعه حاضر بررسی اثر tDCS بر تعادل پس از سکته مغزی و شناسایی عوامل تعدیل‌کننده بالقوه، با تمرکز بر پارامترهای تحریک، ویژگی‌های پروتکل و زمان‌بندی مداخله، بود.

مواد و روش‌ها

این متاآنالیز در سامانه PROSPERO با شماره ثبت CRD420250651953 ثبت و مطابق دستورالعمل

PRISMA انجام شد. سؤال پژوهش، بر اساس چارچوب PICOS، اثر tDCS به‌تنهایی یا در ترکیب با تمرین (I)، بر پیامدهای تعادلی (O) در بزرگسالان مبتلا به سکته مغزی (P)، در مقایسه با تحریک شم (C)، در کارآزمایی‌های تصادفی کنترل‌شده (S) چیست؟، تدوین شد.

۱- راهبرد جستجو

جستجوی جامع و بدون محدودیت زبانی، از آغاز نمایه‌سازی پایگاه‌ها تا ۲۵ فوریه ۲۰۲۵ در PubMed/MEDLINE، Scopus، Web of Science و Cochrane Library (CENTRAL) انجام شد. فهرست منابع مطالعات منتخب و مرورهای مرتبط نیز به‌صورت دستی بررسی شد. جستجوی نظام‌مند منابع خاکستری، شامل Google Scholar، پایان‌نامه‌ها، مقالات کنفرانسی و preprint ها، انجام نشد. راهبرد جستجو بر اساس چهار حوزه اصلی شامل مداخله (tDCS)، پیامد (تعادل)، جمعیت (سکته مغزی) و نوع مطالعه (کارآزمایی تصادفی کنترل شده) طراحی و با استفاده از عملگرهای AND و OR اجرا شد. کلمات کلیدی در جدول شماره ۱ نمایش داده شده‌اند.

۲- معیارهای ورود

مطالعات در صورت دارا بودن تمامی معیارهاچون، نوع مطالعه: کارآزمایی‌های تصادفی کنترل شده با طرح موازی یا متقاطع، منتشر شده به‌صورت متن کامل در مجلات داوری شده، بدون محدودیت زبانی، جمعیت

جدول شماره ۱: کلمات کلیدی

Component	
Intervention	"tDCS" OR "Transcranial Direct Current Stimulation" OR "Transcranial Electrical Stimulation" OR "Electrical brain stimulation" OR "dual-tDCS" OR "dual tDCS"
Outcome	Balance OR "Postural Control" OR "Postural Balance" OR "Functional balance test" OR "postural Stability" OR "Postural Equilibrium" OR "Posture Control" OR "postural function" OR "Stability Control" OR "Functional Motor Outcome" OR "postural response" OR "Postural adjustment" OR "postural control strategies" OR "postural control strategy" OR APA OR CPA OR "center of pressure" OR "postural sway" OR Posturography OR Tinetti OR BESTest OR POMA OR stabilometry OR Biodex OR "center of gravity" OR "center of mass" OR COP OR COG OR static OR dynamic OR EMG OR electromyog* OR "onset latency" OR "onset time" OR "ground reaction force" OR GRF OR "dual task" OR "dual-task" OR "dual-task cost" OR DTC OR "lower limb performance" OR "Timed Up and Go Test" OR TUG OR "Timed-Up-and-Go test" OR TUGT OR "Time Up and Go test" OR "timed-up and go test" OR "Berg Balance Test" OR mobility OR "Berg Balance Scale" OR "Balance Evaluation Systems Test" OR "Mini-BESTest" OR "Functional Reach Test" OR "Balance Error Scoring System" OR BESS OR "Star Excursion Balance Test" OR SEBT OR "Y Balance Test" OR YBT OR CDP OR "Clinical Test of Sensory Interaction on Balance" OR CTSIB OR mCTSIB OR "Functional Gait Assessment" OR FGA OR Romberg OR tandem OR perturbation OR "Single-Leg Stance Test" OR SLS OR "anticipatory postural adjustment" OR "reactive Postural Adjustment" OR "compensatory Postural Adjustment"
Population	stroke OR "Cerebrovascular Accident" OR CVA OR hemiplegi*
Study design	RCT OR "randomized controlled trial" OR "randomised controlled trial" OR "randomized clinical trial" OR "randomised clinical trial" OR "Controlled Clinical Trial" OR "controlled trial" OR "clinical trial" OR "cross-over" OR "crossover" OR "Experimental Trial" OR "sham-controlled"

مورد مطالعه: بزرگسالان (≤ ۱۸ سال) مبتلا به سکته مغزی (ایسکمیک یا هموراژیک)، مداخله: tDCS به‌تنهایی یا در ترکیب با تمرین، از جمله تمرین تعادل، راه رفتن، دو وظیفه‌ای یا کنترل حرکتی، بدون محدودیت در محل تحریک، شدت جریان، مدت تحریک یا مونتاژ الکترودها، گروه مقایسه: وجود گروه کنترل با تحریک شم، پیامدها: گزارش حداقل یک شاخص کمی تعادل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون، وارد متاآنالیز شدند.

۳- معیارهای خروج

مطالعات غیرتصادفی، مشاهده‌ای، گزارش موردی، مرورها، مقالات کنفرانسی و پایان‌نامه‌ها، مطالعات فاقد گروه شم، مطالعاتی که tDCS را با سایر تکنیک‌های نورومودولاسیون مانند rTMS یا تحریک گالوانیک ترکیب کرده یا صرفاً با مداخلات غیرفعال و بدون درگیری فعال حرکتی یا شناختی همراه کرده بودند، مطالعات استفاده‌کننده از tDCS عمقی یا تهاجمی با الکترودهای کاشته شده، و مطالعات مربوط به افراد مبتلا به فلج مغزی یا آسیب نخاعی حذف شدند.

۴- انتخاب مطالعات و استخراج داده‌ها

رکوردهای بازیابی شده در EndNote X9 وارد و موارد تکراری حذف شدند. غربالگری عنوان و چکیده توسط دو پژوهشگر به‌صورت مستقل انجام شد و متن کامل مطالعات بالقوه واجد شرایط توسط سه پژوهشگر بررسی گردید.

استخراج داده‌ها نیز به صورت مستقل توسط سه پژوهشگر و با استفاده از فرم استاندارد در Microsoft Excel انجام شد و اختلافات از طریق بحث و اجماع برطرف گردید. داده‌های گزارش شده به صورت نموداری با استفاده از WebPlotDigitizer نسخه ۵/۲ استخراج شدند. در صورت ناقص بودن اطلاعات، حداکثر سه بار با نویسنده مسئول از طریق ایمیل تماس گرفته شد.

داده‌های استخراج شده شامل مشخصات مطالعه و شرکت کنندگان، پارامترهای tDCS (شدت، قطبیت، محل تحریک، اندازه الکترود، مدت و تعداد جلسات)، ویژگی‌های مداخلات همراه و زمان‌بندی آن‌ها نسبت به tDCS، شرایط گروه کنترل، شاخص‌های تعادل و زمان ارزیابی بود.

۵- ارزیابی کیفیت مطالعات و خطر سوگیری

کیفیت روش شناختی مطالعات توسط سه پژوهشگر به صورت مستقل با استفاده از مقیاس PEDro ارزیابی شد و اختلافات از طریق بحث و اجماع برطرف گردید (۲۵). مقیاس PEDro شامل ۱۱ آیت است که آیت نخست در امتیازدهی لحاظ نمی‌شود و ۱۰ آیت دیگر کیفیت روش شناختی مطالعه را ارزیابی می‌کنند. امتیازهای ۹-۱۰، ۶-۸، ۴-۵ و ۴-۶ به ترتیب نشان دهنده کیفیت عالی، خوب، متوسط و ضعیف در نظر گرفته شدند.

۶- سنتز داده‌ها و تحلیل آماری

تمام تحلیل‌ها با استفاده از Stata نسخه ۱۳ انجام شد. اندازه اثر با استفاده از تفاوت میانگین استاندارد شده (SMD) و به صورت Hedges' g محاسبه شد تا تورش ناشی از حجم نمونه‌های کوچک اصلاح شود (۲۶). اندازه اثر با روش dppc2، که برای طرح‌های پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل مناسب است، برآورد شد (۲۷). در مواردی که ضریب همبستگی پیش‌آزمون-پس‌آزمون گزارش نشده بود، مقدار ۰/۵ برای محاسبه انحراف معیار تغییرات در نظر گرفته شد.

در مطالعات دارای چند پیامد تعادلی، برای جلوگیری از وزن‌دهی بیش از حد به یک مطالعه، اندازه اثرها به صورت وزنی تجمع شدند. وزن‌دهی بر اساس معکوس واریانس انجام شد. با توجه به ناهمگنی مورد انتظار، مدل اثرات تصادفی به کار رفت. مقدار منفی SMD نشان دهنده برتری tDCS فعال و مقدار مثبت نشان دهنده برتری گروه کنترل بود. در مواردی که افزایش نمره نشان دهنده بهبود عملکرد بود، جهت اندازه اثر معکوس شد تا جهت همه اثرها یکسان باشد.

تفسیر اندازه اثر بر اساس معیارهای Hedges، ناچیز (کم‌تر از ۰/۲)، کوچک (۰/۲-۰/۴۹)، متوسط (۰/۴۹-۰/۷۹) و بزرگ ($\geq 0/8$)، انجام شد. ناهمگنی آماری با استفاده از آزمون Q و شاخص I^2 ارزیابی شد. مقادیر I^2 به صورت، ناهمگنی کم (کم‌تر از ۲۵ درصد)، متوسط (۵۰-۷۵ درصد)، زیاد (۷۵-۹۵ درصد) و بسیار زیاد (بیش از ۹۵ درصد) تفسیر شدند (۲۸). سطح معنی‌داری آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

۶-۱ - تحلیل‌های زیرگروه و متاگرسیون

تحلیل‌های زیرگروه بر اساس نوع طراحی مطالعه (موازی یا متقاطع)، زمان‌بندی tDCS نسبت به تمرین (tDCS تنها، همزمان کامل، همزمان همراه با ادامه تمرین و ترتیبی، محل تحریک (قشر حرکتی اولیه، مخچه، یا ناحیه حرکتی مکمل)، نوع مونتاژ (آنودال، کاتودال یا دو طرفه)، محل الکترود مرجع، همچنین متاگرسیون تک متغیره برای بررسی اثر متغیرهای پیوسته شامل میانگین سن، نسبت جنسیت، چگالی بار، شدت کل تحریک، مدت کل تمرین و کیفیت مطالعه انجام شد و متغیرهای معنی‌دار وارد مدل چند متغیره شدند.

۶-۲ - تحلیل حساسیت و سوگیری انتشار

پایداری نتایج با تحلیل حساسیت به روش حذف یک‌به‌یک مطالعات بررسی شد. پایداری نتایج با تحلیل

حساسیت به روش حذف یک‌به‌یک مطالعات بررسی شد. سوگیری انتشار با آزمون‌های Begg و Egger ارزیابی شد و در صورت وجود شواهد سوگیری، روش trim-and-fill به کار رفت (۲۹، ۳۰).

۳-۶- ارزیابی قطعیت شواهد

قطعیت شواهد برای پیامدهای اصلی با استفاده از چارچوب GRADE ارزیابی شد. از آنجا که شواهد از کارآزمایی‌های تصادفی شده حاصل شد، قطعیت از سطح «بالا» آغاز و بر اساس پنج حوزه خطر سوگیری، عدم سازگاری، غیرمستقیم بودن، عدم دقت و سوگیری انتشار کاهش داده شد. ارزیابی در سطح پیامد انجام شد و شدت کاهش بر اساس میزان نگرانی موجود تعیین گردید. در نهایت، قطعیت شواهد در چهار سطح بالا، متوسط، پایین یا بسیار پایین طبقه‌بندی شد.

