

The Effects of Core Stability Training with and without Transcranial Direct Current Stimulation on Improving Lumbopelvic Control, Landing Mechanics, and Balance in Martial Artists with Trunk Defects

Fatemeh Ghaitasi, Farzaneh Gandomi*

Department of Corrective Exercises and Sport Injuries, Physical Education Faculty, Razi Univesity, Kermanshah, Iran

Article Info:

Received: 22 Sep 2024

Revised: 11 Feb 2025

Accepted: 4 Mar 2025

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to investigate the effect of adding transcranial direct current stimulation (tDCS) to core stability training (CST) on lumbar-pelvic control, landing mechanics, and balance in martial arts with trunk defects. **Materials and Methods:** The present study is a semi-experimental study with a pre-test-post-test design, which included 30 martial arts with trunk defects randomly divided into two groups: experimental (active-tDCS + CST (n=15) and sham (CST + deactive-tDCS (n=15) groups. Trunk defect data were collected by the Tuck jump test, lumbopelvic control through a biofeedback pressure device, dynamic balance with the Y test, and landing mechanics through the landing error scoring system. After the pre-tests, the subjects underwent the study interventions for 4 weeks. Immediately after the completion of the interventions, the post-test was performed. **Results:** The findings demonstrated significant improvements in lumbopelvic control and landing mechanics from pre-test to post-test in the intervention group, as revealed by between-group comparisons. In contrast, the sham group did not show significant changes in balance during the post-test phase. Moreover, significant differences were observed between the groups in lumbopelvic control, landing mechanics, and balance measures at post-test, indicating the positive effect of the intervention. **Conclusion:** The results of this study suggest that tDCS may enhance the effectiveness of CST, leading to notable improvements in lumbopelvic control and landing mechanics. These enhancements may contribute to injury prevention and the optimization of athletic performance.

Keywords:

1. Athletes
2. Knee Injuries
3. Postural Balance
4. Lower Extremity

*Corresponding Author: Farzaneh Gandomi

Email: gandomi777@gmail.com

تأثیر تمرینات ثبات مرکزی با و بدون تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای بر بهبودی کنترل کمری-لگنی، مکانیک فرود و تعادل در رزمی کاران دارای نقص تنه

فاطمه قیطاسی، فرزانه گندمی*

گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

اطلاعات مقاله:

پذیرش: ۱۴ اسفند ۱۴۰۳

اصلاحیه: ۲۳ بهمن ۱۴۰۳

دریافت: ۱ مهر ۱۴۰۳

چکیده

مقدمه: این مطالعه با هدف بررسی تأثیر افزودن تحریک مستقیم فراجمجمه‌ای (tDCS) به تمرینات ثبات مرکزی (CST) بر کنترل کمری-لگنی، مکانیک فرود و تعادل در رزمی کاران دارای نقص تنه انجام شد. **مواد و روش‌ها:** پژوهش حاضر یک مطالعه نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون است که شامل ۳۰ نفر از رزمی کاران دارای نقص تنه بود که، به طور تصادفی به دو گروه تجربی (tDCS + CST, n=۱۵) و شام (tDCS + CST, n=۱۵) تقسیم شدند. داده‌های نقص تنه با آزمون پرش تاک، کنترل کمری-لگنی با استفاده از دستگاه فشار بیوفیدبک فشاری، تعادل پویا با آزمون Y و مکانیک فرود از طریق سیستم امتیازدهی خطای فرود جمع‌آوری شد. پس از پیش‌آزمون‌ها، آزمودنی‌ها به مدت ۴ هفته تحت مداخلات مطالعه قرار گرفتند. بلافاصله پس از اتمام مداخلات، پس‌آزمون انجام شد. **یافته‌ها:** همانطور که با مقایسه‌های بین گروهی نشان داده شد، یافته‌ها بهبودهای معنی‌داری را در کنترل کمری-لگنی و مکانیک فرود از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون در گروه مداخله نشان دادند. در مقابل، گروه شام تغییرات معنی‌داری در تعادل در مرحله پس‌آزمون نشان نداد. علاوه بر این، تفاوت‌های معنی‌داری بین گروه‌ها در اندازه‌های کنترل کمری-لگنی، مکانیک فرود و تعادل در پس‌آزمون دیده شد که، نشان‌دهنده تأثیر مثبت مداخله است. **نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که tDCS ممکن است اثربخشی CST را افزایش دهد و منجر به بهبود قابل توجه در کنترل کمری-لگنی و مکانیک فرود شود. این پیشرفت‌ها ممکن است به پیشگیری از آسیب و بهینه‌سازی عملکرد ورزشی کمک کند.

واژه‌های کلیدی:

- ۱- ورزشکار
- ۲- آسیب‌های زانو
- ۳- تعادل وضعی
- ۴- اندام تحتانی

*نویسنده مسئول: فرزانه گندمی

پست الکترونیک: gandomi777@gmail.com

عضلات ناحیه مرکزی بدن، موجب افزایش نوسان‌های بدن شده و در نتیجه ممکن است باعث ایجاد اختلال در تعادل شود (۸). افزون بر این، نقص در کنترل عصبی-عضلانی ناحیه مرکزی بدن در طول فعالیت‌های ورزشی، جابه‌جایی‌های کنترل نشده تنه را به دنبال دارد. نقص در کنترل عصبی عضلانی تنه ممکن است طی فرود منجر به حرکات غیرکنترلی تنه شود. کنترل عصبی عضلانی ناکافی تنه ممکن است پایداری پویای^۲ اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار داده و استرس وارد بر لیگامان‌های زانو را افزایش دهد (۱۰). به دلیل اهمیت به‌کارگیری و فعالیت عضلات ناحیه مرکزی بدن، استفاده از تمرینات ثبات مرکزی (CST)^۸ همراه با حرکت اندام‌ها جهت بهبود کنترل پاسچر^۹ و عملکرد ورزشکاران توصیه شده است. از آن‌جا که ناحیه مرکزی بدن نقطه انتهایی، محل اتصال و دریافت نیرو از تمام زنجیره‌های حرکتی^{۱۰} در حین تمامی فعالیت‌های پویا^{۱۱} از جمله فعالیت‌های ورزشی می‌باشد، کنترل قدرت، تعادل و حرکت بخش مرکزی بدن، عملکرد زنجیره‌های حرکتی اندام تحتانی و فوقانی را به حداکثر خواهد رساند (۱۱). همچنین انجام CST به عنوان مکمل برنامه‌های تمرینی در طولانی مدت باعث بهبود و افزایش قابل توجه مدت زمان حفظ یک پاسچر مشخص خواهد شد. نتایج مطالعات اخیر نشان می‌دهد که CST باعث ثبات در عضلات تنه، ستون فقرات و لگن شده که همین عامل موجب کاهش نوسانات پاسچر خواهد شد، به‌طور کلی، نتایج تحقیقات به تأثیر تمرینات ثبات ناحیه مرکزی بر کنترل عصبی عضلانی تنه ورزشکاران صحنه گذاشته‌اند (۱۰).

یکی دیگر از مداخلاتی که در مطالعات اخیر به‌عنوان یک مداخله مؤثر در پیشگیری و بهبود آسیب‌های ورزشی معرفی شده است، "تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای^{۱۲} (tDCS)" می‌باشد (۱۱). در تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای، یک جریان بسیار ضعیف تا حدود ۲ میلی آمپر با استفاده از الکترودها از سر عبور می‌کند و عبور این جریان باعث تغییر در فعالیت نورون‌ها می‌شود (۱۱، ۱۲). متغیرهایی نظیر شدت تحریک، مدت تحریک، تفاوت‌های فردی (به‌خصوص تفاوت در ورزشکاران رشته‌های مختلف)، ناحیه تحریک شده در مغز و یک طرفه یا دوطرفه بودن تحریک از جمله عواملی هستند که می‌توانند بر میزان اثرگذاری tDCS نقش داشته باشند (۱۳). در این میان، ناحیه تحریک شده در مغز یکی از مهم‌ترین متغیرهایی است که چگونگی پاسخ سیستم عصبی به تحریک مغز را تعیین می‌کند. مناطق متعددی از مغز وجود دارد که

در سال‌های اخیر علاقه به شرکت در ورزش‌های رزمی به میزان زیادی افزایش یافته است. براساس گزارش‌های مطالعات پیشین، ۷۵ میلیون نفر در رده‌ی سنی نوجوانان، دست کم در یکی از ورزش‌های رزمی در سراسر جهان، حضور فعال دارند (۱). بروز حوادث و آسیب در ورزش‌های رزمی هم به مانند سایر رشته‌های ورزشی پر برخورد، امری اجتناب ناپذیر بوده و ورزشکاران در این رشته‌ها همواره در معرض آسیب‌های زیادی قرار دارند (۲). آسیب‌های زانو و اندام تحتانی، یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها بوده که فاکتورهای زیادی را به‌عنوان علل احتمالی و ریسک فاکتور وقوع برای آن ذکر نموده‌اند (۳). تحقیقات بسیاری، فرود توأم با نیروهای ضربه‌ای را به‌عنوان عامل خطرزا برای آسیب‌های زانو، به خصوص پارگی‌های رباط متقاطع قدامی^۱ گزارش نموده‌اند؛ شایع‌ترین سازوکار این نوع آسیب‌ها، نداشتن تعادل مناسب هنگام فرود روی یک پا بوده که مفصل زانو را در والگوس^۲ شدید و چرخش خارجی درشت نی نسبت به ران قرار می‌دهد (۴). دیده شده است که، افرادی که با زانوی بازتر فرود می‌آیند نسبت به افرادی که با زانوی خمیده فرود می‌آیند، بیشتر در معرض آسیب و پارگی رباط صلیبی قدامی قرار می‌گیرند (۴). نتایج برخی مطالعات نیز نشان می‌دهد که، فرود با زانوی باز، موجب کاهش ظرفیت مفصل زانو در جذب نیروهای وارده، افزایش نیروی عکس‌العمل^۳ زمین و افزایش نیروهای برشی قدامی زانو و در نتیجه، انجام حرکت غیرطبیعی، جبرانی و آسیب‌زای زانو در صفحه پیشانی^۴ می‌شود (۵). همچنین نتایج مطالعات اخیر نشان می‌دهد که، الگوی فرود نرم و ایمن با انجام فلکشن^۵ کافی مچ پا، زانو و ران در لحظه فرود، می‌تواند تا ۵۰ درصد میزان جذب نیروهای وارده بر مفصل زانو را کاهش دهد (۶) تاکنون راهکارهای متعددی برای پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی خصوصاً زانو معرفی شده از جمله تمرینات عصبی-عضلانی، تمرینات تعادلی، تمرینات ثبات ناحیه مرکزی و ... با این حال تاکنون راهکار قطعی برای پیشگیری از آسیب‌های زانو معرفی نشده است (۷). ناحیه مرکزی بدن^۶ به‌عنوان یک رابط انتقال دهنده مؤثر نیرو از اندام تحتانی به اندام فوقانی و بالعکس به اجرای بهتر تکنیک‌های ورزشی کمک می‌کند (۸). ضعف عضلات ناحیه مرکزی با وقوع آسیب‌های اندام تحتانی به ویژه در ورزش‌هایی که نیازمند پرش، جهش و دویدن‌های سریع هستند، رابطه مستقیمی دارد (۹). براساس یافته‌های مطالعات انجام شده، کاهش قدرت

