The Effect of Transcranial Electrical Stimulation on Athletic Performance Optimization: Systematic review, Meta- Analysis, and Proposing a Theoretical Model

Amin Amini*, Mohammad Vaezmousavi

Department of Artificial Intelligence and Cognitive Sciences, Imam Hossein University, Tehran, Iran

Article Info:

Received: **13 June 2021** ***Revised:*** **15 Sep 2021** ***Accepted*****: 23 Oct 2021**

ABSTRACT

Introduction: Transcranial direct- current stimulation is a nerve modulation technique that induces low- intensity direct current to brain cells that stimulate or inhibit spontaneous neural activity. In recent decades, the use of electrical stimulation has been used as an effective method to improve the cognitive, psychological, and physical performance of athletes. In this study, using meta- analysis, the effectiveness of extracranial electrical stimulation on optimizing athletes' performance was investigated. ***Materials and Methods:*** The present study is a systematic review and meta-analysis research model. In the first phase of the study, all Persian and English studies on the effectiveness of Transcranial direct- current stimulation on athlete's performance were systematically reviewed (N=474), and among them, studies with meta- analysis criteria were reviewed by Meta- Analysis Basics and Applications (N=26). In the second stage, a specific intervention model for athletes was developed based on various components affecting performance. ***Results:*** The results showed the effect size (ES) of transcranial direct- current stimulation (Cohen's d=1.187) is large according to Cohen's table (Cohen's D>0.8). Therefore, transcranial direct- current stimulation improves the performance of athletes. In the second stage, the factors affecting the performance of athletes following transcranial direct- current stimulation were developed in the form of a specific intervention model for athletes. ***Conclusion:*** The findings of this meta- analysis showed a large ES for transcranial direct- current stimulation on athletic performance optimization.

Keywords:

1. Cognition
2. Cortical Excitability
3. Athletic Performance

Corresponding Author: Amin Amini

Email: *amini.a@ut.ac.ir*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران؛ یک مرور نظام‌مند، فراتحلیل و پیشنهاد یک الگوی نظری

امین امینی*، **سید محمدکاظم واعظ موسوی**

گروه هوش مصنوعی و علوم شناختی، دانشگاه امام حسین، تهران، ایران

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۲۳ خرداد ۱۴۰۰ **اصلاحیه:** ۲۴ شهریور ۱۴۰۰ **پذیرش:** ۱ آبان ۱۴۰۰

چـــــکیده

مقدمه: تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای یک تکنیک تعدیل عصبی است که جریان مستقیم با شدت پایین را به سلول‌های مغزی القا می‌کند که باعث تحریک یا مهار خودانگیختهٔ فعالیت عصبی می‌شود. در دهه‌های اخیر استفاده از تحریک الکتریکی به‌عنوان روشی مؤثر در بهبود عملکرد شناختی، روانی و جسمانی ورزشکاران استفاده شده است. در این پژوهش، با استفاده از فراتحلیل به بررسی اثربخشی تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران پرداخته شد. ***مواد و روش‌ها:*** پژوهش حاضر، مطالعهٔ مروری از نوع فراتحلیل می‌باشد. در مرحلهٔ اول پژوهش، تمامی پژوهش‌های فارسی و انگلیسی انجام‌شده در زمینهٔ اثربخشی تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران، مرور نظام‌مند شدند (۴۷۴ مطالعه) و از میان آن‌ها، پژوهش‌های دارای ملاک‌های فراتحلیل، توسط نرم‌افزار جامع فراتحلیل بررسی شدند (۲۶ مطالعه). در مرحلهٔ دوم، یک الگوی مداخله‌ای ویژه ورزشکاران بر اساس مؤلفه‌های مختلف تأثیرگذار بر عملکرد، تدوین شد. ***یافته‌ها:*** یافته‌های پژوهش نشان داد که میزان اندازهٔ اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای (Cohen's d=۱/۱۸۷) طبق جدول کوهن (Cohen's d>۰/۸) زیاد می‌باشد، لذا تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با بهبود عملکرد ورزشکاران مرتبط است. در مرحلهٔ دوم، عوامل اثرگذار بر بهبود عملکرد ورزشکاران به‌دنبال تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای، در قالب یک الگوی مداخله‌ای ویژه ورزشکاران تدوین شد. ***نتیجه‌گیری:*** یافته‌های این فراتحلیل اندازهٔ اثر بزرگ تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای را بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران نشان داد.

واژه‌های کلیدی:

۱- ادراک
۲- تحریک پذیری قشر مغز
۳- عملکرد ورزشی

***نویسنده مسئول:** امین امینی

پست الکترونیک: *a.amini2087@gmail.com*

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

مقدمه

عملکرد ورزشی تحت تأثیر بسیاری از عوامل شناختی (مانند توانایی یادگیری، تصمیم‌گیری و خلاقیت)، عوامل روانی (مانند مدیریت هیجان، کنترل استرس و اضطراب) و عوامل جسمانی (مانند قدرت و استقامت عضلات) قرار دارد (۷-۱). از طرفی در زمینه‌های آمادگی جسمانی و عملکرد ورزشی، انواع مختلفی از مکمل‌های ارگوژنیک[1] برای بهبود توانایی عملکردی شناخته‌شده است، و شاهد استفادهٔ گسترده از آن‌ها در میان افراد غیر ورزشکار و حتی ورزشکارانی هستیم که به‌دنبال رسیدن به اوج عملکرد می‌باشند (۹-۸). در سال‌های اخیر، دانشمندان علوم ورزشی شروع به مطالعهٔ مغز به‌عنوان فرماندهٔ اصلی بدن نمودند و به دنبال آن بودند تا عملکرد ورزشی را از طریق اعمال روش‌های ایمن توسعه دهند؛ فرایندی که به‌نظر می‌رسد می‌توان از طریق توسعهٔ کارکردهای شناختی و به دنبال آن بهبود عملکرد بدن دنبال نمود. حال سؤال اینجا بود که چگونه مغز می‌تواند عملکرد بدن را محدود کند یا بهبود بخشد و به‌طورکلی آن را تنظیم کند (۱۰). در واقع بر طبق نظریه‌های شناختی، مداخلات شناختی به‌عنوان عوامل مؤثر در بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران متشکل از سه نظام اثر پذیری کارکردی شناختی، روانشناختی و فیزیولوژیکی در نظر گرفته می‌شود که واکنش‌های بدنی، شناختی و رفتاری ورزشکاران را متأثر می‌کند (۱۲-۱۱). تاکنون، چندین مطالعه نیز نقش اساسی مغز را در تعیین موفقیت‌های ورزشی نشان داده‌اند؛ بنابراین، توسعه روش‌های نوآورانه برای کمک به عملکرد ورزشی بسیار مورد توجه است (۱۵-۱۰). یکی از این روش‌ها استفاده از تحریک جریان مستقیم از طریق جمجمه (tDCS) است. tDCS یک تکنیک غیرتهاجمی است که از طریق دپلاریزاسیون پتانسیل استراحت غشا (محرک آندی، a- tDCS) یا مهار قشر (محرک کاتدی، c- tDCS)، جریان الکتریکی ضعیفی را ایجاد می‌کند که قادر است با افزایش قطبش پتانسیل استراحت غشا، باعث تحریک مغزی شود، یعنی افزایش یا کاهش سرعت شلیک خود به خودی سلول‌های عصبی تحت تأثیر جریان الکتریکی قرار می‌گیرد (۱۹-۱۶). در سال‌های اخیر، چندین محقق شروع به بررسی تأثیرات tDCS بر عملکرد بدنی افراد سالم کرده‌اند (۲۳-۲۰). نتایج آن‌ها نشان داده است که tDCS می‌تواند به‌عنوان یک منبع ارگونرژیک تعدیل‌کنندهٔ عصبی برای افراد سالم مورد استفاده قرار گیرد تا عملکرد بدنی را بهبود بخشد، به‌عنوان مثال منجر به افزایش یادگیری مهارت حرکتی، حافظهٔ کاری و زمان واکنش، قدرت عضلانی و استقامت شود (۲۶-۲۰).

این تغییرات هم در افراد غیر ورزشکار و هم در ورزشکاران که در طول برنامه‌های آموزشی خود از tDCS استفاده کرده‌اند مشاهده شده است (۲۶-۲۹، ۲۳، ۲۰). لذا این احتمال وجود دارد که tDCS یک منبع مؤثر ارگوژنیک برای بهبود کارکردهای شناختی، روانشناختی و فیزیولوژیکی مؤثر بر افزایش آمادگی بدنی، شناختی و رفتاری جهت بهبود عملکرد ورزشکاران باشد. بنابراین کاربرد تحریک جریان مستقیم (tDCS) از استفادهٔ محدود آزمایشگاهی به جامعهٔ گسترده‌تر منتقل شده است. این شکل از تحریک غیرتهاجمی مغز در برخی از آزمایش‌های کنترل شده بر روی حیوان و انسان، طی تقریباً پنج دهه، برای تعدیل فیزیولوژی مغز، کارکردهای شناختی و رفتاری مورد بررسی قرارگرفته است. درحالی‌که اثرات tDCS، از فردی به فرد دیگر متغیر به نظر می‌رسد، با این وجود تحقیقات نشان داده‌اند که tDCS توانایی بالقوه‌ای در بهبود عملکرد اجرایی مغز و حتی بدن دارد. این بهبود به‌ویژه در عرصهٔ ورزش که محققان همواره به دنبال یافتن بهترین روش‌های مداخله‌ای برای بهبود عملکرد ورزشکاران هستند تا آن‌ها بتوانند با کمترین تلاش و بیشترین بازدهی به سمت موفقیت حرکت کنند و عملکردی بهینه از طریق مداخله‌ای ایمن، نسبتاً ارزان و در دسترس به دست آورند، با اهمیت است. اکنون این دیدگاه مطرح است که tDCS می‌تواند برای افزایش عملکرد شناختی و جسمانی در ورزش مورداستفاده قرار گیرد (۳۵-۳۰). تحقیقات مختلف تلاش کرده‌اند تا از طریق مدل‌سازی، تصویربرداری مغز، ثبت درون جمجمه‌ای، و مطالعات فیزیولوژیکی نشان دهند که جریان الکتریکی حاصل از tDCS می‌تواند به جمجمه نفوذ کند و بر بافت عصبی و عروق تأثیر بگذارد (۴۴-۳۶، ۱۶). روش ایده‌آل برای اطمینان از این‌که تنها مقدار کمی جریان از جمجمه عبور می‌کند، این است که از طریق الکتروانسفالوگرام، عبور جریان الکتریکی را در جهت معکوس بررسی کنیم (۴۵). نکتهٔ مهم دیگر این است که در شرایط آزمایشگاهی، مشخصات ایمنی tDCS، به‌ویژه در افراد مبتلا به اختلالات عصبی و سایر اختلالات بسیار مناسب گزارش‌شده است (۴۶، ۳۳). البته باید به این موضوع اشاره کرد که ایمنی این دستگاه برای استفاده مکرر و طولانی مدت در افراد سالم هنوز تأیید نشده است، لذا در کاربرد طولانی مدت آن باید احتیاط نمود (۴۷، ۱۵). از این رو امروزه هم‌زمان با گسترش کاربرد tDCS در شرایط خارج از آزمایشگاه و شرایط کنترل‌شده، تا حدودی نگرانی‌هایی توسط برخی محققان اشاره‌شده است. با این وجود اخیراً شاهد انتشار گزارش‌هایی هستیم که معتقدند tDCS حتی می‌تواند توسط خود افراد اجرا شود (۴۸).

[1] Ergogenic

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

با این وجود توصیه شده است که استفاده از tDCS با مشارکت و نظارت متخصصان مراقبت‌های بهداشتی انجام گیرد (۳۱). حال موضوع اصلی این است که با این فرض که tDCS ایمن است و می‌تواند فعالیت مغز را به طور گسترده تعدیل کند، اما آیا می‌تواند عملکرد ورزشکاران سطوح مختلف به‌ویژه ورزشکاران خبره را بهبود بخشد. توانایی بهینه‌سازی کنترل عضلات و به حداکثر رساندن سرعت، قدرت یا مدت زمان حرکت برای بسیاری از ورزش‌ها بسیار مهم است (۴۹). در این میان ورزشکاران در پی دستیابی به موفقیت عملکردی، از رویکردهای مختلفی استفاده می‌کنند که به طور مستقیم یا غیرمستقیم بر مغز تأثیر می‌گذارد. برخی از این رویکردها شامل: مراقبه و تجسم و طبّ سوزنی است که می‌تواند تأثیرات اساسی بر مغز داشته باشد (۵۲-۵۰). سایر تکنیک‌های جامع شامل موسیقی برای کاهش ادراک تلاش فیزیکی و ابزارهای روانشناختی برای ایجاد انگیزه یا مهار اثرات دارونما است (۵۴-۵۳). بسیاری از ورزشکاران حداقل یکی از این ابزارها را برای بهینه‌سازی عملکرد خود اجرا می‌کنند. با این وجود در همهٔ موارد از نظر علمی ثابت نشده است که همهٔ آن‌ها بی‌خطر هستند. tDCS ممکن است مثال دیگری در این زمینه برای بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران باشد. دستگاه‌های tDCS معمولاً به‌مدت ۲۰ دقیقه قبل از تمرین فشرده، استفاده می‌شوند. اوکانو و همکاران[2] (۲۰۱۳) اثرات ۲۰ دقیقه tDCS در موقعیت آند[3] را بر روی قشر گیجگاهی سمت چپ[4] (T3) در دوچرخه‌سواران خبره بررسی نمودند (۲۷). نتایج این پژوهش نشان داد که در طی یک دوره مداخلهٔ tDCS، اوج قدرت[5] دوچرخه‌سواران به طور قابل‌توجهی بهبود یافت. همچنین کاهش ضربان قلب و درک تلاش در بارهای کاری حداکثر مشاهده شد. کلارک و همکاران[6] (۲۰۱۲) نیز در پژوهش خود اثرات tDCS را بر روی الگوی یادگیری ادراکی[7] (تشخیص شیء[8] در یک محیط رقابتی شبیه‌سازی شده[9]) ارزیابی کردند، نتایج آن‌ها نشان دهندهٔ افزایش قابل‌توجه دقت تشخیص تهدید از طریق مداخلهٔ tDCS در حالت آند بر روی قشر جلویی تحتانی سمت راست[10] مغز بود (۵۵). در هر دو مورد، مزایای عملکردی تا حدودی به اثرات tDCS در فرایند ادراکی (کاهش خستگی[11] و بهبود تشخیص تهدید[12]) نسبت داده شد. آنژیوس و همکاران[13] (۲۰۱۶) نیز هرچند به دنبال تحریک آند قشر حرکتی (M1) هنگامی‌که کاتد بر روی شانهٔ مقابل قرارگرفته است، کاهش درک تلاش و افزایش استقامت در دوچرخه‌سواران خبره را گزارش نکردند، اما هنگامی‌که کاتد بر روی منطقهٔ پیشانی قرار گرفت، تغییرات معنی‌دار بود. به همین ترتیب، بوردوچی و همکاران[14] (۲۰۱۶)، دریافتند که اجرای tDCS با ۲ میلی‌آمپر در موقعیت آند بر روی قشر جلوی پیش‌پیشانی پشتی[15]، می‌تواند به‌عنوان یک مزیت رقابتی بالقوه در عملکرد شناختی و افزایش خلق[16] ورزشکاران خبره عمل نماید. در مقابل، فلوود و همکاران[17] (۲۰۱۷) نشان دادند در حالی‌که tDCS می‌تواند باهدف قرار دادن قشر حسی- حرکتی، ادراک درد هنگام ورزش و خستگی عضلانی اندام تحتانی را در ۱۲ ورزشکار کاهش دهد، با این وجود این مداخلات هیچ تأثیری بر استقامت عضله یا تولید نیروی بیشینه ندارد (۵۶). در همین رابطه گزارش‌های مثبت و منفی دیگری نیز در مورد اثرات tDCS در موقعیت آند در ناحیهٔ M1 وجود دارد که می‌تواند به‌عنوان مداخلهٔ مؤثر در تقویت عملکرد گروه‌های عضلانی، مانند خم کنندهٔ آرنج، در نظر گرفته شود (۶۰- ۵۷، ۱۵). همچنین برخی دیگر از مطالعات کنترل نشده نیز مانند پژوهشی که توسط رردون[18] (۲۰۱۶) بر روی تیم اسکی المپیک ایالات‌متحده، منسفیلد[19] (۲۰۱۶) بر روی بسکتبالیست‌های حرفه‌ای NBA و فالوانس و پاروسرمن[20] (۲۰۱۲) و جارت[21] (۲۰۱۶) بر روی گیمرهای کامپیوتری انجام شد، اثرات مثبت tDCS را نشان دادند (۶۲-۶۱، ۲۸). پژوهشی که در مورد پیشرفت عملکرد ورزشی، توسط برتلوت و همکاران (۲۰۱۵) انجام شد، این فرضیه که میزان پیشرفت توانایی‌های ورزشی فراتر از مرزهای مورد انتظار، توسط ویژگی‌های فیزیولوژیکی انسان محدود می‌شود را زیر سؤال برد (۶۳). فرض آن‌ها این بود که اگرچه قابلیت‌های جسمانی می‌تواند پیشرفت‌های فنی ورزشکار را محدود کنند، با این وجود یکی از عوامل بالقوه در کاهش ظرفیت پیشرفت، به درک ورزشکاران از میزان تلاش آن‌ها بستگی دارد، که این محدودیت می‌تواند توسط مداخلهٔ tDCS در ناحیه M1 تعدیل شود و درنتیجه باعث کاهش درک تلاش و استقامت بیشتر ورزشکاران شود (۶۴). خستگی نه تنها باعث کاهش استقامت عضلانی می‌شود، بلکه می‌تواند در تصمیم‌گیری[22]، زمان واکنش و اجرای مهارت نیز اختلال ایجاد کند (۶۶-۶۵). علاوه‌بر این، tDCS می‌تواند یادگیری حرکتی[23] را افزایش دهد و درنتیجه با افزایش دانش عملی باعث ارتقاء عملکرد حرکتی شود (۶۷). هرچند می‌توان مکانیسم‌های عملکردی tDCS را که منجر به افزایش عملکرد ورزشی می‌شود ارائه نمود، با این‌حال، چنین فرضیه‌هایی قبل از تصویب و

[2] Okano
[3] Anode
[4] Left Temporal Cortex
[5] Peak Power
[6] Clarke
[7] Perceptual-Learning Paradigm
[8] Object Detection
[9] Simulated Combat Environment
[10] Right Inferior Frontal Cortex
[11] Reduced Fatigue
[12] Improved Threat Detection
[13] Angius
[14] Borducchi
[15] Left Dorsolateral Prefrontal Cortex
[16] Mood
[17] Flood
[18] Reardon
[19] Mansfield
[20] Falcone And Parasuraman
[21] Jarrett
[22] Decision- Making
[23] Motor Learning