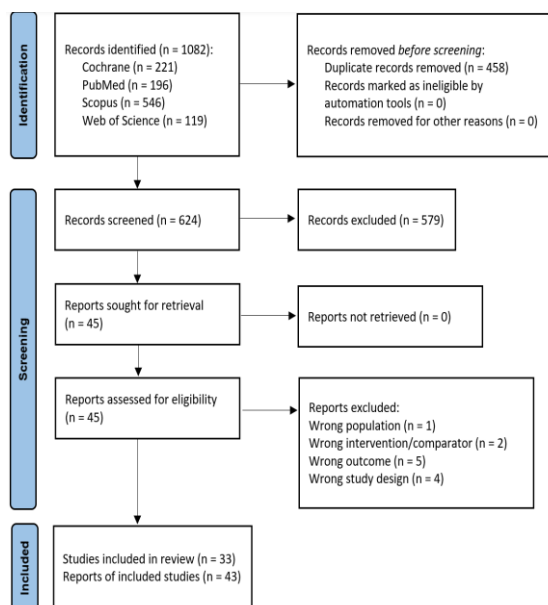
یافته‌ها

۱- مرور کلی

در مجموع، ۱۰۸۲ رکورد از پایگاه‌های Cochrane (۲۲۱ رکورد)، PubMed (۱۹۶ رکورد)، Scopus (۵۴۶ رکورد) و Web of Science (۱۱۹ رکورد) شناسایی شد. پس از حذف موارد تکراری، ۶۲۴ رکورد برای غربالگری عنوان و چکیده باقی ماند. در نهایت، ۳۳ مطالعه برای سنتز کیفی و کمی واجد شرایط شناخته شدند. با توجه به وجود چند بازوی مداخله‌ای یا مقایسه‌ای در برخی مطالعات، ۴۳ مقایسه با مجموع ۱۰۱۳۷ شرکت کننده وارد متاآنالیز شدند (تصویر شماره ۱). مشخصات مطالعات وارد شده، شامل ویژگی‌های جمعیت مورد مطالعه و طراحی پژوهش، پارامترهای تحریک tDCS، ویژگی‌های مداخلات تمرینی، شاخص‌های پیامد و زمان‌بندی ارزیابی‌ها، در جداول شماره ۲ تا ۴ ارائه شده‌اند.

۲- ارزیابی کیفیت مطالعات و خطر سوگیری

بر اساس مقیاس PEDro، چهار مطالعه کیفیت عالی (۹-۱۰)، ۲۱ مطالعه کیفیت خوب (۶-۸)، شش مطالعه کیفیت متوسط (۴-۵) و دو مطالعه کیفیت ضعیف (۴ <) داشتند. در مجموع، بیش تر مطالعات در سطح کیفیت خوب تا عالی طبقه‌بندی شدند. بر اساس آیت‌های مورد بررسی، اکثر مطالعات در زمینه تصادفی‌سازی (آیتم ۲) و مقایسه بین گروهی (آیتم ۱۰) عملکرد مناسبی داشتند و این موارد به درستی گزارش شده بود که نشان دهنده کیفیت مطلوب طراحی مطالعات است. همچنین، در آیتم خط پایه قابل مقایسه (آیتم ۴) و ارائه برآورد نقطه‌ای و شاخص‌های پراکندگی (آیتم ۱۱)، کیفیت گزارش‌دهی مطلوب بود. در مقابل، مهم‌ترین ضعف‌های روش‌شناختی مربوط به کورسازی شرکت کنندگان (آیتم ۵)، درمانگر (آیتم ۶) و تا حدی ارزیاب (آیتم ۷) بود که در بسیاری از مطالعات انجام نشده یا به‌طور شفاف گزارش نشده بود.



تصویر شماره ۱: فلوجارت PRISMA

جدول شماره ۲: ویژگی‌های مطالعات وارد شده: مشخصات جمعیت مورد مطالعه و طراحی پژوهش

نویسندگان	سال انتشار	طراحی مطالعه	حجم نمونه کل	تعداد افراد گروه کنترل	تعداد افراد گروه مداخله	میانگین سن گروه کنترل	انحراف معیار سن گروه کنترل	میانگین سن گروه مداخله	انحراف معیار سن گروه مداخله	درصد زنان در گروه کنترل	درصد زنان در گروه مداخله
Andrade	۲۰۱۷	موازی	۳۰	۱۵	۱۵	۶۸,۰۰	۱,۴۶	۶۸,۸۶	۴,۶۶	۳۳/۳۳	۴۶,۶۷
Andrade	۲۰۱۷	موازی	۳۰	۱۵	۱۵	۶۸,۰۰	۱,۴۶	۷۰,۴۰	۲,۳۲	۳۳/۳۳	۴۶,۶۷
Andrade	۲۰۱۷	موازی	۳۰	۱۵	۱۵	۶۸,۰۰	۱,۴۶	۶۹,۰۶	۴,۴۳	۳۳/۳۳	۴۰,۰۰
Aneksan	۲۰۲۲	موازی	۲۵	۱۲	۱۳	۵۴,۲۵	۱۱,۱۶	۵۴,۴۶	۱۳,۸۱	۱۶/۶۷	۴۶,۱۵
Chang	۲۰۱۵	موازی	۲۴	۱۲	۱۲	۶۵,۸۰	۱۰,۶۰	۵۹,۹۰	۱۰,۲۰	—	—
Coppens	۲۰۱۹	مقاطع	۱۳	۱۳	۱۳	۶۲,۰۰	۱۱,۶۰	۶۲,۰۰	۱۱,۶۰	۷/۶۹	۷,۶۹
Coppens	۲۰۱۹	مقاطع	۱۳	۱۳	۱۳	۶۲,۰۰	۱۱,۶۰	۶۲,۰۰	۱۱,۶۰	۷/۶۹	۷,۶۹
Danzl	۲۰۱۳	موازی	۸	۴	۴	۷۰,۷۵	۱۱,۱۵	۶۴,۷۵	۱۴,۸۶	۷۵/۰۰	۲۵,۰۰
Duan	۲۰۲۳	موازی	۹۱	۴۵	۴۶	۶۶,۵۸	۱۰,۳۰	۶۵,۸۳	۸,۸۰	۶۲/۲۲	۴۷,۸۳
Ehsani	۲۰۲۲	موازی	۳۲	۱۰	۱۲	۶۲,۰۰	۶,۰۷	۶۲,۳۳	۷,۰۲	۵۰/۰۰	۴۱,۶۷
Fusco	۲۰۱۴	موازی	۱۱	۶	۵	۶۰,۰۰	۱۱,۸۶	۵۶,۴۰	۱۵,۳۶	۵۰/۰۰	۶۰,۰۰
Goel	۲۰۲۴	موازی	۳۲	۱۶	۱۶	۵۸,۶۷	۹,۱۴	۵۵,۹۴	۸,۳۹	۲۵/۰۰	۲۵,۰۰
Kim	۲۰۲۴	موازی	۲۴	۱۲	۱۲	۵۸,۵۰	۱۶,۴۱	۶۲,۵۸	۱۱,۲۲	۳۳/۳۳	۴۱,۶۷
Kim	۲۰۲۴	موازی	۱۷	۸	۹	۵۷,۱۳	۹,۴۹	۶۵,۷۸	۱۲,۶۰	۳۷/۵۰	۳۴,۴۴
Klomjai	۲۰۲۲	مقاطع	۱۹	۱۹	۱۹	۵۸,۶۰	۲,۶۰	۵۸,۶۰	۲,۶۰	۴۷/۳۷	۴۷,۳۷
Klomjai	۲۰۲۲	موازی	۴۰	۲۰	۲۰	۶۰,۱۸	۱۰,۲۰	۵۹,۹۴	۹,۸۰	۴۰/۰۰	۲۰,۰۰
Klomjai	۲۰۲۲	موازی	۳۸	۲۰	۱۸	۶۰,۱۸	۱۰,۲۰	۶۱,۱۱	۹,۷۰	۴۰/۰۰	۵۰,۰۰
Klomjai	۲۰۲۲	موازی	۴۰	۲۰	۲۰	۶۰,۱۸	۱۰,۲۰	۵۷,۲۰	۱۲,۵۴	۴۰/۰۰	۴۵,۰۰
Klomjai	۲۰۱۸	مقاطع	۱۹	۱۹	۱۹	۵۷,۲۰	۰,۰۰	۵۷,۲۰	۰,۰۰	۲۶/۳۲	۲۶,۳۲
Liang	۲۰۲۰	مقاطع	۱۰	۱۰	۱۰	۵۸,۹۶	۹,۵۶	۵۸,۹۶	۹,۵۶	۴۰/۰۰	۴۰,۰۰
Manji	۲۰۱۸	مقاطع	۳۰	۳۰	۳۰	۶۲,۹۵	۱۰,۵۵	۶۲,۹۵	۱۰,۵۵	۳۰/۰۰	۳۰,۰۰
Mohammadi	۲۰۲۱	موازی	۴۰	۱۰	۱۰	۶۱,۶۰	۸,۱۰	۶۱,۶۰	۸,۱۰	—	—
Ojardias	۲۰۲۰	مقاطع	۱۸	۱۸	۱۸	۵۷,۴۰	۳,۶۰	۵۷,۴۰	۳,۶۰	۳۳/۳۳	۳۳,۳۳
Prathum	۲۰۲۲	موازی	۲۴	۱۲	۱۲	۵۶,۸۳	۳,۵۸	۵۸,۶۷	۳,۷۰	۳۳/۳۳	۳۳,۳۳
Qurat Ul	۲۰۲۳	موازی	۴۴	۲۲	۲۲	۵۷,۹۵	۵,۴۵	۵۹,۰۰	۴,۶۱	۱۸/۱۸	۲۷,۲۷
Qurat Ul	۲۰۲۳	موازی	۴۴	۲۲	۲۲	۵۷,۹۵	۵,۴۵	۵۵,۷۷	۶,۳۰	۱۸/۱۸	۱۸,۱۸
Qurat Ul	۲۰۲۲	موازی	۴۴	۲۲	۲۲	۵۸,۳۶	۵,۹۰	۵۶,۱۸	۶,۳۰	۱۸/۱۸	۲۷,۲۷
Qurat Ul	۲۰۲۲	موازی	۴۴	۲۲	۲۲	۵۸,۳۶	۵,۹۰	۵۷,۹۱	۵,۷۵	۱۸/۱۸	۹,۰۹
Saey	۲۰۱۵	مقاطع	۳۱	۳۱	۳۱	۶۳,۲۳	۸,۷۰	۶۳,۲۳	۸,۷۰	۴۵/۱۶	۴۵,۱۶
Seo	۲۰۱۷	موازی	۲۱	۱۰	۱۱	۶۲,۹۰	۸,۹۰	۶۱,۱۰	۸,۹۰	۳۰/۰۰	۱۸,۱۸
Sha	۲۰۲۱	موازی	۲۰	۱۰	۱۰	—	—	—	—	۰/۰۰	۰,۰۰
Sha	۲۰۲۱	موازی	۲۰	۱۰	۱۰	—	—	—	—	۰/۰۰	۰,۰۰
Shakeb	۲۰۲۴	موازی	۳۶	۱۸	۱۸	۵۸,۰۰	۹,۱۶	۵۴,۳۸	۷,۴۵	۴۴/۴۴	۲۷,۷۸
Sivaramakrishnan	۲۰۲۱	مقاطع	۲۶	۲۶	۲۶	۶۰,۲۰	۷,۰۰	۶۰,۲۰	۷,۰۰	۱۹/۲۳	۱۹,۲۳
Sohn	۲۰۱۳	مقاطع	۱۱	۱۱	۱۱	۵۸,۴۵	۱۴,۵۵	۵۸,۴۵	۱۴,۵۵	۱۸/۱۸	۱۸,۱۸
Tahtis	۲۰۱۴	موازی	۱۴	۷	۷	۵۶,۴۰	۱۲,۳۰	۶۷,۳۰	۱۱,۸۰	۱۴/۲۹	۲۸,۵۷
Toktas	۲۰۲۴	موازی	۲۸	۱۴	۱۴	۶۲,۵۷	۸,۵۳	۵۸,۷۹	۱۰,۱۹	۵۰/۰۰	۴۲,۸۶
Tseng	۲۰۲۴	موازی	۱۰	۴	۶	۵۷,۵۰	۹,۸۷	۴۲,۰۰	۸,۲۹	۵۰/۰۰	۵۰,۰۰
Utarapichat	۲۰۱۸	مقاطع	۱۰	۱۰	۱۰	۵۷,۱۰	۱۲,۲۰	۵۷,۱۰	۱۲,۲۰	۴۰/۰۰	۴۰,۰۰
Youssef	۲۰۲۳	موازی	۲۴	۱۱	۱۳	۶۵,۶۷	۵,۱۹	۶۲,۵۰	۱۰,۰۰	۳۶/۳۶	۳۰,۷۷
Youssef	۲۰۲۳	موازی	۲۲	۱۱	۱۱	۶۵,۶۷	۵,۱۹	۶۲,۵۰	۱۰,۰۰	۳۶/۳۶	۲۷,۲۷
Zandvliet	۲۰۱۸	مقاطع	۱۵	۱۵	۱۵	۵۷,۱۰	۱۰,۰۰	۵۷,۱۰	۱۰,۰۰	۲۰/۰۰	۲۰,۰۰
Zandvliet	۲۰۱۸	مقاطع	۱۵	۱۵	۱۵	۵۷,۱۰	۱۰,۰۰	۵۷,۱۰	۱۰,۰۰	۲۰/۰۰	۲۰,۰۰

