مجله علوم پزشکی رازی دوره ۳۲، شماره پیوسته ۱۵، ۹ اردیبهشت ۱۴۰۴ https://doi.org/10.47176/rjms.32.15

مقاله پژوهشی

اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه (M1)، بر نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود در افراد دارای درد کشککی–رانی

محسن برغمدی: دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (* نویسنده مسئول)
barghamadi@uma.ac.ir
محسن قلی‌زاده: کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
خشایار علاپور: دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساری، ایران
ابراهیم پیری: دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
علی فکوریان: استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه نیروی هوایی شهید ستاری، تهران، ایران
علی نصرتی‌هشی: دکتری فیزیولوژی ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

چکیده

زمینه و هدف: تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه به طور گسترده‌ای در درمان چندین اختلال عصبی همچون درد کشککی–رانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. لذا، هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود در افراد دارای درد کشککی–رانی بود.

روش کار: تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون بود. جامعه آماری تحقیق حاضر کلیه مردان با عارضه درد کشککی–رانی با دامنه سنی ۳۰–۲۵ سال شهرستان اردبیل بود. نمونه آماری شامل ۲۴ نفر بود که به صورت هدفمند و در دسترس در دو گروه تجربی و کنترل جای گرفتند. قبل و بعد از اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی متغیر نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. برای مقایسه میانگین بین گروهی از آزمون آنالیز واریانس دوسویه، و مقایسه میانگین درون گروهی از آزمون تی‌زوجی استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد در گروه تجربی، تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی–خلفی در مرحله جدا شدن پنجه پا طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به صورت معنادار کاهش پیدا کرد (P=۰/۰۳۵). همچنین در گروه تجربی، تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به صورت معنادار افزایش پیدا کرد (P=۰/۰۱۰). به علاوه در گروه تجربی، تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر زمان رسیدن به اوج مولفه داخلی–خارجی (P=۰/۰۰۳) و قدامی–خلفی (P=۰/۰۰۱) مرحله جدا شدن پنجه پا در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون به صورت معنادار افزایش پیدا کرد.

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج به‌نظر می‌رسد که تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز (M1)، منجر به کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و بهبود فعالیت روزمره آزمودنی‌ها شد. لذا، می‌توان از تحریک فرا جمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه ارزش کلینیکی برای کاهش درد و آسیب‌های ثانویه در نظر گرفت.

تعارض منافع: گزارش نشده است.
منبع حمایت‌کننده: حامی مالی نداشته است.

کلیدواژه‌ها
نیروی عکس‌العمل زمین،
درد کشککی–رانی،
تحریک فراجمجمه‌ای،
فرود

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۲/۱۱
تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۰۲/۰۹

شیوه استناد به این مقاله:
Barghamadi M, Gholizadeh M, Alapour KH, Piri E, Fakourian A, Nosrati Heshi A. The Effect of Transcranial Stimulation of Primary Motor Cortex (M1) on the Ground Reaction Force During Landing in People with Patellofemoral Pain. Razi J Med Sci. 2025(29 Apr);32.15.

Copyright: ©2024 The Author(s); Published by Iran University of Medical Sciences. This is an open-access article distributed under the terms of the CC BY-NC-SA 4.0 (https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.en).

*انتشار این مقاله به‌صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 4.0 صورت گرفته است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

Razi Journal of Medical Sciences. 2025(29 Apr);32.15. https://doi.org/10.47176/rjms.32.15

Original Article

The Effect of Transcranial Stimulation of Primary Motor Cortex (M1) on the Ground Reaction Force During Landing in People with Patellofemoral Pain

Mohsen Barghamadi: Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (*Corresponding Author) barghamadi@uma.ac.ir
Mohsen Gholizadeh: MSc in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
KHashayar Alapour: PhD Student, Islamic Azad University, Sari Branch, Iran
Ebrahim Piri: PhD Student in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Ali Fakourian: Assistant Professor of Sports Physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Shahid Sattari Air Force University, Tehran, Iran
Ali Nosrati Heshi: PhD Student of sports physiology, Department of Sports Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Abstract

Background & Aims: Transcranial stimulation of the primary motor cortex is widely used in the treatment of several neurological disorders such as patellofemoral pain. Patellofemoral pain syndrome, is one of the most common orthopedic knee disorders among young and adult people (1). The prevalence of this complication in women is 2.23% higher compared to men. Most people with this syndrome are reported to be 18-35 years old with a prevalence of 13% (5). Based on these findings, interventions aimed at reducing injuries and forces during various activities and improving performance in the field of patellofemoral pain seem important. In this regard, researchers have used several methods (rest, weight intolerance, ice and heat therapy, anti-inflammatory drugs and physiotherapy treatments such as transcutaneous electrical nerve stimulation), interference currents, dynamic currents., water therapy, tipping) have been used for treatment. Transcranial direct current stimulation (tDCS) is also a non-invasive, painless and easy brain stimulation method that causes the excitability of brain pathways, for example from the cortex to the muscles (excitability of the motor cortex) and causes cortical flexibility. It can be (17). Studies have shown that transcranial stimulation of the primary motor cortex of the brain can lead to the improvement of patellofemoral pain by affecting the muscles of the knee joint (18, 19). Cranial direct current stimulation is a non-invasive technique that is used to change the activity of the cerebral cortex and is widely used in the treatment of several neurological disorders (20, 21). A weak electric current enters the brain through 2 electrodes that are placed on the skull of people (22). This form of flow is able to create changes in the electrical activity inside and outside the neuron, which leads to a change in the resting potential of the membrane and thus improves the efficiency of the nerve synapse. These adjustments are not enough to generate an action potential, but they are enough to change the response threshold of the stimulated neuron (23). Therefore, the aim of present study was to investigate the effect of transcranial stimulation of primary motor cortex on the ground reaction force during landing in people with patellofemoral pain.
Methods: The present research was a semi-experimental and laboratory type with a pre-test and post-test design. The statistical population of the present study was men with patellofemoral pain syndrome with an age range of 25-30 years in Ardabil city, and 24 subjects were placed in two experimental and control groups. Before and after transcranial stimulation of variable motor cortex, ground reaction forces were measured using a force plate device. Among the inclusion criteria of the present study are things such as: 1) the presence of patellar pain that occurs during at least two activities, from the set of activities of squatting, running, lying, going up and down the stairs, and kneeling (28). 2) performing the single-leg squat test on the leg up to an angle of 45 degrees for 10 seconds and reporting pain at least three or higher by the person on the visual pain chart (29). Also, the conditions for the subjects to leave include

Keywords
Ground Reaction Force, Patellofemoral Pain, Transcranial Stimulation, Landing

Received: 01/03/2025
Published: 27/04/2025

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

a history of surgery, a history of mental illnesses, skin diseases, cardiovascular diseases, diabetes, receiving a rehabilitation program within three months before entering the study, a history of injury in lower limbs, deformities in the trunk, neurological, rheumatologically and other musculoskeletal diseases in the lower limbs and pain in the back, pelvis and sacroiliac region, history of vertigo, uncorrected vision problems and inner ear disorders, and unwillingness to cooperate Cited. Two-way analysis of variance was used to compare the mean between groups, and paired t-test was used to compare the mean within the group. SPSS version 24 software was used for data analysis.