^۱ Anterior cruciate ligament

^۲ Valgus

^۳ Reaction force

^۴ Frontal

^۵ Flexion

^۶ Central stability

^۷ Dynamic Balance

^۸ Core stability training

^۹ Posture control

^{۱۰} Kinematic chaine

^{۱۱} Dynamic

^{۱۲} Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS)

گروه‌های موازی، کنترل دار (دارونما (شَم)) و طرح پیش‌آزمون- پس‌آزمون (گروه‌های انتساب تصادفی) می‌باشد. در این پژوهش باتوجه به معیارهای ورود و خروج و براساس مطالعه المزن^{۱۵} و همکاران؛ Heinrich Heine Uni-versity, Düsseldorf, Germany) با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸۰، سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۱/۱۹، با احتساب ۲۰ درصد ریزش نمونه گیری تعداد تعداد ۳۰ رزمی کار دختر (تکواندو، کاراته، وشو و....) با دامنه سنی ۱۵ تا ۲۵ سال (میانگین سنی ۲۱/۷±۳/۴ سال، وزن ۶۰/۷±۵/۷ کیلوگرم، قد ۱۶۸/۰±۳/۴ سانتی‌متر و شاخص توده بدن ۲۱/۵±۱/۸ کیلوگرم بر متر مربع) از شهر کرمانشاه به‌عنوان نمونه آماری شرکت کردند (۱۹).

معیارهای ورود به تحقیق شامل: رزمی کاران دارای نقص کنترل تنه با دامنه سنی ۱۵ تا ۲۵ سال با سابقه حداقل سه سال حضور مستمر در تمرینات رزمی به گونه‌ای که حداقل سه جلسه تمرین در طول هفته و مدت زمان هر جلسه تمرینی نیز بیش از یک ساعت باشد، انتخاب گردید. ورزشکاران دارای آسیب حاد در شش ماه گذشته به طوری که از انجام فعالیت بدنی منع شده باشند و یا سابقه شکستگی و جراحی در اندام تحتانی داشتند و علاوه بر فعالیت ورزشی از مداخلات تقویتی استفاده می‌کردند، از روند تحقیق کنار گذاشته شدند آزمودنی‌ها با استفاده از نرم افزار Random num-ber generator به طور تصادفی در دو گروه: تجربی (CST + tDCS) (=۱۵n) و گروه شَم (CST) + تحریک گول زننده (=۱۵n) تخصیص داده شدند (تصویر ۱). تخصیص آزمودنی‌ها با استفاده از روش SNOSE پنهان‌سازی شد، به این صورت که برگه تخصیص در اختیار یک فرد غیردرگیر در پژوهش قرار گرفت، شماره‌های تصادفی شده در داخل پاکت‌های مات گذاشته شدند و روی هر کدام از پاکت‌ها به ترتیب شماره‌گذاری شد. پس از ارزیابی‌های پیش‌آزمون، هر آزمودنی یکی از پاکت‌ها را برمی‌داشت و ارزیاب و خود بیمار از گروه تخصیص یافته آگاه می‌شدند. ابتدا نقص تنه در آزمودنی‌ها به وسیله آزمون پرش تاک مورد ارزیابی قرار گرفت. سپس کنترل کمری- لگنی بیماران با بایوفیدیک پرشر، مکانیک فرود با سیستم نمردهی خطای فرود و بررسی سکانس‌های پرش با نرم‌افزار کینووا، تعادل از طریق آزمون وای (Y-Balance test=YBT) در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون بررسی شد. آزمودنی‌ها به مدت ۴ هفته، هفته‌ای ۳ جلسه و هر جلسه ۴۵ دقیقه تحت مداخلات، به صورت ابتدا ۲۰ دقیقه تحریک tDCS و بلافاصله ۲۵ دقیقه تمرین CST قرار داده شدند. کلیه مداخلات در پژوهش حاضر توسط یک متخصص حرکات اصلاحی اجرا شدند. تمام

ممکن است در تعدیل و تنظیم و یا محدودیت ورزش دخیل باشند، بنابراین نتایج به‌طور گسترده به ناحیه مورد تحریک بستگی دارد و استفاده از DCS برای افزایش عملکرد ممکن است متناسب با آن متفاوت باشد. دو ناحیه از مغز که بیشترین توجه را به خود جلب کرده‌اند، نواحی قشر حرکتی اولیه^{۱۳} (M1) و قشر خلفی- جانبی پیشپیشانی^{۱۴} (DLPFC) است. به‌طور کلی نقش ناحیه M1 توسعه برنامه حرکتی و فعال‌سازی نورون‌های حرکتی نخاعی است و عملکرد ناحیه DLPFC بیشتر به برنامه ریزی حرکتی، توجه و حافظه کاری مربوط می‌شود (۱۴). ناحیه M1 به دلیل نقش مهم آن در دادن فرمان عصبی به عضلات در حین ورزش، بیشترین ارتباط را با عملکرد ورزشی دارد. ناحیه DLPFC نقش کلیدی در کنترل عملکرد شناختی، تصمیم‌گیری و دست‌یابی به انگیزه داشته و تحریک این ناحیه به دلیل مزایایی که بر عملکرد شناختی دارد، مورد توجه قرار گرفته است (۱۵). در این زمینه نتایج پژوهش طاهری و همکاران، نشان می‌دهد که، اعمال تحریک tDCS مغزی می‌تواند موجب بهبود کنترل پاسچر در بیماران مبتلا به ام‌اس شود (۱۶). همچنین پاچکو باریوس و همکاران، بیان کردند که مداخلات tDCS اثرات امیدوارکننده‌ای بر مدیریت درد داشته و راهبردهای جدیدی در این زمینه در حال شکل‌گیری هست تا اثرات tDCS را تقویت کنند (۱۷). اخیراً یافته‌ی برخی مطالعات نشان داده است که، تحریک‌های غیرتهاجمی مغزی، در هدف قرار دادن نواحی عمقی‌تر قشر حرکتی که کمربند کمری لگنی را کنترل می‌کند، موثر است (۱۸). لذا با توجه به وجود نقص کنترل تنه حتی در ورزشکاران حرفه‌ای و اهمیت ثبات ناحیه مرکزی بدن در کنترل کمری- لگنی و نیز فاکتور تعادل که از مهم‌ترین فاکتورهای پیش بین آسیب‌های اندام تحتانی می‌باشند؛ و مهم‌تر از آن راهبردهای پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی در این ورزشکاران از یک سو و از سوی دیگر گزارش مطالعات اخیر در حوزه اثربخشی تحریک جریان مستقیم فراجمعه‌ای (tDCS) در بهبود فراخوانی تارهای عضلانی و احتمال بهبود کنترل کمری لگنی، تعادل و به دنبال آن مکانیک فرود، محققین فرض نمودند که، احتمالاً اضافه نمودن ۱۲ جلسه مداخله tDCS آنودال با تمرکز بر تحریک نقطه M1 به تمرینات CST در مقایسه با تمرینات CST بر بهبود تعادل، کنترل کمری- لگنی و مکانیک فرود در رزمی کاران مبتلا به نقص تنه اثرگذاری بهتری دارد.

مواد و روش‌ها آزمودنی‌های مطالعه

پژوهش حاضر از دسته تحقیقات نیمه تجربی، با

¹³ Primary Motor Cortex

¹⁴ Dorsolateral Prefrontal Cortex

¹⁵ Almazán

Kinovea (نسخه ۸/۱۵) استفاده گردید. فردی که قادر نبود در محل شروع پرش، فرود بیاید و یا در نقطه اوج پرش ران‌هایش موازی با زمین قرار گیرد و پرش‌هایش در طول ۱۰ ثانیه با وقفه انجام شود به‌عنوان فرد مبتلا به نقص کنترل تنه در نظر گرفته شد (۲۰).

آزمون‌های کنترل کمری-لگنی

۱- آزمون بالا آوردن مستقیم پا

در حالی که، آزمودنی به پشت خوابیده بود، کیسه دستگاه بایوفیدبک پرش به صورت افقی، زیر ستون فقرات کمری (لبه پائین کیسه دستگاه در سطح خار خاصه‌ی خلفی فوقانی)^{۱۷} قرار گرفت. فشار پایه دستگاه بایوفیدبک پرش^{۱۸} روی ۴۰ میلی‌متر جیوه تنظیم شد. سپس از آزمودنی خواسته شد تا یک پا را به صورت مستقیم به اندازه ۲۰ سانتی‌متر بالا آورده و به مدت ۲۰ ثانیه نگه دارد. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه‌سنج دستگاه، به‌عنوان حرکات کنترل نشده کمری لگنی ثبت شد (۲۱).