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

اجرایی شدن، نیازمند آزمایش‌های دقیق و گسترده است. چالش مهم دانشمندان در جهت تعیین کارایی tDCS در عملکرد ورزشی در شرایط واقعی، ارزیابی ایمنی آن به‌ویژه در شرایط استفادهٔ مکرر است. لذا در همین خصوص برخی سؤالات و نگرانی‌ها در مورد نتایج استفاده از tDCS در شرایط آزمایشگاهی و گاهی نیز درباره کاربرد میدانی آن مطرح شده است. همچنین مسئلهٔ دیگر پیش روی محققان، موضوع کاربرد و اثرگذاری tDCS در ورزشکاران همانند افراد غیر ورزشکار سالم و یا دارای محدودیت است. آنچه مشخص است این است که tDCS می‌تواند با بهبود کارکردهای فیزیولوژیکی و شناختی عملکرد حرکتی را در تقویت کند. با وجود چنین مزیت‌های مشخص‌شده‌ای برای استفاده از tDCS، همچنان چالش دیگری وجود دارد و آن مجوز استفاده از این دستگاه بر روی ورزشکاران خبره است. در این میان، به نظر می‌رسد که tDCS همچنان توسط ورزشکاران رقابتی در سطح خبره با استقبال زیاد روبه‌رو نشود، که این تغییر نگرش نیازمند برنامه‌های تبلیغاتی و البته دریافت تأییدیه‌های علمی است (۷۰-۶۸، ۴۷). لذا آنچه مسلم است برای کاربردی سازی tDCS تحقیقات گسترده‌ای نیاز است و همچنان استفاده از آن در جامعهٔ ورزشی باید با احتیاط انجام شود. از این رو این پژوهش با هدف بررسی این سؤال پژوهشی انجام شد که آیا فنون تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه‌ای منجر به بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران می‌شود یا خیر؟

مواد و روش‌ها

در این پژوهش از فراتحلیل مرکب جهت جمع‌آوری، ترکیب و خلاصه کردن یافته‌های پژوهشی مرتبط با تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران استفاده شده است. در فراتحلیل، اصل اساسی محاسبهٔ اندازهٔ اثر برای تحقیقات مجزا و برگرداندن آن‌ها به یک ماتریس مشترک و آن‌گاه ترکیب آن‌ها برای دستیابی به میانگین تأثیر می‌باشد. جامعهٔ آماری: جامعهٔ آماری این پژوهش در مرحلهٔ مرور نظام‌مند، تمامی مقالات مربوط به موضوع و نمایه شده در پایگاه‌های داده PubMed Cochrane da-،Scopus ، Science Direct، Google Scholar، Magiran، SID، Psych info، tabase بود. همچنین محدودهٔ زمانی در نظر گرفته‌شده برای جستجوی مقالات از تاریخ ۲۰۱۰/۰۹/۰۱ (۱۳۸۹/۰۶/۱۰) تا ۲۰۲۰/۰۹/۰۱ (۱۳۹۹/۰۶/۱۱) می‌باشد. کلید واژه‌های استفاده شده شامل عبارت تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای، همراه با ورزش، عملکرد ورزشی و ورزشکار بود. غربال منابع مقالات انتخاب شده و بررسی‌های مربوطه توسط دو نویسنده به صورت مستقل انجام شد. معیار انتخاب و حذف مقالات: مطالعات در صورتی وارد تحقیق می‌شدند که موضوع پژوهش تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در زمینهٔ بهبود عملکرد ورزشکاران بود؛ همچنین دارای شرایط لازم از نظر روش‌شناسی (فرضیه‌سازی، روش تحقیق، جامعه، حجم نمونه و روش نمونه‌گیری، ابزار اندازه‌گیری، مفروضه‌های آماری، روش تحلیل آماری و صحیح بودن محاسبات آماری) بوده و نتایج پژوهش از طریق سایت‌های معتبر مورد بررسی در این پژوهش قابل دسترسی باشند. ملاک‌های خروج مقالات نیز شامل پژوهش‌هایی که به صورت خلاصه مقاله و یا به صورت مروری و همبستگی انجام‌شده بودند و مقالاتی که متن کامل آن‌ها وجود نداشت و همچنین مقالاتی که بر اساس سیاهه ارزیابی نقادانه، امتیاز صفر به‌دست آوردند؛ (داشتن حداقل معیارها برای فراتحلیل (۱) و نداشتن حداقل معیارها برای فراتحلیل (۰) تلقی می‌شد). شیوهٔ استخراج داده‌ها: با استفاده از چک لیست گزینش پژوهش، داده‌های هر مطالعه به طور مستقل استخراج شد. مشخصات ثبت شده از مطالعات شامل نام نویسندهٔ اول، سال انتشار، حجم نمونه، سن و جنس شرکت‌کننده، پروتکل مداخله، محل قرار دادن الکترود، نوع الکترود، مدت مداخله، نوع بازخورد، نوع کنترل، عملکرد ورزشی، سطح مهارت ورزشکاران و نوع ورزش بود. جهت فراتحلیل از خلاصهٔ نتایج، میانگین، انحراف معیار (SD) و تعداد شرکت‌کنندگان هر گروه قبل و بعد از مداخله استفاده شد. شیوهٔ تحلیل داده‌ها: پس از استخراج داده‌های مورد نظر (میانگین گروه‌های آزمایش و کنترل، انحراف معیار گروه‌ها و تعداد نمونه در هر گروه)، این داده‌ها به وسیلهٔ برنامه فراتحلیل جامع[24] CMA3 و با استفاده از روش فراتحلیل، مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. بدین ترتیب که آزمون‌های آماری استفاده شده در فرضیات پس از تبدیل به اندازه اثر از طریق فرمول‌های ارائه شده توسط Wolf، با ترکیب اندازه‌های اثر به‌روش Schmidt and Hunter مورد تحلیل قرار گرفتند (۷۱). همچنین برای تفسیر اندازهٔ اثر از جدول Cohen استفاده شد (۷۲). بنابر ماهیت مطالعات اولیهٔ وارد شده به این فراتحلیل (مطالعات مربوط به تفاوت‌های گروهی) برای محاسبهٔ اندازه اثر از شاخص D[25] استفاده شد (۷۳). مراحل کار به این صورت بود که ابتدا از روش محاسبهٔ اندازه اثر تفکیکی برای هر مطالعه، اندازه اثر خلاصه با مدل اثرات تصادفی[26] برای مجموع مطالعات و آزمون‌های تشخیص ناهمگنی استفاده شد. آزمون Q کوکران برای تشخیص معنی‌داری ناهمگنی و شاخص مجذور I برای تعیین میزان ناهمگنی موجود، مورد استفاده قرار گرفت. شاخص مجذور I برای تعیین ناهمگنی در فراتحلیل مناسب است زیرا مقدار ناهمگنی

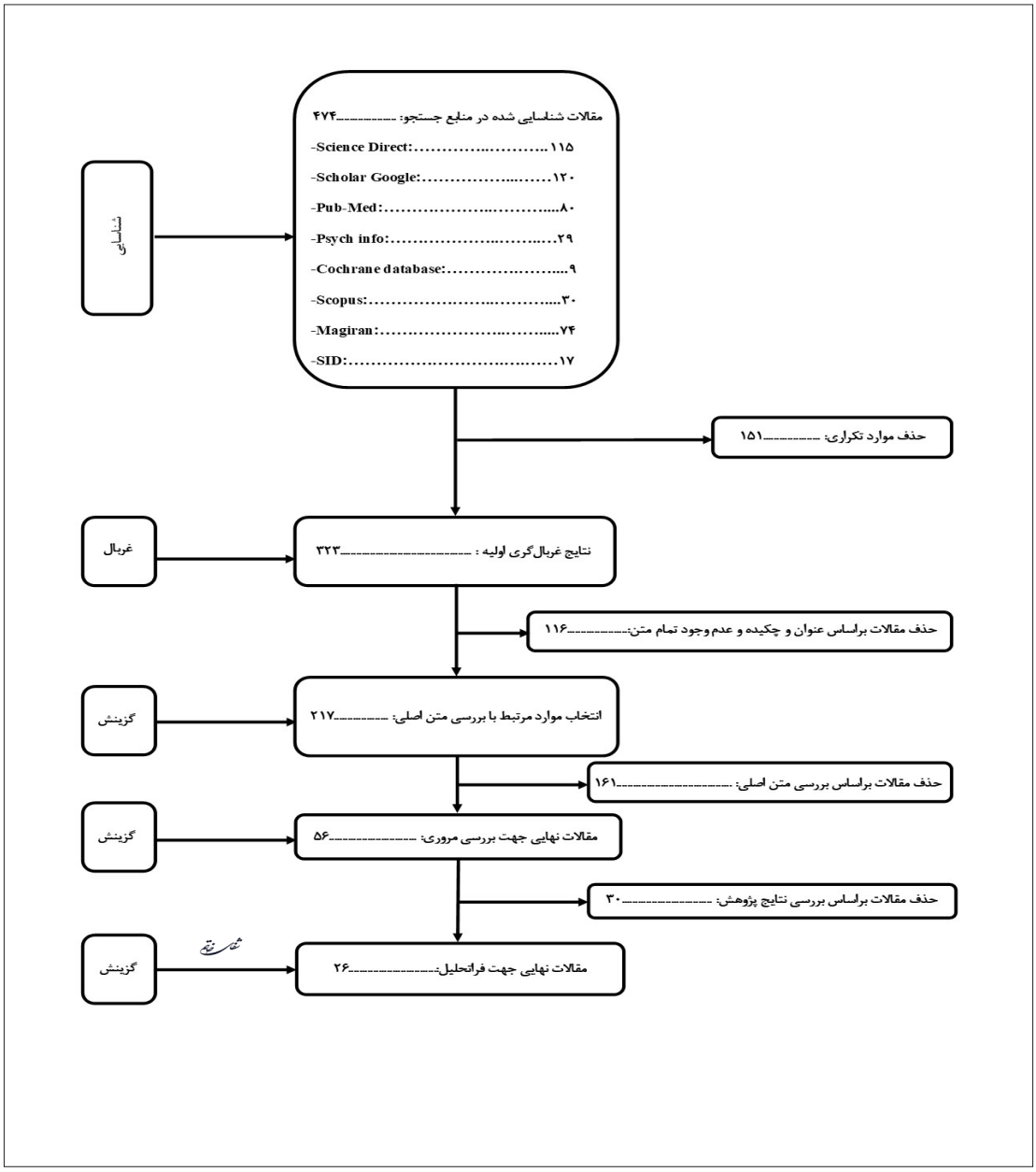
[24] Comprehensive Meta-Analysis
[25] Standardized Mean Difference (SMD)
[26] Random Effects Model

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

را بدون تأثیر پذیری از حجم نمونه، نشان می‌دهد (۷۴). علاوه بر بررسی ناهمگنی در فراتحلیل، لازم است سوگیری انتشار نیز بررسی شود. بنابراین، ابتدا سوگیری انتشار با استفاده از نمودار قیفی[27] بررسی شد و سپس برای رفع ناهمگنی و سوگیری انتشار احتمالی، اندازه‌های اثر پرت یا افراطی از طریق تحلیل حساسیت[28] شناسایی و حذف شدند. در نهایت برای پاسخ‌گویی به سؤال‌های تحقیق، ابتدا اندازه اثر ترکیبی مطالعات اولیه به تفکیک نوع مداخله، معیارهای عملکرد ورزشی مورد استفاده، نوع ورزش براساس تیمی یا انفرادی بودن و سطح مهارتی ورزشکاران مختلف محاسبه شد و سپس تفاوت‌های مشاهده شده از طریق آنالیز واریانس یک‌طرفه در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ آزمون شدند. در نهایت جهت آزمودن هم‌زمان انگارهٔ اثربخشی مفروض‌ها در پژوهش حاضر، روش الگویابی معادلات ساختاری (SEM) اعمال گردید.

یافته‌ها

بر اساس مرور نظام‌مند که از پیش نیازهای فراتحلیل است، مطالعات بر اساس یک الگوی ارزیابی دقیق (سیاهه ارزیابی مقالات) موردبررسی قرار گرفت و مقالات مناسب شناسایی و وارد مرور فراتحلیل شد. در تصویر ۱، ابتدا روند جستجو و جمع‌آوری منابع پرداخته‌شده است که عبارت است از: مقالات شناسایی‌شده در منابع جستجو (۴۷۴)، حذف موارد تکراری (۱۵۱)، نتایج غربال‌گری اولیه (۳۲۳)، حذف مقالات با بررسی عنوان و چکیده و فقدان تمام متن (۱۰۶)، انتخاب موارد مرتبط با بررسی متن اصلی (۲۱۷)، حذف مقالات بر اساس بررسی متن اصلی (۱۶۱)، مقالات نهایی جهت بررسی مروری (۵۶)، حذف مقالات بر اساس بررسی نتایج پژوهش (۳۰) و سپس فراتحلیل (۲۶) مقالات نهایی انجام شد. در



تصویر ۱- روند جستجو و جمع‌آوری منابع جهت فراتحلیل

[27] Funnel Chart
[28] Sensitivity Analysis

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

ادامه، مقالات مرتبط با تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای شناختی و اندازهٔ اثر مطالعات بیان شده است.

ویژگی‌های مطالعات

مشخصات اصلی ۵۶ مطالعه بررسی شده در جدول ۱ خلاصه شده است. این مطالعات بین سال‌های ۲۰۱۰ و ۲۰۲۰ منتشر شده‌اند. حجم نمونه پژوهش‌ها از ۶ تا ۶۰ نفر و در مجموع ۱۲۲۳ نفر با میانگین ۲۲/۲۴ نفر بود. میانگین سنی شرکت‌کنندگان نیز ۲۲/۹۲ سال بود. نسبت جنسیت شرکت‌کنندگان هم ۱۲/۷۳ درصد زن و ۴۹/۱ درصد مرد، ۳۶/۳۷ درصد مرد و زن بودند. رشتهٔ ورزشی شرکت‌کنندگان عمدتاً شامل بسکتبال، پاورلیفتینگ، تیراندازی، خلبانی هواپیما، دوومیدانی، دوچرخه‌سواری، ورزش‌های همگانی، و هندبال بود. شرکت‌کنندگان، در تمام سطح مهارت‌ها، از مبتدی (۳۴/۷۸ درصد)، نیمه خبره (۳۴/۷۸ درصد) تا خبره (۳۰/۴۴ درصد) بودند. تعداد جلسات مداخله‌ای از ۱ تا ۶ جلسه با میانگین ۲/۳۶ جلسه و مدت زمان جلسات ۱۰ تا ۵۰ دقیقه با میانگین ۱۸/۰۱ دقیقه در هر جلسه بود. مکان قرار دادن الکترودها نیز عمدتاً شامل نقاط C3/ C4/ Cz/ DLP-FC/ Fp2/ FP1/ T3/ F3/ F4/ P4/ Oz بود. شاخص‌های ارزیابی عملکرد ورزشکاران شامل زمان واکنش، گشتاور حرکتی، ادراک درد، استدلال، استقامت عضلانی، اضطراب، انگیزهٔ موفقیت، آستانهٔ درد، توان، حافظهٔ‌کاری، خستگی عضلانی، چرخش ذهنی، حافظهٔ دیداری- فضایی، دقت عملکرد، زمان پاسخ، چرخش ذهنی، سرعت حرکت، فراخنای حافظه، و قدرت عضلانی بودند. هرچند ۷۹/۱۸ درصد از مطالعات از گروه کنترل در پژوهش خود استفاده نمودند با این وجود تنها ۱۵ درصد مطالعات از یک گروه کنترل فعال/ دارونما استفاده کرده بودند.

نتایج مرور نظام‌مند

همان‌گونه که ملاحظه می‌شود، مقالات منتشر شده توسط محققین در زمینهٔ تأثیر تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران، ۵۶ مقاله بود. در جدول ذیل خلاصهٔ نتایج حاصل از مرور نظام‌مند مقالات منتشرشده، ارائه‌شده است.

