

## اثر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای بر تعادل پویا پس از فعالیت استقامتی وامانده‌ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک

متین اعتمادی<sup>۱</sup>، احسان امیری<sup>۲\*</sup>، وحید تادیبی<sup>۳</sup>، سیدنی گروسپره<sup>۴</sup>، وحید ولی‌پور دهنو<sup>۵</sup>، ذنیل گومز داسیلوا ماچادو<sup>۶</sup>

### چکیده

**اهداف:** تعادل یک فاکتور کلیدی در اجرای مطلوب عملکرد ورزشی و پیشگیری از بروز آسیب‌های ورزشی است. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای بر تعادل پویا پس از اجرای یک وهله فعالیت استقامتی وامانده ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک بود.

**روش مطالعه:** ۱۴ مرد تمرین کرده استقامتی در این پژوهش شرکت نمودند. در سه جلسه مجزا، آزمودنی‌ها پس از حضور در آزمایشگاه و اندازه‌گیری تعادل پویا، به مدت ۳۰ دقیقه در معرض شرایط هایپوکسی قرار گرفته و در ادامه به مدت ۲۰ دقیقه یکی از سه نوع تحریک مغزی شامل (۱) تحریک آنودال ناحیه MI، (۲) تحریک آنودال ناحیه DLPFC، و (۳) تحریک شم را در شرایط هایپوکسی دریافت نمودند. سپس آزمودنی‌ها یک وهله فعالیت وامانده‌ساز را با شدت ۶۰ درصد توان خروجی بیشینه در شرایط هایپوکسی روی دوچرخه کارسنج انجام دادند. بلافاصله پس از رسیدن به واماندگی تعادل پویای هر دو پا مجدداً مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. به‌منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آماری آنوای دواره با اندازه‌گیری‌های تکراری استفاده شد.

**یافته‌ها:** نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پس از رسیدن به واماندگی در شرایط هایپوکسی، تعادل پویای پای راست در شرایط تحریک DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک شم بود ( $p = 0.042$ ). همچنین، تعادل پویای پای چپ نیز پس از رسیدن به واماندگی در شرایط هایپوکسی در حالت تحریک DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک شم بود ( $p = 0.042$ ). بین سایر شرایط تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

**نتیجه گیری:** با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که خستگی عصبی-عضلانی و شرایط هایپوکسی سبب کاهش تعادل پویا می‌شود. همچنین، به نظر می‌رسد که تحریک ناحیه DLPFC چپ با بهبود فرآیند پردازش اطلاعات حسی سبب افزایش تعادل در شرایط خستگی عصبی-عضلانی و قرارگیری در معرض هایپوکسی می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** تحریک غیرتهاجمی مغز، خستگی عصبی-عضلانی، آزمون تعادل Y، ارتفاع.

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

<sup>۲</sup> استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران. نویسنده مسئول: e.amiri@razi.ac.ir

<sup>۳</sup> دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

<sup>۴</sup> دانشیار آزمایشگاه EA4660-C3S، گروه فرهنگ، ورزش، جامعه و سلامت، دانشگاه بورگونی فرانچ-کنته، بیزانسون، فرانسه

<sup>۵</sup> دانشیار گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه لرستان، خرم‌آباد، ایران

<sup>۶</sup> استاد مرکز پژوهش علوم اعصاب در حرکات انسان، گروه تربیت بدنی، دانشگاه فدرال ریو گرانده دو نورت، ناتال، برزیل

## مقدمه

تحریک جریان مستقیم فراجمله‌ای<sup>۱</sup> (tDCS) یکی از رایج‌ترین روش‌های تحریک غیر تهاجمی مغز است که در دو دهه گذشته به شکل چشمگیری در حوزه مطالعات ورزشی مورد استفاده قرار گرفته است (۱). به طور خلاصه، این تکنیک شامل اعمال تغییر در تحریک‌پذیری نورون‌ها و مدارهای نورونی نواحی هدف در مغز به منظور القاء آثار مطلوب در عملکرد مغز و در نتیجه آن، بهبود متغیرهای مرتبط با عملکرد ورزشی می‌باشد (۲-۴). در این روش، از دو الکترود کوچک (آند و کاتد) که روی نواحی هدف در مغز نصب می‌شوند (روی پوست سر)، برای القاء یک جریان الکتریکی خفیف بین ۰/۵ تا ۲ میلی‌آمپر استفاده می‌شود. 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>۲</sup> سبب دپلاریزه شدن و افزایش تحریک‌پذیری و تحریک کاتودال<sup>۳</sup> 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<sup>۴</sup> (GABA) و کارایی رسپتورهای N-متیل دی اسپاراتات<sup>۵</sup> (NMDA) باشد (۵).

مطالعات متعددی آثار مثبت tDCS را بر بسیاری از متغیرهای مرتبط با جنبه‌های مختلف عملکرد ورزشی همچون قدرت عضلانی، عملکرد استقامتی، عملکرد شناختی نشان داده‌اند (۶). در این راستا، هانگ<sup>۶</sup> و همکاران (۲۰۱۹)، بیان نمودند که دریافت ۲۰ دقیقه tDCS سبب افزایش توان خروجی در دوچرخه‌سواری سرعتی و نیز بهبود عملکرد شناختی در حین اجرای دوچرخه‌سواری سرعتی می‌شود (۷). در مطالعه دیگری، ویتورکوستا<sup>۷</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 (۸). از سوی دیگر، توجه به این نکته نیز ضروری است که برخی از مطالعات انجام گرفته چنین آثار مثبتی را گزارش نکرده‌اند. برای مثال، بالداری<sup>۸</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 (۹). با وجود برخی تناقض‌ها در نتایج تحقیقات در زمینه اثربخشی tDCS در عملکرد ورزشی، نتایج طیف گسترده‌ای از مطالعات نشان دهنده اثر مطلوب این استراتژی در حیطه ورزشی می‌باشد و این امر تنها محدود به مطالعات علمی نبوده و در شرایط کاربردی نیز این استراتژی به نحو مطلوب از سوی ورزشکاران حرفه‌ای در سطح قهرمانان المپیک نیز مورد استفاده قرار گرفته است (۱۰). 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 نقش مهمی در حوزه سلامت به ویژه پیش‌گیری از زمین خوردن‌های منجر به شکستگی استخوان دارد، انجام شده است (۱۱).

