



Studying the changes in the electromyographic activity of the knee muscles controlling in single and double squats tasks after a period of neuromuscular training with and without tDCS in martial artists with dynamic knee valgus: A Semi-Experimental Study

Moshashaei, Mozhdeh Sadat^{1a}; Gandomi, Farzaneh^{1b*}; Amiri, Ehsan²; Mufulli, Nicola³

1. MSc^a, Associated Professor^b, Sport Injuries and Corrective Exercises Department, Sports Sciences Faculty, Razi University, Kermanshah, Iran.

2. Assistant Professor, Sport Physiology Department, Sports Sciences Faculty, Razi University, Kermanshah, Iran.

3. Department of Musculoskeletal Disorder, Faculty of Medicine and Surgery, University of Salerno, Salerno, Italy.

Received August 2024; Accepted: December 2024

Keywords

Anterior cruciate

ligament,

Neuromuscular

training,

Transcranial

simulation,

Knee injuries,

Abstract

Background and Aim: This study aimed to determine the effect of 12 sessions of neuromuscular exercises with and without tDCS on changes of the knee-controlling muscles in single—and double-leg squats of taekwondo athletes with dynamic knee valgus (DKV).

Methods: Thirty-four taekwondo athletes with DKV defect were purposefully selected and randomly divided into two experimental groups and a control group. Both groups received three sessions of neuromuscular training for 4 weeks, however, the experimental group received real stimulation and the control group received sham stimulation. Before and after 12 sessions of intervention, the activity of the knee muscles controlling was evaluated in double and single leg squat (SLS & DLS) skills.

Results: Both experimental and control groups showed a significant improvement in DKV factor ($p < 0.05$). However, between-group comparisons did not show a significant difference ($p < 0.05$). Within-group comparisons showed that in both groups, the activity of all muscles (except the lateral gastrocnemius muscle in the control group and SLS) improved significantly ($p < 0.05$). However, between-group comparisons showed that the two study groups in double squat skills only in the activity of the vastus lateralis muscles ($p = 0.02$) and gluteus Maximus ($p = 0.02$) and in the SLS task only in the activity of the vastus lateralis ($p = 0.001$) and lateral gastrocnemius ($p = 0.05$) were statistically significantly different.

Conclusion: Based on the results of the present study, it was determined; applying a course of neuromuscular training with and without combination with transcranial direct current stimulation can be effective on the dynamic valgus of the knee and the activity of the muscles acting on the knee. And this increases the stability of the knee during jumping movements, which increases the risk of knee injuries; to improve.

* Corresponding Author: Tel: 09188865350

✉ Email: gandomi777@gmail.com

Orcid Code: 0000-0002-8607-3803

Extended Abstract

Introduction

Double and single-leg squats, especially single-leg squats, in evaluating the lower limbs and identifying abnormal movement patterns in sports movements that expose them to knee injuries; have been used and approved as screening tasks (1) in addition; One leg squat is known as a factor to increase the pressure of the patello-femoral joint and stimulate anterior knee pain (2). One of the reasons that can increase the pressure in the patello-femoral joint is dynamic knee valgus, which is a known risk factor for lower extremity injuries and the most prevalent known cause of anterior cruciate ligament injury (2, 3). Probably, the imbalance in the level of activity of the muscles acting on the lower limb can increase the dynamic valgus of the knee during activities such as double squats and especially single-leg squats. For example, the weakness of the medial gluteus medius and internal hamstring muscles can cause dynamic knee valgus during various sports activities. This study aimed to determine the effect of 12 sessions of neuromuscular exercises (NM) with and without tDCS on changes of the knee controlling muscles in single and double leg squats of taekwondo athletes with dynamic knee valgus (DKV).

Method

34 healthy women with knee dynamic valgus defect among the elite taekwondo players, aged ranged of 15 to 30 years were participated in the study. The inclusion criteria were: the physical health of the athlete at the time of the study, at least three years of continuous and regular participation in combat training, and knee valgus angle of more than 12 degrees (4,5); and the exclusion criteria were: acute injury in the last six months, history of fracture or unresolved surgery in the lower limb, having a significant deformity in the lower limb, receiving other interventions at the same time, and neurological diseases.

Sample size was estimated by (G*Power©, version 3.1.9.2, University of Dusseldorf, Germany) based on the research of Dobbs et al. (2019), with an effect size of 46.0 for knee valgus variable, significance level 0.05 and the statistical power of 0.80 was determined for

the Independent sample t-test statistical method, 30 people (6). At first, to check the absence of an abnormal reaction to the electrical stimulation of the brain, they received short doses of stimulation during a baseline assessment session. The landing test from a 30 cm box was used to determine the valgus angle of the knee. From the frontal view of the subject's landing process, recording video and Kinovea software were used to assess valgus dynamic. Eligible subjects were randomly divided into two groups of transcranial stimulation in combination with neuromuscular exercises (tDCS+NME) (n=17) and a group of neuromuscular exercises in combination with sham stimulation (sham-tDCS+NME) (n=17).

The electromyographic activity of the muscles controlling the knee (gluteus maximus, gluteus medius, vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, biceps femoris, gastrocnemius) in squat tasks (single-leg and double-leg) was measured. Both groups received their respective interventions for four weeks, 3 sessions per week. Immediately after the completion of the interventions, the outcomes of the study were re-evaluated.

Results

Both experimental and control groups showed a significant improvement in DKV factor ($p<0.05$). However, between-group comparisons did not show a significant difference ($p<0.05$). within-group comparisons showed that in both groups, the activity of all muscles (except the lateral gastrocnemius muscle in the control group and SLS) improved significantly ($p<0.05$).

However, between-group comparisons showed that the two study groups in double squat skills only in the activity of the vastus lateralis muscles ($p=0.02$) and gluteus maximus ($p=0.02$), and in the SLS task only in the activity of the vastus lateralis ($p=0.001$) and lateral gastrocnemius ($p=0.05$) were statistically significantly different.

Discussion

The findings of the present study showed that both groups of tDCS+NME after 12 sessions were able to significantly increase the amount of DKV and the activity of knee

controlling muscles in double squat tasks. and improve single leg significantly. However, inter-group comparisons did not show a statistically significant difference in DKV improvement between groups. In the double squat task, only in the activity of the vastus lateralis and gluteus maximus muscles, and in the single leg squat task, only in the activity of the vastus lateralis and gastrocnemius lateralis muscles, a statistically significant difference was seen between the two groups. This was while the calculation of the percentage of changes in all the factors of the real stimulation group was more effective.

Both the tDCS+NME and sham tDCS+NME groups were able to significantly improve DKV and the activity of the knee-controlling muscles during double and single-leg squats after 12 sessions. However, there was no significant difference in the improvement of the DKV between-groups. In the double squat task, a significant difference was observed between the two groups only in the activity of the vastus lateralis and gluteus maximus. In the single-leg squat task, a significant difference was found only in the activity of the vastus lateralis and gastrocnemius lateralis muscles.

Clinical application

Neuromuscular exercises are an acceptable intervention for reducing the amount of dynamic valgus.

Significant differences in activity levels were observed in only a few muscles. This finding could be promising for preventing knee injuries.

Compliance with ethical guidelines

The research process was approved by the Ethics Committee of Razi University IR.RAZI.REC.1401.003. This research was by the Helsinki Declaration, and all subjects signed a written consent form.

Funding

No financial support.

Author's Contribution

F.G. and M.S.M. conceived of the presented idea. F.G., N.M., and E.A. verified the analytical methods. All authors contributed to the final manuscript.

Conflict of interest

The authors of the study have no conflict of interest.

Acknowledgments

We would like to express our sincere gratitude to all the martial arts athletes who participated the researchers in this study.



مطالعه تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کنترل کننده زانو در اسکات تک و جفت پا پس از یک دوره تمرینات عصبی-عضلانی با و بدون تحریک تحریک مستقیم فراجمجمه‌ای در تکواندوکاران مبتلا به ولگوس داینامیک زانو: یک مطالعه نیمه تجربی

مژده سادات مشعشی^{۱،۱}، فرزانه گندمی^{۱،۲*}، احسان امیری^۲، نیکولا مافولی^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد^۱، دانشیار^۲، آسیب شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران.

۲- استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران.

۳- گروه اختلالات اسکلتی-عضلانی، دانشکده پزشکی و جراحی، دانشگاه سالرنو، سالرنو ایتالیا.

مقاله پژوهشی

دریافت شهویور ۱۴۰۳؛ پذیرش آذر ۱۴۰۳

واژگان کلیدی

رابط صلیبی قدامی،

عصبی-عضلانی،

تحریک فراجمجمه‌ای،

آسیب‌های زانو،

چکیده

زمینه و هدف: هدف از مطالعه حاضر، تعیین اثر ۱۲ جلسه تمرینات عصبی-عضلانی با و بدون تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای بر تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کنترل کننده زانو در اسکات تک و جفت پای تکواندوکاران دارای ولگوس پویای زانو بود.