جدول ۱- مشخصات مقالات منتشرشده توسط محققین در زمینهٔ تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

پژوهشگر	سال	مکان الکترود	نوع الکترود	پروتکل	تعداد جلسات	مدت مداخله	کنترل شرایط	تعداد نمونه	سن نمونه	جنس نمونه	ارزیابی عملکرد	سطح ورزشکار	نوع ورزش
Wertheim & et al.(۷۵)	۲۰۲۰	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی راست	۱	۲۰	با گروه کنترل	۵۱	۲۳	مرد	پاسخ‌های فیزیولوژیکی و روانی در حین ورزش	مبتدی	همگانی
Grandperrin & et al.(۷۶)	۲۰۲۰	C4 / DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ/ الکترود آندی قشر حرکتی راست	۳	۵۰	با گروه کنترل	۵۰	۳۳	مرد	قدرت و استقامت عضلانی	خبره	دوچرخه‌سواری
Mesquita & et al.(۷۷)	۲۰۱۹	C3 / C4 / DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۱۵	با گروه کنترل	۱۹	۲۰/۵	مرد و زن	سرعت ضربه	نیمه خبره	تکواندو
Seidel & et al. (۷۸)	۲۰۱۹	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۱	۲۰	با گروه کنترل	۴۶	۱۸	مرد و زن	زمان واکنش	نیمه خبره	فوتبال هندبال
Lattari & et al.(۷۹)	۲۰۱۹	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۵	۲۴	مرد و زن	قدرت عضلانی	مبتدی	همگانی
Frazer & et al.(۸۰)	۲۰۱۹	C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۳	۲۴	مرد و زن	قدرت ایزومتریک	نیمه خبره	همگانی
Holgado & et al. (۸۱)	۲۰۱۹	DLPFC	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی و الکترود کاتدی بالای شانه	۳	۲۰	با گروه کنترل	۳۶	۲۵/۳	مرد	استقامت عضلانی	خبره	دوچرخه‌سواری
Park & et al. (۸۲)	۲۰۱۹	C3 / C4 / Cz	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۱	۲۰	بدون گروه کنترل	۱۰	۲۶	مرد و زن	سرعت دویدن و تغییر ضربان قلب	خبره	دوومیدانی
Ciccone & et al.(۸۳)	۲۰۱۹	T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر تمپورال چپ	۵	۱۵	با گروه کنترل	۲۰	۷	مرد	خستگی ایزوکینتیک	نیمه خبره	همگانی
Ota & et al.(۸۴)	۲۰۱۹	DLPFC	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ/ الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی راست	۲	۲۰	با گروه کنترل	۳۰	۲	مرد	تصمیم‌گیری‌های حرکتی	نیمه خبره	همگانی
Angius & et al. (۸۵)	۲۰۱۹	DLPFC / Fp2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست	۱	۳۰	با گروه کنترل	۱۲	۲۱	مرد و زن	بازداری پاسخ	نیمه خبره	دوچرخه‌سواری
Kamali & et al. (۸۶)	۲۰۱۹	DLPFC	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی	۲	۲۰	با گروه کنترل	۱۶	۲۰/۶	مرد و زن	رکورد تیراندازی	خبره	تیراندازی

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

									جانبی چپ				
Kamali & et al.(۸۷)	۲۰۱۹	C3 / C4 / T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه/ الکترود آندی قشر تمپورال چپ	۲	۱۳	با گروه کنترل	۱۲	۶	مرد و زن	استدلال، حافظه و توانایی کلامی	خبره	پاورلیفتینگ
Huang & et al.(۸۸)	۲۰۱۹	C3 / C4 / T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه/ الکترود آندی قشر تمپورال چپ	۵	۲۰	بدون گروه کنترل	۹	۲۶/۳	مرد و زن	سرعت حرکت، زمان واکنش (RT) و دقت (ACC)	خبره	دوچرخه‌سواری
Angius & et al.(۲۳)	۲۰۱۸	C3 / C4	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۶	۱۰	با گروه کنترل	۱۲	۲۵/۶	مرد	ارزیابی عصبی-عضلانی	مبتدی	همگانی
Valenzuela & et al. (۸۹)	۲۰۱۸	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۱	۲۰	بدون گروه کنترل	۸	۲۴	مرد	ضربان قلب و حالت خلق‌وخو	خبره	شنا
Vargas & et al.(۹۰)	۲۰۱۸	C3 / C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۴	۱۵	با گروه کنترل	۲۰	۲۴	مرد و زن	قدرت عضلات چهار سر ران	خبره	فوتبال
Holgado & et al.(۹۱)	۲۰۱۸	DLPFC	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ	۳	۲۰	با گروه کنترل	۳۶	۲۳/۱	مرد	استقامت عضلانی	خبره	دوچرخه‌سواری
Hazim & et al. (۹۲)	۲۰۱۷	C3 / C4 / DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۳	۲۰	با گروه کنترل	۱۶	۱۶/۱	زن	قدرت عضلانی ایزومتریک	خبره	هندبال
Lattari & et al.(۲۶)	۲۰۱۸	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۱	۲۷	مرد	قدرت عضلانی	مبتدی	همگانی
Okano & et al.(۹۳)	۲۰۱۷	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۱	۲۰	بدون گروه کنترل	۱۳	۱۹/۶	زن	پاسخ‌های فیزیولوژیکی و روانی را در حین ورزش	مبتدی	همگانی
Mizuno & et al.(۹۴)	۲۰۱۷	Cz	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر حسی- حرکتی	۱	۱۰	بدون گروه کنترل	۸	۲۳	مرد	انعطاف‌پذیری مفصل	مبتدی	همگانی
Lattari & et al.(۲۲)	۲۰۲۰	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۳	۲۰	با گروه کنترل	۱۵	۲۵	زن	قدرت عضلانی	مبتدی	همگانی
Radel & et al.(۹۵)	۲۰۱۷	C3 / C4 / DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه و الکترود کاتدی پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۲۰	با گروه کنترل	۴۴	۲۴	مرد	حداکثر انقباضات ارادی	مبتدی	همگانی
Pixa & et al.(۹۶)	۲۰۱۷	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۱	۱۵	با گروه کنترل	۳۱	۲۵	زن	چابکی دست	مبتدی	همگانی
Flood& et al.(۵۶)	۲۰۱۷	C3 / C4 / Cz	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۲	۲۱/۶	مرد و زن	ادراک درد	نیمه خبره	همگانی
Abdelmoula & et al. (۵۸)	۲۰۱۶	C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ و الکترود کاتدی بالای شانه	۲	۱۰	با گروه کنترل	۲۲	۲۸	مرد و زن	خستگی عصبی عضلانی	مبتدی	همگانی
Lattari & et al.(۲۱)	۲۰۱۶	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۳	۲۰	بدون گروه کنترل	۱۰	۲۴/۴	مرد	قدرت عضلانی	مبتدی	همگانی
Lattari & et al.(۲۰)	۲۰۱۶	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ دوطرفه و جفت الکترود مخالف بر روی شانه‌های همان طرف	۳	۲۰	بدون گروه کنترل	۱۰	۲۳	زن	استقامت عضلانی	مبتدی	همگانی
Barwood & et al.(۹۷)	۲۰۱۶	C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ سمت چپ	۲	۲۰	بدون گروه کنترل	۶	۲۶/۵	مرد	استقامت عضلانی	خبره	دوچرخه‌سواری
Angius & et al.(۹۸)	۲۰۱۶	C3 / FP2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست/ الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ و الکترود کاتدی بالای شانه	۲	۱۰	بدون گروه کنترل	۹	۲۶/۵	مرد	استقامت عضلانی	نیمه خبره	هندبال
Magalhães & et al.(۹۹)	۲۰۱۶	T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر تمپورال سمت چپ	۵	۲۰	با گروه کنترل	۱۹	۲۳	مرد و زن	عملکرد ایزوکینتیک عضلانی	نیمه خبره	همگانی

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

Choe & et al.(۱۰۰)	۲۰۱۶	DLPFC / C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی راست و قشر حرکتی چپ	۴	۲۰	با گروه کنترل	۳۲	۲۳	مرد	حافظه کاری	خبره	خلبانی
Okano & et al.(۲۷)	۲۰۱۵	T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر تمپورال چپ	۲	۲۰	بدون گروه کنترل	۱۰	۲۵/۱	مرد	حداکثر توان هوازی	نیمه خبره	دوچرخه‌سوار
Hendy & et al.(۱۰۱)	۲۰۱۵	C3 / C4 / DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۶	۱۵	با گروه کنترل	۲۴	۳۸	زن	افزایش تحریک‌پذیری	مبتدی	همگانی
Vitor-Costa & et al.(۶۴)	۲۰۱۵	C3 / C4	آنودال، کاتدال	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۲	۱۳	با گروه کنترل	۱۱	۲۳	مرد	استقامت عضلانی	خبره	دوچرخه‌سواری
Montenegro & et al.(۱۰۲)	۲۰۱۵	C3 / C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۴	۳۳	مرد	قدرت عضلانی	مبتدی	همگانی
Ayres Montenegro & et al. (۱۰۳)	۲۰۱۵	C3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ	۱	۱۵	با گروه کنترل	۱۳	۲۶	مرد	ادراک خستگی	نیمه خبره	همگانی
Angius & et al.(۱۰۴)	۲۰۱۵	C3 / FP2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی چپ و الکترود کاتدی پیش‌پیشانی راست/ الکترود آندی قشر حرکتی چپ و الکترود کاتدی بالای شانه	۳	۱۵	بدون گروه کنترل	۹	۲۴	مرد	ادراک درد	نیمه خبره	همگانی
Hendy & et al.(۱۰۵)	۲۰۱۳	F3 / FP2	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر پیشانی چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست	۳	۲۰	با گروه کنترل	۳۰	۲۶	مرد و زن	انعطاف‌پذیری قشر حرکتی	مبتدی	همگانی
Kan & et al.(۵۹)	۲۰۱۳	C4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی روی شانهٔ راست	۱	۱۰	با گروه کنترل	۳۰	۲۸	مرد و زن	حداکثر قدرت انقباض ایزومتریک	مبتدی	همگانی
Muthalib & et al.(۶۰)	۲۰۱۳	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۱۰	با گروه کنترل	۱۵	۲۳	مرد	خستگی عصبی-عضلانی	مبتدی	همگانی
Williams & et al. (۶۵)	۲۰۱۳	C3 / T3	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه/ الکترود آندی قشر تمپورال چپ	۱	۲۰	با گروه کنترل	۱۸	۲۸	مرد و زن	خستگی عضلانی	نیمه خبره	همگانی
Lampropoulou et al. (۱۰۶)	۲۰۱۳	C3	آندال، کاتدال	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ	۱	۱۰	با گروه کنترل	۱۲	۲۷/۷	مرد	قدرت ایزومتریک	نیمه خبره	همگانی
ارسطو و همکاران (۱۰۷)	۱۳۹۹	C4 / FP1	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی چپ	۳	۲۰	با گروه کنترل	۲۴	۲۷/۷	مرد	اضطراب	مبتدی جانباز	همگانی
عربی و همکاران (۱۰۸)	۱۳۹۹	C4 / FP1	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی چپ	۳	۲۰	با گروه کنترل	۴۵	۲۵	مرد و زن	کنترل پاسچر	مبتدی جانباز	همگانی
مهدی پور و همکاران (۲۴)	۱۳۹۹	C3 - FP2 / Oz - Cz	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست/ الکترود آندی قشر بینایی و الکترود کاتدی قشر حرکتی اولیه	۶	۱۵	با گروه کنترل	۴۵	۳۲	مرد و زن	پرتاب آزاد بسکتبال	نیمه خبره	بسکتبال
مقدس تبریزی و همکاران (۱۰۹)	۱۳۹۸	F4 / P4	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیشانی راست و الکترود کاتدی قشر آهیانهٔ راست	۱	۱۵	با گروه کنترل	۵۴	۳۱/۵	مرد	چرخش ذهنی تصاویر دست و حافظه دیداری-خضایی	مبتدی	همگانی
ارسطو و همکاران (۱۱۰)	۱۳۹۸	C4 / FP1	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی چپ	۳	۲۰	با گروه کنترل	۲۴	۳۷/۵	مرد	زمان واکنش	مبتدی جانباز	همگانی
نظری پیردوستی و همکاران	۱۳۹۸	C3 / C4 / FP2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیه و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست	۲	۱۵	بدون گروه کنترل	۱۰	۲۰	زن	اجرای قدرتی و استقامتی	مبتدی	همگانی
یاوری کاتب و همکاران	۱۳۹۷	F4 / P4	آندال و	الکترود آندی قشر پیشانی راست و	۵	۱۵	با گروه	۶۰	۲۴/۵	مرد و	توانایی تصویرسازی	مبتدی	همگانی

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

(۱۱۱)			مرجع	الکترود کاتدی قشر پیشانی چپ/ الکترود آندی قشر آهیانـهٔ راسـت و الکترود کاتدی آهیانـهٔ چپ			کنترل			زن			
دلفانی و همکاران (۱۱۲)	۱۳۹۷	C4 / FP1	آندال	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی چپ	۳	۱۵	با گروه کنترل	۲۰	۲۴	مرد	کنترل پاسچر	نیمه خبره	رزمی
ارسطو و همکاران (۱۱۳)	۱۳۹۷	F3 / FP2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی چپ و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست	۳	۱۵	با گروه کنترل	۲۴	۲۱/۲	مرد	حافظه کـاری	مبتدی جانباز	همگانی
عابدان‌زاده و همکاران (۱۱۴)	۱۳۹۶	DLPFC	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی	۱	۲۰	با گروه کنترل	۲۸	۲۴/۵	مرد و زن	توجه انتخابی	مبتدی	همگانی
زمانی و همکاران (۲۵)	۱۳۹۶	C4 / FP2	آندال و مرجع	الکترود آندی قشر حرکتی اولیهٔ راست و الکترود کاتدی قشر پیش‌پیشانی راست	۲	۲۰	با گروه کنترل	۳۰	۲۱/۵	مرد	حافظه کاری و زمان واکنش	مبتدی	همگانی

نتایج فراتحلیل

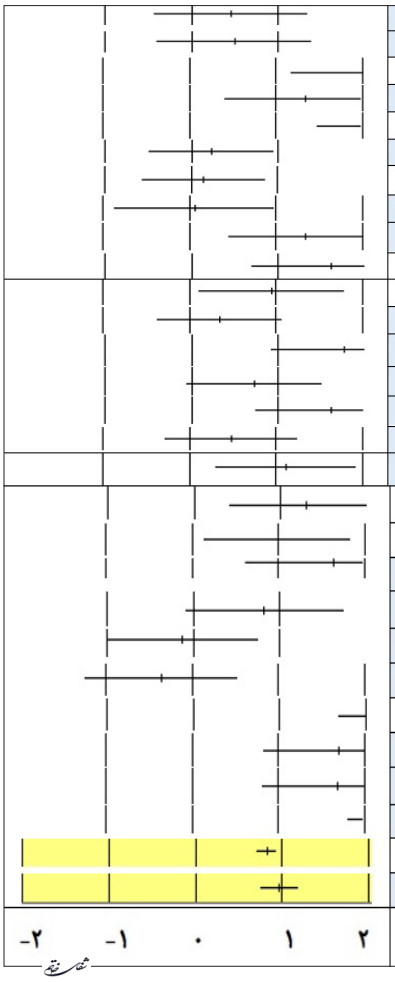
جـدول ۲ فراتحلیـل مطالعـات اثـر مداخـلات tDCS بـر عملکـرد ورزشـکاران در ۲۶ مطالعـه را نشـان می‌دهـد. میانگیـن انـدازه اثـر کلـی مطالعـات انجـام شـده در زمینـهٔ اثر مداخـلات tDCS بـر عملکـرد ورزشـکاران بـرای مـدل اثـرات ثابـت برابـر بـا (Z=۱۴/۴۸۷) و معنـی‌داری (P<۰/۰۰۱) اسـت و بـرای اثـرات تصادفـی برابـر بـا (Z=۸/۷۷۸) و معنـی‌داری (P<۰/۰۰۱) اسـت کـه نشـان‌دهندهٔ ناهمگونـی مطالعـات اسـت (۱۱۵). بدیـن ترتیـب فـرض صفـر مبنـی بـر این‌کـه

جدول ۲- اندازهٔ اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

پژوهشگر	سال	tDCS			کنترل			وزن مطالعه	اندازه اثر و فاصله اطمینان ۹۵ درصدی
		Mean	SD	N	Mean	SD	N		
Wertheim et al. (۷۵)	۲۰۲۰	۵۵۰۹	۵۸۱۶	۲۶	۵۴۱۴۴	۱۹۶۳	۲۵	۴/۱۷۸	۰/۱۷۹ [۰/۵۹۹ و ۰/۴۹۹-]
		۰/۷۲	۰/۱۳	۲۶	۰/۷	۰/۱۲	۲۵	۴/۱۶۶	۰/۵۶۹ [۰/۷۱۰ و ۰/۳۹۰-]
Kamali et al. (۸۷)	۲۰۱۹	۱۷/۴	۵/۶	۸	۳۵/۵	۱/۵	۸	۰/۴۸۶	۴/۴۸۷ [۵/۲۹۳ و ۲/۰۷۴]
		۱۱/۸	۳/۱	۸	۱۴/۵	۲/۳	۸	۱/۱۶۹	۱/۸۶۷ [۲/۰۲۷ و ۰/۰۴۹-]
		۳۲۴۴	۶۵۲/۴	۶	۲۴۶۶	۴۳۲/۵	۶	۰/۹۰۰	۱/۴۳۱ [۲/۰۴۷ و ۰/۳۲۰-]
		۱۵/۶	۴/۲	۶	۱۹/۱	۳/۵	۶	۰/۸۹۲	۱/۴۹۳ [۲/۰۹۴ و ۰/۲۸۳-]
Park et al. (۸۲)	۲۰۱۹	۵۲/۲۴	۴/۲۴	۱۰	۱۶/۳۳	۳/۵	۱۰	۱/۰۵۴	۳/۷۷۸ [۳/۲۰۰ و ۱/۰۱۴]
Huang et al. (۸۸)	۲۰۱۹	۵۶۵/۲۵	۳۹/۷۳	۹	۵۶۸/۳۹	۲۸/۷۸	۹	۱/۴۷۴	۰/۱۸۶ [۱/۰۱۲ و ۰/۸۳۷-]
		۰/۹۲	۰/۰۵	۹	۰/۸۸	۰/۰۶	۹	۱/۳۸۵	۱/۴۸۸ [۱/۶۷۸ و ۰/۲۲۹-]
		۰/۹۶	۰/۰۲	۹	۰/۹۵	۰/۰۳	۹	۱/۴۴۸	۰/۸۲۴ [۱/۳۲۵ و ۰/۵۴۱-]
Ota et al. (۸۴)	۲۰۱۹	۲۳۴۵	۲۵/۶	۱۵	۲۳۷۶	۳۲/۱	۱۵	۲/۱۵۲	۲/۷۳۶ [۱/۸۳۳ و ۰/۳۰۳-]
		۱۶۴/۲۱	۵/۶	۱۵	۱۴۹/۱۲	۱۱/۹	۱۵	۱/۴۴۲	۴/۹۸۱ [۳/۳۱۰ و ۱/۴۴۱]
Holgado et al.(۹۱)	۲۰۱۸	۲۳۸/۰۵	۳۸/۹	۱۲	۲۲۹/۴	۴۲/۵	۱۲	۱/۹۵۶	۰/۵۱۹ [۱/۰۱۵ و ۰/۵۹۰-]
Angius et al.(۲۳)	۲۰۱۸	۱۴/۳	۲/۶	۶	۱۱/۱	۳/۱	۶	۰/۸۵۱	۱/۸۰۲ [۲/۳۳۵ و ۰/۰۹۸-]
Lattari et al.(۲۶)	۲۰۱۷	۸	۰/۳	۱۱	۸/۴	۱/۶	۱۱	۱/۷۷۷	-۰/۸۰۹ [۰/۴۹۵ و ۰/۱۹۰-]
		۱۹۹/۵	۹۷/۲	۱۱	۱۳۷/۱	۷۳/۱	۱۱	۱/۶۹۲	۱/۶۴۸ [۱/۵۸۸ و ۰/۱۳۷-]
		۲۳۴۰/۲	۴۵۸/۹	۱۵	۱۵۴۱/۸	۲۸۷/۶	۱۵	۱/۶۴۳	۴/۴۶۳ [۲/۵۶۹ و ۱/۱۱۸]
		۱۵۱۹/۴	۳۳۵	۱۵	۱۵۴۱/۸	۲۸۷/۶	۱۵	۲/۴۵۸	۰/۱۹۶ [۰/۷۸۸ و ۰/۶۴۴-]
		۴/۸	۱/۰۱	۱۵	۴/۹۳	۱/۹۶	۱۵	۲/۴۵۷	۰/۲۲۸ [۰/۷۹۹ و ۰/۶۳۳-]
		۶/۳۳	۱/۲۹	۱۵	۴/۹۳	۱/۹۶	۱۵	۲/۲۵۸	۲/۲۱۴ [۱/۵۹۱ و ۰/۰۹۷-]
Flood et al.(۵۶)	۲۰۱۷	۲۴/۴۸	۱/۷۳	۱۲	۲۳/۹۲	۲/۷۱	۱۲	۱/۹۵۳	۰/۶۰۱ [۱/۰۵۰ و ۰/۵۵۷-]
		۱۷/۲۵	۴/۰۹	۱۲	۱۵/۳۳	۳/۲	۱۲	۱/۹۰۲	۱/۲۵۹ [۱/۳۳۷ و ۰/۲۹۱-]
		۱/۲۳	۱/۲۱	۱۲	۰/۲۶	۰/۹۹	۱۲	۱/۷۸۶	۲/۱۰۶ [۱/۷۴۲ و ۰/۰۶۳-]
		۹۳/۰۷	۳۳/۷۳	۱۲	۱۰۰/۲۷	۴۴/۲۵	۱۲	۱/۹۵۹	۰/۴۴۷ [۰/۹۸۵ و ۰/۶۱۹-]
Angius et al. (۹۸)	۲۰۱۶	۱۹۱	۱۲۴	۹	۱۷۳	۱۱۴	۹	۱/۴۷۱	۰/۳۲۰ [۱/۰۷۶ و ۰/۷۷۴-]
		۲۱۹	۱۳۶	۹	۱۷۳	۱۱۴	۹	۱/۴۵۱	۰/۷۷۱ [۱/۲۹۸ و ۰/۵۶۵-]
Abdelmoula et al. (۵۸)	۲۰۱۶	۱۶۲/۴	۵۲/۸	۱۱	۱۴۶/۶	۴۲/۷	۱۱	۱/۷۷۹	۰/۷۶۷ [۱/۱۷۰ و ۰/۵۱۲-]
Sales et al.	۲۰۱۶	۸۲۵	۲۵/۵	۱۰	۷۴۵	۶۳/۵	۱۰	۰/۸۵۳	۴/۱۴۰ [۳/۷۸۲ و ۰/۳۵۲-]
		۲۵۳	۱۴/۵	۱۰	۲۳۸/۵	۲۰/۵	۱۰	۱/۴۳۲	۱/۷۲۳ [۱/۷۶۳ و ۰/۱۱۳-]
Okano et al.(۲۷)	۲۰۱۵	۳۱۱/۲	۲۹/۹	۱۰	۳۰۱	۱۹/۸	۱۰	۱/۵۹۳	۱/۰۶۱ [۱/۳۷۰ و ۰/۴۰۸-]
		۷۵۱/۴	۷۱/۵	۱۰	۷۲۳/۷	۴۵	۱۰	۱/۵۹۷	۱/۰۲۳ [۱/۳۵۲ و ۰/۴۲۵-]
		۱۴۷/۵	۵۳/۳	۱۰	۱۲۵	۳۵/۴	۱۰	۱/۵۹۰	۱/۰۹۵ [۱/۳۸۷ و ۰/۳۹۳-]

