

Research Paper

Training Modifies Corticomotor Function in Walking Activity in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Rupture



Sarah Jomhuri¹, *Saeed Talebian², Mohammad Kazem VaezMousavi³, Seyed Hamid Sadjadi-Hazaveh⁴

1. Department of Motor Behavior, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2. Department of Motor Control, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3. Department of Knowledge and Cognitive Intelligence, Imam Hossein University, Tehran, Iran.

4. Department of Sport Management, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Central Branch of Islamic Azad University, Tehran, Iran.



Citation Jomhuri S, Talebian S, VaezMousavi MK, Sadjadi-Hazaveh SH. [Training Modifies Corticomotor Function in Walking Activity in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Rupture (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(5):1002-1021. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.1>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.1>

ABSTRACT

Background and Aims Due to the lack of mechanoreceptors in people with anterior cruciate ligament rupture (ACLR), sensory and motor neuroplasticity occurs, which causes abnormal and asymmetric motor control patterns in the lower limbs. Perturbation-based training can improve motor asymmetry and functional deficits in people with ACLR. In this study, we used a mechanical perturbation training to assess its effect on the cortico-muscular performance during walking in athletes with ACLR.

Methods Thirty athletes with unilateral ACLR were randomly assigned to two groups of perturbation-based and standard training. The training program of the two groups was done in three sessions every other day per week for one month. The surface electromyography and relative power analysis of alpha and beta waves in quantitative electroencephalography were performed during a walking task.

Results The perturbation-based training group showed a significantly higher muscle activity in both healthy and affected knees after increase in the similarity index ($P=0.08$, Cohen's $d=0.81$), while there was no significant difference in the standard training group ($P=0.39$, Cohen's $d=0.39$). In cortical activity tests, the perturbation-based training group showed excellent symmetry in the relative power of alpha wave compared to the standard training group ($P=0.94$, Cohen's $d=0.02$) and a good symmetry in the relative power of beta wave ($P=0.24$, Cohen's $d=0.26$).

Conclusion The perturbation-based training is a more appropriate training for athletes with ACLR, probably due to having real-world challenges.

Keywords Anterior cruciate Ligament rupture, Perturbation training, Walking, Electroencephalography

Received: 18 July 2023

Accepted: 19 July 2023

Available Online: 21 Nov 2024

* Corresponding Author:

Saeed Talebian, Professor.

Address: Department of Motor Control, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Tel: +98 (21) 77533939

E-Mail: talebian@tums.ac.ir



Copyright © 2024 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Anterior cruciate ligament rupture (ACLR) is one of the most common sports injuries [1-7], ranging from chronic knee joint instability to early osteoarthritis [1, 8]. According to recent studies, motor dysfunctions after ACLR, such as decreased proprioception and balance, muscle weakness, reduced maximal voluntary contraction of quadriceps, increased flexor withdrawal response, inter-limb asymmetry, knee dislocation incidence, and impaired biomechanical adaptations are attributed to sensorimotor neuroplasticity developed in the brain of affected individuals [1, 3, 6, 8-10]. Following ACLR, due to changes in the afferent signals from the injured joint to the brain, somatosensory processing in the central nervous system (CNS) undergoes changes, and subsequently, since there is no proper somatosensory input from the joint, inhibition of descending motor neurons occurs leading to motor dysfunction [1, 9]. Due to these impairments, the CNS becomes dependent on visual data to provide the sensory input needed for proper motor control, and subsequently cortical activity in brain regions involved in concentration, attention, and vision increases [1, 8-12]. Motor control mechanisms in individuals with ACLR change from a semi-automatic to a voluntary state compared to healthy individuals [13].

Despite the current successful surgical and conservative treatments for ACLR patients, a high reinjury rate of about 29.5% is still reported after return to sports in these people. This failure is likely due to unresolved deficits in the sensorimotor system of the muscles around the joint, spinal cord, and brain [1, 8, 9, 14]. The high rate of reinjury as well as the inability to restore functional capacity indicate that current standards of ACLR treatment, including reconstructive surgery and rehabilitation, are not sufficient to address the sensory and motor neuroplastic changes, and more effective treatment strategies should be adopted [1, 8, 15-17]. Therefore, one of the main goals of our recent studies [18, 19] and the current study is to find a more appropriate exercise method to improve the impaired sensorimotor neuroplasticity developed in individuals following ACLR. In the present study, we aim to compare the power spectrum of alpha and beta frequency bands in EEG and interpretation of surface electromyography (sEMG) patterns in lower limb muscles during a walking task in individuals with unilateral ACLR performed mechanical perturbation training and standard strength-endurance exercises.

Materials and Methods

Thirty subjects (17 men and 13 women, aged 18-40 years) with complete unilateral ACLR in the left knee were selected from among athletes referred to the clinic of the Sports Medicine Federation of the Islamic Republic of Iran. All participants were initially diagnosed by an orthopedic surgeon through clinical examinations and MRI and then referred to a sports physiotherapist to be examined based on the inclusion and exclusion criteria. randomly assigned to two groups of perturbation-based training (n=15) and standard training (n=15). Participants underwent objective assessments including sEMG of eight muscles in each lower limb (Data LOG device, Biometrics Ltd, England), and quantitative EEG recording (relative power of alpha and beta waves) using 21 active electrodes during a walking task in two phases of pre-test (1-2 days before the study) and post-test (one week after the exercises). The training program of the two groups was done in three sessions every other day per week for one month. Multivariate analysis of variance was used to compare the effect of the two training methods on muscle and brain variables during the walking task. We used Cohen's D to determine the effect size of the training methods. $P < 0.05$ was considered statistically significant.

Results

As shown in Table 1, the perturbation-based training group had significantly higher post-test values in Similarity Index (SI) ($P=0.03$), magnitude of both limbs ($P=0.000$) and Voluntary response index (VRI) of both limbs ($P=0.001$) variables than the standard training group. In the between-group comparisons, the effects on SI ($d=0.89$), magnitude (Cohen's d for affected limb=1.64; d for non-affected limb: 1.77), and VRI (Cohen's d for affected limb=1.36; d for non-affected limb: 1.38) were large. In the within-group comparison, only the perturbation-based training group showed significant improvement in the post-test value of VRI in both limbs with a large effect (Cohen's d for affected limb=1.43; Cohen's d for non-affected limb: 1.35).

In the within-group comparison, the results showed that the relative power of the alpha wave in the step on the affected limb increased significantly in the perturbation-based training group with a difference of 6.59 ($P=0.03$). In examining the symmetry of the alpha wave relative power for the two limbs, the perturbation training group showed excellent symmetry ($P=0.94$, Cohen's $d=0.02$), and the standard training group showed moderate symmetry ($P=0.19$, Cohen's $d=0.51$).

Table 1. Between-group and within-group comparison of the sEMG variables during walking

Group	Time	Mean±SD				
		SI	M-A, (μv)	M-nA, (μv)	VRI-A	VRI-nA
Perturbation-based training	Pre-test	0.45±0.15	10.29±2.11	13.21±5.75	4.55±1.64	5.46±2.11
	Post-test	0.58±0.18	28.53±14	30.67±14.14	18.55±14.18	19.24±14.77
	P value for within-group comparison	0.08	0.000*	0.000*	0.003*	0.002*
	Cohen's d	0.81	1.89	1.67	1.43	1.35
Standard training	Pre-test	0.48±0.18	9.59±3.7	16.11±4.78	4.9±2.78	7.74±3.51
	Post-test	0.42±0.19	12.17±4.13	12.7±4.61	5.14±2.81	5.13±2.53
	P value for within-group comparison	0.39	0.17	0.02*	0.85	0.05*
	Cohen's d	0.39	0.68	0.75	0.09	0.89
Between-group comparison	Pre-test	0.52	0.53	0.14	0.68	0.04*
	Post-test	0.03*	0.000*	0.000*	0.001*	0.001*
	Cohen's d	0.89	1.64	1.77	1.36	1.38

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Abbreviation: SI: Similarity Index; M-A: Magnitude of affected limb; M-nA: Magnitude of non-affected limb; VRI-A: Voluntary response index of affected limb. * Significant (P<0.05)

In between group comparison in the post-test of beta wave, the results showed a significant increase in the relative power of the beta wave for the healthy limb in the standard training group (P=0.05, Cohen's d=0.76). In the within-group comparison, the relative beta wave power for the affected limb in the perturbation training group decreased significantly with a difference of 12.57 (P=0.03), while for the non-affected limb it decreased significantly in the standard training group with a difference of 17.41 (P=0.001). In examining the symmetry of the beta wave relative power for the two limbs, the standard training group showed a significant difference in the symmetry between the two limbs (P=0.02, Cohen's d=0.64), and the perturbation training group showed non-significant good symmetry in the post-test phase (P=0.24, Cohen's d=0.26).

Conclusion

This is the first study to examine voluntary motor control and quantitative EEG activity during walking after training in ACLR patients. Those performed the mechanical perturbation training had higher symmetry in the relative alpha and beta power spectrum in a walking task com-

pared to those performed standard strength-endurance exercises. Therefore, the mechanical perturbation training can more effectively improve the impaired sensorimotor neuroplasticity in the form of increased symmetry in the alpha and beta frequency bands as well as movement in both affected and non-affected limbs of ACLR patients. It can be effectively used in training programs for these individuals with the goal of returning to high levels of athletic performance without surgery.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles, such as obtaining informed consent from the participants, protecting their confidentiality, and giving them the right to leave the study, were considered in this research. Ethical approval was obtained from the Ethics Committee of the [Sports Sciences Research Center](#) (Code: IR.SSRC.REC.1399.095).

Funding

This study was extracted from the PhD thesis of Sarah Jomhour, approved by the Department of Movement Behavior, [Islamic Azad University, Central Tehran Branch](#). This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Authors contributed equally to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants, the clinic of the Sports Medicine Federation of Iran, the staff of the Biomechanics Laboratory of [Shahid Beheshti University of Medical Sciences](#), and the Department of Neurosciences of [Baghiyallah University of Medical Sciences](#), including Dr. Bashari Hatef, for their cooperation in this study.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

تأثیر تمرینات اغتشاشی بر عملکرد کورتیکوماسکولار در فعالیت راه رفتن در ورزشکاران با پارگی رباط صلیبی قدامی

سارا جمهوری^۱، سعید طالبیان^۲، محمد کاظم واعظ موسوی^۳، سید حمید سجادی هزاوه^۴

۱. گروه رفتار حرکتی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲. گروه کنترل حرکتی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

۳. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه جامع امام حسین، تهران، ایران.

۴. گروه مدیریت ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Jomhoury S, Talebian S, Vaez Mousavi MK, Sadjadi-Hazaveh SH. [Training Modifies Corticomotor Function in Walking Activity in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Rupture (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(5):1002-1021. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.1>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.1>

چکیده

مقدمه و اهداف به دلیل فقدان مکانورسپتورها در افراد با پارگی رباط صلیبی قدامی، نوروپلاستیسیته حسی و حرکتی اتفاق می افتد که باعث بروز الگوهای کنترل حرکتی غیرطبیعی و نامتقارن در اندامهای تحتانی می شود. تمرینات نوروماسکولار اغتشاشی، غیرقرینگی حرکتی و نقص های عملکردی را در افراد پارگی رباط صلیبی قدامی بهبود می بخشد. به همین دلیل در این مطالعه از تمرین اغتشاشی به شیوه متفاوتی استفاده شد.

مواد و روش ها ۳۰ ورزشکار با پارگی یک طرفه رباط صلیبی قدامی به صورت تصادفی در گروه های تمرینی اغتشاشی و استاندارد قرار داده شدند. برنامه تمرینی ۲ گروه به صورت ۳ جلسه ۱ روز درمیان هفتگی برای ۱ ماه انجام شد. از اندازه گیری آزمون های الکترومیوگرافی سطحی و طیف قدرت نسبی امواج آلفا و بتای الکتروانسفالوگرافی کمی در تکلیف راه رفتن استفاده شد.