روش بررسی: سی و چهار تکواندوکار مبتلا به نقص ولگوس داینامیک زانو به صورت هدفمند انتخاب و بطور تصادفی به دو گروه تجربی (n=۱۷) و کنترل (n=۱۷) تخصیص یافتند. هر دو گروه به مدت چهار هفته سه جلسه تمرینات عصبی-عضلانی دریافت کردند با این تفاوت که گروه تجربی تحریک واقعی و گروه کنترل تحریک شَم دریافت کردند. قبل و پس از ۱۲ جلسه مداخله فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کنترل کننده زانو در دو مهارت اسکات جفت و تک پا ارزیابی شد. جهت تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون آزمون تی-زوجی برای مقایسه درون گروهی و جهت بررسی مقایسه‌های بین گروهی از آزمون آماری تی-مستقل توسط نرم افزار SPSS نسخه ۲۷ استفاده شد.

نتایج: یافته مطالعه حاضر بر اساس مقایسه درون گروهی نشان داد؛ در هر دو گروه ولگوس داینامیک زانو و فعالیت تمام عضلات عمل کننده بر زانو در هر دو مهارت اسکات جفت و تک پا از پیش آزمون تا پس آزمون تفاوت معنادار داشتند ($p < 0.05$)؛ با این حال در مهارت اسکات جفت پا تنها در گروه کنترل برای دوقلو خارجی تفاوت معنادار نبود ($p > 0.05$). همچنین براساس مقایسه بین گروهی در هر دو گروه برای اسکات جفت پا ولگوس داینامیک زانو و فعالیت عضلات واستوس خارجی و سیرینی بزرگ و در مهارت اسکات تک پا تنها فعالیت عضلات واستوس خارجی و دوقلو خارجی از نظر آماری تفاوت معناداری داشتند ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج مطالعه حاضر مشخص گردید؛ اعمال یک دوره تمرین عصبی عضلانی با و بدون ترکیب با تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای میتواند بر ولگوس پویای زانو و فعالیت عضلات عمل کننده بر زانو مؤثر باشد و این امر ثبات را در زانو در حین حرکات پرشی-جهشی که خطر آسیب‌های زانو را افزایش می‌دهند؛ بهبود بخشد.

مقدمه

تکواندو، از جمله پرطرفدارترین رشته‌ی ورزشی در بسیاری از کشورها جهان محسوب می‌شود که بدلیل ماهیت خود شامل انواع حرکات تکنیکی از جمله ضربات پرشی است؛ عنوان شده ضربات پرشی ارتباط مستقیمی با خطر آسیب زانو به ویژه برای رباط صلیبی قدامی (ACL) دارد (۱). یکی از شایع‌ترین آسیب‌های زانو است که معمولاً در حین انجام کارهایی مانند پرش - فرود رخ می‌دهد (۲)؛ بگونه‌ای که گزارش شده از هر پنج تکواندوکار سه تکواندوکار در لحظه فرود دچار آسیب دیدگی ACL شده اند (۱،۲). هیوت و همکاران مکانیسم‌های زمینه‌ای آسیب ACL را نقص عصبی عضلانی شامل: غلبه بر تنه، غلبه رباط، غلبه بر ران و غلبه پا معرفی کرده است (۲). رایج‌ترین مکانیسم‌های آسیب ACL، ولگوس پویای زانو^۱ (DKV) در مانورهای ورزشی است که غلبه رباط است (۱) و زمانی رخ می‌دهد که ثبات دینامیکی لازم توسط استراتژی‌های کنترل عصبی-عضلانی تامین نشود (۲).

والگوس داینامیک زانو که به عنوان ترکیبی از اداکشن هیپ، چرخش داخلی هیپ، ایداکشن زانو و چرخش خارجی تعریف می‌شود می‌تواند فشار بیش از حدی را بر ACL وارد کند (۳). احتمالاً ضعف عضلات دورکننده و چرخاننده خارجی هیپ ممکن است منجر به افزایش ولگوس زانو شده و فشار بر رباط ACL را افزایش دهد (۳). همچنین عنوان شده ولگوس زانو منجر به تغییر فعالیت برخی از عضلات تثبیت کننده اندام تحتانی می‌شود؛ تغییرات در الگوهای فعالیت عضلانی منجر به بدراستایی کشکک و در نتیجه تغییر نیروهای وارده بر روی کشکک می‌شود. عضلاتی که به طور مستقیم یا غیر مستقیم بر مفصل زانو عمل می‌کنند، نقش مهمی در کنترل والگوس پویای زانو دارند (۳). به عنوان مثال، عضلاتی مانند سرینی، که از روی زانو عبور نمی‌کنند، نیز می‌توانند به وسیله دور شدن یا چرخش خارجی فمور به کنترل ولگوس پویای زانو کمک نماید (۳،۴). بررسی عوامل ایجاد کننده والگوس زانو به گلوئوس ماکسیموس (GMAX) و گلوئوس مدیوس (GMED) محدود شده است، در حالی که اداکتورها و ابدکتورها هیپ نیز به عنوان عوامل بالقوه در حرکت شناسی زانو در صفحه فرونتال نشان داده شده اند.

ضعف عضلات هیپ می‌تواند سینماتیک و سینتیک فرود را در طول مهارت‌های حرکتی پیش‌بینی نشده تشدید کند. درک تأثیر کنترل عصبی-عضلانی بر بیومکانیک اندام تحتانی در حین انجام وظایف حرکتی^۲، به ویژه آن دسته از وظایفی که در موقعیت‌های حساس زمانی انجام می‌شوند، مهم است (۴، ۵). اسکوات جفت و تک پا خصوصاً اسکوات تک پا در ارزیابی اندام تحتانی و شناسایی الگوهای حرکتی غیرطبیعی در حرکات ورزشی که آنها را در معرض وقوع آسیب‌های زانو قرار می‌دهد؛ استفاده شده و به عنوان تسک-های غربالگری مورد تأیید قرار گرفته است (۶) به علاوه؛ اسکوات تک پا به عنوان عاملی جهت افزایش فشار مفصل کشکی-رانی و تحریک کننده‌ی دردهای قدامی زانو شناخته شده است (۷). یکی از دلایلی که می‌تواند سبب افزایش فشار در مفصل کشکی-رانی گردد، والگوس پویای زانو است؛ که یک عامل خطر برای آسیب‌های اندام تحتانی شناخته شده و غالب‌ترین علت شناخته شده برای آسیب رباط متقاطع قدامی است (۷، ۸). احتمالاً عدم تعادل در سطح فعالیت عضلات عمل کننده بر اندام تحتانی بتواند طی فعالیت‌هایی چون اسکوات جفت و خصوصاً تک پا، ولگوس پویای زانو را افزایش دهد.

در سالهای اخیر مداخلات متعددی به عنوان راهکار جهت پیشگیری و یا اصلاح ولگوس داینامیک زانو معرفی شده است؛ با این وجود تا کنون استراتژی قطعی برای کنترل و اصلاح این نقص عملکردی گزارش نشده و نیازمند مطالعات بیشتری می‌باشد (۹).

یکی از مداخلاتی که در اصلاح ولگوس پویای زانو مورد استفاده قرار گرفته و نتایج رضایت بخشی برای آن گزارش شده، تمرینات عصبی عضلانی^۳ (NMT) می‌باشد. اگرچه مشخص نیست که اجزای مختلف این برنامه‌ها تا چه اندازه مسئول کاهش خطر آسیب هستند، با این وجود تمرینات عصبی-عضلانی با هدف کاهش زاویه والگوس زانو و بهبود ثبات و تعادل تک‌پایی، به نظر می‌رسد که در پیشگیری از آسیب نقش مهمی ایفا کند. نشان داده شده است که تمرینات عصبی-عضلانی باعث کاهش قابل توجه، گشتاور والگوس-واروس زانو و بهبود زاویه والگوس زانو، ثبات تک‌پایی و تعادل فرود می‌شود (۱۰). با این حال هنوز وقوع آسیب‌های زانو و

³ Neuromuscular training¹ Dynamic knee valgus² Motion tasks

ورزشکاران دارای ولگوس پویا زانو را بررسی نمایند.

روش تحقیق

آزمودنی‌ها

سی و چهار زن سالم با نقص ولگوس داینامیک زانو در هنگام فرود از میان تکواندوکاران نخبه‌ای استان که در تیم‌های استانی عضو بودند در بازه سنی ۱۵ تا ۳۰ سال در مطالعه حضور داشتند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت از: سلامت جسمانی ورزشکار در زمان مطالعه، حداقل سه سال سابقه حضور مستمر و منظم در تمرینات رزمی و زاویه‌ی والگوس زانوی بیش از ۱۲ درجه بود (۷، ۴۴)؛ و معیارهایی که سبب خروج و منع شرکت در مطالعه شد عبارت از: آسیب حاد در شش ماه گذشته، سابقه شکستگی و جراحی در اندام تحتانی، داشتن دفورمیتی قابل توجه در اندام تحتانی، دریافت مداخلات دیگر به طور همزمان و بیماری‌های عصبی-عضلانی. تعداد نمونه‌های آماری با نرم افزار آماری (G*Power©, version 3.1.9.2, University of Dusseldorf, Germany) براساس تحقیق Dobbs و همکاران (۲۰۱۹)، با اندازه اثر ۰/۴۶ برای متغیر ولگوس زانو، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸۰، برای روش آماری Independent sample t-test، ۳۰ نفر تعیین شد (۱). با این حال با در نظر گرفتن احتمال ۵ درصد ریزش آزمودنی‌ها در روند مطالعه تعداد کل آزمودنی‌ها ۳۴ در نظر گرفته شد.