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

Vitor-Costa et al.(۶۴)	۲۰۱۵	۴۸۵	۳۵/۲	۱۱	۴۱۵	۲۶/۵	۱۱	۱/۱۰۶	۳/۳۱۴ و ۱/۱۷۹]	۴/۱۲۶
		۴۵۰	۲۵/۷	۱۱	۴۱۵	۲۶/۵	۱۱	۱/۴۷۲	۲/۲۶۶ و ۰/۴۱۶]	۲/۸۴۱
Angius et al.(۱۰۴)	۲۰۱۵	۱۱/۵	۱/۳	۹	۷/۶	۱/۵	۹	۰/۷۵۱	۴/۰۷۴ و ۱/۴۸۳]	۴/۲۰۵
Kan et al.(۵۹)	۲۰۱۳	۳۲۲/۸	۱۲۲/۴	۱۵	۳۵۴/۵	۱۴۴/۸	۱۵	۲/۴۴۲	۰/۹۵۵ و ۰/۴۸۲]	۰/۶۴۵
Muthalib et al.(۶۰)	۲۰۱۳	۳۳۳	۱۱۹	۱۵	۳۵۳	۱۴۶	۱۵	۲/۴۵۲	۰/۸۶۷ و ۰/۵۶۷]	۰/۴۱۱
Williams et al.(۶۵)	۲۰۱۳	۱۵۵۱	۸۲۶/۸	۹	۱۴۹۱	۱۰۱۶/۲	۹	۱/۴۷۵	۰/۹۸۹ و ۰/۸۵۹]	۰/۱۳۸
Lampropoulou et al.(۱۰۶)	۲۰۱۳	۱/۲	۰/۲	۱۲	۱/۸	۰/۶	۱۲	۱/۶۰۶	۲/۲۲۷ و ۰/۴۵۶]	۲/۹۶۹
ارسطو و همکاران (۱۰۷)	۱۳۹۹	۲۶/۹۱	۲/۹۹	۱۲	۳۲/۴۱	۳/۷۵	۱۲	۱/۴۸۱	۲/۵۴۴ و ۰/۶۹۹]	۳/۴۴۶
		۳۴/۶۶	۵/۰۳	۱۲	۳۹/۰۱	۴/۰۱	۱۲	۱/۷۶۵	۱/۸۰۱ و ۰/۱۱۲]	۲/۲۱۹
مهدی پور و همکاران (۲۴)	۱۳۹۹	۴۰/۴۷	۲۲/۲	۱۵	۳۳/۲	۱۸/۵	۱۵	۱/۴۲۱	۱/۰۷۷ و ۰/۳۶۶]	۰/۹۶۷
		۶۰/۷	۱۹	۱۵	۹۳	۱۷/۵	۱۵	۱/۷۶۸	۲/۶۱۲ و ۰/۹۲۴]	۴/۱۰۶
مقدس تبریزی و همکاران (۱۰۹)	۱۳۹۸	۱۰۳۰/۲۱	۷۰/۲۹	۱۳	۱۶۰۱/۰۴	۲۵۱/۳۸	۱۳	۰/۹۸۸	۴/۲۷۶ و ۲/۰۱۸]	۵/۴۶۴
		۹۸/۱۳	۲/۲۱	۱۳	۹۵/۲۳	۵/۲۹	۱۳	۲/۰۷۴	۱/۵۰۵ و ۰/۰۵۴]	۱/۸۲۵
		۱۳۲۶/۴۹	۲۱۴/۷۷	۱۳	۱۷۴۷/۶۳	۳۰۲/۴۸	۱۳	۱/۶۶۷	۲/۴۸۵ و ۰/۷۴۷]	۳/۶۴۴
		۵۹/۲۳	۴/۴۶	۱۳	۹۳/۰۵	۴/۴۶	۱۳	۲/۱۴۶	۱/۲۵۵ و ۰/۲۷۷]	۱/۲۵۱
		۶/۵	۰/۹۴	۱۳	۵/۵۴	۰/۷۷	۱۳	۱/۹۱۴	۱/۹۲۴ و ۰/۳۰۲]	۲/۶۸۹
		۲۰۳۴/۷۲	۱۳۱/۸۶	۱۳	۲۵۰۵/۸۱	۱۵۵/۳۳	۱۳	۰/۹۴۳	۴/۴۳۶ و ۲/۱۲۵]	۵/۵۶۴
ارسطو و همکاران (۱۱۰)	۱۳۹۸	۲۹۴/۵	۳۷/۹۶	۱۲	۳۴۲/۷۵	۳۶/۶۲	۱۲	۱/۶۲۷	۲/۱۷۴ و ۰/۴۱۴]	۲/۸۸۲
		۵۰۸/۲۵	۷۶/۳۳	۱۲	۵۷۷/۷۵	۶۷/۱۸	۱۲	۱/۷۵۲	۱/۸۴۰ و ۰/۱۴۴]	۲/۲۹۳
نظری پیردوستی و همکاران	۱۳۹۸	۲۹/۴	۴/۳۷	۱۰	۲۱/۴	۵/۳۴	۱۰	۱/۲۲۷	۲/۶۵۳ و ۰/۶۲۶]	۳/۱۷۲
		۸۵۸/۳	۲۷۶/۸۶	۱۰	۶۱۱/۲	۲۴۹/۱	۱۰	۱/۵۱۱	۱/۷۳۷ و ۰/۰۸۹]	۱/۷۷۰
		۱۷۳	۳۳/۲۴	۱۰	۱۷۶/۶۶	۲۴/۱۹	۱۰	۱/۶۳۶	۰/۷۵۱ و ۱/۰۰۳]	-۰/۲۸۱
		۴۱/۹	۱۱/۲۹	۱۰	۴۶/۱	۱۲/۴	۱۰	۱/۶۱۴	۰/۵۲۹ و ۱/۲۳۸]	-۰/۷۸۶
ارسطو و همکاران (۱۱۳)	۱۳۹۷	۸۱/۶۶	۹/۵۶	۱۲	۵۹/۱۶	۵/۹۹	۱۲	۰/۹۸۶	۳/۹۵۱ و ۱/۴۹۹]	۴/۸۹۲
عابدان زاده و همکاران (۱۱۴)	۱۳۹۶	۱۴۳۷/۶۹	۱۴۶/۶۴	۱۴	۱۷۳۷/۱۶	۲۰۱/۹۵	۱۴	۱/۶۸۶	۲/۵۶۴ و ۰۱/۴۹۹]	۳/۸۵۵
		۱۳۸۱/۰۷	۱۶۲/۴۹	۱۴	۱۶۰۳/۷۶	۹۲/۹۲	۱۴	۱/۶۹۵	۲/۵۴۴ و ۰۱/۴۹۹]	۳/۸۲۱
		۱۶۲۲/۳	۷۲/۴۸	۱۴	۱۹۰۰/۹۲	۱۱۶/۶۷	۱۴	۱/۱۳۱	۳/۹۲۴ و ۱/۴۹۹]	۵/۳۲۹
کل (اندازه ثابت)									P=۰/۰۰۰ و M=۰/۹۴۲	
کل (اندازه تصادفی)									P=۰/۰۰۰ و M=۱/۱۸۷	



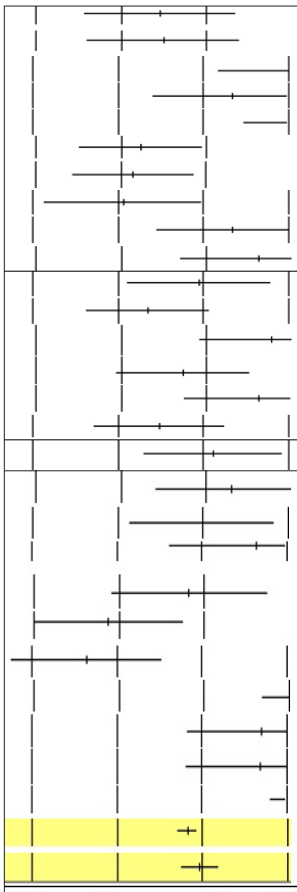
جدول ۳- آماره‌های اندازهٔ اثر ثابت و تصادفی فراتحلیل تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

پژوهشگر	سال	tDCS			کنترل			وزن مطالعه	اندازه اثر و فاصله اطمینان ۹۵ درصدی
		Mean	SD	N	Mean	SD	N		
Wertheim & et al.(۷۵)	۲۰۲۰	۵۵۰۹	۵۸۱۶	۲۶	۵۴۱۴۴	۱۹۶۳	۲۵	۴/۱۷۸	۰/۵۹۹ و ۰/۴۹۹] ۰/۱۷۹
		۰/۷۲	۰/۱۳	۲۶	۰/۷	۰/۱۲	۲۵	۴/۱۶۶	۰/۷۱۰ و ۰/۳۹۰] ۰/۵۶۹
Kamali& et al.(۸۷)	۲۰۱۹	۱۷/۴	۵/۶	۸	۳۵/۵	۱/۵	۸	۰/۴۸۶	۵/۲۹۳ و ۲/۰۷۴] ۴/۴۸۷
		۱۱/۸	۳/۱	۸	۱۴/۵	۲/۳	۸	۱/۱۶۹	۲/۰۲۷ و ۰/۰۴۹] ۱/۸۶۷
		۳۲۴۴	۶۵۲/۴	۶	۲۴۶۶	۴۳۲/۵	۶	۰/۹۰۰	۲/۰۴۷ و ۰/۳۲۰] ۱/۴۳۱
		۱۵/۶	۴/۲	۶	۱۹/۱	۳/۵	۶	۰/۸۹۲	۲/۰۹۴ و ۰/۲۸۳] ۱/۴۹۳
Park& et al. (۸۲)	۲۰۱۹	۵۲/۲۴	۴/۲۴	۱۰	۱۶/۳۳	۳/۵	۱۰	۱/۰۵۴	۳/۲۰۰ و ۱/۰۱۴] ۳/۷۷۸
Huang& et al.(۸۸)	۲۰۱۹	۵۶۵/۳۵	۳۹/۷۳	۹	۵۶۸/۳۹	۲۸/۷۸	۹	۱/۴۷۴	۱/۰۱۲ و ۰/۸۳۷] ۰/۱۸۶
		۰/۹۲	۰/۰۵	۹	۰/۸۸	۰/۰۶	۹	۱/۳۸۵	۱/۶۷۸ و ۰/۲۲۹] ۱/۴۸۸
		۰/۹۶	۰/۰۲	۹	۰/۹۵	۰/۰۳	۹	۱/۴۴۸	۱/۳۲۵ و ۰/۵۴۱] ۰/۸۲۴
Ota& et al.(۸۴)	۲۰۱۹	۲۳۴۵	۲۵/۶	۱۵	۲۳۷۶	۳۲/۱	۱۵	۲/۱۵۲	۱/۸۳۳ و ۰/۳۰۳] ۲/۷۳۶
		۱۶۴/۲۱	۵/۶	۱۵	۱۴۹/۱۲	۱۱/۹	۱۵	۱/۴۴۲	۳/۳۱۰ و ۱/۴۴۱] ۴/۹۸۱
Holgado& et al.(۹۱)	۲۰۱۸	۲۳۸/۰۵	۳۸/۹	۱۲	۲۲۹/۴	۴۲/۵	۱۲	۱/۹۵۶	۱/۰۱۵ و ۰/۵۹۰] ۰/۵۱۹
Angius& et al.(۲۳)	۲۰۱۸	۱۴/۳	۲/۶	۶	۱۱/۱	۳/۱	۶	۰/۸۵۱	۲/۳۳۵ و ۰/۰۹۸] ۱/۸۰۲
Lattari& et al.(۲۶)	۲۰۱۷	۸	۰/۳	۱۱	۸/۴	۱/۶	۱۱	۱/۷۷۷	۰/۴۹۵ و ۰/۱۹۰] -۰/۸۰۹
		۱۹۹/۵	۹۷/۲	۱۱	۱۳۷/۱	۷۳/۱	۱۱	۱/۶۹۲	۱/۵۸۸ و ۰/۱۳۷] ۱/۶۴۸
		۲۳۴۰/۲	۴۵۸/۹	۱۵	۱۵۴۱/۸	۲۸۷/۶	۱۵	۱/۶۴۳	۲/۵۶۹ و ۱/۱۱۸] ۴/۴۶۳
		۱۵۱۹/۴	۳۳۵	۱۵	۱۵۴۱/۸	۲۸۷/۶	۱۵	۲/۴۵۸	۰/۷۸۸ و ۰/۶۴۴] ۰/۱۹۶
		۴/۸	۱/۰۱	۱۵	۴/۹۳	۱/۹۶	۱۵	۲/۴۵۷	۰/۷۹۹ و ۰/۶۳۳] ۰/۲۲۸
		۶/۳۳	۱/۲۹	۱۵	۴/۹۳	۱/۹۶	۱۵	۲/۲۵۸	۱/۵۹۱ و ۰/۰۹۷] ۲/۲۱۴
Flood& et al.(۵۶)	۲۰۱۷	۲۴/۴۸	۱/۷۳	۱۲	۲۳/۹۲	۲/۷۱	۱۲	۱/۹۵۳	۱/۰۵۰ و ۰/۵۵۷] ۰/۶۰۱
		۱۷/۲۵	۴/۰۹	۱۲	۱۵/۳۳	۳/۲	۱۲	۱/۹۰۲	۱/۳۳۷ و ۰/۲۹۱] ۱/۲۵۹
		۱/۲۳	۱/۲۱	۱۲	۰/۲۶	۰/۹۹	۱۲	۱/۷۸۶	۱/۷۴۲ و ۰/۰۶۳] ۲/۱۰۶
		۹۳/۰۷	۳۳/۷۳	۱۲	۱۰۰/۲۷	۴۴/۲۵	۱۲	۱/۹۵۹	۰/۹۸۵ و ۰/۶۱۹] ۰/۴۴۷
Angius& et al.(۹۸)	۲۰۱۶	۱۹۱	۱۲۴	۹	۱۷۳	۱۱۴	۹	۱/۴۷۱	۱/۰۷۶ و ۰/۷۷۴] ۰/۳۲۰
		۲۱۹	۱۳۶	۹	۱۷۳	۱۱۴	۹	۱/۴۵۱	۱/۲۹۸ و ۰/۵۶۵] ۰/۷۷۱
Abdelmoula& et al.(۵۸)	۲۰۱۶	۱۶۲/۴	۵۲/۸	۱۱	۱۴۶/۶	۴۲/۷	۱۱	۱/۷۷۹	۱/۱۷۰ و ۰/۵۱۲] ۰/۷۶۷
Sales& et al.	۲۰۱۶	۸۲۵	۲۵/۵	۱۰	۷۴۵	۶۳/۵	۱۰	۰/۸۵۳	۳/۷۸۲ و ۰/۳۵۲] ۴/۱۴۰
		۲۵۳	۱۴/۵	۱۰	۲۳۸/۵	۲۰/۵	۱۰	۱/۴۳۲	۱/۷۶۳ و ۰/۱۱۳] ۱/۷۲۳
Okano& et al.(۲۷)	۲۰۱۵	۳۱۱/۲	۲۹/۹	۱۰	۳۰۱	۱۹/۸	۱۰	۱/۵۹۳	۱/۳۷۰ و ۰/۴۰۸] ۱/۰۶۱
		۷۵۱/۴	۷۱/۵	۱۰	۷۲۳/۷	۴۵	۱۰	۱/۵۹۷	۱/۳۵۲ و ۰/۴۲۵] ۱/۰۲۳
		۱۴۷/۵	۵۳/۳	۱۰	۱۲۵	۳۵/۴	۱۰	۱/۵۹۰	۱/۳۸۷ و ۰/۲۹۳] ۱/۰۹۵

