



Original Article

**Effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) in Muscle and Mental Fatigue Conditions on Proprioception of Knee Joint Position**

Arezou Tahan<sup>1</sup> , Alireza Farsi<sup>2\*</sup> 

1. PhD., Student, Department of Cognitive and Behavioral Sciences and Technology in Sport, Faculty of Sport and Health Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
2. Professor, Department of Cognitive and Behavioral Sciences and Technology in Sport, Faculty of Sport and Health Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

Received: 01/12/2020, Revised: 15/02/2022, Accepted: 06/04/2022

**Abstract**

**Purpose:** This study aimed to assess the proprioception of knee joint status under conditions of muscle and mental fatigue through transcranial direct current stimulation (tdcs).

**Methods:** The research design was a quasi-experimental study, with a statistical population of 14 male students (mean age  $24.07 \pm 3.8$ ) selected through purposive sampling. Participants underwent tDCS twice after experiencing fatigue conditions, with direct electrical stimulation applied in anodal and sham modes. Proprioception of knee joint angle was measured using an isokinetic device. Data analysis was conducted using the repeated measures ANOVA and t tests ( $P < 0.05$ ).

**Results:** Analysis using repeated measures ANOVA revealed a significant effect of direct electrical brain stimulation on knee proprioception under mental fatigue conditions ( $P = 0.037$ ). Additionally, a comparison of anodal and sham stimulation showed that anodal stimulation was more effective ( $P = 0.19$ ).

**Conclusion:** Our results showed that the tDCS anodal stimulation may serve as a valuable adjunct intervention to enhance knee proprioception under conditions of mental fatigue.

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

\* Corresponding Author: Alireza Farsi, E-mail: [a\\_farsi@sbu.ac.ir](mailto:a_farsi@sbu.ac.ir)

**How to Cite:** Tahan, A., Farsi, A. The effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCs) in muscle and mental fatigue conditions on the proprioception of knee joint position. *Sports Psychology*, 2025; 17(1): 1-25. In Persian



**Copyright:** © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## **Extended Abstract Background and Purpose**

Fatigue is an accumulative and gradual process associated with a lack of motivation, decreased efficiency, alertness, and disruption in mental performance, which can manifest as physical or mental fatigue. It is often considered a defence mechanism to prevent harm to the body, but it is a concerning issue for athletes and sports coaches. There are incomplete discussions about the definition of fatigue, its causes, effects on performance, differences in types, methods of measurement, and the best ways to overcome fatigue and improve performance.

Due to the complexity of fatigue mechanisms, scientists have not provided a unified definition. Researchers define fatigue as a state caused by mental or physical pressure, illness, or decreased muscle efficiency after prolonged activity. Mental fatigue arises from increased mental fatigue levels or decreased cognitive performance after long periods of cognitive activity. This acute fatigue is different from chronic fatigue and cognitive impairment related to aging or illness. Tasks causing mental fatigue negatively impact cognitive performance, leading some to suggest using "cognitive fatigue" instead of mental fatigue. The importance of fatigue in motor and cognitive skill execution, its impact on performance, and conflicting findings on its effects necessitate a study to compare mental fatigue with muscle fatigue on proprioception. By comparing the effects of both variables, researchers can address their influence on position sense performance. The main question is whether there is a difference

between muscle and mental fatigue in motor control and learning theories, and if so, which type has a greater impact on position sense after tDCS intervention. These findings can have various interpretations, making it essential to investigate the effect of tDCS on the DLPFC in muscle and mental fatigue conditions on knee joint position sense.

## **Materials and Methods**

The present study is semi-experimental research with a pre-test post-test design. The sample size was determined to be 14 individuals (aged 20 to 30) based on previous similar studies and using G\*Power software with an effect size of 0.45, statistical power of 95%, and a significance level of 0.05. Inclusion criteria included having physical and mental health, engaging in physical activity at least 3 days a week, and having no neurological diseases or physical conditions based on self-report and medical records. Participants were required to abstain from any mental activity that could cause mental stress, fatigue, or mood changes 24 hours before the experiment. They volunteered and participated in the study voluntarily and purposefully. The criteria for exiting the study included absence from intervention sessions, consumption of alcohol or interfering drugs, use of psychoactive drugs, lack of sufficient sleep, dissatisfaction, or any pressure due to interventions in the study, history of knee joint injuries or muscle tears in the hip, knee, and ankle joints, and a lack of willingness to cooperate and participate in the study.

In this study, a transcranial electrical stimulation device called Neurostim, produced by Medina Teb Gostar Company and Sina Cognitive Sciences Institute, was used for brain stimulation. The study procedure began with calibrating the devices. In this phase, participants estimated the knee joint angle on the isokinetic device to record movement sensation data (estimating three angles: 30, 45, and 75 degrees). It is worth mentioning that the participants were unaware of the type of intervention (fatigue with or without stimulation) as the intervention sessions were randomly selected for each participant. Subsequently, participants underwent the intended intervention (muscle / mental fatigue). A week later, the group experiencing muscle fatigue received mental fatigue intervention, and the group experiencing mental fatigue received muscle fatigue intervention. Immediately after, the dependent variable test was conducted.

