دانشکده علوم ورزشی و تندرستی
دانشگاه شهید بهشتی

روان‌شناسی ورزش

Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: **The effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCs) in muscle and mental fatigue conditions on the proprioception of knee joint position**

Authors: A Tahan, AR Farsi *

⁎**Corresponding:** AliReza Farsi, Professor at Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

To appear in: Sport Psychology

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Journal of Sport Psychology provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

دانشکده علوم ورزشی و تندرستی
دانشگاه شهید بهشتی

روان‌شناسی ورزش

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: تاثیر تحریک مستقیم فراجمجمه ای (tDCs) در شرایط خستگی عضلانی و ذهنی بر حس وضعیت مفصل زانو

نویسندگان: آرزو طهان، علیرضا فارسی*

۱ . دانشجوی دکتری تخصصی گروه رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران ایران.
۲ استاد دانشگاه شهید بهشتی، تهران ایران.

***نویسنده مسئول:** علیرضا فارسی

نشریه: روان‌شناسی ورزش

نسخه پیش از انتشار

این نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرآیند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرآیند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه روان‌شناسی ورزش گزینه «پذیرفته شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آنها در سریع ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرآیند آماده سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وب‌سایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرایی و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تاثیر بگذارد و این امر از حیطه مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

نسخه پیش از انتشار

Abstract

Objective: The aim of this study was to evaluate the proprioception of knee joint status in conditions of muscle and mental fatigue by Transcranial Direct current stimulation.
Methods: The research design was a quasi-experimental study and the statistical population consisted of 14 male students (mean age (24.07 8 3.8) by purposive sampling method and twice after fatigue conditions under transcranial direct current electrical stimulation. The protocol consisted of two sessions of direct electrical stimulation of the brain after fatigue conditions in anodal and sham stimulation modes. The research instrument included estimation of knee joint angle by the isokinetic device.
Results: The results of testing the hypotheses using repeated measures analysis of variance showed that direct electrical stimulation of the brain has a significant effect (P=0.037) on the proprioception of knee condition in conditions of mental fatigue (P=0.087) Also, the study of the difference in stimulation showed that anodic stimulation is more effective than the stimulation sham position (P=0.19).
Conclusion: It seems that tDCS anodic stimulation can be used as a complementary intervention to improve the process of mental fatigue in the sense of knee condition.

Keywords: Transcranial Direct Current stimulation, proprioception, Mental fatigue, Muscle fatigue

چکیده

هدف: پژوهش حاضر با هدف بررسی حس وضعیت مفصل زانو در شرایط خستگی عضلانی و ذهنی با مداخله تحریک جریان مستقیم جمجمه‌ای انجام شد.

روش‌ها: طرح پژوهش از نوع مطالعات نیمه‌آزمایشی و جامعه آماری با تعداد ۱۴ نفر از دانشجویان پسر (با میانگین سنی(۳/۸۱ ±۲۴/۰۷) به روش نمونه‌گیری هدفمند انتخاب شدند و در دو نوبت بعد از شرایط خستگی تحت تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با فاصله زمانی یک هفته مورد بررسی قرار گرفتند. پروتکل شامل دو جلسه تحریک الکتریکی مستقیم مغز بعد از شرایط خستگی در حالت‌های تحریک آنودال و شم بود ابزار پژوهش شامل تخمین زاویه مفصل زانو توسط دستگاه آیزوکنتیک بود.

نتایج: نتایج بررسی فرضیه‌ها با استفاده از آزمون تحلیل وواریانس با اندازه مکرر نشان داد که تحریک الکتریکی مستقیم مغز بر حس وضعیت مفصل زانو در شرایط خستگی ذهنی تاثیر معناداری (P= ۰/۰۳۷) نسبت به شرایط خستگی عضلانی (P= ۰/۰۸۷) دارد. همچنین بررسی تفاوت تحریک انجام‌شده نشان داد که شرایط خستگی با تحریک نسبت به موقعیت بدون تحریک اثربخشی بیشتری دارد اما این تفاوت معنادار (P= ۰/۱۹) نبود.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد می‌توان از تحریک آندی tDCs به عنوان مداخله‌ای تکمیلی جهت بهبود فرایند خستگی ذهنی در حس وضعیت زانو استفاده نمود.

واژهای کلیدی: تحریک مستقیم فراجمجمه ای، حس وضعیت، خستگی ذهنی، خستگی عضلانی.

نسخه پیش از انتشار

مقدمه

خستگی فرایندی تجمعی و تدریجی است. با این تصورکه با بی‌میلی برای هرگونه تلاش، کاهش کارایی، هوشیاری و درنهایت اختلال در عملکرد ذهنی همراه است که می‌تواند به صورت خستگی جسمی یا ذهنی باشد (۱). خستگی در بسیاری از مواقع به عنوان یک مکانسیم دفاعی برای جلوگیری از آسیب به بدن در نظر گرفته می‌شود با این وجود، برای ورزشکاران و مربیان ورزشی یک موضوع نگران کننده است و بحث‌های زیاد و ناتمامی در مورد تعریف خستگی، دلایل ایجاد آن، اثرات آن بر عملکرد، تفاوت در انواع آن، روش‌های اندازه‌گیری آن و بهترین روش برای غلبه کردن بر خستگی و توسعه عملکرد وجود دارد.

نیوول در دیدگاهی که مکمل نظریه سیستم‌های پویا است، بر نقش قیود در شکل‌گیری رفتارهای هماهنگ تمرکز کرد. وی در این رویکرد که قیودمحور[۱] نامیده می‌شود، بیان می‌کند که پایداری الگوهای هماهنگ کارکردی می‌تواند با قیود تحمیل شده بر اجراکنندگان تغییر کند. قیود به عنوان محدوده یا ویژگی‌هایی تعریف شده‌اند که از طریق تعامل با یکدیگر، سیستم بیولوژیکی را که در جستجوی سازماندهی بهینه است، محدود می‌کنند و تعداد وضعیت‌های در دسترس سیستم پویا را با شکل‌دهی فضای حالتی[۲] از تمام وضعیت‌های ممکن سیستم کاهش می‌دهند. نیوول این قیود را به سه دسته فرد[۳]، تکلیف[۴] و محیط[۵] طبقه‌بندی کرد. قیود فردی به ویژگی‌های ساختاری و عملکردی هر فرد اشاره می‌کنند. قیود محیطی، در طبیعت اغلب به صورت فیزیکی و قیود تکلیف بیش‌تر مربوط به زمینه‌های ویژه اجرا هستند (۲). به عنوان یکی از قیود مؤثر بر عملکرد می‌توان به خستگی اشاره کرد. مطالعات انجام شده در زمینه خستگی، بین خستگی به عنوان یک پدیده شناختی[۶] و خستگی به عنوان یک پدیده عصبی–عضلانی[۷] تمایز قائل شده‌اند (۳, ۴). ادبیات علوم ورزشی خستگی ناشی از اعمال جسمانی را به عنوان خستگی عضلانی و خستگی ناشی از اعمال روانی را به عنوان خستگی ذهنی تعریف می‌کند (۵, ۶).

به‌دلیل پیچیده بودن مکانیسم‌های خستگی، دانشمندان هنوز نتوانسته‌اند تعریفی واحد از خستگی را ارائه دهند و به همین دلیل تعاریف زیادی از خستگی وجود دارد. پیچاوو[۸] و همکاران(۲۰۱۸) خستگی را حالتی ناشی از فشار ذهنی، جسمانی، بیماری و یا کاهش کارآیی عضله یا اندام بعد از فعالیت طولانی مدت تعریف می‌کنند (۷). چادری[۹] همکاران (۲۰۰۴) خستگی را سختی در شروع و یا ادامه فعالیت‌های داوطلبانه تعریف می‌کنند (۸).