جدول شماره ۳: پارامترهای تحریک tDCS و ویژگی‌های مداخلات تمرینی در مطالعات واردشده

تمرینات												
تعداد جلسات	مدت زمان تمرین	نوع تمرین	زمان بندی	تعداد جلسات	مدت زمان تمرین	اندازه الکترود	شدت جریان	محل الکترود	محل هدف	نویسندگان		
۶	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	تول بخشی جسمانی	متوالی	۱۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Andrade
۶	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	تول بخشی جسمانی	متوالی	۱۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	کندل	قدر حرکی اولیه	Andrade
۶	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	تول بخشی جسمانی	متوالی	۱۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	له داخلی هر لکتود ۵ میلی متر در طرفین راس سر	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Andrade
۵	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۵۰ دقیقه	تمرینات هدف محور	متوالی	۵	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	روی سر، در سمت مقابل آند	Cz	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Aneksan
۱۲	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۵۲ ساعت از دوشنبه تا جمعه و ۱ ساعت شنبه	فیوژناری متادل	با بخشی از تمرین	۱۰	۱۰ دقیقه	۷/۰۷ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Chang
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۱۵ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Coppens
ناراد	ناراد	تمرین رافرن با ربات Lokomat	بسته پایی	۱	۱۵ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	کندل	قدر حرکی اولیه	Coppens
۱۲	هیپوشنی (میلکین: ۳۰ دقیقه) + ۴۰ تا ۱۲۰ دقیقه	تول بخشی متادل رافرن	متوالی	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی کنترل کننده پا	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Danzl
۲۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	تول بخشی متادل رافرن	متوالی	۲۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	کندل	قدر حرکی اولیه	Duan
۱۰	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۲۰ دقیقه	فیوژناری	با بخشی از تمرین	۱۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Ehsani
۱۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۹۰ دقیقه	تول بخشی بستری	متوالی	۱۰	۱۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	شانه راست	C4;C3	کندل	قدر حرکی اولیه	Fusco
۶	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ تا ۱۲۰ دقیقه (میلکین: ۵۵/۲ دقیقه)	تمرینات روی تنگ	متوالی	۶	۱۵ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Goel
۱۰	هیپوشنی (۲۵ دقیقه) + ۵۰ دقیقه	تمرین رافرن با کمک ربات RAGT	با بخشی از تمرین	۱۰	۳۰ دقیقه	۳/۱۴ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	دارای ضایعه نیمکره چپه کاندر سمت چپ قرار گرفت تا جریان به سمت چپ هدایت شود	C3, C2, Cz	آندل	قدر حرکی اولیه	Kim
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرین رافرن	کاملأ هیوزمان	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Kim
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۴۰ دقیقه	فیوژناری	با بخشی از تمرین	۱	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Klomjai
۵	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	فیوژناری متادل	متوالی	۵	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Klomjai
۵	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	فیوژناری متادل	متوالی	۵	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	کندل	قدر حرکی اولیه	Klomjai
۵	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	فیوژناری متادل	متوالی	۵	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Klomjai
۱	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	فیوژناری	متوالی	۱	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Klomjai
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرینات پسچرال	کاملأ هیوزمان	۱	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی	C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Liang
۷	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرین رافرن روی تردمیل با حمایت وزن بدن BWSIT	کاملأ هیوزمان	۷	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱ میلی آمپر	برجستگی پس سری (اینون)	Cz	آندل	ناچه حرکی مکمل	Manji
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Mohammadi
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Ojardias
۱۲	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	تمرینات خلگی	متوالی	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Prathum
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۳۰ دقیقه	تول بخشی مبتنی بر Xbox Kinect	با بخشی از تمرین	۱	۲۰ دقیقه	۵۷/۱ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	عخله وکسپاتور راست	C3	آندل	منحجه	Qurat Ul
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۳۰ دقیقه	تول بخشی مبتنی بر Xbox Kinect	با بخشی از تمرین	۱	۲۰ دقیقه	۵۷/۱ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Qurat Ul
۳	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۳۰ دقیقه	تول بخشی مبتنی بر Xbox Kinect	با بخشی از تمرین	۳	۲۰ دقیقه	۵۷/۱ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	عخله وکسپاتور راست	C3	آندل	منحجه	Qurat Ul
۳	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۳۰ دقیقه	تول بخشی مبتنی بر Xbox Kinect	با بخشی از تمرین	۳	۲۰ دقیقه	۵۷/۱ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Qurat Ul
۴۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	فیوژناری و کاردرمانی چندرشته ای	متوالی	۱۶	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Saey
۱۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۲۵ دقیقه	تمرین رافرن با کمک ربات RAGT	متوالی	۱۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Seo
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	فیوژناری متادل	کاملأ هیوزمان	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	گزارش نشده	C4;C3	گزارش نشده	گزارش نشده	Sha
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	فیوژناری	کاملأ هیوزمان	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	گزارش نشده	C4;C3	گزارش نشده	گزارش نشده	Sha
۳۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۴۰ دقیقه	فیوژناری متادل	متوالی	۳۰	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Shakeb
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرین هوازی	کاملأ هیوزمان	۱	۲۰ دقیقه	۱۱/۱ سانتی متر مربع	۱ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Sivaramakrishnan
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۱۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Sohn
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۱۵ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	قدر حرکی نیمکره مقابل ضایعه در ناحیه حرکی با در دو نیمکره	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Tahtis
۲۰	هیپوشنی (۱۰ دقیقه) + ۶۰ دقیقه	براهه تول بخشی هدف محور	متوالی	۲۰	۲۰ دقیقه	۴۸ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Toktas
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۴۰ دقیقه	تکلیف گام برداری دیداری حرکی	با بخشی از تمرین	۱۲	۲۰ دقیقه	۲۵ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Tseng
ناراد	ناراد	ناراد	بسته پایی	۱	۱۰ دقیقه	۱۰/۱ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	Cz	آندل	قدر حرکی اولیه	Utarapichat
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۲۵ دقیقه	فیوژناری	با بخشی از تمرین	۱۲	۲۰ دقیقه	۴۹ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	ناچه فوق چپمی سمت مقابل	C4;C3	آندل	قدر حرکی اولیه	Youssef
۱۲	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۲۵ دقیقه	فیوژناری	با بخشی از تمرین	۱۲	۲۰ دقیقه	۴۹ سانتی متر مربع	۲ میلی آمپر	قدر حرکی اولیه نیمکره سالم	C4;C3	دو طرفه	قدر حرکی اولیه	Youssef
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرینات پسچرال	کاملأ هیوزمان	۱	۲۰ دقیقه	۳/۱۴ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	عضلات وکسپاتور همان سمت (دو کانال)	Cz	آندل	منحجه	Zandvliet
۱	هیپوشنی (۲۰ دقیقه) + ۱۰ دقیقه	تمرینات پسچرال	کاملأ هیوزمان	۱	۲۰ دقیقه	۳/۱۴ سانتی متر مربع	۱/۵ میلی آمپر	عضلات وکسپاتور همان سمت (دو کانال)	Cz	آندل	منحجه	Zandvliet

جدول شماره ۴: شاخص‌های پیامد و زمان‌بندی ارزیابی‌ها

نویسندگان	پیامدها	زمان‌های ارزیابی
Andrade	۱ - آزمون چهارمربعی کامپریداری (FSST) - شاخص ثابت کلی در دستگاه تعادل بالودکس (OSI) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون، پیگیری ۱ ماهه و ۳ ماهه
Aneksan	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون، پیگیری ۱ هفته‌ای و ۱ ماهه
Chang	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Coppens	۱ - تأخیر شروع فعالیت عضله تیبیالیس قدامی در سمت میلا هنگام فلکشن مع ۲ - تأخیر شروع فعالیت عضله تیبیالیس قدامی در سمت میلا هنگام افکشن به عقب ۳ - تأخیر شروع فعالیت عضله تیبیالیس قدامی در سمت میلا هنگام فلکشن مع ۴ - تأخیر شروع گام بر اساس مرکز فشار (COP) ۵ - حداکثر جابه‌جایی مهره هفتم گردنی (C7) بر اساس مرکز فشار (COP)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون، پیگیری ۱ ماهه و در پایان دوره توان‌بخشی بستر (بسته به وضعیت بالینی بیمار)، با زمان تخمینی ۷۵ تا ۱۱۰ روز پس از رویداد
Danzl	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Duan	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - آزمون ارزیابی عملکرد تینتی (POMA)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Ehsani	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Fusco	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون، پیگیری ۱ ماهه و در پایان دوره توان‌بخشی بستر (بسته به وضعیت بالینی بیمار)، با زمان تخمینی ۷۵ تا ۱۱۰ روز پس از رویداد
Goel	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - آزمون دسترسی عملکردی (FRT)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Kim	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - آزمون دسترسی عملکردی (FRT) - ۳ - مقیاس تعادل برگ (BBS) - ۴ - شاخص راه رفتن پویا (DGI)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Kim	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۸ هفته‌ای
Klomjai	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ هفته‌ای
Klomjai	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Klomjai	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Liang	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS) - ۲ - آزمون دسترسی عملکردی (FRT) - ۳ - انرژی نوسان بدن در وضعیت پنجه‌های پا به سمت بالا و پایین ۴ - زمان تأخیر پاسخ در انتقال به جلو و عقب در آزمون کنترل حرکتی (MCT)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Manji	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - آزمون ارزیابی عملکرد تینتی (POMA)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Mohammadi	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Ojardias	۱ - جابه‌جایی مرکز فشار (COP) با چشم باز و بسته ۲ - طول مسیر حرکت مرکز فشار (COP) با چشم باز و بسته	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Prathum	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ ماهه
Qurat Ul	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS) - ۳ - آزمون جامع ارزیابی تعادل (BESTest)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۱ هفته‌ای
Qurat Ul	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS) - ۳ - آزمون جامع ارزیابی تعادل (BESTest)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Saeys	۱ - نمره کل تینتی (POMA) - ۲ - نمره کل مقیاس اختلال تنه (TIS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Seo	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری ۴ هفته‌ای
Sha	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Shakeb	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - آزمون دسترسی عملکردی (FRT) - ۳ - مقیاس ارزیابی پاسخ‌دهی پس از سکه (PASS)	خط پایه، هفته‌های ۲، ۴، ۶، ۸ و ۱۲
Sivaramakrishnan	۱ - زمان واکنش عضله تیبیالیس قدامی در تکلیف ساده ۲ - زمان واکنش عضله تیبیالیس قدامی در تکلیف انتخابی	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Sohn	۱ - شاخص ثابت قدامی-خلفی (APSI) - ۲ - شاخص ثابت داخلی-خارجی (MLSI) - ۳ - شاخص ثابت کلی (OSI) با چشم باز و بسته	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Tahtis	۱ - آزمون ارزیابی عملکرد تینتی (POMA) - ۲ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Toktas	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG) - ۲ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Tseng	۱ - مدت مرحله زمان پاسخ ۲ - مدت مرحله انتقال وزن ۳ - مدت مرحله اجرای گام ۴ - درصد تحمل وزن پایه روی اندام میلا ۵ - حداکثر تحمل وزن روی اندام میلا (نیوتن بر کیلوگرم)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون، پیگیری ۱ هفته‌ای و ۱ ماهه
Utarapichat	۱ - آزمون برخاستن و راه رفتن زمان‌دار (TUG)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Youssef	۱ - مقیاس تعادل برگ (BBS)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون
Zandvliet	۱ - دلتا، تغییر پیچیدگی، سرعت و دلتا تغییرات مرکز فشار (COP) در وضعیت ایستادن با چشم باز، چشم بسته و پشت‌سرهم (تقدیم)	پیش‌آزمون، پس‌آزمون

