

Research Paper

Comparison of Muscle Electromyography Changes During Walking in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Peers



*Mostafa Payandeh¹ , Hassan Daneshmandi²

1. Department of Corrective Exercises and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.



Citation Payandeh M, Daneshmandi H. [Comparison of Muscle Electromyography Changes During Walking in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Peers (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(5):920-933. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.3224>

<https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.3224>

ABSTRACT

Background and Aims This study aims to compare the muscle electromyography changes during walking in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) and healthy peers.

Methods This is a causal/comparative study. The participants were 46 football and volleyball players (with at least 3 years of experience in sports activities) in two groups of individuals with ACLR who had reconstruction at least six months ago (n=23, mean age: 24.39±7.17 years) and healthy peers (n=23, mean age: 25.09±7.28 years). Electrical activity of eight muscles (tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, gluteus medius, erector spinae, and rectus abdominis) was measured by an 8-channel electromyography device in two phases; 100 ms before heel strike (swing phase) and 200 ms after heel strike (stance phase) during walking. For data analysis, the Shapiro-Wilk test was used to check the normality and Levene's test to check the homogeneity of the data. Independent T-test was used to compare the two groups.

Results The intensity of activity significantly decreased in the ACLR group during the swing and stance phases only in the vastus medialis muscle, compared to the healthy group (P=0.03). The start time of the peak muscle activity during walking (swing phase) for in the ACLR group was significant delayed only in the vastus medialis (P=0.01), erector spinae (P=0.006) and rectus abdominis (P=0.03) muscles compared to the healthy group. The length of time to reach the peak activity in 200 ms after heel strike (stance phase) in the ACLR group was statistically shorter only in the vastus medialis (P=0.001), erector spinae (P=0.04) and rectus abdominis (P=0.01) muscles, compared to the healthy group.

Conclusion The intensity and duration of firing in vastus medialis muscle are significantly reduced in athletes with ACLR compared to healthy peers. In the erector spinae and rectus abdominis muscles, only the duration of firing rate is significantly reduced in these people. In developing rehabilitation programs, it is better to pay special attention to improving the contraction intensity and timing of the lower limb muscles, especially the vastus medialis muscle, as well as to the core muscles, including rectus abdominis and erector spinae.

Keywords Electromyography, Anterior cruciate ligament, Reconstruction, Rehabilitation

Received: 28 Sep 2023

Accepted: 25 Oct 2023

Available Online: 21 Nov 2024

* Corresponding Author:

Mostafa Payandeh. PhD.

Address: Department of Corrective Exercises and Sports Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran.

Tel: +98 (917) 3675299

E-Mail: paradise.gheshm2011@gmail.com



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

After primary anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR), 30% of individuals are predicted to develop secondary ligament damage in the same leg or in the opposite leg. Also, after the anterior cruciate ligament injury and even after the reconstruction of this ligament, the risk of osteoarthritis (OA) increases compared to healthy people. Recent evidence suggests that insufficient loading of the affected knee during the first 50% of the stance phase of walking may contribute to the development of OA. Previous studies have focused on the asymmetry in kinetics, kinematics, and contact forces to better explore the cause of pathological gait after ACLR. Examining the changes in muscle activity, such as intensity and duration, especially in the stance phase, is one of the most important factors for a better understanding of the reason for the increase in contact forces that are experienced at joint levels. This research aims to compare the intensity and duration of electrical activity in eight selected muscles during walking between individuals with ACLR and healthy subjects.

Materials and Methods

In this study, participants were 46 football and volleyball players who were divided into two groups of patients with ACLR (n=23; mean height: 178.14±6.72 cm, mean weight: 74.67±6.51 kg, mean age: 24.39±7.17 years, mean body mass index: 23.41±1.09 kg/m²), and healthy peers (n=23; mean height: 177.16±7.57 cm, mean weight: 73.80±7.01 kg, mean age: 25.09±7.00 years, and mean body mass index: 23.32±1.25 kg/m²). The electrical activity of tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, gluteus medius, erector spinae, and rectus abdominis muscles was measured with an 8-channel electromyography device (ME6000, MEGA Electronics Ltd., Kuopio, Finland). The electrical activity of the muscles was recorded in two phases, 100 ms before heel making contact with the ground (swing phase) and 200 ms after that (stance phase). For data analysis, Shapiro-Wilk test was used to check the normality and Levene's test was used to check the homogeneity of the data. Independent T-test was used to compare two groups. The data analysis was done in SPSS software, version 25. P<0.05 was considered as statistically significant.