خستگی ذهنی حالت روانی زیستی است که با افزایش شدید در میزان ذهنی خستگی و یا کاهش شدید در عملکرد شناختی از طریق دوره‌های طولانی‌مدت فعالیت شناختی شکل می‌گیرد (۹). این خستگی حاد با تلاش ذهنی طولانی‌مدت در ارتباط بوده و از خستگی مزمن و اختلال شناختی که مربوط به سالمندی یا بیماری می‌شود، متفاوت است (۱۰, ۱۱)،گفته می‌شود تکالیفی که باعث خستگی ذهنی می‌شود روی عملکرد شناختی فرد اثر منفی دارند به همین دلیل، بهتر است به‌جای خستگی ذهنی از اصطلاح خستگی شناختی استفاده شود (۱۰, ۱۱). هرچند برخی محققان اصطلاح خستگی ذهنی را بهتر می‌دانند چون علاوه بر شناخت، هیجان و انگیزش را نیز در برمی‌گیرد (۱۲). خستگی عضلانی به صورت عمومی به عنوان کاهش توانایی عضلات در تولید نیروی مطلوب تعریف می‌شود که در نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی روی می‌دهد (۱۳) و به دو نوع محیطی[۱۰] و مرکزی[۱۱] دسته‌بندی می‌شود. خستگی محیطی در سطح عضلات رخ می‌دهد و گروه خاصی از عضلات درگیر در حرکت را شامل می‌شود که می تواند باعث بروز اختلال در محل اتصال عصبی–عضلانی، مکانیزم‌های تحریک–انقباض، انتشار تحریک توسط توبول‌های عرضی، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزاء انقباضی شود که مسئول تولید نیرو هستند (۱۴). این در حالی است که خستگی مرکزی مربوط به بخش‌های فوقانی مغز و فراخوانی

نرون‌های حرکتی آلفا بوده و کل بدن را درگیر می‌کند (۱۵). به عبارت دیگر در خستگی محیطی دستورات حرکتی تغییر نمی‌کنند و یا حتی ممکن است افزایش یابند اما در خستگی مرکزی، دستورات حرکتی ارسال شده به عضله کاهش یافته و از این طریق به کاهش تنش یا نیروی عضله منجر می‌شود (۱۶).

حس عمقی قابلیت کسب اطلاعات وضعیت مفصل از دوک های عضلانی، اندام وتری گلژی و گیرنده های عمقی مفاصل و انتقال آن ها به سیستم عصبی مرکزی را دارا می باشد که معمولا به صورت ادراک حس وضعیت مفصل[۱۲] و ادراک حس شروع حرکت[۱۳] مورد بررسی قرار می گیرد (۱۷).

حس عمقی شامل آگاهی‌های هوشیارانه و غیرهوشیارانه از موقعیت مفصل (حس وضعیت مفصل)[۱۴]، حرکت (حس حرکت)[۱۵]، نیرو، سنگینی و تلاش (حس نیرو)[۱۶]می باشد (۱۸). اطلاعات حسی، حس عمقی توسط مکانورسپتورهای موجود در عضلات، تاندون‌ها، مفاصل و پوست فراهم می‌شود (۱۹). هر عاملی که موجب اختلال در انتقال اطلاعات حس عمقی شود، به عنوان یک فاکتور بسیار مهم در ایجاد الگوهای حرکتی غلط به شمار می‌آید (۲۰). عوامل مختلفی از جمله کهولت سن، صدمات، درد، بیماری‌ها و خستگی می‌توانند موجب این اختلال شوند (۲۱). در این میان مغز مرکز دریافت حواس محیطی–مرکزی بـرای تحلیل و تصمیم‌گیری انسان است، ولی حجم اطلاعاتی که در هر لحظه بـه مغز می‌رسد بسیار بالا است، که در عمل اگر قرار بود تمـام آن داده‌ها پردازش شود، عملکرد مغز مختل می‌شد و به دنبال آن عملکرد نیز کاهش می‌یافت. (۲۲).

از سایر عوامل تاثیرگذار بر عملکرد حس عمقی، خستگی می باشد. پینسالت و همکاران(۲۰۱۱) در تحقیقات خود نشان دادند که خستگی عضلات گردن می‌تواند موجب کاهش حس وضعیت گردن در گروه بزرگسالان سالم شود (۲۳).

با این وجود مطالعاتی نیز وجود دارد که نشان می‌دهد خستگی عضلات گردن تاثیری بر حس عمقی ندارد. از جمله آنها می‌توان به مطالعه سجادی و همکاران اشاره کرد که به بررسی اثر خستگی عضلات گردن بر توانایی حس عمقی در زنان و مردان جوان سالم پرداخته است . یافته‌های تحقیق نشان می دهد خستگی تغییر معناداری در شاخصهای سنجش حس عمقی در زنان و مردان ایجاد نکرده است (۲۱).

حسنلویی و همکاران (۲۰۱۴)، با تحقیق بر حس عمقی ناحیه زانو عنوان کردند که تمرینات بدنی از جمله تمرینات استقامتی و قدرتی موجب کاهش اثرات منفی خستگی بر حس عمقی خواهد شد، بنابراین شاید بتوان احتمال داد که ورزشکاران کمتر از افراد غیرورزشکار اثرات منفی خستگی را در عملکرد حس عمقی نشان دهند (۲۴).

از سوی دیگر دیدگاه‌های جدید عنوان می‌کنند اهمیت حس عمقی تنها به دریافت کافی و به موقع اطلاعات از مکانورسپتورها خلاصه نمی شود، بلکه پردازش مرکزی[۱۷] و خروجی‌های حرکتی[۱۸] از درجه اهمیت بالاتری برخوردار هستند. ادراک[۱۹] یک مقوله صرفا دریافت اطلاعات نیست، بلکه ادراک فرآیند حافظه و یادگیری در هر شخصی است که به توانایی شخص در یکپارچه‌سازی و استفاده از اطلاعات ورودی حس عمقی اطلاق می‌شود. بر طبق این دیدگاه احتمالا ورزشکاران به دلیل درگیری در یادگیری مهارت‌های پیچیده نسبت به اجرای خودکار فعالیت‌های روزمره توسط یک فرد غیرورزشی، بیشتر درگیر پردازش مرکزی در فرآیند حس عمقی هستند (۲۵). مطالعات اندکی این فرضیه را حمایت می‌کند. تعدادی از این مطالعات به بررسی توانایی حس عمقی زانو و مچ پای ورزشکاران فوتبال، تنیس و ژیمناستیک با افراد غیرورزشکاران پرداخته‌اند (۲۶, ۲۷)، و تعدادی نیز به بررسی توانایی حس عمقی این نواحی در ورزشکاران رشته‌های فوتبال،

ژیمناستیک، ایروبیک، بدمینتون و رقص در سطوح مختلف یک رشته ورزشی پرداخته‌اند (۲۵, ۲۸). اهمیت حس عمقی در مفصل زانو نه تنها به واسطه نقش آن در ثبات و پایداری بدن، بلکه در کنترل و هماهنگی حفظ قامت و راه رفتن می‌باشد (۲۹).

یکی از تکنیک‌هایی مداخله شناختی و بهینه‌سازی عملکرد، استفاده از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای[۲۰] است. تحریک مغناطیسی فرا-جمجمه‌ای به روشی غیرتهاجمی جهت تحریک مغز اطلاق می‌شود. طبق مطالعات متعددی که درمورد کاربرد تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز در زمینه بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران انجام شده، این نکته مطرح شده است که تحریک الکتریکی مغز، می‌تواند موجبات بهبود سرعت عمل و همچنین بهترشدن حافظه کاری ورزشکاران شود، همچنین بسیاری از محققین نشان داده‌اند که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای باعث افزایش یادگیری حرکتی، عملکرد حرکتی، مقاومت در برابر خستگی عضلات هدف و زمان عکس العمل یا قدرت عضلانی در ورزشکاران می شود (۳۰).

استون و تسچه (۲۰۰۹) نیز دریافتند که تحریک آنودال و کاتدال در قشر آهیانه‌ای خلفی سمت چپ مانع تغییر توجه بین محرک‌ها می‌شود (۳۱).

علاوه بر این، در خصوص افزایش متغیرهایی که باید به آن‌ها توجه کرد، ویس و لاویدور در پژوهشی دریافتند که تحریک کاتدال بر روی قشر آهیانه‌ای خلفی باعث افزایش پردازش (نشانه‌های جانبی) می‌شود و احتمالاً با افزایش منابع توجهی موجود که می‌تواند برای بهبود عملکرد مورد استفاده قرار گیرد، مؤثر است. علاوه بر این آن‌ها نشان دادند که، تحریک آندال روی قشر پیش پیشانی پشتی منجر به بهبود عملکرد حافظه کاری فضایی تنها در شرایط تداخل کار حرکتی همراه با فراخوانی حافظه یعنی تقاضای شناختی بالا شده است (۳۲). همچنین درخصوص تعامل پیشنهادی بین تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای و بار شناختی، مطالعه انجام شده توسط آنتال و همکاران نشان داد که تحریک کاتدی قشر حرکتی انسان (MT) باعث کاهش درک حرکت در طول یک تکلیف ادراکی با تقاضای کم می‌شود، اما عملکرد را در طول مجموعه حرکتی پیچیده می‌کند. تکالیفی که پرت شدن حواس را شامل می‌شود (۳۳). در پژوهشی دیگر، هاینزه و همکاران در پژوهشی با استفاده از تحریک جریان مستقیم بین جمجمه ای و ردیابی همزمان حرکات چشم به بررسی عملکرد برنامه‌ریزی و تصمیم‌گیری شرکت‌کنندگان پرداختند. نتایج آن‌ها نشان از تأثیر معنادار تحریک کاتدال چپ و آندال راست بود. تجزیه و تحلیل حرکت چشم نیز نشان داد که این اثر تسهیل کننده تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای با مرحله برنامه‌ریزی مرتبط است (۳۴). سرانجام، هاربیسون و همکاران در مطالعه دیگر تلاش کردند تا اثرات تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای را با استفاده از آزمون حافظه فعال n-back بررسی کنند، هرچند تصور نمی‌شد که نتایج به دست آمده مربوط به تعامل بار شناختی و تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای باشد، اما با توجه به تفاوت در استراتژی‌های پردازش بین شرایط اضافه بار توانستند احتمال اثربخشی تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای را تأیید کردند (۳۵).