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

Vitor-Costa& et al.(۶۴)	۲۰۱۵	۴۸۵	۳۵/۲	۱۱	۴۱۵	۲۶/۵	۱۱	۱/۱۰۶	۴/۱۲۶ [۱/۱۷۹ و ۳/۳۱۴]			
		۴۵۰	۲۵/۷	۱۱	۴۱۵	۲۶/۵	۱۱	۱/۴۷۲	۲/۸۴۱ [-۰/۴۱۶ و ۲/۲۶۶]			
Angius& et al.(۱۰۴)	۲۰۱۵	۱۱/۵	۱/۳	۹	۷/۶	۱/۵	۹	۰/۷۵۱	۴/۲۰۵ [۱/۴۸۳ و ۴/۰۷۴]			
Kan& et al.(۵۹)	۲۰۱۳	۳۲۲/۸	۱۲۲/۴	۱۵	۳۵۴/۵	۱۴۴/۸	۱۵	۲/۴۴۲	۰/۶۴۵ [-۰/۴۸۲ و ۰/۹۵۵]			
Muthalib& et al. (۶۰)	۲۰۱۳	۳۳۳	۱۱۹	۱۵	۳۵۳	۱۴۶	۱۵	۲/۴۵۲	۰/۴۱۱ [-۰/۵۶۷ و ۰/۸۶۷]			
Williams& et al.(۶۵)	۲۰۱۳	۱۵۵۱	۸۲۶/۸	۹	۱۴۹۱	۱۰۱۶/۲	۹	۱/۴۷۵	۰/۱۳۸ [-۰/۸۵۹ و ۰/۹۸۹]			
Lampropoulou& et al.(۱۰۶)	۲۰۱۳	۱/۲	۰/۲	۱۲	۱/۸	۰/۶	۱۲	۱/۶۰۶	۲/۹۶۹ [۰/۴۵۶ و ۲/۲۲۷]			
ارسطو و همکاران (۱۰۷)	۱۳۹۹	۲۶/۹۱	۲/۹۹	۱۲	۳۲/۴۱	۳/۷۵	۱۲	۱/۴۸۱	۳/۴۴۶ [۰/۶۹۹ و ۲/۵۴۴]			
		۳۴/۶۶	۵/۰۳	۱۲	۳۹/۰۱	۴/۰۱	۱۲	۱/۷۶۵	۲/۲۱۹ [۰/۱۱۲ و ۱/۸۰۱]			
مهدی‌پور و همکاران (۲۴)	۱۳۹۹	۴۰/۴۷	۲۲/۲	۱۵	۳۳/۲	۱۸/۵	۱۵	۱/۴۲۱	۰/۹۶۷ [-۰/۳۶۶ و ۱/۰۷۷]			
		۶۰/۷	۱۹	۱۵	۹۳	۱۷/۵	۱۵	۱/۷۶۸	۴/۱۰۶ [۰/۹۲۴ و ۲/۶۱۲]			
مقدس تبریزی و همکاران (۱۰۹)	۱۳۹۸	۱۰۳۰/۲۱	۷۰/۲۹	۱۳	۱۶۰۱/۰۴	۲۵۱/۳۸	۱۳	۰/۹۸۸	۵/۴۶۴ [۲/۰۱۸ و ۴/۲۷۶]			
		۹۸/۱۳	۲/۲۱	۱۳	۹۵/۲۳	۵/۲۹	۱۳	۲/۰۷۴	۱/۸۲۵ [-۰/۰۵۴ و ۱/۵۰۵]			
		۱۳۲۶/۴۹	۲۱۴/۷۷	۱۳	۱۷۴۷/۶۳	۳۰۲/۴۸	۱۳	۱/۶۶۷	۳/۶۴۴ [۰/۷۴۷ و ۲/۴۸۵]			
		۵۹/۲۳	۴/۴۶	۱۳	۹۳/۰۵	۴/۴۶	۱۳	۲/۱۴۶	۱/۲۵۱ [-۰/۲۷۷ و ۱/۲۵۵]			
		۶/۵	۰/۹۴	۱۳	۵/۵۴	۰/۷۷	۱۳	۱/۹۱۴	۲/۶۸۹ [۰/۳۰۲ و ۱/۹۲۴]			
		۲۰۳۴/۷۲	۱۳۱/۸۶	۱۳	۲۵۰۵/۸۱	۱۵۵/۳۳	۱۳	۰/۹۴۳	۵/۵۶۴ [۲/۱۲۵ و ۴/۴۳۶]			
ارسطو و همکاران (۱۱۰)	۱۳۹۸	۲۹۴/۵	۳۷/۹۶	۱۲	۳۴۲/۷۵	۳۶/۶۲	۱۲	۱/۶۲۷	۲/۸۸۲ [۰/۴۱۴ و ۲/۱۷۴]			
		۵۰۸/۲۵	۷۶/۳۳	۱۲	۵۷۷/۷۵	۶۷/۱۸	۱۲	۱/۷۵۲	۲/۲۹۳ [۰/۱۴۴ و ۱/۸۴۰]			
نظری پیردوستی و همکاران	۱۳۹۸	۲۹/۴	۴/۳۷	۱۰	۲۱/۴	۵/۳۴	۱۰	۱/۲۲۷	۳/۱۷۲ [۰/۶۲۶ و ۲/۶۵۳]			
		۸۵۸/۳	۲۷۶/۸۶	۱۰	۶۱۱/۲	۲۴۹/۱	۱۰	۱/۵۱۱	۱/۷۷۰ [-۰/۰۸۹ و ۱/۷۳۷]			
		۱۷۳	۳۳/۲۴	۱۰	۱۷۶/۶۶	۲۴/۱۹	۱۰	۱/۶۳۶	-۰/۲۸۱ [-۱/۰۰۳ و ۰/۷۵۱]			
		۴۱/۹	۱۱/۲۹	۱۰	۴۶/۱	۱۲/۴	۱۰	۱/۶۱۴	-۰/۷۸۶ [-۱/۲۳۸ و ۰/۵۲۹]			
ارسطو و همکاران (۱۱۳)	۱۳۹۷	۸۱/۶۶	۹/۵۶	۱۲	۵۹/۱۶	۵/۹۹	۱۲	۰/۹۸۶	۴/۸۹۲ [۱/۴۹۹ و ۳/۹۵۱]			
عابدان زاده و همکاران (۱۱۴)	۱۳۹۶	۱۴۳۷/۶۹	۱۴۶/۶۴	۱۴	۱۷۳۷/۱۶	۲۰۱/۹۵	۱۴	۱/۶۸۶	۳/۸۵۵ [۰۱/۴۹۹ و ۲/۵۶۴]			
		۱۳۸۱/۰۷	۱۶۲/۴۹	۱۴	۱۶۰۳/۷۶	۹۲/۹۲	۱۴	۱/۶۹۵	۳/۸۲۱ [۰۱/۴۹۹ و ۲/۵۴۴]			
		۱۶۲۲/۳	۷۲/۴۸	۱۴	۱۹۰۰/۹۲	۱۱۶/۶۷	۱۴	۱/۱۳۱	۵/۳۲۹ [۱/۴۹۹ و ۳/۹۲۴]			
								کل (اندازهٔ ثابت)	M=۰/۹۴۲ و P=۰/۰۰۰			
								کل (اندازهٔ تصادفی)	M=۱/۱۷۸ و P=۰/۰۰۰			



مدل	اندازه اثر و فاصله اطمینان ۹۵ درصدی							آزمون فرض صفر (۲ دامنه)		ناهمگونی		
اثر	تعداد مطالعه	برآورد نقطه‌ای	خطای استاندارد	واریانس	حد پایین	حد بالا	Z-value	P-value	Q-value	df (Q)	P-value	I-squarwd
ثابت	۲۶	۰/۸۳۰	۰/۰۵۷	۰/۰۰۳	۰/۷۱۷	۰/۹۴۲	۱۴/۴۸۷	۰/۰۰۱	۲۱۳/۷۱۱	۲۵	۰/۰۰۱	۷۲/۳۹۳
تصادفی	۲۶	۰/۹۷۰	/۱۱۱	۰/۰۱۲	۰/۷۵۴	۱/۱۸۷	۸/۷۷۸	۰/۰۰۱				

متوسط کلی اندازهٔ اثر تفاوت ندارد، رد می‌شود. بر اساس کوهن (۱۹۸۸) برای تفسیر معنی‌داری عملی اندازهٔ اثر، ارزش‌های d بالا نشانگر میزان اندازهٔ اثر هستند؛ بنابراین میانگین اندازهٔ اثر ثابت پژوهش حاضر (۰/۹۴۲) را می‌توان به‌عنوان تأثیر بزرگ اثر مداخلات tDCS بر عملکرد ورزشکاران تفسیر کرد (۱۱۶). به‌استثنای مطالعهٔ Wertheim et al. (۲۰۲۰)؛ Kamali (۲۰۱۹)؛ Huang (۲۰۱۹)؛ Holgado (۲۰۱۸)؛ Lattari (۲۰۱۷)؛ Flood (۲۰۱۷)؛ Angi-us (۲۰۱۶)؛ Abdelmoula (۲۰۱۶)؛ Okano (۲۰۱۵)؛ Kan (۲۰۱۳)؛ Muthalib (۲۰۱۳)؛ Williams (۲۰۱۳) و نظری پیردوستی و همکاران (۱۳۹۸)، اندازهٔ اثر سایر مطالعات مورد بررسی در سطوح ۰/۹۵ تا ۰/۹۹ درصد معنی‌دار هستند و همان‌گونه که پیش‌تر آمد میانگین اندازهٔ اثر کلی تمام این ۲۶ مطالعه، در مدل اثرات ثابت در سطح P<۰/۰۰۱ معنی‌دار است. بالاترین اندازهٔ اثر در ۲۶ مطالعه مورد بررسی مربوط به مطالعهٔ مقدس تبریزی و همکاران (۱۳۹۸) با (۵/۵۶۴) است. برای بررسی ناهمگونی مطالعات از شاخص Q استفاده شد. شاخص Q برای ۲۶ مطالعه با درجهٔ آزادی ۲۵ برابر با ۲۱۳/۷۱۱ محاسبه شد که در سطح P<۰/۰۰۱ معنی‌دار است؛ بنابراین فرض صفر مبنی بر همگنی مطالعات رد می‌شود و نتیجه گرفته می‌شود که مطالعات مورد بررسی، نامتجانس و ناهمگون هستند. هرچند تعداد مطالعات کم نیست، با این حال، آماره I^2 نیز محاسبه شد که مقدار آن ۷۲/۳۹۳ است که باز نشان‌گر ناهمگونی بسیار قابل توجه در مطالعات است. بدین ترتیب مطالعات مورد بررسی در یک اندازه اثر حقیقی مشترک هستند و تفاوت‌های اندازه اثر مشاهده شده ناشی از خطای نمونه‌برداری است. از سوی دیگر، محاسبه‌های مربوط به اثر تصادفی معنی‌دار بودند. درمجموع از مدل اثرهای ثابت استفاده و نسبت به جستجوی متغیرهای تعدیل‌کننده اقدام شد. تصادفی یا غیر تصادفی بودن

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

به‌عنوان متغیر تعدیل‌کننده نتایج در نظر گرفته شد.

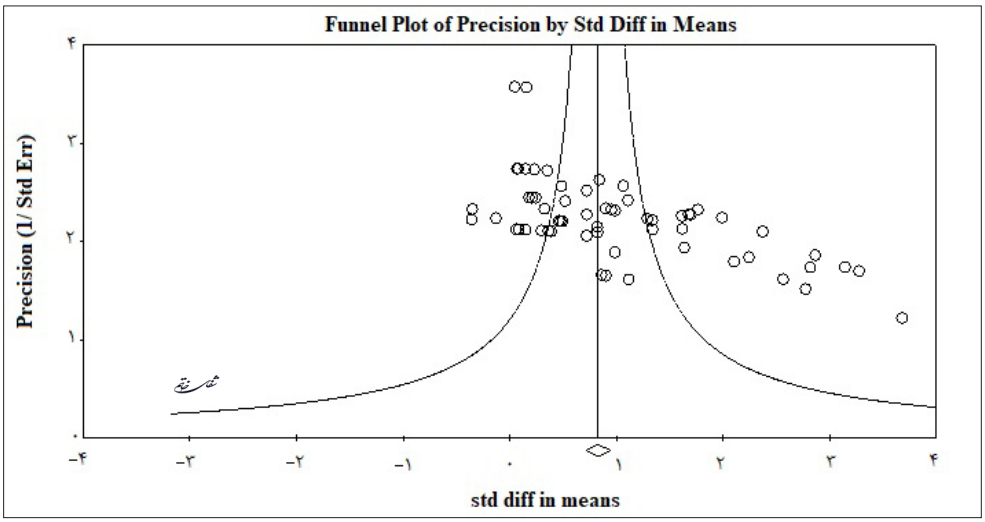
برای بررسی تورش چاپ و انتشار، نمودار قیفی توسط نرم‌افزار جامع فراتحلیل ترسیم شد و از آزمون N ایمن از خطای کلاسیک استفاده شد. همان‌گونه که نمودار بالا نشان داده شد، پژوهش حاضر تا اندازه‌ای دارای تورش چاپ و انتشار است. این امر می‌تواند ناشی از حجم نمونهٔ مطالعات مورداستفاده باشد. آزمون N ایمن از خطای کلاسیک نیز نشان داد که تفاوت بین مطالعات مشاهده شده (N=۲۶) و مطالعات جا افتاده (N=۴۷۴) قابل‌توجه است (Z=۱۴/۴۸۷، P<۰/۰۰۱).

در جدول ۴، تعداد مطالعات تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای و میانگین اندازه اثر نشان داده‌شده است. نتایج نشان می‌دهد که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با اندازه اثر بزرگ با میانگین اندازه اثر ۰/۹۴۲ به‌عنوان یک روش مداخله‌ای مؤثر بر عملکرد ورزشکاران در مطالعات محسوب می‌شود.

مدل نظری

مطابق نتایج فراتحلیل حاضر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر برخی کارکردهای شناختی؛ کارکردهای روانشناختی؛ کارکردهای فیزیولوژیکی و نتایج عملکردی ورزشکاران تأثیرگذار است. نمایه پارامترهای ساختاری در خصوص اجرای یک مداخلهٔ استاندارد تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای برای بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران مبتنی بر فراتحلیل حاضر در ذیل ارائه‌شده است:

در ادامه، نمایهٔ معادلات ساختاری به دست آمده از نتایج حاصل از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران ارائه‌شده است. همان‌طور که یافته‌های حاصل از فراتحلیل نشان داد، تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر برخی از متغیرهای مربوط به نتایج عملکردی و همچنین فرایندهای زیربنایی عملکردی همچون کارکردهای شناختی؛ روانشناختی و فیزیولوژیکی در سطح ۰/۰۱ معنی‌دار دارند. جهت آزمودن همزمان انگاره اثربخشی مفروض‌ها در پژوهش حاضر، روش الگویابی معادلات ساختاری[29] (SEM) اعمال گردید. این تحلیل‌های اثربخشی، در قالب مدل متغیرهای مستقل[30] و به‌صورت مدل‌های تحلیل مسیر[31] یک‌طرفه[32] در خصوص اثربخشی چندمتغیری نشان داده‌شده است. نمودار ذیل الگوی ارائه شده در خصوص تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران



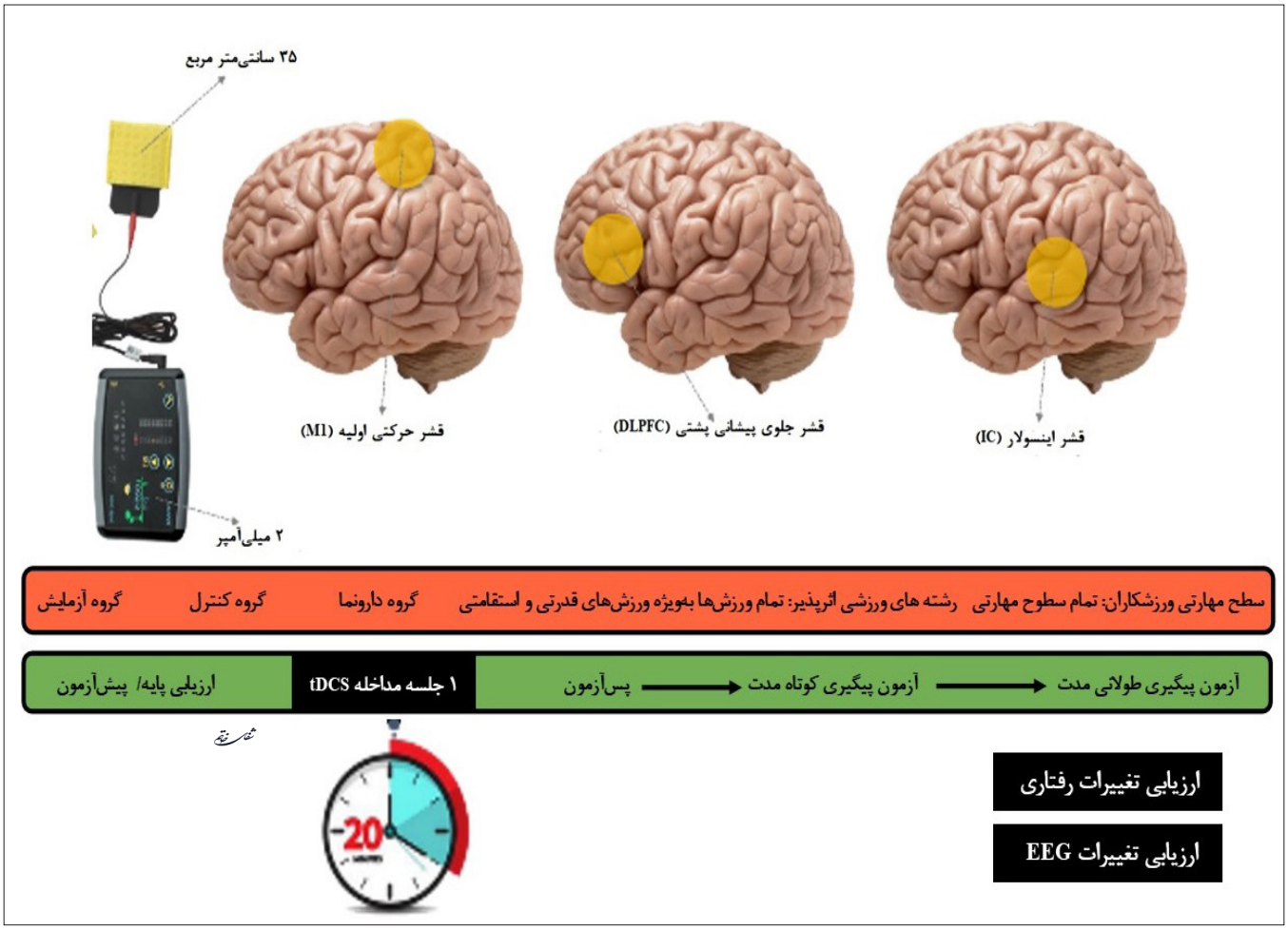
تصویر ۲- نمودار منحنی اندازهٔ اثر مطالعات خطای استاندارد میانگین در مدل اثرات ثابت تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

جدول ۴- آماره‌های اندازه اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای مؤثر بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