فرایند انجام تحقیق توسط کمیته اخلاق در پژوهش زیستی دانشگاه رازی IR.RAZI.REC.1401.003 و مرکز کارآزمایی بالینی ایران IRCT20220614055164N1 مورد تأیید قرار گرفت. این تحقیق مطابق اعلامیه اخلاق در پژوهش Helsinki بوده و اعمال آن خطری برای آزمودنی‌های مشارکت کننده در تحقیق نداشت. لازم به ذکر است که تمام آزمودنی‌های شرکت کننده در مطالعه رضایتنامه کتبی امضا نمودند و با رضایت کامل در مطالعه شرکت داشتند.

تصادفی سازی و کور کردن

آزمودنی‌ها توسط فردی غیردرگیر در پژوهش با استفاده از نرم افزار (version 1.0.0, Isfahan University of Medical Randome allocation Science, Iran) تصادفی شدند. به این صورت که به آزمودنی‌ها اعداد ۱ تا ۳۴ تخصیص داده شد و

پارگی های ACL متوقف نشده و بایستی به دنبال استراتژی-های پیشگیرانه مناسب‌تری باشیم. احتمالاً استفاده از راهکاری جهت افزایش فراخوانی عضلات ثبات دهنده‌ی مفصل زانو به تمرینات عصبی-عضلانی، بتواند در افزایش ثبات بخشی زانو و کاهش ولگوس داینامیک کمک نماید.

یکی از مداخلات مرتبط با حوزه علوم اعصاب که اخیراً در زمینه طب ورزش و توانبخشی ورزشی مورد توجه متخصصین قرار گرفته، تحریک مستقیم فراجمجمه-ای^۱ (tDCS) می‌باشد. tDCS معروف‌ترین نوع تحریک مغزی غیرتهاجمی بوده که در آن یک جریان الکتریکی کوچک (۰/۵ تا ۲ میلی آمپر) با عبور از پوست سر توسط دو الکترود (آند-کاتد) تحریک‌پذیری مناطق هدف در مغز را تغییر می‌دهد (۱۱). بطوریکه می‌تواند تحریک‌پذیری برای تعیین عملکرد عصبی فیزیولوژیکی در هر ناحیه از مغز را تسریع یا سرکوب کند و در بسیاری از مناطق مختلف برای بهبود عملکرد استفاده می‌شود (۱۲). ناحیه M1 به دلیل نقش مهم آن، که دادن فرمان عصبی به عضلات در حین ورزش است، بیشترین ارتباط را با عملکرد ورزشی دارد (۱۲، ۱۳). در مطالعه‌ای اثر تحریک tDCS بر فعالیت عضلات اندام تحتانی و تعادل فوتبالیستها را بررسی و نتایجی مبنی بر اثرگذاری معنادار تحریک tDCS بر سطح فعالیت عضلات را گزارش نمودند (۱۲). بنابراین این احتمال وجود دارد که، اضافه نمودن تحریک مستقیم قشر حرکتی مغز در ناحیه M1 به تمرینات عصبی-عضلانی در ثبات بخشی و اصلاح الگوی ولگوس داینامیک زانو بتواند نتایج قابل توجهی بر تحریک عضلات اندام تحتانی و کنترل عصبی-عضلانی در ورزشکاران دارای ولگوس پویای زانو بر جای بگذارد.

با توجه به چالش‌ها و مسائل همراه در آسیب‌های اندام تحتانی به‌ویژه مفصل زانو؛ زمان‌بر بودن دوره بازتوانی آسیب-های رباطی و پرهزینه بودن توانبخشی ورزشی، مقالاتی که اخیراً در زمینه آسیب‌های اندام تحتانی ورزشکاران چاپ شده‌اند، نگاهی موشکافانه و حمایتی به مسئله‌ی پیشگیری از وقوع آسیب‌ها خصوصاً پارگی‌های رباطی زانو داشته‌اند. بنابراین محققین در پژوهش حاضر با نگاهی پیشگیرانه، درصدد برآمدند تا اثربخشی ۱۲-جلسه تمرینات عصبی-عضلانی در ترکیب با تحریک مستقیم فراجمجمه‌ای بر فعالیت الکترومایوگرافی در اسکوات تک پا و جفت پا در

¹ Transcranial Direct Current Stimulation (TDCS)

زاویه ولگوس زانو با استفاده از نرم افزار Kinovea ($ICC = 0.877-0.979$) ارزیابی شد (۴۵). به این صورت که، با پخش دور بسیار آهسته فیلم فرود، فریمی که در آن فرد در پایین ترین ارتفاع (فلکشن زانو) قرار داشت، مشخص (۱۴، ۱۵). در این فریم، زاویه ولگوس توسط نرم افزار Kinovea نسخه ۹.۰.۵، محاسبه شد. این زاویه از تقاطع دو خط ترسیم شده بین خار خاصره‌ای قدامی فوقانی^۱ به مرکز کشکک و خط ترسیم شده از مرکز کشکک به نقطه وسط دو قوزک تعیین گردید (۱۶). زاویه ولگوس از زاویه به دست آمده منهای ۱۸۰ درجه به دست آمد (۱۶). تست پرش-فرود برای هر آزمودنی سه مرتبه با ۳۰ ثانیه استراحت بین هر فرود ضبط شد و میانگین زوایای سه تست جهت تجزیه و تحلیل استفاده گردید. اگر زاویه ولگوس پویای زانو بیشتر از ۱۲ درجه بود، فرد با نقص ولگوس در نظر گرفته شد (۱۶).

پیامد ثانویه

فعالیت الکترومایوگرافی:

فعالیت عضلات واستوس خارجی، واستوس داخلی، سرینی بزرگ، سرینی میانی، نیم وتری، دوسرانی، دوقلو خارجی آزمودنی‌ها حین اسکات تک پا و جفت پا، با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله نوراکسون (Noraxon, Scottsdale, AZ 85260) ثبت شد. در پژوهش حاضر از نرخ نمونه گیری ۱۵۰۰ هرتز در هر ثانیه استفاده شد. به منظور ثبت مناسب این سیگنال‌ها، مراحل آماده سازی و نصب الکترودهای سطحی به طریق ذیل انجام شد:

- ۱- شویو کردن و حذف موها و کرک‌های ناحیه اتصال الکترودها
- ۲- استفاده از سمباده نرم به منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده پوست جهت کاهش مقاومت پوست و پاک کردن محل الکتروگذاری با الکل سفید. سپس ۲ الکترودهای سطحی با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتیمتری به موازات فیبرهای عضلانی بر روی پوست قرار گرفت (۱۷).
- نصب الکترودها براساس توصیه‌های الکتروگذاری SENIAM انجام گرفت (۱۸).

در عضله سرینی بزرگ، الکترودها در نقطه ۵۰ درصدی خط بین ساکرال و تروکانتر بزرگ قرار داده شد. در عضله سرینی میانی: الکترودها در وسط خطی در صفحه ساجیتال

هر عدد توسط نرم افزار به صورت تصادفی یا به گروه تجربی یا به گروه کنترل تخصیص داده شد. پس از تصادفی سازی، هر شماره و گروه تخصیص یافته به آن در یک برگه نوشته شد و توسط فرد غیردرگیر در پاکت بی‌رنگی قرار داده شدند. پس از ارزیابی‌های پیش‌آزمون، برای هر فرد پاکت مربوط به وی باز و آزمودنی و ارزیاب متوجه گروه تخصیص داده شده می‌شدند. بنابراین ارزیاب از گروه تخصیص داده شده فرد قبل از ارزیابی‌ها اطلاعی نداشت. و چون تمرینات هر دو گروه یکسان و یکی از گروه‌ها تحریک واقعی و گروه کنترل تحریک شَم دریافت می‌کردند، آزمودنی‌ها نیز از وجود گروه‌ها اطلاعی نداشتند. بنابراین پژوهش حاضر دو سویه کور محسوب می‌گردد.

روش اجرا

در ابتدا آزمودنی‌ها جهت شرکت در مطالعه با چگونگی تحریک الکتریکی مغز آشنا شدند و به منظور بررسی عدم وجود واکنش غیرطبیعی به تحریک الکتریکی مغز، دوزهای کوتاهی از تحریک را به صورت آزمایشی دریافت نمودند. پس از مطالعه و امضای فرم رضایت نامه، جهت تعیین زاویه ولگوس زانو، از تست پرش-فرود از روی جعبه ۳۰ سانتی متری استفاده شد. به طوریکه، از نمای روبه‌رو از روند پرش فرود آزمودنی، فیلم برداری و در نهایت فیلم ضبط شده را با نرم افزار Kinovea نسخه ۹.۰.۵ ارزیابی و افراد واجد شرایط به صورت تصادفی در دو گروه تحریک فراجمجمه‌ای در ترکیب با تمرینات عصبی-عضلانی ($n=17$) و گروه تمرینات عصبی-عضلانی در ترکیب با تحریک فراجمجمه‌ای شَم ($n=17$) تخصیص یافتند.

در مرحله پیش‌آزمون و بعد از گرم کردن، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات کنترل کننده زانو (پهن خارجی، پهن داخلی، سرینی بزرگ، سرینی میانی، نیم وتری، دوسرانی، دوقلو خارجی) در تسکهای اسکات (تک پا و جفت پا) بررسی شد. سپس هر دو گروه به مدت چهار هفته، هفته‌ای ۳ جلسه مداخلات مربوط به خود را دریافت نمودند. بلافاصله پس از اتمام مداخلات، پیامدهای مطالعه مجدداً ارزیابی شدند.