In the mental fatigue intervention, participants first completed an analog visual fatigue scale questionnaire to assess mental fatigue and then performed the Stroop task for 60 minutes to induce mental fatigue. Previous studies have used different durations (90-30 minutes) to induce mental fatigue, so in this study, a modified 60-minute incongruent Stroop task involving color and word meanings was used. Participants were presented with colored words (green, blue, red, yellow) displayed in an incongruent color (e.g., the word "green" in blue color). Participants had to press one of the four colored buttons on the keyboard (green, blue, red, yellow) corresponding to the color displayed on the screen (e.g., for the word "green" in blue color, they had to press the

blue button). However, for words displayed in red, participants had to ignore previous instructions and press the button corresponding to the written word (e.g., for the word "yellow" in red, they had to press the yellow button). Participants had to respond as quickly as possible. Twenty practice trials were conducted before starting the mental fatigue task to ensure that participants understood the instructions. Afterward, participants immediately answered a 10-item mental fatigue questionnaire (VAS) for one minute, followed by the knee joint angle estimation test to assess the sensation of the knee position.

In the muscle fatigue intervention, participants used a Monark cycle ergometer after adjusting the seat and handlebar height to match the length of their legs and arms (comfortable cycling height). Participants started with a 10-minute warm-up, followed by a light cycling session and then an incremental protocol starting at 100 watts, increasing by 15 watts per minute. A pedal frequency meter was used to maintain a speed between 75 and 80 revolutions per minute. Verbal encouragement was provided to motivate participants for maximum performance during the protocol. The protocol ended when: (1) voluntarily terminated by the participant, (2) the pedalling speed could not be maintained at 75 revolutions per minute. Initially, a 10-minute warm-up without resistance was performed, and then maximum voluntary contractions of knee extension and flexion were measured before and after the muscle fatigue protocol to compare and confirm the effect of muscle fatigue. The ankle of the participant was measured with a dynamometer, 5 cm above the

right ankle joint. The participant was seated on an adjustable chair with hips and knees at a 90-degree angle and the ankle in a neutral position. Belts were applied around the participant's hips and chest. Visual feedback of the force produced was provided on a screen placed 50 cm in front of the participant. Participants were asked to perform three maximum contractions for both knee extension and flexion (for 5 seconds each) with a 2-minute rest between each contraction. Verbal encouragement was provided to encourage maximum effort, and the highest of the three efforts was defined as the maximum voluntary contraction. Immediately after the muscle fatigue intervention, the knee joint angle estimation test was conducted to assess the sensation of the knee position.

## Results

Results of the Shapiro-Wilk test showed that the distribution of all measured data in both groups was normal. According to the results of the Shapiro-Wilk test in the pre-test, the test statistic for the research variables was 0.913 with a significance level of 0.004=sig. In the post-test under mental fatigue conditions, the test statistic was 0.894 with a significance level of 0.093=sig, and in the post-test under muscle fatigue conditions, the test statistic was 0.928 with a significance level of 0.033=sig. The research results indicated that the main effect of tDCS stimulation under mental fatigue conditions with stimulation was significant compared to mental fatigue conditions without stimulation ( $p=0.037$ ). Based on the results obtained from the means, a significant difference was shown between conditions with and without stimulation in both muscle and

mental fatigue conditions. However, in comparing the two conditions of muscle and mental fatigue with stimulation, no significant difference ( $p=0.19$ ) was observed.

## Conclusion

The aim of this research was to investigate the impact of transcranial direct current stimulation on muscle and mental fatigue in knee joint proprioception. The results indicated that tDCS stimulation in the lateral prefrontal cortex area improved both muscle and mental fatigue conditions. Overall, there was a significant difference between stimulated and non-stimulated conditions under mental fatigue. However, no significant difference was found between muscle and mental fatigue conditions with stimulation. These results suggest that anodal stimulation improved fatigue conditions.

Furthermore, based on the findings, it can be said that the reduced angular estimation errors under fatigue conditions following transcranial electrical stimulation in this study may be related to cortical excitability. Anodal stimulation depolarizes neurons, leading to changes in neuronal resting state and increased excitability in the lateral posterior prefrontal cortex on the left side. Increased excitability in the prefrontal cortex results in increased dopamine release, which improves performance. Dopaminergic stimulation is crucial for maintaining prefrontal cortex activity for cognitive and essential functions. Therefore, considering the positive impact of transcranial electrical stimulation on mental fatigue, as confirmed in this study, further research support is necessary. The practical

applicability of these cognitive interventions for coaches and athletes should be emphasized. Coaches need to focus on fatigue issues during tasks.