۳ - سوگیری/انتشار

نمودار قیغی عدم تقارن واضحی را نشان نداد (تصویر شماره ۲). همچنین آزمون‌های ($P = ۰/۱۶۴$) و Egger ($P = ۰/۱۰۲$) شواهد معنی‌داری از عدم تقارن اندازه‌های اثر نشان ندادند. بنابراین، شواهد آماری کافی برای سوگیری انتشار مشاهده نشد و روش-trim and-fill اعمال نگردید. با این حال، نبود آزمون آماری معنادار لزوماً وجود سوگیری انتشار را رد نمی‌کند و نتایج این تحلیل باید با احتیاط تفسیر شوند، به‌ویژه با توجه به این که جستجوی منابع خاکستری به‌صورت جامع انجام نشد. از این رو، احتمال تأثیر مطالعات منتشر نشده یا گزارش نشده بر برآورد تجمیعی را نمی‌توان به‌طور کامل منتفی دانست.

با توجه به ماهیت مداخلات فیزیوتراپی و تحریک

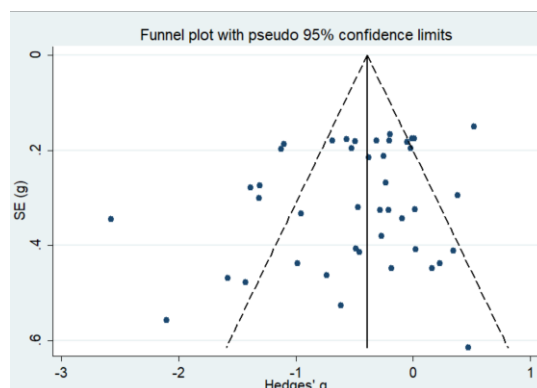
غیرتهاجمی مغز، این محدودیت‌ها تا حدی قابل انتظار هستند، اما می‌توانند بر برآورد اثر مداخله تأثیر بگذارند و موجب سوگیری عملکرد و تشخیص شود. همچنین، پنهان‌سازی تخصیص (آیتم ۳) در برخی مطالعات ناکافی گزارش شده بود که احتمال سوگیری انتخاب را مطرح می‌کند. اطلاعات مربوط به پیگیری بیش از ۸۵ درصد نمونه‌ها (آیتم ۸) و تحلیل intention-to-treat (آیتم ۹) نیز در تعدادی از مطالعات ناقص یا نامشخص بود که احتمال سوگیری ریزش نمونه را مطرح می‌کند. بنابراین، با وجود کیفیت کلی قابل قبول مطالعات، وجود این محدودیت‌ها ضرورت احتیاط در تفسیر نتایج متاآنالیز را نشان می‌دهد. کیفیت روش‌شناختی مطالعات واردشده بر اساس مقیاس پایگاه شواهد فیزیوتراپی در جدول ۵ ارائه شده است.

جدول شماره ۵: کیفیت روش شناختی مطالعات وارد شده بر اساس مقیاس پایگاه شواهد فیزیوتراپی (PEDro)

امتیاز کل	آیتم ۱۱	آیتم ۱۰	آیتم ۹	آیتم ۸	آیتم ۷	آیتم ۶	آیتم ۵	آیتم ۴	آیتم ۳	آیتم ۲	سال	نویسندگان
۹	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	بله	بله	۲۰۱۷	Andrade
۵	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۲	Aneksan
۷	بله	بله	نامشخص	نامشخص	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۵	Chang
۵	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۹	Coppens
۷	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۳	Danzl
۷	بله	بله	خیر	خیر	بله	خیر	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۳	Duan
۷	خیر	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۲	Ehsani
۶	بله	بله	خیر	خیر	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۴	Fusco
۷	بله	بله	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۴	Goel
۷	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۴	Kim
۸	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۴	Kim
۱۰	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۲	Klomjai
۸	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۲	Klomjai
۹	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۸	Klomjai
۶	بله	بله	نامشخص	نامشخص	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۰	Liang
۸	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۸	Manji
۴	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	خیر	خیر	بله	خیر	بله	۲۰۲۱	Mohammadi
۷	بله	بله	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۰	Ojardias
۸	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۲	Prathum
۸	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۳	Qurat Ul
۸	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۲	Qurat Ul
۸	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۵	Saeys
۹	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	بله	بله	بله	۲۰۱۷	Seo
۳	بله	بله	نامشخص	نامشخص	نامشخص	نامشخص	نامشخص	نامشخص	نامشخص	بله	۲۰۲۱	Sha
۵	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	خیر	خیر	بله	بله	بله	۲۰۲۴	Shakeb
۷	بله	بله	خیر	بله	خیر	خیر	بله	بله	بله	بله	۲۰۲۱	Sivaramakrishnan
۵	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۳	Sohn
۶	بله	بله	نامشخص	نامشخص	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۴	Tahtis
۷	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۴	Toktas
۸	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۴	Tseng
۷	بله	بله	بله	بله	خیر	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۱۸	Utarapichat
۸	بله	بله	بله	بله	بله	خیر	بله	بله	خیر	بله	۲۰۲۳	Youssef
۴	بله	بله	نامشخص	نامشخص	خیر	خیر	خیر	بله	خیر	بله	۲۰۱۸	Zandvliet

آیتم ۲- تصادفی سازی؛ آیتم ۳- پنهان سازی تخصیص؛ آیتم ۴- همسانی گروه‌ها در خط پایه؛ آیتم ۵- کور سازی آزمودنی‌ها؛ آیتم ۶- کور سازی درمانگر؛ آیتم ۷- کور سازی ارزیاب؛ آیتم ۸- اندازه گیری حداقل یک پیامد اصلی در بیش از ۸۵٪ آزمودنی‌هایی که در ابتدا به گروه‌ها تخصیص داده شده بودند؛ آیتم ۹- دریافت درمان یا شرایط کنترل مطابق تخصیص اولیه توسط تمام آزمودنی‌هایی که داده‌های پیامد آن‌ها در دسترس بود، یا تحلیل داده‌های حداقل یک پیامد اصلی بر اساس روش "فصد درمان" (ITT) در صورت عدم رعایت این موضوع؛ آیتم ۱۰- مقایسه بین گروه‌ها؛ آیتم ۱۱- برآوردهای نقطه‌ای و شاخص‌های پراکندگی.

نفع مداخله می‌باشد. همچنین، تغییرات مشاهده شده در اندازه اثر بسیار اندک بوده و حذف هیچ مطالعه‌ای منجر به تغییر معنی داری در نتایج نشد. علاوه بر این، فاصله‌های اطمینان ۹۵ درصدی در تمامی تحلیل‌ها به‌طور کامل در سمت منفی محور قرار داشتند که بیانگر معنی داری آماری و پایداری نتایج می‌باشد (جدول شماره ۶).



تصویر شماره ۲: نمودار فنی

۵- اثر کلی tDCS بر تعادل در بیماران سکتة مغزی

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر، tDCS در مقایسه با تحریک شم، به‌طور معنی داری موجب بهبود تعادل و کنترل پاسچرال می‌شود. اندازه اثر تجمیعی به‌دست آمده نزدیک به سطح متوسط و از نظر آماری معنی دار بود $(g = -0.476)$ ، و فاصله اطمینان ۹۵ درصد $(-0.298 تا -0.653)$ بود، با این حال، میزان ناهمگنی در بین مطالعات بالا $(79/9 درصد)$ گزارش شد که نشان دهنده وجود تفاوت قابل توجه در نتایج مطالعات است.

۴- تحلیل حساسیت

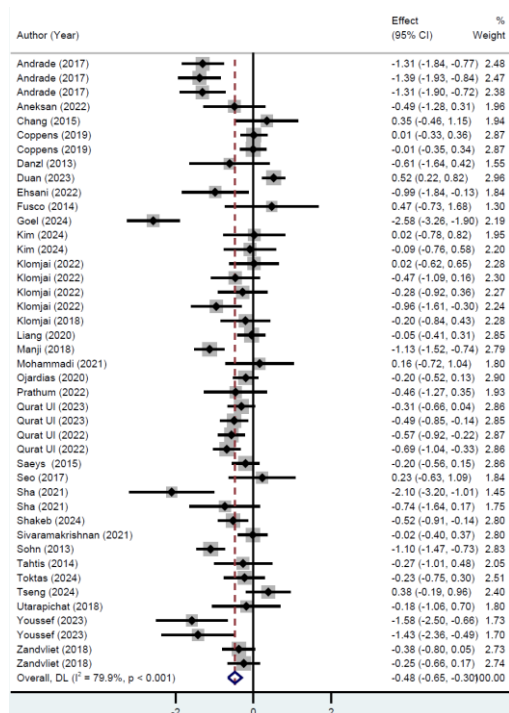
تحلیل leave-one-out نشان داد که حذف هیچ مطالعه منفردی اثر قابل توجهی بر برآورد کلی نداشت. مقادیر اندازه اثر تجمیعی (g) در این تحلیل در بازه‌ای محدود از $-0.425 تا -0.504$ قرار داشت که با برآورد کلی مطالعه $(g = -0.476)$ و فاصله اطمینان ۹۵ درصد $(-0.298 تا -0.653)$ همخوانی نشان داد. در تمامی تحلیل‌ها، اندازه اثر در جهت منفی باقی ماند که نشان دهنده ثبات جهت اثر به

این ناهمگنی می‌تواند ناشی از تفاوت در ویژگی‌های نمونه‌ها، پارامترهای تحریک و یا پروتکل‌های تمرینی همزمان باشد. بنابراین، تفسیر اندازه اثر تجمعی باید با احتیاط انجام گیرد.