پیامد اولیه

ولگوس داینامیک زانو:

¹ Anterior superior iliac spine (ASIS)

پا و جفت پا آشنا شدند. از شرکت کنندگان خواسته شد که آزمون اسکات‌ها را سه بار انجام دهند.

جهت انجام آزمون اسکات جفت پا از آزمودنی‌ها خواسته شد هنگام پایین رفتن، زانو از لبه قدامی انگشتان جلوتر نرود؛ برای اندازه گیری عمق تست اسکوات در فاز نزولی؛ از آزمودنی خواسته شد با بازخورد کلامی توسط آزمونگر از حالت ایستاده اسکات بزنند، سپس آزمونگر زاویه ۹۰-۱۲۰ خم شدن زانو را در هر دو سمت درگیر با استفاده از الکتروگونیا متر منعطف (محل نصب الکتروگونیا متر: کناره خارجی پا قرار گرفت به گونه ای که یک سر آن توسط چسب دوطرفه روی سمت خارجی ساق و سر دیگر آن روی سمت خارجی ران قرار گیرد) اندازه گیری کند. هر آزمودنی به مدت ۳ ثانیه موقعیت خود را حفظ کرد و سپس به حالت اولیه خود بر می‌گردد (۲۲، ۲۳).

جهت انجام آزمون اسکات تک پا آزمودنی‌ها کاملاً آموزش دیدند که، هنگام پایین رفتن، زانو از لبه قدامی انگشتان جلوتر نرود. سپس فرد به منظور آشنایی با آزمون، چندبار حرکت را انجام می‌داد (۲۲). از آزمودنی‌ها خواسته شد تا حرکت اسکات تک پا را با پای برتر انجام دهند (۲۳). برای اندازه گیری عمق تست اسکوات در فاز نزولی؛ از آزمودنی خواسته شد با بازخورد کلامی توسط آزمونگر از حالت ایستاده با پای برتر اسکات بزنند، سپس آزمونگر با استفاده از الکتروگونیا متر (محل نصب الکتروگونیا متر بر روی پای برتر: کناره خارجی پا قرار گرفت به گونه ای که یک سر آن توسط چسب دوطرفه روی سمت خارجی ساق و سر دیگر آن روی سمت خارجی ران قرار گیرد)، زاویه ۹۰-۱۲۰ خم شدن زانو را در سمت درگیر یعنی زانوی پای برتر اندازه گیری کند. هر آزمودنی به مدت ۳ ثانیه موقعیت خود را بدون به هم خوردن تعادل حفظ کرد و سپس به حالت اولیه خود بر می‌گردد (۲۴).

مداخلات مطالعه

تمرینات عصبی-عضلانی:

در تمرینات عصبی عضلانی از طیف وسیعی از حالت‌های تمرینی از جمله تمرین مقاومتی، پلايومتریک، ثبات پویا، قدرت مرکزی بدن استفاده شد (۲۵). آزمودنی‌های هر دو گروه، سه بار در در هفته به مدت چهار

که تروکانتر بزرگ را به تاج خاصره متصل می‌کند، قرار داده شد. در عضله واستوس داخلی: الکترودها در نقطه ۸۰ درصد فاصله بین خارخاصره‌ای تا بخش قدامی فوقانی تا بخش قدامی لیگامان داخلی زانو قرار داده شد. در عضله واستوس خارجی، الکترودها در ۲/۳ حدفاصل ASLS تا لبه‌ی خارجی کشکک قرار داده شدند. برای عضله دوسررانی: الکترودها در حدفاصل ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی کندیل خارجی قرار داده شدند. برای عضله نیمه‌وتری: الکترودها در نقطه ۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ایسکیال با اپی کندیل داخلی و برای عضله دوقلو خارجی: الکترودها در فاصله ۱/۳ خط بین سر نازک نی و پاشنه پا، قرار گرفتند. از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) برای نرمال سازی داده‌های الکترومایوگرافی استفاده شد. به منظور تعیین MVIC عضله سرینی بزرگ، در مقابل هایپراکستنشن ران همراه با فلکشن زانو یک مقاومت ایزومتریک اعمال شد (۱۹، ۲۰). MVIC عضله سرینی میانی نیز با انجام یک انقباض ایزومتریک در مقابل دور کردن مفصل ران ثبت شد (۱). برای عضلات همسترینگ مقاومت در برابر اکستنشن هیپ و خم شدن زانو در زاویه ۴۵ درجه درحالی که فرد به شکم خوابیده بود، اعمال شد (۲۰). برای عضلات بازکننده زانو فرد لبه تخت نشسته و حداکثر تلاش خود را برای بازکردن زانو در برابر مقاومت ثلثت انجام می‌داد، درحالی که زانو در زاویه ۹۰ درجه بود (۱، ۲۰). و برای عضله دوقلو خارجی فرد روی تخت با اکستنشن زانو نشسته، پلانتار فلکشن مچ پا را در برابر مقاومت انجام می‌داد (۲۱).

برای هر دو اسکات، سیگنال‌های EMG برای پردازش داده‌های خام، از فیلتر bandpass با فرکانس قطع ۲۰-۴۵۰ هرتز استفاده شد. داده‌ها rectify شدند و با استفاده از root mean square برای پنجره‌های ۲۰۰ میلی ثانیه‌ای سیگنالها پردازش و با نرمال‌سازی با MVIC به صورت درصدی از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC/.) گزارش شدند (۱۷).

قبل از اجرای تسکهای اسکات تک پا و جفت پا، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به مدت ۱۰ دقیقه با فعالیت‌هایی چون راه رفتن، دویدن و پریدن گرم کنند. قبل از ثبت داده‌ها، هر یک از شرکت کنندگان با آزمون‌های اسکات تک

¹ Maximum Voluntary Isometric Contraction

سوم	اول	اسکوات پشت، پرس به بالا، لانچ پرشی قیچی، پلانگ از پهلوی	سه ست ۱۰ تکرار با ۹۰ ثانیه استراحت
سوم	دوم	لانچ حرکت دمبل، هیپ تراست، TRX پارویی، بیر کراو ثابت	(پلانگ از پهلوی، بیر کراو ثابت ۳۰ ثانیه، اسکوات پشت ۱۵ تکرار)
چهار م	اول	اسکوات پشت، پرس به بالا، لانچ پرشی قیچی، پلانگ از پهلوی	چهار ست ۱۰ تکرار با ۹۰ ثانیه استراحت
سوم	دوم	لانچ حرکت دمبل، هیپ تراست، TRX پارویی، بیر کراو ثابت	(پلانگ از پهلوی، بیر کراو ثابت ۳۰ ثانیه، اسکوات پشت، TRX پارویی ۱۲ تکرار)
		اسکوات پشت، TRX پارویی، بیر کراو ثابت، لانچ پرشی قیچی	

تحریک مستقیم فراجمجمه‌ای (tDCS)

به منظور تحریک دقیق نواحی هدف (ناحیه M1)، از دستگاه تحریک فراجمجمه‌ای (NeuroStim 2, Medina Tebgostar, Tehran, Iran)، سیستم نقشه‌برداری بین‌المللی مغز^۱ ۱۰-۲۰ و کلاه مخصوص^۲ EEG استفاده شد. از دو الکترود کربن (۴×۵ سانتی‌متر؛ ۲۰ سانتی‌متر مربع) پوشیده شده با اسفنج‌های سطحی آغشته به محلول نمکی (NaCl) 140 میلی‌مولار محلول در آب میلی‌کیو) به عنوان آند و کاتد استفاده شد. الکترودها با استفاده از نوارهای الاستیک در جای خود نگه داشته شدند. پس از حضور در آزمایشگاه از آزمودنی خواسته شد تا بر روی صندلی راحتی که از قبل در محل مورد نظر قرار داده شده بود، بنشیند. با استفاده از کلاه مخصوص EEG نواحی هدف علامت‌گذاری و به دنبال آن الکترودها در نواحی علامت‌گذاری شده نصب گردید (شکل ۱).

نحوه تحریک در گروه تجربی: نحوه نصب الکترودها بدین گونه بود؛ برای تحریک نواحی قشر حرکتی اولیه^۳

هفته، و هر جلسه به مدت ۶۰ دقیقه تحت تمرین قرار گرفتند. این برنامه شامل گرم کردن پویای ۱۰ دقیقه‌ای شامل حرکات چند سطحی، هماهنگی، تعادل و دویدن با هدف افزایش دمای بدن بود. پس از گرم کردن پویا، آزمودنی‌ها تمرینات اولیه را با تمرکز بر قدرت عضلانی، قدرت عضلات پایین تنه، بالاتنه و ناحیه مرکزی بدن انجام دادند. هدف هر جلسه تمرین توسعه قابلیت‌های عصبی-عضلانی گروه‌های عضلانی متعدد با استفاده از ترکیبی از تمرینات هماهنگی، پلایومتریک و مقاومتی بود. جهت جلوگیری از اصل سازگاری هر هفته حجم تمرینات به تدریج افزایش یافت. برای این منظور از جرم توده بدن، هالتر، دمبل، نوارهای مقاومتی و صفحات وزن‌دار استفاده شد. آزمودنی‌ها تمرینات را بین سه تا چهار ست ۱۰-۱۵ تایی انجام دادند (۲۵). در زیر جدول ۱ نمونه‌ای از تمرینات آورده شده است.

