

## اثر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای بر تعادل پویا پس از وهله‌های تکراری تست وینگیت

حافظ تیموری<sup>۱</sup> - احسان امیری\*<sup>۲</sup> - وریا طهماسبی<sup>۳</sup> - رستگار حسینی<sup>۴</sup> - سیدنی گروسپره<sup>۵</sup> - دنیل گو مس داسیلوا ماچادو<sup>۶</sup>

۱. کارشناسی ارشد، آزمایشگاه متابولیسم و عملکرد ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران ۲، ۳ و ۴. استادیار، آزمایشگاه متابولیسم و عملکرد ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران ۵. دانشیار، آزمایشگاه EA4660-C3S، گروه فرهنگ، ورزش، جامعه و سلامت، دانشگاه بورگونی فرانسه - کنته، بیزانسون، فرانسه ۶. استاد، تیم تحقیقاتی علوم اعصاب در حرکات انسان، گروه تربیت‌بدنی، دانشگاه فدرال ریوگرانده دو نورت، نانتال، برزیل  
(تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۶/۲۸، تاریخ تصویب: ۱۴۰۲/۱۲/۰۶)

### چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تحریک آنودال جریان مستقیم فراجمجمه‌ای بر تعادل پویای مردان فعال پس از سه وهله اجرای تست وینگیت پایین تنه بود. ۱۵ مرد سالم و فعال به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت نمودند. در سه مرحله حضور در آزمایشگاه، آزمودنی‌ها به صورت موازنه متقابل یکی از سه نوع تحریک مغزی شامل (۱) تحریک آنودال MI، (۲) تحریک آنودال DLFC، و (۳) تحریک شم را دریافت نمودند. در هر جلسه و قبل از اعمال تحریک مغزی تعادل پویای هر دوپا اندازه‌گیری شد. پس از اعمال تحریک مغزی، آزمودنی‌ها سه وهله تست وینگیت ۳۰ ثانیه‌ای پایین تنه را انجام دادند. پس از اجرای وهله سوم، تعادل پویا مجدداً در هر دوپا اندازه‌گیری شد. نتایج نشان داد که پس از اجرای سه وهله تست وینگیت پایین تنه در شرایط تحریک ناحیه MI و DLFC، امتیاز آزمون تعادل پویای پای راست به شکل معنی‌داری بیشتر از حالت تحریک شم بود (به ترتیب،  $p = 0.04$ ،  $p = 0.27$ ). همچنین، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که امتیاز تعادل پویای پای چپ نیز پس از اجرای سه وهله تست وینگیت به شکل معنی‌داری کاهش یافته بود ( $p = 0.36$ ) اما بین سه شرایط در پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. بر مبنای نتایج پژوهش حاضر می‌توان نتیجه گرفت که تحریک آنودال نواحی MI و DLFC می‌تواند به عنوان یک استراتژی جهت کاهش آثار زیان‌بار ناشی از خستگی بر تعادل پویا مورد استفاده قرار گیرد. انجام مطالعات بیشتر برای شناخت مکانیسم‌های درگیر در این نتایج ضروری است.

### واژه‌های کلیدی

تحریک مغزی، تعادل پویا، فعالیت بی‌هوازی، قشر پیش‌پیشانی، قشر حرکتی.

## مقدمه

نکته ضروری است که tDCS به‌عنوان یک روش مداخله ایمن مورد تأیید سازمان غذا و داروی آمریکا (FDA) بوده و جنبه‌های ایمنی این مداخله در مطالعات متعدد بررسی و مورد تأیید قرار گرفته است. در تأیید این مطلب، نتایج مطالعه‌ای که به بررسی ابعاد ایمنی tDCS پرداخته بود نشان داد که در تحقیقات صورت گرفته بر روی هزار آزمودنی که مشتمل بر ۳۳۲۰۰ جلسه تحریک بود، هیچ عارضه جانبی جدی گزارش نشده است که نشان از ایمن بودن استفاده از این مداخله دارد (۶).

مطالعات متعددی آثار مطلوب tDCS را بر متغیرهای مرتبط با عملکرد ورزشی نظیر قدرت عضلانی، عملکرد استقامتی، حس حرکتی، یادگیری حرکتی، عملکرد شناختی و خستگی عضلانی نشان داده‌اند (۱، ۷، ۸). قشر حرکتی اولیه<sup>۸</sup> (M1) و قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی<sup>۹</sup> (DLPFC) دو ناحیه بسیار مهم در مغز هستند که به‌واسطه نقش آن‌ها در عملکردهای فیزیکی، شناختی و ادراکی، مورد مطالعه گسترده در این زمینه قرار گرفته‌اند (۷، ۹-۱۱). ناحیه M1 به‌عنوان یکی از مهم‌ترین نواحی در کنترل عملکردهای فیزیکی، برون‌داد نهایی سیستم عصبی به موتونورون‌های نخاعی و سپس به عضلات فعال را کنترل می‌کند و تحریک‌پذیری مدارهای نورونی این ناحیه ارتباط مستقیمی با بروز خستگی دارد (۱۲). ناحیه DLPFC نیز به‌عنوان ناحیه فوقانی در سیستم سلسله مراتبی مغز، نقش چشمگیری در پردازش درون‌دادهای حسی محیطی و مرکزی دارد و اخیراً نقش بسیار مهم این ناحیه در اعمال کنترل بر سایر نواحی نظیر ناحیه M1 و تعدیل عملکرد بدنی به اثبات رسیده است (۱۳). در این راستا، هانگ و همکاران (۲۰۱۹)، بیان نمودند که اعمال ۲۰ دقیقه tDCS

نتایج مطلوب سبب تمایل به استفاده از روش‌ها و استراتژی‌های جدید و مؤثر در بهبود عملکرد ورزشی شده است (۱). تحریک غیرتهاجمی مغز<sup>۱</sup> (NIBS) یکی از این استراتژی‌های جدید است که در سال‌های اخیر در حیطه ورزش مورد استفاده قرار گرفته است. NIBS در حوزه ورزش که اخیراً از آن به‌عنوان دوپینگ عصبی نیز نام برده می‌شود، شامل اعمال مداخله در فعالیت مدارهای نورونی نواحی مختلف مغز با هدف القاء آثار مطلوب بر عملکرد ورزشی است (۲). تحریک مغناطیسی فراجمجه‌ای (TMS) و تحریک جریان مستقیم فراجمجه‌ای<sup>۳</sup> (tDCS)، از رایج‌ترین تکنیک‌های مورد استفاده در این زمینه هستند که می‌توانند با تغییر در تحریک‌پذیری<sup>۴</sup> نورون‌های مغزی آثار مورد انتظار را بر جای بگذارند (۴-۲). نشان داده شده است که tDCS بسته به نوع تحریک، می‌تواند سبب دپلاریزه یا هایپرپلاریزه شدن پتانسیل استراحتی غشاء در نواحی تحت تحریک شود. تحریک آنودال<sup>۵</sup> سبب دپلاریزه شدن و افزایش تحریک‌پذیری؛ و تحریک کاتودال سبب هایپرپلاریزه شدن و کاهش تحریک‌پذیری نورون‌های نواحی هدف می‌شود. به نظر می‌رسد که اصلی‌ترین مکانیسم اثر tDCS، تغییر در مقادیر میانجی عصبی مهاری گاما آمینو بوتیریک اسید (GABA) و کارایی رسپتورهای N-متیل دی آسپاراتات (NMDA) باشد (۵). از این رو، با توجه به ویژگی‌های تحریک آنودال که سبب افزایش تحریک‌پذیری نواحی هدف در مغز می‌شود، این نوع تحریک رایج‌ترین مدل اعمال تحریک جریان مستقیم فراجمجه‌ای است. از سوی دیگر، توجه به این

6. Cathodal  
7. Food and Drug Administration  
8. Primary Motor Cortex  
9. Dorsolateral Prefrontal Cortex  
10. Huang

1. Non-invasive Brain Stimulation  
2. Neurodoping  
3. Transcranial Direct Current Stimulation  
4. Excitability  
5. Anodal