Results: The results showed that in the experimental group, the transcranial stimulation of the primary motor cortex on the ground reaction force in the anterior-posterior direction during the push-off phase during the post-test significantly decreased compared to the pre-test (P=0.035). Also, in the experimental group, the transcranial stimulation of the primary motor cortex on the ground reaction force in the vertical direction during the post-test significantly increased compared to the pre-test (P=0.010). In addition, in the experimental group, the transcranial stimulation of the primary motor cortex on the time to peak of the medial-lateral (P=0.003) and anterior-posterior (P=0.001) components of the push -off phase significantly increased in the post-test compared to the pre-test.

Conclusion: Based on the results, it seems that transcranial stimulation of the primary motor cortex (M1) of the brain led to a reduction in ground reaction forces, loading rate, and improvement in daily activities of the subjects. Based on previous studies, the occurrence of disturbance in the peak of the ground reaction forces and the time to reach it in people with patellofemoral pain reflects the loss of intermuscular coordination and the adoption of simple movement strategies (37, 38). Probably, due to pain, sufferers of this syndrome use a simple movement pattern to feel less pain. Based on previous studies, the results have shown that the transcranial stimulation of the primary motor cortex has led to the reduction of patellofemoral pain, so that the reduction of pain in these patients can lead to the improvement of their performance in various activities (39). In the present research, the results showed that the component of the ground reaction force in the anterior-posterior direction decreased during landing, which indicates the improvement of the displacement of the center of pressure and balance during landing. Based on the hypothesis of stiffness of the ankle muscles, direct current stimulation of the brain's andales activates the descending corticospinal projections and increases the stability of the ankle joint (40). On the other hand, in explaining the results related to the peak of the ground reaction forces, it can be said that the longer the time to reach the peak of the ground reaction forces increases, the more effective the forces are in any physical activity such as walking, running, and descending from The step is reduced and as a result the probability of injury will be less (51). In the current research, the time to reach the peak of the ground reaction forces in the internal-external, anterior-posterior directions showed a significant increase. Therefore, transcranial stimulation of the primary motor cortex can be considered of clinical value for reducing pain and secondary injuries.

Conflicts of interest: None
Funding: None

Cite this article as:
Barghamadi M, Gholizadeh M, Alapour KH, Piri E, Fakourian A, Nosrati Heshi A. The Effect of Transcranial Stimulation of Primary Motor Cortex (M1) on the Ground Reaction Force During Landing in People with Patellofemoral Pain. Razi J Med Sci. 2025(29 Apr);32.15.

Copyright: ©2024 The Author(s); Published by Iran University of Medical Sciences. This is an open-access article distributed under the terms of the CC BY-NC-SA 4.0 (https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.en).

*This work is published under CC BY-NC-SA 4.0 licence.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

مقدمه

سندروم درد پاتلوفمورال (Patellofemoral pain syndrome)، یا درد کشککی-رانی یکی از شایع‌ترین اختلالات ارتوپدی زانو در میان افراد جوان و بالغ محسوب می‌شود (۱، ۲)؛ به نحوی که در کشورهایی از قبیل انگلستان در سال ۲۰۱۸، زیان اقتصادی سالانه ۷/۴ میلیون پوندی برای مراقبت‌های اولیه دردهای اسکلتی-عضلانی گزارش شده است (۳). همچنین طی گزارشی در سال ۲۰۱۶، میزان شیوع سالانه سندروم درد کشککی-رانی را ۲۲/۷٪ گزارش کردند (۴). میزان شیوع این عارضه در بانوان در مقایسه با آقایان ۲/۲۳٪ بیشتر است. بیشترین افراد مبتلا به این سندروم در سنین ۳۵-۱۸ سال با شیوع ۱۳٪ گزارش شده است (۵). سندروم درد پاتلوفمورال اصطلاحی است که برای درد ناشی از اصطکاک مفصل زانو با بافت‌های اطراف به کار برده می‌شود. یکی از فعالیت‌های روزمره افراد بالا و پایین آمدن از پله‌هاست. فعالیتی که به ناچار انجام می‌گیرد، اما افراد مبتلا به این عارضه دائم از وجود درد در ناحیه زانو خود ناراضی هستند.