یافته ها گروه تمرین اغتشاشی افزایش معنی داری را در فعالیت عضله در هر دو اندام سالم و پارگی رباط صلیبی قدامی با افزایش در شاخص تشابه ($ES=0/81$, $P=0/08$) نشان داد، در حالی که نتایج در گروه تمرین استاندارد معنی دار نبودند ($ES=0/39$, $P=0/39$). در آزمون های فعالیت قشر مغز، گروه تمرین اغتشاشی در مقایسه با گروه تمرین استاندارد، قرینگی عالی در قدرت نسبی آلفا ($ES=0/02$, $P=0/94$) و قرینگی خوبی در قدرت نسبی بتا ($ES=0/26$, $P=0/24$) را نشان داد. از آنجاکه در این مطالعه، بررسی قرینگی بین دو اندام اندازه گیری و بحث شده است، هرچقدر مقدار عدد P به ۱ نزدیک تر باشد و از معنی داری آماری فاصله داشته باشد، قرینگی بین دو اندام بیشتر است؛ به این معنی که تفاوت بین اندام ها کم است.

نتیجه گیری نتایج مطالعه حاضر نشان داد تمرینات اغتشاشی مکانیکی احتمالاً به دلیل داشتن چالش های مشابه با دنیای واقعی، گزینۀ مناسب تر تمرینی در انتقال ورزشکاران پارگی رباط صلیبی قدامی به شرایط پیش از آسیب می باشد.

کلیدواژه ها پارگی رباط صلیبی قدامی، تمرینات اغتشاشی، راه رفتن، الکتروانسفالوگرافی

تاریخ دریافت: ۱۹ تیر ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۲۸ تیر ۱۴۰۲

تاریخ انتشار: ۰۱ آذر ۱۴۰۳

* نویسنده مسئول:

دکتر سعید طالبیان

نشانی: تهران، دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده توانبخشی، گروه کنترل حرکتی.

تلفن: ۷۷۵۳۳۹۳۹ (۲۱) ۹۸+

رایانامه: talebian@tums.ac.ir



Copyright © 2024 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه و اهداف

این افراد بر بازیابی ثبات دینامیک مفصل زانو [۱۶] و برطرف کردن غیرقرینگی در کنترل حرکتی در انجام فعالیت‌های روزانه و ورزشی است [۲۳، ۲۴]. مطالعات جدیدتر تأکید می‌کنند که درمان در هر ۲ مورد توان بخشی و جراحی باید متمرکز بر انجام تمریناتی باشد که بتواند پروسه‌های اتوماتیک و ناخودآگاه را تقویت کند و بر تمرینات تمرکز توجه بیرونی و فعالیت‌هایی که نیاز به پیش‌بینی دارند تأکید می‌کنند. زیرا دستورالعمل‌های تمرکز توجه بیرونی و تکالیف دوگانه، مهار اینترکورتیکال را که به دلیل پارگی رباط ایجاد می‌شود، بهبود می‌بخشد و به این طریق فعالیت عضلات خصوصاً چهارسر ران تقویت و هماهنگ می‌شود [۱۷، ۲۳-۲۷]. مطالعات بسیار کمی بر روی درمان‌هایی که می‌توانند در طول تکالیف سنسوری موتور، عملکرد کورتیکال و متعاقباً اختلال عملکردهای حرکتی معیوب را تغییر دهند، انجام شده است [۹-۷]. اخیراً محققین بر انجام تمرینات کنترل حرکتی و کنترل شناختی به صورت تعاملات مؤثر بین مغز، بدن و محیط در این افراد تأکید می‌کنند [۱۷، ۱].

یکی از کاربردی ترین درمان‌ها، طراحی تمرینات اغتشاشی یا تمرینات نوروماسکولار است که بر پایه اصل فیدفوروارد و تمرکز توجه بیرونی پایه‌گذاری شده است [۳، ۴، ۶، ۲۴، ۲۸-۳۰]. این نوع تمرینات می‌توانند با بهبود بخشیدن حلقه گاما و کم کردن فعالیت عضلات همسترینگ و گاستروکنمیوس، توانایی عضله چهارسر را برای ایجاد ثبات دینامیک زانو در حین انجام فعالیت‌های فانکشنال بهبود بخشند. استفاده از تمرینات اغتشاشی در مقایسه با تمرینات قدرتی، مشخصه‌های حسی حرکتی عضله را بیشتر تقویت کرده و قرینگی قدرتی و حرکتی بهتری را ایجاد می‌کند [۴]. محققین گزارش کرده‌اند، تمرینات اغتشاشی باعث بهبودی بیشتر ثبات دینامیک زانو و الگوهای حرکتی طبیعی زانو در حین راه رفتن می‌شوند [۳، ۴، ۶، ۲۹]. از طرفی طراحی درمان باید طوری انجام شود تا بتواند نوروپلاستیسیته‌های سنسوری موتور ثانویه به صدمه لیگامان در مغز را تعدیل کند و منجر به کنترل حرکتی بهینه و قرینگی در اندام‌ها و مغز شود تا احتمال آسیب مجدد کاهش یابد [۱، ۸].

در مطالعات محدودی بر روی افراد ACLR قبل و بعد از جراحی به بررسی تغییرات در قدرت طیف باندهای فرکانسی الکتروانسفالوگرافی^۵ جهت اندازه‌گیری فعالیت مغز در حین انجام تکالیف سنسوری موتور پرداخته شده است [۱، ۷، ۸، ۱۸، ۳۱]. همچنین تعداد مطالعات یافت‌شده در حوزه تغییرات فعالیت مغز در حین روند توان بخشی افراد ACLR بسیار کم است [۸]. از آنجاکه در افراد ACLR فرایندهای مربوط به توجه، پیش‌بینی و اجرا دچار نقص و غیرقرینگی می‌شوند و عمدتاً به فرکانس‌های آلفا (۸ تا ۱۲ هرتز) و بتا (۱۲ تا ۳۰ هرتز) مربوط می‌شوند [۷، ۳۳، ۳۲] در این مطالعه تغییرات فعالیت باندهای فرکانسی آلفا و بتای

پارگی لیگامان صلیبی قدامی^۱ یکی از متداول ترین صدمات ورزشی است [۷-۱] که دامنه‌ای از بی‌ثباتی مزمن مفصل زانو تا اوستئوآرتریت زود هنگام آن را شامل می‌شود [۱، ۸]. در مطالعات اخیر، اختلال عملکردهای حرکتی متعاقب ACLR، نظیر کاهش حس عمقی و تعادل، ضعف عضلانی و انقباض ارادی ماگزیمال کاهش یافته چهارسر ران، واکنش پس کشیدن فلکسوری افزایش یافته، غیرقرینگی حرکتی در ۲ اندام، حادثه خالی کردن زانو و تطابق‌های بیومکانیک معیوب به نوروپلاستیسیته حسی حرکتی ایجادشده در مغز این افراد نسبت داده می‌شود [۱، ۳، ۶، ۸-۱۰]. به این صورت که به دنبال ACLR به دلیل تغییر در سیگنال‌های آوران مفصل صدمه‌دیده به مغز، پردازش سوماتوسنسوری در سیستم عصبی مرکزی^۲ دچار تغییراتی می‌شود و متعاقباً چون سوماتوسنسوری درستی از مفصل وجود ندارد مهار نورون‌های حرکتی پایین‌رونده اتفاق می‌افتد و اختلال عملکرد حرکتی رخ می‌دهد [۱، ۹]. به دلیل این کمبودها، CNS برای تأمین ورودی حسی مورد نیاز جهت کنترل حرکتی مناسب، به داده‌های بینایی وابستگی پیدا می‌کند و متعاقباً فعالیت کورتیکال در نواحی تمرکز، توجه و بینایی افزایش می‌یابد [۱، ۸-۱۲]. به علاوه مکانیسم‌های کنترل حرکتی در این افراد نسبت به افراد سالم از حالت نیمه‌اتوماتیک^۳ به حالت ارادی^۴ تغییر می‌کند [۱۳].

با وجود درمان‌های جراحی و کانسرواتو موفقیت‌آمیز کنونی که برای افراد ACLR انجام می‌شود بازهم نرخ بالای حدود ۲۹/۵ درصد صدمه مجدد بعد از بازگشت به ورزش گزارش می‌شود. احتمالاً این شکست به‌خاطر نواقص حل‌نشده در سیستم سنسوری موتور عضلات اطراف مفصل، طناب نخاعی و مغز است [۱، ۸، ۹، ۱۴]. میزان بالای آسیب‌دیدگی مجدد و همچنین ناتوانی در بازگرداندن ظرفیت عملکردی نشان می‌دهد که استانداردهای فعلی درمان ACLR از جمله جراحی بازسازی و توان بخشی، از کفایت لازم برای رفع تغییرات نوروپلاستیک حسی و حرکتی ایجادشده برخوردار نیستند و باید راهکارهای درمانی مؤثرتری اتخاذ شوند [۱، ۸، ۱۵-۱۷]. به همین خاطر یکی از اهداف اصلی مطالعات اخیر ما [۱۸، ۱۹] و تحقیق کنونی، یافتن روش تمرین درمانی مناسب‌تری جهت بهبود نوروپلاستیسیته حسی حرکتی معیوب ایجادشده در این افراد به دنبال پارگی است.

مطابق با مطالعات حس عمقی [۲۲-۲۰] و فعالیت مغزی [۷] در افراد ACLR غیرقرینگی در فعالیت کورتکس و غیرقرینگی در کنترل حرکتی اندام‌ها به وجود می‌آید. اساس درمان در

1. Anterior Cruciate Rupture (ACLR)
2. Central Nervous System (CNS)
3. Semi-automatic mode
4. Voluntary-driven mode

5. Electroencephalography (EEG)

مغز مورد مطالعه قرار گرفت. همچنین فعالیت الکترومیوگرافی سطحی^۶ تمام عضلات مسئول در فعالیت راه رفتن به عنوان یک کل، به صورت کمی توسط شاخص پاسخ ارادی^۷ ارزیابی شد [۳۴]. مطالعاتی که در حوزه تمرین و یادگیری حرکتی انجام شده‌اند نشان داده‌اند با انجام تمرین، احتمالاً به علت ایجاد سازمان‌دهی مجدد عملکردی مرتبط با یادگیری حرکتی در مغز، تغییرات فعالیت نوسانی در باندهای آلفا و بتا اتفاق می‌افتد [۳۵]. فعالیت باند آلفا و رفتار توجه و نقش آن در مهار فعال شبکه قشر مورد توافق است [۳۶، ۳۳]. تحقیقات نشان می‌دهند یادگیری حرکتی با افزایش تدریجی قدرت باند آلفا و سرکوب قوی‌تر توان بتا، یعنی با کاهش نیازهای توجهی مرتبط است [۳۵، ۳۷، ۳۸].