جدول ۱. برنامه تمرینات عصبی عضلانی مورد استفاده در گروه‌های مداخله (۲۶).

هفته	جلسه	تمرین	مدت
اول	اول	اسکوات پشت، قیچی	سه ست ۱۰ تکرار
دوم	دوم	ایستاده با کش، پرس با مانع، ضربه‌ای شانه‌ای	با ۹۰ ثانیه استراحت
سوم	سوم	پرس سینه، اسکوات اسپلیت دمبل، دمبل اره-ای، پرس پالوف	(پرس پالوف هر طرف ۱۵ تکرار)
		اسکوات پشت، قیچی ایستاده با کش، پرس پالوف، پرس سینه	
دوم	اول	اسکوات پشت، کشش بارفیکس، پرس با مانع، ضربه‌ای شانه‌ای	چهار ست ۱۰ تکرار با ۹۰ ثانیه استراحت
دوم	دوم	پرس سینه، اسکوات اسپلیت دمبل، دمبل اره-ای، پرس پالوف	(کشش بارفیکس ۵ تا ۱۰ تکرار)
	سوم	پرس سینه، اسکوات پشت، پرس با مانع، دمبل اره‌ای	

³ Primary Motor Cortex

¹ International 10-20 system

² EEG Cap

مربوط به متغیرها و ویژگی‌های دموگرافیک، از آزمون شاپیروویلک و به منظور بررسی همگنی واریانس‌ها، از آزمون لون استفاده گردید. تمام نتایج آمار توصیفی به شکل میانگین و انحراف استاندارد ذکر شده است. جهت مقایسه درون گروهی از آزمون paired sample t-test و جهت بررسی مقایسه‌های بین گروهی از آزمون آماری independent sample t-test استفاده شد. برای تجزیه

مقایسه درون گروهی از آزمون paired sample t-test و جهت بررسی مقایسه‌های بین گروهی از آزمون آماری independent sample t-test استفاده شد. سطح معناداری و اطمینان برای تجزیه و تحلیل کلیه داده‌ها به ترتیب ۰/۰۵ و فاصله اطمینان ۹۵٪ در نظر گرفته شد.

نتایج مطالعه

در این مطالعه سی و چهار رزمی‌کار نخبه بطور تصادفی به دو گروه تجربی (۱۷ نفر) و کنترل (۱۷ نفر) تخصیص یافتند. آزمودنی‌های دو گروه به مدت چهار هفته و هفته‌ای سه جلسه مداخلات پژوهش را دریافت نمودند. در طول دوره‌ی مداخلات و در پس آزمون‌ها، هیچ مورد ریزش یا خروج از تحقیقی مشاهده نشد. نتایج آزمون شاپیروویلک و لوین پیش فرض‌های آمار پارامتریک را تایید نمود ($p > 0/05$). در این مطالعه جهت مقایسه‌های درون گروهی از آزمون t- زوجی و جهت مقایسه‌های بین گروهی بعلت عدم تفاوت معنادار پیش آزمون‌ها از t- مستقل برای مقایسه پس آزمون‌ها استفاده شد برای بررسی اندازه اثر در آزمون t- مستقل از فرمول زیر استفاده شد.

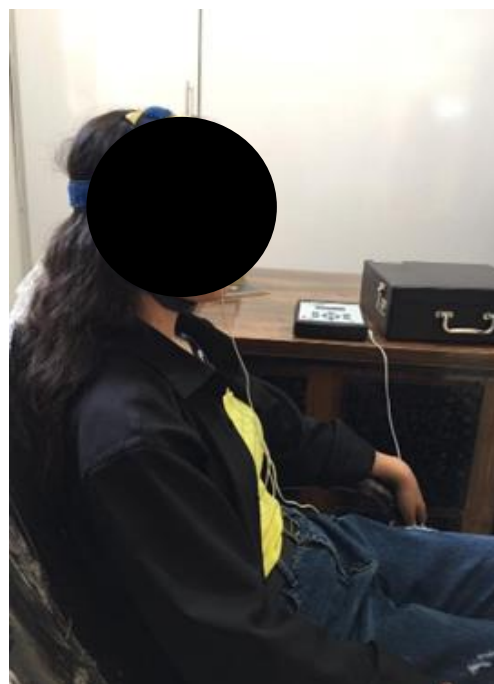
$$Eta\ squared = \frac{T^2}{T^2 + (N1 + N2 - 2)}$$

ویژگی‌های دموگرافیک و زاویه ولگوس داینامیک آزمودنی‌های دو گروه در پیش آزمون با استفاده از آزمون independent sample t-test بررسی و تفاوت معناداری بین گروه‌ها مشاهده نشد ($p > 0/05$) (جدول ۲).

(M1)، الکتروود آند در ناحیه FC₂ (2 cm of each side of) و الکتروود کاتد بر روی شانه سمت چپ (extra-cephalic cathode) قرار داده شد. سپس تحریکی به مدت ۲۰ دقیقه با شدت ۲ میلی آمپر آزمودنی‌ها دریافت کردند؛ در طول جریان آزمون، آزمودنی‌ها در شرایط نشسته و هیچ بازخورد کلامی به آن‌ها داده نشد.

نحوه تحریک در گروه شَم: نحوه اتصال الکتروودها شبیه حالت تحریک الکتروود آند در گروه تجربی بود، به طوریکه به منظور ایجاد حالت مشابه با تحریک آند، 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 و عملاً تحریکی در نواحی هدف دریافت نشد. همچنین در طول جریان آزمون، آزمودنی‌ها در شرایط نشسته و هیچ بازخورد کلامی به آن‌ها داده نشد. (۲۷، ۲۸).

لازم به ذکر است که تحریک‌های tDSC بلافاصله قبل از تمرینات عصبی-عضلانی و توسط یک فرد متخصص دارای گواهینامه اجرا شد.



شکل ۱. سیستم نقشه‌برداری مغزی بین‌المللی ۲۰-۱۰ و نواحی مربوط به M1 راست و شَم چپ.

تجزیه و تحلیل داده‌ها

در ابتدا به منظور اطمینان از نرمال بودن داده‌های

جدول ۲- ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های مطالعه (n=۳۴).

متغیر (میانگین $\pm$ انحراف استاندارد)	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (متر)	BMI (kg/m^2)	تعداد ساعات ورزش در هفته (ساعت)
گروه تحرک + تمرین (n=۱۷)	۲۱/۵۲ $\pm$ ۵/۷۸	۶۰/۱۲ $\pm$ ۸/۸۹	۱/۶۴ $\pm$ ۰/۰۵	۲۲/۲۳ $\pm$ ۲/۶۵	۵/۳۰ $\pm$ ۰/۸۶
گروه شَم + تمرین (n=۱۷)	۲۲ $\pm$ ۴/۸۸	۵۸/۱۷ $\pm$ ۹/۵۸	۱/۶۲ $\pm$ ۰/۰۵	۲۲/۱۲ $\pm$ ۳/۶۲	۵/۴۰ $\pm$ ۰/۸۳
P-value	۰/۷۹	۰/۵۴	۰/۳۱	۰/۹۲	۰/۷۳

جدول ۳- مقایسه‌ی درون گروهی و بین گروهی میانگین فعالیت عضلات مورد مطالعه در مهارت اسکات جفت پا.

عضلات	گروه	پیش آزمون		پیش آزمون	مقایسه درون گروهی	مقایسه بین گروهی
		میانگین $\pm$ انحراف استاندارد	میانگین $\pm$ انحراف استاندارد	95% CI	p-value	p-value η^2
واستوس خارجی	تجربی	۵۳/۲۰ $\pm$ ۳۵/۹۵	۹۶/۷۲ $\pm$ ۴۴/۶۱	۵۶/۵۲ و ۳۰/۵۱	**۰/۰۰۰۱	۰/۱۵
	کنترل	۳۵/۸۷ $\pm$ ۱۵/۴۳	۶۶/۱۷ $\pm$ ۲۵/۸۲	۴۱/۸۳ و ۱۸/۷۶	**۰/۰۰۰۱	*۰/۰۲
واستوس داخلی	تجربی	۵۶/۸۱ $\pm$ ۴۷/۳۰	۹۷/۲۵ $\pm$ ۵۵/۱۸	۵۶/۰۹ و ۲۴/۷۹	**۰/۰۰۰۱	۰/۱۱
	کنترل	۴۳/۵۸ $\pm$ ۲۲/۳۷	۶۷/۹۳ $\pm$ ۲۵/۰۴	۳۱/۰۳ و ۱۷/۶۷	**۰/۰۰۰۱	۰/۵۵
سرینی بزرگ	تجربی	۱۰/۶۴ $\pm$ ۴/۴۶	۱۹/۶۰ $\pm$ ۱۰/۵۴	۱۳/۳۴ و ۴/۴۸	**۰/۰۰۱	۰/۱۴
	کنترل	۱۰/۸۵ $\pm$ ۲/۵۵	۱۳/۲۲ $\pm$ ۳/۹۶	۳/۸۴ و ۸/۹۸	**۰/۰۰۴	*۰/۰۲
سرینی میانی	تجربی	۱۰/۴۷ $\pm$ ۵/۲۲	۱۶/۵۵ $\pm$ ۶/۱۹	۸/۴۸ و ۳/۶۸	**۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱
	کنترل	۱۲/۹۶ $\pm$ ۷/۴۷	۱۶/۲۹ $\pm$ ۷/۳۹	۴/۶۲ و ۲/۰۲	**۰/۰۰۰۱	۰/۹۱
نیم وتری	تجربی	۹/۳۵ $\pm$ ۴/۱۷	۱۶/۳۹ $\pm$ ۷/۳۶	۱۰/۵۲ و ۳/۵۵	**۰/۰۰۱	۰/۰۷
	کنترل	۹/۹۵ $\pm$ ۴/۳۰	۱۲/۹۹ $\pm$ ۴/۱۸	۴/۴۱ و ۱/۶۷	**۰/۰۰۰۱	۰/۱۰
دوسرانی	تجربی	۱۰/۵۴ $\pm$ ۳/۲۷	۱۶/۸۰ $\pm$ ۵/۲۸	۸/۶۵ و ۳/۸۷	**۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۰۱
	کنترل	۱۴/۴۹ $\pm$ ۷/۵۰	۱۶/۳۵ $\pm$ ۸/۵۰	۳/۰۲ و ۰/۶۸	**۰/۰۰۴	۰/۸۵
دوقلو خارجی	تجربی	۸/۸۴ $\pm$ ۲/۵۳	۱۷/۹۸ $\pm$ ۷/۵۰	۱۲/۱۳ و ۶/۱۵	**۰/۰۰۰۱	۰/۰۰۹
	کنترل	۱۳/۳۴ $\pm$ ۶/۶۱	۱۵/۹۸ $\pm$ ۹/۹۶	۶/۹۴ و ۱/۶۵	۰/۲۱۰	۰/۷۸