تعدادی از مطالعات نیز اثرات tDCS در ناحیه پا 1M را بر تحریک پذیری اندام تحتانی، قدرت عضلانی و کنترل وضعیتی مورد بررسی قرار داده‌اند. در سال ۲۰۰۷، جفری و همکاران دریافتند که ۱۰ دقیقه tDCS آندال (a-tDCS) تحریک پذیری برآمدگی های دستگاه قشر نخاعی را به عضله تیبیالیس قدامی افزایش می دهد (۶). علاوه بر این، می توان نشان داد که tDCS پارامترهای حرکتی اولیه اندام تحتانی، مانند نیروی انگشتان پا را افزایش می دهد (۷، ۸). به طور قابل‌توجهی، حتی کارهای پیچیده‌تر مربوط به اندام‌های تحتانی مانند تعادل استاتیک (۹) یا حرکت (۱۰) ممکن است تحت تأثیر tDCS در ناحیه 1M پا قرار بگیرند. در واقع، اولین اثبات مطالعات اصلی نشان می‌دهد که tDCS از بیماران سکته مغزی همی پلژیک در بهبود تولنایی تعادل آن ها حمایت می‌کند و قدرت اندام تحتانی سمت آسیب‌دیده آن ها را افزایش می‌دهد (۱۱). این مطالعات به تولنایی tDCS برای تأثیرگذاری بر مکانیسم‌های کنترل وضعیتی اشاره می‌کنند که با کار نشان می‌دهد که ناحیه پا 1M به‌ویژه در وظایف وضعیتی (۱۲) و ایستادن عمودی درگیر است (۱۳). به نظر می‌رسد که تحریک فرا جمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه با تاثیر گذاری بر قدرت عضلات تیبیالیس و انگشتان پا طی فعالیت‌های مختلف می‌تواند اثرات مختلفی بر نیروهای عکس‌العمل زمین داشته باشد (۱۴). محمدی و همکاران نشان دادند که یک دوره تحریک فرا جمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروهای عکس‌العمل موثراست و می‌تواند بر درد کشککی رانی مفید باشد (۱۴). در افراد سندرم درد کشککی رانی، سرعت راه رفتن پایین‌تر، هماهنگی پایین‌تر، و کاهش لحظه اکستنسور زانو در پاسخ بارگیری و وضعیت نهایی، و جمع شدن بیشتر ران در مقایسه با افراد سالم وجود دارد (۱۴). تغییر در الگوی راه رفتن افراد PFPS ممکن است با استراتژی مورداستفاده برای کاهش نیروی عکس‌العمل مفصل پاتلوفمورال و درد همراه باشد. سندرم درد پاتلوفمورال PFPS به عنوان دردی در پشت و یا در اطراف کشکک ایجاد می شود که ناشی از فشار در مفصل کشکک استخوانی است. این سندرم تفاوت در ویژگی‌های راه رفتن بین PFPS و افراد سالم نشان داده شده است. محققان در مقایسه با گروه کنترل سالم، کاهش قابل توجهی در گشتاور کشش زانو در افراد PFPS پیدا کردند (۱۵، ۱۶). از طرف دیگر، بالا و پایین رفتن از پله با افزایش نیروی فشاری مفصل زانو، بارگذاری روی سیستم اسکلتی-عضلانی، عود علائم و گزارش درد همراه است. نیروی واکنشی مفصل کشککی-رانی، با خمیدگی بیشتر مفصل زانو حین فرود افزایش می‌یابد که می‌تواند توجیه‌کننده علائم مبتلایان به این سندرم در حین فعالیت‌های همراه با خمیدگی زانو باشد. همچنین می‌تواند به دلیل الگوی حرکتی غیرطبیعی و تغییرات کینماتیکی اندام‌تحتانی باشد که در نهایت اندام تحتانی را مستعد آسیب‌دیدگی می‌کند (۱۷).

بر اساس این یافته‌ها، مداخلات با هدف کاهش آسیب‌ها و نیروهای وارده طی فعالیت‌های مختلف و بهبود عملکرد در زمینه درد کشککی رانی مهم به نظر می‌رسد. در همین راستا محققان روش‌های متعددی (استراحت، عدم تحمل وزن زیاد، یخ و گرما درمانی، داروهای ضدالتهابی و درمان‌های فیزیوتراپی نظیر تحریک الکتریکی از طریق پوست (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation)، جریان‌های تداخلی،

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

جریان‌های دینامیک، آب درمانی، تیپینگ) را برای درمان به‌کار برده‌اند (۱۴). تحریک جریان مستقیم جمجمه یک تکنیک غیرتهاجمی است که برای تغییر فعالیت قشر مغز استفاده می‌شود و به طور گسترده در درمان چندین اختلال عصبی استفاده می‌شود (۱۸، ۱۹). جریان الکتریکی ضعیف از طریق ۲ الکترود که بر روی جمجمه افراد قرار می‌گیرد، به مغز وارد می‌شود (۲۰). این شکل جریان قادر است تغییراتی را در فعالیت الکتریکی داخل و خارج نورون ایجاد کند که منجر به تغییر در پتانسیل استراحتی غشاء و در نتیجه بهبود کارایی سیناپس عصبی می‌شود. این تعدیل‌ها برای ایجاد پتانسیل عمل کافی نیستند، اما برای تغییر آستانه پاسخ نورون تحریک شده کافی هستند (۲۱). تغییر در تحریک‌پذیری به محل و قطبیت تحریک بستگی دارد، تحریک آندی منجر به دپلاریزاسیون پتانسیل غشای استراحتی (Resting Membrane Potential-RMP) و افزایش خود به خودی در سرعت شلیک عصب می‌شود، در حالی که تحریک کاتدی منجر به هایپرپلاریزاسیون RMP و کاهش تحریک‌پذیری عصبی می‌شود. مونتنگرو و همکاران نشان دادند که مواجهه حاد با tDCS طی ۱۰ دقیقه استفاده از جریان‌های ۳ تا ۲ میلی‌آمپر منجر به تغییراتی در تحریک‌پذیری عصبی منطقه‌ای برای یک ساعت یا بیشتر می‌شود. اگرچه tDCS فقط نواحی قشر مغز را تحریک می‌کند که مستقیماً زیر الکترودها قرار دارند، همچنین می‌تولند مناطقی را که مستقیماً زیر الکترودها نیستند از طریق شبکه‌های قشری تحریک کند. مطالعات قبلی نشان می‌دهند که استفاده از تحریک جریان مستقیم جمجمه‌ای می‌تواند باعث افزایش عملکرد شود و با توجه به اینکه، محققان نشان دادند که استراتژی‌های توانبخشی با هدف اصلاح نیروی‌های عمودی وارده بر اندام تحتانی طی فرود ممکن است سطح درد زانو و عملکرد گزارش شده زانو را در افراد مبتلا به درد کشککی رانی بهبود بخشد (۲۲، ۲۳)، با توجه به اهمیت موضوع تا به حال پژوهشی به بررسی این موضوع نپرداخته است. لذا، هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود در افراد دارای درد کشککی-رانی بود.