در مطالعه حاضر به بررسی مقایسه‌ای طیف قدرت باندهای فرکانسی آلفا و بتا در EEG و تفسیر الگوهای sEMG در عضلات اندام‌های تحتانی با استفاده از شاخص پاسخ ارادی در حین تکلیف راه رفتن در افراد با پارگی یک‌طرفه رباط صلیبی قدامی در ۲ نوع روش تمرین درمانی پرداختیم. تمرین‌ها: ۱. تمرین اغتشاشی مکانیکی^۸ در تمام صفحات و محورهای حرکتی با افزودن تدریجی بارهای شناختی؛ ۲. تمرینات قدرتی استقامتی استاندارد توان‌بخشی. در این مطالعه، روند تغییرات شاخص پاسخ ارادی و روند تغییرات قدرت طیف فرکانس باندهای آلفا و بتا در EEG مربوط به اندام سالم و صدمه‌دیده در هر گروه بررسی و مقایسه ۲ گروه با یکدیگر انجام شد. فرض ما این بود که هر ۲ گروه پس از مداخله، قرینگی بیشتری را در قدرت طیف فرکانس‌های EEG و الگوهای sEMG عضلات اندام تحتانی نسبت به قبل از مداخله داشته باشند. همچنین انتظار داشتیم قدرت طیف فرکانس موج آلفا روند افزایشی و قدرت طیف فرکانس موج بتا روند کاهشی را نشان دهد. به علاوه فرض کردیم گروه تمرین اغتشاشی نسبت به گروه تمرین استاندارد بهبودی بیشتری را نشان خواهند داد. از نتایج این پژوهش می‌توان رویکرد جدیدی از تمرینات اغتشاشی را در افراد ACLR تعریف کرد و نیز درمان سریع‌تر و غیرتهاجمی‌تری را برای بازگرداندن ورزشکاران به محیط‌های ورزشی و رقابتی تعریف کرد.

مواد و روش‌ها

شرکت‌کنندگان

۳۰ نفر (۱۷ مرد و ۱۳ زن در دامنه سنی ۱۸ تا ۴۰ سال) با پارگی کامل یک‌طرفه ACL زانوی چپ از بین ورزشکاران مراجعه‌کننده به درمانگاه فدراسیون پزشکی ورزشی جمهوری اسلامی ایران^۹ انتخاب شدند. تمامی شرکت‌کنندگان در ابتدا

توسط یک متخصص جراحی ارتوپدی از طریق آزمون‌های بالینی و تصاویر MRI تشخیص داده شده و سپس به فیزیوتراپیست ورزشی جهت بررسی معیارهای ورود و خروج از مطالعه ارجاع داده شدند. تمامی آزمودنی‌ها ورزشکارانی بودند که پیش از آسیب‌دیدگی‌شان برای حداقل ۳ جلسه در هفته تمرین منظم داشتند؛ به پارگی کامل یک‌طرفه ACL حداقل در ۲ ماه گذشته دچار شده و حداقل تا ۶ ماه قصد جراحی نداشتند؛ حداقل تحت ۱۰ جلسه فیزیوتراپی قرار گرفته بودند و دامنه حرکتی کامل بدون درد، تورم و قدرت چهارسران کافی را به دست آورده بودند و می‌توانستند بر روی اندام آسیب‌دیده بدون درد و ناراحتی و احساس ترس، به صورت تک‌پا بپرند^{۱۰}. در صورتی که هریک از شرکت‌کنندگان بیشتر از ۶ ماه از آسیب‌شان گذشته بود؛ درد، تورم و محدودیت حرکتی در زانو یا سایر مفاصل اندام‌های تحتانی داشتند؛ بیماری سیستمیک داشتند (مثل دیابت یا هر بیماری دیگری که نیازمند مصرف روتین داروی خاصی با اثر بر روی سیستم عصبی و عضلانی است)؛ آسیب در سایر لیگامان‌های زانو و مینیسک‌های همان اندام یا سمت مقابل داشتند؛ سابقه‌ای از ضعف، تحلیل عضلات، پارستزی اندام‌ها و نیز کمردرد داشتند؛ سابقه پارگی ACL اندام مقابل داشتند و یا دارای اختلالات نورولوژیکی، اختلالات ذهنی، سرگیجه، ترس و اضطراب و استرس ناشی از ورود به مطالعه و عدم برخورداری از سلامت روانی بودند؛ از مطالعه حذف شدند. شرکت‌کنندگان واجد شرایط در این مطالعه، مطابق با مطالعات پیشین همین محققین [۱۸، ۱۹]، به صورت کوپرهایی انتخاب شدند که به صورت تصادفی در گروه‌های تمرین اغتشاشی (۱۵ نفر) و تمرین استاندارد (۱۵ نفر) قرار داده شدند. این مطالعه توسط کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی دانشگاه تهران تأیید شد^{۱۱}. تمامی شرکت‌کنندگان قبل از ورود به مطالعه، فرم رضایت‌نامه شرکت در این مطالعه را امضا کردند.

مداخلات تمرینی

پروتکل تمرین مداخله‌ای برای گروه تمرین استاندارد شامل تمرینات کاردیوواسکولار، مقاومتی عضلات اندام‌های تحتانی، تعادلی، ثبات تنه، چابکی و تمرینات اختصاصی رشته ورزشی هر شرکت‌کننده می‌شد. در گروه تمرین اغتشاشی، دستگاه مکانیکی اغتشاشی برای این مطالعه طراحی و ساخته شد که می‌توانست حرکات غیرقابل پیش‌بینی را در تمامی محورهای صفحات حرکتی قدامی خلفی، داخلی خارجی، چرخشی، بالاپایین و زاویه‌ای ایجاد کند. از این دستگاه در ۲ مرحله تمرین گروه اغتشاشی به صورت مرحله گرم کردن (با نام‌گذاری تمرین اغتشاشی داخلی) و مرحله تمرین اصلی (با نام‌گذاری تمرین اغتشاشی خارجی) استفاده شد.

6. Surface electromyography (sEMG)

7. Voluntary response index (VRI)

8. Mechanical perturbation training

9. Sports Medicine Federation of the Islamic Republic of Iran (SMFIRI)

10. Hop

11. Sports sciences research institute (SSRI) (Approval ID: IR.SSRC.REC.1399.95)

Biometrics Ltd، انگلستان انجام شد. از شرکت کنندگان خواسته شده بود تا در صورت داشتن مو بر روی اندام‌های تحتانی، در روز قبل از آزمون، موها را بتراشند. برای اتصال الکترودهای SEMG از نوع silver-silver pre-gelled بر روی عضلات مربوطه، ابتدا نواحی قرارگیری الکترودها بر روی پوست بی‌مو با استفاده از گاز غیراستریل آغشته با الکل ایزوپروپیل پرب و درب شد تا به امیدانس کمتر از ۲۰ کیلو اهم برسد. سپس الکترودهای SEMG به موازات فیبرهای ۸ عضله سرنی بزرگ، سرنی میانی، پهن داخلی، پهن خارجی، همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی گاستروکنمیوس داخلی و گاستروکنمیوس خارجی به صورت مجزا ۱ بار بر روی اندام تحتانی راست و بار دیگر بر روی سمت چپ براساس پروتکل الکترودگذاری سنیم^{۱۲} (۱۹۹۹) قرار داده شدند. داده‌ها در نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای تحلیل‌های آفلاین گرفته شدند.

به منظور مقایسه تغییرات کنترل حرکتی تکلیف راه رفتن با استفاده از داده‌های SEMG بین ۲ گروه مورد مطالعه (بین گروهی) و همچنین مقایسه بین ۲ اندام در هر گروه (درون گروهی)، ابتدا ریشه میانگین مربعات^{۱۳} هر عضله به عنوان پاسخ عضلانی (R1، R2، R3، R4، R5، R6، R7، R8) محاسبه شد. سپس پاسخ نرمال شده به وسیله نسبت بین هر پاسخ (R1، ...، R8) به بردار اصلاح خط پایه هر عضله به ریشه میانگین مربعات فعالیت استراحت Ri مانند فرمول شماره ۱ اندازه‌گیری شد.

مجموع تمام پاسخ‌های نرمال شده عضلانی^{۱۴} با عنوان بردار پاسخ (RVi) و میانگین آن‌ها بردار پاسخ اولیه (PRVi) نام گذاری شد. محاسبه مذکور برای هر ۲ اندام در هر ۲ گروه تمرین انجام شد. سپس نسبت بین ضرب بردار پاسخ و بردار پاسخ اولیه (اندام‌های ACLR) به RV و PRV اندام‌های سالم، به طور جداگانه، SI را برای ACLR به سالم نشان داد (فرمول شماره ۲). شاخص پاسخ ارادی از ضرب بزرگی در شاخص تشابه (RV * SI) برای هر گروه محاسبه شد [۳۹].

RVهای هر ۸ عضله در اندام‌های سالم و ACLR شرکت کنندگان در ۲ گروه به طور جداگانه در فرمول شماره ۱ قرار داده شدند و PRV برای هر ۲ اندام در تکلیف راه رفتن از میانگین ۳ تلاش محاسبه شد که بزرگی^{۱۵} همه عضلات (۸ عضله مورد آزمون) فعال در تکلیف راه رفتن را نشان می‌داد. بزرگی همان RV است که برابر با مقدار کل SEMG ثبت شده از تکلیف راه رفتن بر حسب میکروولت و برابر با مخرج فرمول شماره ۲ است. SI بین ۲ اندام در هر ۲ گروه با استفاده از فرمول شماره ۲ محاسبه شد و مقدار آن عددی بین (۰) و (۱) است که مقدار ۱ نشان‌دهنده شباهت

در مرحله تمرین اغتشاشی داخلی، هر شرکت کننده بر روی دستگاه می‌ایستاد و سعی می‌کرد در همان وضعیت فانکشنال ایستاده ۱۵ حرکت در ۳ ست با حداکثر قدرت و سرعت در جهت‌های از پیش تنظیم شده زاویه قدامی راست و زاویه قدامی چپ در زنجیره بسته حرکتی ایجاد کند. در مرحله تمرین اغتشاشی خارجی، همان طور که شرکت کننده بر روی دستگاه ایستاده بود و سعی می‌کرد ثبات پاسچرالش را حفظ کند، فیزیوتراپیست به صورت تصادفی و غیرقابل پیش‌بینی در جهت‌های مختلف دستگاه، اغتشاش‌های ناگهانی وارد می‌کرد. مجموعاً ۹۰ تلاش تمرینی برای هر شرکت کننده در این مرحله در نظر گرفته شده بود که بین هر ۳۰ تمرین برای مدت ۱ دقیقه استراحت داده می‌شد. این تمرینات در طی جلسات تمرین ۱ ماهه به طور تدریجی با بستن چشم‌ها، رها کردن دستگاه‌های تعادلی دستگاه و شمارش اعداد دشوارتر می‌شدند. در خاتمه مرحله سرد کردن با انجام ارگومتری اندام‌های تحتانی و حرکات کششی اندام‌های تحتانی برای مدت ۱۰ دقیقه انجام می‌شد. شرکت کنندگان در هر ۲ گروه، تمرینات را برای ۳ جلسه در هفته با ۱ روز فاصله استراحت انجام دادند. جزئیات مشخصه‌های تمرین هر ۲ گروه استاندارد و اغتشاشی و همین‌طور مشخصه‌های طراحی و ساخت دستگاه اغتشاشی مکانیکی در مقالات پیشین نویسندگان آورده شده است [۱۸، ۱۹].