جدول شماره ۶: نتایج تحلیل حساسیت به روش حذف یک‌به‌یک (leave-one-out)

مطالعه حذف‌شده	برآورد	فاصله اطمینان ۹۵٪	حد پایین	حد بالا
نویسندگان	سال			
Andrade	۲۰۱۷	۰.۴۵۴-	۰.۶۳۱-	۰.۲۷۷-
Andrade	۲۰۱۷	۰.۴۵۲-	۰.۶۲۸-	۰.۲۷۶-
Andrade	۲۰۱۷	۰.۴۵۵-	۰.۶۳۲-	۰.۲۷۷-
Aneksan	۲۰۲۲	۰.۴۵۶-	۰.۶۵۶-	۰.۲۹۵-
Chang	۲۰۱۵	۰.۴۹۲-	۰.۶۷۱-	۰.۳۱۳-
Coppens	۲۰۱۹	۰.۴۹۱-	۰.۶۷۲-	۰.۳۰۹-
Coppens	۲۰۱۹	۰.۴۹۰-	۰.۶۷۲-	۰.۳۰۸-
Danzl	۲۰۱۳	۰.۴۷۴-	۰.۶۵۴-	۰.۲۹۴-
Duan	۲۰۲۳	۰.۵۰۴-	۰.۶۷۲-	۰.۳۲۶-
Ehsani	۲۰۲۲	۰.۴۶۶-	۰.۶۴۶-	۰.۲۸۷-
Fusco	۲۰۱۴	۰.۴۸۸-	۰.۶۶۷-	۰.۳۱۰-
Goel	۲۰۲۴	۰.۴۵۵-	۰.۵۸۹-	۰.۲۶۲-
Kim	۲۰۲۴	۰.۴۶۶-	۰.۶۶۶-	۰.۳۰۶-
Kim	۲۰۲۴	۰.۴۸۵-	۰.۶۶۵-	۰.۳۰۴-
Klomjai	۲۰۲۲	۰.۴۸۸-	۰.۶۶۸-	۰.۳۰۷-
Klomjai	۲۰۲۲	۰.۴۷۶-	۰.۶۵۸-	۰.۲۹۵-
Klomjai	۲۰۲۲	۰.۴۸۱-	۰.۶۶۲-	۰.۳۰۰-
Klomjai	۲۰۲۲	۰.۴۶۵-	۰.۶۴۵-	۰.۲۸۵-
Klomjai	۲۰۱۸	۰.۴۸۲-	۰.۶۶۳-	۰.۳۰۱-
Liang	۲۰۲۰	۰.۴۸۹-	۰.۶۷۱-	۰.۳۰۷-
Manji	۲۰۱۸	۰.۴۵۶-	۰.۶۳۴-	۰.۲۷۹-
Mohammadi	۲۰۲۱	۰.۴۸۸-	۰.۶۶۷-	۰.۳۰۸-
Ojardias	۲۰۲۰	۰.۴۸۵-	۰.۶۶۹-	۰.۳۰۱-
Prathum	۲۰۲۲	۰.۴۷۶-	۰.۶۵۷-	۰.۲۹۶-
Qurat Ul	۲۰۲۳	۰.۴۸۲-	۰.۶۶۵-	۰.۲۹۸-
Qurat Ul	۲۰۲۳	۰.۴۷۶-	۰.۶۶۰-	۰.۲۹۲-
Qurat Ul	۲۰۲۲	۰.۴۷۴-	۰.۶۵۸-	۰.۲۹۰-
Qurat Ul	۲۰۲۲	۰.۴۷۰-	۰.۶۵۳-	۰.۲۸۸-
Saey	۲۰۱۵	۰.۴۸۵-	۰.۶۶۸-	۰.۳۰۱-
Seo	۲۰۱۷	۰.۴۸۹-	۰.۶۶۹-	۰.۳۰۱-
Sha	۲۰۲۱	۰.۴۵۱-	۰.۶۲۷-	۰.۲۷۶-
Sha	۲۰۲۱	۰.۴۷۱-	۰.۶۵۱-	۰.۲۹۱-
Shakeb	۲۰۲۴	۰.۴۷۵-	۰.۶۵۸-	۰.۲۹۲-
Sivaramakrishnan	۲۰۲۱	۰.۴۸۹-	۰.۶۷۱-	۰.۳۰۸-
Sohn	۲۰۱۳	۰.۴۵۷-	۰.۶۳۴-	۰.۲۸۰-
Tahtis	۲۰۱۴	۰.۴۸۱-	۰.۶۶۱-	۰.۳۰۰-
Toktas	۲۰۲۴	۰.۴۸۳-	۰.۶۶۴-	۰.۳۰۱-
Tseng	۲۰۲۴	۰.۴۹۷-	۰.۶۷۵-	۰.۳۱۸-
Utarapichat	۲۰۱۸	۰.۴۸۱-	۰.۶۶۲-	۰.۳۰۱-
Youssef	۲۰۲۳	۰.۴۵۶-	۰.۶۳۳-	۰.۲۷۹-
Youssef	۲۰۲۳	۰.۴۵۹-	۰.۶۳۷-	۰.۲۸۱-
Zandvliet	۲۰۱۸	۰.۴۷۹-	۰.۶۶۲-	۰.۲۹۶-
Zandvliet	۲۰۱۸	۰.۴۸۳-	۰.۶۶۶-	۰.۳۰۰-
تجمعی		۰.۴۷۶-	۰.۶۵۳-	۰.۲۹۸-

تجمعی در مدل اثرات تصادفی برابر با $(g = -0.403)$ ، فاصله اطمینان ۹۵ درصد $(-0.192 تا -0.614)$ و سطح معنی‌دار $P < 0.01$ به دست آمد، در حالی که در تحلیل اصلی شامل ۴۳ مقایسه، اندازه اثر تجمعی $(g = -0.476)$ ، فاصله اطمینان ۹۵ درصد $(-0.298 تا -0.653)$ و سطح معنی‌دار $P < 0.001$ بود. اگر چه محدود کردن تحلیل به یک مقایسه در هر مطالعه چند بازویی موجب کاهش نسبی اندازه اثر تجمعی شد، جهت اثر و معنی‌داری آماری آن حفظ شد و فاصله اطمینان در هر دو تحلیل صفر را در بر نگرفت. همچنین، ناهمگنی در تحلیل حساسیت همچنان بالا باقی ماند (81.0%) و در مقایسه با تحلیل اصلی (79.9%) تغییر محسوسی در میزان ناهمگنی مشاهده نشد. بنابراین، اگر چه اندازه اثر تجمعی پس از محدود کردن مقایسه‌های مطالعات چند بازویی تا حدودی تغییر کرد، نتیجه‌گیری کلی مطالعه از نظر جهت و معنی‌داری آماری اثر tDCS بر تعادل در بیماران سکنه مغزی در تحلیل حساسیت نیز پایدار باقی ماند (تصویر شماره ۳).



به‌منظور بررسی تأثیر احتمالی مقایسه‌های متعدد ناشی از وجود گروه کنترل مشترک در مطالعات چند بازویی، یک تحلیل حساسیت انجام شد. در این تحلیل، از هر مطالعه چند بازویی تنها یک مقایسه بین گروه مداخله و گروه کنترل مشترک حفظ و سایر مقایسه‌ها حذف شدند و متاآنالیز مجدداً با همان مدل اثرات تصادفی انجام شد. در مجموعه داده محدود شده شامل ۳۳ مقایسه، اندازه اثر

۶- تحلیل تعدیل کننده‌ها

مقاطع که نشان دهنده تفاوت قابل توجه در نتایج مطالعات درون هر یک از این زیرگروه‌ها است.

جدول شماره ۷ نتایج تحلیل زیرگروه‌ها را شامل اندازه اثر (g) (Hedges)، فاصله اطمینان ۹۵ درصد، تعداد مطالعات، مقدار P مربوط به اندازه اثر، شاخص‌های ناهمگنی (I^2 و Q) و نتایج مقایسه بین زیرگروه‌ها نشان می‌دهد.

۶-۱- اثر نوع طراحی مطالعه

۶-۲- اثر زمان بندی tDCS نسبت به تمرین
تفاوت بین زیرگروه‌ها بر اساس زمان بندی tDCS معنی داری نبود ($P=0/648$). در "اجرای ترتیبی (غیرهمزمان)" شامل ۱۷ مطالعه، اندازه اثر $0/589$ - و معنی دار بود ($p=0/002$). میزان ناهمگنی نیز بالا و برابر با $86/6$ درصد گزارش شد. در "همزمان با ادامه تمرین" شامل ۱۱ مطالعه، اندازه اثر $0/432$ - و معنادار بود ($P=0/003$). ناهمگنی در این گروه $66/1$ درصد بود. در "همزمان کامل" شامل ۸ مطالعه، اندازه اثر $0/487$ - و معنی دار بود ($P=0/011$) و ناهمگنی $78/3$ درصد را نشان داد. در tDCS به تنهایی شامل ۷ مطالعه، اندازه اثر $0/254$ - و معنادار نبود ($P=0/174$). ناهمگنی این زیرگروه نیز بالا و برابر با $76/6$ درصد بود.

در مطالعات با طراحی موازی شامل ۱۳ مطالعه، اندازه اثر برابر با $0/578$ - و معنی دار ($P<0/001$) بود. در مطالعات با طراحی متقاطع شامل ۳۰ مطالعه، اندازه اثر $0/294$ - و معنی داری ($P=0/012$) بود. اگر چه اندازه اثر در مطالعات با طراحی موازی از مطالعات با طراحی متقاطع بزرگ تر بود، تفاوت بین زیرگروهی از نظر آماری معنی دار نبود ($p=0/101$). بنابراین، شواهدی مبنی بر تعدیل اثر tDCS بر تعادل بر اساس نوع طراحی مطالعه مشاهده نشد.

همچنین، ناهمگنی در هر دو زیرگروه بالا بود ($I^2=81/5\%$ در طراحی موازی و $I^2=74/8\%$ در طراحی