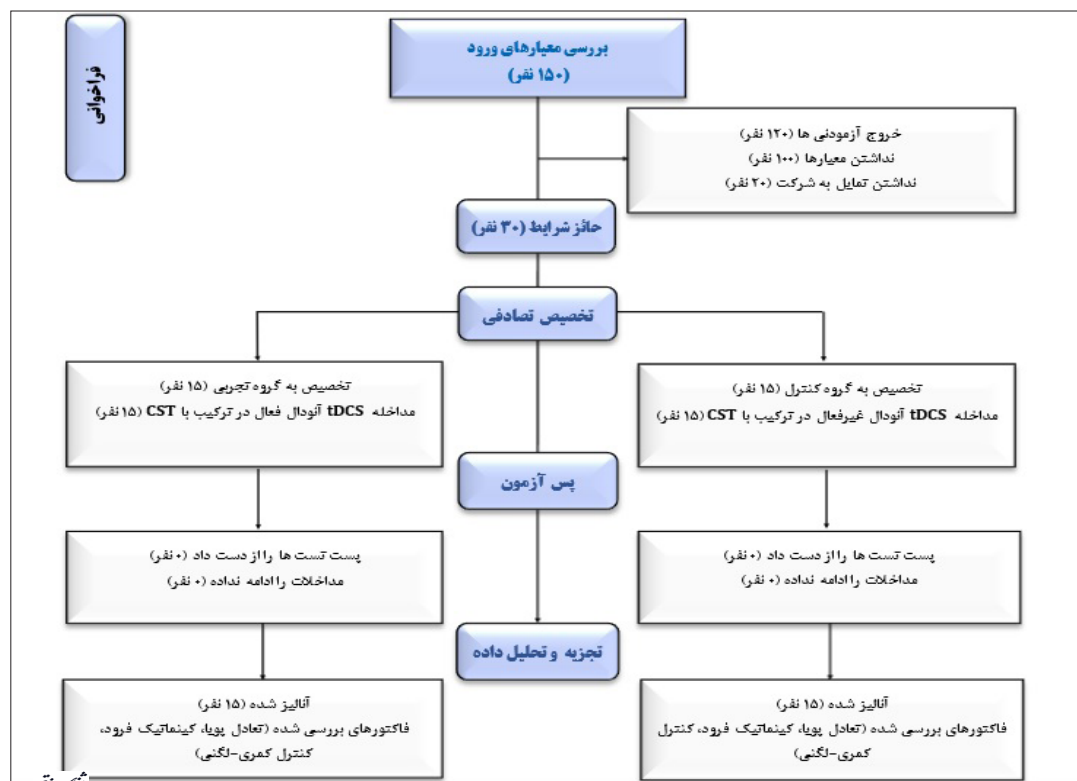
۲- آزمون چرخش جانبی مفصل ران

آزمودنی در این تست در حالت خوابیده به پشت بود و کیسه دستگاه بایوفیدبک به صورت عمودی در زیر ستون فقرات کمری قرار داده شد؛ به طوری که لبه

ارزیابی‌ها در آزمایشگاه دانشکده علوم ورزشی دانشگاه رازی، در بازه زمانی تیرماه ۱۴۰۲ تا مرداد ماه ۱۴۰۲ به انجام رسید. آزمودنی‌ها با توجه به معیارهای ورود و خروج، اطلاع از روند پژوهش و پس از دریافت کد اخلاق به‌طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت نمودند. طرح تحقیق مطالعه حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیستی دانشگاه رازی (IR.RAZI.REC.1402.042) بررسی و مورد تأیید قرار گرفت. همچنین پروتکل اجرای مطالعه هیچ تداخلی با بیانیه اخلاق در پژوهش‌های هلسینکی ندارد.

آزمون پرش تاک^{۱۶}: در پژوهش حاضر جهت تشخیص نقص کنترل تنه از آزمون پرش تاک استفاده شد. به این صورت که، ورزشکار با پاهای باز به اندازه عرض شانه ایستاد و به صورت عمودی شروع به حداکثر پرش نمود. در نقطه اوج پرش ران‌ها می‌بایست موازی با سطح زمین قرار و بلافاصله هنگام فرود، می‌بایست پرش تاک بعدی شروع می‌شد. این آزمون برای ۱۰ ثانیه اجرا گردید. برای بهبود دقت ارزیابی از دو دوربین فیلم برداری (Canon Eos 80D EFS 18-135mm f/3.5-5.6 IS) (USM Kit) ساخت کشور ژاپن جهت ضبط تصاویر فرود- پرش آزمودنی‌ها از نمای پیشانی و ساجیتال به ترتیب در فاصله ۴/۸ و ۴ متری آزمودنی‌ها قرار گرفت. پس از انجام آزمون، برای بررسی سکانس‌های پرش از نرم‌افزار

تصویر ۱- فلوجارت تخصیص آزمودنی‌های پژوهش



¹⁶ Tuck jump test

¹⁷ Posterior superior iliac spine

¹⁸ Bio Feedback pessure

حرکات کنترل نشده کمری لگنی ثبت شد (۲۱).

آزمون تعادل Y

در پژوهش حاضر، تعادل پویای آزمودنی‌ها با استفاده از دستگاه تعادل سنج Y ساخت شرکت قامت پویان، کشور ایران، ارزیابی شد. در این آزمون فرد با پای برتر وسط دستگاه (زاویه بین بازوها ۱۳۵، ۱۳۵، ۹۰) می‌ایستاد؛ آزمودنی با پای برتر راست، آزمون را در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و آزمودنی با پای برتر چپ، آزمون را در جهت عقربه‌های ساعت انجام داد. اگر در حین اجرای آزمون پای برتر به زمین می‌خورد یا فرد با دست به زمین می‌افتاد و زمین لمس می‌شد، خطا محسوب شده و آزمون دوباره پس از دو دقیقه استراحت تکرار می‌شد. نمرات تعادل با نمره طول پا (فاصله بین خار خاصره‌ای قدامی فوقانی^{۱۹} تا قوزک داخلی در وضعیت خوابیده به پشت آزمودنی) طبیعی گردید و نمره نهایی آزمون، از میانگین سه تکرار در هر جهت (با استفاده از فرمول جمع نمرات سه طول تقسیم بر طول پا ضرب در ۱۰۰) به دست آمد. ضریب پایایی این آزمون (۰/۹۹-۰/۹۱) گزارش شده است (۲۲).

آزمون سیستم نمره دهی خطای فرود-زمان واقعی

سیستم نمره دهی خطای فرود-در زمان واقعی شامل ۱۰ آیتم پرش-فرود است که در ۴ تکرار پرش-فرود نمره‌دهی می‌گردند. این ابزار از سیستم نمره‌دهی خطای فرود اصلی منشأ گرفته است؛ به گونه‌ای که آزمون‌گر حرکات خاص پاها، زانوها و تنه را ارزیابی می‌کند. نحوه اجرای آن بدین صورت است که، آزمودنی‌ها از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر در جلوی جعبه و در فاصله تقریباً برابر با ۵۰ درصد قد خود فرود کرده و به محض برخورد پا به زمین یک پرش عمودی ماکسیمم انجام می‌دهند. طی اجرای آزمون دو دوربین فیلم‌برداری (Canon Eos 80D EFS 18-135mm f/3.5-5.6 IS USM Kit) ساخت کشور ژاپن، جهت ضبط فیلم‌های مربوط به فرود-پرش آزمودنی‌ها از نمای پیشانی و ساجیتال به ترتیب در فاصله ۴/۸ و ۴ متری قرار داده شد. برای بررسی سکانس‌های پرش‌ها، از نرم‌افزار Kinovea (نسخه ۸/۱۵) استفاده شد. نمره‌دهی آزمون از طریق پرسشنامه نمره‌دهی خطای فرود (زمان واقعی) که شامل ۱۰ آیتم می‌باشد، انجام گرفت. پایایی پرسشنامه مذکور در مطالعات پیشین ۰/۸۱ - ۰/۷۲ گزارش شده است (۲۳).

تحتانی کیسه در ۲ سانتی متری قسمت کودال خار خاصره‌ی خلفی فوقانی در طرف پایی که تست می‌شد، قرار گرفت. سپس یک حوله رول شده در زیر ستون فقرات کمری در قسمتی که پا مستقیم روی زمین بود، گذاشته شد. فشار پایه دستگاه بایوفیدبک روی ۴۰ میلیمتر جیوه تنظیم شد. سپس از آزمودنی خواسته شد تا زانوی طرفی که کیسه قرار داشت ۱۲۰ درجه خم شده و به آرامی مفصل ران^{۱۹} را تقریباً به وضعیت ۴۵ درجه دور شدن و چرخش خارجی^{۲۰} ببرد و دوباره به حالت شروع برگرداند. زانوی دیگر در وضعیت خنثی و پا روی سطح میز به صورت افقی قرار داشت. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه‌سنج دستگاه، به عنوان حرکات کنترل نشده کمری لگنی ثبت شد (۲۱).

۳- آزمون خم شدن زانو و ران

پس از این که آزمودنی در حالت خوابیده به پشت قرار گرفت، زانوها را خم و کف پا را روی زمین قرار داد. کیسه دستگاه بایوفیدبک پرشر به صورت افقی زیر ستون فقرات کمری قرار گرفت؛ به طوری که، لبه پائین کیسه در سطح خار خاصره خلفی فوقانی قرار داده شد. فشار پایه دستگاه بایوفیدبک پرشر در این آزمون روی ۴۰ میلیمتر جیوه تنظیم شد، از آزمودنی خواسته شد تا یک پا را از روی میز آزمایش بلند کند، به طوری که مفصل ران و زانو هر دو در ۹۰ درجه خم قرار و برای ۴ - ۶ ثانیه در این وضعیت حفظ کند. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه‌سنج دستگاه، به عنوان حرکات کنترل نشده کمری لگنی ثبت شد (۲۱).