فعالیت عضلات واستوس خارجی ($p=۰/۰۲$)، سرینی بزرگ ($p=۰/۰۲$)، و ولگوس داینامیک زانو ($p=۰/۰۶$) از نظر آماری تفاوت معناداری داشتند ($p<۰/۰۵$).

مقایسه‌های درون گروهی در جدول ۴ نیز نشان داد ولگوس داینامیک زانو ($p=۰/۰۰۰۱$) در هر دو گروه تجربی و کنترل پس از ۱۲ جلسه مداخله، در مهارت اسکات تک پا، به طور معناداری بهبود یافته است. همچنین در مهارت اسکات تک پا، فعالیت تمام عضلات کنترل کننده‌ی زانو شامل عضلات (واستوس خارجی ($p=۰/۰۰۰۱$))، واستوس داخلی ($p=۰/۰۰۰۱$)، سرینی بزرگ ($p=۰/۰۰۱$)، سرینی میانی ($p=۰/۰۰۱$)، نیم وتری ($p=۰/۰۰۱$)، دوسرانی ($p=۰/۰۰۱$)، دوقلو خارجی ($p=۰/۰۰۲$) برای گروه

مقایسه‌های درون گروهی در جدول ۳ برای هر دو گروه نشان داد که در مهارت اسکات جفت پا، ولگوس داینامیک زانو برای دو گروه ($p=۰/۰۰۰۱$) و فعالیت تمام عضلات مورد ارزیابی شامل عضلات (واستوس خارجی ($p=۰/۰۰۰۱$))، واستوس داخلی ($p=۰/۰۰۰۱$)، سرینی بزرگ ($p=۰/۰۰۱$)، سرینی میانی ($p=۰/۰۰۰۱$)، نیم وتری ($p=۰/۰۰۱$)، دوقلو خارجی ($p=۰/۰۰۱$) برای گروه تجربی و واستوس خارجی ($p=۰/۰۰۰۱$)، واستوس داخلی ($p=۰/۰۰۰۱$)، سرینی بزرگ ($p=۰/۰۰۴$)، سرینی

میانی ($p=۰/۰۰۰۱$)، نیم وتری ($p=۰/۰۰۰۱$) برای گروه کنترل گروه از پیش آزمون تا پس آزمون تفاوت معنادار بود ($p<۰/۰۵$). با این حال؛ براساس مقایسه بین گروهی تنها

تجربی و واستوس خارجی ($p=0/001$)، واستوس داخلی ($p=0/001$)، سیرینی بزرگ ($p=0/002$)، سیرینی میانی ($p=0/001$)، نیم وتری ($p=0/001$)، دوسرانی ($p=0/01$)، دوقلو خارجی ($p=0/001$) برای گروه کنترل گروه از پیش آزمون تا پس آزمون تفاوت معنادار بود ($p<0/05$). همچنین بر اساس مقایسه بین گروهی

مشخص گردید دو گروه مطالعه در مهارت اسکات تک پا تنها در فعالیت عضلات واستوس خارجی ($p=0/001$) و دوقلو خارجی ($p=0/05$) از نظر آماری تفاوت معناداری داشتند ($p<0/05$)؛ این حال برای ولگوس داینامیک زانو بهبود معناداری گزارش نشد ($p=0/18$).

جدول ۴- مقایسه‌ی درون گروهی و بین گروهی میانگین فعالیت عضلات مورد مطالعه در مهارت اسکات تک پا.

عضلات	گروه	پیش آزمون		95 CI %	مقایسه درون گروهی		مقایسه بین گروهی
		میانگین $\pm$	انحراف استاندارد		میانگین $\pm$	انحراف استاندارد	
واستوس خارجی	تجربی	۶۰/۱۷ $\pm$ ۲۷/۳۵	۱۱۰/۷۷ $\pm$ ۴۳/۷۲	-۷۰/۴۱ و -۳۰/۷۸	**۰/۰۰۱	۰/۲۷	**۰/۰۰۱
	کنترل	۵۶/۲۲ $\pm$ ۲۰/۸۷	۶۸/۰۸ $\pm$ ۲۵/۰۳	-۱۷/۷۵ و -۵/۹۶	**۰/۰۰۱		
واستوس داخلی	تجربی	۶۱/۲۸ $\pm$ ۲۸/۰۳	۱۰۳/۹۶ $\pm$ ۴۱/۲۸	-۵۷/۰۲ و -۲۸/۱۸	**۰/۰۰۱	۰/۱۱	۰/۵۰
	کنترل	۷۰/۸۲ $\pm$ ۳۶/۱۲	۷۶/۵۸ $\pm$ ۳۶/۸۷	-۸/۱۳ و -۳/۳۸	**۰/۰۰۱		
سیرینی بزرگ	تجربی	۲۱/۵۳ $\pm$ ۱۰/۹۵	۳۴/۰۷ $\pm$ ۱۹/۸۷	-۲۱/۶۳ و -۳/۴۴	*۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۵۲
	کنترل	۲۶/۴۳ $\pm$ ۱۰/۳۳	۳۰/۵۷ $\pm$ ۱۲/۹۳	-۶/۴۷ و -۱/۸۰	**۰/۰۰۲		
سیرینی میانی	تجربی	۲۴/۵۲ $\pm$ ۱۱/۳۹	۳۱/۵۴ $\pm$ ۱۴/۳۹	-۱۲/۱۱ و -۱/۹۱	*۰/۰۱	۰/۰۰۴	۰/۷۱
	کنترل	۲۵/۶۸ $\pm$ ۱۲/۹۳	۲۹/۸۱ $\pm$ ۱۲/۴۸	-۵/۶۸ و -۲/۵۸	**۰/۰۰۱		
نیم وتری	تجربی	۱۶/۵۱ $\pm$ ۱۱/۵۰	۲۳/۳۱ $\pm$ ۱۲/۷۸	-۹/۷۵ و -۳/۸۵	**۰/۰۰۱	۰/۰۰۰۱	۰/۹۵
	کنترل	۱۹/۳۹ $\pm$ ۵/۲۱	۲۳/۵۱ $\pm$ ۷/۱۴	-۵/۷۹ و -۲/۴۳	**۰/۰۰۱		
دوسرانی	تجربی	۱۷/۵۴ $\pm$ ۷/۳۰	۲۱/۷۱ $\pm$ ۸/۰۶	-۶/۲۳ و -۲/۱۰	**۰/۰۰۱	۰/۰۰۸	۰/۴۵
	کنترل	۲۷/۱۸ $\pm$ ۱۵/۹۳	۳۴/۱۸ $\pm$ ۲۰/۴۲	-۱۰/۶۲ و -۳/۳۶	*۰/۰۱		
دوقلو خارجی	تجربی	۲۶/۷۰ $\pm$ ۱۸/۰۹	۳۳/۹۱ $\pm$ ۲۱/۹۷	-۱۱/۳۶ و -۳/۰۵	**۰/۰۰۲	۰/۴۲	*۰/۰۵
	کنترل	۳۵/۴۱ $\pm$ ۱۷/۲۳	۴۷/۸۲ $\pm$ ۱۹/۳۹	-۱۷/۰۷ و -۷/۷۵	**۰/۰۰۱		

بحث

در این پژوهش، هدف بررسی اثر یک دوره تحریک فراجمجمه‌ای در ترکیب با تمرینات عصبی-عضلانی، بر فعالیت الکترومایوگرافی در اسکات تک پا و جفت پا در ورزشکاران دارای ولگوس پویا زانو بود.