روش کار

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون بود. جامعه آماری تحقیق حاضر تمامی مردان با عارضه درد کشککی-رانی با دامنه سنی ۳۰-۲۵ سال شهرستان اردبیل بود. برای تعیین حداقل حجم نمونه از نرم‌افزار G*Power3.1 استفاده شد که این نرم‌افزار نشان داد در سطح معنی‌داری ۰/۰۵، اندازه اثر ۰/۸ و توان آماری برابر ۰/۸ حداقل تعداد نمونه برابر ۱۲ نفر در هر گروه می‌باشد (۲۴). برهمین اساس ۱۲نفر فرد سالم به صورت تصادفی ساده و ۱۲نفر با عارضه درد کشککی-رانی به طور هدفمند و نمونه در دسترس در پژوهش حاضر شرکت کردند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه تجربی و کنترل قرار گرفتند. میانگین سن آزمودنی‌ها ۲۳±۰/۳۳سال، میانگین قد ۱۷۵/۶۰±۶/۰۲سانتی‌متر، میانگین وزن ۸۰/۰۰±۸/۸۴ کیلوگرم و میانگین شاخص توده بدنی ۲۶/۳۵±۳/۸۰ کیلوگرم بر مترمربع بود. همچنین پای راست به عنوان پای برتر تمامی آزمودنی‌ها مشخص گردید (۲۵). افراد شرکت‌کننده از بین بیماران مبتلا به سندرم درد کشککی-رانی مراجعه کنندگان به درمانگاه‌های دولتی و مراکز خصوصی شهر اردبیل بود. لازم به ذکر است که در گروه سالم دو نفر و در گروه درد کشککی-رانی ۳ نفر به دلایل مختلف (عدم توانایی ادامه آزمون، داده‌های غیرطبیعی و ...) حذف شدند. از معیارهای ورود تحقیق حاضر می‌توان به مواردی از قبیل: ۱) وجود درد کشکک که حداقل در طی انجام دو فعالیت، از مجموعه فعالیت‌های چمباتمه زدن، دویدن، لیلی کردن، بالا و پایین رفتن از پله و زانو زدن رخ می‌داد (۲۶). ۲) انجام آزمون single-leg squat بر روی پا تا زاویه ۴۵ درجه به مدت ۱۰ ثانیه و گزارش درد حداقل سه به بالا توسط خود فرد روی نمودار دیداری درد (۲۷).

همچنین از شرایط خروج آزمودنی‌ها می‌توان به

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

سابقه جراحی، سابقه بیماری‌های روانی، بیماری‌های پوستی، بیماری‌های قلبی-عروقی، دیابت، دریافت برنامه توانبخشی در مدت سه ماه پیش از ورود به مطالعه، سابقه آسیب در اندام تحتانی، ناهنجاری در قسمت تنه، بیماری‌های نورولوژیک، روماتولوژیک و اسکلتی عضلانی دیگر در اندام‌های تحتانی و درد در ناحیه کمر، لگن و ساکروایلیاک، سابقه سرگیجه، مشکلات بینایی اصلاح نشده و اختلالات گوش داخلی، و عدم تمایل به همکاری اشاره کرد. همچنین در کلیه مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی‌ها رضایت نامه حضور در پژوهش اخذ شد (۲۸). همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق به شماره IR.UMA.REC.1401.044 بود.

ابتدا هدف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و پس از اعلام موافقت آن برای شرکت در مطالعه و بعد از تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه، وارد مطالعه شدند. به علاوه از همه‌ی آزمودنی‌ها خواسته شد تا قبل از شرکت در آزمون فرم رضایت‌نامه حضور در آزمون را پر کنند و ۴۸ ساعت قبل از حضور در آزمون فعالیت شدید ورزشی نداشته باشند تا اثر خستگی که ممکن است بر فرود از پله تاثیر بگذارد به حداقل برسد. برنامه گرم کردن به مدت ۱۵دقیقه و برنامه سرد کردن به مدت ۵ دقیقه برای تمامی آزمودنی‌ها اعمال شد (۲۹). در مطالعه حاضر مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام پایین آمدن از پله با سرعت دلخواه ثبت شد. سپس گروه تجربی تحت تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز قرار گرفت و سپس مرحله پیش‌آزمون را تکرار کردند. جریان الکتریکی با استفاده از یک جفت اسفنج مرطوب شده با محلول سالین (140 mMols of NaCl water dissolved in Milli-Q) که هر دو الکترود ۳۵ سانتی‌متر مربع را در بر می‌گرفت اعمال شد. الکترودها (آند و مرجع) به یک دستگاه تحریک جریان ثابت با برون ده بیشینه ۱۰ میلی‌آمپر (Eldith DC-Stimulator, NeuroConn Ilmenau, German) متصل شد. لازم به ذکر است که اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز طی یک جلسه ۲۰ دقیقه‌ای اعمال شد (۳۰)؛ به نحوی که جهت اعمال tDCS آندی قشر حرکتی چپ، چون تمام آزمودنی‌های این مطالعه راست دست بودند، آند بر اساس سیستم EEG 10-20 بین المللی بالای ناحیه M1 قرار داده شد (۳۱). الکترود مرجع بالای ناحیه فوق بصری سمت مخالف قرار داده شد و توسط باند کشی ثابت شدند (۳۲). برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام فرود آمدن از پله با استفاده از یک صفحه نیرو ساخت کشور آمریکا با ابعاد (۶۰۰×۴۰۰ میلی‌متر مربع) نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام فرود از پله آهنی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر با پای برتر اندازه‌گیری و فرکانس نمونه برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد (۳۳).

برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه نیرو طی فرود، ۴ مرتبه حرکت فرود به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ کوشش قابل قبول برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین انجام گرفت. در مواردی مانند از دست دادن تعادل آزمودنی، برخورد پا با لبه‌ی صفحه نیرو یا قرار نگرفتن پای برتر آزمودنی بر روی صفحه نیرو آزمون تکرار می شد. تجزیه و تحلیل داده‌های کینتیکی طی فرود هنگام برخورد کامل پا با سطح صفحه نیرو بیشتر از ۲۰ نیوتن (GRF-Fz >20N) مدنظر قرار گرفت (۳۴). به عبارتی داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفت شامل حداکثر مقادیر GRF سه بعدی و زمان رسیدن به اوج مولفه‌های داخلی-خارجی (Fx)، مولفه قدامی-خلفی (Fy) و مولفه عمودی (Fz) بود. نیروها با جرم بدن طبیعی شدند و به عنوان درصدی از جرم بدن گزارش گردید.

روش آماری: نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک (P>۰/۰۵) مورد تایید قرار گرفت. برای مقایسه میانگین بین گروهی از آزمون آنالیز واریانس دوسویه، و مقایسه میانگین درون گروهی از آزمون تی‌زوجی استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ استفاده شد.

یافته‌ها

بر اساس جدول ۱، شاخص‌های توصیفی آزمودنی‌ها ارائه شده است. همچنین نتایج جدول ۲ حاکی از آن است که اثر عامل گروه و اثر تعاملی زمان*گروه هیچ یک از متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی، داخلی-خارجی در دو مرحله برخورد پاشنه و جدا شدن پاشنه از سطح زمین در دو گروه تجربی و کنترل اختلاف معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵). همچنین نتایج نشان داد اثر عامل زمان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی در مرحله جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در دو گروه تجربی و کنترل اختلاف معنی‌داری داشت (P<۰/۰۰۱). به علاوه نتایج آزمون تعقیبی نشان داد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در مرحله جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در گروه تجربی در مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری داشت (P=۰/۰۳۵). همچنین نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی در مرحله جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در گروه تجربی در مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت (P=۰/۰۱۰). سایر متغیرها هیچ تفاوت معنی‌داری را از مرحله‌ی پیش‌آزمون تا پس‌آزمون نشان نداد (P>۰/۰۵).