۴- آزمون دمر

آزمودنی به صورت دمر خوابیده و کیسه بایوفیدبک پرشر، بین خار خاصره قدامی فوقانی (ASIS) و ناف قرار گرفت. قبل از شروع هر انقباضی کیسه به میزان ۷۰ میلیمتر جیوه تنظیم شد و سپس از آزمودنی خواسته شد تا تنفس شکمی داشته باشد و پس از دو تنفس طبیعی و تنظیم دوباره فشار درون کیسه به میزان ۷۰ میلیمتر جیوه، از آزمودنی خواسته شد تا با بازخورد کلامی سه انقباض شکمی انجام دهد، این انقباض بدین صورت بود که بدون اینکه ستون فقرات کمر و لگن خود را حرکت دهد، شکم را به داخل برده و ناف را به ستون فقرات نزدیک کند و در همان وضعیت به مدت ۱۰ ثانیه حفظ کند. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه‌سنج دستگاه، به عنوان

^{۱۹} Hip

^{۲۰} Abduction & lateral rotation

^{۲۱} Anterior superior iliac spine

جدول ۱- سیستم امتیاز دهی خطای فرود- زمان واقعی

سطح پیشانی	سطح سائیتال
عرض پاها در حالت ایستاده ۰ طبیعی ۱ پهن ۱ باریک	اولین نقطه فرود پاها ۰ انگشتان به پاشنه ۱ پاشنه به انگشتان ۱ با کف پاها
وضعیت ماکسیمم چرخش پاها ۰ طبیعی ۱ چرخش داخلی ۱ چرخش خارجی	میزان جابه جایی فلکشن زانو ۰ بزرگ ۱ متوسط ۲ کم
برخورد اولیه پاها با زمین ۰ متقارن ۱ نامتقارن	میزان جابه جایی فلکشن تنه ۰ بزرگ ۱ متوسط ۲ کم
ماکسیمم زاویه ولگوس زانو ۰ ندارد. ۱ کمی ولگوس دارد. ۲ ولگوس زیادی دارد.	جابه جایی کلی مفصل در سطح سائیتال ۰ نرم ۱ متوسط ۲ سفت
میزان فلکشن جانبی تنه ۱ ندارد. ۱ کمی تا متوسطی دارد.	برداشت کلی ۰ عالی ۱ متوسط ۲ ضعیف

شماره ۱

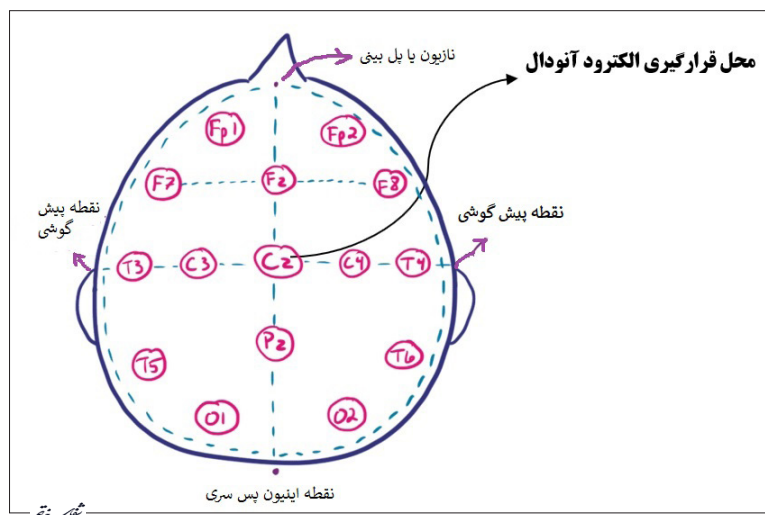
مداخلات پژوهش

تمرینات تحریک جریان مستقیم فراجمجه ای tDCS

برای تحریک الکتریکی فراجمجه ای مستقیم، از دستگاه تحریک مدیناطب ساخت کشور ایران استفاده شد. از آزمودنی ها خواسته شد که در بازه زمانی ۲۴ ساعت قبل از حضور در آزمایشگاه از مصرف کافئین خودداری نمایند. پس از حضور در آزمایشگاه از آزمودنی خواسته شد که بر روی صندلی راحتی که از قبل در محل موردنظر قرار داده شده بود؛ بنشینند. هر دو گروه به مدت ۲۰ دقیقه تحریکی با شدت ۲ میلی آمپر دریافت کردند با این تفاوت که برای گروه شَم فقط ۳۰ ثانیه ابتدایی تحریک واقعی و فعال اعمال شد و از ۳۰ ثانیه تا پایان ۲۰ دقیقه، جریان الکتریکی و تحریک قطع شد. برای تحریک نواحی

مدنظر از سیستم بین المللی نقشه برداری مغز ۲۰-۲۱^{۲۲} و کلاه مخصوص تحریک EEG^{۲۳} استفاده شد. از شرکت کنندگان خواسته شد تا قبل از اعمال تحریک و در طول مدت تحریک بر روی صندلی بنشینند. نقاط مد نظر جهت قراردادن الکترودها علامت گذاری شد و الکترودها بر روی نواحی علامت گذاری شده قرار داده شد. به منظور تحریک ناحیه M1، الکترود آند بر اساس سیستم بین المللی بر روی ناحیه CZ قرار گرفت (تصویر ۲). برای حالت شَم نیز نحوه نصب و ثبت الکترودها به همین شیوه بود؛ با این تفاوت که به مدت ۳۰ ثانیه تحریک اعمال گردید و بعد از ۳۰ ثانیه تحریک قطع شد (۱۲، ۱۴، ۲۴). الکترودهای اسفنجی ۵ سانتی متر مربع با سرم نمکی ۹ درصد مرطوب شد و با نوارهای برزنتی محکم بر نقطه مورد نظر حفظ شد (۲۴).

تصویر ۲- سیستم نقشه برداری مغز بین المللی ۲۰-۲۱ و نواحی مربوط به M1 راست و شانه چپ



²² International 10-20 system

²³ Electro Encephalo Graphy cap

تمرینات ثبات مرکزی (CST)

داده‌ها از Shapiro-Wilk test و همگنی واریانس‌ها از آزمون Levin در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده گردید. همچنین برای مقایسه درون گروهی از آزمون t-زوجی و برای مقایسه بین گروهی با قرار دادن پیش آزمون به‌عنوان کوواریت، از آزمون آماری تحلیل کوواریانس یک راهه (ANCOVA) استفاده شد. همچنین تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام پذیرفت.

یافته‌ها

در این مطالعه اثر اضافه شدن tDCS به CST بر کنترل کمری- لگنی و مکانیک فرود در رزمی کاران مورد بررسی قرار گرفت. ۳۰ رزمی کار با توجه به شرایط حضور در مطالعه شرکت نمودند. با تجزیه و تحلیل مفروضه‌های مطالعه و برقراری پیش فرض‌های آمار پارامتریک در بخش اول ویژگی‌های دموگرافیک و آنتروپومتریک آزمودنی‌ها به همراه سابقه ورزشی آنان گزارش شده و تفاوت بین دو گروه توسط آزمون آماری تی مستقل ارائه شده است (جدول ۳).

در پژوهش حاضر تمرینات CST که شامل دو نوع تمرین بود به مدت چهار هفته، سه جلسه در هفته و به مدت ۲۵ دقیقه بلافاصله به دنبال اتمام ۲۰ دقیقه تحریک tDCS انجام شد. اولین تمرین، تمرینات ثباتی پلانک بود؛ بدین صورت که آزمودنی در حالت دمر با زانوی صاف و ۹۰ درجه فلکشن آرنج‌ها قرار گرفته و سعی داشت بدن را توسط آرنج و انگشتان پا نگه دارد. همچنین از آزمودنی خواسته شد سر، لگن و پاشنه در یک راستا باشد. تمرین بعدی، تمرین Hand-Heel بود که در این تمرین آزمودنی با بازکردن کامل آرنج‌ها و اندام تحتانی، در وضعیت طاق باز قرار می‌گرفت و یک جعبه به ارتفاع ۲۰ سانتیمتر زیر پای فرد قرار داده شد، در این حالت سر، لگن و پاها در یک راستا قرار داشت (۲۵). برنامه تمرینات ثبات مرکزی در جدول ۲ ارائه شده است.

روش‌های آماری

در پژوهش حاضر به منظور بررسی کردن توزیع طبیعی

جدول ۲- برنامه تمرینات ثبات مرکزی

هفته	جلسه ۱	جلسه ۲	جلسه ۳
اول	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۲۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۲۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۲ ست ۲۵ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۲۵ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۲۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۲۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه
دوم	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۲۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۲۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۲ ست ۲۵ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۲۵ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۴۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۴۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه
سوم	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۴۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۴۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۲ ست ۴۵ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۴۵ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۵۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۵۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه
چهارم	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۵۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۳ ست ۵۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۲ ست ۵۵ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۵۵ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه	گرم کردن ۱۰ دقیقه تمرین پلانک: ۳ ست ۶۰ ثانیه تمرین Hand-heel: ۲ ست ۶۰ ثانیه سرد کردن ۵ دقیقه

جدول ۳- مشخصات دموگرافیک و سابقه ورزشی آزمودنی‌ها (n=۳۰)

متغیر	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد	آماره t	P-Value*
سن (سال)	۲۱/۷ $\pm$ ۳/۴	۲۱/۰ $\pm$ ۳/۸	۰/۸۲
وزن (kg)	۶۰/۷ $\pm$ ۵/۷	۵۹/۰ $\pm$ ۴/۵	۰/۶۹
قد (cm)	۱۶۸/۰ $\pm$ ۳/۴	۱۶۷/۹ $\pm$ ۴/۱	۰/۷۰
شاخص توده بدنی (Kg/m ²)	۲۱/۵ $\pm$ ۱/۸	۲۱/۲۲ $\pm$ ۱/۰	۰/۸۳
سابقه ورزشی (سال)	۵/۹ $\pm$ ۱/۱	۸/۱ $\pm$ ۲/۷	۰/۳۴

وجود داشته ($P < ۰/۰۵$) و برای گروه شَم در مرحله پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری گزارش نشد ($P > ۰/۰۵$).