جدول شماره ۷: نتایج تحلیل زیر گروه‌ها

مقایسه بین زیر گروه‌ها	I^2	Q ناهمگنی	مقدار P اندازه اثر	تعداد مطالعات	فاصله اطمینان ۹۵٪		اندازه اثر (Hedges g)	سطوح	تعدیل گر‌ها
					حد بالا	حد پایین			
۰/۱۰۱	۷۴/۸۰	۴۷/۶۶	۰/۰۱۲	۳۰	۰/۰۶۵	۰/۵۲۳	-۰/۲۹۴	مقاطع	طرح مطالعه
۸۱/۵۰	۱۵۶/۳۴	۱۵۶/۳۴	<۰/۰۰۱	۱۳	۰/۳۲۸	۰/۸۲۹	-۰/۵۷۸	موازی	
۷۶/۶۰	۲۵/۶۱	۲۵/۶۱	۰/۱۷۴	۷	۰/۱۱۲	۰/۶۲۰	۰/۲۵۴	فقط tDCS	
۰/۶۴۸	۷۸/۳۰	۳۲/۲۸	۰/۰۱۱	۸	۰/۱۱۰	۰/۸۶۵	-۰/۴۷۸	تحریک tDCS و تمرین کاملاً همزمان	زمان بندی
۶۶/۱۰	۲۹/۴۹	۲۹/۴۹	۰/۰۰۳	۱۱	۰/۱۵۰	۰/۷۱۵	۰/۴۳۲	تحریک tDCS کاملاً همزمان با تمرین طولانی تر	
۸۶/۶۰	۱۱۸/۹۹	۱۱۸/۹۹	۰/۰۰۲	۱۷	۰/۲۱۱	۰/۹۶۷	۰/۵۸۹	تحریک tDCS و تمرین با فاصله زمانی از یکدیگر	
۸۰/۸۰	۱۸۲/۲۹	۱۸۲/۲۹	<۰/۰۰۱	۳۶	۰/۲۳۱	۰/۶۳۸	۰/۴۳۴	قشر حرکتی اولیه (M1)	
۰/۰۰	۱/۶۵	۱/۶۵	<۰/۰۰۱	۴	۰/۱۹۶	۰/۵۷۶	۰/۳۸۶	مخچه	
۰/۰۰۳	—	—	—	—	—	—	—	قشر پیشانی پیشانی (DLPFC)	محل هدف
—	—	—	—	—	—	—	—	تحریک دو ناحیه ای (M1 + DLPFC)	
نامشخص	۰	۰	<۰/۰۰۱	۱	۰/۷۴۰	-۱/۵۱۵	۱/۱۲۸	ناحیه حرکتی مکمل (SMA)	
—	—	—	—	—	—	—	—	قشر پیشانی شکمی میانی (vmPFC)	
۷۸/۶۰	۱۲۱/۲۵	۱۲۱/۲۵	<۰/۰۰۱	۲۷	۰/۲۵۹	۰/۶۶۷	۰/۴۶۳	آندال	پیکربندی قطبیت
۰/۵۹۰	۳۷/۸۱	۳۷/۸۱	۰/۶۴	۵	۰/۵۱۲	۰/۸۳۳	-۰/۱۶۰	کاتندال	
۵۸/۷۰	۱۹/۳۸	۱۹/۳۸	<۰/۰۰۱	۹	۰/۲۱۷	۰/۸۹۰	-۰/۵۵۴	دوطرفه	
نامشخص	۰	۰	۰/۴۴۱	۱	۱/۶/۶۷۶	۰/۷۳۰	-۰/۴۷۳	شاه	
۸۴/۸۰	۱۵۸/۳۶	۱۵۸/۳۶	۰/۰۰۱	۲۵	۰/۱۷۶	۰/۶۸۲	-۰/۴۲۹	پیشانی	
۰/۰۰۷	۱/۶۵	۱/۶۵	<۰/۰۰۱	۴	-۰/۱۹۶	۰/۵۷۶	-۰/۳۸۶	گونه	محل الکترود
۵۸/۷۰	۱۹/۳۸	۱۹/۳۸	<۰/۰۰۱	۹	۰/۲۱۷	۰/۸۹۰	-۰/۵۵۴	پوست سر، سمت مقابل	مرج
نامشخص	۰	۰	۰/۹۵۷	۱	۰/۸۲۲	۰/۷۷۸	۰/۰۲۲	پوست سر، سمت غیرمقابل	
نامشخص	۰	۰	<۰/۰۰۱	۱	۰/۷۴۰	۱/۵۱۵	-۱/۱۲۸	پس سری (Inion)	
—	۷۹/۹۰	۲۰۹/۰۸	<۰/۰۰۱	۴۳	۰/۲۹۸	۰/۶۵۳	-۰/۴۷۶	تجمعی	

اگر چه اندازه اثر در زیر گروه‌های همراه با تمرین از نظر عددی بزرگ‌تر بود، عدم معناداری آزمون تفاوت بین زیر گروهی نشان داد که شواهد کافی برای تعدیل اثر بر اساس زمان‌بندی tDCS وجود ندارد.

۶-۳- اثر محل تحریک

تفاوت بین زیر گروه‌ها بر اساس محل تحریک معنی‌داری بود ($P=0/003$). در تحریک قشر حرکتی اولیه شامل ۳۶ مطالعه، اندازه اثر $0/434-$ و معنی‌داری بود ($P < 0/001$). میزان ناهمگنی نیز بالا و برابر با $80/8$ درصد گزارش شد. در تحریک ناحیه حرکتی مکمل شامل تنها یک مطالعه، اندازه اثر $1/128-$ و معنی‌دار بود ($P < 0/001$). در تحریک مخچه شامل ۴ مطالعه، اندازه اثر $0/386-$ و معنادار بود ($P < 0/001$) و ناهمگنی در این زیر گروه صفر بود.

اگر چه اندازه اثر در تحریک ناحیه حرکتی مکمل از نظر عددی بزرگ‌تر از اندازه اثر در سایر زیر گروه‌ها بود، این برآورد تنها بر اساس یک مطالعه به‌دست آمده است و بنابراین نباید به‌عنوان شواهدی از برتری تحریک ناحیه حرکتی مکمل یا اثربخشی بیش‌تر این محل نسبت به سایر محل‌های تحریک تفسیر شود. برای تحریک DLPFC، تحریک دو گانه $DLPFC M1 +$ و $vmPFC$ مطالعه‌ای وارد تحلیل نشده بود و در نتیجه اندازه اثر قابل محاسبه نبود.

۶-۴- اثر نوع مونتاز

تفاوت بین زیر گروه‌ها بر اساس نوع مونتاز معنادار نبود ($P=0/59$). در تحریک دو طرفه شامل ۹ مطالعه، اندازه اثر $0/554-$ و معنی‌داری بود ($P=0/001$). میزان ناهمگنی در این زیر گروه در حد متوسط و برابر با $58/7$ درصد گزارش شد. در تحریک آنودال، به‌عنوان رایج‌ترین نوع مونتاز، در ۲۷ مطالعه اندازه اثر $0/463-$ را نشان داد که از نظر آماری معنی‌دار بود ($P < 0/001$). ناهمگنی در این گروه بالا و برابر با $78/6$ درصد بود.

مقابل، تحریک کاتودال در ۵ مطالعه اندازه اثر $0/16-$ را نشان داد که از نظر آماری معنی‌دار نبود ($P=0/640$) و ناهمگنی بسیار بالا ($89/4$ درصد) داشت.

اگر چه اندازه اثر در تحریک دو طرفه و آنودال از نظر عددی بزرگ‌تر از تحریک کاتودال بود، این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی‌داری نبودند، بنابراین، شواهدی مبنی بر تعدیل اثر tDCS بر اساس نوع مونتاز مشاهده نشد.

۶-۵- اثر محل الکترود مرجع

تفاوت بین زیر گروه‌ها بر اساس محل الکترود مرجع معنی‌داری بود ($P=0/007$). در زیر گروه پیشانی شامل ۲۵ مطالعه، اندازه اثر $0/429-$ و معنی‌دار بود ($P=0/001$)، با ناهمگنی بالا $84/8$ درصد و در زیر گروه گونه شامل ۴ مطالعه، اندازه اثر $0/386-$ و معنادار بود ($P=0/001$) و ناهمگنی صفر بود. همچنین، قرارگیری روی اسکالپ مقابل در ۹ مطالعه با اندازه اثر $0/554-$ همراه بود که از نظر آماری معنی‌داری بود ($P=0/001$) و ناهمگنی آن $58/7$ درصد بود. در مقابل، استفاده از شانه (shoulder) در یک مطالعه اندازه اثر $0/473-$ را نشان داد که از نظر آماری معنی‌داری نبود ($P=0/441$). همچنین، در یک مطالعه با قرارگیری الکترود روی اسکالپ غیرمقابل، اندازه اثر $0/022$ بود و از نظر آماری معنی‌داری نبود ($P=0/957$). در زیر گروه اینیون نیز تنها یک مطالعه وجود داشت و اندازه اثر $1/128-$ با سطح اطمینان $0/740-$ تا $1/515$ به‌دست آمد.

اگرچه اندازه اثر مشاهده شده در زیر گروه اینیون از نظر عددی بزرگ بود، این برآورد تنها بر اساس یک مطالعه به‌دست آمده است و بنابراین نباید به‌عنوان شواهدی از برتری اینیون نسبت به سایر محل‌های الکترود مرجع یا به‌عنوان یک موقعیت بهینه برای الکترود مرجع تفسیر شود و نتایج آن باید صرفاً به‌صورت توصیفی و با احتیاط تفسیر شوند.

۶-۶- اثر متغیرهای پیوسته (سن، جنس و شدت تحریک) متارگرسیون تک‌متغیره نشان داد که هیچ‌یک از متغیرهای بررسی شده، شامل سن (ضریب رگرسیون: $0/037-$)، جنسیت (ضریب رگرسیون: $0/010-$)، چگالی بار (ضریب رگرسیون: $0/001-$)، شدت کل تحریک (ضریب رگرسیون: $0-$)، مدت کل تمرین (ضریب رگرسیون: $0-$) و کیفیت مطالعه (ضریب رگرسیون: $0/025-$)، ارتباط معناداری با اندازه اثر نداشتند. در مجموع، این یافته‌ها نشان می‌دهد که تغییرات مشاهده شده در اندازه اثر مطالعات احتمالاً ناشی از عوامل دیگری غیر از متغیرهای بررسی شده در این تحلیل است (جدول شماره ۸).

جدول شماره ۹: قطعیت شواهد

قطعیت کلی شواهد	سوگیری انتشار	عدم دقت	غیرمستقیم بودن شواهد	ناهمگونی	خطر سوگیری
پایین	۱+	۰	۰	۱+	۱+

بحث

درمان با tDCS یک روش نورومدولاسیون غیرتهاجمی است که به دلیل هزینه پایین، قابلیت حمل، سهولت استفاده و ایمنی مناسب، به عنوان یک ابزار مکمل در توانبخشی عصبی مورد توجه قرار گرفته است (۲۰). در بیماران مبتلا به سکنه مغزی، این روش برای بهبود کنترل حرکتی و تعادل از طریق تعدیل پلاستیسیته عصبی و شبکه‌های حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۵). با این حال، اثربخشی tDCS تحت تأثیر محدودیت‌هایی مانند پخش غیرمتمرکز جریان، نفوذ محدود به عمق مغز و اثر غیرمستقیم بر فعالیت نورونی قرار دارد (۱۷). همچنین، ناهمگنی بالینی ناشی از محل ضایعه و شدت آسیب مسیرهای کورتیکواسپینال می‌تواند پاسخ به تحریک را تحت تأثیر قرار دهد (۳۱). از این رو، هدف این متاآنالیز بررسی اثربخشی tDCS و عوامل مؤثر بر تأثیر آن بر کنترل پاسچرال بود. نتایج نشان داد که tDCS اثر متوسط و پایدار بر بهبود تعادل دارد، اما اندازه اثر تحت تأثیر عوامل متعددی قرار می‌گیرد.

در سکنه مغزی، اثر مثبت tDCS بر تعادل احتمالاً ناشی از قابلیت تعدیل پلاستیسیته در شبکه‌های حرکتی قشری است. تحریک آنودال با افزایش تحریک‌پذیری قشری از طریق گیرنده‌های NMDA و افزایش ورود

جدول شماره ۸: نتایج تحلیل متارگرسیون

تعدیل‌گرها	ضریب	خطای استاندارد	t	مقدار P	فاصله اطمینان ۹۵٪	
					حد پایین	حد بالا
جنسیت (درصد زنان)	۰,۰۱۰	۰,۰۰۷	۱,۳۶	۰,۱۸۰	۰,۰۰۵-	۰,۰۲۵
سن	۰,۰۳۷-	۰,۰۲۳	۱,۵۹-	۰,۱۲۰	۰,۰۸۵-	۰,۰۱
چگالی بار الکتریکی	۰,۰۰۱	۰,۰۰۱	۱,۰۸	۰,۲۸۶	۰,۰۰۰-	۰,۰۰۲
شدت کل تحریک	۰	۰	۰,۸۱	۰,۴۲۳	۰,۰۰۰۱-	۰,۰۰۰۲
tDCS	۰	۰	۰,۹۹	۰,۳۳۰	۰,۰۰۰۲-	۰,۰۰۰۶
شدت کل تمرین	۰,۰۲۵-	۰,۰۶۰	۰,۴۲-	۰,۶۷۵	۰,۱۴۶-	۰,۰۹۵

قطعیت شواهد

قطعیت شواهد برای اثر کلی tDCS بر تعادل با استفاده از GRADE پایین ارزیابی شد. از آنجا که شواهد حاصل از کارآزمایی‌های تصادفی شده بود، ارزیابی از سطح قطعیت بالا آغاز شد. قطعیت شواهد به دلیل خطر سوگیری جدی در برخی مطالعات، به ویژه در زمینه پنهان سازی تخصیص، کورسازی و گزارش ناقص برخی جنبه‌های پیگیری و تحلیل، و همچنین ناهمگونی قابل توجه بین مطالعات ($I^2 = 79/9$ درصد)، دو سطح کاهش یافت. برای غیرمستقیم بودن و عدم دقت، کاهش سطحی اعمال نشد، زیرا جمعیت، مداخله، مقایسه و پیامد مورد بررسی با سؤال پژوهش مطابقت داشتند و برآورد جمعیتی دارای فاصله اطمینان نسبتاً

کلسیم داخل سلولی، می تواند فرآیندهای LTP-like را تقویت کند (۱۸). این مکانیسم ها در یادگیری حرکتی و بازآموزی کنترل پاسچرال نقش دارند (۱۲). همچنین افزایش موقت جریان خون مغزی و بهبود coupling عصبی - عضلانی می تواند انرژی لازم برای بازسازی شبکه های حرکتی را فراهم کند و در نهایت به بهبود عملکرد این شبکه ها منجر شود (۳۲). در سطح شبکه ای، tDCS می تواند با افزایش تحریک پذیری نیمکره آسیب دیده یا کاهش فعالیت مهاري نیمکره سالم، عدم تعادل بین نیمکره های را تعدیل کند (۳۳).