یافته‌های این مطالعه نشان داد، اعمال یک دوره تمرین عصبی عضلانی با و بدون ترکیب با تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای در هر دو گروه تجربی و کنترل توانست بر ولگوس پویای زانو و فعالیت عضلات عمل کننده بر زانو در اسکات تک و جفت پا اثر مثبت و معناداری بر جای بگذارد؛ هر چند که برتری با گروه تحریک بود. تمریناتی که در این

مطالعه به عنوان تمرین عصبی-عضلانی استفاده شد، بر اصلاح ایمبالانس‌های عضلانی و تمرینات مقاومتی و پلايومتریک تمرکز داشت. در تحقیقات پیشین عنوان شده که، تمرینات عصبی-عضلانی با بهبود مهارت‌های حرکتی ورزشکاران، می‌تواند ریسک آسیب‌ها را کاهش دهد (۲۹). این احتمال وجود دارد که استفاده از تمرینات پلايومتریکی که در این مطالعه به کار گرفته شده بود، توانسته باشد با اعمال فشارهای انفجاری، بیومکانیک اندام تحتانی را بهبود بخشیده باشد. همچنین تمریناتی که در این مطالعه

عضله سیرینی بزرگ با حرکات زانو در صفحه فرونتال نشان دادند؛ به طوریکه فعالیت بیشتر این عضله با کاهش والگوس زانو مرتبط است (۳۹،۴۰). عضله سیرینی میانی نقش مهمی در ایجاد چرخش داخلی و لحظات ابداکشن مفصل ران دارد در نتیجه اثرات متضادی بر مکانیک مربوط به آسیب ACL دارد. همچنین، سیرینی میانی بالاترین ظرفیت را برای مقابله با ولگوس زانو در مرحله خارج از مرکز یک کار مانور برش فرود دارد (۴۰).

براساس مطالعه‌ی بارور و همکاران (۲۰۲۳)، بهترین شواهد نشان می‌دهند که تمرینات عصبی-عضلانی ممکن است منجر به افزایش حاد فعال سازی عضلات سیرینی بزرگ و سیرینی میانی هنگام انجام تمرین اسکوات با هالتر شود. با این حال، یافته‌ها برای سایر انواع حرکات اسکوات نامشخص است (۳۵). روی هم رفته، این نتایج نشان می‌دهد، اعمال یک دوره تمرین عصبی عضلانی می‌تواند بر ولگوس پویای زانو و فعالیت عضلات عمل کننده بر زانو اثر مثبت و معناداری بر جای بگذارد. یافته دیگر مطالعه حاضر جهت بررسی تفاوت‌های بین گروهی نشان داد، دو گروه پس از اتمام ۱۲ جلسه مداخله، در بین تمام عضلات مورد ارزیابی در پژوهش حاضر تنها فعالیت عضله سیرینی بزرگ و واستوس خارجی در اسکوات جفت و فعالیت واستوس خارجی و دوقلو خارجی در اسکوات تک پا تفاوت معناداری داشت. به نظر می‌رسد استفاده از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای در حین اجرای یک تمرین درگیر کننده عضله واستوس خارجی، سیرینی بزرگ و دوقلو خارجی اثرگذاری مطلوب تری جهت پیشگیری از ولگوس داینامیک و خطرات احتمالی وقوع آسیب‌های رباطی در زانو داشته باشد (۴۳). در تایید این موضوع، یافته‌های مطالعات پیشین نشان داده‌اند؛ تحریک پذیری قشر M1 با تغییر فرکانس تحریک پذیری نوروها تکانه‌های عصبی به عضلات را افزایش داده و فراخوانی واحدهای حرکتی را تقویت کند (۳۶). علاوه بر این، شواهد نشان می‌دهد که تحریک فراجمجمه‌ای می‌تواند توانایی سیستم عصبی را برای تولید قدرت عضلانی در طول حداکثر تلاش‌ها بهبود بخشد (۴۱).

مطالعات متعدد افزایش تحریک پذیری M1 را به دنبال تحریک فراجمجمه‌ای، حتی در قسمتی از نواحی قشر حرکتی

استفاده شد (اسکوات، اسکوات اسپلیت^۱، لانچ، هیپ تراست^۲، بیر کراو ثابت^۳، لانژ پرشی قیچی و) بر روی بهبود تقویت عضلات مفصل ران و کنترل لگن و حرکات زانو در صفحه فرونتال و ولگوس زانو که با آسیب‌های زانو در ارتباط هستند؛ تمرکز داشت. نشان داده شده است که تمرینات عصبی-عضلانی با بهبود کمبودهای بیومکانیکی که معمولاً با آسیب‌های ورزشی مرتبط هستند، پتانسیل آسیب ACL را کاهش می‌دهند (۳۰، ۳۱).

یافته‌های این مطالعه، نتایج هیوت^۴ و همکاران را تایید نمود، آنها نشان دادند که زنان ورزشکاری که تمرینات عصبی-عضلانی دریافت نمودند، نسبت به زنانی که تمرین نداشتند، ثبات پویای زانو بیشتری داشتند (۳۲). نتایج برخی مطالعات حاکی از نقش متفاوت عضلات داخلی و خارجی همسترینگ در کنترل حرکات صفحه فرونتال زانو دارد؛ به-طوریکه فعالیت مدیال همسترینگ در محدود کردن والگوس زانو با کنترل حرکات در صفحه فرونتال مؤثر است (۳۲).

گزارش شده افرادی که فعالیت زودتر و بیشتری را در مدیال همسترینگ در مرحله آماده سازی و تحمل بار در حرکت فرود داشتند، میزان والگوس کمتری را نشان دادند (۳۷)، ولی در خصوص همسترینگ خارجی عنوان شده با توجه به موقعیت مکانیکی خود، بیشتر باعث ایجاد والگوس در زانومی شود (۳۸)؛ بنابراین در پژوهش حاضر به نظر می‌رسد پس از ۱۲ جلسه مداخله تمرینی به‌خوبی توانسته فعالیت عضلات همسترینگ داخلی/خارجی را بهبود بخشد و در جهت کاهش ولگوس زانو مؤثر واقع شود. در همین راستا زیس و همکاران (۲۰۰۸)، گزارش کردند تمرینات عصبی-عضلانی، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات همسترینگ را افزایش داده در نتیجه خطر ولگوس پویا را کاهش می‌دهد. این انطباق عصبی-عضلانی مشاهده شده در طول مهارت کاتینگ جانبی به‌طور بالقوه می‌تواند خطر آسیب غیر تماسی ACL را کاهش دهد (۳۳). یاماموتو و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه‌ای مشابه، تأثیر تمرینات عصبی-عضلانی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در هنگام فرود مورد بررسی و نشان دادند این نوع تمرینات فعالیت عضلات عمل کننده بر زانو را قبل از تماس پا بهبود می‌بخشد (۳۴). نتایج برخی از مطالعات در مورد عضله سیرینی بزرگ، همبستگی معنادار بین فراخوانی

⁴ Hewett

¹ split squats

² hip thrusts

³ weighted bear crawl hold

در تسک‌های اسکات جفت و تک پا را به طور معناداری بهبود بخشند. با این حال مقایسه‌های بین گروهی در بهبودی زاویه ولگوس داینامیک بین دو گروه تفاوت آماری معناداری را نشان نداد. در تسک اسکات جفت تنها در فعالیت عضلات واستوس خارجی و سرینی بزرگ، در تسک اسکات تک پا تنها در فعالیت عضلات واستوس خارجی و دوقلوی خارجی، بین دو گروه تفاوت آماری معناداری دیده شد.

ملاحظات اخلاقی

لازم به ذکر است فرایند انجام تحقیق توسط کمیته اخلاق در پژوهش زیستی دانشگاه رازی IR.RAZI.REC.1401.003 و مرکز کارآزمایی بالینی ایران IRCT20220614055164N1 مورد تأیید قرار گرفت. این تحقیق مطابق اعلامیه‌ی اخلاق در پژوهش Helsinki بوده و اعمال آن خطری برای آزمودنی‌های مشارکت کننده در تحقیق نداشت. لازم به ذکر است که تمام آزمودنی‌های شرکت کننده در مطالعه رضایت‌نامه کتبی امضا نمودند و با رضایت کامل در مطالعه شرکت داشتند.

حمایت مالی

این مطالعه حمایت مالی دریافت نکرده است.

نقش نویسندگان

تمام نویسندگان در نگارش این مقاله مشارکت داشته و در پایان همه آن‌ها متن مقاله را خوانده و تایید نموده اند.

تشکر و قدردانی

به این وسیله از تمام ورزشکاران رزمی کار که در این پژوهش محققین را یاری نمودند تا تحقیق به خوبی انجام شود تقدیر و تشکر می‌گردد. همچنین از کارشناس آزمایشگاه که در زمان‌بندی حضور ورزشکاران در محیط آزمایشگاه به تیم تحقیق کمک نمودند صمیمانه تشکر و قدردانی می‌گردد.

تضاد منافع

در پایان نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ گونه تعارض منافی وجود ندارد.