نتایج جدول ۳، نشان داد اثر عامل گروه و اثر تعاملی زمان*گروه بر زمان رسیدن به مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در دو مرحله برخورد و جدا شدن پاشنه پا در دو گروه تجربی و کنترل اختلاف معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵). همچنین نتایج نشان داد اثر عامل زمان در زمان رسیدن به اوج نیروی‌های عکس‌العمل زمین در هر سه راستای نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین افزایش معنی‌داری داشته است (P<۰/۰۵). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که در گروه تجربی زمان رسیدن به اوج مولفه داخلی-خارجی (P=۰/۰۰۳) و قدامی-خلفی (P=۰/۰۰۱) طی فاز جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در پس‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت. سایر متغیرها هیچ تفاوت معنی‌داری را از مرحله‌ی پیش‌آزمون تا پس‌آزمون نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول ۱- شاخص‌های توصیفی قد، وزن و شاخص توده بدنی در دو گروه تجربی و کنترل

متغیرها	گروه تجربی	گروه کنترل
قد	۱۷۴/۴۰±۵/۶۸	۱۷۶/۸±۶/۳۷
وزن	۸۱/۶۰±۹/۳۴	۷۸/۴۰±۸/۳۴
شاخص توده بدنی	۲۶/۹۰±۳/۷۳	۲۵/۸۱±۳/۸۷

جدول ۲- آزمون آنالیز واریانس دو سویه و تی‌زوجی نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه تجربی و کنترل (بر حسب درصدی از وزن بدن)

متغیرها		Fxhc	Fyhc	Fzhc	Fxpo	Fypo	Fzpo
گروه تجربی	پیش‌آزمون	۵۰/۸±۲۹/۶	-۱۳۰/۰۱±۵۴/۶۳	۱۴۷/۱۵±۲۰/۱۵	-۳۱/۶۷±۱۸/۲۸	۱۸۰/۶۸±۴۵/۰۸	۹۳۰/۹۴±۲۲۴/۵۷
	پس‌آزمون	۴۴/۴±۲۲/۱	-۱۳۲/۷۹±۴۵/۱۲	۱۵۳/۱۵±۳۵/۳۸	-۴۲/۳۹±۲۰/۷۱	۱۵۶/۱۰±۷۳/۵۰	۹۵۶/۶۴±۲۳۳/۴۵
آزمون تی زوجی		۰/۱۴۰	۰/۱۰۴	۰/۱۱۳	۰/۸۱۷	*۰/۰۳۵	*۰/۰۱۰
گروه کنترل	پیش‌آزمون	۶۱/۶±۲۴/۵	-۱۰۵/۹۸±۴۸/۰	۱۸۰/۰۷±۷۵/۰۸	۱۳۶/۸۶±۳۶/۱۰	۱۳۶/۸۶±۳۶/۱۰	۱۳۶/۸۶±۳۶/۱۰
	پس‌آزمون	۷۱/۸±۱۴/۲	-۱۲۷/۳۸±۷۴/۳۹	۱۶۷/۳۴±۳۹/۹۹	۷۱/۸۷±۱۴/۲۱	۱۶۱/۹۱±۴۲/۸۸	۱۰۲/۴۱±۱۷/۶۵
آزمون تی زوجی		۰/۵۰۲	۰/۸۵۹	۰/۶۱۱	۰/۵۲۰	۰/۲۲۱	۰/۴۳۴
اثر عامل زمان		۰/۷۳۴	۰/۲۸۲	۰/۷۸۱	*۰/۰۰۱	۰/۱۲۲	۰/۱۰۱
اثر عامل گروه		۰/۲۰۱	۰/۶۸۱	۰/۴۰۱	۰/۰۸۱	۰/۸۰۱	۰/۶۴۱
اثر تعاملی زمان×گروه		۰/۱۶۱	۰/۳۹۱	۰/۴۸۱	۰/۰۹۱	۰/۸۷۱	۰/۶۹۱

*: تفاوت معنی‌دار بین پیش آزمون و پس‌آزمون (P <۰/۰۵)

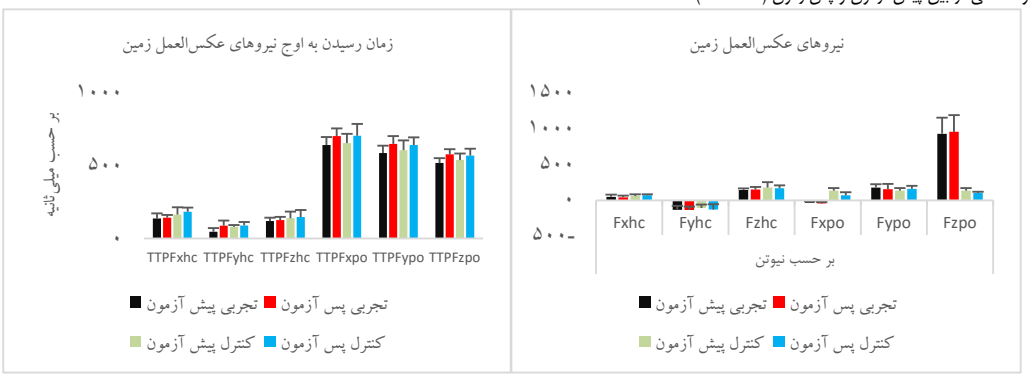
[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