نقش مهمی در حوزه سلامت به‌ویژه پیش‌گیری از زمین خوردن‌های منجر به شکستگی استخوان دارد، انجام شده است (۱۸). نتایج این مطالعات نشان داده است که tDCS می‌تواند با تعدیل اطلاعات ورودی حسی و مداخله در فرآیند پردازش اطلاعات حسی در مغز به بهبود تعادل ایستا و پویا کمک کند؛ در عین حال، انجام تحقیقات بیشتر در این زمینه توصیه شده است (۱۹). تعادل یک مفهوم پیچیده چند بعدی است که به کنترل وضعیتی مربوط می‌شود و اساساً به توانایی حفظ وضعیت (مانند نشستن یا ایستادن)، حرکت بین وضعیت‌ها و عدم سقوط در هنگام واکنش به یک اختلال خارجی اشاره دارد (۲۰). تعادل یکی از اجزای جدایی‌ناپذیر و کلیدی در فعالیت‌های روزمره و نیز عملکرد ورزشی است. در واقع، تعادل بخشی از توانایی ورزشکار است و تقریباً در هر شکلی از فعالیت بدنی درگیر است. حفظ تعادل به‌عنوان یک امتیاز مهم برای انجام فعالیت‌ها در میادین ورزشی قلمداد می‌شود و ضعف در آن به‌عنوان یکی از مهم‌ترین عوامل ایجاد آسیب در ورزشکاران به حساب می‌آید و همچنین یکی از متغیرهای بالینی است که پزشکان تیم‌های ورزشی برای بازگرداندن ورزشکاران به میادین ورزشی به‌دنبال یک آسیب‌دیدگی در نظر می‌گیرند (۲۱). نکته قابل توجه در این مورد این است که نتایج مطالعات نشان داده است که دو ناحیه M1 و DLPFC در کنترل تعادل و وضعیت قامتی نیز نقش مهمی داشته و اعمال مداخله در میزان فعالیت این نواحی با تغییر در تعادل همراه بوده است (۲۲-۲۵). به نظر می‌رسد این امر با توجه به نقش این دو ناحیه در پردازش اطلاعات حسی و ایجاد پاسخ مناسب حرکتی که پیشتر نیز بدان اشاره شد قابل توجه باشد.

سبب افزایش توان خروجی در دوچرخه‌سواری سرعتی و نیز بهبود عملکرد شناختی در حین اجرای دوچرخه‌سواری سرعتی می‌شود (۱۴). در مطالعه دیگری، ویتورکوستا<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۱۵)، نشان دادند که تحریک آنودال قشر حرکتی مغز سبب افزایش معنی‌دار زمان رسیدن به واماندگی در فعالیت استقامتی با شدت نزدیک به بیشینه می‌شود (۱۵). اخیراً، اتمادی<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۲۳)، نشان دادند که اعمال ۲۰ دقیقه تحریک آنودال با شدت ۲ میلی آمپر بر روی ناحیه DLPFC چپ می‌تواند سبب بهبود عملکرد استقامتی، عملکرد شناختی و پاسخ‌های ادراکی گردد (۷). از سوی دیگر، توجه به این نکته نیز ضروری است که برخی از مطالعات انجام گرفته چنین آثار مثبتی را گزارش نکرده‌اند. به‌عنوان مثال، بالداری<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۸)، نتیجه گرفتند که تحریک حاد آنودال قشر حرکتی مغز سبب تغییر معنی‌داری در پاسخ‌های فیزیولوژیک، میزان درک فشار و عملکرد ورزشی در دوندگان استقامتی نشد (۱۶). علی‌رغم وجود برخی تناقض‌ها در نتایج تحقیقات در زمینه تأثیر tDCS بر عملکرد ورزشی، نتایج طیف گسترده‌ای از مطالعات نشان‌دهنده اثر مطلوب این استراتژی در حیطه ورزشی است و این امر تنها محدود به مطالعات علمی نبوده و در شرایط کاربردی نیز این استراتژی به‌نحو مطلوب از سوی ورزشکاران حرفه‌ای در سطح قهرمانان المپیک نیز مورد استفاده قرار گرفته است (۱۷).

از سوی دیگر، علاوه بر مطالعاتی که مستقیماً به بررسی اثر tDCS بر عملکرد ورزشی پرداختند، در سال‌های اخیر مطالعاتی نیز در زمینه اثرگذاری tDCS بر فاکتورهای دیگری نظیر تعادل که نقش بسیار مهمی در بهبود عملکرد ورزشی، پیش‌گیری از بروز آسیب‌های ورزشی و همچنین

از مطالعات معتبر نشان داده است که اجرای حتی یک وهله فعالیت بی‌هوازی شدید (تست وینگیت ۳۰ ثانیه) سبب کاهش قابل توجه در برون‌داد سیستم عصبی به عضلات فعال می‌شود (۳۴ درصد کاهش در برون‌داد عصبی) که به نوعی نشان دهنده بروز خستگی با منشأ عصبی در چنین فعالیت‌هایی است (۳۳). نکته جالب توجه این است که نتایج مطالعات همچنین نشان داده است که با اجرای وهله های بیشتر از فعالیت بی‌هوازی شدید، میزان خستگی مرکزی بیشتر شده و این امر می‌تواند عملکردهای وابسته به سیستم عصبی نظیر تعادل را با مخاطره مواجه کند (۹، ۳۳). با در نظر گرفتن نتایج مطالعات صورت گرفته در این زمینه، به نظر می‌رسد که یکی از عوامل کاهش تعادل، چه در ورزشکاران و چه در افراد سالم، اجرای فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه به‌ویژه فعالیت‌های با ماهیت تکرار شونده باشد. از این رو، استفاده از روش‌هایی که بتواند از یک سو میزان خستگی را کاهش داده و از سوی دیگر با آثار منفی ناشی از خستگی بر تعادل مقابله کند به عنوان یک حیطه تحقیقاتی جدید مورد توجه واقع شده است.

با در نظر گرفتن مطالب بیان شده در زمینه آثار مثبت tDCS بر عملکرد ورزشی، کاهش خستگی و بهبود تعادل و نیز موارد بیان شده در زمینه آثار منفی خستگی عصبی-عضلانی بر تعادل، این سؤال مطرح می‌شود که آیا tDCS می‌تواند به‌عنوان روش ارگونومیک جهت مقابله با آثار منفی خستگی عصبی-عضلانی بر تعادل در نظر گرفته شود. بررسی مطالعات پیشین نشان می‌دهد که تاکنون پژوهشی در زمینه اثرگذاری tDCS بر تعادل پس از القاء خستگی عصبی-عضلانی، به‌ویژه خستگی ناشی از فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده، که مشابه با الگوی فعالیت در بسیاری از رشته‌های ورزشی است، صورت

نشان داده شده است که خستگی عصبی-عضلانی می‌تواند آثار منفی بر تعادل ایستا و پویا به‌دنبال داشته باشد (۲۶). در این زمینه، بدو<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند که اجرای یک پروتکل خسته‌کننده ترکیبی شامل دویدن های سرعتی، پرش و فرود و حرکات زیگ‌زاگ سبب بروز آثار منفی بر تعادل ایستا و پویا می‌شود (۲۷). در مطالعه دیگری در این زمینه، ابوطالب<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۵) بیان نمودند که خستگی ناشی از اجرای فعالیت ورزشی سبب کاهش معنی‌داری تعادل پایین تنه می‌شود (۲۸). آن‌ها این مورد را به‌عنوان یک ریسک فاکتور برای بروز آسیب‌های ورزشی در نظر گرفته و توصیه نمودند که مطالعاتی در زمینه چگونگی مقابله با آثار منفی خستگی بر تعادل انجام پذیرد. همچنین، هلبوستاد<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۰) در یک مقاله مروری سیستماتیک بیان نمودند که خستگی سبب بروز آثار منفی بر تعادل و فعالیت‌های عملکردی در افراد مسن می‌شود (۲۹). در این راستا، توجه به این نکته ضروری است که عملکردهای حرکتی در بسیاری از رشته‌های ورزشی شامل وهله‌های تکراری و کوتاه از حرکات با شدت بالا است که عموماً با عنوان فعالیت‌های بی‌هوازی شناخته می‌شود (۳۰). نتایج تحقیقات متعدد نشان داده است که وهله‌های تکراری از فعالیت با شدت بالا سبب بروز خستگی عصبی-عضلانی قابل توجه می‌شود که می‌تواند بر تعادل ایستا و پویا نیز اثرگذار باشد (۳۱). به‌عنوان مثال، نتایج مطالعه زاجاک<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۲۳) نشان داد که خستگی ناشی از فعالیت بی‌هوازی بیشینه سبب کاهش تعادل ایستا در ورزشکاران می‌شود (۳۲). در مطالعه دیگری در این زمینه، جانستون<sup>۵</sup> و همکاران (۲۰۱۷) بیان نمودند که القاء خستگی با انجام فعالیت بی‌هوازی بیشینه سبب کاهش معنی‌دار تعادل پویا می‌شود (۳۱). علاوه بر این، نتایج یکی