از آنجایی که پی‌بردن به روشی که بتواند با اثر بخشی مناسب بر عملکرد حس عمقی افراد در شرایط خستگی آن‌ها بهبود بخشد و به‌طور کلی با توجه به اهمیت نقش خستگی در اجرای مهارت‌های حرکتی و شناختی و اثرگذاری خستگی بر عملکرد حرکتی و هم‌چنین وجود یافته‌های متناقض در خصوص نحوه اثرگذاری تغییرات خستگی و نیز تا کنون مطالعه‌ای جهت مقایسه اثر خستگی ذهنی با خستگی عضلانی بر حس عمقی انجام نشده است در حالی که اگر مقایسه اثر هر دو متغیر تجزیه و تحلیل شود، می‌توان میزان اثر و مقایسه هر دو شرایط خستگی بر عملکرد حس وضعیت را مورد توجه قرار داد. لذا بر اساس این موارد سوال اصلی که محقق در پی پاسخگویی به آن می‌باشد، این است که آیا تفاوتی بین خستگی عضلانی و خستگی ذهنی به‌عنوان نماینده‌های نظریه‌های مختلف در کنترل و یادگیری

حرکتی، تفاوت وجود دارد، اگر تفاوت وجود دارد کدام نوع می‌تواند بعد از دریافت مداخله tDCs بر حس وضعیت بیشتر تحت تاثیر قرار بگیرد؟ با این یافته می‌توان تفاسیر متفاوت بنیادی و کاربردی داشت.

بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تأثیر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای قشر پیش‌پیشانی جانبی خلفی(DLPFC) در شرایط خستگی عضلانی و ذهنی بر حس وضعیت مفصل زانو بود.

روش‌شناسی پژوهش

طرح پژوهش

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی است همراه با طرح پیش‌آزمون – پس‌آزمون انجام شد. جامعه آماری تحقیق مورد نظر عبارت بود از: دانشجویان پسر دانشگاه شهید بهشتی که در سال تحصیلی ۱۴۰۰-۱۴۰۰۱ مشغول به تحصیل بودند. حجم نمونه با توجه به تحقیقات مشابه قبلی (حاتمی، فارسی ۲۰۲۰؛ محمدزاده، فارسی ۲۰۲۰) و هم‌چنین براساس نرم‌افزار G-power با اندازه اثر۰/۴۵=f2 و توان آماری ۰/۹۵ و سطح معناداری یا آلفای ۵ صدم به تعداد ۱۴ نفر (در دامنهٔ سنی ۲۰ تا ۳۰ سال) مشخص شد. شاخص‌های ورود به مطالعه شامل، برخورداری از سلامت جسمی و روانی و داشتن فعالیت بدنی روزانه حداقل ۳ روز در هفته و نداشتن هرگونه بیماری نورولوژیکی و شرایط بدنی سالم براساس خودگزارشی و پرونده و سوابق پزشکی می‌باشد، ۲۴ ساعت قبل از آزمایش از هرگونه فعالیت ذهنی که یک فشار ذهنی یا خستگی و تغییر در روحیه ایجاد کند، خودداری کنند (۳۶). به‌طور داوطلبانه و هدف‌مند در این مطالعه شرکت نمودند. معیار خروج از پژوهش شامل، غیبت در جلسه مداخله، مصرف هر گونه مواد الکلی نیروزا یا داروهای مداخله گر، مصرف داروهای روان‌گردان و نداشتن خواب شبانه کافی و نیز عدم رضایت یا هرگونه فشار ناشی از مداخلات در پژوهش، سابقه آسیب مفصلی زانو یا پارگی عضلانی در ناحیه مفاصل ران و زانو و مچ پا، در نهایت افراد تمایل به همکاری و شرکت در پژوهش نداشته باشند.

طرح این پژوهش تصادفی[۲۱]، همراه با حالت درون آزمودنی[۲۲] بود. همچنین ترتیب اجرای فعالیت‌ها توسط آزمودنی‌ها به صورت توازن متقابل[۲۳] انجام گرفت؛ بدین معنی که برای حذف اثر یادگیری و افزایش اعتبار داخلی پژوهش ترتیب اجرای چهار جلسه مداخله برروی شرکت‌کنندگان به شکلی بود که در هر جلسه یک مداخله خستگی(عضلانی یا ذهنی) از شرکت‌کنندگان براساس لیست تهیه شده به‌طور تصادفی بدون تحریک(تنها اثر مداخله خستگی) یا حالت با تحریک(استفاده از tDCs بعد از مداخله خستگی) را دریافت نمودند و شرایط در جلسات بعدی تغییر می‌کرد(مداخله خستگی). تا اینکه همه شرکت‌کنندگان هر دو مداخله خستگی را با و بدون تحریک دریافت نمودند. برای جلوگیری از اثرات انتقال تحریک بین جلسات[۲۴]، شرکت‌کنندگان بافاصله زمانی یک هفته در جلسات مداخله شرکت داشتند (۳۷).

جامعه و نمونه آماری

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و با گروه تجربی همراه با طرح پیش‌آزمون – پس‌آزمون انجام شد. جامعه آماری تحقیق مورد نظر عبارت بود از: دانشجویان پسر دانشگاه شهید بهشتی که در سال تحصیلی ۱۴۰۰-۱۴۰۰۱ مشغول به تحصیل بودند. حجم نمونه با توجه به تحقیقات مشابه قبلی (۳۸, ۳۹) و هم‌چنین براساس نرم‌افزار G-power با اندازه اثر ۰/۴۵=f2 و توان آماری ۰/۹۵ و سطح معناداری یا آلفای ۵ صدم به تعداد ۱۴ نفر (در دامنهٔ سنی ۲۰ تا ۳۰ سال) مشخص شد. شاخص‌های ورود به مطالعه شامل، برخورداری از سلامت جسمی و روانی و داشتن فعالیت بدنی روزانه حداقل ۳ روز در هفته و نداشتن هرگونه بیماری نورولوژیکی و شرایط بدنی سالم براساس خودگزارشی و پرونده و سوابق پزشکی می‌باشد، ۲۴ ساعت قبل از آزمایش از هرگونه فعالیت ذهنی که یک فشار ذهنی یا خستگی و تغییر در روحیه ایجاد کند، خودداری کنند (۴۰). به‌طور داوطلبانه و هدف‌مند در این مطالعه شرکت نمودند. معیار خروج از پژوهش شامل، غیبت در

جلسه مداخله، مصرف هر گونه مواد الکلی نیروزا یا داروهای مداخله گر، مصرف داروهای روان‌گردان و نداشتن خواب شبانه کافی و نیز عدم رضایت یا هرگونه فشار ناشی از مداخلات در پژوهش، سابقه آسیب مفصلی زانو یا پارگی عضلانی در ناحیه مفاصل ران و زانو و مچ پا، در نهایت افراد تمایل به همکاری و شرکت در پژوهش نداشته باشند.

پس از انتخاب نمونه، اطلاعات لازم در مورد فعالیت‌ها و نحوه اجرای آزمون‌ها و چگونگی اجرای تحقیق در اختیار شرکت کنندگان قرار داده شد. هم‌چنین فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون و تحقیق ارائه شد. پس از حضور هر شرکت‌کننده بطور تصادفی در دو گروه ۷ نفره قرار داده شد تا کانتر بالانس برای انواع خستگی ذهنی و جسمی انجام شود. در آزمایشگاه (با توجه به برنامه زمانی از پیش تعیین شده)، جهت آزمون تخمین زاویه مفصل زانو از از تخمین فعال زاویه هدف (۳۰، ۴۵، ۷۵ درجه اکستنشن زانو) از دستگاه ایزوکنتیک استفاده شد.