در ادامه به منظور مقایسه میزان اثربخشی این تمرینات و تفاوت‌های بین گروهی از آزمون تحلیل کوواریانس یک طرفه با در نظر گرفتن طبیعی بودن توزیع داده‌ها ($P = ۰/۲۳۱$)، همگنی واریانس‌ها ($P = ۰/۲۷۸$) و همگنی شیب رگرسیون استفاده گردید. همچنین متغیر وابسته کنترل کمری لگنی، مکانیک فرود و تعادل آزمودنی‌ها و متغیر مستقل نوع مداخله بود، همچنین نمره‌های پیش‌آزمون کنترل کمری لگنی، مکانیک فرود و تعادل در این مطالعه به‌عنوان

نتایج مقایسه میانگین‌های بین دوگروه به وسیله آزمون تی مستقل نشان داد؛ بین دو گروه از نظر ویژگی‌های دموگرافیک و سابقه ورزشی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$).

در بخش دوم؛ ابتدائاً به مقایسه دورن گروهی آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون تی-زوجی پرداخته شد که نتایج آزمون (جدول ۴) نشان داد؛ در هر دو گروه شَم و تجربی بین نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون کنترل کمری لگنی و مکانیک فرود اثر معنی‌داری داشته است ($P < ۰/۰۵$)؛ با این حال برای تعادل پویا گزارش گردید تنها گروه تجربی اختلاف معنی‌داری بین نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون

جدول ۴- نتایج آزمون t-زوجی برای مقایسه درون گروهی کنترل کمری لگنی، مکانیک فرود و تعادل پویا آزمودنی‌ها (n=۳۰)*. سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$

متغیر	گروه	پیش‌آزمون میانگین $\pm$ انحراف استاندارد	پس‌آزمون میانگین $\pm$ انحراف استاندارد	آماره t	P-Value
کنترل کمری- لگنی (mmHg)	tDCS و CST (تجربی)	۱۳/۷۲ $\pm$ ۲/۸۲	۸/۶۵ $\pm$ ۱/۱۴	۴/۱۳	*۰/۰۰۱
	CST و تحریک گول زنده (شَم)	۱۱/۷۷ $\pm$ ۲/۰۱	۹/۹۴ $\pm$ ۱/۸۲	۳/۷۳	*۰/۰۰۲
مکانیک فرود	tDCS و CST (تجربی)	۵/۹۵ $\pm$ ۱/۱۲	۷/۷۵ $\pm$ ۰/۹۰	-۴/۲۸	*۰/۰۰۱
	CST و تحریک گول زنده (شَم)	۵/۲۶ $\pm$ ۱/۰۲	۶/۹۱ $\pm$ ۱/۰۹	-۳/۱۲	*۰/۰۰۷
تعادل پویا (Y) (cm)	tDCS و CST (تجربی)	۹۱/۸۰ $\pm$ ۸/۱۷	۹۶/۴۷ $\pm$ ۸/۸۷	-۴/۲۸	*۰/۰۰۱
	CST و تحریک گول زنده (شَم)	۹۳/۴۷ $\pm$ ۷/۹۱	۹۴/۰۰ $\pm$ ۹/۰۳	-۱/۶۱	۰/۱۲۹

بحث و نتیجه گیری

در مطالعه حاضر اثر اضافه شدن تحریک فراجمه‌های (tDCS) به تمرینات ثبات مرکزی (CST) بر کنترل کمری- لگنی، مکانیک فرود و تعادل رزمی کاران مبتلا به نقص تنه به بوتله آزمایش گذاشته شد. با توجه به نتایج بدست آمده از داده‌های پژوهش مشخص گردید که اضافه نمودن تحریک tDCS اثربخشی CST را خصوصاً در فاکتور تعادل افزایش داده و منجر به بهبود کنترل

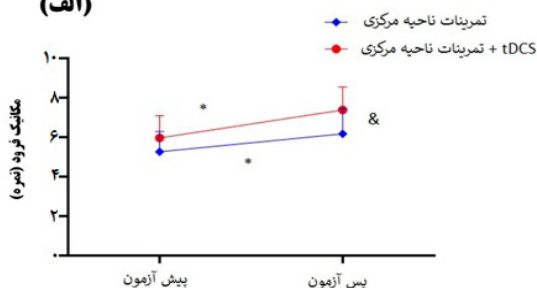
همپراش (کواریت) در نظر گرفته شد (جدول ۵).

نتایج تحلیل کوواریانس براساس جدول ۵ نشان داد؛ پس از اصلاح نمره‌های پیش آزمون، از نظر نمره‌های کنترل کمری لگنی ($\eta^2=17/04$ ، $P=0/039$)، تعادل پویا ($F(1,27)=4/71$ ، $\eta^2=72/63$ ، $P=0/044$)، مکانیک فرود ($F(1,27)=4/46$ ، $\eta^2=6/266$ ، $P=0/045$) تفاوت معنی‌داری بین دو گروه تجربی و شَم پس از مداخله وجود داشت (نمودار ۱).

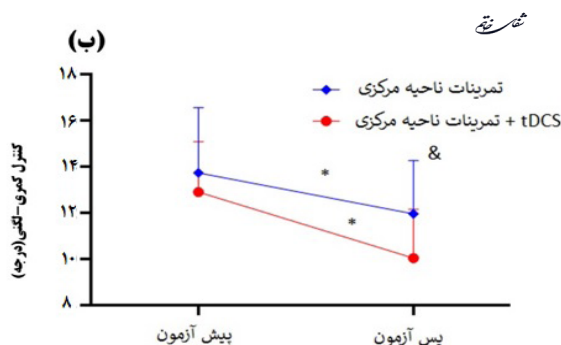
جدول ۵- نتایج تحلیل کوواریانس یک طرفه برای مقایسه اثر مداخلات بر کنترل کمری لگنی، مکانیک فرود و تعادل پویا ($n=30$). * سطح معنی‌داری $P<0/05$

متغیر	گروه	میانگین در پس آزمون	F	P-Value	r^2
کنترل کمری- لگنی	tDCS و CST (تجربی) و CST و تحریک گول زنده(شَم)	$10/03 \pm 2/11$ $11/95 \pm 2/30$	4/71	* 0/039	17/04
مکانیک فرود	tDCS و CST (تجربی) و CST و تحریک گول زنده(شَم)	$7/37 \pm 1/17$ $6/16 \pm 1/28$	4/41	* 0/045	6/26
تعادل پویا (Y)	tDCS و CST (تجربی) و CST و تحریک گول زنده(شَم)	$96/47 \pm 8/87$ $95/07 \pm 9/03$	4/46	* 0/044	72/63

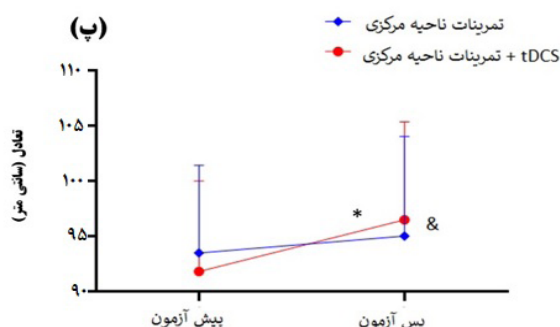
(الف)



(ب)



(پ)



نمودار ۱- الف. مقایسه‌های درون گروهی و بین گروهی در فاکتور مکانیک فرود (* نشان دهنده تفاوت معنی‌دار درون گروهی و & نشان دهنده تفاوت‌های بین گروهی می‌باشد)؛ ب. مقایسه‌های درون گروهی و بین گروهی در فاکتور کنترل کمری- لگنی (* نشان دهنده تفاوت معنی‌دار درون گروهی و & نشان دهنده تفاوت‌های بین گروهی می‌باشد)؛ پ. مقایسه‌های درون گروهی و بین گروهی در فاکتور تعادل پویا (* نشان دهنده تفاوت معنی‌دار درون گروهی و & نشان دهنده تفاوت‌های بین گروهی می‌باشد)