<sup>1</sup> Transcranial Direct Current Stimulation

<sup>2</sup> Anodal

<sup>3</sup> Cathodal

<sup>4</sup> Gamma Aminobutyric Acid

<sup>5</sup> N-Methyl-D-Aspartate

<sup>6</sup> Huang

<sup>7</sup> Vitor-Costa

<sup>8</sup> Baldari

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 (۱۲). 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 (۱۳). تعادل یکی از اجزای جدایی ناپذیر و کلیدی تقریباً همه فعالیت‌های روزانه برای عملکردهای ورزشکاران است. در واقع تعادل بخشی از توانایی ورزشکار است و تقریباً در هر شکلی از فعالیت‌ها درگیر است. حفظ تعادل به عنوان یک امتیاز مهم برای انجام فعالیت‌ها در میدین ورزشی قلمداد می‌شود و ضعف آن به عنوان 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 میدین ورزشی به دنبال یک آسیب‌دیدگی در نظر می‌گیرند (۱۴). تعادل را می‌توان به صورت ایستا به عنوان توانایی حفظ یک پایه تکیه گاه با حداقل حرکت، و به صورت پویا به عنوان توانایی انجام یک کار در حال حفظ یک موقعیت پایدار تعریف کرد و وجود آن جهت انجام دادن بیشتر مهارت‌های حرکتی در زندگی روزمره ضروری و غیر قابل اجتناب است (۱۵-۱۷).

نشان داده شده است که عواملی نظیر خستگی عصبی-عضلانی و نیز شرایط استرس محیطی می‌تواند آثار منفی بر تعادل ایستا و پویا داشته باشد (۱۸، ۱۹). در این زمینه، کاسیم<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۲۱)، بیان نمودند که خستگی عصبی-عضلانی سبب اختلال در درون‌دادهای حسی و نیز برون‌داد حرکتی شده که نهایتاً سبب بروز آثار نامطلوبی بر تعادل و حفظ قامت دارد. آن‌ها همچنین بیان نمودند که خستگی عصبی-عضلانی با بر هم زدن حس عمقی، عملکرد سیستم دهلیزی و اطلاعات حسی بینایی سبب بروز اختلال در تعادل بدن می‌شود (۱۸). همچنین، نتایج مطالعات اخیر موید این موضوع است که در شرایط هایپوکسی نیز که به عنوان یک استرس محیطی با آثار منفی بر عملکرد بدنی و شناختی در نظر گرفته می‌شود، تعادل ایستا و پویا دچار اختلال می‌شود. نتایج مطالعه واگنر<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۶) در این زمینه نشان داد که قرار گرفتن در شرایط هایپوکسی با اثرگذاری منفی بر فرآیند پردازش داده‌های حس بینایی در مغز می‌تواند سبب کاهش تعادل شود (۱۹). در یکی دیگر از مطالعات انجام شده در این زمینه، پوسکیک<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۲۱) بیان نمودند که قرار گرفتن حاد در معرض شرایط هایپوکسی به شکل منفی بر تعادل ورزشکاران نیمه حرفه‌ای بسکتبال اثر می‌گذارد (۲۰).

با در نظر گرفتن مطالب بیان شده این سوال مطرح می‌شود که آیا tDCS می‌تواند به عنوان یک روش ارگونومیک جهت مقابله با آثار منفی خستگی عصبی-عضلانی، به‌ویژه در شرایط هایپوکسی که به‌عنوان یک شرایط استرس محیطی در نظر گرفته می‌شود، بر تعادل در نظر گرفته شود. این امر از آن جهت اهمیت دارد که تعادل یک فاکتور کلیدی در اجرای مطلوب عملکرد ورزشی و پیشگیری از بروز آسیب‌های ورزشی است. بنابراین یافتن روش‌هایی به‌منظور بهبود یا حفظ تعادل در شرایط خستگی عصبی-عضلانی و نیز استرس‌های محیطی می‌تواند حائز اهمیت باشد. 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

<sup>1</sup> Kacem

<sup>2</sup> Wagner

<sup>3</sup> Pojskic

حسی و نیز شکل‌دهی پاسخ‌های حرکتی هستند، بر تعادل پویا پس از اجرای یک فعالیت استقامتی وامانده‌ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک مورد بررسی قرار گرفت. فرضیه پژوهش حاضر مبتنی بر این بود که تحریک آتودال ناحیه M1 یا DLPFC می‌تواند به شکل معنی‌داری سبب بهبود تعادل پویای پای راست و چپ پس از یک وهله فعالیت استقامتی وامانده‌ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک در مقایسه با تحریک شم شود.

## روش‌شناسی تحقیق

### آزمودنی‌ها

۱۴ مرد سالم و فعال با روش نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس و بر مبنای معیارهای ورود به پژوهش انتخاب و به صورت 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 آزمون آماری موردنظر (مقادیر F در آزمون آنوا با اندازه‌گیری‌های تکراری؛ ۱ گروه و ۳ مرحله اندازه‌گیری) تعیین شد. (۲۱، ۲۲). معیارهای ورود به پژوهش شامل: (۱) دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال؛ (۲) شاخص توده بدنی (BMI) ۱۸/۵ تا ۲۴/۹ کیلوگرم بر مجذور قد به متر؛ (۳) عدم صعود به ارتفاع بالاتر از ۲۰۰۰ متر در یک ماه گذشته؛ (۴) عدم اهداء خون در ۶ ماه گذشته؛ (۵) اخذ گواهی عدم منع شرکت در برنامه تمرین ورزشی از پزشک. 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 هریک از جلسات فاز اجرایی پژوهش؛ (۸) صعود به ارتفاع بیش از ۲۰۰۰ متر در طول انجام پژوهش. ویژگی‌های آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