4 . Zajak  
5 . Johnston

1 . Bedo  
2 . Abutaleb  
3 . Helbostad

آزمون آماری موردنظر (مقادیر F در آزمون آنوا با اندازه گیری‌های تکراری؛ ۱ گروه و ۳ مرحله اندازه‌گیری) تعیین شد. (۳۴، ۳۵). معیارهای ورود به پژوهش شامل: (۱) دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال؛ (۲) شاخص توده بدنی (BMI) ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ کیلوگرم بر متر مربع؛ (۳) سابقه آشنایی و اجرای تمرینات بی‌هوازی؛ (۴) اخذ گواهی عدم منع شرکت در برنامه تمرین ورزشی از پزشک بود. معیارهای منع ورود و خروج از پژوهش نیز شامل: (۱) ابتلا به هرگونه بیماری قلبی عروقی، ریوی و متابولیکی؛ (۲) سابقه تشنج، صرع یا سایر انواع بیماری‌های عصبی؛ (۳) وجود دستگاه‌های قابل کاشت یا ضربان‌ساز در بدن؛ (۴) مصرف دخانیات و الکل؛ (۵) خروج داوطلبانه آزمودنی از پژوهش؛ (۶) ابتلا به انواع بیماری‌های حاد در فاز اجرایی پژوهش؛ (۷) عدم شرکت در هر یک از جلسات فاز اجرایی پژوهش بود. ویژگی‌های آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

نپذیرفته است. لذا، با در نظر گرفتن این موارد، در پژوهش حاضر، برای اولین بار، اثر تحریک حاد ناحیه قشر حرکتی اولیه (M1) و قشر پیش‌پیشانی خلفی جانبی (DLPFC)، که از مهم‌ترین نواحی مغز در تعدیل داده‌های حسی و نیز شکل‌دهی پاسخ‌های حرکتی هستند، بر تعادل پویا پس از اجرای وهله‌های تکراری فعالیت بی‌هوازی بیشینه مورد بررسی قرار گرفت.

## روش پژوهش

### آزمودنی‌ها

۱۵ مرد سالم و فعال با روش نمونه‌گیری هدفمند و بر مبنای معیارهای ورود به پژوهش انتخاب و به‌صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت نمودند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار GPower نسخه 3.1 با اعمال توان آماری ۸۰٪، اندازه اثر ۳۵٪ و سطح معناداری ۰/۰۵ و در نظر گرفتن

جدول ۱. ویژگی‌های شرکت‌کنندگان

BMI (kg/m <sup>2</sup> )	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	سن (سال)
۲۲/۹۱ ± ۲/۴	۷۳/۸۵ ± ۹/۶	۱۷۹/۴ ± ۵/۴	۲۲/۲۶ ± ۲/۵

آزمودنی‌ها با چگونگی تحریک الکتریکی مغز آشنا شده و به‌منظور بررسی عدم وجود واکنش غیرطبیعی به تحریک الکتریکی مغز، دوزهای کوتاهی از تحریک را به‌صورت آزمایشی دریافت نمودند. هیچ‌کدام از افراد تا ۴۸ ساعت پس از تحریک الکتریکی واکنش غیرطبیعی نداشتند. پس از برگزاری جلسه توجیهی، هر آزمودنی مجموعاً ۳ بار در آزمایشگاه به‌منظور اعمال مداخلات و اندازه‌گیری متغیرهای پژوهش حضور یافت. آزمودنی‌ها به‌صورت موازنه متقابل (با استفاده از روش مربع لاتین) و با انتساب تصادفی

## روند اجرای پژوهش

به‌منظور اجرای پژوهش، پس از انتخاب آزمودنی‌ها بر مبنای معیارهای ورود و منع ورود به پژوهش، فرم رضایت نامه آگاهانه جهت شرکت در پژوهش توسط آزمودنی‌ها مطالعه و امضا گردید. سپس، آزمودنی‌ها در یک جلسه توجیهی به‌منظور آشنایی با کلیه مراحل پژوهش و چگونگی اجرای آزمون‌ها و اندازه‌گیری متغیرهای پژوهش شرکت کردند. در همان جلسه، ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها (از جمله طول پای برتر) اندازه‌گیری شد. همچنین،

در خصوص ترتیب دریافت مداخلات، در سه جلسه مجزا با فاصله یک هفته بین هر جلسه در آزمایشگاه حضور یافتند. در این سه جلسه، آزمودنی‌ها پس از حضور در آزمایشگاه ابتدا آزمون تعادل Y (Y Balance Test) را انجام دادند. سپس آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ دقیقه در معرض یکی از سه نوع تحریک مغزی شامل: (۱) تحریک ناحیه M1؛ (۲) تحریک ناحیه DLPFC؛ و (۳) تحریک شَم با شدت ۲ میلی آمپر قرار گرفتند. پس از دریافت تحریک مغزی، آزمودنی‌ها به اجرای تست وینگیت ۳ وهله‌ای بر روی دوچرخه کارسنج مونارک (Monark Ergonomic 894E) پرداختند. این تست شامل اجرای ۳ وهله ۳۰ ثانیه‌ای تست وینگیت بیشینه پایین‌تنه با فواصل استراحت فعال ۴ دقیقه‌ای بین هر وهله بود. سپس، بلافاصله پس از اتمام تست وینگیت مجدداً آزمون (YBT) از آزمودنی‌ها گرفته شد و نتایج آن ثبت شد. به منظور پیشگیری از تأثیر ریتم شبانه‌روزی بر عملکرد آزمودنی‌ها، هر آزمودنی ۳ مرحله اندازه‌گیری خود را در یک‌زمان مشخص از روز انجام داد. همچنین، فرم یاد آمد خوراکی ۴۸ ساعت قبل از اولین جلسه حضور در آزمایشگاه توسط آزمودنی‌ها تکمیل شده و از اطلاعات آن برای همسان‌سازی تغذیه آزمودنی‌ها در جلسات بعدی استفاده شد. در هر جلسه آزمودنی ۲ ساعت پس از صرف یک وعده غذایی استاندارد در آزمایشگاه حضور یافتند.

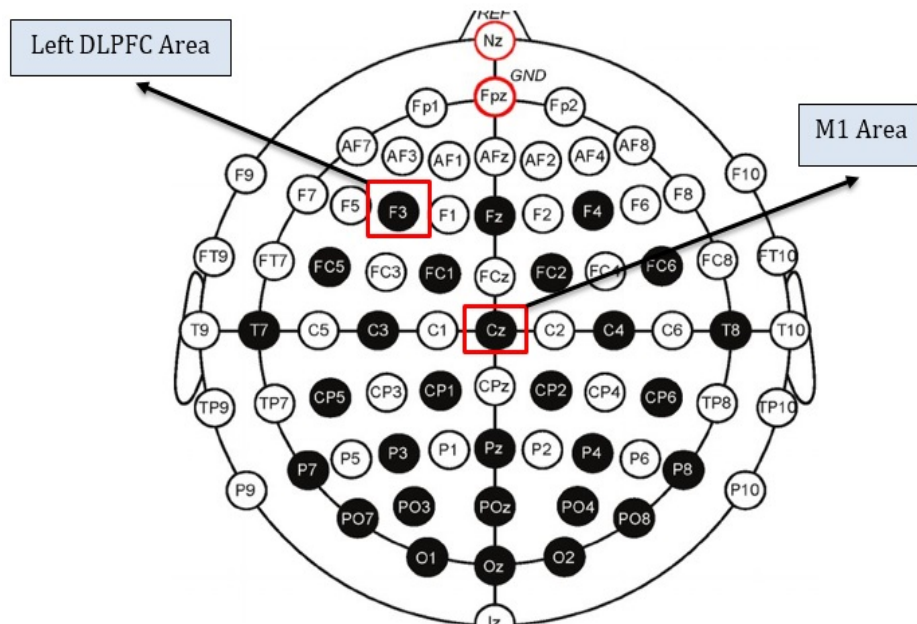
#### روش‌های آزمایشگاهی

تحریک جریان مستقیم فراجمعه‌ای (tDCS): در جلسات دوم تا چهارم، آزمودنی‌ها به صورت تصادفی (موازنه متقابل با استفاده از روش مربع لاتین) در معرض ۳ نوع تحریک مغزی شامل: (۱) تحریک ناحیه M1؛ (۲) تحریک ناحیه DLPFC؛ و (۳) تحریک شَم قرار گرفتند. بدین منظور از دستگاه تحریک کننده نورواستیم ۲ ساخت کشور ایران