Table 1. Mean maximal voluntary contraction (μ V) 100 ms before heel strike in two groups

Muscles	Group	Mean±SD	T	P
Tibialis anterior	ACLR	45.72±5.19	2.19	0.89
	Healthy	46.84±6.18		
Medial gastrocnemius	ACLR	12.89±3.70	1.68	0.16
	Healthy	13.97±4.27		
Vastus medialis	ACLR	34.49±5.18	6.63	0.03
	Healthy	41.72±7.19		
Rectus femoris	ACLR	34.50±9.16	3.09	0.09
	Healthy	37.17±8.39		
Biceps femoris	ACLR	29.19±8.10	2.78	0.12
	Healthy	32.67±7.62		
Gluteus medius	ACLR	24.73±2.28	3.37	0.93
	Healthy	27.36±4.01		
Erector spinae	ACLR	25.19±3.13	1.71	0.58
	Healthy	28.39±4.09		
Rectus abdominis	ACLR	21.41±2.15	3.14	0.29
	Healthy	22.83±3.65		

Results

The results presented in [Table 1](#) showed that the intensity of activity in all eight muscles decreased in the ACLR group during the swing and stance phases, but this decrease was significant only for the vastus medialis muscle ($P=0.03$). Also, the start time of the peak muscle activity during walking (swing phase) for all muscles was delayed in the ACLR group compared to the healthy group, but this delay was statistically significant only for the vastus medialis ($P=0.01$), erector spinae ($P=0.006$) and rectus abdominis ($P=0.03$) muscles. The length of time to reach the peak activity in 200 ms after heel strike (stance phase) was shorter for all muscles in the ACLR group than healthy individuals, but it was statistically significant only for vastus medialis ($P=0.001$), erector spinae ($P=0.04$) and rectus abdominis ($P=0.01$) muscles.

Conclusion

The intensity and duration of firing in vastus medialis muscle are significantly reduced in athletes with ACLR compared to healthy peers. In the erector spinae and rectus abdominis muscles, only the duration of firing rate is significantly reduced in these people. In developing rehabilitation programs, it is better to pay special attention to improving the contraction intensity and timing of the lower limb muscles, especially the vastus medialis muscle, as well as to the core muscles, including rectus abdominis and erector spinae.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles such as obtaining informed consent from the participants, the confidentiality of their information, and their right to leave the study were considered. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the [University of Guilan](#) (Code: IR.GUILAN.REC.1401.082).

Funding

This article was extracted from the PhD thesis of Mostafa Payandeh at the Department of Sport injury and Corrective Exercises, [University of Guilan](#). This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

The authors contributed equally to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

We sincerely thank the participants for their cooperation in this study.



مقاله پژوهشی

مقایسه تغییرات الکترومایوگرافی عضلات بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی با افراد سالم

*مصطفی پاینده^۱، حسن دانشمندی^۱

۱. گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Payandeh M, Daneshmandi H. [Comparison of Muscle Electromyography Changes During Walking in Athletes With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Peers (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2024; 13(5):920-933. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.3224>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.5.3224>