آزمون‌ها

از شرکت کنندگان ارزیابی‌های عینی در قالب آزمون‌های SEMG از ۸ عضله در هر اندام تحتانی و آزمون‌های فعالیت الکتریکی مغز در ۲۱ الکترود فعال ثبتي در ۲ نوبت به صورت پیش‌آزمون و پس‌آزمون به عمل آمد. ارزیابی‌های پیش‌آزمون، ۱ تا ۲ روز قبل از ورود شرکت کنندگان به برنامه تمرین مداخله‌ای، و ارزیابی‌های پس‌آزمون ۱ هفته پس از پایان دوره تمرین مداخله گرفته شدند. برای انجام آزمون تکلیف راه رفتن، از هر شرکت کننده خواسته شد تا روی یک خط مشخص شده بایستد و مسیر مشخص شده را با سرعت راه رفتن معمولی در حالی که سر خود را بالا نگه داشته و به جلو نگاه می‌کند، طی کند. هریک از شرکت کنندگان با فرمان آزمونگر تست راه رفتن را شروع می‌کردند و ۴ قدم راه می‌رفتند. آزمونگر هر آزمایش را ۵ ثانیه قبل از اعلام دستور شفاهی و ۵ ثانیه پس از تکمیل فرایند راه رفتن ثبت می‌کرد تا از حذف اشتباه داده‌ها جلوگیری شود. لحظه ثبت با مشخصه تریگر هم‌زمانی در هر ۲ نرم‌افزار EEG و SEMG تعیین می‌شد. ویژگی‌های ثبت هم‌زمان EEG و SEMG و ۴ طول راه رفتن هر شرکت کننده در ۳ سری راه رفتن ذخیره شد تا در تجزیه و تحلیل‌های بعدی استفاده شود. آزمون‌ها برای اندام مقابل تکرار شدند.

آزمون و تحلیل‌های الکترومیوگرافی سطحی

سیگنال‌های ثبتي SEMG با استفاده از دستگاه Data LOG

12. Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles
13. Root Mean Square (RMS)
14. Rnorm
15. Magnitude

کامل بین ۲ اندام است.

در محاسبات sEMG، اندام سالم در هر ۲ گروه به عنوان نمونه اولیه برای مقایسه در نظر گرفته شد. اصلاح خط پایه در معادله SI براساس میانگین فعالیت عضلانی در حالت استراحت، بلافاصله ۱ ثانیه قبل از شروع هر مانور راه رفتن محاسبه شد. سپس، بزرگی محاسبه شده (μV) و SI در هر ۲ اندام و در هر ۲ گروه به صورت جفت x و y در یک مختصات دوبعدی (VRI) برای تکلیف راه رفتن ترسیم شد [۴۰-۴۱].

$$1. R_{norm} = \frac{R_1 R_2 R_3 \dots R_n}{\sqrt{\sum_i R_i^2}}$$

فرمول شماره ۱: به طور کمی نرمالیزیشن RV برای 'n' عضله را در حین انجام تکالیف حرکتی نشان می دهد (Ri به معنی RMS هر عضله و بزرگی برابر با مخرج تکلیف در همان معادله است).

$$2. SI = \frac{\sum_i (RV_i PRV_i)}{|RV| |PRV|}$$

فرمول شماره ۲: SI گروه عضلانی را در تکلیف نشان می دهد. بردار پاسخ: معادل RMS هر عضله است، و بردار پاسخ اولیه برابر با PRV هر گروه عضلانی در تکلیف است.

جمع آوری داده های الکتروانسفالوگرافی و تجزیه و تحلیل طیفی

در این تحقیق از دستگاه الکتروانسفالوگرام بی سیم ۳۲ کاناله Bayamed ساخت ایران (a Liv intelligent technology, in-put impedance specifications of 10M, bandwidth of 2 kHz, 24-bit image resolution) استفاده شد. پس از قرار دادن کلاه دستگاه بر روی سر هریک از شرکت کنندگان، نواحی ثبتي با الک سايش داده و تمیز می شد. سپس با استفاده از یک سوزن بلانت، ژل به داخل الکترودهای داخلی در تماس با پوست سر زده می شد. سپس در لپ تابی که به صورت بی سیم به دستگاه EEG متصل بود، هر الکترود بررسی می شد تا امپدانس آن به کمتر از ۱۰ کیلو اهم برسد و چراغ مربوطه در نرم افزار روشن شود. پس از روشن شدن تمام الکترودهای ثبتي، شرکت کننده برای آزمایش آماده بود. در این مطالعه ۲۱ ناحیه از ۳۲ ناحیه مغز شامل: Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T7, C3, Cz, C4, T8, Fpz, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, O2 و Oz برای تجزیه و تحلیل ثبت شدند.

پس از نويز گيري، داده های خام ثبتي وارد نرم افزار eLORETA شدند و سپس طيف قدرت نسبي امواج مغزی برای تکلیف راه رفتن در تمامی ۲۱ الکترود در قالب تجزیه و تحلیل کمی امواج مغزی (QEEG) در هر ۲ آزمون قبل و بعد از مداخله برای هر ۲ اندام راست و چپ برای کل مغز محاسبه شدند. از آنجایی که در آنالیز امواج مغزی بیشترین میزان اختلال ریتم تالامو کورتیکال در

فرکانس های آلفا ۸ تا ۱۲ هرتز) و بتا (۱۲ تا ۳۰ هرتز) در داده های امواج مغزی به دست آمد، آنالیزهای EEG در این مطالعه منحصرأ بر روی باند فرکانسی آلفا و بتا انجام شد.

برای تجزیه و تحلیل طیفی آلفا و بتا، چگالی طیفی توان^{۱۶} را به طور جداگانه با استفاده از روش Welch یا تابع pwelch در MATLAB (ver. 2019a, MathWorks Inc., Natick, MA., USA) محاسبه کردیم. برای تخمین چگالی طیفی توان، ما یک پنجره Haan ۲ ثانیه ای را با هم پوشانی ۵۰ درصدی بین بخش ها انتخاب کردیم. این به وضوح فرکانس ۰/۵ هرتز برای ثبت تغییرات در فعالیت های طیفی در داده های EEG ما منجر شد. سپس چگالی های طیفی توان را به توان های نسبی تبدیل کردیم تا امکان مقایسه را فراهم کنیم. برای محاسبه توان نسبی در μV^2 ، چگالی طیفی توان را بر مجموع چگالی طیفی توان تمام بین های هر فرکانس در صفر و ۴۰ هرتز و هر الکترود تقسیم کردیم. توان های باند آلفا و بتا از کل قشر برای هر آزمون با میانگین گیری فعالیت های ۲۱ الکترود و مجموع توان های نسبی تمام بین ها در ۸ تا ۱۲ هرتز (برای آلفا) و ۱۲ تا ۳۰ هرتز (برای بتا) محاسبه شد.

تحلیل های آماری

برای مقایسه تأثیر نوع مداخلات درمانی (تمرین اغتشاش یا تمرین استاندارد) بر متغیرهای عضلانی و مغز در تکلیف راه رفتن، از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره^{۱۷} استفاده شد. سپس برای مقایسه تأثیر مداخلات درمانی بین گروهی در پس آزمون، مقایسه درون گروهی و همچنین برای مقایسه تفاوت بین ۲ اندام از نظر متغیرهای مورد مطالعه از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه^{۱۸} و آزمون تکمیلی^{۱۹} استفاده شد. سپس از P در سطح معنی داری ۰/۰۵ برای مقایسه اثر نوع مداخله درمانی بین ۲ گروه استفاده شد.

از اندازه اثر آزمون کوهندی^{۲۰} برای تعیین میزان تأثیر نوع درمان بر متغیر مورد بررسی استفاده شد. کوهندی یک اندازه اثر مناسب برای مقایسه بین ۲ میانگین است. از آنجایی که در مطالعه حاضر، بررسی قرینگی به دست آمده بین ۲ اندام در هر گروه اهمیت داشت (یعنی مقدار p در سطح غیرمعنی دار)، نتایج را براساس این توضیح تفسیر کردیم: هرچه مقدار اندازه اثر آزمون کوهندی به صفر نزدیک تر باشد (به این معنی که P به یک نزدیک تر باشد) یعنی تفاوت بین ۲ اندام و ۲ گروه در مقایسه کمتر است و ۲ اندام شبیه تر هستند. و بالعکس هرچه مقدار اندازه اثر آزمون کوهندی به ۱ نزدیک تر باشد (یعنی P

16. Power spectral densities (PSD)
17. Multivariate analysis of variance (MANOVA)
18. One-way ANOVA
19. Supplementary tests
20. Effect size of Cohen's d test (ES)

معنی داری بالاتر از گروه تمرین استاندارد بود. در مقایسه اندازه اثر آزمون کوهندی در شاخص $(ES=0/89)$ SI بین گروهی اثر بزرگ و در مقایسه بین دو اندام اثر عالی به دست آمد $(ES\ VRI-A=1/36)$. در مقایسه درون گروهی، تنها گروه تمرین اغتشاشی در پس آزمون بهبود قابل توجهی با تأثیر زیاد ES در متغیرهای VRI در هر دو اندام نشان داد $(ES\ VRI-A=1/43)$. بعلاوه، گروه تمرین اغتشاشی در پس آزمون میانگین SI بالاتری $(ES=0/81)$ نسبت به گروه تمرین استاندارد $(ES=0/39)$ داشت (تصویر شماره ۱).

تجزیه و تحلیل امواج مغزی در تکلیف راه رفتن

در بررسی نتایج قدرت نسبی طیف موج آلفا در مقایسه درون گروهی در هر گروه به طول مجزا این طور نتیجه گیری می شود که قدرت نسبی موج آلفا در گام بر روی اندام ACLR گروه تمرین اغتشاشی با اختلاف $6/59$ افزایش معنی دار داشته است $(P=0/03)$. در مقایسه پس آزمون گام از نظر بررسی قرینگی قدرت نسبی موج آلفای ۲ اندام، گروه تمرین اغتشاشی قرینگی عالی و گروه تمرین استاندارد قرینگی متوسط را نشان دادند. به این معنی که گروه تمرین اغتشاشی در مقایسه با گروه تمرین استاندارد در پس آزمون از نظر قدرت نسبی موج آلفای ثبتي در کورتکس در حین گام بر روی هر ۲ اندام، کاملاً شبیه به یکدیگر شدند $(ES=0/02, P=0/94)$ ، ولی قدرت نسبی موج آلفای ۲ اندام در گروه تمرین استاندارد شباهت متوسطی داشتند $(P=0/19, ES=0/51)$. همچنین نتایج بررسی قدرت نسبی طیف موج بتا در مقایسه پس آزمون بین گروهی به صورت افزایش معنی دار در قدرت نسبی موج بتا در آزمون گام بر روی اندام سالم برای گروه تمرین استاندارد $(ES=0/76, P=0/05)$ به دست آمد. در مقایسه

به سطح معنی داری نزدیک تر باشد)، ۲ اندام و ۲ گروه از نظر مقایسه متفاوت و غیر قرینه هستند. (برای تفسیر اندازه اثر آزمون کوهندی، کوهندی پیشنهاد کرد که $0/15 < d < 0/15$ - به عنوان اندازه اثر «ناچیز»^{۲۱} در نظر گرفته شود و $0/4 < d < 0/15$ اندازه اثر «کوچک»^{۲۲}، $0/75 < d < 0/4$ اندازه اثر «متوسط»^{۲۳}، $1/1 < d < 0/75$ اندازه اثر «بزرگ»^{۲۴}، $1/45 < d < 1/1$ اندازه اثر «بسیار بزرگ»^{۲۵} و $1/45 < d$ به عنوان اندازه اثر «عالی»^{۲۶} تفسیر شود. به این معنی که اگر تفاوت بین ۲ اندام یا میانگین ۲ گروه کمتر از $0/15$ انحراف معیار باشد، این تفاوت ناچیز است، حتی اگر از نظر آماری معنی دار باشد [۴۲-۴۳]. برای تجزیه و تحلیل آماری از SPSS نسخه ۲۲ استفاده کردیم.

یافته ها

مشخصات شرکت کنندگان از نظر سن، جنس و مشخصه های آنترپومتری در جدول شماره ۱ آورده شده است.