ابزار اندازه‌گیری

در این مطالعه برای اعمال تحریک مغزی در این پژوهش از دستگاه تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه ای۲۵ مدل نوروإستیم ۲۶محصول شرکت مدینا طب گستر و مؤسسه علوم شناختی سینا و استفاده شده در تحقیقات علمی(۴۱-۴۳) استفاده شد. این دستگاه از سال ۲۰۱۵ روانه ی بازار شده و جهت ارائه تحریک فراجمجمه ای با جریان الکتریکی طراحی شده است و میتواند ۵ نوع تحریک مختلف شامل ۱) تحریک الکتریکی فراجمجمه ای با جریان مستقیم،۲) تحریک الکتریکی فراجمجمه ای با جریان متناوب۲۷، ۳) تحریک الکتریکی فراجمجمهای با جریان پالس۴،۲۸) تحریک الکتریکی فراجمجمهای با جریان مستقیم نوسانی۲۹ و ۵) تحریک فراجمجمه ای با نویز تصادفی۳۰ را ارائه دهد. دستگاه دارای دو کانال کاملاً مجزا بوده و هر کانال به طور مستقل از دیگری قابل تنظیم و اعمال انواع تحریک است. پارامترهای مختلف تحریک نظیر شدت جریان، زمان و فرکانس قابل تنظیم است. شدت جریان خروجی این دستگاه ۰/۱ تا ۲ میلی‌آمپر و مدت زمان ارائه تحریک تا ۴۵ دقیقه و فرکانس موج خروجی این دستگاه تا ۲۰۰ هرتز قابل تنظیم است. از دیگر خصوصیات این دستگاه قابلیت نمایش مداوم مقاومت الکترودها برای پیشگیری از سوزش پوست ناشی از افزایش مقاومت است. دستگاه موردنظر قابلیت اعمال تحریک ساختگی را نیز دارد. هم‌چنین مجهز به هشداردهنده صوتی است که در مواقع جداشدن الکترودها از سر، افزایش مقاومت الکترودها، کاهش شارژ باتری و اتمام جلسه به صدا درمی‌آید. این دستگاه مجهز به باتری قابل شارژ (تا هشت ساعت کارکرد مداوم) است. برای تحریک قشر حرکتی از پد ابری با ابعاد ۳/۵ * ۳/۵ سانتیمتر و برای تحریک مخچه ای از پد ابری با ابعاد ۲/۵ * ۲/۵ بر روی الکترودها استفاده خواهد شد .همچنین محلول نمکی جهت خیس کردن پدها مورد استفاده قرار گرفت. در فرآیند ثبت و جمع‌آوری داده‌ها، ابتدا فرآیند الکترودگذاری انجام شد. با توجه با مطالعات و پژوهش‌های انجام شده در این زمینه جریان ۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه بین دو الکترود رسانا برقرارشد .به منظور ایمنی و کنترل عملکرد دستگاه، نظارت مداوم بر جریان خروجی انجام گرفت. انُد در(۳/۵ سانتیمتری) بر روی نقطه f3 در نیمکره راست و کاتُد (۳/۵ سانتیمتری) دربالای حفره چشمی سمت چپ(FP1) قرار گرفت. این آرایش رایج ترین نوع قرارگیری الکترودها جهت تحریک ناحیه قشر شناختی و حرکتی است. در راستای مطالعات قبلی در تکلیف حرکتی پیچیده که نیاز به توجه و کنترل شناختی دارند ، قشر پیش پیشانی خلفی[۳۱] (DLPFC) تنظیم و آماده سازی حرکت را مشخص می کند و در این پژوهش نیز این نقطه مورد تحریک قرار گرفت (50-44). الکترودها با استفاده از استراب‌های فیکس کننده ثابت شد و برای افزایش رسانایی پدها از محلول نمکی استفاده شد.. به منظور ثبت اطلاعات حس حرکت از دستگاه آیزوکنتیک استفاده شد که برای ارزیابی گشتاور عضلانی، دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس است که در مراکز تحقیقاتی برای اندازه گیری گشتاور ایزومتریک، ایزوکینتیک و

ایزوکینتیک عضلات اندام فوقانی و تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرد، که دارای ابزار اندازه گیری گشتاور عضلات مفاصل اندام تحتانی و

شکل-تصاویر مربوط به مداخله خستگی عضلانی و ذهنی

فوقانی است، که در مطالعات مختلف روایی و پایایی آن مورد ارزیابی قرار گرفته است (۵۱-۵۳).

روش اجرا

شرح اجرای این مطالعه این‌گونه بود که فرآیند پیش‌آزمون پس از کالیبره کردن دستگاه ها شروع شد. در این مرحله شرکت‌کنندگان در آزمون تخمین زاویه مفصل زانو در دستگاه آیزوکنتیک جهت ثبت داده حس حرکت(تخمین سه زاویه ۳۰، ۴۵ و ۷۵ درجه) شرکت خواهند کرد. لازم به ذکر است که شرح اجرا و نحوه تکمیل آزمون موردنظر به شرکت‌کننده داده شد، با این‌وجود همان‌گونه که اشاره شد، جلسات تحریک برای هر یک از آزمودنی‌ها به‌صورت کاملاً تصادفی انتخاب شد و هر یک از آزمودنی‌ها از نوع دریافت مداخله (خستگی با و بدون تحریک) بی‌اطلاع بودند. پس از آن شرکت‌کنندگان تحت مداخله مورد نظر (خستگی عضلانی / ذهنی) قرار گرفتند. و یک هفته بعد گروهی که خستگی عضلانی داشته، مداخله خستگی ذهنی را دریافت کرد و گروهی که خستگی ذهنی داشته، خستگی عضلانی دریافت کرد و بلافاصله آزمون متغیر وابسته انجام شد.

در مداخلهٔ خستگی ذهنی، ابتدا پرسشنامه مقیاس آنالوگ بینایی برای سنجش خستگی ذهنی را تکمیل کرده و سپس آزمون تکلیف استروپ[۳۲] را جهت ایجاد

خستگی ذهنی، ۶۰ دقیقه اجرا کردند. با توجه به این‌که در پژوهش‌های گذشته مدت زمان‌های متفاوتی (۹۰-۳۰ دقیقه) برای ایجاد خستگی ذهنی استفاده شده است (۵۴-۵۶)، بنابراین با توجه به مکاتبات و بررسی پژوهش‌های گذشته، در این پژوهش به مدت ۶۰ دقیقه از تکلیف اصلاح شده نامتجانس استروپ که شامل رنگ واژه و معنی واژه می‌باشد استفاده شد. این تکلیف شامل واژه‌های رنگی (سبز، آبی، قرمز، زرد) می‌باشد که با رنگ نامتجانس روی صفحه نمایش داده می‌شوند (مثلاً کلمه "سبز" به رنگ آبی). شرکت‌کنندگان باید یکی از چهار دکمه رنگی را روی صفحه کلید فشار دهند (سبز، آبی، قرمز، زرد) که آن دکمه پاسخ صحیح مربوط به رنگ روی صفحه نمایش است (مثلاً برای واژه "سبز" به رنگ آبی، آن‌ها باید دکمه آبی را فشار دهند. با این حال، برای واژه‌هایی که به رنگ قرمز ظاهر می‌شوند، شرکت‌کنندگان مجبور بودند دستورالعمل‌های قبلی را نادیده بگیرند و دکمه مربوط به واژه نوشته شده را فشار دهند (به عنوان مثال، برای واژه "زرد" به رنگ قرمز، آن‌ها باید دکمه زرد را فشار دهند). شرکت‌کنندگان باید هرچه سریع‌تر و با سرعت پاسخ می‌دادند. ۲۰ کوشش آزمایشی قبل از شروع تکلیف خستگی ذهنی انجام شد تا اطمینان حاصل شود که شرکت‌کنندگان دستورالعمل‌ها را به درستی درک کرده‌اند (۴۷). بعد ازآن بلافاصله پرسشنامه ۱۰ آیتمی خستگی ذهنی (VAS) را به مدت یک دقیقه

پاسخ دادند و بلافاصله آزمون تخمین زاویه مفصل زانو جهت ارزیابی حس وضعیت انجام شد.