چکیده

مقدمه و اهداف هدف از تحقیق حاضر مقایسه شدت و مدت فایرینگ ۸ عضله ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن میانی، راست رانی، دو سر رانی، سرینی میانی راست شکمی و ارکتور اسپاین در ۳۰۰ میلی ثانیه راه رفتن افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی با افراد سالم بود. **مواد و روش‌ها** تحقیق حاضر از نوع علی مقایسه‌ای بود. شرکت کنندگان این پژوهش شامل ۴۶ نفر از ورزشکاران رشته فوتبال و والیبال با حداقل ۳ سال سابقه فعالیت ورزشی بودند که به ۲ گروه افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی با میانگین سنی $24/39 \pm 7/17$ که حداقل ۶ ماه از بازسازی رباط صلیبی قدامی آن‌ها گذشته بود و گروه سالم (۲۳ نفر) با میانگین سنی $25/09 \pm 7/28$ تقسیم شدند. فعالیت الکتریک عضلات ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن میانی، راست رانی، دو سر رانی، سرینی میانی، راست شکمی و ارکتور اسپاین به وسیله دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله در ۲ مرحله ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه (در مرحله سوئینگ) و ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه (در مرحله استنس) حین راه رفتن مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها نتایج تحقیق حاضر نشان داد شدت و مدت فایرینگ در هر ۸ عضله بررسی شده به‌طور میانگین ۹ ماه بعد از بازسازی رباط متقاطع قدامی به نسبت افراد سالم دچار کاهش شده است، ولی این کاهش در عضله پهن میانی، هم در شدت و هم در مدت فایرینگ و در عضلات ارکتور اسپاین و راست شکمی در مدت زمان فایرینگ معنی دار بود. برای تحلیل آماری داده‌ها نیز از آزمون شاپیرو ویلک برای بررسی نرمال بودن و همچنین از تست لون برای بررسی همگن بودن داده‌ها استفاده شد. پس از مشخص شدن طبیعی بودن توزیع و همچنین همگن بودن داده‌ها از آزمون تی مستقل برای مقایسه دو گروه استفاده شد.

نتیجه‌گیری نتایج تحقیق نشان داد بهتر است در تدوین برنامه‌های توان‌بخشی علاوه بر داشتن نگاه ویژه به بهبود شدت انقباض و تایمینگ عضلات اندام تحتانی به‌خصوص عضله پهن میانی، نگاه ویژه‌ای نیز به عضلات مرکزی بدن، از جمله عضلات شکم و ارکتور اسپاین وجود داشته باشد.

کلیدواژه‌ها الکترومایوگرافی، بازسازی رباط متقاطع قدامی، توان‌بخشی ورزشی

تاریخ دریافت: ۰۶ مهر ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۰۲ آبان ۱۴۰۲

تاریخ انتشار: ۰۱ آذر ۱۴۰۲

* نویسنده مسئول:

دکتر مصطفی پاینده

نشانی: رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی.

تلفن: ۳۶۷۵۲۹۹ (۹۱۷) ۹۸+

رایانامه: paradise.gheshm2011@gmail.com



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

متأسفانه تحقیقاتی که یک نگاه جامع‌تر و جامعی به تغییرات فعالیت عضلات، به‌خصوص تغییرات در شدت و مدت فایرینگ عضلات بعد از پارگی رباط متقاطع قدامی داشته باشد بسیار اندک است. برای نمونه یکی از تحقیقات انگشت‌شماری که در این زمینه انجام شده است تحقیق نوریکازو و ماساکی است که در تحقیقشان فعالیت عضلانی ۳ عضله همسترینگ، سربینی بزرگ و ارکتور اسپاین را در انواع تغییرات کینتیکی، به‌خصوص تغییرات بعد از پارگی رباط متقاطع قدامی مورد بررسی قرار داده‌اند [۲۴].

به نظر می‌رسد برای پر کردن این خلأ مطالعاتی بسیار ضروری است که بررسی شود بعد از آسیب و بازسازی رباط متقاطع قدامی چه تغییراتی در فعالیت عضلات مختلف، از جمله عضلات اندام تحتانی و عضلات مرکزی بدن رخ می‌دهد. بررسی عضلات مختلف بعد از بازسازی رباط متقاطع قدامی، به‌خصوص عضلاتی که کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند می‌تواند بینش بهتری از این تغییرات در راستای تدوین بهتر و جهت‌دارتر تمرینات توان‌بخشی به ما ارائه دهد. گریک لیبینسون در کتاب «تمرینات عملکردی» خود و همچنین محققین زیادی از جمله گرومس و همکاران، دیکفوس و همکاران و لیلی و همکاران در تحقیقات خود اشاره کرده‌اند که ما در توان‌بخشی مناسب رباط صلیبی قدامی برای بازگشت ورزشکاران به سطح قابل‌رضایت در مانده‌ایم [۲۵-۲۷].