استفاده شد. دو الکترود کربنی با ابعاد ۲۰ سانتی‌متر مربع (۴ × ۵ سانتی‌متر) که در پوشش اسفنجی آغشته به محلول نمکی قرار داشت به‌عنوان الکترودهای آند و کاتد و برای القای جریان الکتریکی در نواحی هدف مورد استفاده قرار گرفت. در این پژوهش، مدت دریافت تحریک مغزی ۲۰ دقیقه و شدت آن ۲ میلی‌آمپر در نظر گرفته شد. از سیستم نقشه‌برداری مغز بین‌المللی ۱۰-۲۰ و کلاه مخصوص<sup>۲</sup> EEG برای مکان‌یابی دقیق نواحی هدف بر روی مغز استفاده شد. تصویر سیستم نقشه‌برداری مغز بین‌المللی ۱۰-۲۰ و نواحی هدف در پژوهش حاضر در شکل شماره ۱ ارائه شده است. از آزمودنی‌ها خواسته شد که در بازه زمانی ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمایشگاه از مصرف کافئین و الکل خودداری نمایند. پس از حضور در آزمایشگاه از آزمودنی‌ها خواسته شد که بر روی صندلی راحتی که از قبل در محل موردنظر قرار داده شده است، بنشینند. سپس، با توجه به نوع تحریک در آن جلسه، نواحی هدف جهت نصب الکترودها با استفاده از کلاه مخصوص EEG علامت‌گذاری شده و به‌دنبال آن الکترودها در نواحی علامت‌گذاری شده نصب گردید. لازم به ذکر است که از کلاه صرفاً جهت مکان‌یابی محل نصب الکترودها استفاده شده و پس از مکان‌یابی دقیق حسب خطوط راهنمای سیستم بین‌المللی ۱۰-۲۰ و علامت‌گذاری نواحی هدف با استفاده از مارکر، کلاه EEG برداشته شده و الکترودها به‌صورت مستقیم بر روی نواحی هدف علامت‌گذاری شده نصب شدند. برای تحریک ناحیه M1، الکترود آند به صورت قرینه (۲/۵) سانتیمتر سمت راست و (۲/۵) سانتیمتر سمت چپ) بر روی ناحیه Cz و الکترود کاتد بر روی شانه سمت چپ قرار داده شد. برای تحریک ناحیه DLPFC، الکترود آند در ناحیه F3 و الکترود کاتد در ناحیه AF8 نصب شد. در حالت تحریک شَم نیز نحوه ثبت الکترودها شبیه حالت تحریک DLPFC

از دید آزمودنی‌ها مخفی شد و در حین نصب الکترودها و نیز در پایان ۲۰ دقیقه و زمان جدا کردن الکترودها محقق اصلی در آزمایشگاه حضور نداشت. لازم به ذکر است که فرد خارج از تیم تحقیق که مسئولیت تصادفی‌سازی و اعمال مداخلات را بر عهده داشت، فردی متخصص و آموزش دیده در زمینه tDCS بود. توجه به این نکته ضروری است که به دلیل عدم وجود روش‌های لازم جهت شخصی‌سازی دوز تحریک مغزی، در مقاله حاضر با استناد به مقالات پیشین از دوز ثابت (۲ میلی‌آمپر به مدت ۲۰ دقیقه) برای تمامی آزمودنی‌ها استفاده شد که این مورد از محدودیت‌های پژوهش حاضر و سایر پژوهش‌های انجام شده در این زمینه است.

چپ بود (۳۶). پس از نصب الکترودها، آزمودنی‌ها در شرایط نشسته و بدون هیچ‌گونه ارتباط کلامی به مدت ۲۰ دقیقه تحریک مغزی را دریافت نمودند. لازم به ذکر است با توجه به اینکه پژوهش حاضر به صورت دوسویه کور انجام پذیرفت. آزمودنی‌ها و محقق اصلی از نوع تحریک دریافتی در هر جلسه آگاه نبودند و این اطلاعات تا پایان پژوهش تنها در اختیار فردی خارج از تیم تحقیق قرار داشت. به منظور پنهان‌سازی ترتیب دریافت تحریک از محقق اصلی، کلیه مراحل مربوط به تعیین تصادفی ترتیب دریافت تحریک در هر آزمودنی توسط همان فرد خارج از تیم تحقیق انجام گرفت. همچنین، به منظور پنهان‌سازی نوع تحریک در هر جلسه از آزمودنی‌ها، دستگاه tDCS به وسیله یک پوشاننده



شکل ۱: سیستم بین‌المللی نقشه‌برداری مغز ۱۰-۲۰ و نواحی مربوط به M1 و DLPCF چپ

داده شد. در هر جلسه، ابتدا آزمودنی به مدت ۳ تا ۴ دقیقه گرم کردن استاندارد را بر روی چرخ کارسنج با مقاومت ۹۰ وات انجام داد. در حین گرم کردن، آزمودنی دو یا سه وهله ۳ تا ۴ ثانیه‌ای پدال زدن با حداکثر سرعت را انجام داد. پس از گرم کردن، آزمودنی به مدت ۲ دقیقه به استراحت پرداخت و پس از پایان ۲ دقیقه، آزمودنی شروع به رکاب زدن بدون مقاومت به مدت ۱۰ ثانیه کرد. در ۳ ثانیه آخر،

تست وینگیت: به منظور اجرای فعالیت بی‌هوازی، از تست استاندارد وینگیت ۳۰ ثانیه‌ای پایین‌تنه بر روی دوچرخه کارسنج مونارک (Monark Ergonomic 894E) استفاده شد. قبل از اجرای تست وینگیت، آزمودنی‌ها با نحوه اجرای تست و جزئیات آن آشنا شدند و آثار احتمالی ناشی از اجرای تست به طور کامل برای آنان توضیح

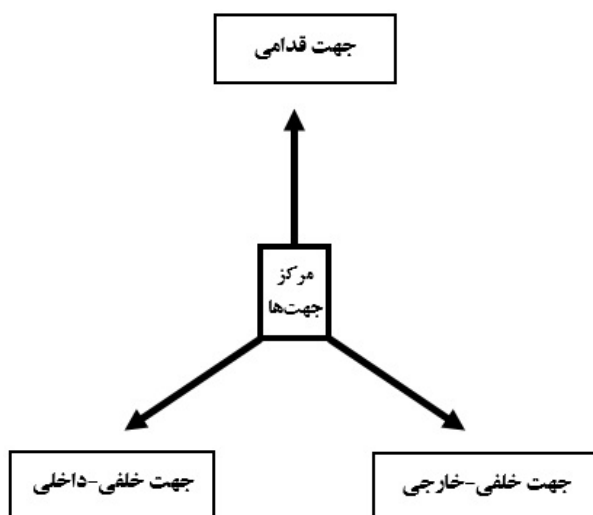
شمارش معکوس توسط آزمون‌گیرنده انجام شد و با اعلان "رو" آزمودنی با حداکثر توان خروجی و به مدت ۳۰ ثانیه شروع به رکاب زدن در برابر مقاومتی به میزان ۷/۵ درصد از وزن بدن خود کرد. در ۳ ثانیه پایانی تست مجدداً شمارش معکوس انجام شد و با پایان ۳۰ ثانیه، آزمودنی به مدت ۴ دقیقه با تعداد ۵۰ دور پا در دقیقه در برابر مقاومت معادل ۳۰ تا ۴۰ وات (به‌عنوان ریکاوری فعال بین وهله‌ها) به رکاب زدن ادامه داد. در ۱۰ ثانیه پایانی دوره ریکاوری به آزمودنی اعلام می‌شد که برای وهله بعدی تست آماده باشد و در ۳ ثانیه پایانی شمارش معکوس صورت گرفت و با اعلان "رو"، آزمودنی مجدداً ۳۰ ثانیه تلاش حداکثری را مشابه با وهله اول انجام داد. وهله سوم نیز مشابه با دو وهله قبل اجرا شد (۹). در نهایت سه وهله تست ۳۰ ثانیه‌ای با فواصل استراحت فعال ۴ دقیقه‌ای بین هر وهله توسط آزمودنی‌ها انجام پذیرفت.