### روش 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 آنروپومتریک آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. همچنین، 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. هیچ کدام از افراد تا ۴۸ ساعت پس از تحریک الکتریکی واکنش غیرطبیعی نداشتند. پس از برگزاری جلسه توجیهی، هر آزمودنی مجموعاً ۴ بار در آزمایشگاه حضور یافت که جلسه اول به منظور اندازه‌گیری برنده توان بیشینه<sup>۱</sup> (PPO) در آزمون فزاینده آستراند و سه جلسه دیگر مربوط به اعمال مداخلات و اندازه‌گیری متغیرهای پژوهش بود. در جلسه اول، آزمودنی‌ها پس از حضور در آزمایشگاه، ابتدا به مدت ۳۰ دقیقه در حالت استراحت در معرض شرایط هایپوکسی نورموباریک با اعمال اکسیژن ۱۳٪ (معادل ارتفاع ۳۶۰۰ متر از سطح دریا) قرار گرفتند و سپس، آزمون فزاینده آستراند بر روی دوچرخه سایکلوس را در شرایط هایپوکسی اجرا کردند. توان خروجی هر آزمودنی در آخرین مرحله آزمون فزاینده (مرحله رسیدن به واماندگی) ثبت و سپس با استفاده از فرمول، مقادیر PPO محاسبه گردید. PPO محاسبه

<sup>۱</sup> . Peak Power Output (PPO)

شده به منظور کنترل شدت تمرین در سه جلسه بعدی مورد استفاده قرار گرفت. یک هفته پس از برگزاری جلسه اول، آزمودنی‌ها به صورت موازنه متقابل و با انتساب تصادفی 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 در شرایط نرمال انجام دادند. سپس، آزمودنی‌ها به مدت ۳۰ دقیقه و در حالت استراحت در معرض شرایط هایپوکسی نورموباریک با اعمال اکسیژن ۱۳٪ قرار گرفتند و پس از پایان ۳۰ دقیقه، آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ دقیقه و در شرایط هایپوکسی نورموباریک یکی از سه مدل تحریک الکتریکی مغز شامل (۱) تحریک آنودال<sup>۱</sup> (MI<sup>۱</sup> راست، ۲) تحریک آنودال (DLPFC چپ، یا ۳) تحریک شام<sup>۲</sup> را با شدت ۲ میلی‌آمپر دریافت کردند (آزمودنی‌ها در مجموع ۵۰ دقیقه در شرایط هایپوکسی قرار گرفتند). لازم به ذکر است که ترتیب دریافت این سه مدل تحریک، به صورت موازنه متقابل و انتساب تصادفی بود. بلافاصله پس از دریافت تحریک الکتریکی مغز، آزمودنی‌ها به اجرای یک وهله فعالیت با شدت ۶۵ درصد PPO بر روی دوچرخه سایکلوکس در شرایط هایپوکسی و تا رسیدن به واماندگی بر مبنای معیارهای از پیش تعیین شده پرداختند. بلافاصله پس از رسیدن به واماندگی در شرایط هایپوکسی، مجدداً آزمون تعادل Y از آزمودنی‌ها گرفته شد و نتایج آن ثبت گردید. به منظور پیشگیری از تأثیر ریتم شبانه‌روزی بر عملکرد آزمودنی‌ها، هر آزمودنی ۳ مرحله اندازه‌گیری خود را در یک زمان مشخص از روز انجام داد. همچنین، فرم یادآمد خوراکی ۴۸ ساعت قبل از جلسه مربوط به اندازه‌گیری PPO 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.

### اندازه‌گیری برون‌ده توان بیشینه (PPO)

به منظور اندازه‌گیری PPO از تست فزاینده روی دوچرخه ارگومتر استفاده شد. بدین منظور، آزمودنی‌ها ابتدا به مدت ۳۰ دقیقه در معرض شرایط هایپوکسی نورموباریک قرار گرفتند و سپس یک تست فزاینده را تا زمان رسیدن به واماندگی بر روی دوچرخه (Cyclus 2, RBM Elektronik-automation GmbH, Leipzig, Germany) انجام دادند. بدین منظور، آزمودنی‌ها ابتدا ۵ دقیقه گرم کردن استاندارد را بر روی دوچرخه انجام داده و سپس تست فزاینده را با توان ۱۰۰ وات و دور پای ۵۰ تا ۶۰ دور در دقیقه آغاز نمودند. هر ۳ دقیقه ۵۰ وات به مقاومت دوچرخه اضافه شد و آزمودنی‌ها فعالیت خود را تا زمان رسیدن به واماندگی ارادی بر مبنای معیارهای از پیش تعیین شده شامل (۱) ضربان قلب بیشتر از ۹۰ درصد ضربان قلب بیشینه بر مبنای فرمول (۲۲۰ - منهای سن؛ ۲) عدم توانایی در حفظ دورپا در دقیقه (۵۰ تا ۶۰ دور) به مدت ۵ ثانیه و بیشتر؛ (۳) RPE بالای ۹۰ در مقیاس بورگ صفر تا ۱۰۰. پس از رسیدن به واماندگی، توان مرحله آخر ثبت شده و در نهایت، مقادیر PPO هر آزمودنی با استفاده از فرمول زیر محاسبه گردید (۲۳).

۱. Anodal

۲. Sham

$$PPO = W_{out} + (t / 180) \times 50$$

$W_{out}$ : بارکاری در آخرین مرحله

t: زمان (ثانیه) در آخرین مرحله

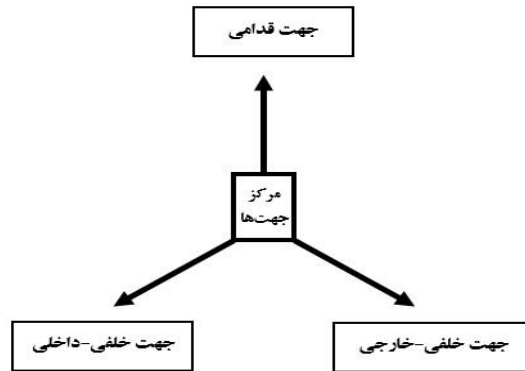
### آزمون تعادل Y (YBT)

به منظور اندازه‌گیری تعادل پویای پای چپ و راست شرکت کنندگان از تست تعادل Y استفاده شد. پیش از اجرای تست تعادل، طول واقعی اندام تحتانی شرکت کنندگان در حالت درازکش مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. بدین منظور، فاصله ناحیه خار خاصره قدامی فوقانی تا قوزک داخلی یا 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 ۱) به منظور 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 به صورت 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 به عنوان امتیاز تعادل ثبت گردید. فواصل استراحت کافی بین تلاش‌ها در جهت‌های مختلف اعمال شد. امتیاز تعادل پویای هر پا با استفاده از فرمول زیر محاسبه گردید:

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



شکل ۱. مولفه‌های تست تعادل پویای Y

### فعالیت استقامتی وامانده ساز

در سه جلسه مجزای در نظر گرفته شده در این پژوهش، آزمودنی‌ها پس از قرار گرفتن در معرض شرایط هایپوکسی نورموباریک با فشار اکسیژن ۱۳ درصد به مدت ۳۰ دقیقه و سپس دریافت یکی از ۳ نوع تحریک مغزی در نظر گرفته شده به مدت ۲۰ دقیقه (مجموعاً ۵۰ دقیقه قرارگیری در شرایط هایپوکسی)، یک وهله فعالیت دوچرخه‌سواری زیر بیشینه با شدت ۶۵ درصد PPO را تا زمان رسیدن به واماندگی ارادی به انجام رساندند. بدین منظور، ابتدا آزمودنی‌ها به مدت ۳ دقیقه و با شدت ۴۰ درصد PPO گرم کردن استاندارد را انجام داده و سپس، با شدت ۶۵ درصد PPO و تا زمان رسیدن به واماندگی ارادی بر مبنای معیارهای از پیش تعیین شده شامل (۱) ضربان قلب بیشتر از ۹۰ درصد ضربان قلب بیشینه بر مبنای فرمول (۲۲۰ - منهای سن؛ ۲) عدم توانایی در حفظ دورپا در دقیقه (۵۰ تا ۶۰ دور) به مدت ۵ ثانیه و بیشتر؛ (۳) RPE بالای ۹۰ در مقیاس بورگ صفر تا ۱۰۰، فعالیت خود را بر روی دوچرخه ادامه دادند. در حین اجرای فعالیت و به‌منظور اطمینان از رسیدن به شرایط واقعی واماندگی، از تشویق کلامی استفاده شد.

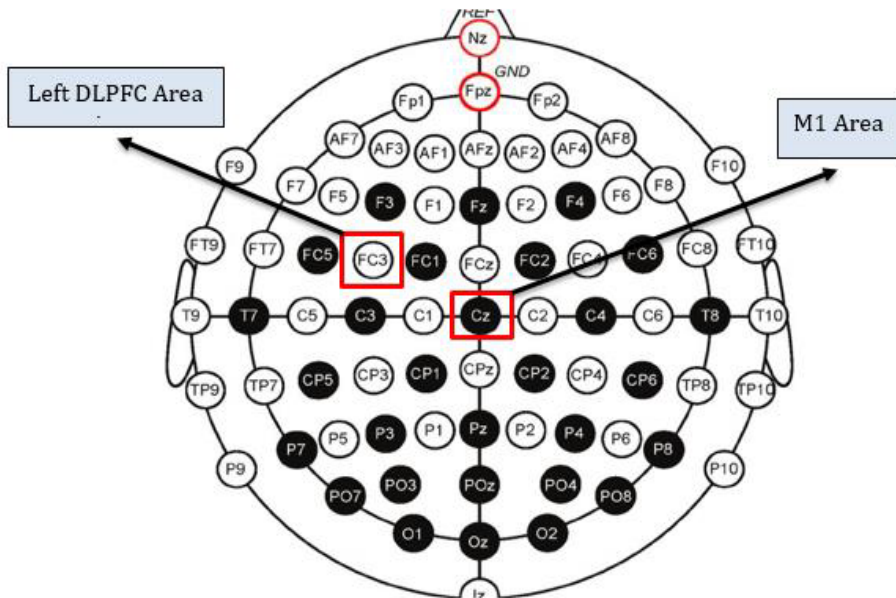
### تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای (tDCS)

در جلسات سوم تا پنجم، 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، تهران، ایران) استفاده شد. دو الکترود کربنی با ابعاد ۲۰ سانتیمتر مربع (۵ × ۴ سانتیمتر) که در پوشش اسفنجی آغشته به محلول نمکی ۹ درصد 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 میلی آمپر در نظر گرفته شد. از سیستم نقشه‌برداری مغز بین‌المللی<sup>۱</sup> ۲۰-۱۰ و کلاه مخصوص EEG<sup>۲</sup> برای مکان‌یابی دقیق نواحی هدف بر روی مغز استفاده شد. تصویر سیستم نقشه‌برداری مغز بین‌المللی ۲۰-۱۰ در شکل شماره ۲ ارائه شده است. از آزمودنی‌ها خواسته شد که در بازه زمانی ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمایشگاه از مصرف کافئین خودداری نمایند. پس از حضور در آزمایشگاه، آزمودنی‌های در شرایطی که بر روی صندلی راحتی که از قبل در محل قرار داده شده بود نشسته بودند، ابتدا به

<sup>۱</sup> . International 10-20 system

<sup>۲</sup> . EEG Cap

مدت ۳۰ دقیقه در معرض شرایط هایپوکسی قرار گرفته و سپس، همزمان با ادامه قرارگیری در شرایط هایپوکسی، به مدت ۲۰ دقیقه تحریک مغزی نواحی هدف را دریافت نمودند. در هر جلسه با توجه به نوع تحریک، نواحی هدف جهت نصب الکترودها با استفاده از کلاه مخصوص EEG علامت‌گذاری شده و به دنبال آن الکترودها در نواحی علامت‌گذاری شده نصب گردید. 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 چپ بود (۲۴). پس از نصب الکترودها، آزمودنی‌ها در شرایط نشسته و بدون هیچ‌گونه ارتباط کلامی به مدت ۲۰ دقیقه تحریک الکتریکی آنودال را با شدت ۲ میلی‌آمپر دریافت نمودند. لازم‌به‌ذکر 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 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.