جدول ۳- آزمون آنالیز واریانس دو سویه و تی‌زوجی در دو گروه تجربی و کنترل

متغیرها		TTPFxhc	TTPFyhc	TTPFzhc	TTPFxpo	TTPFypo	TTPFzpo
گروه	پیش‌آزمون	۱۳۶/۸۶±۳۶/۱۰	۴۶/۴۶±۲۵/۴۷	۱۱۹/۴۶±۲۳/۵۴	۶۴۲/۱۳±۵۴/۷۶	۵۸۶/۶۶±۵۱/۴۵	۵۱۸/۴۶±۳۳/۰۰
تجربی	پس‌آزمون	۱۴۲/۸۶±۱۸/۹۲	۸۷/۶۶±۳۴/۹۶	۱۲۶/۴۰±۲۲/۰۶	۷۰۳/۷۳±۵۲/۶۳	۶۴۹/۶۰±۵۴/۴۹	۵۷۸/۳۳±۳۴/۶۳
آزمون تی زوجی		۰/۲۵۹	۰/۸۷۴	۰/۳۸۶	٭۰/۰۰۳	٭۰/۰۰۱	۰/۲۳۰
گروه	پیش‌آزمون	۱۶۴/۲۰±۴۹/۸۸	۸۰/۰۶±۱۲/۳۳	۱۳۸/۸۶±۴۵/۶۶	۶۵۵/۲۶±۶۳/۷۲	۶۰۶/۸۰±۶۶/۸۸	۵۳۹/۰۰±۴۴/۳۸
کنترل	پس‌آزمون	۱۸۳/۷۶±۲۸/۶۰	۸۹/۹۰±۲۳/۰۹	۱۴۷/۱۳±۴۸/۷۶	۷۰۶/۳۰±۸۱/۰۳	۶۴۲/۰۰±۵۲/۷۰	۵۶۹/۴۳±۴۶/۸۲
آزمون تی زوجی		۰/۶۶۱	۰/۱۱۱	۰/۵۳۳	۰/۴۲۵	۰/۱۱۲	۰/۱۳۲
اثر عامل زمان		۰/۲۲۳	۰/۰۶۵	۰/۴۳۵	٭۰/۰۲۲	٭۰/۰۱۴	٭۰/۰۰۸
اثر عامل گروه		۰/۱۲۳	۰/۱۳۲	۰/۳۸۴	۰/۸۳۴	۰/۸۵۴	۰/۷۹۶
اثر تعاملی زمان٭گروه		۰/۵۰۱	۰/۲۲۲	۰/۹۴۱	۰/۷۹۶	۰/۴۰۱	۰/۲۸۴

٭: تفاوت معنی‌دار بین پیش آزمون و پس‌آزمون (P <۰/۰۵)



نمودار ۱- مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج نیروها طی فاز تماس پاشنه و جدا شدن پا از سطح زمین در دو گروه تجربی و کنترل

بحث

هدف از پژوهش حاضر تاثیر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه بر نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود در افراد دارای سندروم درد کشککی-رانی بود. نتایج نشان داد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی در مرحله جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵). همچنین نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی در مرحله جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵). به علاوه نتایج نشان داد زمان رسیدن به اوج مولفه داخلی-خارجی و قدامی-خلفی طی فاز جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین در مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون افزایش معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵).

بر اساس مطالعات پیشین بروز اختلال در اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن در افراد مبتلا به درد کشککی-رانی منعکس‌کننده از دست دادن هماهنگی بین ماهیچه‌ای و اتخاذ استراتژی‌های حرکتی ساده است (۳۵, ۳۶). احتمالاً مبتلایان به این سندروم به دلیل بروز درد، از یک الگوی حرکتی ساده در جهت احساس درد کمتر استفاده می‌کنند. بر اساس مطالعات قبلی نتایج نشان داده است که تحریک فراجمجمه‌ای قشرحرکتی اولیه منجر به کاهش درد کشککی-رانی شده است، به نحوی که کاهش درد در این بیماران می‌تواند منجر به بهبود عملکرد آنان در فعالیت‌های مختلف شود (۱۴). در تحقیق حاضر نیز نتایج نشان داد که مولفه نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی هنگام فرود

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

کاهش یافت که نشان‌دهنده بهبود جابه‌جایی مرکز فشار و تعادل هنگام فرود می‌باشد. براساس فرضیه سفتی عضلات مچ پا، تحریک آندال مغز با جریان مستقیم، پروجکشن‌های قشری نخاعی نزولی را فعال می‌کند و باعث افزایش استواری مفصل مچ پا می‌شود (۳۷) که می‌تواند بر بهبود تعادل افراد موثر باشد. تحریک الکتریکی مغز می‌تواند موجب تغییر شکل‌پذیری عصبی شود که احتمال دارد این موضوع با تغییرات اتصالات عملکردی در مغز انسان مرتبط باشد (۳۸). این موضوع سبب می‌شود جریان خون مغزی در ناحیه تحریک‌شده توزیع شود و در آن ناحیه جریان خون بیشتری جریان پیدا کند و هموگلوبین در ناحیه‌ای که ارتباط در آن تقویت شده، افزایش یابد (۳۹). در پی آن می‌تواند موجب عملکرد بهتر نسبت به محرک خارجی شده و بنابراین تعادل فرد نیز به دنبال این فعل و انفعالات افزایش می‌یابد. همچنین تحریک الکتریکی مستقیم مغز در ناحیه مخچه می‌تواند بر پتانسیل غشای سلول‌های گلیال و درنتیجه تعادل انتقال‌دهنده‌های عصبی تأثیرگذار باشد. این تغییر شبیه آن چیزی است که به طور فیزیولوژیکی در آستروسیت‌ها حین فعال‌سازی سلول‌های عصبی مشاهده می‌شود (۴۰).

همچنین تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز می‌تواند منجر به بهبود قدرت عضلانی در بیماران مبتلا به سندروم درد کشککی-رانی شود (۳۷). بنابراین تحریک آندال مغز با جریان مستقیم نه تنها موجب تأثیر بر تحریک‌پذیری سطح قشری بلکه باعث تحریک‌پذیری شبکه نخاعی شده و این کاربرد گسترده‌ای در توانبخشی حرکتی به ویژه در تعادل دارد. انتقال تکانه در سلول عصبی توسط پتانسیل غشا سلول عصبی، کنترل می‌شود. در حالی که پتانسیل‌های مثبت‌تر، منجر به افزایش میزان تخلیه و پتانسیل منفی‌تر منجر به کاهش میزان شلیک (تخلیه) می‌شود. tDCS این فرایندها را به طور انتخابی بسته به شدت جریان، مدت تحریک در قشر حرکتی انسان تعدیل می‌کند (۴۱). اثری که تحریک آندال مغز با جریان مستقیم بر جای می‌گذارد مربوط به فعال سازی نورون‌های موجود در ناحیه تحریک است. به این صورت که تحریک آندی باعث تغییر در تحریک‌پذیری قشر می‌شود که نه تنها شلیک خود به خودی نورون‌ها را با تغییر پتانسیل الکتریکی غشا تغییر می‌دهد بلکه با تغییر عملکرد سیناپس‌ها به ایجاد تغییرات نوروپلاستیکه کمک می‌کند (۴۲). مکانیسم‌های اساسی برای تغییرات تحریک‌پذیری به دلیل دپلاریزاسیون زیر آستانه غشاء عصبی در اثر تحریک آندی است. با توجه به یافته‌های موجود می‌توان حدس زد که کاهش در مهار گابائرژیک (انتقال دهنده‌ی عصبی گابا)، باعث بهبود اثر سیناپسی بین نورون‌های داخل قشری و قشری نخاعی شده باشد (۴۳)، در حمایت این یافته‌ها مطالعات قبلی روی قشر حرکتی اولیه در موش‌ها اظهار داشته‌اند انعطاف‌پذیری سیناپسی با رهاسازی مهار درون قشری افزایش یافته است (۴۴). از طرفی قابل درک است که مسیرهای کنترل حرکتی دیگر مانند شبکه‌های درون نیمکره‌ای مدارهای هسته‌های قاعده‌ای و قشر سینگولیت خلفی درگیر در سیناپس‌های گلبائرژیک ممکن است در تحریک پذیری قشری نخاعی و بهبود عملکرد حرکتی بعد از tDCS نقش نداشته باشد (۴۵).