**آزمون تعادل (YBT):** به‌منظور اندازه‌گیری تعادل پویای پای چپ و راست شرکت‌کنندگان از تست تعادل Y استفاده شد. پیش از اجرای تست تعادل، طول واقعی اندام تحتانی شرکت‌کنندگان در حالت درازکش مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. بدین‌منظور، فاصله ناحیه خار خاره قد امی فوقانی تا قوزک داخلی پا به‌عنوان طول استاندارد اندام تحتانی در نظر گرفته شد. در تست تعادل Y، حداکثر میزان دستیابی پای چپ و راست در سه جهت تعیین شده شامل (۱) جهت قدامی، (۲) جهت خلفی-داخلی، و (۳) جهت خلفی-خارجی (شکل ۲) به‌منظور تعیین تعادل پویای پای

چپ و راست ثبت شد. برای اجرای تست تعادل، پس از ارائه راهنمایی‌های لازم در خصوص چگونگی اجرای تست، به آزمودنی‌ها اجازه داده شد که برای هر جهت تعیین شده ۶ مرتبه حرکت را به‌صورت تدریجی اجرا نمایند. سپس، پس از اعمال زمان استراحت کافی، از آزمودنی‌ها خواسته شد که طبق ترتیب ارائه شده‌ی زیر تست تعادل پویای Y را به انجام برسانند:

- (۱) پای راست در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای چپ جهت حداکثر دستیابی در جهت قدامی
  - (۲) پای چپ در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای راست جهت حداکثر دستیابی در جهت قدامی
  - (۳) پای راست در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای چپ جهت حداکثر دستیابی در جهت خلفی-داخلی
  - (۴) پای چپ در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای راست جهت حداکثر دستیابی در جهت خلفی-داخلی
  - (۵) پای راست در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای چپ جهت حداکثر دستیابی در جهت خلفی-خارجی
  - (۶) پای چپ در نقطه مرکزی جهت‌ها، ۳ تلاش با پای راست جهت حداکثر دستیابی در جهت خلفی-خارجی
- در هر تلاش تعادل پویای پای قرار گرفته در نقطه مرکزی جهات مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. بهترین میزان دستیابی در ۳ تلاش انجام شده در هر جهت به‌عنوان امتیاز تعادل ثبت گردید. فواصل استراحت کافی بین تلاش‌ها در جهت‌های مختلف اعمال گردید. در نهایت، امتیاز تعادل پویای هر پا با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$= \text{امتیاز تعادل پویا} = \frac{\text{مجموع فاصله دستیابی در سه جهت}}{\text{سه برابر طول اندام}} \times 100$$



شکل ۲. مولفه‌های تست تعادل پویای Y

پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشگاه رازی است. همچنین، پژوهش حاضر دارای کد کارآزمایی بالینی به شماره IRCT20210617051606N5 ثبت شده در مرکز کارآزمایی بالینی ایران است.

### نتایج

اطلاعات توصیفی تعادل پای چپ و راست در ۳ شرایط مختلف (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

### تحلیل آماری

به‌منظور بررسی چگونگی توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. پس از اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون آماری آنوای دوراهه با اندازه‌گیری تکراری (طرح  $2 \times 3$ ؛ عامل شرایط با ۳ سطح و عامل زمان با دو سطح) استفاده شد. در صورت معنی‌دار بودن اثر تعامل بین شرایط و زمان، از آزمون آنوای یک‌راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری و در صورت نیاز، از آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه‌های زوج؛ و به‌منظور بررسی اثر زمان از آزمون تی همبسته استفاده شد. آزمون کروییت موخلی به‌منظور بررسی همگنی واریانس‌ها مورد استفاده قرار گرفت و در صورت عدم تأیید پیش‌فرض همگنی واریانس‌ها، از ضریب تصحیح گرین‌هاوس-گیسر استفاده شد. در تمامی آزمون‌های آماری سطح معناداری  $0/05$  در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گردید.

### ملاحظات اخلاقی

پژوهش حاضر دارای کد اخلاق به شماره (IR.RAZI.REC.1400.023) از کمیته اخلاق در

جدول ۱. اطلاعات توصیفی تعادل پای چپ و راست در ۳ شرایط مختلف (پیش آزمون و پس آزمون)

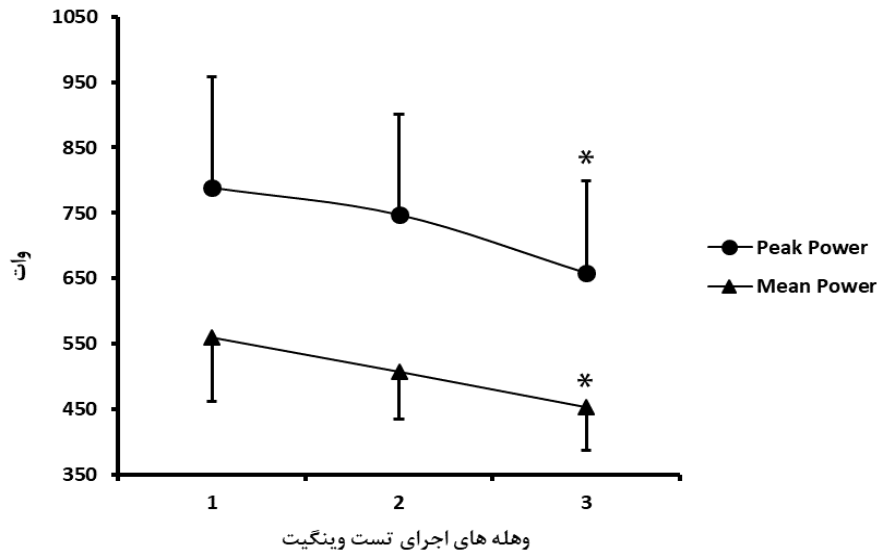
شرایط	پای راست		پای چپ	
	قبل	بعد	قبل	بعد
M1	۱۱۱/۱۷ ± ۱۲/۸۳	۱۰۹/۱۱ ± ۱۱/۵۵	۱۰۹/۲۹ ± ۱۲/۰۸	۱۰۸/۸۹ ± ۱۱/۹۳
DLPFC	۱۱۱/۰۷ ± ۱۰/۱۵	۱۰۹/۶۵ ± ۱۲/۷۷	۱۱۲/۲۶ ± ۱۱/۹۳	۱۱۰/۱۲ ± ۱۳/۷۲
Sham	۱۱۱/۷۳ ± ۱۲/۱۲	۱۰۳/۲۴ ± ۱۰/۹۶	۱۰۹/۹۶ ± ۱۱/۶۷	۱۰۳/۰۹ ± ۱۲/۰۲

تعامل "شرایط × زمان"؛ اثر اصلی شرایط و زمان جهت تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت و نتایج نشان داد که اثر اصلی شرایط ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۱۹۲$ ؛  $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۰۵۱$ ؛  $F(2, 28) = ۳/۳$ ؛  $p = ۰/۰۳۶$ ؛  $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۲۷۸$ ؛  $F(1, ۵) = ۵/۴$ ؛  $p = ۰/۰۳۶$ ؛  $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۲۷۸$ ) از لحاظ آماری معنی‌دار نبود در حالی که اثر اصلی زمان ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۲۷۸$ ؛  $F(1, ۵) = ۵/۴$ ؛  $p = ۰/۰۳۶$ ؛  $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۲۷۸$ ) از لحاظ آماری معنی‌دار بود و نشان داد که تعادل پای چپ در شرایط پس‌آزمون به شکل معنی‌داری کمتر از شرایط پیش‌آزمون بود.

همچنین، به منظور اطمینان از بروز خستگی عصبی عضلانی پس از اجرای سه وهله تست وینگیت، توان بیشینه و میانگین توان آزمودنی‌ها به طور کلی (میانگین هر سه شرایط با هم در سه وهله اجرای تست وینگیت) محاسبه و با استفاده از آزمون آنوای یک‌راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج این تجزیه و تحلیل نشان داد که بین مقادیر توان بیشینه ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۰۰۰۱$ ؛  $F(2, 88) = ۳۲/۵$ ؛  $p = ۰/۰۰۰۱$ ) و نیز میانگین توان ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۰۰۰۱$ ؛  $F(2, 88) = ۷۱/۵$ ؛  $p = ۰/۰۰۰۱$ ) در سه وهله اجرای تست وینگیت تفاوت معنی‌داری وجود دارد. نتایج مقایسه‌های زوج نشان داد که هم توان بیشینه و هم میانگین توان در وهله سوم به شکل معنی‌داری کمتر از وهله اول اجرای تست وینگیت بودند ( $p = ۰/۰۰۰۱$ ). تغییرات مقادیر توان بیشینه و میانگین توان آزمودنی‌ها به طور کلی از وهله اول اجرای تست وینگیت به وهله سوم در شکل ۳ نمایش داده شده است.