شکل ۲. سیستم نقشه‌برداری مغز بین‌المللی ۱۰-۲۰ و نواحی مربوط به M1 و DLPFC چپ



## القاء هایپوکسی

به منظور القاء هایپوکسی نورموباریک از تجهیزات هایپوکسی (GO<sub>2</sub>Altitude ERA II, Biomedtech, Melbourne, Australia) استفاده شد. بدین منظور، از ماسک مخصوص هایپوکسی استفاده شده و میزان اکسیژن دستگاه بر روی ۱۳ درصد که تقریباً معادل ارتفاع ۳۶۰۰ متر می‌باشد تنظیم گردید. آزمودنی‌ها در حالیکه بر روی صندلی راحتی که از پیش در محل مورد نظر قرار داده شده بود نشسته بودند، به مدت ۳۰ دقیقه در حالت استراحت و به دنبال آن به مدت ۲۰ دقیقه در حال دریافت یکی از انواع تحریک مغزی (جمعاً ۵۰ دقیقه)، در معرض شرایط هایپوکسی قرار گرفتند.

## ملاحظات اخلاقی

پژوهش حاضر دارای دارای کد اخلاق به شماره (IR.RAZI.REC.1400.093) و کد کارآزمایی بالینی به شماره (IRCT20210617051606N6) ثبت شده در مرکز کارآزمایی بالینی ایران می‌باشد.

## روش‌های آماری

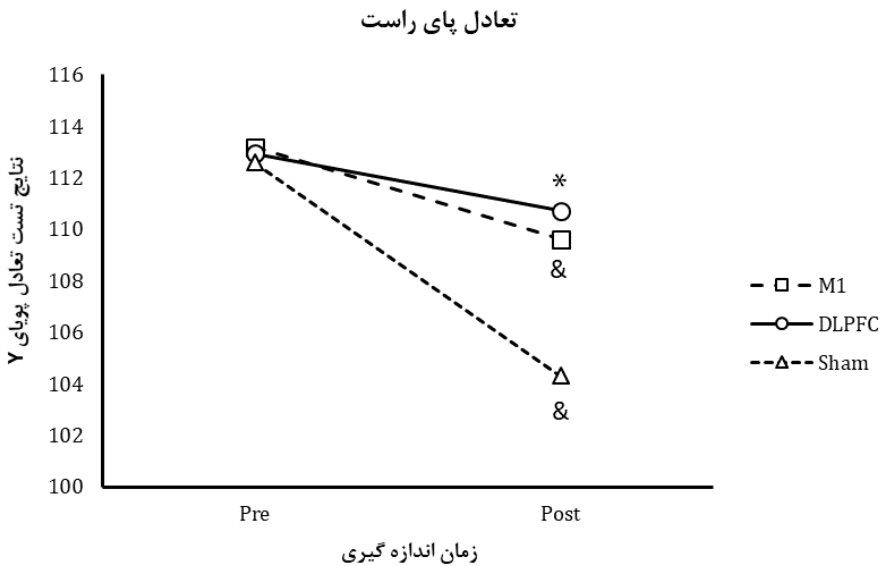
به منظور بررسی چگونگی توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. پس از اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها، به منظور مقایسه سه شرایط مختلف اعمال تحریک مغزی از آزمون آماری آنوای دوره‌ها با اندازه‌گیری‌های تکراری<sup>۱</sup> (مدل ۲ × ۳؛ عامل شرایط با ۳ سطح شامل سه نوع متفاوت تحریک مغزی و عامل زمان با ۲ سطح شامل قبل و بعد از اعمال مداخلات) استفاده شد. در صورت وجود تعامل معنی‌دار بین عامل شرایط و عامل زمان، به منظور بررسی اثر ساده شرایط از آزمون آماری آنوای یک راهه با اندازه‌گیری تکراری و در صورت نیاز، از آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه‌های زوجی؛ و به منظور بررسی اثر ساده عامل زمان از آزمون آماری تی همبسته استفاده شد. آزمون کرویت ماوخلی به منظور بررسی همگنی واریانس‌ها مورد استفاده قرار گرفت و در صورت عدم تایید پیش‌فرض همگنی واریانس‌ها، از ضریب تصحیح گرین‌هاوس-گیسر استفاده شد. اندازه اثر به دست آمده بر مبنای  $\eta^2$  Partial ارائه شد. در صورت عدم توزیع طبیعی داده‌ها، از آزمون ناپارامتریک فریدمن استفاده شد. در تمامی آزمون‌های آماری سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام گردید.

## یافته‌ها

نتایج نشان داد که در تعادل پویای پای راست آزمودنی‌ها اثر تعامل بین شرایط و زمان از لحاظ آماری معنی‌دار بود ( $F(2, 26) = 6/48$ ;  $p = 0/005$ ;  $\eta^2$  Partial = ۰/۳۳۳) با توجه به معنی‌دار بودن اثر تعامل، اثر ساده شرایط و زمان به ترتیب با استفاده از آزمون‌های آماری آنوای یک‌راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری و آزمون آماری تی همبسته مورد بررسی قرار گرفت. نتایج آزمون آماری آنوای یک راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که در شرایط قبل از اعمال مداخلات (پیش آزمون) تفاوت معنی‌داری در تعادل پویای پای راست آزمودنی‌ها در سه شرایط مختلف وجود نداشت ( $F(2, 26) = 0/037$ ;  $p = 0/96$ ;  $\eta^2$  Partial = ۰/۰۰۳) در حالی که در شرایط پس از اعمال تحریک مغزی و فعالیت استقامتی و امانده‌ساز در شرایط هایپوکسی (پس آزمون) بین سه شرایط مختلف در تعادل پویای پای راست تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ( $F(2, 26) = 0/319$ ;  $p = 0/007$ ;  $\eta^2$  Partial = ۰/۳۱۹).