تعداد مطالعه	مداخلات شناختی مؤثر بر عملکرد ورزشکاران		میانگین اندازهٔ اثر	تفسیر بر اساس نظر کوهن
۲۶	تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای	کل (اندازهٔ ثابت)	۰/۹۴۲	بزرگ
		کل (اندازهٔ تصادفی)	۱/۱۸۷	بزرگ

[29] Structural Equation Modeling (SEM)
[30] Independent
[31] Path Analysis
[32] Recursive

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

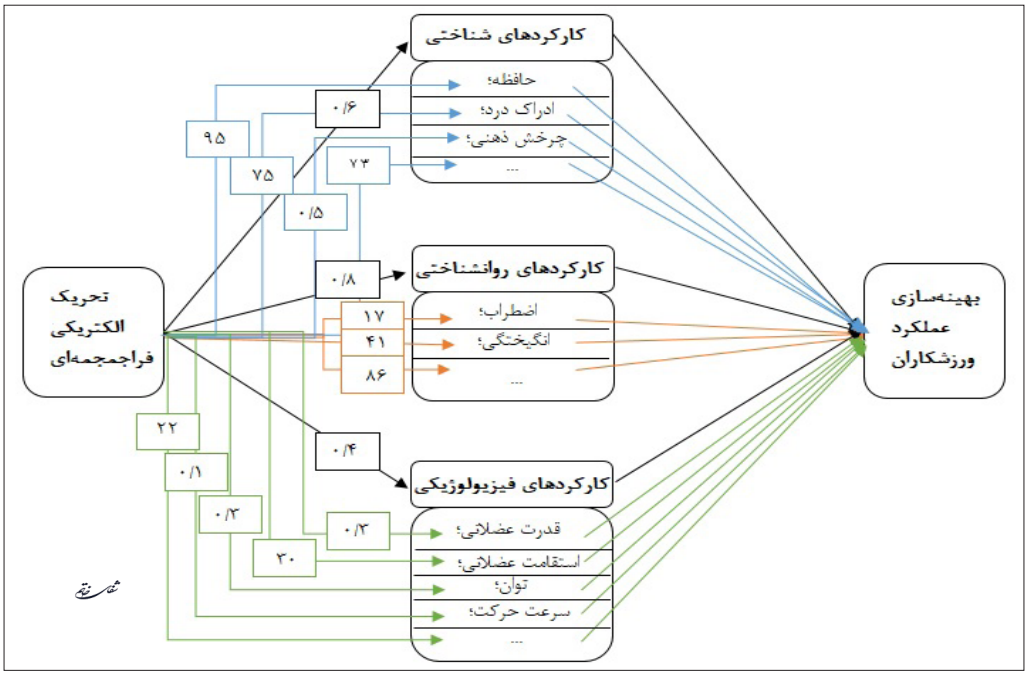


تصویر ۳- نمایه پارامترهای ساختاری در خصوص اجرای تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای برای بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

و ضرایب مسیر در میان متغیرها را نشان می‌دهد.

بحث و نتیجه‌گیری

فراتحلیل حاضر به بررسی تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای به‌عنوان یکی از روش‌های مداخلهٔ شناختی



تصویر ۴- الگوی تحلیل مسیر تأثیر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

غیرتهاجمی مغز بر بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران پرداخت. نتایج حاصل از به‌کارگیری روش فراتحلیل با بهره‌گیری از روش ترکیب اندازه اثر به روش Schmidt and Hunter در پژوهش حاضر نشان داد که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران در سه نظام اثرپذیری کارکردی شناختی، روانشناختی و فیزیولوژیکی حمایت لازم را دریافت کرد. این نتیجه مؤید آن است که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای برای بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران مؤثر است. نتایج مطالعات Wertheim و همکاران (۲۰۲۰)، Grandperrin و همکاران (۲۰۲۰)، Mesquita و همکاران (۲۰۱۹)، Seidel و همکاران (۲۰۱۹) و Lattari و همکاران (۲۰۱۹) نیز حاکی از این امر است (۷۹-۷۵). در سال‌های اخیر، چندین محقق شروع به بررسی تأثیرات tDCS بر عملکرد شناختی و رفتاری در افراد سالم کرده‌اند (۲۰-۲۳). نتایج آن‌ها نشان داده است که tDCS می‌تواند به‌عنوان یک منبع ارگونرژیک تعدیل‌کنندهٔ عصبی برای افراد سالم مورداستفاده قرار گیرد تا عملکرد بدنی را بهبود بخشد، به‌عنوان مثال منجر به افزایش قدرت عضلانی و استقامت شود (۲۶-۲۰). این تغییرات هم در افراد غیر ورزشکار و هم در ورزشکاران که در طول برنامه‌های آموزشی خود از tDCS استفاده کرده‌اند مشاهده‌شده است (۲۹-۲۶، ۲۳، ۲۰). لذا این احتمال وجود دارد که tDCS یک منبع مؤثر ارگوژنیک برای افزایش آمادگی جسمانی جهت بهبود عملکرد ورزشکاران باشد. نتایج فراتحلیل حاضر نشان داد که، در هیچ یک از مطالعات بررسی‌شده، به عوارض جانبی منفی مداخلهٔ tDCS اشاره نشده است. همچنین نتایج بررسی تفاوت بین مطالعات از جهت بهبود عملکرد ورزشکاران در پارامترهایی همچون قدرت عضلانی و استقامت، اثربخشی مناسبی از tDCS مشاهده شد. مطالعات بررسی کارایی tDCS در بهبود قدرت عضلانی، اثرات مثبت a- tDCS را با ضریب ۱/۰۳ از پارامترهای آزمایش‌شده نشان می‌دهد. در مقابل، در مطالعات ارزیابی اثرات a- tDCS در بهبود عملکرد استقامتی، a- tDCS با ضریب ۲/۳۰ پارامترهای ارزیابی‌شده، پیشرفت چشم‌گیری مشاهده شد. برخی مطالعات نیز هیچ تأثیری از استفادهٔ مکرر از a- tDCS بر بهبود عملکرد ورزشکاران نشان ندادند. لذا نیاز است تا در مورد مسیرهای آینده پژوهی tDCS بحث شود. با توجه به روند پیچیده‌ای که در تمرینات ورزشی طی می‌شود، مناطق مختلف مغزی ممکن است در تنظیم یا ایجاد محدودیت در عملکرد ورزشکاران نقش داشته باشند، بنابراین این موضوع می‌تواند توجیهی برای استفاده از tDCS جهت بهبود عملکرد ورزشی باشد. با این‌حال، مطالعات انجام‌شده در مورد tDCS و عملکرد ورزشی با توجه به فرضیهٔ پژوهش‌های بررسی‌شده، یک سؤال را ایجاد می‌کنند که چرا tDCS را در یک منطقه خاص از مغز، به‌عنوان مثال قشر حرکتی اولیه[33] (M1)، قشر پیش‌پیشانی پشتی[34] (DLPFC) و یا قشر اینسولار[35] (IC)، برای بهبود عملکرد استفاده می‌کنند؟ البته برای این سؤال هنوز پاسخ مشخصی وجود ندارد، با این وجود احتمالاتی مطرح‌شده است (۱۱۸، ۱۱۷، ۱۳). از نظر نواحی مغزی، M1 بیشترین ارتباط را با عملکرد ورزشی دارد و دلیل آن نقشی است که این ناحیه مغزی در اجرای حرکت ایفا می‌کند. مطالعات زیادی نشان داده‌اند که خستگی می‌تواند عملکرد بدنی را در اجرای مهارت‌های حرکتی مانند فعالیت گروه‌های عضلانی کوچک (به‌عنوان مثال، خم شدن آرنج[36]) و همچنین فعالیت گروه‌های عضلانی بزرگ (به‌عنوان‌مثال، دوچرخه‌سواری[37]) را به‌خطر بیندازد. لذا، فعالیت مناطق نخاعی و فوق نخاعی تحلیل رفته و از طرفی مناطق M1 و سایر مناطق فوق نخاعی نیز نمی‌توانند با ایجاد فعالیت الکتریکی عصبی در جهت جبران کاهش تحریک‌پذیری ستون فقرات عمل کنند، که این فرایند منجر به کاهش ظرفیت عملکردی عضلات برای تولید قدرت/ استقامت شده و بنابراین باعث خستگی می‌شود؛ بنابراین، یک دلیل برای استفاده بیشتر از tDCS در ناحیه M1 این است که باعث تحریک‌پذیری این ناحیه شده و این موضوع می‌تواند منجر به فعالیت عصبی پایدار نورون‌های حرکتی شود، لذا باعث تأخیر در کاهش واحدهای عصبی ارسالی به عضلهٔ فعال می‌شود و بنابراین عملکرد را بهبود می‌بخشد (۱۱۸، ۱۱۷، ۱۳). علاوه بر این، دلایل دیگر استفاده از tDCS در ناحیه M1 می‌تواند تعدیل ادراک درد باشد (۱۱۹). با این‌حال، این مکانیسم هنوز کاملاً مشخص نشده است. البته در مطالعات حیوانی این موضوع نشان داده‌شده است، لذا دلیل احتمالی نقش‌آفرینی ناحیه M1 در تعدیل درد، این است که بین این ناحیه و انسولار و تالاموس ارتباط وجود دارد (۱۱۹). علاوه بر این، a- tDCS در M1 آستانه‌های حسی و درد را در ورزشکاران افزایش می‌دهد (۱۲۰). در این رابطه، پیشنهاد می‌شود که درد ناشی از فعالیت ورزشی در تنظیم عملکرد نقش اساسی دارد، لذا ورزشکاران با توانایی بهتر برای تحمل یا غلبه بر درد، موفقیت بیشتری خواهند داشت؛ بنابراین، استفاده از tDCS در M1 همچنین می‌تواند باعث بهبود عملکرد از طریق کاهش درد ناشی از فعالیت ورزشی شود (۱۲۱). از طرفی با توجه به فعالیت قشر پیش‌پیشانی[38] مغز (PFC)، که عملکرد اصلی آن کنترل شناختی رفتار است، به‌نظر می‌رسد نقش مهمی در پردازش نشانه‌های

[33] Primary Motor Cortex (M1)
[34] Dorsolateral Prefrontal Cortex (DLPFC)
[35] Insular Cortex (IC)
[36] Elbow Flexion
[37] Cycling
[38] Prefrontal Cortex

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

داخلی و خارجی مربوط به تمرین انجام شده را دارد (۱۲۲). تأثیرگذاری PFC از بالا به پایین است و می‌تواند منجر به تغییر ریتم برای تکمیل فعالیت حرکتی شود و با طولانی شدن خروجی حرکتی و با خاموش شدن واحدهای حرکتی، باعث به پایان رساندن تمرین در مدت زمان بیشتر شود؛ بنابراین، مدل روانشناختی این تکلیف از بین بردن مشارکت (یعنی پایان تمرین[39]) را به‌عنوان فرایندی مهم در تصمیم‌گیری مبتنی بر تلاشی که به انگیزه بستگی دارد پیشنهاد می‌کند (به‌عنوان مثال حداکثر تلاشی که فرد مایل به انجام آن است)، ادراک تلاش[40]، آگاهی از نقطهٔ پایانی تمرین و فاصله/ زمان باقیمانده، و تجربهٔ قبلی/ حافظه است (۱۲۲). البته ادراک تلاش در حین تمرین با شدت و مدت زمان متفاوت است (۱۲۲). یک بررسی نظام‌مند تأیید کرده است که مداخلات باهدف کاهش توانایی PFC در کنترل سیگنال‌های بدن در حین ورزش، مانند خستگی ذهنی (به‌عنوان مثال، انجام یک تکلیف شناختی طولانی‌مدت) ممکن است عملکرد استقامتی را کاهش دهد (۱۲۳). در حقیقت، آن‌چه مشاهده شده این است که قبل از شروع خستگی اکسیژناسیون[41] PFC کاهش یافته است (۱۲۵، ۱۲۴)؛ بنابراین، استفاده از tDCS در PFC می‌تواند توانایی این منطقه را برای نادیده گرفتن نشانه‌های خستگی (یعنی سیگنال‌های بدن[42]) تقویت کند و محرک ارادی را در M1 نگه دارد و بنابراین رها کردن تکلیف (پایان فعالیت) را به تعویق بیندازد (۱۲۵، ۱۲۴).

منطقهٔ هدف دیگر مطالعات tDCS در مورد عملکرد فیزیکی، قشر اینسولار (IC) است که در زمینهٔ آگاهی و همچنین در اعمال متفاوت و مرتبط به هیجانات یا تنظیم هومئوستازی[43] بدن فعالیت دارد؛ این اعمال شامل ادراک، کنترل حرکت، خودآگاهی، عملکرد شناختی و همچنین تجربهٔ بین فردی می‌باشند. مطالعات مختلفی نشان داده‌اند که IC راست مسئول مدولاسیون سمپاتیک است، درحالی‌که IC سمت چپ مسئول تعدیل پاراسمپاتیک است (۱۲۷، ۱۲۶). IC یک ناحیهٔ مغزی عمیق است و از نظر تئوری توسط tDCS از طریق اتصالات مشترک با قشر تمپورال (TC) تعدیل می‌شود. به‌عنوان مثال، مدل‌سازی محاسباتی و مطالعات تجربی نشان داد که tDCS برای فعالیت IC تعدیل‌شده، TC سمت چپ اعمال می‌شود و درنتیجه باعث افزایش مدولاسیون پاراسمپاتیک در حالت استراحت و در حین ورزش می‌شود (۱۲۸، ۱۰۲). در این زمینه، شاخهٔ پاراسمپاتیک وظیفهٔ تعدیل کنترل اتونوم قلب در حالت استراحت را دارد و هنگامی‌که ورزش شروع می‌شود کاهش تدریجی مدولاسیون تا زمان ترک کامل آن مشاهده می‌شود. در مورد مناطق مختلف مغز که توسط tDCS تحریک شده است، مطالعات نتایج معکوس، و تنوع زیادی را در رابطهٔ با تأثیرات آن بر عملکرد ورزشکاران نشان می‌دهد. البته تفاوت‌های بین فردی، در پاسخ به اثرات tDCS توضیح احتمالی برای وجود این تمایزات در نتایج است (۱۲۹). سایر فاکتورها مانند مونتاژهای مختلف الکترود مورد استفاده و پارامترهای تحریک متفاوت نیز می‌توانند در نتیجهٔ متفاوت به وجود آمده مؤثر باشند. علاوه بر این، به دلیل تفاوت در پارامترهای تحریک، مانند اندازه و موقعیت الکترود و همچنین سایر مناطق مغزی فراتر از منطقهٔ هدف می‌توانند تحت تأثیر جریان الکتریکی حاصل از tDCS قرار بگیرند، با این وجود به طورکلی به‌نظر می‌رسد، tDCS عملکرد ورزشکاران را افزایش می‌دهد (۱۳۰). اگرچه مطالعات بررسی‌شده از نظر طرح آزمایشی و انجام تکالیف حرکتی تفاوت‌های زیادی دارند، با این وجود برخی از ویژگی‌های مشترک را می‌توان در تمام مطالعات مشاهده نمود: (۱) بیشترین تحریک مربوط به قشر حرکتی اولیه (M1) است. (۲) تحریک الکتریکی در ناحیهٔ آندال (a- tDCS) قبل از انجام تکالیف اصلی اعمال می‌شود. (۳) در بیشتر مطالعات ۲۰ دقیقه تحریک در ۲ میلی‌آمپر با اندازه الکترود فعال ۳۵ سانتی‌متر مربع استفاده شده است. همچنین در رابطه با پارامترهای عصبی عضلانی، a- tDCS به طور کلی تحریک‌پذیری قشر مغز را افزایش می‌دهد (۱۳۱، ۱۰۵، ۶۵، ۵۷). همچنین پاسخ‌های فیزیولوژیکی در حین ورزش پس از a- tDCS تغییرات ثابت و مشخصی را نشان ندادند. نکتهٔ قابل‌توجه این است که، هنگامی‌که پاسخ‌های ادراکی اندازه‌گیری می‌شود، بهبود عملکرد حرکتی ناشی از tDCS اغلب با ادراک خستگی کمتر همراه است درحالی‌که درد عضلانی تغییری نکرد (۹۸، ۶۵، ۲۷، ۲۳، ۲۲). با این وجود مکانیسم‌های فیزیولوژی عصبی که از تأثیر a- tDCS در بهبود ظرفیت جسمی ورزشکاران پشتیبانی کنند، هنوز مشخص نیست. با توجه به پژوهشی که توسط کاگیاما و همکاران[44] (۲۰۰۷) انجام شد، این موضوع مطرح شد که a- tDCS می‌تواند انگیزه ورزشکاران را بهبود بخشد، درد عضلانی را کاهش دهد و هم‌افزایی عضلانی را تعدیل کند (۵۷). با این حال، هیچ‌یک از مکانیسم‌های پیشنهادی و پارامترهای مربوطه تحت نظارت دقیق و تأییدیه‌های مراکز علمی قرار نگرفتند. محققان دیگر پیشنهاد می‌کنند که بهبود عملکرد استقامتی پس از a- tDCS می‌تواند به‌دلیل افزایش تحریک عصبی و کاهش خستگی فوق نخاعی باشد (۶۵، ۶۴). پژوهشگران دیگر نیز اظهار کرده‌اند که a- tDCS می‌تواند بدون تغییر دستور حرکتی، بر ادغام

[39] The End of The Exercise
[40] Effort Perception
[41] Oxygenation
[42] Body Signals
[43] Homeostasis
[44] Cogiamanian

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]
[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

حسی- حرکتی و تقاضای شناختی مرتبط با تکلیف تأثیر بگذارد (۵۸). آنژیوس و همکاران (۲۰۱۸، ۲۰۱۶) پیشنهاد کردند که، با توجه به افزایش تحریک‌پذیری سلول‌های هرمی[45] ناشی از tDCS -a، به محرک‌های تحریکی کمتری در ناحیه M1 برای تولید همان نیرو یا قدرت حداکثری نیاز است (۲۳، ۱۰۴). لذا از آنجا که به‌نظر می‌رسد اعمال فشار به ورودی‌های تحریکی از ناحیهٔ حرکتی تکمیلی یا مکمل (SMA) و سایر مناطق مغز بستگی دارد، کاهش در چنین ورودی‌هایی منجر به درک کمتری از تلاش می‌شود (۱۳۲، ۱۳۳). با این‌حال، لازم به ذکر است که برخی مطالعات بهبود عملکرد مقاومتی را بدون تغییرات قابل توجه در تحریک‌پذیری قشر مغز گزارش کرده‌اند (۵۸، ۱۰۴). البته این موضوع تعجب‌آور نیست، زیرا مطالعات قبلی، تنوع قابل‌توجهی در پاسخ سلول‌های هرمی پس از tDCS بیش از قشر حرکتی (M1) نشان داده‌اند (۱۳۴، ۱۳۵). مطالعاتی که اثرات tDCS را بر روی قدرت عضلانی بررسی کردند، نشان می‌دهند که بهبود عملکرد ورزشکاران هم با افزایش تحریک‌پذیری کورتیکوسپینال و هم با کاهش مهار داخل قشر در فاصلهٔ کوتاه و افزایش فعال‌سازی متقاطع حاصل می‌شود (۱۳۱، ۱۰۵). مطالعات دیگر نیز نشان می‌دهند که بهبود حجم فعالیت با کاهش ادراک تلاش حاصل‌شده است (۲۶، ۲۰). البته این مکانیزم‌های موجود در اثر ارگونژنیک tDCS هنوز نامشخص است و باید با احتیاط تفسیر شود، زیرا هیچ‌یک از این مطالعات فعالیت مغز را در حین فعالیت ورزشی با ارائه مداخلهٔ tDCS کنترل نکرده است.

تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای به طور ویژه به ورزشکاران در بهبود کارکردهای شناختی، روانی و فیزیولوژیکی کمک می‌کند تا برای اجرای مهارت‌ها و تکالیف شناختی (ادراک، برنامه‌ریزی، تصمیم‌گیری) آماده شود و از طرف دیگر برای عملکرد مناسب فیزیکی و حرکتی (هدف‌گیری، پرتاب، دریافت و ...) آماده‌تر شود. از آنجا که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با اثرگذاری بر مغز باعث بهبود فرایندهای مختلفی شده و در کنترل بدن و رفتار حرکتی نیز ایفای نقش می‌کند و از طرفی ورزشکاران همواره با شرایط پر استرس روبه‌رو می‌شوند، و این شرایط می‌توانند عملکرد آن‌ها را کاهش دهد، می‌توان با توسعهٔ کارکردهای شناختی از طریق تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای، ورزشکاران را جهت رویارویی با استرسورهای مختلف، بدون کاهش عملکرد، آماده نمود؛ بنابراین حفظ قابلیت‌های ورزشکار در برابر عوامل استرس‌زا و همچنین ریکاوری پس از تجربهٔ موقعیت استرس‌زا، از طریق تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای امکان‌پذیر است. به‌طورکلی، تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای می‌تواند باعث تغییر قدرت EEG در ورزشکاران شده و به طور مؤثر عملکرد ورزشی را بهبود بخشد. با این‌حال، اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای برای عملکرد ورزشی با طراحی و به کارگیری گروه کنترل تعدیل می‌شود، یعنی هنگامی‌که تجزیه و تحلیل به کنترل‌های فعال و دارونما محدود می‌شد، ممکن است اثر تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای در عملکرد ورزشی کاهش یابد. تحقیقات آینده باید بر تکرار و گسترش اندازهٔ اثر تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای با اندازه‌های نمونهٔ بزرگ‌تر، اتخاذ یک طراحی کاملاً کنترل‌شده از یک گروه فعال/ دارونما، ارائهٔ شواهدی برای تغییرات در باندهای فرکانسی آموزش‌دیده، شناسایی مناسب‌ترین پروتکل مداخله‌ای بر اساس ارتباط مستقیم نتایج در عملکرد ورزشی و کاربرد تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در فعالیت‌های واقعی و در موقعیت‌های رقابتی در زمین‌های ورزشی توجه کنند.

محدودیت‌های پژوهش و پیشنهادهایی برای تحقیقات

ارزش و اعتبار یک مرور نظام‌دار یا فراتحلیل، توسط روش‌های مطالعات موجود محدود می‌شود؛ بنابراین، نتایج مرور نظام‌دار و فراتحلیل حاضر ممکن است ضعف‌های روش‌های مطالعات را به‌جای نقاط ضعف یا قوّت اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر عملکرد ورزشکاران منعکس کند. درواقع، مطالعاتی که در مرور نظام‌دار و فراتحلیل حاضر مورد بررسی قرار گرفت، دارای برخی محدودیت‌های روش‌شناسی[46] همچون به کار نگرفتن گروه کنترل بود. یکی از محدودیت‌های پژوهش مربوط به ناهمگنی و قلّت مطالعاتی است که اندازهٔ اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در حوزهٔ ورزشی را مطالعه و تحلیل کرده بودند. مطالعاتی که به صورت آزمایش‌های تصادفی کنترل شده اجرا شده‌اند، بیشتر شامل اندازهٔ نمونهٔ کوچکی بودند که ممکن است در مقایسه با آزمایش‌های با اندازه نمونهٔ بزرگ‌تر، اندازه اثر را بیش از حد نشان دهد؛ بنابراین، تحقیقات آینده باید بر تکرار و گسترش اندازه اثر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با اندازه نمونه‌های بزرگ‌تر متمرکز باشد. محدودیت دیگر پژوهش مربوط به این است که برخی از مطالعات در نتایج خود گزارش نکردند که آیا تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در واقع به یادگیری و بهبود عملکرد منجر شده است که با تغییرات درس نشان داده می‌شود یا خیر (۱۳۸-۱۳۶). این‌یک نکته کلیدی است زیرا اگر تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای نتواند تغییرات مورد انتظار را در سطح EEG ایجاد کند، بنابراین اندازه اثر آموزش به احتمال زیاد

[45] Corticospinal

[46] Methodological

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

به عوامل دیگر نسبت داده می‌شود؛ بنابراین، تحقیقات آینده نه‌تنها باید تغییر در عملکرد ورزشی را در نظر بگیرند، بلکه باید تغییر ویژه در قدرت EEG را نیز مشخص کنند. با توجه به افزایش سریع حجم مطالعات تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در خصوص بهبود عملکرد ورزشکاران، محدودیت‌های مهم روش‌شناختی لازم است در نظر گرفته شود. در خصوص روش‌شناسی‌های مختلف این آزمایش‌ها، احتیاط در تفسیر نتایج مربوط به اثربخشی tDCS به‌عنوان یک اتوژنیک ضروری است. همچنین استانداردسازی متغیرهای روش‌شناختی مانند مونتاژ الکترودها، شدت‌جریان، مدت‌زمان جلسه و سایر جزئیات، برای ارائهٔ بینش بهتر در مورد تأثیرات واقعی tDCS بر ورزش و عملکرد ورزشی ضروری است. علاوه بر این، مکانیزم‌های مربوط به بهبود عملکرد ورزشکاران هنوز مشخص نیست. در این راستا، سؤال جالب این است که چه عواملی باعث بهبود گذرا در عملکرد ورزشکاران می‌شود؟ به نظر می‌رسد تعدیل تحریک‌پذیری کورتیکوسپینال یا سایر نواحی مغزی هدفمند به دنبال tDCS مسئول این بهبود باشد. با این وجود، مطالعات اندکی فعالیت کورتیکوسپینال یا مغز را به دنبال یا در طول tDCS بررسی کردند. از دیگر مشخصات فنی tDCS، تفکیک مکانی کم میدان الکتریکی ناشی از مغز در مقایسه با تحریک مغناطیسی جمجمه (TMS) است که می‌تواند بر عملکرد برخی مناطق مغزی فراتر از مناطق موردنظر اثرگذار باشد (۹۳۱، ۰۳۱). نمونهٔ کوچک یافت شده از مطالعات، نکتل مهم دیگری است که می‌تواند احتمال نتایج مثبت کاذب را افزایش دهد (۰۴۱). سرانجام، عدم وجود روش‌های مناسب یک‌سو کور و دو سو کور در اکثر مطالعات نیز باید مورد توجه قرار گیرد، زیرا روش‌های مشخص می‌توانند منجر به اثرات روانشناختی غیرمنتظره و گیج‌کننده شود و تفسیر نتایج را دشوار کند (۱۴۱، ۲۴۱).

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مقاله از نوع مروری است و نمونهٔ انسانی یا حیوانی نداشته است.

حامی مالی

این مقاله که برگرفته از پروژه پسا دکترا می‌باشد مورد حمایت مالی صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور قرار دارد.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همهٔ بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافعی در مطالعهٔ حاضر وجود ندارد.

منابع

1. Bertollo M, di Fronso S, Filho E, Conforto S, Schmid M, Bortoli L, et al. Proficient brain for optimal performance: the MAP model perspective. Peer J. 2016; 4: e2082.

2. Davidson RJ, Kabat-Zinn J, Schumacher J, Rosenkranz M, Muller D, Santorelli SF, et al. Alterations in brain and immune function produced by mindfulness meditation. Psychosomatic medicine. 2003; 65(4): 564-70.

3. Ramis Y, Torregrosa M, Viladrich C, Cruz J. The Effect of Coaches Controlling Style on the Competitive Anxiety of Young Athletes. Frontiers in Psychology. 2017; 8(572).

4. Ford JL, Ildefonso K, Jones ML, Arvinen-Barrow M. Sport- related anxiety: current insights. Open Access J Sports Med. 2017; 8: 205-12.

5. Sleivert GG, Rowlands DS. Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. Sports medicine (Auckland, NZ). 1996; 22(1): 8-18.

6. Neumayr G, Hoertnagl H, Pfister R, Koller A, Eibl G, Raas E. Physical and physiological factors associated with success in professional alpine skiing. International journal of sports medicine. 2003; 24(8): 571-5.

7. McCormick A, Meijen C, Marcora S. Psychological Determinants of Whole- Body Endurance Performance. Sports medicine (Auckland, NZ). 2015; 45(7): 997-1015.

8. Schubert MM, Astorino TA. A systematic review of the efficacy of ergogenic aids for improving running performance. Journal of strength and conditioning research. 2013; 27(6): 1699-707.

9. Savulescu J, Foddy B, Clayton M. Why we should allow performance enhancing drugs in sport. British journal of sports medicine. 2004; 38(6): 666-70.

10. Noakes TD. Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole Body Homeostasis. Frontiers in physiology. 2012; 3: 82.

11. Beck JS. Cognitive Behavior Therapy, Second Edition: Basics and Beyond. 2nd edition ed: The Guilford Press; 2011.

12. Prochaska JO, C. J. Norcross: Systems of Psychotherapy: A Transtheoretical Analysis Seventh. (7th) Edition ed: Amazon; 2009.

13. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

Physiological reviews. 2001; 81(4): 1725-89.

14. Noakes TD. Time to move beyond a brainless exercise physiology: the evidence for complex regulation of human exercise performance. Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme. 2011; 36(1): 23-35.

15. Angius L, Hopker J, Mauger AR. The Ergogenic Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Exercise Performance. Frontiers in physiology. 2017; 8: 90.

16. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. The Journal of physiology. 2000; 527 Pt 3(Pt 3): 633-9.

17. Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation. The Neuroscientist: a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry. 2011; 17(1): 37-53.

18. Bikson M, Inoue M, Akiyama H, Deans JK, Fox JE, Miyakawa H, et al. Effects of uniform extracellular DC electric fields on excitability in rat hippocampal slices in vitro. The Journal of physiology. 2004; 557(Pt 1): 175-90.

19. Rahman A, Reato D, Arlotti M, Gasca F, Datta A, Parra LC, et al. Cellular effects of acute direct current stimulation: somatic and synaptic terminal effects. The Journal of physiology. 2013; 591(10): 2563-78.

20. Lattari E, Andrade ML, Filho AS, Moura AM, Neto GM, Silva JG, et al. Can Transcranial Direct Current Stimulation Improve the Resistance Strength and Decrease the Rating Perceived Scale in Recreational Weight-Training Experience? Journal of strength and conditioning research. 2016; 30(12): 3381-7.

21. Lattari E, Campos C, Lamego MK, Legey S, Neto GM, Rocha NB, et al. Can Transcranial Direct Current Stimulation Improve Muscle Power in Individuals With Advanced Weight-Training Experience? Journal of strength and conditioning research. 2020; 34(1): 97-103.

22. Lattari E, Rosa Filho BJ, Fonseca Junior SJ, Murillo-Rodriguez E, Rocha N, Machado S, et al. Effects on Volume Load and Ratings of Perceived Exertion in Individuals' Advanced Weight Training After Transcranial Direct Current Stimulation. Journal of strength and conditioning research. 2020; 34(1): 89-96.

23. Angius L, Mauger AR, Hopker J, Pascual-Leone A, Santarnecchi E, Marcora SM. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals. Brain stimulation. 2018; 11(1): 108-17.

24. Roya M, Mahdi N, Rokhsareh B, Hamid M. Comparison of effect of the transcranial direct current stimulation (tDCS) of vision and motor cortex on learning of basketball free throw. Development & Motor Learning. 2020; 12(40): 153-68.

25. Golandam Z, Mohammad Reza D. The effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Working Memory and Reaction time in Athlete Girls. Journal of Neuropsychology. 2017; 3(10): 51-62.

26. Lattari E, de Oliveira BS, Oliveira BRR, de Mello Pedreiro RC, Machado S, Neto GAM. Effects of transcranial direct current stimulation on time limit and ratings of perceived exertion in physically active women. Neuroscience letters. 2018; 662: 12-6.

27. Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, Farinatti Pde T, Cyrino ES, Li LM, et al. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise. British journal of sports medicine. 2015; 49(18): 1213-8.

28. Reardon S. 'Brain doping may improve athlete's performance. Nature. 2016; 531(7594): 283-4.

29. Edwards DJ, Cortes M, Wortman- Jutt S, Putrino D, Bikson M, Thickbroom G, et al. Transcranial Direct Current Stimulation and Sports Performance. Frontiers in human neuroscience. 2017; 11: 243.

30. Janssens AC, Kraft P. Research conducted using data obtained through online communities: ethical implications of methodological limitations. PLoS medicine. 2012; 9(10): e1001328.

31. Bain L., Norris S., C. S. Non-Invasive Neuromodulation of the Central Nervous System: Opportunities and Challenges: Workshop Summary. Washington (DC): National Academies Press (US).

32. Fregni F, Nitsche MA, Loo CK, Brunoni AR, Marangolo P, Leite J, et al. Regulatory Considerations for the Clinical and Research Use of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS): review and recommendations from an expert panel. Clinical research and regulatory affairs. 2015; 32(1): 22-35.

33. Bikson M, Grossman P, Thomas C, Zannou AL, Jiang J, Adnan T, et al. Safety of Transcranial Direct Current Stimulation: Evidence Based Update 2016. Brain stimulation. 2016; 9(5): 641-61.

34. Kuersten A, Hamilton RH. Minding the 'gaps' in the federal regulation of transcranial direct current stimulation devices. Journal of Law and the Biosciences. 2016; 3(2):309-17 .

35. Zettler PJ. What lies ahead for FDA regulation of tDCS products? Journal of Law

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

and the Biosciences. 2016; 3(2): 318-23.

36. Datta A, Bansal V, Diaz J, Patel J, Reato D, Bikson M. Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation: improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad. Brain stimulation. 2009; 2(4): 201-7.

37. Luu P, Essaki Arumugam EM, Anderson E, Gunn A, Rech D, Turovets S, et al. Slow-Frequency Pulsed Transcranial Electrical Stimulation for Modulation of Cortical Plasticity Based on Reciprocity Targeting with Precision Electrical Head Modeling. Frontiers in human neuroscience. 2016; 10: 377.

38. Baudewig J, Nitsche MA, Paulus W, Frahm J. Regional modulation of BOLD MRI responses to human sensorimotor activation by transcranial direct current stimulation. Magnetic resonance in medicine. 2001; 45(2): 196-201.

39. DosSantos MF, Love TM, Martikainen IK, Nascimento TD, Fregni F, Cummiford C, et al. Immediate effects of tDCS on the μ-opioid system of a chronic pain patient. Frontiers in psychiatry. 2012; 3: 93.

40. Jog MV, Smith RX, Jann K, Dunn W, Lafon B, Truong D, et al. In-vivo Imaging of Magnetic Fields Induced by Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) in Human Brain using MRI. Scientific Reports. 2016; 6(1): 34385.

41. Huang Y, Liu AA, Lafon B, Friedman D, Dayan M, Wang X, et al. Measurements and models of electric fields in the in vivo human brain during transcranial electric stimulation. 2017; 6.

42. Edwards D, Cortes M, Datta A, Minhas P, Wassermann EM, Bikson M. Physiological and modeling evidence for focal transcranial electrical brain stimulation in humans: a basis for high-definition tDCS. NeuroImage. 2013; 74: 266-75.

43. Strube W, Bunse T, Nitsche MA, Nikolaeva A, Palm U, Padberg F, et al. Bidirectional variability in motor cortex excitability modulation following 1 mA transcranial direct current stimulation in healthy participants. Physiological reports. 2016;15)4).

44. Hamner JW, Villamar MF, Fregni F, Taylor JA. Transcranial direct current stimulation (tDCS) and the cardiovascular responses to acute pain in humans. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2015; 126(5): 1039-46.

45. Wagner S, Lucka F, Vorwerk J, Herrmann CS, Nolte G, Burger M, et al. Using reciprocity for relating the simulation of transcranial current stimulation to the EEG forward problem. NeuroImage. 2016; 140: 163-73.

46. Woods AJ, Antal A, Bikson M, Boggio PS, Brunoni AR, Celnik P, et al. A technical guide to tDCS, and related non- invasive brain stimulation tools. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2016; 127(2): 1031-48.

47. Wexler A. The practices of do- it- yourself brain stimulation: implications for ethical considerations and regulatory proposals. Journal of medical ethics. 2016; 42(4): 211-5.

48. Wurzman R, Hamilton RH, Pascual- Leone A, Fox MD. An open letter concerning do- it-yourself users of transcranial direct current stimulation. Annals of neurology. 2016; 80(1): 1-4.

49. Crewther BT, Carruthers J, Kilduff LP, Sanctuary CE, Cook CJ. Temporal associations between individual changes in hormones, training motivation and physical performance in elite and non- elite trained men. Biology of sport. 2016; 33(3): 215-21.

50. Rich TA, Pfister R, Alton J, Gerdt D, Baruch M. Assessment of Cardiovascular Parameters during Meditation with Mental Targeting in Varsity Swimmers. Evidence- Based Complementary and Alternative Medicine. 2016; 2016: 7923234.

51. Ahmedov S. Ergogenic effect of acupuncture in sport and exercise: a brief review. Journal of strength and conditioning research. 2010; 24(5): 1421-7.

52. Zhu B, Wang Y, Zhang G, Ouyang H, Zhang J, Zheng Y, et al. Acupuncture at KI3 in healthy volunteers induces specific cortical functional activity: an fMRI study. BMC complementary and alternative medicine. 2015; 15: 361.

53. Jarraya M, Chtourou H, Alouì A, Hammouda O, Chamari K, Chaouachi A, et al. The Effects of Music on High-intensity Short- term Exercise in Well Trained Athletes. Asian journal of sports medicine. 2012; 3(4): 233-8.