نتایج آزمون آماری آنوای دوراهه با اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که در تعادل پای راست اثر تعامل "شرایط × زمان" ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۲۹۴$ ؛  $p = ۰/۰۱۸$ ؛  $F(1,3, 18,9) = ۵/۸$ ) و نیز اثر زمان ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۴۲۳$ ؛  $p = ۰/۰۰۶$ ؛  $F(1, ۱۰) = ۱۰/۲$ ) از لحاظ آماری معنی‌دار بود در حالی که اثر شرایط (14) از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با توجه به معنی‌دار بودن اثر تعامل "شرایط × زمان"؛ به منظور بررسی اثر ساده شرایط از آزمون آنوای یک‌راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد و نتایج مقایسه‌ها زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که پس از اجرای پروتکل تمرینی، تعادل پای راست در شرایط تحریک ناحیه M1 و DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک شم بود (به ترتیب،  $p = ۰/۰۴$ ؛  $p = ۰/۰۲۷$ ). از سوی دیگر، نتایج آزمون تی همبسته به منظور بررسی اثر ساده زمان نشان داد که در حالت تحریک شم، تعادل پای راست شرکت‌کنندگان از قبل به بعد از اجرای پروتکل تمرینی کاهش معنی‌داری یافته بود ( $p = ۰/۰۰۱$ ؛  $t(14) = ۴/۳۱$ ؛  $p = ۰/۰۰۱$ ) در حالی که در حالت تحریک M1 و DLPFC تفاوت معنی‌داری در تعادل پای راست از قبل به بعد از اعمال مداخلات دیده نشد ( $p > ۰/۰۵$ ).

نتایج آزمون آماری آنوای دوراهه با اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که در تعادل پای چپ اثر تعامل "شرایط × زمان" ( $\text{Partial } \eta^2 = ۰/۱۲۴$ ؛  $p = ۰/۱۵$ ؛  $F(2, 28) = ۱/۹$ ) از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با توجه به عدم معنی‌داری اثر



شکل ۳. تغییرات مقادیر کلی توان بیشینه و میانگین توان از وهله اول اجرای تست وینگیت به وهله سوم (\* = تفاوت معنی‌دار با وهله اول)

می‌تواند به اختلال و کاهش تعادل منجر شود (۱۸). این ساز و کار در شرایطی که بدن در معرض فعالیت‌های فیزیکی پر چالش قرار می‌گیرد از اهمیت بیشتری برخوردار است. فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده از متداول‌ترین انواع فعالیت‌ها در بسیاری از رشته‌های ورزشی است که از یک سوء به واسطه ماهیت حداکثری خود سبب ایجاد چالش متابولیکی در بدن شده و از سوی دیگر، به واسطه ماهیت تکرار شونده سبب بروز خستگی در سیستم عصبی می‌شود. جالب توجه است که نتایج تحقیقات نشان داده است که اجرای تعداد وهله‌های بیشتر از فعالیت بی‌هوازی بیشینه با افزایش خستگی مرکزی همراه است (۹).

نواحی مختلفی در مغز مسئولیت پردازش اطلاعات حسی رسیده از محیط و نیز اطلاعات حسی دریافت شده از سایر نواحی سیستم عصبی را به عهده دارند. در این میان، نقش ناحیه قشر پیش‌حرکتی (PFC) و به‌ویژه ناحیه DLPFC از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بر مبنای نظریه

### بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اجرای سه وهله تست وینگیت ۳۰ ثانیه‌ای پایین تنه سبب کاهش معنی‌دار میزان تعادل پویای پای راست و چپ شد. همچنین، به‌عنوان یک یافته جدید، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر تعادل پویا در شرایط M1 و DLPFC به‌شکل معنی‌داری کاهش کمتری نسبت به مقادیر تعادل پویا در شرایط Sham داشت. تعادل ایستا و پویا متأثر از تعدیل‌های ناشی از عوامل درونی و بیرونی بوده و تغییر در این عوامل تعدیلی می‌تواند سبب بروز تغییر در تعادل گردد (۲۲). به‌طور خلاصه، نقش این عوامل تعدیلی مبتنی بر دریافت اطلاعات حسی، پردازش این اطلاعات در نواحی مربوطه در سیستم عصبی، و نهایتاً ایجاد طرح‌واره حرکتی لازم و اجرای آن است. بنابراین، می‌توان چنین بیان داشت که حفظ تعادل، به‌ویژه تعادل پویا، به‌طور مداوم مبتنی بر دریافت اطلاعات حسی، تحلیل و پردازش آن اطلاعات و ایجاد پاسخ مناسب است و هرگونه اختلال در فرآیندهای پردازش اطلاعات حسی

چنین نتیجه‌گیری کرد که افزایش فعالیت ناحیه DLPFC با استفاده از تحریک آنودال مغزی نه تنها در شرایط نرمال بلکه در شرایط پرچالش بدنی نظیر اجرای وهله‌های تکرار شونده فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه نیز، که سبب القاء خستگی مرکزی و کاهش عملکرد نواحی پردازش کننده اطلاعات می‌شود، می‌تواند سبب حفظ تعادل گردد و از آثار منفی ناشی از خستگی جلوگیری نماید.

ناحیه M1 یکی دیگر از نواحی بسیار مهم مغز در کنترل عملکرد ورزشی و نیز کنترل قامتی است. همان‌گونه که پیشتر بیان شد، ناحیه M1 در قسمت پایینی مدل سلسله مراتبی مغز قرار گرفته و در واقع آخرین ناحیه دریافت کننده انواع تعدیل‌های عصبی پیش از ارسال فرمان حرکتی به عضلات فعال است (۷، ۹). بنابراین، ماهیت فرمان ارسال شده به عضلات کنترل کننده عملکرد و وضعیت قامتی حاصل برآیند درون‌داده‌های رسیده به ناحیه M1 از سایر قسمت‌ها و نیز میزان و چگونگی فعالیت خود ناحیه M1 است. نشان داده شده است که در شرایط پرچالش فیزیکی و متابولیکی که با خستگی عصبی-عضلانی همراه است (نظیر آنچه در پژوهش حاضر اعمال گردید)، میزان فعالیت و تحریک‌پذیری ناحیه M1 کاهش می‌یابد و این امر به نوبه خود می‌تواند به کاهش عملکرد مطلوب عضلات کنترل کننده فعالیت و وضعیت قامتی منجر شود (۹). از سوی دیگر، نتایج مطالعات بیان کننده این است که افزایش تحریک‌پذیری این ناحیه با استفاده از تحریک آنودال مغزی می‌تواند با افزایش تحریک پذیری قشری-نخاعی، افزایش فرمان‌های عصبی به عضلات هدف، و تغییر در استراتژی فراخوانی و فرکانس شلیک واحدهای حرکتی به بهبود عملکرد ورزشی و تعادل کمک کند (۷، ۲۲). در این زمینه، نتایج تحقیق دووتا و همکاران<sup>۵</sup> نشان داد که