۲شکل-تصاویر مربوط به دستگاه tDCs و تخمین زاویه مفصل زانو

در مداخله خستگی عضلانی، با استفاده از دوچرخه کار سنج مونارک (Monark Ergomedic 839- Sweden) پس از تنظیم ارتفاع زین و فرمان برای مطابقت با طول پاها و بازوهای هر فرد (ارتفاع دوچرخه سواری راحت)، آزمودنی‌ها با گرم کردن ۱۰ دقیقه‌ای شروع کردند که شامل دوچرخه‌سواری سبک و به‌دنبال آن یک پروتکل صعودی بود به طوری‌که شروع از ۱۰۰ وات، با اضافه بار به میزان ۱۵ وات در هر دقیقه افزایش می‌یافت. آزمودنی از یک فرکانس‌سنج پدالی برای حفظ سرعت بین ۷۵ و ۸۰ دور در دقیقه استفاده می‌کرد. تشویق کلامی به جهت انگیزه دادن به آزمودنی‌ها برای حداکثر بازده در طول پروتکل ارائه شد. خاتمه پروتکل : (۱) داوطلبانه توسط آزمودنی، (۲) زمانی که سرعت رکاب زدن نمی‌توانست روی ۷۵ دور دقیقه نگه داشته شود (۲۴). ابتدا ۱۰ دقیقه به‌منظور گرم کردن بدون مقاومت انجام و سپس حداکثر انقباض ارادی اکستنشن زانو (چهارسر ران) و فلکشن (همسترینگ) در طول انقباضات ایزومتریک قبل و بعد از پروتکل خستگی عضلانی جهت مقایسه و تایید اثر خستگی عضلانی انجام شد (۲۴). با بازو دینامومتر به مچ پا آزمودنی، ۵ سانتی متر بالاتر از قوزک پای راست اندازه گیری شد. آزمودنی روی یک صندلی قابل تنظیم با لگن و زانو در حالت خمیدگی ۹۰ و مچ پا

در وضعیت خنثی نشسته بود. کمربندهایی در اطراف باسن و سینه آزمودنی اعمال شد. بازخورد بینایی نیروی تولید شده روی صفحه‌ای که ۵۰ سانتی‌متر جلوتر از شرکت کننده قرار گرفته بود، ارائه شد. از آزمودنی خواسته شد تا سه انقباض حداکثر برای هر دو اکستنشن و فلکشن زانو (به مدت ۵ ثانیه) با ۲ دقیقه استراحت بین هر انقباض انجام دهد. تشویق کلامی برای تشویق حداکثر تلاش ارائه شد و بالاترین مقدار سه تلاش به عنوان حداکثر انقباض ارادی تعریف شد. پس از مداخله خستگی عضلانی هم بلافاصله آزمون تخمین زاویه مفصل زانو جهت ارزیابی حس وضعیت زانو انجام شد.

لازم به ذکراست که طرح پژوهشی به طور کلی شامل ۴ جلسه بود که ۲ جلسه آن بدون تحریک tDCs و دو جلسه دیگز با تحریک همراه بود. به این صورت که بلافاصله بعد از مداخلات خستگی ابتدا تحریک tDCs انجام شد سپس آزمون تخمین زاویه مفصل زانو انجام و ثبت گردید. اطلاعات به دست آمده با استفاده از نرم افزار آماری مورد تحلیل قرار گرفت.

تحلیل آماری

تحلیل آماری داده‌های تحقیق با استفاده از روش آمار توصیفی، میانگین و انحراف معیار و روش‌های آمار استنباطی آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر جهت مقایسه تغییرات قبل و بعد برنامه‌های مداخله‌ای در

گروه و همچنین جهت مقایسه تغییرات استفاده گردید. سطح معناداری آزمون‌ها P≤۰/۵ در نظر گرفته شد.

ملاحظات اخلاقی

در ابتدای پژوهش، شرکت‌کنندگان پس از شنیدن توضیحات لازم و کافی در رابطه با شیوهٔ اجرای آن، مدت زمان و اهداف پژوهش، رضایت‌نامه کتبی مبنی بر آمادگی حضور در این طرح پژوهشی را زیر نظر پژوشگر و مسئولین مربوطه امضاء کردند. این طرح پژوهش در کمیته اخلاق مورد بررسی قرار گرفته و با کد IR.SBU.REC.1400.163 تایید و مصوب گردید.

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف آماری داده‌ها و در بخش استنباطی به منظور بررسی توزیع طبیعی داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. به منظور بررسی تجانس واریانس‌ها از آزمون لون و به منظور بررسی انتخاب تصادفی شرکت کنندگان از آزمون تی مستقل در مرحله پیش‌آزمون استفاده شد.

جدول ۱. آزمون t مستقل شرکت کنندگان در پیش‌آزمون

گروه group	گروه آزمایش Experiment group	T	سطح معنی داری sig
تعدادشرکت کنندگان	۱۴	۰/۶۷۹	۰/۶۰

همانطور که مشاهده می‌گردد، بین شرکت کنندگان در پیش آزمون هیچ تفاوت معناداری مشاهده نمی‌گردد.

نتایج تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر با برقراری مفروضه کرویت برای مؤلفه‌های جستجوی بینایی و کارکردهای توجه در جدول ۳ ارائه‌شده است.

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار تخمین زاویه مفصل زانو در مراحل پیش آزمون و پس آزمون(خستگی ذهنی و عضلانی بدون تحریک tDCs)

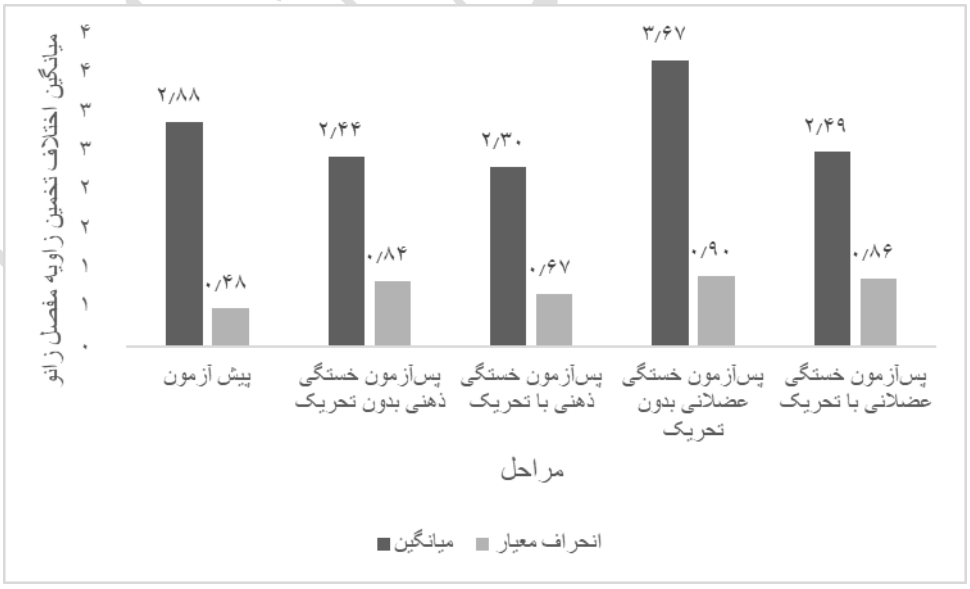
متغیرها variable	مرحله				
	پیش‌آزمون Pre test	پس‌آزمون(خستگی ذهنی بدون تحریک) posttest mental fatigue	پس‌آزمون(خستگی ذهنی با تحریک) posttest mental fatigue	پس‌آزمون(خستگی عضلانی بدون تحریک) posttest muscle fatigue	پس‌آزمون(خستگی عضلانی با تحریک) posttest muscle fatigue
تخمین زاویه	۲/۸±۰/۴۸	۰/۸۴±۴۴/۲	۲/۳۰±۰/۶۷	۳/۶۷±۰/۹۰	۲/۴۹±۰/۸۶

باتوجه به تفاوت میانگین در مراحل پیش آزمون و پس آزمون، بین شرایط خستگی ذهنی و عضلانی با و بدون تحریک tDCs بر تخمین راویه مفصل زانو تفاوت معنادار وجود دارد.

نتایج آزمون شاپیروولیک نشان داد توزیع تمام داده‌های مورد اندازه‌گیری، در هر دو گروه به صورت طبیعی بوده است. به‌طوری‌که طبق نتایج آزمون شاپیروویلک در پیش‌آزمون آمارهٔ آزمون برای متغیرهای تحقیق ۰,۹۱۳ و سطح معناداری sig=۰.۰۰۴ و پس‌آزمون در شرایط خستگی ذهنی آمارهٔ آزمون ۰,۸۹۴ و سطح معناداری sig=۰,۰۹۳ و پس‌آزمون در شرایط خستگی عضلانی آمارهٔ آزمون ۰,۹۲۸ و سطح معناداری sig=۰,۰۳۳ نشان داد.

جدول ۳. مقایسه دوبه‌دوی درون‌گروهی تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر مربوط به مداخله خستگی عضلانی و ذهنی با و بدون تحریک

متغیر Variable	مجموع مجذورها Sum of squares	df	F	P	مربع اتا Eta Squared



۱شکل–مقایسه میانگین و انحزاف معیار مراحل

پس‌آزمون(خستگی ذهنی بدون تحریک) * پس‌آزمون(خستگی ذهنی با تحریک)	۱/۷۶	۱	۵/۳۸	*۰/۰۳۷	۰/۲۹۳
پس‌آزمون(خستگی عضلانی بدون تحریک) * پس‌آزمون(خستگی عضلانی با تحریک)	۱/۵۴	۱	۳/۴۲	۰/۰۸۷	۰/۲۰۸

نتایج پژوهش نشان داد که اثر اصلی تحریک tDCs، در شرایط خستگی ذهنی با تحریک، در مقایسه با شرایط خستگی ذهنی بدون تحریک tDCs(P=۰/۰۳۷) معنادار است. همان‌طور که در جدول ۳ دیده می‌شود، بر اساس نتایج حاصل از میانگین‌ها تفاوت معناداری را بین شرایط با و بدون تحریک در دو شرایط خستگی عضلانی و ذهنی نشان داد. اما در مقایسه دو شرایط خستگی عضلانی و ذهنی با تحریک، تفاوت معنادار(P=۰/۱۹) دیده نشد.