54. Sabino- Carvalho JL, Lopes TR, Obeid- Freitas T, Ferreira TN, Succi JE, Silva AC, et al. Effect of Ischemic Preconditioning on Endurance Performance Does Not Surpass Placebo. Medicine and science in sports and exercise. 2017; 49(1): 124-32.

55. Clark VP, Coffman BA, Mayer AR, Weisend MP, Lane TD, Calhoun VD, et al. TDCS guided using fMRI significantly accelerates learning to identify concealed objects. NeuroImage. 2012; 59(1): 117-28.

56. Flood A, Waddington G, Keegan RJ, Thompson KG, Cathcart S. The effects of elevated pain inhibition on endurance exercise performance. PeerJ. 2017; 5: e3028.

57. Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, Barbieri

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

S, Priori A. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. The European journal of neuroscience. 2007; 26(1): 242-9.

58. Abdelmoula A, Baudry S, Duchateau J. Anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability. Neuroscience. 2016; 322: 94-103.

59. Kan B, Dundas JE, Nosaka K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. Applied physiology, nutrition, and metabolism Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme. 2013; 38(7): 734-9.

60. Muthalib M, Kan B, Nosaka K, Perrey S. Effects of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on prefrontal cortex activation during a neuromuscular fatigue task: an fNIRS study. Advances in experimental medicine and biology. 2013; 789: 73-9.

61. A. M. Do the Warriors Owe Some of Their Success to These "Brain- Zapping" Headphones?. New York, : NY: Complex; 2016.

62. Falcone B, Parasuraman R. Comparative Effects of First- Person Shooter Video Game Experience and Brain Stimulation on Threat Detection Learning. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting. 2012; 56(1): 173-7.

63. Berthelot G, Sedeaud A, Marck A, Antero-Jacquemin J, Schipman J, Saulière G et al. Has Athletic Performance Reached its Peak? Sports medicine (Auckland, NZ). 2015; 45(9): 1263-71.

64. Vitor- Costa M, Okuno NM, Bortolotti H, Bertollo M, Boggio PS, Fregni F, et al. Improving Cycling Performance: Transcranial Direct Current Stimulation Increases Time to Exhaustion in Cycling. PloS one. 2015; 10(12): e0144916.

65. Williams PS, Hoffman RL, Clark BC. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction. PloS one. 2013; 8(12): e81418.

66. Rattray B, Argus C, Martin K, Northey J, Driller M. Is it time to turn our attention toward central mechanisms for post- exertional recovery strategies and performance? Frontiers in physiology. 2015; 6: 79.

67. Reis J, Schambra HM, Cohen LG, Buch ER, Fritsch B, Zarahn E, et al. Noninvasive cortical stimulation enhances motor skill acquisition over multiple days through an effect on consolidation. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America. 2009; 106(5): 1590-5.

68. Dubljević V, Saigle V, Racine E. The rising tide of tDCS in the media and academic literature. Neuron. 2014; 82(4): 731-6.

69. Batuman E. ELECTRIFIED Adventures in Transcranial Direct- Current Stimulation. The New Yorker. 2015.

70. Wexler A, Hamilton RH. Crowdsourced tDCS research: feasible or fanciful? AJOB Neuroscience. 2017; 8(1): 50-3.

71. Wolf FM. Meta- Analysis. Newbury Park, California1986. Available from: https://methods.sagepub.com/book/meta- analysis.

72. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2nd edition ed: Routledge; 1988.

73. Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. Frontiers in Psychology. 2013; 4(863).

74. Jain S, Sharma S, Jain K. Meta- Analysis of Fixed, Random and Mixed Effects Models. International Journal of Mathematical, Engineering and Management Sciences. 2019; 4: 199-218.

75. Wertheim J, Colzato LS, Nitsche MA, Ragni M. Enhancing spatial reasoning by anodal transcranial direct current stimulation over the right posterior parietal cortex. Experimental brain research. 2020; 238(1): 181-92.

76. Grandperrin Y, Grosprêtre S, Nicolier M, Gimenez P, Vidal C, Haffen E, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on sports performance for two profiles of athletes (power and endurance) (COMPETE): a protocol for a randomized, crossover, double blind, controlled exploratory trial. Trials. 2020; 21(1): 461.

77. Mesquita PHC, Lage GM, Franchini E, Romano-Silva MA, Albuquerque MR. Bi- hemispheric anodal transcranial direct current stimulation worsens taekwondo- related performance. Human Movement Science. 2019; 66: 578-86.

78. Seidel O, Ragert P. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation of Primary Motor Cortex on Reaction Time and Tapping Performance: A Comparison Between Athletes and Non- athletes. Frontiers in human neuroscience. 2019; 13: 103.

79. Lattari E, Vieira LAF, Oliveira BRR, Unal G, Bikson M, de Mello Pedreiro RC, et al. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation With Caffeine Intake on Muscular Strength and Perceived Exertion. Journal of strength and conditioning research. 2019; 33(5): 1237-43.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

80. Frazer AK, Howatson G, Ahtiainen JP, Avela J, Rantalainen T, Kidgell DJ. Priming the Motor Cortex With Anodal Transcranial Direct Current Stimulation Affects the Acute Inhibitory Corticospinal Responses to Strength Training. Journal of strength and conditioning research. 2019;,33(2):,307-17.

81. Holgado D, Zandonai T, Ciria LF, Zabala M, Hopker J, Sanabria D. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over the left prefrontal cortex does not affect time- trial self- paced cycling performance: Evidence from oscillatory brain activity and power output. PloS one. 2019; 14(2): e0210873.

82. Park SB, Sung DJ, Kim B, Kim S, Han JK. Transcranial Direct Current Stimulation of motor cortex enhances running performance. PloS one. 2019; 14(2): e0211902.

83. Ciccone AB, Deckert JA, Schlabs CR, Tilden MJ, Herda TJ, Gallagher PM, et al. Transcranial Direct Current Stimulation of the Temporal Lobe Does Not Affect High- Intensity Work Capacity. Journal of strength and conditioning research. 2019; 33(8): 2074-86.

84. Ota K, Shinya M, Kudo K. Transcranial Direct Current Stimulation Over Dorsolateral Prefrontal Cortex Modulates Risk- Attitude in Motor Decision- Making. Frontiers in human neuroscience. 2019; 13(297).

85. Angius L, Santarnecchi E, Pascual- Leone A, Marcora SM. Transcranial Direct Current Stimulation over the Left Dorsolateral Prefrontal Cortex Improves Inhibitory Control and Endurance Performance in Healthy Individuals. Neuroscience. 2019; 419: 34-45.

86. Kamali AM, Nami M, Yahyavi SS, Saadi ZK, Mohammadi A. Transcranial Direct Current Stimulation to Assist Experienced Pistol Shooters in Gaining Even- Better Performance Scores. Cerebellum (London, England). 2019; 18(1): 119-27.

87. Kamali AM, Saadi ZK, Yahyavi SS, Zarifkar A, Aligholi H, Nami M. Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders. PloS one. 2019; 14(8): e0220363.

88. Huang L, Deng Y, Zheng X, Liu Y. Transcranial Direct Current Stimulation With Halo Sport Enhances Repeated Sprint Cycling and Cognitive Performance. Frontiers in physiology. 2019; 10: 118.

89. Valenzuela PL, Amo C, Sánchez- Martínez G, Torrontegi E, Vázquez- Carrión J, Montalvo Z, et al. Enhancement of Mood but not Performance in Elite Athletes With Transcranial Direct- Current Stimulation. International journal of sports physiology and performance. 2019; 14(3): 310-6.

90. Vargas VZ, Baptista AF, Pereira GOC, Pochini AC, Ejnisman B, Santos MB, et al. Modulation of Isometric Quadriceps Strength in Soccer Players With Transcranial Direct Current Stimulation: A Crossover Study. Journal of strength and conditioning research. 2018; 32(5): 1336-41.

91. Holgado D, Zandonai T, Ciria LF, Zabala M, Hopker J, Sanabria D. tDCS over the left prefrontal cortex does not affect time- trial self- paced cycling performance: Evidence from oscillatory brain activity and power output. bioRxiv. 2018: 341388.

92. Hazime FA, da Cunha RA, Soliaman RR, Romancini ACB, Pochini AC, Ejnisman B, et al. Anodal Transcranial direct current stimulation (TDCS) increases isometric strength of shoulder rotators muscles in handball players. International journal of sports physical therapy. 2017; 12(3) :402-7.

93. Okano AH, Machado DGS, Oliveira Neto L, Farias- Junior LF, Agrícola PMD, Arruda A, et al. Can Transcranial Direct Current Stimulation Modulate Psychophysiological Response in Sedentary Men during Vigorous Aerobic Exercise? International journal of sports medicine. 2017; 38(7): 493-500.

94. Mizuno T, Aramaki Y. Cathodal transcranial direct current stimulation over the Cz increases joint flexibility. Neuroscience Research. 2017; 114: 55-61.

95. Radel R, Tempest G, Denis G, Besson P, Zory R. Extending the limits of force endurance: Stimulation of the motor or the frontal cortex? Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior. 2017; 97: 96-108.

96. Pixa NH, Steinberg F, Doppelmayr M. High-definition transcranial direct current stimulation to both primary motor cortices improves unimanual and bimanual dexterity. Neuroscience letters. 2017; 643: 84-8.

97. Barwood MJ, Butterworth J, Goodall S, House JR, Laws R, Nowicky A, et al. The Effects of Direct Current Stimulation on Exercise Performance, Pacing and Perception in Temperate and Hot Environments. Brain stimulation. 2016; 9(6): 842-9.

98. Angius L, Pageaux B, Hopker J, Marcora SM, Mauger AR. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors. Neuroscience. 2016; 339: 363-75.

99. Magalhães Sales M DSC, Vieira Browne RA, Bodnariuc Fontes E, Dos Reis Vieira Olher R, Ernesto C, Herbert G. Transcranial direct current stimulation improves muscle isokinetic performance of young trained individuals. Med Sport. 2016; 69(2): 163-72.

100. Choe J, Coffman BA, Bergstedt DT, Ziegler

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

MD, Phillips ME. Transcranial Direct Current Stimulation Modulates Neuronal Activity and Learning in Pilot Training. (1662-5161 (Print)).

101. Hendy AM, Teo WP, Kidgell DJ. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation Prolongs the Cross- education of Strength and Corticomotor Plasticity. Medicine and science in sports and exercise. 2015; 47(9): 1788-97.

102. Montenegro RA, Okano A, Gurgel J, Porto F, Da Cunha F, Massaferri R, et al. Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects. Motriz Journal of Physical Education. 2015; 21: 185-93.

103. Montenegro RA, Farinatti P, Lima P, Okano A, Meneses A, De Oliveira Neto L, et al. Motor cortex tDCS does not modulate perceived exertion within multiple- sets of resistance exercises. Isokinetics and exercise science. 2016: 17-24.

104. Angius L, Hopker JG, Marcora SM, Mauger AR. The effect of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on exercise- induced pain. European journal of applied physiology. 2015; 115(11): 2311-9.

105. Hendy AM, Kidgell DJ. Anodal tDCS applied during strength training enhances motor cortical plasticity. Medicine and science in sports and exercise. 2013; 45(9): 1721-9.

106. Lampropoulou SI, Nowicky AV. The effect of transcranial direct current stimulation on perception of effort in an isolated isometric elbow flexion task. Motor control. 2013; 17(4): 412-26.

107. Arastoo. A, Zahednejad. Sh, Parsaei. S, Alboghebish.S . The effect of transcranial Direct Current Stimulation on anxiety in Veteran and Disabled Athletes. Medical Journal of Mashhad University of Medical Sciences. 2020; 63(3): 2278-86.

108. Arabi. M, Fardin. M. Effect of a Primary Motor Cortex Transcranial Direct Current Simultion Session on Postural Control of Disabled Athletes with Lower Limb Amputees. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 9(2): 277-86.

109. Yousef Moghadas T, Meysam Yavari K, Shahnaz S. Effects of a Single Session Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on Hand Mental Rotation and Visuo- Spatial Working Memory. Journal of Neuropsychology. 2019; 5(16): 37-54.

110. Arastoo AA, Parsaei S, Sh Z, Alboghebish S, Burbur A. Effect of Unilateral Transcranial Direct Current Stimulation on Reaction Time in Veterans and Athletes with Disabilities. Iranian Journal of War and Public Health. 2019; 11(44): 133-8.

111. Yavari.M.K, Yousef Moghadas T, Shahnaz S, Gharayagh.H.Z, Behjame. F. Effects of Transcranial direct current stimulation on Imagery ability in students. Journal of Applied Psycology Research. 2018; 9(1): 149-65.

112. Delfani. M, Arabi. M. Investigation of Improving Postural Control Kinetic Parameters in Martial Art Athletes after applying tDCS. Development & Motor Learning. 2019; 10(34): 587-602.

113. Arastoo. A, Zahednejad. Sh, Parsaei. S, Alboghebish.S, Ataei. N, Ameriasi. S. The effect of direct current stimulation in left dorsolateral prefrontal cortex on working memory in veterans and disabled athletes. Daneshvar Medicine. 2019; 26(139): 25-32.

114. Abedzadeh. A, Alboghebish.S. The Effect of Transcranial Direct Current Stimulus on Selective Attention in Dual Task Paradigm. Journal of Applied Psycology Research. 2017; 8(3): 1-14.

115. Haidar Ali H, Ganji. K, Omidfar. A. The Meta-Analysis of the Effectiveness of Life Skills Training on Mental Health. Developmental Pscychology. 2013; 10(37): 39.

116. Siadatian SH, Ghamarani A, Yaghobian F. The Meta- Analysis of the Effectiveness of Psychological Interventions on the Iranians' Feeling of Happiness. Transformational Psychology: Iranian Psychologists. 2013; 10(37): 61-9.

117. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. Journal of applied physiology (Bethesda, Md: 1985). 2008; 104(2): 542-50.

118. Taylor JL, Amann M, Duchateau J, Meeusen R, Rice CL. Neural Contributions to Muscle Fatigue: From the Brain to the Muscle and Back Again. Medicine and science in sports and exercise. 2016; 48(11): 2294-306.

119. Stepniewska I, Preuss TM, Kaas JH. Thalamic connections of the primary motor cortex (M1) of owl monkeys. The Journal of comparative neurology. 1994; 349(4): 558-82.

120. Vaseghi B, Zoghi M, Jaberzadeh S. Does anodal transcranial direct current stimulation modulate sensory perception and pain? A meta-analysis study. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2014; 125(9): 1847-58.

121. Mauger AR. Fatigue is a pain- the use of novel neurophysiological techniques to understand the fatigue-pain relationship. Frontiers in physiology. 2013; 4: 104.

122. Robertson CV, Marino FE. A role for the

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]

prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. Journal of applied physiology (Bethesda, Md: 1985). 2016; 120(4): 464-6.

123. Van Cutsem J, Marcora S, De Pauw K, Bailey S, Meeusen R, Roelands B. The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance: A Systematic Review. 2017; 47(8): 1569-88.

124. Rupp T, Perrey S. Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses to exhaustive exercise. European journal of applied physiology. 2008; 102(2): 153-63.

125. Rooks CR, Thom NJ, McCully KK, Dishman RK. Effects of incremental exercise on cerebral oxygenation measured by near- infrared spectroscopy: a systematic review. Progress in neurobiology. 2010; 92(2): 134-50.

126. Oppenheimer SM, Gelb A, Girvin JP, Hachinski VC. Cardiovascular effects of human insular cortex stimulation. Neurology. 1992; 42(9): 1727-32.

127. Napadow V, Dhond R, Conti G, Makris N, Brown EN, Barbieri R. Brain correlates of autonomic modulation: combining heart rate variability with fMRI. NeuroImage. 2008; 42(1): 169-77.

128. Montenegro RA, Farinatti Pde T, Fontes EB, Soares PP, Cunha FA, Gurgel JL, et al. Transcranial direct current stimulation influences the cardiac autonomic nervous control. Neuroscience letters. 2011; 497(1): 32-6.

129. López-Alonso V, Fernández- Del- Olmo M, Costantini A, Gonzalez- Henriquez JJ, Cheeran B. Intra-individual variability in the response to anodal transcranial direct current stimulation. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2015; 126(12): 2342-7.

130. Miranda PC, Mekonnen A, Salvador R, Ruffini G. The electric field in the cortex during transcranial current stimulation. NeuroImage. 2013; 70: 48-58.

131. Frazer AK, Williams J, Spittle M, Kidgell DJ. Cross- education of muscular strength is facilitated by homeostatic plasticity. European journal of applied physiology. 2017; 117(4): 665-77.

132. Zénon A, Sidibé M, Olivier E. Disrupting the supplementary motor area makes physical effort appear less effortful. The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience. 2015; 35(23): 8737-44.

133. de Morree HM, Klein C, Marcora SM. Perception of effort reflects central motor command during movement execution. Psychophysiology. 2012; 49(9): 1242-53.

134. Wiethoff S, Hamada M, Rothwell JC. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex. Brain stimulation. 2014; 7(3): 468-75.

135. Madhavan S, Sriraman A, Freels S. Reliability and Variability of tDCS Induced Changes in the Lower Limb Motor Cortex. Brain Sci. 2016; 6(3).

136. Faridnia M, Shojaei M, Rahimi A. The effect of neurofeedback training on the anxiety of elite female swimmers. Annals of Biological Research. 2012; 3: 1020-8.

137. Raymond J, Sajid I, Parkinson LA, Gruzelier JH. Biofeedback and dance performance: a preliminary investigation. Applied psychophysiology and biofeedback. 2005; 30(1): 64-73.

138. Rostami R, Sadeghi H, Karami KA, Abadi MN, Salamati P. The Effects of Neurofeedback on the Improvement of Rifle Shooters' Performance. Journal of Neurotherapy. 2012; 16(4): 264-9.

139. Wagner T, Fregni F, Fecteau S, Grodzinsky A, Zahn M, Pascual- Leone A. Transcranial direct current stimulation: a computer-based human model study. NeuroImage. 2007; 35(3): 1113-24.

140. Button KS, Ioannidis JP, Mokrysz C, Nosek BA, Flint J, Robinson ES, et al. Power failure: why small sample size undermines the reliability of neuroscience. Nature reviews Neuroscience. 2013; 14(5): 365-76.

141. Kessler SK, Turkeltaub PE, Benson JG, Hamilton RH. Differences in the experience of active and sham transcranial direct current stimulation. Brain stimulation. 2012; 5(2): 155-62.

142. Fonteneau C, Mondino M, Arns M, Baeken C, Bikson M, Brunoni AR, et al. Sham tDCS: A hidden source of variability? Reflections for further blinded, controlled trials. Brain stimulation. 2019; 12(3): 668-73.

[Downloaded from shefayekhatam.ir on 2026-02-13]

[DOI: 10.52547/shefa.9.4.81]