<sup>۱</sup> . Tow-way repeated measures ANOVA

$F(2, 26) = ۶/۰۷$  مقایسه‌های زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که تعادل پویای پای راست در شرایط تحریک آنودال DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک Sham بود ( $p = ۰/۰۴۲$ ) در حالیکه بین سایر شرایط تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. از سوی دیگر، نتایج آزمون آماری تی همبسته نشان داد که میانگین مقادیر تعادل پویای پای راست در شرایط تحریک M1 و تحریک Sham به شکل معنی‌داری از پیش‌آزمون به پس‌آزمون کاهش یافته بود (به ترتیب؛  $p = ۰/۰۲۲$ ؛  $p = ۰/۰۰۰۱$ ) در حالیکه در شرایط تحریک DLPFC تفاوت معنی‌داری از پیش‌آزمون به پس‌آزمون مشاهده نشد ( $p = ۰/۱۴$ ). تغییرات در تعادل پویای پای راست از پیش‌آزمون به پس‌آزمون در سه شرایط مختلف در شکل شماره ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲. تغییرات در تعادل پویای پای راست از پیش‌آزمون به پس‌آزمون در سه شرایط مختلف (\* = تفاوت معنی‌دار با حالت تحریک شام؛ & = تفاوت معنی‌دار با پیش‌آزمون)

همچنین، نتایج پژوهش حاضر در خصوص تعادل پویای پای چپ نیز نشان داد که تعامل معنی‌داری بین شرایط و زمان در این متغیر وجود دارد ( $Partial \eta^2 = ۰/۳$ ؛  $F(2, 26) = ۵/۵۶$ ؛  $p = ۰/۰۱$ ). با توجه به معنی‌دار بودن اثر تعامل، از آزمون آماری آنوای یک‌راهه با اندازه‌گیری‌های تکراری برای مقایسه تعادل پای چپ در سه شرایط مختلف تحریک مغزی استفاده شد و نتایج نشان داد که در شرایط قبل از اعمال مداخلات (پیش‌آزمون)، تفاوت معنی‌داری در تعادل پویای پای چپ آزمودنی‌ها در سه شرایط مختلف وجود نداشت ( $Partial \eta^2 = ۰/۰۳۶$ )؛  $F(2, 26) = ۰/۴۸$ ؛  $p = ۰/۶۲$  در حالیکه در شرایط پس از اعمال تحریک مغزی و فعالیت استقامتی وامانده‌ساز در شرایط هایپوکسی (پس‌آزمون) بین سه شرایط مختلف در تعادل پویای پای چپ تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ( $Partial \eta^2 = ۰/۲۹۸$ ؛  $F(2, 26) = ۵/۵۲$ ؛  $p = ۰/۰۱$ ). مقایسه‌های زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی

نشان داد که تعادل پویای پای چپ در شرایط تحریک آنودال DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک Sham بود ( $p = 0/042$ ) در حالی که بین سایر شرایط تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ( $p > 0/05$ ). از سوی دیگر، نتایج آزمون آماری تی همبسته نشان داد که میانگین مقادیر تعادل پویای پای چپ در شرایط تحریک M1 و تحریک Sham به شکل معنی‌داری از پیش‌آزمون به پس‌آزمون کاهش یافته بود (به ترتیب؛  $p = 0/008$ ;  $p = 0/001$ ) در حالیکه در شرایط تحریک DLPFC تفاوت معنی‌داری از پیش‌آزمون به پس‌آزمون مشاهده نشد ( $p = 0/37$ ). تغییرات در تعادل پویای پای چپ از پیش‌آزمون به پس‌آزمون در سه شرایط مختلف در شکل شماره ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳. تغییرات در تعادل پویای پای چپ از پیش‌آزمون به پس‌آزمون در سه شرایط مختلف (\* = تفاوت معنی‌دار با حالت تحریک شَم؛ & = تفاوت معنی‌دار با پیش‌آزمون)

### بحث و بررسی:

در پژوهش حاضر اثر تحریک آنودال مغزی نواحی M1 و DLPFC چپ بر تعادل پویای پای چپ و راست پس از اجرای یک وهله فعالیت استقامتی و امانده‌ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک ( $O_2 = 13$ )، معادل ارتفاع ۳۶۰۰ متر) مورد بررسی قرار گرفت. نتایج پژوهش نشان داد که در شرایط تحریک آنودال ناحیه DLPFC تعادل پویای هر دو پای راست و چپ به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک M1 و Sham بود. همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تعادل پویای هر دو پای آزمودنی‌ها در شرایط تحریک آنودال M1 و تحریک Sham از پیش‌آزمون (قبل از اعمال مداخلات) به پس‌آزمون (پس از اعمال خستگی در شرایط هایپوکسی) به شکل معنی‌داری کاهش یافته بود اما در شرایط تحریک آنودال DLPFC، تفاوت معنی‌داری در تعادل پویای هر دو پا از پیش‌آزمون به پس‌آزمون مشاهده نشد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که پس از رسیدن به واماندگی (خستگی عصبی-عضلانی) ناشی از فعالیت استقامتی زیر بیشینه در شرایط هایپوکسی نورموباریک، تعادل پویای هردوپای چپ و راست در شرایط تحریک DLPFC به شکل معنی‌داری بیشتر از شرایط تحریک M1 و تحریک Sham بود. نتایج مطالعات انجام گرفته در زمینه تعادل نشان می‌دهد که تعادل ایستا و پویا تحت تاثیر تعدیل‌های ناشی از عوامل درونی و بیرونی بوده و تغییر در این عوامل تعدیلی می‌تواند سبب بروز تغییر در تعادل ایستا و پویا شود (۱۱). این عوامل به ویژه در شرایط محیطی پر چالش (نظیر هایپوکسی)، عمدتاً مبتنی بر دریافت اطلاعات حسی، پردازش این اطلاعات در نواحی مربوطه در سیستم عصبی، و نهایتاً ایجاد طرحواره حرکتی لازم و اجرای آن می‌باشد (۱۹). لذا، به طور خلاصه، می‌توان چنین بیان داشت که حفظ تعادل، به ویژه تعادل پویا، به طور مداوم مبتنی بر دریافت اطلاعات، تحلیل و پردازش آن اطلاعات و ایجاد پاسخ مناسب است. بنابراین، هرگونه اختلال در فرآیندهای پردازش اطلاعات حسی و نیز انجام اعمال حرکتی می‌تواند به اختلال در حفظ تعادل منجر شود (۲۵). 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 پیش حرکتی (PFC) و به ویژه ناحیه DLPFC از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بر مبنای نظریه 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 راس این مدل سلسله مراتبی و ناحیه قشر حرکتی اولیه (M1) در پایین‌ترین نقطه آن قرار دارد، DLPFC به عنوان مهم‌ترین بخش در پردازش و یکپارچه‌سازی اطلاعات بیرونی و درونی و نیز اعمال کنترل بر نواحی حرکتی به منظور ایجاد پاسخ‌های حرکتی مناسب در نظر گرفته می‌شود (۲۶). 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 هایپوکسی بر تعادل پویا غلبه کند. ویتنبرگ<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۱۷)، عواملی را به عنوان مهم‌ترین چالش‌ها در حفظ تعادل و به ویژه تعادل پویا بیان نمودند که از مهم‌ترین این عوامل می‌توان به چالش مکانیکی، چالش شناختی، و چالش حسی اشاره نمود (۲۵). به نظر می‌رسد که شرکت کنندگان در پژوهش حاضر نیز با اجرای فعالیت استقامتی وامانده‌ساز در شرایط هایپوکسی، 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 ژو<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 (۲۷، ۲۸). بنابراین، بر مبنای نتایج پژوهش حاضر و دیگر نتایج به دست آمده در این حیطه، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که افزایش فعالیت ناحیه DLPFC با استفاده از تحریک آنودال مغزی نه تنها در شرایط نرمال بلکه در شرایط هایپوکسی نیز، که در آن فعالیت سیستم عصبی به دلیل کاهش اکسیژن با چالش مواجه می‌شود، می‌تواند سبب حفظ تعادل گردد و از آثار منفی ناشی از خستگی و هایپوکسی جلوگیری نماید.