درباره بررسی CST بر مکانیک فرود ورزشکاران صورت گرفته است که نتایج آنان قابل تعمیم و همسو با یافته پژوهش حاضر است؛ میرجمالی و همکاران مقایسه تاثیر CST در سطح پایدار و ناپایدار بر استقامت تنه و مکانیک فرود ورزشکاران زن دارای نقص تنه با استفاده از سیستم امتیازدهی خطای فرود بررسی و گزارش کردند CST در سطح پایدار و ناپایدار در ورزشکاران زن با نقص تنه می تواند سبب بهبود استقامت و مکانیک فرود شود و به حذف و تعدیل برخی فاکتورهای خطرناک مرتبط با آسیب ACL کمک کند که این تاثیر با انجام تمرینات در سطح ناپایدار بیشتر است (۳۲). ونی^{۲۵} و همکاران گزارش کردند هشت هفته CST باعث هم راستایی کمری- لگنی و بهبود کینماتیک فرود ورزشکاران اسکی آزاد می شود که می تواند عملکرد ورزشی در مسابقات اسکی را بهبود بخشد اما در زمان فرود تفاوت معنی داری گزارش نکردند (۳۳). مختاریفر و همکاران به بررسی اثر هشت هفته CST بر الگوی پرش- فرود دختران فوتبالیست پرداختند که با توجه به نتایج آنان به نظر می رسد استفاده از CST از طریق اصلاح فعالیت پرش- فرود و همچنین بهبود تعادل و استقامت عضلانی، می تواند به پیشگیری از آسیب های غیربرخوردی اندام تحتانی در ورزشکاران دچار نقص تنه کمک کند (۳۴). بنابراین، با توجه به ادبیات پیشین، مشخص گردید CST بهبود تعادل و کاهش نوسانات بدن در هنگام فرود را به همراه داشته (۳۵)؛ که روی هم رفته، این نتایج اثربخشی CST بر بهبود مکانیک فرود نشان می دهند که همسو با یافته مطالعه حاضر است. مهم ترین هدف پژوهش حاضر بررسی اثربخشی اضافه نمودن (tDCS) به (CST) و اثر گذاری آن بر روی متغیر های پژوهش در گروه تجربی بود؛ با استناد به یافته های بدست آمده در مطالعه حاضر مشخص گردید tDCS کارایی CST را افزایش داده و منجر به بهبود کنترل کمری- لگنی، مکانیک فرود و تعادل ورزشکاران مبتلا به نقص تنه شده است. در راستای اثر بخشی tDCS می توان اینگونه ادعان نمود؛ tDCS باعث افزایش فعالیت عصبی در نواحی مرتبط با تعادل و کنترل حرکتی شده، که این امر به بهبود عملکرد حرکتی کمک کرده است (۳۶). در سال های اخیر، تحریک مغز به عنوان یک مداخله برای افزایش عملکرد ورزشی معرفی شده است اما؛ مکانیسم های مربوط به مدولاسیون فعالیت عصبی ناشی از tDCS هنوز به طور کامل شناخته نشده است (۳۶، ۳۵). مطالعات پیشین در خصوص اثر بخشی tDCS بر روی ورزشکاران افزایش یادگیری مهارت حرکتی حافظه کاری و زمان واکنش، قدرت و استقامت عضلانی گزارش کردند (۳۶)؛ به نظر می رسد tDCS از طریق

کمری- لگنی، مکانیک فرود و تعادل ورزشکاران شده است که این عوامل در پیشگیری از آسیب ها و بهینه سازی عملکرد ورزشی می تواند نقش به سزایی داشته باشد یافته اولیه پژوهش حاضر نشان داد: کنترل کمری لگنی و مکانیک فرود رزمی کاران مبتلا به نقص تنه پس از ۴ هفته در گروه شَم (s-tDCS) اثر بخشی معنی داری داشته است؛ بنابراین فرض اول این مطالعه تایید شد. نظریه های مختلفی می توانند این یافته را توجیه کنند؛ از جمله نظریه کنترل حرکتی که تاکید می کند تقویت عضلات مرکزی بدن (core) می تواند موجب حرکت مطلوب مفاصل کمر، لگن و ران در طول زنجیره حرکتی شود و به بهبود هم ترازای کمری- لگنی جهت کاهش خطر آسیب اندام تحتانی کمک کند (۲۶). در پژوهش حاضر ظاهراً CST به خوبی توانسته الگوی کنترل حرکتی مختل شده در عضلات علی الخصوص عضلات لوکال را اصلاح کند و حرکت ستون فقرات را کنترل کند و متعاقباً، الگوهای حرکتی بهینه را در ناحیه کمری لگنی بازآموزی کند (۲۷). در همین راستا مطالعاتی در خصوص نقش CST بر روی بهبود عملکرد ورزشکاران بررسی شده، به عنوان مثال؛ در پژوهش باقریان و همکاران یک برنامه ۸ هفته ای CST، الگوهای حرکتی عملکردی و کنترل پاسچر پویا را در ورزشکاران افزایش می دهد به گونه ای که اثر بخشی بیشتری در ورزشکاران با کنترل حرکتی ضعیف تر گزارش شد (۲۸). سیترباکن^{۲۴} و همکاران تاثیر ۶ هفته CST بر روی سرعت پرتاب در طول زنجیره حرکتی هندبالیست ها بررسی کردند که نتایج حاکی از اثر گذاری CST از طریق ثبات بخشی ناحیه کمری- لگنی با بازیابی الگوی عصبی عضلانی و افزایش تولید نیرو در طی زنجیره حرکتی در جهت بهبود سرعت پرتاب بوده است (۲۹). فیروزجاه و همکاران در مطالعه ای اشاره نمودند؛ CST منجر به بهبود قابل توجهی در کنترل کمری- لگنی و کاهش درد در افراد مبتلا به نقص تنه شده است که همگی در راستای یافته پژوهش حاضر بوده و آن را تایید می کند (۳۰) در ادامه یافته پژوهش حاضر در خصوص اثر گذاری معنی دار بر روی بهبود مکانیک فرود رزمی کاران مبتلا به نقص تنه در گروه شَم (s-tDCS) می توان اینگونه اشاره نمود که نظریه های بیومکانیکی نشان می دهند CST می تواند الگوهای حرکتی را تصحیح کند و توزیع نیروهای وارده بر بدن را در هنگام فرود بهبود بخشند. همچنین عنوان شده افزایش ثبات تنه می تواند خطاهای مکانیکی فرود را کاهش دهد و اختلال در کنترل عصبی عضلانی ناحیه مرکزی بدن را در طی حرکات پویا به حداقل رساند و نتیجتاً به عنوان مداخله ای در جهت کاهش آسیب اندام تحتانی معرفی شود (۳۱). مطالعاتی

²⁴ Saeterbakken

²⁵ Wei

آموزش دیده طی یک آزمون دوچرخه‌سواری مورد مطالعه قرار داده که بهبود ادراک (کاهش خستگی و تشخیص تهدید)، افزایش قابل توجه قدرت و همچنین کاهش ضربان قلب گزارش کردند (۴۳). به طور مشابه، بوردوچی^{۳۱} و همکاران دریافتند؛ ورزشکاران نخبه یک مزیت رقابتی بالقوه در عملکرد شناختی و ارتقای خلق و خو، با ۲ میلی آمپر a-tDCS روی قشر خلفی- جانبی پیش‌پیشانی^{۳۲} (DLPFC) بدست آوردند که تمامی موارد ذکر شده یافته پژوهش حاضر تایید می‌کند (۴۴). در مقابل، فلود^{۳۳} و همکاران اشاره کردند tDCS آنودال M1 درک درد را در طول تمرین خسته کننده اندام تحتانی کاهش می‌دهد، اما هیچ تاثیر قابل توجهی بر استقامت عضلانی یا حداکثر تولید نیرو وجود نداشت (۴۵). گزارش‌های مثبت بیشتری (کوجیامانیان و همکاران^{۳۴}، عبدالموللا^{۳۵} و همکاران، و منفی (کان^{۳۶} و همکاران، متالب^{۳۷} و همکاران) در مورد اثرات tDCS آنودال M1 وجود دارد که این تأثیرات در همه ورزشکاران معنی‌دار نیست (۴۶-۴۹). براساس این مطالعات، برای دستیابی به بهترین نتایج، tDCS و برنامه‌های تمرینی باید با نیازها و ویژگی‌های فردی ورزشکاران تطبیق داده شوند بگونه‌ای که تفاوت‌های فردی ورزشکاران و شرایط خاص آنها می‌تواند این تأثیرات را تعدیل کند که نیاز به تحقیقات بیشتری برای تعیین دقیق این تأثیرات وجود دارد (۴۹) در ادامه نتایج بدست آمده در خصوص اثر بخشی اضافه نمودن tDCS به CST بر روی بهبود تعادل رزمی کاران مبتلا به نقص تنه گزارش گردید پس از ۴ هفته مداخلات تمرینی تنها تعادل در گروه تجربی که tDCS به CST اضافه شده بود بهبود حاصل شد و در گروه شَم (s-tDCS) هیچ اثر معنی‌داری بر تعادل رزمی کاران مشاهده نشد (۵۰)؛ طبق یافته بدست آمده به نظر می‌رسد a-tDCS پردازش عصبی را در ناحیه M1 افزایش داده و به القای فرایند یادگیری تعادل پویا در رزمی کاران مبتلا به نقص تنه کمک کرده است (۵۱). دلایل متعددی می‌توان در جهت توجیه پذیری یافته حاضر ارائه داد از جمله این موضوع که؛ tDCS تحریک پذیری قشر مغز را تعدیل می‌کند و باعث بهبود عملکرد در عناصر مختلف سیستم کنترل تعادل پویا از جمله عملکرد حسی-پیکری، زمان واکنش و میزان توجه می‌شود (۵۰). اکثر مطالعات شواهدی برای نقش متمایز (M1) در طول کسب مهارت اولیه و مرحله تثبیت یادگیری ارائه می‌دهند (۵۲). با این حال، این پارادایم‌ها (الگوواره) عمدتاً برای بررسی یادگیری مهارت‌های حرکتی شامل دست‌ها ایجاد شده‌اند. علاوه بر این واقعیت که tDCS عملکرد حرکتی دست را افزایش می‌دهد، تعدادی از مطالعات نیز اثرات tDCS با تحریک پذیری M1 بر قدرت عضلات