نسخه پیش از انتشار

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی تاثیر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای در شرایط خستگی عضلانی و ذهنی بر حس وضعیت مفصل زانو بود. نتایج نشان داد که که تحریک tDCS در ناحیه قشر پیش‌پیشانی جانبی خلفی باعث بهبود شرایط خستگی عضلانی و ذهنی شده است. به طور کلی نتایج نشان داد که در شرایط خستگی ذهنی بین حالت تحریک و عدم تحریک تفاوت معناداری وجود دارد. اما تفاوت معناداری بین شرایط خستگی عضلانی و ذهنی با تحریک به دست نیامد. این نتایج نشان می‌دهد که تحریک آندال باعث بهبود شرایط خستگی شده است. این یافته‌ها از حمایت تحقیقاتی برخوردار است و با نتایج پژوهش‌های دیویس و اسمیت (۲۰۱۹)، مک اینتایر و همکاران (۲۰۱۷)، داکری و همکاران (۲۰۰۹) و هاینزه و همکاران (۲۰۱۴) همسو می‌باشد (۳۴, ۵۷–۵۹).

نتایج این پژوهش نشان داد که خستگی باعث اثر منفی بر تخمین زاویه مفصل زانو(حس وضعیت) شد. شواهد زیادی وجود دارد مبنی‌بر اینکه خستگی ناشی از تلاش ذهنی مداوم، تأثیرات متعددی بر مکانیسم‌های شناختی و عملکرد حرکتی دارد (۲۷, ۶۰). به نظر می‌رسد منبع اصلی این تأثیرات تضعیف کنترل از بالا به پایین بر پردازش خودکارتر است. کنترل بالا به پایین به‌صورت ارادی در برنامه‌ریزی رفتار هدف محور و حل بازداری درگیر می‌شود. چنین ناکارآمدی کنترل و مکانیسم‌های آماده‌سازی معمولاً منجر به پردازش ضعیف و محرک محورتر می‌شود (۲۷, ۶۱, ۶۲). رایج‌ترین نشانه‌های رفتاری این اثرات، زمان عکس‌العمل طولانی‌تر، افزایش میزان خطا و همچنین مشکل در نادیده گرفتن محرک‌های مزاحم است.

برخی مطالعات با هدف بررسی فرآیندهای زیربنایی اثر خستگی بر نتیجه و نحوه اجرای حرکات، فعالیت الکتریکی عضلات [xxxiii]، خصوصیات کینماتیک [xxxiv] و کینتیک [xxxv] حرکات را بررسی کرده‌اند. نتایج این مطالعات نشان داده‌اند که در شرایط خستگی عضلانی، نه تنها نقطهٔ اوج فعالیت عضله (۶۳)، بلکه دقت و سرعت اجرا (۶۱) تغییر می‌کند. باتوجه به نتایج این مطالعه خستگی اثر منفی بر حس وضعیت مفصل زانو داشته است که می‌توان به تفاوت پردازش کنترلی و مکانیسم خستگی عضلانی و ذهنی اشاره کرد که طبق مطالعات در زمینهٔ خستگی، بین خستگی به‌عنوان یک پدیدهٔ شناختی [xxxvi] و خستگی به‌عنوان یک پدیدهٔ عصبی–عضلانی [xxxvii] تمایز قائل شده‌اند (۸, ۳۶, ۶۴). خستگی عضلانی به‌صورت عمومی به‌عنوان کاهش توانایی عضلات در تولید نیروی مطلوب تعریف می‌شود که در نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی روی می‌دهد (۶۵). طبق نظریهٔ سیستم‌های پویا و نقش تکلیف، محیط یا فرد که در تعامل با تغییرات لحظه‌ای می‌باشد و در این مطالعه خستگی عضلانی و ذهنی به‌عنوان یک قید در نظریهٔ قیود نیوول باعث اثر معنادار بر تخمین زاویه مفصل زانو به‌عنوان سیستم پردازشی سطح بالا و پایین شد، بنابراین می‌توان از بعد بنیادی و نظریات برنامه حرکتی تعمیم یافته که بر سیستم عصبی به‌عنوان نقش اصلی در عملکرد اشاره دارد و نظریهٔ سیستم‌های پویا که عوامل محیطی و فردی و تکلیف را موثر بر عملکرد می‌دانند اشاره کرد (۶۶). هم‌چنین با توجه به اینکه خستگی ذهنی با کاهش انگیزش و افزایش بی‌حوصلگی همراه است بنابراین با کاهش انگیزش میزان ترشح دوپامین کمتر شده و توجه فرد کاهش‌یافته و میزان پردازش مغزی کم می‌شود (۶۷). که در پژوهش حاضر هم خستگی ذهنی باعث افزایش خطا در تخمین زاویه شده است. هم‌چنین خستگی عضلانی با سیستم پردازشی پایین به بالا و به‌عنوان قیود نظریهٔ سیستم های پویا تاثیر معناداری بر ارزیابی تخمین زاویه داشت. از طرفی طبق طرحوارهٔ شناختی داشتن تجربه قبلی یک تکلیف مشخص بار شناختی اعمال‌شده به‌وسیله آن تکلیف را کاهش داده، و ظرفیت بیشتری را برای سایر پردازش‌ها فراهم می‌کند. بنابراین، وقتی یک تکلیف یا جنبه‌ای از تکلیف به‌طور مکرر تمرین می‌شود (برای مثال، با افزایش خبرگی)، طرحواره شناختی خودکار شده، و نیازی به پردازش کنترل‌شده طولانی نیست (اشنایدر ۱۹۷۷)، که نشان‌دهنده منابع حافظه کاری آزاد بیشتر است. به‌طور خلاصه، دانش قبلی یا خبرگی باعث کارایی بیشتر پردازش می‌شود. با توجه به نتایج که همین تفاوت مسیر پردازشی به عنوان یک چالش با نتیجه پژوهش حاضر مطرح است، که نیاز به پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

داکری و همکاران (۲۰۰۹) در پژوهش خود اثربخشی تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز را بر بهبود دقت عملکرد نشان دادند (۵۸). هاینزه و همکاران (۲۰۱۴) نیز در تحقیقات خود اثربخشی تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای را بر بهبود توانایی برنامه‌ریزی و حل مسئله

نشان دادند (۳۴). نتایج این پژوهش‌ها مبنی بر اثربخشی تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز بر عملکرد و کارکردهای شناختی با پژوهش حاضر همسو بود.

از سوی دیگر در پژوهش حاضر مشخص شد که تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز حس وضعیت و تخمین زاویه در شرایط خستگی ارتقا می‌دهد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که اثر بخشی تحریک الکتریکی بر خستگی ذهنی نسبت به شرایط خستگی عضلانی معنادار بوده است، که می‌توان به تفاوت پردازش کنترلی و مکانیسم آن اشاره کرد. این نتایج با یافته‌های کافمن و همکاران (۲۰۱۲) لایت و همکاران (۲۰۱۱) همسو است (۶۸, ۶۹).

کافمن و همکاران (۲۰۱۲) در پژوهش خود نشان دادند که تحریک آندال با شدت ۲ میلی آمپر به مدت ۲۰ دقیقه باعث بهبود شناسایی هدف می‌شود، اما شدت یک میلی‌آمپر اثر محسوسی ندارد (۶۹). از آنجا که در پژوهش حاضر تحریک با شدت ۲ میلی‌آمپر اثربخش بود، می‌تواند تأیید کننده یافته‌های کافمن و همکاران (۲۰۱۲) باشد. هر چند مطالعه کافمن و همکاران (۲۰۱۲) تفاوت‌هایی به لحاظ روش-شناسی با پژوهش حاضر دارد. برای مثال مطالعه کافمن تحریک آندال را در ناحیه پایینی قشر پیشانی سمت راست انجام داده است، اما در مطالعه حاضر ناحیه قشر پیش‌پیشانی جانبی خلفی تحریک شده است.