In conclusion, the initial assumptions regarding the differences between muscle and mental fatigue as representatives of various theories in motor control and learning, after transcranial electrical stimulation, have been confirmed. The results of this study can expand our basic knowledge of mental and muscle fatigue on knee joint proprioception and provide practical guidelines for coaches and individuals engaged in regular exercise or performance. Proper planning and programming of exercises are crucial in sports science literature, but attention to mental and muscle fatigue conditions is also essential.

### **Compliance with ethical guidelines**

The research plan was prepared based on the Declaration of Helsinki and was approved by the Shahid Beheshti University's Ethics Committee and the Human Research Review Board with No: IR.SBU.REC.1400.163.

### **Funding**

This study received no funding from public, commercial, or non-profit organizations.

### **Authors' Contributions**

All authors participated in designing, implementing, and writing all parts of the present study.

### **Conflicts of Interest**

The authors declared no conflict of interest.



نوع مقاله: پژوهشی

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

آرزو طحان<sup>۱</sup>، علیرضا فارسی<sup>۲\*</sup>

۱. دانشجوی دکتری، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران.

۲. استاد گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۸/۱۰، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۰/۱۱/۲۶، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۱/۲۷

چکیده

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

**روش‌ها:** طرح پژوهش از نوع مطالعات نیمه‌آزمایشی و جامعه آماری با تعداد ۱۴ نفر از دانشجویان پسر (با میانگین سنی  $24/07 \pm 3/81$ ) 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 آیزوکتیک بود.

**یافته‌ها:** نتایج بررسی فرضیه‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه مکرر نشان داد که تحریک الکتریکی مستقیم مغز بر حس وضعیت مفصل زانو در شرایط خستگی ذهنی تاثیر معناداری ( $P=0/037$ ) نسبت به شرایط خستگی عضلانی ( $P=0/087$ ) 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 ( $P=0/19$ ) 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.

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

\* Corresponding Author: Alireza Farsi, E-mail: [a\\_farsi@sbu.ac.ir](mailto:a_farsi@sbu.ac.ir)

**How to Cite:** Tahan, A., Farsi, A. The effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCs) in muscle and mental fatigue conditions on the proprioception of knee joint position. *Sports Psychology*, 2025; 17(1): 1-25. In Persian



**Copyright:** © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## مقدمه

خستگی فرایندی تجمعی و تدریجی است. با این تصور که با بی میلی برای هرگونه تلاش، کاهش کارایی، هوشیاری و درنهایت اختلال در عملکرد ذهنی همراه است که می تواند 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 می شود با این وجود، برای ورزشکاران و مربیان ورزشی یک موضوع نگران کننده است و بحث های زیاد و ناتمامی در مورد تعریف خستگی، دلایل ایجاد آن، اثرات آن بر عملکرد، تفاوت در انواع آن، روش های اندازه گیری آن و بهترین روش برای غلبه کردن بر خستگی و توسعه عملکرد وجود دارد.

نیوول در دیدگاهی که مکمل نظریه سیستم های پویا است، بر نقش قیود در شکل گیری رفتارهای هماهنگ تمرکز کرد. وی در این رویکرد که قیود محور<sup>۱</sup> نامیده می شود، بیان می کند که پایداری الگوهای هماهنگ کارکردی می تواند با قیود تحمیل شده بر اجراکنندگان تغییر کند. قیود به عنوان محدوده یا ویژگی هایی تعریف شده اند که از طریق تعامل با یکدیگر، سیستم بیولوژیکی را که در جستجوی سازماندهی بهینه است، محدود می کنند و تعداد وضعیت های در دسترس سیستم پویا را با شکل دهی فضای حالتی<sup>۲</sup> از تمام وضعیت های ممکن سیستم کاهش می دهند. نیوول این قیود را به سه دسته فرد<sup>۳</sup>، تکلیف<sup>۴</sup> و محیط<sup>۵</sup> طبقه بندی کرد. قیود فردی به ویژگی های ساختاری و عملکردی هر فرد اشاره می کنند. قیود محیطی، در طبیعت اغلب به صورت فیزیکی و قیود تکلیف بیش تر مربوط به زمینه های ویژه اجرا هستند (۲).

به عنوان یکی از قیود مؤثر بر عملکرد می توان به خستگی اشاره کرد. مطالعات انجام شده در زمینه خستگی، بین خستگی به عنوان یک پدیده شناختی<sup>۶</sup> و خستگی به عنوان یک پدیده عصبی-عضلانی<sup>۷</sup> تمایز قائل شده اند (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 می کند (۵،۶).

به دلیل پیچیده بودن مکانیسم های خستگی، دانشمندان هنوز نتوانسته اند تعریفی واحد از خستگی را ارائه دهند و به همین دلیل تعاریف زیادی از خستگی وجود دارد. پیچاوو<sup>۸</sup> و همکاران (۷) خستگی را حالتی ناشی از فشار ذهنی، جسمانی، بیماری و یا کاهش کارآیی عضله یا اندام بعد از فعالیت طولانی مدت تعریف می کنند. چادری<sup>۹</sup> همکاران (۸) خستگی را سختی در شروع و یا ادامه فعالیت های داوطلبانه تعریف می کنند.