تجزیه و تحلیل sEMG آزمون راه رفتن

در مقایسه پس آزمون بین گروهی (جدول شماره ۲)، تفاوت معنی داری در تمامی متغیرهای مورد مطالعه نشان داده شد. گروه تمرین اغتشاشی در پس آزمون به طور معنی داری در متغیرهای SI $(P=0/03)$ و VRI $(P=0/01)$ در مقایسه بین ۲ اندام به طور

- 21. Negligible
- 22. Small
- 23. Medium
- 24. Large
- 25. Very large
- 26. Huge

جدول ۱. مشخصات شرکت کنندگان در گروه های تمرین اغتشاشی مکانیکی و تمرین استاندارد ($n=15$)

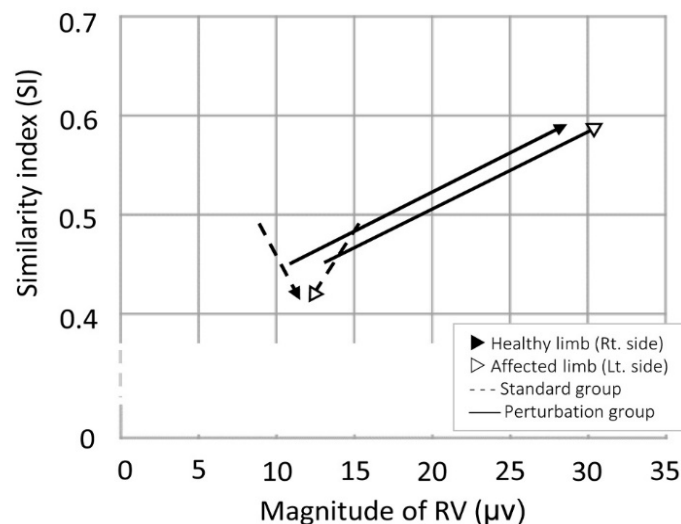
مشخصات شرکت کنندگان	گروه های تمرین	میانگین $\pm$ انحراف معیار		دامنه
		اغتشاشی مکانیکی	استاندارد	اغتشاشی مکانیکی
سن (سال)	۲۲/۹۳ $\pm$ ۵/۱۵	۲۳/۶ $\pm$ ۲/۳۲	۲۳-۲۴	۲۹-۳۱
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۳۷ $\pm$ ۷/۵۱	۷۶/۷۵ $\pm$ ۷/۰۳	۸۳-۵۷	۹۰-۶۲
قد (سانتی متر)	۱۷۲ $\pm$ ۳/۲۵	۱۸۰ $\pm$ ۷/۳	۱۷۸-۱۶۸	۱۹۴-۱۷۰
شاخص توده بدنی	۲۳/۲۸ $\pm$ ۲/۲۷	۲۳/۴۵ $\pm$ ۱/۶۵	۲۶-۱۹/۴	۲۰-۲۶/۲
درجه درد	۵/۶ $\pm$ ۱/۵	۳/۱۳ $\pm$ ۱/۳۵	۷-۲	۵-۰
جنسیت	زن	۶	۷	-
	مرد	۹	۸	-

جدول ۲. مقایسه درون گروهی و بین گروهی متغیرهای sEMG تکلیف راه رفتن

میانگین $\pm$ انحراف معیار					متغیر	
شاخص پاسخ ارادی اندام سالم (راست) (VRI-nA)	شاخص پاسخ ارادی اندام مصدوم (چپ) (VRI-A)	شاخص بزرگی اندام سالم (راست) (μV) (M-nA)	شاخص بزرگی اندام مصدوم (چپ) (μV) (M-A)	شاخص تشابه (SI)		
$5/46 \pm 2/11$	$4/55 \pm 1/64$	$13/21 \pm 5/75$	$10/29 \pm 2/11$	$0/45 \pm 0/15$	پیش‌آزمون	گروه تمرین اغتشاشی مکانیکی
$19/24 \pm 14/77$	$18/55 \pm 14/18$	$30/67 \pm 14/14$	$28/53 \pm 14$	$0/58 \pm 0/18$	پس‌آزمون	
$0/002$	$0/003$	$0/000$	$0/000$	$0/08$	P درون گروهی	
$1/35$	$1/43$	$1/67$	$1/89$	$0/81$	اندازه اثر کوهندی	
$7/74 \pm 3/51$	$4/9 \pm 2/78$	$16/11 \pm 4/78$	$9/59 \pm 3/7$	$0/48 \pm 0/18$	پیش‌آزمون	گروه تمرین استاندارد
$5/13 \pm 2/53$	$5/14 \pm 2/81$	$12/74 \pm 4/61$	$12/17 \pm 4/13$	$0/42 \pm 0/19$	پس‌آزمون	
$0/005$	$0/085$	$0/002$	$0/07$	$0/39$	مقدار P درون گروهی	
$0/89$	$0/09$	$0/75$	$0/68$	$0/39$	اندازه اثر کوهندی	
$0/004$	$0/68$	$0/14$	$0/53$	$0/52$	پیش‌آزمون	P تفاوت‌های بین گروهی
$0/0001$	$0/0001$	$0/000$	$0/000$	$0/03$	پس‌آزمون	
$1/38$	$1/36$	$1/77$	$1/64$	$0/89$	اندازه اثر کوهندی	

طب توانبخشی

$P < 0/05^*$



طب توانبخشی

تصویر ۱. روند تغییرات در VRI در گروه‌های تمرینی.

تغییرات در VRI در تکلیف راه رفتن در هر ۲ گروه تمرین استاندارد و اغتشاشی مکانیکی در هر ۲ اندام سالم (راست) و ACLR (چپ) و نیز در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان داده شده است. جهت فلش‌ها روند تغییرات را از ابتدا تا انتهای آزمون‌های sEMG نشان می‌دهد. خطوط پیوسته نشان‌دهنده گروه تمرین اغتشاشی مکانیکی و خطوط نقطه‌چین نشان‌دهنده گروه تمرین استاندارد است. فلش توپر نشان‌دهنده اندام سالم و فلش توخالی نشان‌دهنده اندام ACLR است. در نمودار می‌بینید که اندام ACLR در گروه تمرین اغتشاشی به سمت الگوی پاسخ اندام سالم کشیده می‌شود و هر ۲ اندام افزایش مشابهی در اندازه RV نشان می‌دهند. با این حال، نمودار به‌وضوح کاهش در میزان RV اندام ACLR به سمت اندام سالم در گروه تمرین استاندارد را نشان می‌دهد.

جدول ۳. مقایسه درون گروهی و بین گروهی متغیرهای امواج مغزی در تکلیف راه رفتن

گروه	آزمون	میانگین $\pm$ انحراف معیار			
		آلفا	بتا	اندام سالم (راست)	
		اندام مصدوم (چپ)	اندام سالم (راست)	اندام مصدوم (چپ)	اندام سالم (راست)
گروه تمرین اغتشاشی مکانیکی	پیش آزمون	۱۷/۹۴ $\pm$ ۴/۶۹	۱۵/۷۱ $\pm$ ۳/۹۵	۳۱/۴۱ $\pm$ ۸/۹۳	۳۸/۴۷ $\pm$ ۱۱/۹۹
	پس آزمون	۲۲/۱۲ $\pm$ ۸/۵۸	۲۲/۳ $\pm$ ۸/۵۳	۳۰/۶۳ $\pm$ ۲۳/۰۸	۲۵/۹ $\pm$ ۱۲/۶۶
	P درون گروهی، اندازه اثر کوهندی	۰/۶۲، ۰/۰۸	۱/۰۳، ۰/۰۳	۰/۰۵، ۰/۰۸۶	۱/۰۶، ۰/۰۳
	P بین ۲ اندام (پس آزمون)، اندازه اثر کوهندی	۰/۰۲، ۰/۰۹۴	۰/۰۲۶، ۰/۰۲۴		
گروه تمرین استاندارد	پیش آزمون	۱۹/۴۴ $\pm$ ۴/۸۵	۲۰/۲۶ $\pm$ ۳/۵۲	۲۸/۵۵ $\pm$ ۱۴/۲۳	۲۵/۱۷ $\pm$ ۱۰/۱
	پس آزمون	۱۶/۷۴ $\pm$ ۸/۷	۲۱/۸۶ $\pm$ ۱۲/۰۴	۴۵/۹۶ $\pm$ ۱۸/۶۴	۳۲/۳۳ $\pm$ ۲۵/۱۵
	P درون گروهی، اندازه اثر کوهندی	۰/۳۹، ۰/۲۴	۰/۱۹، ۰/۶۲	۱/۰۹، ۰/۰۰۱	۰/۳۹، ۰/۲۶
	P بین ۲ اندام (پس آزمون)، اندازه اثر کوهندی	۰/۵۱، ۰/۰۱۹	۰/۶۴، ۰/۰۲		
تفاوت بین گروهی	P پیش آزمون	۰/۴۱	۰/۰۲	۰/۵۳	۰/۰۰۳
	پس آزمون، اندازه اثر کوهندی	۰/۶۴، ۰/۰۹	۰/۰۴، ۰/۰۹۱	۰/۷۶، ۰/۰۰۵	۰/۳۴، ۰/۰۳۸
	اثر پیلاي *	۰/۰۲	۰/۰۰۵		

طب توانبخشی

* Pillai's trace

مقایسه کنترل حرکتی ارادی تغییر یافته^{۲۷} در اندام‌های تحتانی و فعالیت کمی مغز^{۲۸} در آزمون راه رفتن بود. در دانش ما، این اولین مطالعه‌ای است که کنترل حرکتی ارادی و میزان فعالیت کمی مغز را بعد از مداخلات تمرینی در آزمون راه رفتن در افراد ACLR مورد بررسی قرار داده است.

روند تغییرات sEMG در مداخلات تمرینی

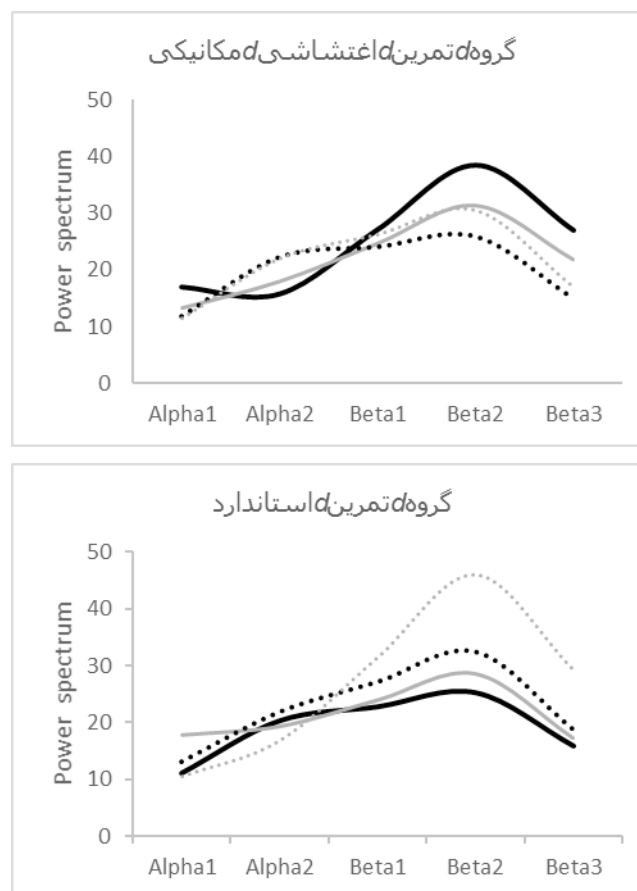
مطابق با فرضیه اول مادر آزمون‌های sEMG هر ۲ گروه تمرینی پس از مداخله، بهبودی در کنترل نوروماسکولار در پارامترهای اندازه‌گیری شده را به صورت قرینگی بین ۲ اندام نشان دادند. با این توضیح که VRI اندام ACLR در هر ۲ گروه به سمت PRV اندام سالم کشیده شد و این پیشرفت در گروه تمرین اغتشاشی به طور معنی‌داری SI بالاتری داشت. ولی مقدار این شاخص در گروه تمرین استاندارد کاهش کمی را در ES نشان داد و علت آن کاهش فعالیت عضلات در اندام سالم و افزایش متوسط فعالیت عضلات در اندام ACLR بود. با وجودی که الگوی فعالیت عضلات بعد از مداخلات تمرینی در هر ۲ گروه، قرینگی حرکتی را در هر ۲ اندام نشان داد، ولی فعالیت عضلات در گروه تمرین اغتشاشی مکانیکی به طور معنی‌داری بیشتر از گروه تمرین استاندارد بود.