یافته های این مطالعه نشان داد که بیماران سکتة مغزی پاسخ دهی خوبی به tDCS نشان می دهند. این یافته می تواند با قابلیت تعدیل شبکه های حرکتی باقی مانده و ظرفیت بازآرایی عصبی پس از سکتة مرتبط باشد. بنابراین، تحریک نواحی حرکتی مانند قشر حرکتی اولیه و ناحیه حرکتی مکمل ممکن است بر مدارهای مرتبط با کنترل تعادل اثرگذار باشد (۳۳).

اثر طراحی مطالعه

اگر چه تفاوت بین طراحی ها از نظر آماری معنی دار نبود، اما الگوی مشخصی مشاهده شد. مطالعات با طراحی موازی اثرات بزرگ تری نسبت به مطالعات متقاطع نشان دادند. این موضوع احتمالاً به دلیل وجود ناهمگنی بین فردی در پاسخ به تحریک است، به طوری که در طراحی های موازی، تفاوت های فردی می توانند باعث بزرگ نمایی اثر واقعی شوند. در مقابل، طراحی متقاطع با کنترل بهتر تفاوت های فردی، برآورد محافظه کارانه تری از اثر واقعی ارائه می دهد، اگر چه ممکن است تحت تأثیر اثرات یادگیری یا carryover قرار گیرد. در سکتة مغزی، این تفاوت ها به ویژه مهم هستند، زیرا شدت و محل آسیب و سطح عملکرد اولیه می توانند پاسخ به تحریک را به طور قابل توجهی تغییر دهند. بنابراین، اگر چه اندازه اثر در مطالعات با طراحی های مختلف متفاوت بود، این تفاوت از نظر

آماري معنی دار نبود و نمی توان آن را به عنوان تفاوت واقعی در اثر درمان بر اساس نوع طراحی مطالعه تفسیر کرد. با این حال، با توجه به ناهمگنی بالای مطالعات، انجام مطالعات بیش تر با طراحی های مختلف می تواند به روشن تر شدن نقش طراحی مطالعه در برآورد اثر tDCS کمک کند.

اثر زمان بندی تحریک

اندازه اثر tDCS در زیرگروه های مختلف زمان بندی تحریک نسبت به تمرین متفاوت بود، به طوری که اندازه اثر در زیرگروه های همراه با تمرین از نظر عددی بزرگ تر از tDCS به تنهایی بود. با این حال، تفاوت بین زیرگروهی از نظر آماری معنی دار نبود، بنابراین شواهد کافی برای نتیجه گیری درباره نقش زمان بندی tDCS نسبت به تمرین به عنوان یک تعدیل کننده اثر درمان وجود ندارد. همچنین، معنی دار بودن اثر در برخی زیرگروه ها و عدم معنی داری آن در زیرگروه tDCS به تنهایی نباید به عنوان شواهدی از برتری ترکیب tDCS با تمرین تفسیر شود.

از نظر نوروفیزیولوژیک، همراهی تحریک با فعالیت حرکتی از نظر نظری می تواند با سازوکارهای وابسته به فعالیت و پلاستیسیته سیناپسی، از جمله سازوکارهای مرتبط با اصل Hebbian، همسو باشد؛ به این معنا که همزمانی فعالیت نورونی و تحریک می تواند در شکل دهی تغییرات سیناپسی نقش داشته باشد (۳۴). همچنین، بر اساس نظریه Bienenstock-Cooper-Munro (BCM)، تغییر آستانه تحریک پذیری نورونی می تواند جهت و میزان تغییرات سیناپسی را تحت تأثیر قرار دهد (۲۱). با این حال، این سازوکارهای نوروفیزیولوژیک صرفاً می توانند یک تبیین نظری برای تفاوت های عددی مشاهده شده ارائه دهند و با توجه به غیرمعنی دار بودن آزمون بین زیرگروهی، نمی توان از یافته های حاضر نتیجه گرفت که همزمانی tDCS با تمرین اثر درمانی بیش تری نسبت به سایر زمان بندی ها دارد.

اثر محل هدف تحریک

اندازه اثر tDCS بر اساس محل تحریک متفاوت بود و تفاوت بین زیر گروهی نیز معنادار بود. در زیر گروه تحریک قشر حرکتی اولیه، اندازه اثر معنی‌داری مشاهده شد، در حالی که اندازه اثر بزرگ‌تری در زیر گروه ناحیه حرکتی مکمل مشاهده شد؛ با این حال، این برآورد تنها بر اساس یک مطالعه به‌دست آمده است و بنابراین نمی‌توان آن را به‌عنوان شواهدی از برتری ناحیه حرکتی مکمل نسبت به سایر محل‌های تحریک تفسیر کرد. تحریک مخچه نیز در چهار مطالعه با اندازه اثر معنی‌دار همراه بود.

از نظر نوروفیزیولوژیک، اثر مشاهده شده در زیر گروه تحریک قشر حرکتی اولیه ممکن است با افزایش تحریک‌پذیری شبکه‌های حرکتی و تعدیل ارتباطات کورتیکواسپینال و یکپارچگی حسی-حرکتی مرتبط باشد که می‌تواند در تنظیم کنترل پاسخ‌ر نقش داشته باشند (۳۵). از سوی دیگر، ناحیه حرکتی مکمل در برنامه‌ریزی و آماده‌سازی حرکات و کنترل پیش‌بینانه حرکتی نقش دارد و از نظر نظری، تعدیل فعالیت این ناحیه می‌تواند بر فرایندهای پیش‌بینانه مرتبط با کنترل پاسخ‌ر اثر گذار باشد (۳۶). با این حال، این تبیین نوروفیزیولوژیک را نمی‌توان به‌عنوان توضیح قطعی برای اندازه اثر مشاهده شده در ناحیه حرکتی مکمل در مطالعه حاضر در نظر گرفت، زیرا این زیر گروه تنها شامل یک مطالعه بود. همچنین، تحریک مخچه ممکن است از طریق تعدیل مدارهای مرتبط با یادگیری و خطای حرکتی و ارتباطات مخچه-تالاموس-قشر بر کنترل تعادل اثر بگذارد. با این حال، تفاوت در اندازه اثر میان محل‌های تحریک باید با توجه به تعداد مطالعات موجود در هر زیر گروه و ناهمگنی آن‌ها تفسیر شود و نمی‌توان بر اساس این یافته‌ها یک محل تحریک خاص را به‌عنوان محل بهینه برای بهبود تعادل معرفی کرد.

اثر مونتاز تحریک

اگر چه اندازه اثر در زیر گروه‌های مختلف نوع مونتاز متفاوت بود، تفاوت بین زیر گروهی از نظر آماری معنی‌دار

نبود و بنابراین شواهد کافی برای آن که نوع مونتاز را به‌عنوان تعدیل‌کننده اثر tDCS بر تعادل در نظر گرفته شود، وجود نداشت. از نظر توصیفی، اندازه اثر در مونتاز دو طرفه و آنودال بزرگ‌تر از مونتاز کاتودال بود؛ با این حال، این تفاوت‌های عددی نباید به‌عنوان شواهدی از برتری مونتاز دو طرفه یا آنودال تفسیر شوند.

از نظر نوروفیزیولوژیک، اثرات احتمالی مونتاز دو طرفه می‌تواند با تعدیل تعاملات بین نیمکره‌ای و تغییر تعادل تحریک‌پذیری بین نیمکره آسیب دیده و مقابل مرتبط باشد. در سکتة مغزی، تغییر در تعاملات بین دو نیمکره و افزایش مهار از سوی نیمکره مقابل می‌تواند در برخی بیماران بر عملکرد حرکتی تأثیر بگذارد؛ از این رو، تعدیل هم‌زمان هر دو نیمکره ممکن است از نظر نظری بر شبکه‌های مرتبط با کنترل حرکتی و تعادل اثر گذار باشد (۳۳).

همچنین، تحریک آنودال ممکن است با افزایش تحریک‌پذیری قشر حرکتی اولیه در نیمکره آسیب دیده، فعالیت شبکه‌های حرکتی مرتبط با کنترل پاسخ‌ر را تعدیل کند (۳۳). در مقابل، اثر محدودتر مشاهده شده برای مونتاز کاتودال در این تحلیل را نمی‌توان به‌طور قطعی به ناکافی بودن مهار یک طرفه نسبت داد، زیرا تفاوت بین مونتازها از نظر آماری معنی‌دار نبود و تعداد مطالعات در برخی زیر گروه‌ها نیز محدود بود. بنابراین، این سازوکارها باید به‌عنوان تبیین‌های احتمالی و نظری برای الگوی مشاهده شده در نظر گرفته شوند، نه شواهدی برای برتری یک نوع مونتاز بر نوع دیگر تلقی شوند.

اثر محل الکترود مرجع

محل الکترود مرجع با تفاوت در اندازه اثر tDCS همراه بود و تفاوت بین زیر گروهی نیز معنادار بود. در زیر گروه اسکالپ مقابل اندازه اثر نسبتاً بزرگی مشاهده شد، در حالی که در زیر گروه‌های پیشانی و گونه نیز اثرهای معنی‌داری مشاهده شد. اگر چه اندازه اثر در برخی محل‌ها، از جمله اسکالپ مقابل، از نظر عددی

بزرگ تر بود، این تفاوت‌ها نباید به عنوان شواهدی از برتری یک محل خاص تفسیر شوند، به‌ویژه آن که برخی زیرگروه‌ها تعداد مطالعات محدودی داشتند. در مقابل، قرارگیری الکتروود مرجع روی شانه در یک مطالعه با اثر غیرمعنی دار همراه بود. از نظر فیزیولوژیک، محل الکتروود مرجع می‌تواند بر توزیع جریان الکتریکی و در نتیجه بر الگوی تحریک بافت‌های مغزی تأثیر بگذارد. قرارگیری الکتروود مرجع در نواحی نزدیک‌تر به سر، مانند اسکالپ مقابل، ممکن است نسبت به برخی مونتاژهای خارج از سر، الگوی متفاوتی از جریان و میدان الکتریکی در قشر ایجاد کند. با این حال، تفاوت در اثر بالینی مشاهده شده میان محل‌های مختلف الکتروود مرجع را نمی‌توان صرفاً به تفاوت در هدایت یا اتلاف جریان نسبت داد، زیرا عوامل متعددی از جمله فاصله و موقعیت الکتروودها، اندازه و شکل الکتروود، شدت تحریک و ویژگی‌های فردی می‌توانند بر توزیع میدان الکتریکی تأثیر بگذارند.