تعدیل سیستم عصبی خودمختار با افزایش و کاهش عملکردهای سمپاتیک و پاراسمپاتیکی؛ تحریک پذیری نورون‌های حرکتی و ظرفیت انقباضی فیبرهای عضلانی را کاهش داده که این موارد منجر به بهبود عملکرد ورزشکاران شده است (۳۵). با استناد به نظریه‌های نوروفیزیولوژیک؛ tDCS باعث کاهش آزادسازی انتقال دهنده عصبی بازدارنده گابا می‌شود؛ به این معنی که فعالیت نورون‌ها را کاهش داده و به تنظیم ضربان قلب، بهبود عملکرد حرکتی و کاهش درد کمک خواهد کرد (۳۷). با مختل شدن عملکرد مناطق نخاعی و فوق نخاعی علی‌الخصوص ناحیه M1، فعالیت الکتریکی-عصبی در جهت جبران تحریک‌پذیری ستون فقرات کاهش یافته، که این فرایند منجر به کاهش ظرفیت عملکردی عضلات برای تولید قدرت/استقامت شده و در نتیجه خستگی ایجاد می‌شود؛ خستگی نه تنها به کاهش استقامت عضلانی کمک می‌کند، بلکه می‌تواند تصمیم‌گیری، زمان پاسخگویی و مهارت را نیز مختل کند (۳۸). بنابراین، در پژوهش حاضر tDCS در نواحی قشر حرکتی اولیه^{۳۶} (M1) انجام پذیرفت که با تحریک پذیری این ناحیه؛ فعالیت عصبی نورون‌های حرکتی منجر به کاهش ارسال واحدهای عصبی به عضلات شده و خستگی را به تاخیر انداخته که بدنبال اثرات آن؛ یادگیری حرکتی را افزایش داده و کنترل مطلوب در ناحیه کمری لگنی و کاهش خطای فرود را ایجاد کرده است (۳۹). در راستای مطالب بیان شده امینی و همکاران؛ در یک مطالعه مروری نظام‌مند با به‌کارگیری روش فراتحلیل و با بهره‌گیری از روش ترکیب اندازه اثر به روش Schmidt and Hunter نشان دادند tDCS بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران در سه نظام اثرپذیری کارکردی شناختی، روانشناختی و فیزیولوژیکی حمایت لازم را دارد که این نتیجه مؤید آن است که tDCS برای بهینه‌سازی عملکرد ورزشکاران مؤثر است (۴۰) سانتوس^{۳۷} و همکاران اثرات tDCS بر عملکرد، قدرت عضلانی و زمان عکس العمل دوندگان ۵۰۰ متر بررسی و نتایج داد که ۲۰ دقیقه تحریک با شدت ۲ میلی‌آمپر روی قشر حرکتی اولیه (M1) در گروه تجربی زمان عکس العمل در اجرای مسابقه را کاهش می‌یابد (۴۱). گراسپر^{۳۸} و همکاران اثر tDCS بر عملکرد شناختی ورزشکاران حرفه‌ای بررسی و گزارش نمودند مداخلات tDCS می‌تواند عملکرد شناختی را افزایش داده و نمرات افسردگی را در ورزشکاران کاهش دهد، که از دیدگاه آنان ممکن است به افزایش عملکرد، رفاه بیشتر و بهبودی سریع‌تر کمک کند (۴۲). ویترا کاستا^{۳۹} و همکاران اثرات ۲۰ دقیقه tDCS آنودال (a-tDCS) روی قشر خلفی-جانبی پیش‌پیشانی^{۳۰} (DLPFC) بر دوچرخه‌سواران

²⁶ Primary Motor Cortex

²⁷ Santos

²⁸ Grosprêtre

²⁹ Vitor-Costa

³⁰ Dorsolateral Prefrontal Cortex

³¹ Borducchi

³² Dorsolateral Prefrontal Cortex

³³ Flood

³⁴ Cogiamanian

³⁵ Abdelmoula

³⁶ Kan

³⁷ Muthalib

مسن(۵۷-۵۹). در حالی که تحقیقات فوق از tDCS به عنوان یک استراتژی بالقوه برای کنترل تعادل در بزرگسالان مسن تر حمایت کرده است، واریانس بزرگ بین موضوعی و بین مطالعاتی در خصوص اثرات tDCS بر روی فعال سازی قشر مغز در جهت بهبود کنترل پاسچر ورزشکاران را عنوان کردند (۶۰). روی هم رفته، این نتایج نشان می دهد که تحریک پذیری M1 به شدت بر کنترل پاسچرال و افزایش قدرت عضلانی اندام تحتانی نقش دارد (۶۰). بنابراین هدف از این مطالعه تجزیه و تحلیل اثرات کمی tDCS بر عملکرد کنترل تعادل به طور خاص در افراد ورزشکاران مبتلا به نقص تنه بوده که در مقایسه با شم، tDCS باعث بهبود قابل توجهی تعادل پویا طی چهار هفته شده است (جدول ۳). به نظر می رسد ترکیب تمرین CST و tDCS می تواند ابزار مفیدی برای افزایش کنترل پاسچرال و کاهش خطای فرود در جهت بهبودی عملکرد ورزشکاران مبتلا به نقص تنه شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی های شرکت کننده در پژوهش، مربیان، متخصصین و کارشناسان آزمایشگاه توانبخشی ورزشی دانشگاه رازی که ما را در انجام امور آزمایشگاهی یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

اندام تحتانی و کنترل پاسچر مورد بررسی قرار داده اند (۵۳) در تایید این موضوع؛ در سال ۲۰۰۷، جفری^{۳۸} و همکاران دریافتند که ۱۰ دقیقه tDCS آنودال علاوه بر افزایش تحریک پذیری برجستگی های مجرای قشر نخاعی به عضله تیپالیس قدامی، پارامترهای حرکت اولیه اندام تحتانی مانند نیروی انگشتان پا را افزایش داده که ممکن است به بر تعادل ایستا و پویا اثر بگذارد (۵۴). دوتا^{۳۹} و همکاران، گزارش کردند ۲۰ دقیقه a-tDCS یک میلی آمپری به طور قابل توجه یادگیری تعادل پویا را در مقایسه با شرکت کنندگانی که s-tDCS دریافت کردند افزایش داده و پارامترهای کینماتیکی از جمله سرعت را در طول یادگیری تعادل پویا تغییر داده و حداکثر مرکز فشار (COP)^{۴۰} در جهت کنترل پاسچر را کاهش می دهد (۵۵). مانور^{۴۱} و همکاران، نشان دادند در افراد مسن سالم، یک جلسه tDCS طراحی شده با هدف قرار دادن قشر خلفی- جانبی پیش پیشانی (DLP-FC) باعث بهبود عملکرد ایستادن و راه رفتن می شود (به عنوان مثال، کاهش سرعت نوسان وضعیتی و افزایش سرعت راه رفتن) (۵۶). مطالعات همچنین نشان داده اند که tDCS ممکن است کنترل تعادل را در افراد مبتلا به اختلالات حرکتی از جمله سکته مغزی مزمن (زالات^{۴۲} و همکاران) و بیماری پارکینسون (برودر^{۴۳} و همکاران، سوانک^{۴۴} و همکاران) بهبود بخشد (البته نه لزوماً افراد

منابع

1. Shoeibi M, Kachooie AR. Identify sports injury inflicted on joints and organs by Using DEMATEL method. Iranian Journal of Orthopedic Surgery. 2021; 19(3):115-20.
2. Ourdumahaleh MMK, Shahverdi M, Zandi HG. Relationship between emotional intelligence and the injury occurrence rate in elite athletes of various martial fields. Journal of Fundamentals of Mental Health. 2018; 20(5).
3. Naserpour H, Mirjani M. The prevalence and etiology of ankle injury in professional karate players in Iran. Journal of Sport Biomechanics. 2019;4(4):2-15.
4. Fadaei Dehcheshmeh P, Gandomi F. The effect of lumbopelvic control disorders on balance and lower extremity function in professional athletes with frequent landings: a single-blind cross-sectional study. Sadra Medical Journal. 2021; 9(2): 145-60.
5. Gandomi F, Fadaei Dehcheshmeh P. Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control. Studies in Sport Medicine. 2020; 12(28): 203-32.
6. Rostami Zalani F, Sahebalzamani M, Daneshjoo A. Examination of Strengths Exercise in Patellofemoral Pain Syndrome with emphasize on Weakness, Lumbar-Pelvic Girdle Muscles and Quadriceps: Narrative Review Articles 2010-2020. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2021; 10(3): 97-112.
7. Jafarnezhadgero AA, Oroji A, Letafatkar A, Shojaodin SS. The Effect of Movement-Pattern Training on Selected Landing Kinematic Variables in Athletes with Non-Specific Chronic Low Back Pain: A Randomized Clinical Trial. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2021; 20(6): 631-44.
8. Ghasemi Paendehehi V, Shojaeddin S, Ebrahimi Tekamejani E, Letafatkar A, Eslami M. Study of knee joint kinematic changes during single leg drop landing after 8 weeks FIFA11+ program in young male soccer players. Journal of Applied Exercise Physiology. 2018; 13(26): 91-104.