درون گروهی این طور نتیجه‌گیری می‌شود که قدرت نسبی موج بتا در گروه تمرین اغتشاشی در گام بر روی اندام ACLR با اختلاف ۱۲/۵۷ ($P=0/03$) کاهش معنی‌داری داشته، و در گام بر روی اندام سالم در گروه تمرین استاندارد با اختلاف ۱۷/۴۱ ($P=0/01$) افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد. در مقایسه پس آزمون، قرینگی قدرت نسبی موج بتا در گام بر روی ۲ اندام، گروه تمرین استاندارد تفاوت معنی‌داری را بین ۲ اندام نشان داد ($ES=0/64$, $P=0/02$)، در صورتی که گروه تمرین اغتشاشی بدون تفاوت معنی‌دار در پس آزمون ($ES=0/26$, $P=0/24$) از قرینگی خوبی برخوردار بود. به این معنی که گروه تمرین اغتشاشی در مقایسه با گروه تمرین استاندارد در تکلیف راه رفتن بر روی هر ۲ اندام، قرینگی بالاتری در قدرت نسبی موج بتای کورتکس را نشان داد (جدول شماره ۳) (تصویر شماره ۲).

بحث

در این مطالعه ما از EEG برای بررسی روند تغییرات در فعالیت قدرت نسبی طیف آلفا و بتای مغز و از sEMG برای بررسی روند تغییر در متغیرهای فعالیت عضلات اندام‌های تحتانی در افراد ACLR یک‌طرفه کوپر به دنبال ۱ ماه تمرین اغتشاشی مکانیکی و تمرین استاندارد استفاده کردیم. هدف از انجام این مطالعه،

27. Altered motor control
28. Quantify brain activation



طب توانبخشی

تصویر ۲. مقایسه قدرت نسبی طیف امواج آلفا و بتای مغز در تکلیف راه رفتن در گروه‌های تمرینی. نمودار سمت راست کاهش و قرینگی تر شدن قدرت نسبی موج آلفا و بتا در گروه تمرین اغتشاشی را پس از مداخله به وضوح نشان می‌دهد. قدرت نسبی موج آلفا با $ES=0.02$ نشان می‌دهد که دو اندام از نظر قدرت نسبی موج آلفا در تسک راه رفتن در این گروه کاملاً شبیه به یکدیگر شده‌اند و در مورد قدرت نسبی موج بتا به صورت کاهش قدرت موج با $ES=0.26$ قرینگی خوبی را نشان می‌دهند. در صورتی که گروه تمرین استاندارد در نمودار سمت چپ، با $ES=0.51$ برای موج آلفا و $ES=0.64$ برای موج بتا قرینگی متوسط را نشان داد.

*Alpha1(8-10 Hz), Alpha2 (10-12 Hz), Beta1(Hz), Beta2(Hz), Beta3(Hz)

به‌تنهایی باعث قرینگی اندام‌ها در راه رفتن و افزایش قدرت چهارسر در هر ۲ اندام می‌شود که این تشابه ۲ اندام در پیگیری ۶ ماه بعد از جراحی نیز به دست آمد [۴].

و گوستاوسون و نیتز گزارش کردند، برای اینکه افراد ACLR بدون اینکه دچار بی‌ثباتی در زانو شوند، اجازه ورود به ورزش داشته باشند باید اندام ACLR در آزمون‌های قدرت ۲۹ داینامومتری ایزوکینتیک و نیز در ارزیابی عملکرد فانکشنال، ۸۵ تا ۹۰ درصد مشابه اندام سالم شود [۳۹، ۴۶]. نتایج این دو مطالعه از جهت کسب قرینگی در قدرت عضلات و الگوی حرکتی، مشابه با مطالعه ما بود. همچنین در مطالعاتی نیز نشان داده شد که تمرینات اغتشاشی با ایجاد ثبات دینامیک در زانو باعث بهبودی الگوهای راه رفتن در کوپرها بالقوه شد [۳، ۴، ۶] و در غیر کوپرها نیز باعث بهبودی انحرافات راه رفتن شد [۴].

نتایج مطالعات مذکور، مشابه با نتایج مطالعه ما به‌صورت

از آنجاکه اکثر تحقیقات انجام‌شده بر روی راه رفتن افراد ACLR به بررسی اجزای کینتیک و کینماتیک جزئی‌تر پرداخته‌اند و فعالیت کلی عضلات بررسی نشده است، ملاک مقایسه‌ای در این خصوص یافت نشد. در مطالعات اولیه‌ای که از تمرینات اغتشاشی بر روی افراد ACLR با هدف بازگشتن بدون جراحی به سطوح بالای ورزشی توسط فیتزجرالد و همکاران انجام شد، نشان داده شد ورزشکاران در ۹۳ درصد موارد بدون هیچ گزارشی از حادثه خالی کردن زانو با موفقیت به ورزش حرفه‌ای بازگشتند. درحالی‌که تنها ۵۰ درصد از شرکت‌کنندگان در پروتکل‌های تمرینی استاندارد توانستند به سطح فعالیت پیشین بازگردند [۴۴-۴۵]، زیرا با انجام تمرینات اغتشاشی، مسیرهای آورانی که اطلاعات دوک‌های عضلانی را فراهم می‌کنند، تحریک می‌شوند و در نتیجه با افزایش فعالیت گام‌موتورنورون‌ها و افزایش حساسیت و آمادگی دوک‌های عضلانی در واکنش به نیروهای اختلالگر، ثبات مفصل بهبود می‌یابد [۴، ۲۹، ۴۵]. محققین در مطالعات گذشته نشان دادند که تمرینات اغتشاشی در مقایسه با تمرینات قدرتی

29. Power dynamometry

با وجود این نتایج مطالعه نشان داد تمرینات اغتشاشی مکانیکی با افزایش فعالیت کلی عضلات باعث افزایش ثبات بیشتر در مفصل زانو و قرینگی بیشتر بین ۲ اندام می‌شود. شاید بتوان قرینگی ایجاد شده در تسک راه رفتن را نوعی هم‌انقباضی عضلات تعریف کرد و افزایش کلی فعالیت عضلات در تسک راه رفتن را افزایش قدرت و ثبات در مفاصل اندام‌های تحتانی در نظر گرفت. با وجود این، به علت کمبود اطلاعات از هم‌انقباضی راه رفتن در افراد ACLR قضاوت دشوار است و نیاز به مطالعات بیشتری است. در مطالعات متعددی که بر روی مقایسه تمرینات اغتشاشی مکانیکی و دستی انجام شده‌اند، اثرات طولانی‌مدت تمرینات اغتشاشی تایید شده است [۳، ۴، ۵، ۶، ۲۸، ۲۹، ۴۴، ۴۵]. در مقایسه این ۲ نوع از تمرین هم محققان نشان داده‌اند تمرینات اغتشاشی مکانیکی در مقایسه با اغتشاش‌های دستی موفق‌تر هستند. به‌طوری‌که با اعمال اغتشاش‌های مکانیکی، قرینگی در راه رفتن بهتر شده و افزایش ثبات زانو با کاهش فلکشن در مفصل زانو در فاز استنس در اندام ACLR مشابه با افراد سالم [۶] و نیز افزایش هم‌انقباضی عضلات بزرگ و تولید نیروهای عضلانی بزرگ‌تر در حین راه رفتن [۵] ایجاد شده است. نتایج این مطالعه در راستای مطالعات پیشین [۵، ۶] پیشنهاد می‌کند که تمرینات اغتشاشی بر روی صفحات مکانیکی با تولید نیروی عضلانی بزرگ‌تر در حین راه رفتن می‌تواند در انتقال به سایر فعالیت‌های حرکتی پیچیده‌تر مؤثر باشد.

روند تغییرات امواج مغزی در مداخلات تمرینی

در مطالعه حاضر، از اندام سالم به‌عنوان ملاک مقایسه استفاده کردیم و گروه کنترل سالم مجزا نداشتیم. نتایج مطالعه در پیش‌آزمون تکلیف راه رفتن، هماهنگی پایین و غیرقرینگی حرکتی را در هر ۲ گروه تمرینی نشان داد و در بررسی فعالیت مغزی غیرقرینگی در طیف فرکانس امواج آلفا و بتا وجود داشت. در تحلیل‌های امواج مغزی و قدرت توان نسبی طیف فرکانس موج آلفا و بتا، تنها گروه تمرین اغتشاشی، قرینگی افزایشی عالی معنی‌دار برای قدرت نسبی موج آلفا و قرینگی خوب کاهشی برای قدرت نسبی موج بتا در هر ۲ اندام را نشان داد. گروه تمرین استاندارد برای قدرت نسبی موج آلفا در اندام ACLR روند افزایشی و در اندام سالم روند کاهشی را با قرینگی متوسط نشان داد و برای قدرت نسبی موج بتا برای هر ۲ اندام روند افزایشی داشت که مؤید غیرقرینگی بین ۲ اندام بود. همچنین در فرض دوم آزمون‌های امواج مغزی انتظار داشتیم فعالیت نسبی موج آلفا روند افزایشی و موج بتا روند کاهشی را نشان دهد که این نتیجه به‌طور مشخصی تنها در گروه تمرین اغتشاشی مکانیکی دیده شد.

در مرور مطالعات انجام‌شده، عمده مطالعاتی که در خصوص درمان کنترل حرکتی معیوب متعاقب نوروپلاستیستی ایجاد شده در افراد ACLR انجام شده‌اند، انجام تمرینات نوروماسکولار در

افزایش شاخص تشابه ۲ اندام در گروه اغتشاشی بود. مطالعات نشان داده‌اند که فعالیت فلکسورهای زانو در فاز ایستای راه رفتن در افراد ACLR برای جلوگیری از حرکت رو به جلوی تیبیا زیاد می‌شود که باعث ایجاد نیروهای برشی تخریبی مفصل زانو می‌شود و این باعث ایجاد الگوی راه رفتن تغییر یافته‌ای به نام «راه رفتن اجتنابی چهارسر ران»^{۳۰} می‌شود که با انقباض کاهش‌یافته چهارسر ران همراه است [۴۷-۴۹]. در صورتی‌که با انجام تمرینات اغتشاشی پیش‌رونده، قرینگی ۲ اندام و ثبات زانو با افزایش شاخص هم‌انقباضی و کاهش فلکشن در مفصل زانو در فاز استنس افزایش یافته و اندام ACLR مشابه با افراد سالم می‌شود و نوعی سازگاری مثبت برای افزایش ثبات مفصل زانو محسوب می‌شود [۵، ۶]. افزایش هم‌انقباضی عامل مثبتی است و به معنی سفتی دینامیک زانو است که در حین انجام فعالیت‌های فانکشنال طبیعی زانو اتفاق می‌افتد و با کاهش گشتاورها و حرکات زانو همراه است [۵].