که عصب رسانی پا را انجام می‌دهد، نشان داده اند. در همین راستا، سانتوس^۱ و همکاران (۲۰۲۳) اثرات تحریک فراجمجمه‌ای بر عملکرد، قدرت عضلانی دوندگان بررسی و نتایج داد که ۲۰ دقیقه تحریک با شدت ۲ میلی‌آمپر روی قشر حرکتی اولیه (M1) با بهبود گشتاور عضله بازکننده زانو به دنبال دارد (۴۲). همچنین، هندی و همکاران (۲۰۱۴) گزارش نمودند، تحریک فراجمجمه‌ای دو طرفه M1 می‌تواند به‌طور قابل توجهی قدرت عضلات و نیروی انفجاری اکستانسور و فلکسور غیرغالب زانو را بهبود بخشد، که ممکن است ناشی از افزایش به‌کارگیری واحدهای حرکتی^۲ باشد (۱). بنابراین در پژوهش حاضر به نظر می‌رسد تحریک پذیری M1 افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی عضلات عمل کننده بر زانو به دنبال داشته که منجر به افزایش فعالیت در جهت کاهش ولگوس داینامیک زانو بوده است.

محدودیت‌هایی که محققین در این مطالعه با آن‌ها روبه رو بودند شامل: مطالعه حاضر زنان جوان سالم را انتخاب کرد که تعمیم نتایج به جمعیت‌های غیرمشابه، مانند افراد مبتلا به آسیب‌های زانو، گروه‌های سنی متفاوت، و مردان را محدود می‌کند. حذف این محدودیت یا انجام آن در نمونه‌های آقا می‌تواند نتایج متفاوتی نشان دهد. استفاده از الکترومایوگرافی سطحی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات خاص در طول تمرینات پویا دارای محدودیت‌هایی ثبات و امنیت قراردادن الکتروود، بکارگیری واحد حرکتی توسط شرکت کنندگان، تداخل بین عضلات مختلف مجاور و میزان تلاش آزمودنی‌ها بوده است؛ همچنین، استفاده همزمان از دوربین‌های آنالیز حرکت می‌تواند نتایج جالب تری را ارائه دهد که امکان انجام آن در مطالعه حاضر وجود نداشت که پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی موارد مذکور لحاظ گردد.

نتیجه گیری

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که، هر دو گروه تمرین عصبی-عضلانی + تحریک واقعی و تمرین عصبی-عضلانی + تحریک شم در طول ۱۲ جلسه توانستند به طور معناداری میزان ولگوس داینامیک و فعالیت عضلات کنترل کننده زانو

² Recruitment

¹ Dos Santos

References

1. Hendy AM, Kidgell DJ. Anodal-tDCS applied during unilateral strength training increases strength and corticospinal excitability in the untrained homologous muscle. *Experimental brain research*. 2014;232:3243-52.
2. Fung DT, Zhang L-Q. Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch. *Clinical biomechanics*. 2003;18(10):933-41.
3. Yalfani, Ali; AHMADI, Mohamadreza; ASGARPOOR, Azadeh. The effect of kinetic factors of dynamic knee valgus on patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2024, 37: 246-253.
4. Stearns KM, Powers CM. Improvements in hip muscle performance result in increased use of the hip extensors and abductors during a landing task. *The American journal of sports medicine*. 2014;42(3):602-9.
5. Homan KJ, Norcross MF, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(2):411-5.
6. Fry AC, Smith JC, Schilling BK. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2003;17(4):629-33.
7. Yalfani, Ali, et al. Relationship between exacerbating patellofemoral pain and dynamic knee valgus in females with patellofemoral pain after a patellofemoral joint loading protocol: A cross-sectional. *Physical Therapy in Sport*, 2024, 67: 13-18.
8. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*. 2010;38(11):2218-25.
9. Sahabuddin FNA, Jamaludin NI, Amir NH, Shaharudin S. The effects of hip-and ankle-focused exercise intervention on dynamic knee valgus: a systematic review. *PeerJ*. 2021;9:e11731.
10. Barendrecht M, Lezeman HC, Duysens J, Smits-Engelsman BC. Neuromuscular training improves knee kinematics, in particular in valgus aligned adolescent team handball players of both sexes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(3):575-84.
11. Bruce AS, Howard JS, Van Werkhoven H, McBride JM, Needle AR. The effects of transcranial direct current stimulation on chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*. 2020;52(2):335-44.
12. 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.
13. Angius L, Hopker JG, Marcora SM, Mauger AR. The effect of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on exercise-induced pain. *European journal of applied physiology*. 2015;115:2311-9.
14. Koorosh-fard N, Rajabi R, Shirzad E. Effect of feedback corrective exercise on knee valgus and electromyographic activity of lower limb muscles in single leg squat. *Archives of Rehabilitation*. 2015;16(2):138-47.
15. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport*. 2010;11(2):56-9.
16. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*. 2012;21(1):7-11.
17. Molina-Molina A, Ruiz-Malagón EJ, Carrillo-Pérez F, Roche-Seruendo LE, Damas M, Banos O, et al. Validation of mDurance, a wearable surface electromyography system for muscle activity assessment. *Frontiers in Physiology*. 2020;11:606287.
18. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*. 1999;8(2):13-54.
19. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. *Muscles: testing and function with posture and pain*: Lippincott Williams & Wilkins Baltimore, MD; 2005.
20. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2010;20(3):420-5.
21. Mullaney M, Tyler TF, McHugh M, Orishimo K, Kremenec I, Caggiano J, et al. Electromyographic analysis of the triceps surae muscle complex during Achilles tendon

- rehabilitation program exercises. *Sports Health*. 2011;3(6):543-6.
22. Rowe P, Myles C, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait & posture*. 2000;12(2):143-55.
 23. Willy RW, Scholz JP, Davis IS. Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical biomechanics*. 2012;27(10):1045-51.
 24. Clark M, Lucett S. *NASM essentials of corrective exercise training*: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
 25. Dobbs IJ, Oliver JL, Wong MA, Moore IS, Myer GD, Lloyd RS. Effects of a 4-week neuromuscular training program on movement competency during the back-squat assessment in pre-and post-peak height velocity male athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2021;35(10):2698-705.
 26. Dadfar M, Sheikhhoseini R, Eslami R, Farivar N. The effects of corrective exercise with and without visual feedback on lower extremity biomechanics and dynamic balance in adolescent female athletes with dynamic knee valgus: a pilot study. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2021.
 27. 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.
 28. Alleemudder A, King P, Mehta S. Point of techPark SB, Han DH, Hong J, Lee JW. Transcranial direct current stimulation of motor cortex enhances spike performances of professional female volleyball players. *Journal of Motor Behavior*. 2023;55(1):18-30.
 29. Chappell JD, Limpisvasti O. Effect of a neuromuscular training program on the kinetics and kinematics of jumping tasks. *The American journal of sports medicine*. 2008;36(6):1081-6.
 30. Myer GD, Sugimoto D, Thomas S, Hewett TE. The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *The American journal of sports medicine*. 2013;41(1):203-15.
 31. Myer GD, Ford KR, PALUMBO OP, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(1):51-60.
 32. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American journal of sports medicine*. 1996;24(6):765-73.
 33. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Døssing S, Alkjær T, Magnusson SP, et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidecutting in female elite soccer and handball players. *Clinical journal of sport medicine*. 2008;18(4):329-37.
 34. Yamato TP, Saragiotto BT, Lopes AD. A consensus definition of running-related injury in recreational runners: a modified Delphi approach. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2015;45(5):375-80.
 35. Brewer I, Zimmerman J, Fyock-Martin M, Cortes N, Martin J. Does reactive neuromuscular training increase gluteal musculature activation during squatting movements? A critically appraised topic. *International Journal of Athletic Therapy and Training*. 2022;28(2):57-62.
 36. Dutta A, Krishnan C, Kantak SS, Ranganathan R, Nitsche MA. Recurrence quantification analysis of surface electromyogram supports alterations in motor unit recruitment strategies by anodal transcranial direct current stimulation. *Restorative neurology and neuroscience*. 2015;33(5):663-9.
 37. Kamali A-M, Saadi ZK, Yahyavi S-S, Zarifkar A, Aligholi H, Nami M. Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders. *PloS one*. 2019;14(8):e0220363.
 38. Grandperrin Y, Grosprêtre S, Nicolier M, Gimenez P, Vidal C, Haffen E, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on sports performance for two profiles of athletes (power and endurance)(COMPETE): a protocol for a randomised, crossover, double blind, controlled exploratory trial. *Trials*. 2020;21:1-14.
 39. Bruce AS, Howard JS, Van Werkhoven H, McBride JM, Needle ARJMSSE. The effects of transcranial direct current stimulation on chronic ankle instability. 2020;52(2):335-44.
 40. Zeller BL, McCrory JL, Ben Kibler W, Uhl TL. Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(3):449-56.
 41. Y Rouzbeh I, Barati AH, Minoonejad H. The comparisons of electromyography of vastus

- medialis and vastus lateralis muscles in three Squat techniques of man soccer players. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2021;19(21):13-22.
42. 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.
43. Marchetti PH, Jarbas da Silva J, Jon Schoenfeld B, Nardi PSM, Pecoraro SL, D'Andréa Greve JM, et al. Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise. *Journal of Sports Medicine*. 2016;2016.
44. Munro A, Herrington L, Carolan MJ, Josr .Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. 2012;21(1):7-11.
45. MOHAMED, N. K., NABIL, M. A. A., & IBRAHIM, P. D. A. H. (2024). Reliability of Kinovea Program in Measuring Knee Joint Range of Motion. *The Medical Journal of Cairo University*, 92(03), 215-221.