³⁸ Jeffery

³⁹ Dutta

⁴⁰ Center of perssure

⁴¹ Manor

⁴² Zandvliet

⁴³ Broeder

⁴⁴ Swank

9. Sahabuddin FNA, Jamaludin NI, Bahari MLHS, Najib RKMRA, Shaharudin S. Lower limb biomechanics during drop vertical jump at different heights among university athletes. *Journal of Physical Education and Sport*. 2021; 21(4): 1829-35.
10. Fallah Mohammadi M, Shojaadin S, Amir L, Ebrahimi Takomjani E, Mansour E. Relationship between core stability and strength of some lower extremity muscles, and jump-landing biomechanics using Landing Error Scoring System. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2018; 13(26): 125-38.
11. Banissy MJ, Muggleton NG. Transcranial direct current stimulation in sports training: potential approaches. *Frontiers in human neuroscience*. 2013; 7: 129.
12. Mahdavi A, Ahmadi F, Haj Abbas Tabrizi E, Gharaian H, Rigi Koote B, Imaninasab V, et al. Transcranial Electrical Stimulation (tES): History, Theoretical Foundations and Applications. *The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam*. 2022; 11(1): 69-104.
13. Banissy MJ, Muggleton NG. Transcranial direct current stimulation in sports training: potential approaches. *Frontiers in human neuroscience*. 2013; 7: 129.
14. Paulus W. Transcranial direct current stimulation (tDCS). *Supplements to Clinical neurophysiology*. 56: Elsevier; 2003. p. 249-54.
15. Edwards DJ, Cortes M, Wortman-Jutt S, Putrino D, Bikson M, Thickbroom G, et al. Transcranial direct current stimulation and sports performance. *Frontiers in human neuroscience*. 2017; 11: 243.
16. Taheri H, Teymuri E, Saberi Kakhki A. The Effect of transcranial direct current stimulation with balance training on static and dynamic postural control in MS patients. *medical journal of mashhad university of medical sciences*. 2020; 63(4): 2501-13.
17. Pacheco-Barrios K, Cardenas-Rojas A, Thibaut A, Costa B, Ferreira I, Caumo W, et al. Methods and strategies of tDCS for the treatment of pain: current status and future directions. *Expert review of medical devices*. 2020; 17(9): 879-98.
18. Straudi S, Buja S, Baroni A, Pavarelli C, Pranovi G, Fregni F, et al. The effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) combined with group exercise treatment in subjects with chronic low back pain: a pilot randomized control trial. *Clinical rehabilitation*. 2018; 32(10): 1348-56.
19. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. *Journal of clinical medicine*. 2020; 9(8): 2647.
20. Hamoongard M, Hadadnezhad M, Abbasi A. The Effect of Eight Weeks of Neuromuscular Training with Dual Cognitive Tasks on Proprioception and Performance of Futsal Players with Dynamic Knee Valgus Deficit. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2022; 11(3): 50-66.
21. Fadaei Dehcheshmeh P, Gandomi F, Maffulli N. Effect of lumbopelvic control on landing mechanics and lower extremity muscles' activities in female professional athletes: implications for injury prevention. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2021; 13(1): 101.
22. Hasanzadeh F, Tabatabaei H. The Effect of Two Resistance Training Methods on Dynamic Balance, Fall Risk, and Ankle Range of Motion in Active Elderly Women. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022; 10(6): 1314-25.
23. Mohammadi H, Khosravani M. The Effect of Sportsmetrics Training on Landing Technique in Female Volleyball Players with Dynamic Knee Valgus. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2022.
24. Winker M, Hoffmann S, Laborde S, Javelle F. The acute effects of motor cortex transcranial direct current stimulation on athletic performance in healthy adults: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Neuroscience*. 2024.
25. Moradi K, Minoonejad H, Rajabi R. The immediate effect of core stability exercises on balance in athletes with functional ankle instability. *Research on Biosciences and Physical Activity*. 2016; 3(4): 17-24.
26. Mohammad Pur S, Rajabi R, Shirzad E. The effect of six-weeks core stability training on trunk kinematics of female athletes with neuromuscular deficit of trunk control. *Studies in Sport Medicine*. 2013; 5(13): 53-72.
27. Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2007; 21(3): 979-85.
28. Bagherian S, Ghasempoor K, Rahnema N, Wikstrom EA. The effect of core stability training on functional movement patterns in college athletes. *Journal of sport rehabilitation*. 2019; 28(5): 444-9.

29. Saeterbakken AH, Van den Tillaar R, Seiler S. Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011; 25(3): 712-8.
30. Mohammad Ali Nasab Firouzjah E, Daneshmandi H, Norasteh AA. Effect of Core Stability Training on the Endurance and Strength of Core in Basketball Players with Trunk Dysfunction. *Journal of Rehabilitation Sciences & Research*. 2020; 7(2): 80-6.
31. Wei M, Fan Y, Ren H, Li K, Niu X. Correlation between core stability and the landing kinetics of elite aerial skiing athletes. *Scientific Reports*. 2023; 13(1): 11239.
32. Mirghmali E, Minoonejad H, Seidi F. The effects of core stability training on trunk strength and landing mechanics in female athletes with trunk defects on a stable and unstable level. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*. 2022; 11(1): 45-56.
33. Wei M, Fan Y, Lu Z, Niu X, Wu H. Eight weeks of core stability training improves landing kinetics for freestyle skiing aerials athletes. *Frontiers in physiology*. 2022; 13: 994818.
34. Mokhtari Fard Z, Sabbagh Langeroudi M. The effects of 8 weeks TRX exercises and core stability in the stable level on the landing pattern, the stability of the core area and balance of girl's football players. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2021; 10(3): 546-61.
35. Fatahi F, Ghasemi G, Karimi M, Beyranvand R. The effect of eight weeks of core stability training on the lower extremity joints moment during single-leg drop landing. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*. 2019; 11(1): 4.
36. Baharlouei H, Saba MA, Yazdi MJS, Jaberzadeh S. The effect of transcranial direct current stimulation on balance in healthy young and older adults: A systematic review of the literature. *Neurophysiologie Clinique*. 2020; 50(2): 119-31.
37. Banissy MJ, Muggleton NG. Transcranial direct current stimulation in sport training: potential approaches. *Frontiers in human neuroscience*. 2013; 7: 129.
38. Edwards DJ, Cortes M, Wortman-Jutt S, Putrino D, Bikson M, Thickbroom G, et al. Transcranial direct current stimulation and sports performance. *Frontiers in human neuroscience*. 2017; 11: 243.
39. Amini A, Vaezmousavi M. The Effect of Transcranial Electrical Stimulation on Athletic Performance Optimization: Systematic Review, Meta-Analysis, and Proposing a Theoretical Model. *The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam*. 2021; 9(4): 81-104.
40. Giancattarina M, Grandperrin Y, Nicolier M, Gimenez P, Vidal C, Tio G, et al. Acute effect of transcranial direct current stimulation (tDCS) on postural control of trained athletes: A randomized controlled trial. *Plos one*. 2024; 19(1): e0286443.
41. Dos Santos LF, dos Santos Silva D, de Jesus Alves MD, Moura Pereira EV, do Nascimento HR, de Sousa Fernandes MS, et al. Acute effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on peak torque and 5000 m running performance: a randomized controlled trial. *Scientific Reports*. 2023; 13(1): 9362.
42. Grosprêtre S, Grandperrin Y, Nicolier M, Gimenez P, Vidal C, Tio G, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on the psychomotor, cognitive, and motor performances of power athletes. *Scientific reports*. 2021; 11(1): 9731.
43. Vitor-Costa M, Okuno NM, Bortolotti H, Bertollo M, Boggio PS, Fregni F, et al. Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling. *PloS one*. 2015; 10(12): e0144916.
44. Borducchi DM, Gomes JS, Akiba H, Cordeiro Q, Borducchi JHM, Valentin LSS, et al. Transcranial direct current stimulation effects on athletes' cognitive performance: an exploratory proof of concept trial. *Frontiers in psychiatry*. 2016; 7: 183.
45. Flood A, Waddington G, Keegan RJ, Thompson KG, Cathcart S. The effects of elevated pain inhibition on endurance exercise performance. *PeerJ*. 2017; 5: e3028.
46. Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, Barbieri S, Priori A. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. *European Journal of Neuroscience*. 2007; 26(1): 242-9.
47. Abdelmoula A, Baudry S, Duchateau J. Anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability. *Neuroscience*. 2016; 322: 94-103.
48. Kan B, Dundas JE, Nosaka K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2013; 38(7): 734-9.
49. Muthalib M, Kan B, Nosaka K, Perrey S, editors.

Effects of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on prefrontal cortex activation during a neuromuscular fatigue task: an fNIRS study. *Oxygen Transport to Tissue XXXV*; 2013: Springer.

50. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. *Clinical Neurophysiology*. 2016; 127(6): 2455-62.

51. Guo Z, Bao D, Manor B, Zhou J. The effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on balance control in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2020; 12: 275.

52. Foerster Á, Melo L, Mello M, Castro R, Shirahige L, Rocha S, et al. Cerebellar transcranial direct current stimulation (ctDCS) impairs balance control in healthy individuals. *The Cerebellum*. 2017; 16: 872.

53. Antal A, Nitsche MA, Kincses TZ, Kruse W, Hoffmann KP, Paulus W. Facilitation of visuo-motor learning by transcranial direct current stimulation of the motor and extrastriate visual areas in humans. *European Journal of Neuroscience*. 2004; 19(10): 2888-92.

54. Jeffery DT, Norton JA, Roy FD, Gorassini MA. Effects of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex. *Experimental brain research*. 2007; 182: 281-7.

55. Dutta A, Chugh S, Banerjee A, Dutta A. Point-of-care-testing of standing posture with Wii balance board and Microsoft Kinect during transcranial direct current stimulation: a feasibility study. *NeuroRehabilitation*. 2014; 34(4): 789-98.

56. Manor B, Zhou J, Jor'dan A, Zhang J, Fang J, Pascual-Leone A. Reduction of dual-task costs by noninvasive modulation of prefrontal activity in healthy elders. *Journal of cognitive neuroscience*. 2016; 28(2): 275-81

57. Zandvliet SB, Meskers CG, Kwakkel G, van Wegen EE. Short-term effects of cerebellar tDCS on standing balance performance in patients with chronic stroke and healthy age-matched elderly. *The Cerebellum*. 2018; 17: 575-89.

58. Broeder S, Nackaerts E, Heremans E, Vervoort G, Meesen R, Verheyden G, et al. Transcranial direct current stimulation in Parkinson's disease: Neurophysiological mechanisms and behavioral effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2015; 57: 105-17.

59. Swank C, Mehta J, Criminger C. Transcranial direct current stimulation lessens dual task cost in people with Parkinson's disease. *Neuroscience letters*. 2016; 626: 1-5.

60. Yang DJ, Park SK, Uhm YH. Influence of transcranial direct current stimulation on lower limb muscle activation and balance ability in soccer player. *The Journal of Korean Physical Therapy*. 2018; 30(6): 211-7.