در مورد مونتاژهای خارج جمجمه‌ای، مانند قرارگیری الکتروود مرجع روی شانه، ممکن است مسیر جریان و توزیع میدان الکتریکی در مقایسه با مونتاژهای نزدیک به سر متفاوت باشد؛ با این حال، از آنجا که این زیرگروه تنها شامل یک مطالعه بود، نمی‌توان عدم معنی‌داری مشاهده شده را به‌طور قطعی به اتلاف جریان در بافت‌های غیرعصبی یا کاهش شدت میدان الکتریکی قشری نسبت داد. در مجموع، یافته‌ها از نقش بالقوه محل الکتروود مرجع در تفاوت اثر tDCS حمایت می‌کنند، اما برای تعیین این که کدام موقعیت الکتروود مرجع از نظر فیزیولوژیک یا بالینی مطلوب‌تر است، به مطالعات بیش‌تر و بررسی‌های مستقیم میدان الکتریکی و پیامدهای بالینی نیاز است.

متغیرهای پیوسته

در بیماران سکته مغزی، هیچ یک از متغیرهای سن، جنسیت، شدت جریان یا مدت تمرین به‌عنوان تعدیل

کننده معنی‌دار شناسایی نشدند. این موضوع نشان می‌دهد که اثر tDCS در سکته مغزی بیش‌تر به ویژگی‌های شبکه‌ای و محل ضایعه وابسته است تا به ویژگی‌های جمعیت شناخت وابسته باشد.

این مطالعه با چندین محدودیت همراه است، نخست، ناهمگنی بالای بالینی و روش شناختی بین مطالعات، از جمله تفاوت در شدت سکته مغزی، مدت زمان پس از سکته و ویژگی‌های بالینی شرکت‌کنندگان، دوم، تنوع در ابزارها و شاخص‌های ارزیابی تعادل و کنترل پاسچرال، از جمله ارزیابی تعادل ایستا، پویا و تکلیف دوگانه، که می‌تواند به ناهمگنی مشاهده شده بین مطالعات کمک کرده باشد، سوم، گزارش نشدن کامل یا ناهمگون پارامترهای تحریک و مداخلات همراه، به‌ویژه زمان‌بندی اعمال tDCS نسبت به تمرین، که تفسیر دقیق نقش این عوامل را محدود می‌کند، چهارم، محدود بودن گزارش پیامدهای نوروفیزیولوژیک، که امکان تبیین مستقیم سازوکارهای زیربنایی اثر tDCS بر بهبود تعادل را محدود می‌سازد و پنجم، در این مطالعه، برای محاسبه اندازه اثرهای وابسته، ضریب همبستگی ۰/۵ بر اساس توصیه‌های روش شناختی در نظر گرفته شد. با وجود آن که این مقدار به‌عنوان یک فرض متعارف در مطالعات متاآنالیز مورد استفاده قرار می‌گیرد، بررسی جامع تأثیر مقادیر مختلف p بر نتایج در قالب تحلیل حساسیت انجام نشد. از این رو، فرض استفاده از ۰/۵ می‌تواند به‌عنوان یکی از محدودیت‌های مطالعه در نظر گرفته شود و نتایج باید با توجه به این موضوع تفسیر شوند.

این متاآنالیز نشان داد که tDCS در مقایسه با تحریک شم، به‌طور معنی‌داری تعادل و کنترل پاسچرال را در افراد مبتلا به سکته مغزی بهبود می‌دهد و اندازه اثر در محدوده متوسط قرار داشت. با این حال، ناهمگنی بین مطالعات بالا بود و قطعیت شواهد پایین ارزیابی شد. تحلیل تعدیل‌کننده نشان داد که محل تحریک و محل قرارگیری الکتروود مرجع به‌طور معنی‌داری با تفاوت در

جنس، پارامترهای تحریک، مدت تمرین و کیفیت مطالعه اثر تعدیل کننده معنی داری نشان ندادند. در مجموع، tDCS می‌تواند به عنوان یک مداخله کمکی بالقوه برای بهبود تعادل پس از سکته مغزی مورد توجه قرار گیرد، اما تعیین پروتکل بهینه نیازمند مطالعات با کیفیت بالاتر و استانداردسازی بیش تر پارامترهای تحریک است.

اندازه اثر همراه بودند، با این حال، این یافته‌ها به دلیل محدودیت تعداد مطالعات در برخی زیرگروه‌ها، شواهد کافی برای تعیین محل یا آرایش بهینه الکترودها فراهم نمی‌کنند. در مقابل، نوع مونتاژ (از جمله مونتاژهای آنودال، کاتودال و دو طرفه)، اثر tDCS را به طور معنی داری تعدیل نکرد، اگر چه اندازه اثرها بین این زیرگروه‌ها از نظر عددی متفاوت بودند. همچنین، نوع طراحی مطالعه، زمان بندی tDCS نسبت به تمرین، سن،

References

- 1- Rogers MW, Mille ML. Balance perturbations. *Handb Clin Neurol* 2018; 159: 85-105. PMID: 30482334.
- 2- Grefkes C, Fink GR. Reorganization of cerebral networks after stroke: new insights from neuroimaging with connectivity approaches. *Brain* 2011; 134(Pt 5): 1264-1276. PMID: 21414995.
- 3- Nudo RJ. Neural bases of recovery after brain injury. *J Commun Disord* 2011; 44(5): 515-520. PMID: 21600588.
- 4- Nardone A, Turcato AM. An overview of the physiology and pathophysiology of postural control. In: *Biosystems & Biorobotics: Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* 2018; : 3-28.
- 5- Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 2006; 35(Suppl 2): ii7-ii11. PMID: 16926210.
- 6- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clin Rehabil* 2000; 14(4): 402-406. PMID: 10945424.
- 7- Kleim JA, Jones TA. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res* 2008; 51(1): S225-S239. PMID: 18230848.
- 8- Levin MF, Demers M. Motor learning in neurological rehabilitation. *Disabil Rehabil* 2021; 43(24): 3445-3453. PMID: 32320305.
- 9- Beretta VS, Vitória R, Nóbrega-Sousa P, Conceição NR, Orcioli-Silva D, Pereira MP, et al. Effect of different intensities of transcranial direct current stimulation on postural response to external perturbation in patients with Parkinson's disease. *Neurorehabil Neural Repair* 2020; 34(11): 1009-1019. PMID: 32674140.
- 10- Chang MC, Kim DY, Park DH. Enhancement of cortical excitability and lower limb motor function in patients with stroke by transcranial direct current stimulation. *Brain Stimul* 2015; 8(3): 561-566. PMID: 25736569.
- 11- Wang B, Xiao S, Yu C, Zhou J, Fu W. Effects of transcranial direct current stimulation combined with physical training on the excitability of the motor cortex, physical performance, and motor learning: a systematic review. *Front Neurosci* 2021; 15: 648354. PMID: 33897361.

- 12- Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. *J Physiol* 2000; 527(Pt 3): 633-639. PMID: 10990547.
- 13- Cosentino G, Valentino F, Todisco M, Alfonsi E, Davì R, Savettieri G, et al. Effects of more-affected vs. less-affected motor cortex tDCS in Parkinson's disease. *Front Hum Neurosci* 2017; 11: 309. PMID: 28659775.
- 14- Fregni F, Pascual-Leone A. Technology insight: noninvasive brain stimulation in neurology-perspectives on the therapeutic potential of rTMS and tDCS. *Nat Clin Pract Neurol* 2007; 3(7): 383-393. PMID: 17611487.
- 15- Beretta VS, Santos PCR, Orcioli-Silva D, Zampier VC, Vitória R, Gobbi LTB. Transcranial direct current stimulation for balance rehabilitation in neurological disorders: a systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev* 2022; 81: 101736. PMID: 36116750.
- 16- Tangjade A, Suputtitada A, Pacheco-Barrios K, Fregni F. Noninvasive neuromodulation combined with rehabilitation therapy improves balance and gait speed in patients with stroke: a systematic review and network meta-analysis. *Am J Phys Med Rehabil* 2024; 103(9): 789-796. PMID: 38363653.
- 17- Brunoni AR, Nitsche MA, Bolognini N, Bikson M, Wagner T, Merabet L, et al. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions. *Brain Stimul* 2012; 5(3): 175-195. PMID: 22037126.
- 18- Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. *Neuroscientist* 2011; 17(1): 37-53. PMID: 21343407.
- 19- Li LM, Uehara K, Hanakawa T. The contribution of interindividual factors to variability of response in transcranial direct current stimulation studies. *Front Cell Neurosci* 2015; 9: 181. PMID: 26029141.
- 20- Vergallito A, Feroldi S, Pisoni A, Romero Lauro LJ. Inter-individual variability in tDCS effects: a narrative review on the contribution of stable, variable, and contextual factors. *Brain Sci* 2022; 12(5): 522. PMID: 35624909.
- 21- Amadi U, Allman C, Johansen-Berg H, Stagg CJ. The homeostatic interaction between anodal transcranial direct current stimulation and motor learning in humans is related to GABAA activity. *Brain Stimul* 2015; 8(5): 898-905. PMID: 26026230.
- 22- Sriraman A, Oishi T, Madhavan S. Timing-dependent priming effects of tDCS on ankle motor skill learning. *Brain Res* 2014; 1581: 23-29. PMID: 25058604.
- 23- Stagg CJ, Jayaram G, Pastor D, Kincses ZT, Matthews PM, Johansen-Berg H. Polarity and timing-dependent effects of transcranial direct current stimulation in explicit motor learning. *Neuropsychologia* 2011; 49(5): 800-804. PMID: 23845429.
- 24- Reis J, Fritsch B. Modulation of motor performance and motor learning by transcranial direct current stimulation. *Curr Opin Neurol* 2011; 24(6): 590-596. PMID: 21968548.
- 25- Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther* 2003; 83(8): 713-721. PMID: 12882612.

- 26- Hedges LV, Olkin I. Statistical Methods for Meta-Analysis. Orlando: Academic Press; 2014.
- 27- Morris SB. Estimating effect sizes from pretest-posttest-control group designs. *Organ Res Methods* 2008; 11(2): 364-386.
- 28- Higgins JP, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ* 2003; 327(7414): 557-560. PMID: 12958120.
- 29- Begg CB, Mazumdar M. Operating characteristics of a rank correlation test for publication bias. *Biometrics* 1994; 50(4): 1088-1101. PMID: 7786990.
- 30- Egger M, Davey Smith G, Schneider M, Minder C. Bias in meta-analysis detected by a simple, graphical test. *BMJ* 1997; 315(7109): 629-634. PMID: 9310563.
- 31- Wiethoff S, Hamada M, Rothwell JC. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. *Brain Stimul* 2014; 7(3): 468-475. PMID: 24582556.
- 32- Zheng X, Alsop DC, Schlaug G. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on human regional cerebral blood flow. *Neuroimage* 2011; 58(1): 26-33. PMID: 21703350.
- 33- Lefebvre S, Liew SL. Anatomical parameters of tDCS to modulate the motor system after stroke: a review. *Front Neurol* 2017; 8: 29. PMID: 28232815.
- 34- Kronberg G, Rahman A, Sharma M, Bikson M, Parra LC. Direct current stimulation boosts hebbian plasticity in vitro. *Brain Stimul* 2020; 13(2): 287-301. PMID: 31668982.
- 35- Cuypers K, Leenus DJ, Van Wijmeersch B, Thijs H, Levin O, Swinnen SP, et al. Anodal tDCS increases corticospinal output and projection strength in multiple sclerosis. *Neurosci Lett* 2013; 554: 151-155. PMID: 24076006.
- 36- Richard A, Van Hamme A, Drevelle X, Golmard JL, Meunier S, Welter ML. Contribution of the supplementary motor area and the cerebellum to the anticipatory postural adjustments and execution phases of human gait initiation. *Neuroscience* 2017; 358: 181-189. PMID: 28673716.