نتایج مطالعات مذکور در راستای نتایج مطالعه حاضر، مؤید افزایش هم‌انقباضی و قرینگی ۲ اندام با انجام تمرینات اغتشاشی پیش‌رونده بود. در مغایرت با مطالعه ما و تحقیقات مذکور، چمیلوسکی و همکاران نشان دادند که تمرینات اغتشاشی با تغییرات نوروماسکولاری که ایجاد می‌کنند باعث کاهش هم‌انقباضی در عضلات اطراف زانو شده و در پس‌آزمون تسک راه رفتن، زوایای فلکشن زانو برای تطابق با سطوح غیرقابل پیش‌بینی زیاد می‌شود [۴۴]. همچنین در مطالعات ارزیابی فعالیت قشر مغزی که بر روی افراد ACLR انجام شده، نشان داده شده است وقتی که فیدبک حسی و پروپریوسپتو در اثر پارگی لیگامان ACL مفقود می‌شود، دخالت مغز در کنترل حرکتی تغییر می‌کند. طوری‌که نورون‌های حرکتی مغزی در فرکانس‌های پایین‌تری نسبت به شرایط نرمال تخلیه می‌شوند و متعاقباً کاهش هم‌انقباضی، کاهش قدرت و هماهنگی عضلانی در حفظ ثبات دینامیک اتفاق می‌افتد [۱، ۵۰].

رویکرد مهم دیگر در افراد ACLR، نقص در قدرت عضله چهارسر ران است [۳، ۴، ۶، ۴۸، ۴۹، ۵۱] که از علل اصلی بروز اوستئوآرتریت زانو و اختلالات راه رفتن و نقص‌های فانکشنال است [۴، ۵]. یافته‌های مطالعه ما در پیش‌آزمون در تصدیق مطالعات مذکور است. وقتی قرینگی ۲ اندام زیاد می‌شود، اندام صدمه‌دیده می‌تواند در برابر فعالیت‌های فیزیکی با خطر بالا مقاومت کنند و ریسک ابتلا به اوستئوآرتریت کم می‌شود [۳]. همچنین گزارش شده است که با انجام تمرینات اغتشاشی علاوه بر بهبودی کنترل نوروماسکولار، افزایش قدرت خصوصاً در عضله چهارسر ران نیز مشاهده می‌شود [۳، ۴۴].

در مطالعه ما اجزای کینماتیک فعالیت راه رفتن بررسی نشدند،

30. Quadriceps avoidance gait

حوزه‌های عصبی‌شناختی بوده‌اند [۱۷، ۲۴، ۵۲، ۵۳] و مطالعه‌ای مشابه با مطالعه حاضر یافت نشد.

در افراد ACLR از آنجاکه درک درستی از مفصل در ارتباط با مفصل دیگر و نسبت به محیط وجود ندارد، خروجی و ابران به‌صورت نوروپلاستیستی معیوب حرکتی دچار تغییراتی می‌شود و پردازش حرکتی برای حفظ تعادل و ثبات زانو به ورودی‌های بینایی برای تأمین ورودی حسی موردنیاز وابستگی پیدا می‌کند و استراتژی‌های کنترل حرکتی بالا به پایین قشری افزایش می‌یابند [۱]. مطالعات EEG نشان داده‌اند که نوسانات آلفا در جنبه‌های توجه کنترل تعادل به‌ویژه توجه بصری فضایی نقش دارند [۵۴]. افزایش فعالیت آلفا نشان‌دهنده مهار نواحی مغزی نامرتبط با تکلیف است [۵۴] و قدرت بتا در هنگام آماده‌سازی و اجرای حرکات ارادی^{۳۱} کاهش می‌یابد. از طرفی فعالیت بتا در حین کنترل حرکت‌های استاتیک مثل وقتی که حرکتی باید تحمل شود^{۳۲} افزایش می‌یابد [۳۶، ۵۵]. مطابق با مطالعه گولا، فعالیت بالاتر بتا در نواحی پاریتوآکسیپیتال در یک تکلیف هوشیار بصری به‌عنوان حامل تحریک توجه در انسان عمل می‌کند که با کاهش نوسان آلفا در نواحی اکسیپیتال همراه است [۳۶].

در مطالعه‌ای که توسط میائو و همکاران به‌منظور بررسی تغییرات مشخصه‌های قدرت طیف امواج EEG بر روی افراد ACLR و سالم در تسک راه رفتن انجام شد نشان داد که قدرت کلیه باندهای فرکانسی از جمله باندهای آلفا و بتا به‌طور معنی‌داری از گروه سالم بیشتر بود. همچنین، این محققین گزارش کردند قدرت سیگنال‌های EEG در افراد ACLR در ۲ نیم‌کره غیرقرینه است [۷].

نتایج مطالعه ما در قدرت باند آلفا و بتا در پیش‌آزمون تسک راه رفتن در هر ۲ گروه تمرینی اغتشاشی و استاندارد در مقایسه با ۲ اندام راست و چپ غیرقرینه بود که در تصدیق مطالعه میائو بود، ولی از آنجاکه گروه سالم برای مقایسه نداشتیم نمی‌توانیم نظری در خصوص میزان تغییرات قدرت باندهای فرکانسی بدهیم. از طرفی، ما در پس‌آزمون تسک راه رفتن بر روی هر اندام میزان قدرت نسبی باند آلفا و بتا را در کل مغز بررسی کردیم که گروه تمرین اغتشاشی، قرینگی عالی افزایشی برای قدرت نسبی آلفا و قرینگی خوب کاهشی برای قدرت نسبی بتا داشت و گروه تمرین استاندارد، قرینگی متوسط برای قدرت نسبی آلفا و تفاوت معنی‌دار برای قدرت نسبی بتا در مقایسه نشان داد. به‌نظر می‌رسد، قرینگی به‌دست‌آمده در قدرت فعالیت باند آلفا و بتای قشر مغز در گروه تمرین اغتشاشی به اثربخشی بیشتر تمرینات اغتشاشی نسبت به تمرینات استاندارد در تکالیف پرچالش تر تعادلی تأکید دارد. مطالعات نشان داده‌اند که انجام تمرینات طولانی‌مدت باعث می‌شود مکانیسم‌های مغزی که ورودی‌های

بینایی، دهلیزی و سوماتوسنسوری را برای تعادل یکپارچه می‌کنند، تقویت شوند [۵۶].

با انجام تمرین، یادگیری حرکتی اتفاق می‌افتد که باعث سازماندهی مجدد عملکردی در مغز می‌شود که با تغییرات نوسانی در قدرت آلفا و بتا همراه است [۳۵]. پروسه یادگیری حرکتی با افزایش تدریجی قدرت باند آلفا و سرکوب قوی‌تر باند بتا مرتبط است که این مدولاسیون باند آلفا و بتا مربوط به کاهش نیازهای توجهی است که احتمالاً پس از کسب مهارت رخ می‌دهد [۳۵، ۳۸].

در این مطالعه نیز ما انتظار داشتیم به‌دنبال دوره تمرین ۱ ماهه در هر ۲ گروه تمرینی در پس‌آزمون‌ها افزایش قدرت آلفا و کاهش قدرت بتا را داشته باشیم، اما نتایج در آزمون راه رفتن تنها برای گروه تمرین اغتشاشی در تصدیق مطالعات مذکور بود. نتیجه به‌دست‌آمده از قدرت باندهای فرکانسی آلفا و بتا در گروه تمرین اغتشاشی مؤید این نکته است که قرینگی عالی افزایشی قدرت آلفا در گام بر روی هر ۲ اندام نشان‌دهنده فعال‌سازی کمتر قشر و احتمالاً مهار پردازش‌های غیرضروری بینایی و توجهی است. فرایند مهار مغزی که با انجام دوره ۱ ماهه تمرینات اغتشاشی مکانیکی در افراد ACLR به دست آمد را می‌توان به «انتقال کنترل حرکت از وضعیت هوشیار به اتوماتیک» تعبیر کرد که به‌صورت قرینگی افزایش‌یافته در یافته‌های SEMG قابل‌پیگیری است.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد که افراد ACLR در گروه تمرین اغتشاشی، قرینگی بالاتری را در طیف قدرت نسبی آلفا و بتای مغزی در تکلیف راه رفتن در مقایسه با گروه تمرین استاندارد دارند. نتایج مطالعه نشان داد تمرین اغتشاشی مکانیکی استفاده‌شده در این مطالعه به‌طور مؤثرتری می‌تواند نوروپلاستیستی حسی و حرکتی معیوب ایجادشده را به‌صورت قرینگی افزایش‌یافته در باندهای فرکانسی آلفا و بتا و همین‌طور حرکت در هر ۲ اندام بهبود بخشد. از یافته‌های این مطالعه به‌طور مؤثری می‌توان در برنامه‌های تمرینی افراد ACLR با هدف بازگشت بدون جراحی به سطوح بالای ورزشی استفاده کرد. پیشنهاد می‌شود محققین به‌منظور دستیابی به نتایج درمانی بهتر در افراد ACLR، دستگاه‌های تمرینی‌ای را طراحی کرده و بسازند که شبیه به رویدادهای ورزش در دنیای واقعی باشد. بدون شک آنالیزهای SEMG و EEG در حوزه باندهای فرکانسی روش امیدوارکننده‌ای برای بررسی اثر مداخلات تمرینی در پیشرفت افراد ACLR و بازگشت موفقیت‌آمیزشان به زندگی فعال ورزشی است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

31. Preparation and execution of voluntary movement
32. With stood

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه علوم ورزشی دانشگاه تهران در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.SSRC.REC.1399.95 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان نامه طرح پژوهشی سارا جمهوری در گروه رفتار حرکتی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی است. این مقاله هیچ گونه کمک مالی از سازمان تأمین کننده مالی در بخش های عمومی و دولتی، تجاری، غیرانتفاعی دانشگاه یا مرکز تحقیقات دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت کنندگان در این پژوهش و همین طور درمانگاه فدراسیون پزشکی ورزشی تهران و عوامل اجرایی آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و نیز بخش علوم اعصاب دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله، خصوصاً سرکار خانم دکتر بشری هاتف تشکر و قدردانی می شود.