معروف ارائه شده توسط رابرتسون<sup>۱</sup> و مارینو (۲۰۱۶)، در مدل سلسله مراتبی مغز که شامل ساختاری است که در آن ناحیه PFC در رأس این مدل سلسله مراتبی و ناحیه قشر حرکتی اولیه (M1) در پایین‌ترین نقطه آن قرار دارد، DLPFC به‌عنوان مهم‌ترین بخش در پردازش و یکپارچه سازی اطلاعات بیرونی و درونی و نیز اعمال کنترل بر نواحی حرکتی به‌منظور ایجاد پاسخ‌های حرکتی مناسب در نظر گرفته می‌شود (۱۳). در پژوهش حاضر نیز به نظر می‌رسد که تحریک آنودال ناحیه DLPFC چپ با افزایش فعالیت نرون‌های این ناحیه، توانسته باشد بر آثار منفی ناشی از خستگی و چالش متابولیکی ناشی از اجرای سه وهله تست وینگیت بیشینه بر تعادل پویا غلبه کند. ویتنبرگ<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۷)، عواملی را به‌عنوان مهم‌ترین چالش‌ها در حفظ تعادل و به‌ویژه تعادل پویا بیان نمودند که از مهم‌ترین این عوامل می‌توان به چالش مکانیکی، چالش شناختی، و چالش حسی اشاره نمود (۲۴). به نظر می‌رسد که شرکت کنندگان در پژوهش حاضر نیز با اجرای وهله‌های تکرار شونده فعالیت بی‌هوازی بیشینه، با هر سه چالش مطرح شده مواجه بوده‌اند اما در شرایط تحریک DLPFC، تعدیل‌های ایجاد شده در این ناحیه توانسته تا حد زیادی بر آثار منفی ناشی از این چالش‌ها غلبه نماید. نتایج پژوهش و<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۵) و همچنین نتایج پژوهش مانور<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۱۶) نیز نشان داد که تحریک آنودال ناحیه DLPFC می‌تواند سبب بهبود تعادل پویا در افراد بزرگسال شود. آنان بیان نمودند که احتمالاً تحریک آنودال ناحیه DLPFC با تسهیل فعالیت نرون‌های این ناحیه سبب افزایش سرعت و دقت پردازش اطلاعات و بهبود کنترل قامت شده است (۲۳، ۲۵). بنابراین، بر مبنای نتایج پژوهش حاضر و دیگر نتایج به دست آمده در این حیطه، می‌توان

4 . Manor  
5 . Dutta et al

1 . Robertson  
2 . Wittenberg  
3 . Zhou

فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده نگریست.

با توجه به نتایج به‌دست آمده در پژوهش حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که اجرای فعالیت بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده سبب بروز اختلال در کنترل قامت و در نتیجه کاهش تعادل پویا می‌شود. در چنین شرایطی، تحریک آنودال ناحیه DLPFC چپ احتمالاً با افزایش و تسهیل فعالیت نورون‌های این ناحیه به افزایش سرعت و کارایی فرآیند پردازش و یکپارچه‌سازی اطلاعات حسی و ارسال تعدیل‌های مناسب به ناحیه حرکتی منجر شده و نهایتاً این امر می‌تواند بر آثار منفی ناشی از خستگی عصبی‌عضلانی غلبه نموده و تعادل را حفظ نماید. از سوی دیگر، تحریک آنودال ناحیه M1 نیز احتمالاً با افزایش تحریک پذیری قشری-نخاعی، افزایش فرمان‌های عصبی به عضلات هدف، و تغییر در استراتژی فراخوانی و فرکانس شلیک واحدهای حرکتی به حفظ تعادل در شرایط خستگی ناشی از فعالیت کمک می‌نماید. از این رو، تحریک آنودال ناحیه DLPFC چپ و ناحیه M1 می‌تواند به‌عنوان یک کمک ارگونومیک به‌منظور مقابله با آثار منفی خستگی عصبی‌عضلانی ناشی از اجرای فعالیت بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده بر تعادل پویا در نظر گرفته شود.

#### حامی / حامیان مالی

هیچ‌گونه حمایت مالی برای پژوهش حاضر دریافت نشده است.

#### مشارکت نویسندگان

تمامی نویسندگان در ایده‌پردازی و طراحی پژوهش حاضر نقش داشتند. احسان امیری، وریا طهماسبی و حافظ تیموری گردآوری داده‌ها را انجام دادند. احسان امیری تجزیه و تحلیل داده‌ها را انجام داد. نسخه اولیه مقاله توسط

تحریک ناحیه M1 به‌مدت ۱۰ دقیقه می‌تواند ثبات وضعیتی را در هنگام ایستادن آرام در حالت چشم‌بسته در بزرگسالان بهبود بخشد (۳۷). در مطالعه دیگری، هو و همکاران نشان دادند که اعمال ۱۵ دقیقه تحریک آنودال با شدت ۲ میلی‌آمپر بر ناحیه M1 سبب بهبود تعادل و کنترل قامتی در بزرگسالان می‌شود (۳۸). در مطالعه حاضر نیز به نظر می‌رسد که تحریک ناحیه M1 توانسته است بر آثار منفی ناشی از اجرای وهله‌های تکرار شونده فعالیت بی‌هوازی بیشینه بر تعادل غلبه نماید چراکه در حالت تحریک شم که عملاً تحریک فعال محسوب نمی‌شود، تعادل پس از اجرای این فعالیت به‌شکل معنی‌داری کاهش یافت در حالی که این کاهش در شرایط تحریک M1 مشاهده نشد. این نتیجه از آن جهت حائز اهمیت است که بر خلاف بسیاری از مطالعات پیشین که در شرایط نرمال و بدون القاء خستگی ناشی از فعالیت بدنی انجام شده‌اند، به بررسی اثر تحریک آنودال ناحیه M1 بر تعادل در شرایط پرچالش فیزیکی و متابولیکی ناشی از فعالیت‌های بی‌هوازی بیشینه با ماهیت تکرار شونده پرداخت. نتیجه پژوهش حاضر مؤید این امر است که تحریک آنودال ناحیه M1 می‌تواند با آثار منفی ناشی اجرای فعالیت بی‌هوازی بیشینه بر تعادل مقابله و تا حد زیادی آن را خنثی نماید. در نهایت، نتایج به‌دست آمده در پژوهش حاضر از دیدگاه کاربردی نیز بسیار حائز اهمیت است چراکه ماهیت بسیاری از رشته‌های ورزشی شامل اجرای فعالیت‌های کوتاه‌مدت بیشینه است که با چالش‌های فیزیکی و متابولیکی همراه است. این چالش‌های فیزیکی و متابولیکی می‌توانند سبب خستگی عصبی‌عضلانی و کاهش تعادل شوند که در نهایت می‌تواند خطر آسیب دیدگی را افزایش دهد. بنابراین، بر مبنای نتایج تحقیق حاضر می‌توان به تحریک آنودال نواحی DLPFC و M1 به‌عنوان روشی جهت تعدیل آثار منفی ناشی از اجرای

### تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از زحمات خانم دکتر پریسا بنایی و آقای متین اعتمادی در روند اجرای پژوهش قدردانی می‌شود. همچنین، مراتب تقدیر و تشکر خود را از شرکت‌کنندگان در این پژوهش اعلام می‌نماییم.

حافظ تیموری نگارش شد. تمامی نویسندگان در ویرایش و اصلاح نسخه اولیه نقش داشتند. نسخه نهایی به تأیید تمامی نویسندگان رسید. احسان امیری نظارت بر روند اجرای پژوهش را به عهده داشت.

### تعارض منافع

هیچ‌گونه تعارض منافی در پژوهش حاضر وجود نداشت.

### References

1. Lorenza S. Colzato MAN, Armin Kibele. Noninvasive Brain Stimulation and Neural Entrainment Enhance Athletic Performance—a Review. *J Cogn Enhanc*. 2017;1:73-9.
2. Davis NJ. Neurodoping: brain stimulation as a performance-enhancing measure. *Sports Med*. 2013;43(8):649-53.
3. Amiri E, Gharakhanlou R, Rajabi H, Rezasoltani Z, Azma K, Kavehee A. Changes in corticospinal excitability and motoneuron responsiveness during and within a time course after fatiguing submaximal isotonic contractions. *Sport Physiology*. 2018(39):33-50.
4. Amiri E, Gharakhanlou R, Rajabi H, Giboin LS, Rezasoltani Z, Azma K. Non-local muscle fatigue is mediated at spinal and supraspinal levels. *Exp Brain Res*. 2022;240(6):1887-97.
5. 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. *Br J Sports Med*. 2015;49(18):1213-8.
6. 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 Stimul*. 2016;9(5):641-61.
7. Etemadi M, Amiri E, Tadibi V, Grospretre S, Valipour Dehnou V, Machado D. Anodal tDCS over the left DLPFC but not M1 increases muscle activity and improves psychophysiological responses, cognitive function, and endurance performance in normobaric hypoxia: a randomized controlled trial. *BMC Neurosci*. 2023;24(1):25.
8. Ghayebzadeh S, Zardoshtian S, Amiri E, Giboin LS, Machado D. Anodal Transcranial Direct Current Stimulation over the Right Dorsolateral Prefrontal Cortex Boosts Decision Making and Functional Impulsivity in Female Sports Referees. *Life (Basel)*. 2023;13(5).
9. Teymoori H, Amiri E, Tahmasebi W, Hoseini R, Grospretre S, Machado D. Effect of tDCS targeting the M1 or left DLPFC on physical performance, psychophysiological responses, and cognitive function in repeated all-out cycling: a randomized controlled trial. *J Neuroeng Rehabil*. 2023;20(1):97.