این نتایج از جهت تأثیر موفق تحریک با یافته‌های پژوهش حاضر همسو است. البته باید در نظر داشت که تفاوت‌های روش‌شناختی ممکن است در مقایسه این مطالعه با یافته‌های تحقیق حاضر مطرح باشد. برای مثال مطالعه لایت و همکاران (۲۰۱۱) با شدت یک میلی‌آمپر به مدت ۱۵ دقیقه انجام شده است و ناحیه تحریک نیز قشر پس‌سری و منطقه CZ بوده است، که از این جهت با پژوهش حاضر تفاوت دارد. به علاوه، شرکت‌کنندگان این دو مطالعه نیز متفاوت بودند.

بنابراین، این امکان وجود دارد که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای آندال فعالیت را در مناطق خاص مغز، یعنی قشر پیش‌پیشانی جانبی خلفی، که ممکن است عملکردهای شناختی را که از ادراک و رمزگذاری پشتیبانی می‌کند، تسهیل نموده و منجر به دقت بیشتر در عملکرد شود اما در شرایط خستگی عضلانی با توجه به مسیر پردازشی متفاوت صدق نکند.

همچنین در ادامه تبیین یافته‌های حاضر می‌توان گفت که دلیل کاهش خطا تخمین زاویه در شرایط خستگی به دنبال تحریک الکتریکی فراجمجه‌ای مغز در پژوهش حاضر، ممکن است تحریک پذیری کورتکسی مربوط باشد؛ به این ترتیب که تحریک آندال با دپلاریزه کردن نورونی، موجب تغییر در استراحت نورونی شده و تحریک‌پذیری کورتکسی قشر پیش‌پیشانی جانبی خلفی چپ را افزایش می‌دهد (۷۰).

افزایش تحریک‌پذیری سطحی در کرتکس پیش پیشانی موجب افزایش در رهاسازی دوپامین شده که خود موجب بهبود عملکرد می‌شود. ممکن است تحریک دوپامینرژیک برای حفظ فعالیت کرتکس پیش پیشانی برای فرایندهای شناختی و عملکردی ضروری باشد.(۷۱)

بنابراین از آنجا که تأثیر مثبت تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز بر مؤلفه خستگی ذهنی که در پژوهش حاضر تأیید شد، از حمایت‌های پژوهشی دیگر نیز برخوردار است، می‌توان بر کاربردی بودن، این مداخلات شناختی برای مربیان و ورزشکاران تأکید نمود و با استفاده از آنها، در مسیر، شکل‌دهی پردازش و فرایندهای شناختی و عملکردی صحیح و با دقت، قدم برداشت. به‌ویژه آنکه مربیان هنگام انجام وظیفه، لازم است تلاش کنند توجه خود را روی موضوع خستگی متمرکز نمایند.

لذا می‌توان در خصوص ارزش یافته‌های پژوهش حاضر گفت که فرضیات ابتدایی که آیا تفاوتی بین خستگی عضلانی و خستگی ذهنی بعنوان نماینده های نظریه های مختلف در کنترل و یادگیری حرکتی، بعد از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای وجود دارد، بیان کرد که نتایج تحقیق حاضر هم از منظر تئوری می‌تواند دانش پایه ما را در خصوص چگونگی خستگی ذهنی و عضلانی بر حس وضعیت مفصل زانو بسط دهد و هم از نقطه نظر کاربردی می‌تواند خطوط راهنمایی را برای مربیان و افرادی که با تمرینات یا عملکرد مداوم کار می‌کنند ترسیم نماید. باتوجه به ادبیات علوم ورزشی نیاز به تدوین و برنامه‌ریزی صحیح تمرینات بسیار با اهمیت است اما در کنار این نکته، توجه به شرایط خستگی ذهنی و عضلانی ضروری به نظر می‌رسد.

تشکر و قدردانی: نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند که از همه کسانی که در این مطالعه شرکت کردند صمیمانه قدردانی نمایند.

نسخه پیش انتشار

منابع

1. Wright RA, Stewart CC, Barnett BRJIJoP. Mental fatigue influence on effort-related cardiovascular response: Extension across the regulatory (inhibitory)/non-regulatory performance dimension. 2008;69(2):127-33.
2. Davids K, Bennett S, Newell KM. Movement system variability: Human kinetics; 2006.
3. Branscheidt M, Kassavetis P, Anaya M, Rogers D, Huang HD, Lindquist MA, et al. Fatigue induces long-lasting detrimental changes in motor-skill learning. eLife. 2019;8:e40578.
4. Taylor JL. Motor control and motor learning under fatigue conditions. Routledge handbook of motor control and motor learning: Routledge; 2013. p. 358-88.
5. Le Mansec Y, Pageaux B, Nordez A, Dorel S, Jubeau M. Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis. Journal of sports sciences. 2018;36(23):2751-9.
6. Marcora SM, Staiano W, Manning V. Mental fatigue impairs physical performance in humans. Journal of applied physiology. 2009;106(3):857-64.
7. Pageaux B, Lepers RJPibr. The effects of mental fatigue on sport-related performance. 2018;240:291-315.
8. Chaudhuri A, Behan POJTl. Fatigue in neurological disorders. 2004;363(9413):978-88.
9. Smith MR, Marcora SM, Coutts AJ. Mental fatigue impairs intermittent running performance. Med Sci Sports Exerc. 2015;47(8):1682-90.

10. Ackerman PL, Kanfer R. Test length and cognitive fatigue: an empirical examination of effects on performance and test-taker reactions. Journal of Experimental Psychology: Applied. 2009;15(2):163.
11. MacMahon C, Schücker L, Hagemann N, Strauss B. Cognitive fatigue effects on physical performance during running. Journal of Sport and Exercise Psychology. 2014;36(4):375-81.
12. 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. Sports Medicine. 2017;47(8):1569-88.
13. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. The Journal of physiology. 2008;586(1):11-23.
14. Joseph H, Katleen M. Biomechanical basis of human movement. US: Lippincott Williams &Wikins. 2009.
15. Fitts RH. Muscle fatigue: the cellular aspects. The American journal of sports medicine. 1996;24(6_suppl):S9-S13.
16. Arendt-Nielsen L, Sinkjær T. Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyography and kinematic profiles. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1991;1(1):1-8.
17. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JAJJoat. The effects of patellar taping on knee joint proprioception. 2002;37(1):19.
18. Riemann BL, Lephart SMJJoat. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. 2002;37(1):80.
19. Rothwell JC. Control of human voluntary movement: Springer Science & Business Media; 2012.
20. Arami J, Rezasoltani A, Khalkhali Zaavieh M, Rahnama LJJoBUoMS. The effect of two exercise therapy programs (proprioceptive and endurance training) to treat patients with chronic non-specific neck pain. 2012;14(1):77-84.
21. Sajjadi E, Olyaei G, Talebian S, Hadian M, Jalaei S, Mahmoudi R, et al. The effect of muscular fatigue on cervical joint position sense in young and healthy men and women: A preliminary study. 2014;8(1).
22. Zare H, Nahravanian P. The effect of Barkley's attention training and useful sight in children and adult's visual search. Journal of Cognitive Psycholog. 2014;1(1):25-32.
23. Pinsault N, Vuillerme NJS. Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. 2010;35(3):294-7.
24. Hassanlouei H, Falla D, Arendt-Nielsen L, Kersting UGJJoE, Kinesiology. The effect of six weeks endurance training on dynamic muscular control of the knee following fatiguing exercise. 2014;24(5):682-8.
25. Han J, Anson J, Waddington G, Adams RJIJoSS, Coaching. Sport attainment and proprioception. 2014;9(1):159-70.
26. Lephart SM, Myers JB, Bradley JP, Fu FHJATJoA, Surgery R. Shoulder proprioception and function following thermal capsulorraphy. 2002;18(7):770-8.