خستگی ذهنی حالت روانی زیستی است که با افزایش شدید در میزان ذهنی خستگی و یا کاهش شدید در عملکرد شناختی از طریق دوره های طولانی مدت فعالیت شناختی شکل می گیرد (۹). این خستگی حاد با تلاش ذهنی طولانی مدت در ارتباط بوده و از خستگی مزمن و اختلال شناختی که مربوط به سالمندی یا بیماری می شود، متفاوت است (۱۰، ۱۱)، گفته می شود تکالیفی که باعث خستگی ذهنی می شود روی عملکرد شناختی فرد اثر منفی دارند به همین دلیل، بهتر است به جای خستگی ذهنی از اصطلاح خستگی شناختی استفاده شود. هرچند برخی محققان اصطلاح خستگی ذهنی را بهتر می دانند

حرکت (حس حرکت)<sup>۱۵</sup>، نیرو، سنگینی و تلاش (حس نیرو)<sup>۱۶</sup> 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 برای تحلیل و تصمیم‌گیری انسان است، ولی حجم اطلاعاتی که در هر لحظه به مغز می‌رسد بسیار بالا است، که در عمل اگر قرار بود تمام 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 (۲۳) در تحقیقات خود نشان دادند که خستگی عضلات گردن می‌تواند موجب کاهش حس وضعیت گردن در گروه بزرگسالان سالم شود. 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 می‌دهد خستگی تغییر معناداری در شاخصهای سنجش حس عمقی در زنان و مردان ایجاد نکرده است (۲۱). حس‌نلویی و همکاران (۲۴)، با تحقیق بر حس عمقی ناحیه زانو عنوان کردند

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<sup>۱۰</sup> و مرکزی<sup>۱۱</sup> دسته‌بندی می‌شود. خستگی محیطی در سطح عضلات رخ می‌دهد و گروه خاصی از عضلات درگیر در حرکت را شامل می‌شود که می‌تواند 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 و تری 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<sup>۱۲</sup> و ادراک حس شروع حرکت<sup>۱۳</sup> مورد بررسی قرار می گیرد (۱۷). حس عمقی شامل آگاهی‌های هوشیارانه و غیرهوشیارانه از موقعیت مفصل (حس وضعیت مفصل)<sup>۱۴</sup>،



یکی از تکنیک‌هایی مداخله شناختی و بهینه‌سازی عملکرد، استفاده از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای<sup>۲۰</sup> است. تحریک مغناطیسی فراجمجمه‌ای به روشی غیرتهاجمی جهت تحریک مغز اطلاق می‌شود. طبق مطالعات متعددی که در مورد کاربرد تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای مغز در زمینه بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران انجام شده، این نکته مطرح شده است که تحریک الکتریکی مغز، می‌تواند موجبات بهبود سرعت عمل و همچنین بهتر شدن 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 می‌شود (۳۰).

استون و تسچه (۳۱) نیز دریافتند که تحریک آنودال و کاتodal در قشر آهیانه‌ای خلفی سمت چپ مانع تغییر توجه بین محرک‌ها می‌شود. علاوه بر این، در خصوص افزایش متغیرهایی که باید به آن‌ها توجه کرد، ویس و لایودور در پژوهشی دریافتند که تحریک کاتodal 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 آنodal 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 در خصوص تعامل پیشنهادی بین تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای و بار

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.

از سوی دیگر دیدگاه‌های جدید عنوان می‌کنند اهمیت حس عمقی تنها به دریافت کافی و به موقع اطلاعات از مکانورسپتورها خلاصه نمی‌شود، بلکه پردازش مرکزی<sup>۱۷</sup> و خروجی‌های حرکتی<sup>۱۸</sup> از درجه اهمیت بالاتری برخوردار هستند. ادراک<sup>۱۹</sup> یک مقوله صرفاً 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 احتمالاً 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 لندکی این فرضیه را حمایت می‌کند. تعدادی از این مطالعات به بررسی توانایی حس عمقی زنان 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).

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 تأثیر 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.

### روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی است همراه با طرح پیش‌آزمون - پس‌آزمون انجام شد.

### جامعه و نمونه آماری

جامعه آماری تحقیق مورد نظر عبارت بود از: دانشجویان پسر دانشگاه شهید بهشتی که در سال تحصیلی ۱۴۰۱-۱۴۰۰ مشغول به تحصیل بودند. حجم نمونه با توجه به تحقیقات مشابه قبلی (۳۸،۳۹) و هم‌چنین براساس نرم-افزار جی-پاور با اندازه اثر  $f^2=0/45$  و توان آماری ۰/۹۵ و سطح معناداری یا آلفای ۵ صدم به تعداد ۱۴ نفر (در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال) مشخص شد. شاخص‌های ورود به

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 جمجمه‌ای و ردیابی همزمان حرکات چشم به بررسی عملکرد برنامه‌ریزی و تصمیم‌گیری شرکت‌کنندگان پرداختند. نتایج آن‌ها نشان از تأثیر معنادار تحریک کلتدال چپ و آندال راست بود. تجزیه و تحلیل حرکت چشم نیز نشان داد که این اثر تسهیل‌کننده تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای با مرحله برنامه‌ریزی مرتبط است (۳۴). سرانجام، هاریسون و همکاران در مطالعه دیگر تلاش کردند تا اثرات تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای را با استفاده از آزمون حافظه فعال ان-یک بررسی کنند، هرچند تصور نمی‌شد که نتایج به دست آمده مربوط به تعامل بار شناختی و تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای باشد، اما با توجه به تفاوت در استراتژی‌های پردازش بین شرایط اضافه بار توانستند احتمال اثربخشی تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای 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

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 کانترا 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 تخمین فعال زاویه هدف (۳۰، ۴۵، ۷۵ درجه اکستنشن زانو) از دستگاه ایزوکننتیک استفاده شد.

### ابزار گردآوری داده‌ها

در این مطالعه برای اعمال تحریک مغزی در این پژوهش از دستگاه تحریک الکتریکی مستقیم فراجمجمه ای مدل نورواستیم محصول شرکت مدینا طب گستر و مؤسسه علوم شناختی سینا و استفاده شده در تحقیقات علمی (۴۳-۴۱) 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 متناوب، ۳) تحریک الکتریکی فراجمجمه ای با جریان پالس، ۴) تحریک الکتریکی فراجمجمه ای با جریان مستقیم نوسانی و ۵) تحریک فراجمجمه ای با نويز تصادفی 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

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 هرگونه 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، همراه با حالت درون آزمودنی بود. هم‌چنین ترتیب اجرای فعالیت‌ها توسط آزمودنی‌ها به صورت توازن متقابل انجام گرفت؛ بدین معنی که برای حذف اثر یادگیری و افزایش اعتبار داخلی پژوهش ترتیب اجرای چهار جلسه مداخله بر روی 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، شرکت‌کنندگان بافاصله زمانی یک هفته در جلسات مداخله شرکت داشتند (۳۷).

این نقطه مورد تحریک قرار گرفت (۵۰-۴۴). 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 آیزوکننتیک استفاده شد که برای ارزیابی گشتاور عضلانی، دینامومتر آیزوکننتیک بایودکس است که در مراکز تحقیقاتی برای اندازه گیری گشتاور آیزومتریک، آیزوکننتیک و آیزوکننتیک عضلات اندام فوقانی و تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرد، که دارای ابزار اندازه گیری گشتاور عضلات مفاصل اندام تحتانی و فوقانی است، که در مطالعات مختلف روایی و پایایی آن مورد ارزیابی قرار گرفته است (۵۱-۵۳).

### روش اجرا

شرح اجرای این مطالعه این گونه بود که فرآیند پیش‌آزمون پس از کالیبره کردن دستگاه‌ها شروع شد. در این مرحله شرکت‌کنندگان در آزمون تخمین زاویه مفصل زانو در دستگاه آیزوکننتیک 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 به صورت 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

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 جداسدن 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  $3/5 * 3/5$  سانتیمتر و برای تحریک مخچه ای از پد ابری با ابعاد  $2/5 * 2/5$  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 الکتروگذارای انجام شد. با توجه با مطالعات و پژوهش‌های انجام شده در این زمینه جریان ۲ میلی آمپر به مدت ۱۵ دقیقه بین دو الکترودها برقرار شد. به منظور ایمنی و کنترل عملکرد دستگاه، نظارت مداوم بر جریان خروجی انجام گرفت. آند در  $3/5$  سانتیمتری) بر روی نقطه f3 در نیمکره راست و کاتد  $3/5$  سانتیمتری) در بالای 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 (DLPFC) تنظیم و آماده سازی حرکت را مشخص می کند و در این پژوهش نیز

(۴۷). بعد از آن 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.

در مداخله خستگی عضلانی، با استفاده از دوچرخه کار سنج مونارک 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 به دنبال آن یک پروتکل صعودی بود به طوری که شروع از ۱۰۰ وات، با اضافه بار به میزان ۱۵ وات در هر دقیقه افزایش می‌یافت. آزمودنی از یک فرکانس سنج 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 به منظور 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. 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 سانتی متر جلوتر از

ذهنی را دریافت کرد و گروهی که خستگی ذهنی داشته، خستگی عضلانی دریافت کرد و بلافاصله آزمون متغیر وابسته انجام شد.