با توجه به نتایج در گروه تجربی اوج نیروی عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین افزایش معنی‌داری داشت. در همین راستا نوهرن و همکاران، اظهار داشتند که افزایش اوج عمودی نیروی عکس‌العمل زمین که یکی از شاخص‌های اصلی برای بروز درد، آسیب‌های اندام تحتانی و افزایش نرخ بارگذاری است که در مبتلایان به سندروم درد کشککی-رانی به دلیل اتخاذ الگوی نامناسب به منظور کاهش احساس درد رخ می‌دهد (۴۶). طی فاز جدا شدن پاشنه پا از سطح زمین شتابی از جانب عضلات پلانتار فلکسورهای مچ پا و عضلات اکستنسور زانو اعمال می‌شود (۴۷). احتمالاً بالا بودن اوج عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مبتلایان به سندروم درد کشککی-رانی می‌تواند به دلیل ارتباط تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز با عملکرد عضلات پلانتار فلکسورهای مچ پا و عضلات اکستنسور زانو

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

حین فرود از پله باشد.

از طرفی در تبیین نتایج مربوط به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توان گفت که هر چقدر زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین افزایش یابد میزان اثرگذاری نیروها در هر فعالیت بدنی همچون راه‌رفتن، دویدن و پایین آمدن از پله کاهش یافته و در نتیجه احتمال بروز آسیب کمتر خواهد بود (۴۸). در پژوهش حاضر زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی افزایش معنی‌داری را نشان داد. در همین راستا انواری و همکاران، طی پژوهشی به ارتباط معکوس زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری اشاره کرده‌اند، به نحوی که نشان دادند کاهش زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین منجر به افزایش نرخ بارگذاری و آسیب خواهد شد و بالعکس (۴۹).

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم بررسی جنسیت زن و عدم ثبت اطلاعات کینماتیکی اشاره کرد. بنابراین پیشنهاد می‌شود پژوهشی به بررسی هر دو جنس طی بازه‌ی زمانی بلندمدت به همراه ثبت اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی انجام گیرد. بر اساس نتایج به نظر می‌رسد که تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز (M1)، می‌تولند منجر بهبود تعادل و کاهش نرخ بارگذاری و متعاقب آن کاهش درد و آسیب در مبتلایان به سندروم درد کشککی-رانی شود.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج به‌نظر می‌رسد که تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه مغز (M1)، منجر به کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری و بهبود فعالیت روزمره آزمودنی‌ها شد. لذا، می‌توان از تحریک فرا جمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه ارزش کلینیکی برای کاهش درد و آسیب‌های ثانویه در نظر گرفت.

ملاحظات اخلاقی

مقاله حاضر برگرفته از طرح پژوهشی دکتر محسن برغمدی و با کد اخلاق IR.UMA.REC.1401.044 انجام گرفته است.

مشارکت نویسندگان

ابراهیم پیری نگارش مقاله و محسن برغمدی ویراستاری مقاله را برعهده داشتند و محسن قلی‌زاده داده‌ها را تجزیه، تحلیل و آن را تفسیر کرد. خشایار علاپور، علی فکوریان، علی نصرتی‌هشی در ویراستاری، و پاسخ داوری نقش داشتند.

References

1. Tahmasbi T, Farazmand F, Hosseini P. The Efficacy of Insole on Pain, Function and Biomechanics in Individuals with Patellofemoral Pain Syndrome; A Review Article. J Res Rehabil Sci. 2016;12(1):54-60.
2. Callaghan MJ, Oldham JA. The role of quadriceps exercises in the treatment of patellofemoral pain syndrome. Sports Med. 1996;21(5):384-91.
3. Yalfani A, Ahmadi M, Gandomi F, Bigdeli N. An Investigation of the Lower Extremity Kinematics During stair ambulation in people with â patellofemoral pain syndrome: A Systematic Review. J Paramed Sci Rehabil. 2021;9(4):115-25.
4. Dey P, Callaghan M, Cook N, Sephton R, Sutton C, Hough E, et al. A questionnaire to identify patellofemoral pain in the community: an exploration of measurement properties. BMC Musculoskelet Disord. 2016;17(1):1-11.
5. Roush JR, Bay RC. Prevalence of anterior knee pain in 18–35 year-old females. Int J Sports Physic Ther. 2012;7(4):396-403.
6. Jeffery DT, Norton JA, Roy FD, Gorassini MA. Effects of transcranial direct current stimulation on the excitability of the leg motor cortex. Experim Brain Res. 2007;18(2):281-7.
7. Kaminski E, Steele CJ, Hoff M, Gundlach C, Rjosk V, Sehm B, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS) over primary motor cortex leg area promotes dynamic balance task performance. Clin Neurophysiol. 2016;127(6):2455-62.
8. Kantak SS, Mummidisetty CK, Stinear JW. Primary motor and premotor cortex in implicit sequence learning–evidence for competition between

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

implicit and explicit human motor memory systems. Eur J Neurosci. 2012;36(5):2710-5.

9. 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.

10. Kaski D, Quadir S, Patel M, Yousif N, Bronstein AM. Enhanced locomotor adaptation aftereffect in the “broken escalator” phenomenon using anodal tDCS. J Neurophysiol. 2012;107(9):2493-505.

11. Sohn MK, Jee SJ, Kim YW. Effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and lower extremity strength in hemiplegic stroke patients. Ann Rehabil Med. 2013;37(6):759-65.