27. Lin C-H, Lien Y-H, Wang S-F, Tsauo J-YJAjopm, rehabilitation. Hip and knee proprioception in elite, amateur, and novice tennis players. 2006;85(3):216-21.
28. Han J, Waddington G, Anson J, Adams RJJoS, Sport Mi. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. 2015;18(1):77-81.
29. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh SJATJoA, et al. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. 2004;20(4):414-8.
30. Miyaguchi S, Onishi H, Kojima S, Sugawara K, Tsubaki A, Kirimoto H, et al. Corticomotor excitability induced by anodal transcranial direct current stimulation with and without non-exhaustive movement. Brain Research. 2013;1529:83-91.
31. Stone DB, Tesche CD. Transcranial direct current stimulation modulates shifts in global/local attention. Neuroreport. 2009;20(12):1115-9.
32. Weiss M, Lavidor M. When less is more: evidence for a facilitative cathodal tDCS effect in attentional abilities. Journal of cognitive neuroscience. 2012;24(9):1826-33.
33. Antal A, Nitsche MA, Kruse W, Kincses TZ, Hoffmann K-P, Paulus W. Direct current stimulation over V5 enhances visuomotor coordination by improving motion perception in humans. Journal of cognitive neuroscience. 2004;16(4):521-7.
34. Heinze K, Ruh N, Nitschke K, Reis J, Fritsch B, Unterrainer JM, et al. Transcranial direct current stimulation over left and right DLPFC: lateralized effects on planning performance and related eye movements. Biological psychology. 2014;102:130-40.
35. Harbison J, Atkins SM, Dougherty MR, editors. N-back training task performance: Analysis and model. Proceedings of the Annual Meeting of the Cognitive Science Society; 2011.
36. Faber M, Vanneste S, Fregni F, De Ridder DJBs. Top down prefrontal affective modulation of tinnitus with multiple sessions of tDCS of dorsolateral prefrontal cortex. 2012;5(4):492-8.
37. Holgado D, Vadillo MA, Sanabria D. The effects of transcranial direct current stimulation on objective and subjective indexes of exercise performance: A systematic review and meta-analysis. 2018 (1876-4754 (Electronic)).
38. Hatami bahmanbegloo z, Farsi A, Hassanlouie H, Tilp M. Effect of central and peripheral muscle fatigue contribution after ankle submaximal fatiguing contractions on muscle synergies and postural control %J Motor Behavior. 2021:-.
39. Mohammadzadeh S, farsi a, Khosrowabadi R. The Effect of Cognitive Fatigue on the Neural Efficacy of the Executive Control Network among Athletes: Dual Regulation System Model %J Sport Psychology Studies (ie, mutaleat ravanshenasi varzeshi). 2020;8(30):41-56.
40. Alarcón F, Ureña N, Cárdenas DJRdpdd. La fatiga mental deteriora el rendimiento en el tiro libre en baloncesto. 2017;26(1):33-6.
41. 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.

42. Mohsen S, Pourbakht A, Farhadi M, Mahmoudian S. The efficacy and safety of multiple sessions of multisite transcranial random noise stimulation in treating chronic tinnitus. Brazilian journal of otorhinolaryngology. 2019;85(5):628-35.
43. Saadi ZK, Saadat M, Kamali AM, Yahyavi SS, Nami M. Electrophysiological modulation and cognitive-verbal enhancement by multi-session Broca's stimulation: a quantitative EEG transcranial direct current stimulation based investigation. Journal of integrative neuroscience. 2019;18(2):107-15.
44. Beets IA, Gooijers J, Boisgontier MP, Pauwels L, Coxon JP, Wittenberg G, et al. Reduced neural differentiation between feedback conditions after bimanual coordination training with and without augmented visual feedback. 2015;25(7):1958-69.
45. Fujiyama H, Van Soom J, Rens G, Gooijers J, Leunissen I, Levin O, et al. Age-related changes in frontal network structural and functional connectivity in relation to bimanual movement control. 2016;36(6):1808-22.
46. Fuster JMJN. The prefrontal cortex—an update: time is of the essence. 2001;30(2):319-33.
47. Lucci G, Berchicci M, Spinelli D, Di Russo FJN. The motor preparation of directionally incompatible movements. 2014;91:33-42.
48. Miller EK, Cohen JDJAron. An integrative theory of prefrontal cortex function. 2001;24(1):167-202.
49. Pochon J-B, Levy R, Poline J-B, Crozier S, Lehéricy S, Pillon B, et al. The role of dorsolateral prefrontal cortex in the preparation of forthcoming actions: an fMRI study. 2001;11(3):260-6.
50. Rémy F, Wenderoth N, Lipkens K, Swinnen SPJc. Acquisition of a new bimanual coordination pattern modulates the cerebral activations elicited by an intrinsic pattern: an fMRI study. 2008;44(5):482-93.
51. Aydoğ E, Aydoğ ST, Çakci A, Doral MNJKS, Sports Traumatology, Arthroscopy. Reliability of isokinetic ankle inversion-and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. 2004;12(5):478-81.
52. Trutschnigg B, Kilgour RD, Reinglas J, Rosenthall L, Hornby L, Morais JA, et al. Precision and reliability of strength (Jamar vs. Biodex handgrip) and body composition (dual-energy X-ray absorptiometry vs. bioimpedance analysis) measurements in advanced cancer patients. 2008;33(6):1232-9.
53. Tsiros MD, Grimshaw PN, Shield AJ, Buckley JDJJoah. Test-retest reliability of the Biodex System 4 Isokinetic Dynamometer for knee strength assessment in paediatric populations. 2011;40(3):115-9.
54. Behrens M, Mau-Moeller A, Lischke A, Katlun F, Gube M, Zschorlich V, et al. Mental fatigue increases gait variability during dual-task walking in old adults. The Journals of Gerontology: Series A. 2017;73(6):792-7.

55. Duncan MJ, Fowler N, George O, Joyce S, Hankey J. Mental fatigue negatively influences manual dexterity and anticipation timing but not repeated high-intensity exercise performance in trained adults. Research in Sports Medicine. 2015;23(1):1-13.
56. Smith MR, Coutts AJ, Merlini M, Deprez D, Lenoir M, Marcora SM. Mental fatigue impairs soccer-specific physical and technical performance. Medicine and science in sports and exercise. 2016.
57. Davis SE, Smith GA. Transcranial Direct Current Stimulation Use in Warfighting: Benefits, Risks, and Future Prospects. Frontiers in Human Neuroscience. 2019;13(114).
58. Dockery CA, Hueckel-Weng R, Birbaumer N, Plewnia C. Enhancement of planning ability by transcranial direct current stimulation. Journal of Neuroscience. 2009;29(22):7271-7.
59. McIntire L, McKinley R, Nelson J, Goodyear C. Transcranial direct current stimulation (tDCS) interferes with cognitive bias mitigation learning. Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation. 2017;10(2):354.
60. Boksem MA, Tops MJBrr. Mental fatigue: costs and benefits. 2008;59(1):125-39.
61. Le Mansec Y, Pageaux B, Nordez A, Dorel S, Jubeau MJJoss. Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis. 2018;36(23):2751-9.
62. Lorist MM, Klein M, Nieuwenhuis S, De Jong R, Mulder G, Meijman TFJP. Mental fatigue and task control: planning and preparation. 2000;37(5):614-25.
63. Huysmans M, Hoozemans M, Van der Beek A, De Looze M, Van Dieën JJJoE, Kinesiology. Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. 2008;18(3):410-9.
64. Branscheidt M, Kassavetis P, Anaya M, Rogers D, Huang HD, Lindquist MA, et al. Fatigue induces long-lasting detrimental changes in motor-skill learning. 2019;8:e40578.
65. Enoka RM, Baudry S, Rudroff T, Farina D, Klass M, Duchateau JJJoe, et al. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. 2011;21(2):208-19.
66. Magill R, Anderson D. Motor learning and control: McGraw-Hill Publishing New York; 2010.
67. Murphy PR, Robertson IH, Balsters JH, O'connell RGJP. Pupillometry and P3 index the locus coeruleus–noradrenergic arousal function in humans. 2011;48(11):1532-43.
68. Leite J, Carvalho S, Fregni F, Gonçalves Ó F. Task-specific effects of tDCS-induced cortical excitability changes on cognitive and motor sequence set shifting performance. PloS one. 2011;6(9):e24140.
69. Coffman BA, Trumbo MC, Flores RA, Garcia CM, van der Merwe AJ, Wassermann EM, et al. Impact of tDCS on performance and learning of target detection: Interaction with stimulus characteristics and experimental design. Neuropsychologia. 2012;50(7):1594-602.
70. Marshall L. Bifrontal transcranial direct current stimulation slows reaction time in a working memory task. BMC neuroscience. 2015;6(1):23-.
71. Boggio PS, Ferrucci R, Rigonatti SP, Covre P, Nitsche M, Pascual-Leone A, et al. Effects of transcranial direct current stimulation on working memory in patients with Parkinson's disease. Journal of the Neurological Sciences. 2006;249(1):31-8.

[2] .State Space
[3]. Organism
[4]. Task
[5]. Environment
[6]. Cognitive
[7]. Neuromuscular
[8] Pageaux
[9] Chaudhuri
[10]. Peripheral
[11]. Central
[12] Position Sense
[13] Movement Sense
[14] Joint Position Sense
[15] Kinesthesia
[16] Force Sense
[17] Centeral Processing
[18] Motor Output
[19] Perception

[25] Transcranial Direct Current Stimulation
[26] Neuristim
[27] Transcranial Alternating Current Stimulation
[28] Transcranial Pulsed Current Stimulation
[29] Oscillatory Transcranial Direct Stimulation
[30] Transcranial Random Noise Stimulation
[31] Dorsolateral prefrontal cortex
[32] Stroop
[xxxiii]. Electromyography
[xxxiv]. kinematics
[xxxv]. Kinetics
[xxxvi]. Cognitive

نسخه پیش از انتشار