در مداخله خستگی ذهنی، ابتدا پرسشنامه مقیاس آنالوگ بینایی برای سنجش خستگی ذهنی را تکمیل کرده و سپس آزمون تکلیف استروپ را جهت ایجاد خستگی ذهنی، ۶۰ دقیقه اجرا کردند. با توجه به این که در پژوهش‌های گذشته مدت زمان‌های متفاوتی (۳۰-۹۰ دقیقه) برای ایجاد خستگی ذهنی استفاده شده است (۵۶-۵۴)، 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

پژوهشی را زیر نظر پژوهشگر و مسئولین مربوطه امضاء کردند. این طرح پژوهش در کمیته اخلاق مورد بررسی و با کد IR.SBU.REC.1400.163 تایید شد.

### یافته‌ها

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.

همانطور که مشاهده می‌گردد، بین شرکت کنندگان در پیش‌آزمون هیچ تفاوت معناداری مشاهده نمی‌گردد. نتایج تحلیل واریانس اندازه‌گیری مکرر با برقراری فروضه کرویت برای مؤلفه‌های جستجوی بینایی و کارکردهای توجه در جدول ۳ ارائه شده است.

باتوجه به تفاوت میانگین در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون، بین شرایط خستگی ذهنی و عضلانی با و بدون تحریک tDCs بر تخمین زاویه مفصل زانو تفاوت معنادار وجود دارد.

جدول ۱. آزمون t مستقل شرکت کنندگان در پیش‌آزمون

معنی داری P	T	گروه آزمایش Experiment group	گروه group
۰/۶۰	۰/۶۷۹	۱۴	تعداد شرکت کنندگان

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 ذکر است که طرح پژوهشی به طور کلی شامل ۴ جلسه بود که ۲ جلسه آن بدون تحریک tDCs و دو جلسه دیگر 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  $P \leq 0/05$  در نظر گرفته شد.

### ملاحظات اخلاقی

شرکت کنندگان پس از شنیدن توضیحات لازم و کافی در رابطه با شیوه اجرای آن، مدت زمان و اهداف پژوهش، رضایت‌نامه کتبی مبنی بر آمادگی حضور در این طرح



اشکل-تصاویر مربوط به مداخله خستگی عضلانی و ذهنی

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	مرحله
variable	پیش آزمون
	پس آزمون (خستگی ذهنی بدون تحریک)
	پس آزمون (خستگی عضلانی بدون تحریک)
	پس آزمون (خستگی ذهنی با تحریک)
	پس آزمون (خستگی عضلانی با تحریک)
تخمین زاویه	$2/8 \pm 0/48$ $3/67 \pm 0/90$ $2/30 \pm 0/67$ $0/84 \pm 0/44/2$ $2/49 \pm 0/86$



اشکل ۲-مقایسه میانگین و انحراف معیار مراحل

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی تأثیر تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای در شرایط خستگی عضلانی و ذهنی بر حس وضعیت مفصل زانو بود. نتایج نشان داد 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 (۳۴)، مک اینتایر و همکاران (۵۷)، داکری و همکاران (۵۸) و هاینزه و همکاران (۵۹) همسو می‌باشد.

نتایج این پژوهش نشان داد که خستگی باعث اثر منفی بر تخمین زاویه مفصل زانو (حس وضعیت) شد. شواهد زیادی وجود دارد مبنی بر اینکه خستگی ناشی از تلاش ذهنی مداوم، تأثیرات متعددی بر مکانیسم‌های شناختی و عملکرد حرکتی دارد. به نظر می‌رسد منبع اصلی این تأثیرات تضعیف کنترل از بالا به پایین بر پردازش خودکارتر است. کنترل بالا به پایین به صورت 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 (۶۱، ۶۰، ۲۷). رایج‌ترین نشانه‌های رفتاری این اثرات، زمان عکس‌العمل طولانی‌تر، افزایش میزان خطا

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

متغیر	F	P	مربع اتا
Variable			Eta Squared
پس‌آزمون (خستگی ذهنی بدون تحریک)	۵/۳۸	*۰/۰۳۷	۰/۲۹۳
* پس‌آزمون (خستگی ذهنی با تحریک)			
پس‌آزمون (خستگی عضلانی بدون تحریک)	۳/۴۲	۰/۰۸۷	۰/۲۰۸
* پس‌آزمون (خستگی عضلانی با تحریک)			

نتایج آزمون شاپیروولیک نشان داد توزیع تمام داده‌های مورد اندازه‌گیری، در هر دو گروه به صورت طبیعی بوده است. به طوری که طبق نتایج آزمون شاپیروولیک در پیش‌آزمون آماره آزمون برای متغیرهای تحقیق ۰.۹۱۳ و سطح معناداری  $\text{sig}=0.004$  و پس‌آزمون در شرایط خستگی ذهنی آماره آزمون  $0.894$  و سطح معناداری  $\text{sig}=0.093$  و پس‌آزمون در شرایط خستگی عضلانی آماره آزمون  $0.928$  و سطح معناداری  $\text{sig}=0.033$  نشان داد. نتایج پژوهش نشان داد که اثر اصلی تحریک tDCs، در شرایط خستگی ذهنی با تحریک، در مقایسه با شرایط خستگی ذهنی بدون تحریک tDCs ( $P=0.037$ ) 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 ( $P=0.19$ ) دیده نشد.