References

- [1] Grooms D, Appelbaum G, Onate J. Neuroplasticity following anterior cruciate ligament injury: A framework for visual-motor training approaches in rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2015; 45(5):381-93. [DOI:10.2519/jospt.2015.5549] [PMID]
- [2] Diermeier T, Rothrauff BB, Engebretsen L, Lynch AD, Ayeni OR, Paterno MV, et al. Treatment after anterior cruciate ligament injury: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2020; 28(8):2390-402. [DOI:10.1007/s00167-020-06012-6] [PMID]
- [3] Nawasreh Z, Logerstedt D, Failla M, Snyder-Mackler L. No difference between mechanical perturbation training with compliant surface and manual perturbation training on knee functional performance after ACL rupture. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2018; 36(5):1391-7. [DOI:10.1002/jor.23784] [PMID]
- [4] Hartigan E, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training prior to ACL reconstruction improves gait asymmetries in non-copers. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2009; 27(6):724-9. [DOI:10.1002/jor.20754] [PMID]
- [5] Nawasreh ZH, Marmon AR, Logerstedt D, Snyder-Mackler L. The effect of training on a compliant surface on muscle activation and co-contraction after anterior cruciate ligament injury. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2019; 14(4):3554-63. [DOI:10.26603/ijst20190554] [PMID]
- [6] Nawasreh Z, Failla M, Marmon A, Logerstedt D, Snyder-Mackler L. Comparing the effects of mechanical perturbation training with a compliant surface and manual perturbation training on joints kinematics after ACL-rupture. *Gait & Posture*. 2018; 64:43-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.05.027] [PMID]
- [7] Miao X, Huang H, Hu X, Li D, Yu Y, Ao Y. The characteristics of EEG power spectra changes after ACL rupture. *PLoS One*. 2017; 12(2):e0170455. [DOI:10.1371/journal.pone.0170455] [PMID]
- [8] Neto T, Sayer T, Theisen D, Mierau A. Functional brain plasticity associated with ACL injury: A scoping review of current evidence. *Neural Plasticity*. 2019; 2019:3480512. [DOI:10.1155/2019/3480512] [PMID]
- [9] Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central nervous system adaptation after ligamentous injury: A summary of theories, evidence, and clinical interpretation. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. 2017; 47(7):1271-88. [DOI:10.1007/s40279-016-0666-y] [PMID]
- [10] Daneshmandi H, Payandeh M, Mohammad Ashour Z. Brain neuroplasticity effects on the occurrence of anterior cruciate ligament injury and the effect of this injury on brain function and structure: A systematic review. *Archives of Rehabilitation (Previously title "Journal of Rehabilitation")*. 2022; 23(2):162-85. [DOI:10.32598/RJ.23.2.3377.1]
- [11] Grooms DR, Page S, Onate JA. Brain activation for knee movement measured days before second anterior cruciate ligament injury: Neuroimaging in musculoskeletal medicine. *Journal of Athletic Training*. 2015; 50(10):1005-10. [DOI:10.4085/1062-6050-50-10-02] [PMID]
- [12] Okuda K, Abe N, Katayama Y, Senda M, Kuroda T, Inoue H. Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 2005; 10(3):277-83. [DOI:10.1007/s00776-005-0893-9] [PMID]
- [13] Héroux ME, Tremblay F. Corticomotor excitability associated with unilateral knee dysfunction secondary to anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2006; 14(9):823-33. [DOI:10.1007/s00167-006-0063-4] [PMID]
- [14] Criss CR, Melton MS, Ulloa SA, Simon JE, Clark BC, France CR, et al. Rupture, reconstruction, and rehabilitation: A multi-disciplinary review of mechanisms for central nervous system adaptations following anterior cruciate ligament injury. *The Knee*. 2021; 30:78-89. [DOI:10.1016/j.knee.2021.03.009] [PMID]
- [15] Kapreli E, Athanasopoulos S. The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Medical Hypotheses*. 2006; 67(3):645-50. [DOI:10.1016/j.mehy.2006.01.063] [PMID]
- [16] Moksnes H, Snyder-Mackler L, Risberg MA. Individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee classified as non-copers may be candidates for nonsurgical rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2008; 38(10):586-95. [DOI:10.2519/jospt.2008.2750] [PMID]
- [17] Gokeler A, Bisschop M, Myer GD, Benjaminse A, Dijkstra PU, van Keeken HG, et al. Immersive virtual reality improves movement patterns in patients after ACL reconstruction: Implications for enhanced criteria-based return-to-sport rehabilitation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2016; 24(7):2280-6. [DOI:10.1007/s00167-014-3374-x] [PMID]
- [18] Jomhouri S, Talebian S, Vaez Mousavi M, Hatef B, Sadjadi-Hazaveh SH. Corticomuscular adaptations in the single-leg jump task in response to progressive mechanical perturbation training in individuals with anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2022; 16(1):85-100. [DOI:10.18502/jmr.v16i1.8572]
- [19] Jomhouri S, Talebian S, Vaez Mousavi M, Hatef B, Sadjadi-Hazaveh SH. Changes in the trend of walking motor control in athletes with anterior cruciate ligament deficiency in response to progressive perturbation trainings. *Austin Sports Medicine*. 2021; 6(1):1045-53. [DOI:10.26420/austinsports-med.2021.1045]
- [20] Kim HJ, Lee JH, Lee DH. Proprioception in patients with anterior cruciate ligament tears: A meta-analysis comparing injured and uninjured limbs. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017; 45(12):2916-22. [DOI:10.1177/0363546516682231] [PMID]
- [21] Dominic D, Saravanan P, Kishore S. A quantitative assessment of proprioceptive function improvement after Arthroscopic ACL Reconstruction surgery. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*. 2015; 4(38):6565-71. [DOI:10.14260/jemds/2015/952]
- [22] Han J, Waddington G, Adams R, Anson J, Liu Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*. 2016; 5(1):80-90. [DOI:10.1016/j.jshs.2014.10.004] [PMID]

- [23] Gokeler A, Neuhaus D, Benjaminse A, Grooms DR, Baumeister J. Principles of motor learning to support neuroplasticity after ACL injury: Implications for optimizing performance and reducing risk of second ACL injury. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. 2019; 49(6):853-65. [DOI:10.1007/s40279-019-01058-0] [PMID]
- [24] Gokeler A, Seil R, Kerkhoffs G, Verhagen E. A novel approach to enhance ACL injury prevention programs. *Journal of Experimental Orthopaedics*. 2018; 5(1):22. [DOI:10.1186/s40634-018-0137-5] [PMID]
- [25] McLean SG, Lipfert SW, van den Bogert AJ. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004; 36(6):1008-16. [DOI:10.1249/01.MSS.0000128180.51443.83] [PMID]
- [26] Negahban H, Mazaheri M, Kingma I, van Dieën JH. A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2014; 22(7):1491-504. [DOI:10.1007/s00167-013-2501-4] [PMID]
- [27] Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2008; 23(1):81-92. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008] [PMID]
- [28] Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Proposed practice guidelines for nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation of physically active individuals. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2000; 30(4):194-203. [DOI:10.2519/jospt.2000.30.4.194] [PMID]
- [29] Letafatkar A, Rajabi R, Minoonejad H, Rabiei P. Efficacy of perturbation-enhanced neuromuscular training on hamstring and quadriceps onset time, activation and knee flexion during tuck-jump task. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2019; 14(2):214-27. [PMID]
- [30] Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: Effect of altered proprioceptive information. *Experimental Brain Research*. 2012; 217(2):197-208. [PMID]
- [31] Baumeister J, von Detten S, van Niekerk SM, Schubert M, Ageberg E, Louw QA. Brain activity in predictive sensorimotor control for landings: An EEG pilot study. *International Journal of Sports Medicine*. 2013; 34(12):1106-11. [DOI:10.1055/s-0033-1341437] [PMID]
- [32] Bazanova OM, Vernon D. Interpreting EEG alpha activity. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2014; 44:94-110. [DOI:10.1016/j.neubiorev.2013.05.007] [PMID]
- [33] Klimesch W. α -band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends in Cognitive Sciences*. 2012; 16(12):606-17. [DOI:10.1016/j.tics.2012.10.007] [PMID]
- [34] Wang H, Kwag JS, Jung MC. Review of EMG indexes for quantifying the total muscle activity. *Korean Society of Engineering Conference*. 2011; 514-7. [Link]
- [35] Pollok B, Latz D, Krause V, Butz M, Schnitzler A. Changes of motor-cortical oscillations associated with motor learning. *Neuroscience*. 2014; 275:47-53. [DOI:10.1016/j.neuroscience.2014.06.008] [PMID]
- [36] Gola M, Magnuski M, Szumska I, Wróbel A. EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*. 2013; 89(3):334-41. [DOI:10.1016/j.ijpsycho.2013.05.007] [PMID]
- [37] Del Percio C, Babiloni C, Marzano N, Iacoboni M, Infarinato F, Vecchio F, et al. "Neural efficiency" of athletes' brain for upright standing: A high-resolution EEG study. *Brain Research Bulletin*. 2009; 79(3-4):193-200. [DOI:10.1016/j.brainres-bull.2009.02.001] [PMID]
- [38] Gutmann B, Hülsmüller T, Mierau J, Strüder HK, Mierau A. Exercise-induced changes in EEG alpha power depend on frequency band definition mode. *Neuroscience Letters*. 2018; 662:271-5. [DOI:10.1016/j.neulet.2017.10.033] [PMID]
- [39] Lee DC, Lim HK, McKay WB, Priebe MM, Holmes SA, Sherwood AM. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: A voluntary response index (VRI). *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2004; 14(3):379-88. [DOI:10.1016/j.jelekin.2003.10.006] [PMID]
- [40] Norouzi Fashkhami A, Rahimi A, Khademi Kalantari K. The voluntary response index in electromyographic study during landing test of the patients with ACL deficiency: A new study protocol. *Iranian Red Crescent Medical Journal*. 2014; 16(5):e14119. [DOI:10.5812/ircmj.14119] [PMID]
- [41] Lim HK, Lee DC, McKay WB, Protas EJ, Holmes SA, Priebe MM, et al. Analysis of sEMG during voluntary movement—Part II: Voluntary response index sensitivity. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2004; 12(4):416-21. [DOI:10.1109/TNSRE.2004.838445] [PMID]
- [42] McLeod S. What does effect size tell you? [Internet]. *SimplyPsychology*. 2023 [Updated 2023 July 31]. Available from: [Link]
- [43] Rangaswamy M, Porjesz B, Chorlian DB, Wang K, Jones KA, Bauer LO, et al. Beta power in the EEG of alcoholics. Beta power in the EEG of alcoholics. *Biological Psychiatry*. 2002; 52(8):831-42. [DOI:10.1016/S0006-3223(02)01362-8] [PMID]
- [44] Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical Therapy*. 2005; 85(8):740-9; discussion 750-4. [DOI:10.1093/ptj/85.8.740] [PMID]
- [45] Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physical active individuals. *Physical Therapy*. 2000; 80(2):128-40. [DOI:10.1093/ptj/80.2.128] [PMID]
- [46] Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomeé R, et al. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have

- undergone ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2006; 14(8):778-88. [DOI:10.1007/s00167-006-0045-6] [PMID]
- [47] Shabani B, Bytyqi D, Lustig S, Cheze L, Bytyqi C, Neyret P. Gait changes of the ACL-deficient knee 3D kinematic assessment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2015; 23(11):3259-65. [DOI:10.1007/s00167-014-3169-0] [PMID]
- [48] Hart JM, Ko JW, Konold T, Pietrosimone B. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: A systematic review. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2010; 25(4):277-83. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.008]
- [49] Ward SH, Pearce A, Bennell KL, Pietrosimone B, Bryant AL. Corrigendum to "Quadriceps cortical adaptations in individuals with an anterior cruciate ligament injury" [*Knee* 23 (2016) 582-587]. *The Knee*. 2016; 23(6):1172. [DOI:10.1016/j.knee.2016.08.003] [PMID]
- [50] Schmied A, Forget R, Vedel JP. Motor unit firing pattern, synchrony and coherence in a deafferented patient. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2014; 8:746. [DOI:10.3389/fnhum.2014.00746] [PMID]
- [51] Ward SH, Perraton L, Bennell K, Pietrosimone B, Bryant AL. Deficits in quadriceps force control after anterior cruciate ligament injury: Potential central mechanisms. *Journal of Athletic Training*. 2019; 54(5):505-12. [DOI:10.4085/1062-6050-414-17] [PMID]
- [52] Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engbreten 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. [DOI:10.1177/0363546510373570] [PMID]
- [53] Baumeister J, Reinecke K, Schubert M, Weiss M. Altered electrocortical brain activity after ACL reconstruction during force control. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2011; 29(9):1383-9. [DOI:10.1002/jor.21380] [PMID]
- [54] Edwards AE, Guven O, Furman MD, Arshad Q, Bronstein AM. Electroencephalographic correlates of continuous postural tasks of increasing difficulty. *Neuroscience*. 2018; 395:35-48. [DOI:10.1016/j.neuroscience.2018.10.040] [PMID]
- [55] Gola M, Kamiński J, Brzezicka A, Wróbel A. β band oscillations as a correlate of alertness—changes in aging. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology*. 2012; 85(1):62-7. [DOI:10.1016/j.ijpsycho.2011.09.001] [PMID]
- [56] Del Percio C, Brancucci A, Bergami F, Marzano N, Fiore A, Di Cio E, et al. Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study. *NeuroImage*. 2007; 36(3):822-9. [DOI:10.1016/j.neuroimage.2007.02.054] [PMID]