10. Machado D, Amiri E. Letter to the editor regarding "Single-session anodal transcranial direct current stimulation to enhance sport-specific performance in athletes: A systematic review and meta-analysis". *Brain Stimul.* 2023;16(5):1549-50.
11. Machado D, Amiri E. Critical considerations on tDCS-induced changes in corticospinal excitability and exercise performance: should we go beyond M1? *J Physiol.* 2023;601(23):5453-5.
12. Machado D, Unal G, Andrade SM, Moreira A, Altimari LR, Brunoni AR, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on exercise performance: A systematic review and meta-analysis. *Brain Stimul.* 2019;12(3):593-605.
13. Robertson CV, Marino FE. A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. *J Appl Physiol (1985).* 2016;120(4):464-6.
14. Huang L, Deng Y, Zheng X, Liu Y. Transcranial Direct Current Stimulation With Halo Sport Enhances Repeated Sprint Cycling and Cognitive Performance. *Front Physiol.* 2019;10:118.
15. 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.
16. Baldari C, Buzzachera CF, Vitor-Costa M, Gabardo JM, Bernardes AG, Altimari LR, et al. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Psychophysiological Responses to Maximal Incremental Exercise Test in Recreational Endurance Runners. *Front Psychol.* 2018;9:1867.
17. Reardon S. 'Brain doping' may improve athletes' performance. *Nature.* 2016;531:283-4.
18. Baharlouei H, Saba MA, Shaterzadeh Yazdi MJ, Jaberzadeh S. The effect of transcranial direct current stimulation on balance in healthy young and older adults: A systematic review of the literature. *Neurophysiol Clin.* 2020;50(2):119-31.
19. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *Clin Neurophysiol.* 2016;127(6):2455-62.
20. Papalia GF, Papalia R, Diaz Balzani LA, Torre G, Zampogna B, Vasta S, et al. The effects of physical exercise on balance and prevention of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Journal of clinical medicine.* 2020;9(8):2595.
21. Mokhtari Fard Z, Sabbagh Langeroudi M. The Effects of 8 Weeks TRX Exercises and Core Stability in the Stable Level on the Landing Pattern, the Stability of the Core Area and Balance of Girls Football Players. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine.* 2021;10(3):546-61.

22. Etemadi M, Amiri E, Tadibi V, Grospretre S, Valipour Dehnou V, Machado Dgds. Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on Dynamic Balance after Endurance Exhausting Activity in Normobaric Hypoxia. *Journal of Applied Exercise Physiology (In Persian)*. 2022;18(35).
23. Manor B, Zhou J, Jor'dan A, Zhang J, Fang J, Pascual-Leone A. Reduction of Dual-task Costs by Noninvasive Modulation of Prefrontal Activity in Healthy Elders. *J Cogn Neurosci*. 2016;28(2):275-81.
24. Wittenberg E, Thompson J, Nam CS, Franz JR. Neuroimaging of Human Balance Control: A Systematic Review. *Front Hum Neurosci*. 2017;11:170.
25. Zhou D, Zhou J, Chen H, Manor B, Lin J, Zhang J. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on multiscale complexity of dual-task postural control in older adults. *Exp Brain Res*. 2015;233(8):2401-9.
26. Kacem M, Borji R, Sahli S, Rebai H. The Disturbing Effect of Neuromuscular Fatigue on Postural Control Is Accentuated in the Premenstrual Phase in Female Athletes. *Front Physiol*. 2021;12:736211.
27. Bedo BLS, Pereira DR, Moraes R, Kalva-Filho CA, Will-de-Lemos T, Santiago PRP. The rapid recovery of vertical force propulsion production and postural sway after a specific fatigue protocol in female handball athletes. *Gait Posture*. 2020;77:52-8.
28. Abutaleb EE MA. Effect of induced fatigue on dynamic postural balance in healthy young adults. *Bulletin of Faculty of Ohysical Therapy*. 2015;20:161-7.
29. Helbostad JL, Sturnieks DL, Menant J, Delbaere K, Lord SR, Pijnappels M. Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. *BMC Geriatr*. 2010;10:56.
30. Alix-Fages C, Romero-Arenas S, Calderon-Nadal G, Jerez-Martinez A, Pareja-Blanco F, Colomer-Poveda D, et al. Transcranial direct current stimulation and repeated sprint ability: No effect on sprint performance or ratings of perceived exertion. *Eur J Sport Sci*. 2021:1-10.
31. Johnston W, Dolan K, Reid N, Coughlan GF, Caulfield B. Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *J Sci Med Sport*. 2018;21(1):103-8.
32. Zajak B MA, Gaj PK, Ambrozy T. Effects of Anearobic Fatigue Induced by Sport-Specific Exercise on Postural Control in Highly-Trained Adolescent Road Cyclists. *Applied Sciences*. 2023;13(3):1697.
33. Fernandez-del-Olmo M, Rodriguez FA, Marquez G, Iglesias X, Marina M, Benitez A, et al. Isometric knee extensor fatigue following a Wingate test: peripheral and central mechanisms. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(1):57-65.

34. Durlak JA. How to select, calculate, and interpret effect sizes. *Journal of pediatric psychology*. 2009;34(9):917-28.
35. Okumura Y, Sakamoto S. Statistical power and effect sizes of depression research in Japan. *Psychiatry and clinical neurosciences*. 2011;65(4):356-64.
36. Grospretre S, Grandperrin Y, Nicolier M, Gimenez P, Vidal C, Tio G, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on the psychomotor, cognitive, and motor performances of power athletes. *Sci Rep*. 2021;11(1):9731.
37. Dutta A, Paulus W, Nitsche MA. Facilitating myoelectric-control with transcranial direct current stimulation: a preliminary study in healthy humans. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014;11(1):1-10.
38. Hou J, Nitsche MA, Yi L, Kong Z, Qi F. Effects of Transcranial Direct Current Stimulation over the Primary Motor Cortex in Improving Postural Stability in Healthy Young Adults. *Biology (Basel)*. 2022;11(9).

## Effect of Transcranial Direct Current Stimulation on dynamic balance after repeated bouts of Wingate Test

Hafez Teymoori<sup>1</sup> - Ehsan Amiri<sup>\*2\*</sup> - Worya Tahmasebi<sup>3</sup> - Rastegar Hoseini<sup>4</sup>  
- Sidney Grospretre<sup>5</sup> - Daniel Gomes da Silva Machado<sup>6</sup>

1. Master of Science, Exercise Metabolism and Performance Lab (EMPL), Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran 2,3,4. Assistant Professor, Exercise Metabolism and Performance Lab (EMPL), Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran 5. Associate Professor, EA4660-C3S Laboratory – Culture, Sports, Health and Society, University Bourgogne France-Comte, Besancon, France 6. Professor, Research Group in Neuroscience of Human Movement (NeuroMove), Department of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Norte, Natal, RN, Brazil

(Received: 2023/09/19; Accepted: 2024/02/25)

### Abstract

The aim of the present study was to investigate the effect of transcranial direct current anodal stimulation on the dynamic balance of active men after three bouts of the lower limb Wingate test. Fifteen healthy and active men participated in this study. Upon three visits to the lab, subjects received one of three types of brain stimulation, including 1) anodal stimulation of the M1, 2) anodal stimulation of the DLPFC, and 3) sham stimulation. In each session and before brain stimulation, the dynamic balance of both legs was measured. After the brain stimulation, the subjects performed three bouts of a 30-s Wingate test. After the third bout, dynamic balance was measured again in both legs. The results showed that after performing three bouts of the Wingate test under M1 and DLPFC conditions, the dynamic balance test score of the right leg was significantly higher than that of the sham stimulation condition ( $p= 0.027$ ,  $p= 0.04$ , respectively). Also, the results demonstrated that the dynamic balance score of the left leg was significantly lower after performing three bouts of the Wingate test compared to the baseline ( $p= 0.036$ ) while no significant differences were observed between the three brain stimulation conditions. It seems that anodal stimulation of M1 and DLPFC regions can be used as a strategy to reduce the detrimental effects of neuromuscular fatigue on dynamic balance. More research is warranted to investigate the underlying mechanisms of these findings.

### Keywords

Anaerobic activity, brain stimulation, dynamic balance, motor Cortex, prefrontal Cortex.

---

\* Corresponding Author; E-mail: e.amiri@razi.ac.ir