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، خصوصیات کینماتیک و کینتیک حرکات را بررسی کرده‌اند. نتایج این مطالعات نشان داده‌اند که در شرایط خستگی عضلانی، نه تنها نقطه اوج فعالیت عضله (۶۳)، بلکه دقت و سرعت اجرا (۶۱) تغییر می‌کند. با توجه 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 زمینه خستگی، بین خستگی به‌عنوان یک پدیده شناختی و خستگی به‌عنوان یک پدیده عصبی-عضلانی 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 نظریه 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 نظریه 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 نظریه 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 کاهش یافته 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 نظریه سیستم‌های پویا تاثیر معناداری بر ارزیابی تخمین زاویه داشت. از طرفی طبق طرحواره شناختی داشتن تجربه قبلی یک تکلیف مشخص بار شناختی اعمال شده 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 (۶۸)، 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 به‌عنوان یک چالش با نتیجه پژوهش حاضر مطرح است، که نیاز به پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

داگری و همکاران (۵۸) در پژوهش خود اثربخشی تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز را بر بهبود دقت عملکرد نشان دادند. هاینزه و همکاران (۳۴) نیز در تحقیقات خود اثربخشی تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای را بر بهبود توانایی برنامه‌ریزی و حل مسئله نشان دادند. نتایج این پژوهش‌ها مبنی بر اثربخشی تحریک الکتریکی فرا جمجمه‌ای مغز بر عملکرد و کارکردهای شناختی با پژوهش حاضر همسو بود.

تفاوت دارد. به علاوه، شرکت کنندگان 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 فراجمجمه‌ای 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 پیش‌پیشانی موجب افزایش در رهاسازی دوپامین شده که خود موجب بهبود عملکرد می‌شود. ممکن است تحریک دوپامینرژیک برای حفظ فعالیت کرتکس پیش‌پیشانی برای فرایندهای شناختی و عملکردی ضروری باشد (۷۱).

بنابراین از آنجا که تأثیر مثبت تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای 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 سوی دیگر در پژوهش حاضر مشخص شد که تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای 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 (۶۹) لایت و همکاران (۶۸) همسو است.

کافمن و همکاران (۶۹) 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 میلی آمپر اثر محسوسی ندارد. از آنجا که در پژوهش حاضر تحریک با شدت ۲ میلی آمپر اثربخش بود، می‌تواند تأیید کننده یافته‌های کافمن و همکاران (۶۹) باشد. هر چند مطالعه کافمن و همکاران 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 (۶۸) با شدت یک میلی آمپر 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

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. Central Processing
18. Motor Output
19. Perception

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 نماینده‌های نظریه‌های 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.