12. Beck S, Taube W, Gruber M, Amtage F, Gollhofer A, Schubert M. Task-specific changes in motor evoked potentials of lower limb muscles after different training interventions. Brain Res. 2007;11(7):51-60.

13. Tokuno C, Taube W, Cresswell A. An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. Acta Physiol. 2009;195(3):385-95.

14. Mohmadi H, Barghmadi M, Mohamadi R. Comparison of The Effect of Transcranial Stimulation of Primary Motor Cortex (M1) And Relaxation Tone and Mindfulness-Based Breathing (Mbmr) On Ground Reaction Force of Lower Limb During Walking in Subjects with Patellofemoral Pain. Stud Med Sci. 2022;33(7):541-52.

15. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females with patellofemoral pain than distal mechanics. Clin Biomechanics. 2016; 3(5):56-61.

16. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: more than a sagittal plane alteration. J Biomechanics. 2010;43(9):1794-8.

17. Almeida GPL, França FJR, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Relationship between frontal plane projection angle of the knee and hip and trunk strength in women with and without patellofemoral pain. J Back Musculoskelet Rehabil. 2016;29(2):259-66.

18. Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM, Priori A, Lang N, Antal A, et al. Transcranial direct current stimulation: state of the art 2008. Brain Stimul. 2008;1(3):206-23.

19. Sellaro R, Nitsche MA, Colzato LS. Transcranial direct current stimulation. Theory-driven approaches to cognitive enhancement: Springer; 2017. p. 99-112.

20. Montenegro R, Okano A, Gurgel J, Porto F, Cunha F, Massaferri R, et al. Motor cortex tDCS does not improve strength performance in healthy subjects. Motriz: Revista de Educação Física. 2015; 21(1):85-93.

21. Fertonani A, Miniussi C. Transcranial electrical stimulation: what we know and do not know about mechanisms. The Neuroscientist. 2017;23(2):109-23.

22. Esculier JF, Bouyer LJ, Roy JS. The effects of a multimodal rehabilitation program on symptoms and ground-reaction forces in runners with patellofemoral pain syndrome. J Sport Rehabil. 2016;25(1):23-30.

23. Yu B, Herman D, Preston J, Lu W, Kirkendall DT, Garrett WE. Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. Am J Sports Med. 2004;32(5):1136-43.

24. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. Man Ther. 2008;13(2):148-54.

25. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture. 2017; 53:236-40.

26. Benninger DH, Berman B, Houdayer E, Pal N, Luckenbaugh D, Schneider L, et al. Intermittent theta-burst transcranial magnetic stimulation for treatment of Parkinson disease. Neurology. 2011;76(7):601-9.

27. Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. J Athl Train. 2008;43(1):21-8.

28. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. J Orthop Sports Physic Ther. 1993;18(4):553-8.

29. McWalter EJ, Cibere J, MacIntyre NJ, Nicolaou S, Schulzer M, Wilson DR. Relationship between varus-valgus alignment and patellar kinematics in individuals with knee osteoarthritis. JBJS. 2007;89(12):2723-31.

30. Nitsche MA, Nitsche MS, Klein CC, Tergau F, Rothwell JC, Paulus W. Level of action of cathodal DC polarisation induced inhibition of the human motor cortex. Clin Neurophysiol. 2003;114(4):600-4.

31. 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 Res. 2013; 15(9):83-91.

32. Lang N, Siebner HR, Ward NS, Lee L, Nitsche MA, Paulus W, et al. How does transcranial DC stimulation of the primary motor cortex alter regional neuronal activity in the human brain? Eur J Neurosci. 2005;22(2):495-504.

33. Jafarnezhadgero AA, Shahverdi M, Madadi Shad M. The effectiveness of a novel Kinesio Taping technique on the ground reaction force components during bilateral drop landing in athletes with concurrent pronated foot and patella-femoral pain

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]

[DOI: 10.47176/rjms.32.15]

syndrome. J Adv Sport Technol. 2017;1(1):22-9.
34. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. J Biomechanics. 1983;16(8):591-601.
35. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. Pain. 2011;152(3): 90-8.
36. Passingham RE, Stephan KE, Kötter R. The anatomical basis of functional localization in the cortex. Nat Rev Neurosci. 2002;3(8):606-16.
37. Khanmohammadi R, Sheikh M, Bagherzadeh F, Hoomanian D, Khajavi D. The Effect of Transcranial Direct Stimulation on Balance in Men with Schizophrenic and Depressive Disorder. The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam. 2020;9(1):56-67.
38. Vargas VZ, Baptista AF, Pereira GO, Pochini AC, Ejnisman B, Santos MB, et al. Modulation of isometric quadriceps strength in soccer players with transcranial direct current stimulation: a crossover study. J Strength Cond Res. 2018;32(5):1336-41.
39. Kan B, Dundas JE, Nosaka K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance. Appl Physiol Nutr Metab. 2013;38(7):734-9.
40. Reato D, Bikson M, Parra LC. Lasting modulation of in vitro oscillatory activity with weak direct current stimulation. J Neurophysiol. 2015;113(5):1334-41.
41. Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. J Physiol. 2000;527(Pt 3):633.
42. Madhavan S, Shah B. Enhancing motor skill learning with transcranial direct current stimulation–a concise review with applications to stroke. Front Psychiatry. 2012; 3(1):66-75.
43. Nitsche MA, Fricke K, Henschke U, Schlitterlau A, Liebetanz D, Lang N, et al. Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans. J Physiol. 2003;553(1):293-301.
44. Hess G, Aizenman CD, Donoghue JP. Conditions for the induction of long-term potentiation in layer II/III horizontal connections of the rat motor cortex. J Neurophysiol. 1996;75(5):1765-78.
45. Lindenberg R, Nachtigall L, Meinzer M, Sieg MM, Flöel A. Differential effects of dual and unihemispheric motor cortex stimulation in older adults. J Neurosci. 2013;33(21):9176-83.
46. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. Med sci sports exerc. 2013;45(6):1120-4.
47. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. Gait Posture. 1997;6(1):1-8.
48. Alavi Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Majlesi M. The Immediate Effect of Medical Insole on Loading Rate, Impulse, and Free Moment in Male Children with Flat Foot: A clinical trial. Journal of Rafsanjan University of Medical Sciences. 2018;17(1):27-38.
49. Anvari SM, Jaafarnejad AA, Eskandri S. Effects of Shoe Lifespan on Gait Kinetics in Women with Knee Genu Varum and Healthy Peers. Sci J Rehabil Med. 2022;11(1):28-39.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-06-26]
[DOI: 10.47176/rjms.32.15]