1. Robertson

2. Wittenberg

3. Zhou

4. Manor

همچنین در پژوهش حاضر، بر خلاف برخی از مطالعات مشابه که در آن نشان داده شده است که تحریک آنودال ناحیه M1 می‌تواند به بهبود تعادل منجر گردد (۱۱)، تحریک ناحیه M1 سبب بروز تفاوت معنی‌داری با شرایط تحریک Sham نشد و همچنین در شرایط تحریک M1 مقادیر تعادل از پیش‌آزمون به پس‌آزمون به شکل معنی‌داری کاهش یافت که عملاً نشان دهنده عدم تاثیرگذاری تحریک ناحیه M1 بر تعادل پویا پس از القا خستگی عصبی عضلانی در شرایط هایپوکسی بود. البته در این خصوص، توجه به این نکته ضروری است که تقریباً تمامی مطالعات پیشین در خصوص اثرگذاری tDCS بر تعادل در شرایط نرمال انجام شده و نه در شرایط هایپوکسی. هنگامیکه یک فعالیت بدنی وامانده ساز در شرایط چالشی نظیر هایپوکسی انجام می‌شود، بدن در معرض دو عامل استرس‌زا قرار می‌گیرد. عامل اول خستگی ناشی از اجرای فعالیت بدنی و عامل دوم، چالش کمبود اکسیژن در شرایط هایپوکسی است. این دو عامل در کنار هم می‌توانند با ایجاد نوعی اثر هم‌افزا، تمامی عوامل حسی و حرکتی موثر در کنترل تعادل را دچار اختلال نمایند (۲۹). به نظر می‌رسد که در پژوهش حاضر، در شرایط تحریک M1 تغییرات ایجاد شده در ناحیه حرکتی مغز که مسئولیت اصلی ارسال فرمان‌های حرکتی طرح‌ریزی شده را به سوی موتونورون‌های نخاعی و سپس عضلات فعال دارد (۳۰، ۳۱)، به اندازه‌ای نبوده است که بتواند با آثار منفی ناشی از خستگی و هایپوکسی بر تعادل پویا مقابله کند. همانگونه که پیشتر بیان شد، در مدل سلسله مراتبی مغز، ناحیه حرکتی در پایین‌ترین بخش قرار گرفته و تعدیل‌های ناشی از سایر نواحی در نهایت به ایجاد فرمان حرکتی مناسب در ناحیه حرکتی منجر می‌شود. گرچه نتایج تحقیقات انجام شده در شرایط نرمال نشان داده است که تحریک آنودال ناحیه M1 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 (۳۰-۳۲)، به نظر می‌رسد در شرایط هایپوکسی و به‌ویژه زمانی که بدن در معرض خستگی عصبی عضلانی قرار گیرد، چالش‌های ناشی از این شرایط به حدی است که تحریک ناحیه M1 نمی‌تواند با این آثار منفی مقابله نماید. لذا، به نظر می‌رسد یکی از جالب‌ترین نتایج این پژوهش این باشد که ماهیت شرایط محیطی و نیز فعالیت بدنی انجام شده می‌تواند چگونگی پاسخ‌دهی نواحی مختلف مغز را به tDCS تغییر دهد. از این رو، به نظر می‌رسد که تفاوت در شرایط استرس محیطی و نیز نوع فعالیت انجام شده در این شرایط اصلی‌ترین عامل به دست آوردن نتایج متفاوت در خصوص تحریک ناحیه M1 در پژوهش حاضر با مطالعات پیشین می‌باشد که همگی در شرایط نرمال انجام پذیرفته است.

### نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده در پژوهش حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که اجرای فعالیت بدنی وامانده-ساز در شرایط هایپوکسی نورموباریک 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 ناحیه DLPFC 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 عصبی عضلانی در شرایط هایپوکسی غلبه نموده و تعادل را حفظ نماید. از این رو، تحریک آنودال ناحیه DLPFC چپ می‌تواند به عنوان یک کمک ارگونومیک به منظور مقابله با آثار منفی خستگی عصبی عضلانی و شرایط هایپوکسی بر تعادل پویا در نظر گرفته شود.

## تقدیر و تشکر

بدین‌وسیله از زحمات خانم دکتر پریسا بنایی و آقای حافظ تیموری در روند اجرای پژوهش قدردانی می‌شود. همچنین، مراتب تقدیر و تشکر خود را از شرکت کنندگان در این پژوهش اعلام می‌نماییم.

## تضاد منافع

هیچ‌گونه تضاد منافی در پژوهش حاضر وجود نداشت.

## سهم نویسندگان

تمامی نویسندگان در ایده‌پردازی و طراحی پژوهش حاضر نقش داشتند. احسان امیری، وحید تادیبی و متین اعتمادی گردآوری داده‌ها را انجام دادند. متین اعتمادی، احسان امیری، سیدنی گروسپره و دنیل ماچادو تجزیه و تحلیل داده را انجام دادند. نسخه اولیه مقاله توسط احسان امیری نگارش شد. تمامی نویسندگان در ویرایش و اصلاح نسخه اولیه نقش داشتند. نسخه نهایی به تایید تمامی نویسندگان رسید. تمامی نویسندگان آمادگی خود را برای پاسخ‌گویی در خصوص این پژوهش اعلام نمودند. احسان امیری نظارت بر روند اجرای پژوهش را به عهده داشت.