### پانویس ها

1. Constraints-Led Approach
2. State Space
3. Organism

## References

1. Wright RA, Stewart CC, Barnett BRJJoP. Mental fatigue influence on effort-related cardiovascular response: Extension across the regulatory (inhibitory)/non-regulatory performance dimension. 2008;69(2):127-33.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2008.04.002>
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.  
<https://doi.org/10.7554/elife.40578>
4. Taylor JL. Motor control and motor learning under fatigue conditions. Routledge handbook of motor control and motor learning: Routledge; 2013. 358-88.  
<https://doi.org/10.4324/9780203132746.ch17>
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.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1418647>
6. Marcora SM, Staiano W, Manning V. Mental fatigue impairs physical performance in humans. Journal of applied physiology. 2009;106(3):857-64.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.91324.2008>
7. Pageaux B, Lepers RJPibr. The effects of mental fatigue on sport-related performance. 2018;240:291-315.  
<https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2018.10.004>
8. Chaudhuri A, Behan POJTI. Fatigue in neurological disorders. 2004;363(9413):978-88.  
[https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(04\)15794-2](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(04)15794-2)
9. Smith MR, Marcora SM, Coutts AJ. Mental fatigue impairs intermittent running performance. Med Sci Sports Exerc. 2015;47(8):1682-90.  
<https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000592>
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.  
<https://doi.org/10.1037/a0015719>
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.  
<https://doi.org/10.1123/jsep.2013-0249>
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.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-016-0672-0>
13. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. The Journal of physiology. 2008;586(1):11-23.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>
14. Joseph H, Kathleen 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. <https://doi.org/10.1177/036354659602406s03>
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. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(91\)90021-v](https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90021-v)
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. <https://doi.org/10.18035/emj.v2i3.247>
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). In Persian
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. In Persian
23. Pinsault N, Vuillerme NJS. Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. 2010;35(3):294-7. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3181b0c889>
24. Hassanlouei H, Falla D, Arendt-Nielsen L, Kersting UGJJJoE, *Kinesiology*. The effect of six weeks endurance training on dynamic muscular control of the knee following fatiguing exercise. 2014;24(5):682-688. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.06.004>
25. Han J, Anson J, Waddington G, Adams RJJJoSS, *Coaching*. Sport attainment and proprioception. 2014;9(1):159-70. <https://doi.org/10.1260/1747-9541.9.1.159>
26. Lephart SM, Myers JB, Bradley JP, Fu FHJATJoA, *Surgery R*. Shoulder proprioception and function following thermal capsulorrhaphy. 2002;18(7):770-8. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.32843>
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. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000200376.12974.41>
28. Han J, Waddington G, Anson J, Adams RJJJoS, *Sport Mi*. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. 2015;18(1):77-81. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.11.013>
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. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.01.007>
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.  
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2013.07.026>
31. Stone DB, Tesche CD. Transcranial direct current stimulation modulates shifts in global/local attention. *Neuroreport*. 2009;20(12):1115-9.  
<https://doi.org/10.1097/wnr.0b013e32832e9aa2>
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.  
[https://doi.org/10.1162/jocn\\_a\\_00248](https://doi.org/10.1162/jocn_a_00248)
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.  
<https://doi.org/10.1162/089892904323057263>
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.  
<https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2014.07.019>
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.  
<https://doi.org/10.1016/j.brs.2011.09.003>
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)).  
<https://doi.org/10.31236/osf.io/e2buc>
38. Hatami Hahmanbegloo 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. *Motor Behavior*. 2023; 15(51): 67-90.  
<https://doi.org/10.22089/mbj.2021.10287.1959>
39. Mohammadzadeh S, Farsi AR, Khosrowabadi R. The Effect of Cognitive Fatigue on the Neural Efficacy of the Executive Control Network among Athletes: Dual Regulation System Model. *Sport Psychology Studies*. 2020;8(30):41-56. In Persian  
<https://doi.org/10.22089/spsyj.2019.7301.1778>
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.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220363>
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.  
<https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2018.05.010>

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. <https://doi.org/10.31083/j.jin.2019.02.159>
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. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhu005>
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. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.3355-15.2016>
46. Fuster JM. The prefrontal cortex— an update: time is of the essence. 2001;30(2):319-33.
47. Lucci G, Berchicci M, Spinelli D, Di Russo F. The motor preparation of directionally incompatible movements. 2014;91:33-42. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2014.01.013>
48. Miller EK, Cohen JD. An integrative theory of prefrontal cortex function. 2001;24(1):167-202. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.24.1.167>
49. Pochon J-B, Levy R, Poline J-B, Crozier S, Lehericy 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. <https://doi.org/10.1093/cercor/11.3.260>
50. Rémy F, Wenderoth N, Lipkens K, Swinnen SP. Acquisition of a new bimanual coordination pattern modulates the cerebral activations elicited by an intrinsic pattern: an fMRI study. 2008;44(5):482-93. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2007.07.004>
51. Aydoğ E, Aydoğ ST, Çakci A, Doral MN. Reliability of isokinetic ankle inversion-and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. 2004;12(5):478-81. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0530-8>
52. Trutschnigg B, Kilgour RD, Reinglas J, Rosenthal 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. <https://doi.org/10.1139/h08-122>
53. Tsiros MD, Grimshaw PN, Shield AJ, Buckley JD. Test-retest reliability of the Biodex System 4 Isokinetic Dynamometer for knee strength assessment in paediatric populations. 2011;40(3):115-9. <https://doi.org/10.3233/wor-2011-1162>
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. <https://doi.org/10.1093/geron/glx210>
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. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.975811>

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. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000762>
57. Davis SE, Smith GA. Transcranial Direct Current Stimulation Use in Warfighting: Benefits, Risks, and Future Prospects. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2019;13(114). <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00114>
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. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.0065-09.2009>
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. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2017.01.039>
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. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1418647>
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. <https://doi.org/10.1111/1469-8986.3750614>
63. Huysmans M, Hoozemans M, Van der Beek A, De Looze M, Van Dieën JJoE, Kinesiology. Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. 2008;18(3):410-9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.11.003>
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. <https://doi.org/10.7554/elife.40578.022>
65. Enoka RM, Baudry S, Rudroff T, Farina D, Klass M, Duchateau JJoe, et al. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. 2011;21(2):208-19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.10.006>
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. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2011.01226.x>
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. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0024140>
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.

<https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.03.012>

70. Marshall L. Bifrontal transcranial direct current stimulation slows reaction time in a working memory task. *BMC neuroscience*. 2005;6(1):23.

<https://doi.org/10.1186/1471-2202-6-23>

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. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.05.062>