## منابع

- 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.
- Ehsan Amiri RG, Hamid Rajabi, Zahra Rezasoltani, Kamran Azma, Aboozar Kavehee. Changes in corticospinal excitability and motoneurons responsiveness during and within a time-course after submaximal fatiguing contractions (In Persian). *Sport Physiology.* 2019;10(39):33-50.
- Davis NJ. Neurodoping: brain stimulation as a performance-enhancing measure. *Sports Med.* 2013;43(8):649-53.
- Hossein Ramezani ZFM, Somayeh Namdar Tajari, Reza Khanbabaie. The Acute Effect of Post-Activation Potentiation with Transcranial Random Noise Stimulation on Some Electrophysiological and Functional Variables of Athletic Men (In Persian). *Sport Physiology.* 2020;11(44):31-54.
- 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.
- Lorenza S. Colzato MAN, Armin Kibele. Noninvasive Brain Stimulation and Neural Entrainment Enhance Athletic Performance—a Review. *J Cogn Enhanc.* 2017;1:73-9.
- 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.
- 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.

9. 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.
10. Reardon S. 'Brain doping' may improve athletes' performance. *Nature.* 2016;531:283-4.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Ricotti L. Static and dynamic balance in young athletes. *Journal of human sport and exercise.* 2011;6(4):616-28.
16. Shouhani M, Jalilian M, Parsaei S, Modara F, Seidkhani H. The Effect of Unilateral and Bilateral Electrical Stimulation of the Brain on Improving the Balance of the Elderly. *Iranian Journal of Ageing.* 2020;15(3):312-23.
17. 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. *Journal of science and medicine in sport.* 2018;21(1):103-8.
18. 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.
19. Wagner DR, Saunders S, Robertson B, Davis JE. Normobaric Hypoxia Effects on Balance Measured by Computerized Dynamic Posturography. *High Alt Med Biol.* 2016;17(3):222-7.
20. Pojskic H, Hanstock HG, Tang TH, Rodriguez-Zamora L. Acute Exposure to Normobaric Hypoxia Impairs Balance Performance in Sub-elite but Not Elite Basketball Players. *Front Physiol.* 2021;12:748153.
21. Durlak JA. How to select, calculate, and interpret effect sizes. *Journal of pediatric psychology.* 2009;34(9):917-28.
22. Okumura Y, Sakamoto S. Statistical power and effect sizes of depression research in Japan. *Psychiatry and clinical neurosciences.* 2011;65(4):356-64.

23. J VANC, K DEP, Buyse L, Marcora S, Meeusen R, Roelands B. Effects of Mental Fatigue on Endurance Performance in the Heat. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(8):1677-87.
24. 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.
25. Wittenberg E, Thompson J, Nam CS, Franz JR. Neuroimaging of Human Balance Control: A Systematic Review. *Front Hum Neurosci.* 2017;11:170.
26. Robertson CV, Marino FE. A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination. *J Appl Physiol (1985).* 2016;120(4):464-6.
27. 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.
28. 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.
29. Komiya T, Katayama K, Sudo M, Ishida K, Higaki Y, Ando S. Cognitive function during exercise under severe hypoxia. *Sci Rep.* 2017;7(1):10000.
30. Grandperrin Y, Grospretre 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 randomised, crossover, double blind, controlled exploratory trial. *Trials.* 2020;21(1):461.
31. 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.* 2017;97:96-108.
32. Krishnan C, Ranganathan R, Kantak SS, Dhaher YY, Rymer WZ. Anodal transcranial direct current stimulation alters elbow flexor muscle recruitment strategies. *Brain Stimul.* 2014;7(3):443-50.



## **Effect of Trans Cranial Direct Current Stimulation on Dynamic Balance after Endurance Exhausting Activity in Normobaric Hypoxia**

Matin Etemadi<sup>1</sup>, Ehsan Amiri<sup>1\*</sup>, Vahid Tadibi<sup>1</sup>, Sidney Grospretre<sup>2</sup>, Vahid Valipour Dehnou<sup>3</sup>, Daniel Gomes da Silva Machado<sup>4</sup>

1 Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran.

2 EA4660, C3S Culture Sport Health Society, University of Bourgogne-Franche-Comté, Besançon, France

3 Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Literature and Human Sciences, Lorestan University, Khoramabad, Iran

4 Research Group in Neuroscience of Human Movement (NeuroMove), Department of Physical Education, Federal University of Rio Grande do Norte, Natal, RN, Brazil.

\* **Corresponding authors:** e.amiri@razi.ac.ir

### **Abstract**

**Objectives:** Balance is a key factor for improving exercise performance and preventing sport-related injuries. The objective was to investigate the effect of transcranial direct current stimulation on dynamic balance after performing an exhaustive endurance task in normobaric hypoxia.

**Methods** Fourteen endurance-trained men took part in this study. In three separate experimental sessions, after measuring the dynamic balance at baseline, participants were exposed to hypoxia for 30 min followed by one of the three montages of brain stimulation including 1) anodal stimulation of the M1 region, 2) anodal stimulation of the DLPFC region, and 3) sham stimulation for 20 minutes. Then, participants performed an exhausting cycling task at 60% of peak power output in hypoxia. Immediately after exhaustion, the dynamic balance was measured again. Two-way repeated measures ANOVA was used for statistical analysis.

**Results:** The results showed that after exhaustion under the hypoxic condition, the dynamic balance of the right leg in the DLPFC condition was significantly higher than the dynamic balance in the sham condition ( $p = 0.042$ ). The results also demonstrated that the dynamic balance of the left leg after exhaustion in hypoxia was significantly higher than that of the sham condition ( $p = 0.042$ ).

**Conclusion:** We concluded that neuromuscular fatigue and exposure to the hypoxic condition could have a detrimental effect on dynamic balance. Also, it seems that anodal stimulation of the DLPFC area could have a positive effect on the dynamic balance after exhaustion under the hypoxic condition.

**Key words:** Non-invasive Brain Stimulation, Neuromuscular Fatigue, Y Balance Test, Altitude