تحقیق آلدین و همکاران نیز نشان داد به دنبال آسیب اولیه، بروز آسیب ثانویه و یا بروز آسیب در سمت مقابل در ۵ سال اولیه، به‌خصوص در ورزشکاران جوان زیر ۲۵ سال حتی بعد از یک دوره توان‌بخشی کامل به بیشتر از ۲۳ درصد می‌رسد [۲۸]. به نظر می‌رسد برای خارج شدن از این حالت درماندگی، انجام تحقیقات دقیق‌تر و تغییر نگرش و رویکرد می‌تواند به دستاوردهای مهم گذشته برای خروج از این حالت درماندگی کمک کند. به همین خاطر جهت درک دقیق‌تر از تغییرات رخ داده بعد از آسیب و کمک به تدوین بهتر تمرینات توان‌بخشی، هدف از تحقیق حاضر این بود که به شکل دقیق بررسی شود به طور میانگین بعد از حدود ۹ ماه پس از عمل بازسازی رباط متقاطع قدامی چه تغییراتی در مختصات الکترومایوگرافی ۸ عضله ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن داخلی، دو سر رانی، سربینی میانی، راست شکمی و ارکتور اسپاین در ۲ مرحله سوئینگ و استنس ایجاد می‌شود و در صورت تغییر، بیشترین این تغییرات در کدام عضلات به نسبت عضلات افراد سالم مشاهده می‌شود.

مواد و روش‌ها

این تحقیق از نوع تحقیق علی مقایسه‌ای بود که مورد تأیید کمیته اخلاق دانشگاه گیلان قرار گرفت. تمام مراحل ارزیابی و ثبت داده‌های تحقیق نیز در آزمایشگاه دانشگاه آزاد اسلامی واحد جزیره قشم انجام شد. همه شرکت‌کنندگان باتوجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند. جامعه آماری این تحقیق شامل

مطالعات جدید نشان می‌دهند شیوع سالانه آسیب رباط متقاطع قدامی با شیب بالایی در حال افزایش است. آخرین مطالعه‌ای که به شکل بسیار گسترده در محدوده زمانی ۱۷ سال در این زمینه انجام شده است نشان می‌دهد شیوع بازسازی اولیه رباط متقاطع قدامی^۱ (ACLR) در این مدت از ۴۰/۶ به ۵۱/۲ در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در جمعیت سنی ۱۰ ساله و بالاتر افزایش یافته است [۱]. همچنین پس از بازسازی رباط متقاطع قدامی اولیه، پیش‌بینی می‌شود که ۳۰ درصد از این افراد دچار آسیب ثانویه رباط در همان سمت یا سمت مقابل شوند [۲]. بعد از آسیب رباط صلیبی قدامی و حتی بعد از بازسازی این رباط خطر ابتلا به استئوآرتریت^۲ (OA) به نسبت افراد سالم افزایش می‌یابد [۳، ۴]. شواهد اخیر حاکی از آن است که بارگذاری ناکافی زانوی درگیر در طول ۵۰ درصد اول مرحله استنس در راه رفتن ممکن است به توسعه استئوآرتریت کمک کند [۵-۷].

مطالعاتی که در گذشته انجام شده است به‌شدت بر عدم تقارن در کینتیک، کینماتیک و نیروهای تماسی برای کشف بهتر دلیل راه رفتن پاتولوژیک پس از بازسازی رباط متقاطع قدامی متمرکز شده‌اند [۸-۱۱]. این در حالی است که بررسی تغییرات فعالیت عضلانی، مانند تغییر شدت و مدت‌زمان فعالیت عضلات، به‌خصوص در مرحله استنس یکی از مهم‌ترین فاکتورها جهت درک بهتر در راستای دلیل افزایش نیروهای تماسی است که در سطوح مفصلی تجربه می‌شوند [۱۲]. همچنین متغیرهای مرتبط با فعالیت عضلات، بینشی در مورد تغییرات عصبی عضلانی پس از آسیب رباط متقاطع قدامی و بازسازی آن ارائه می‌دهند [۱۳]. در واقع تغییرات فعالیت عضلات بعد از آسیب، انعکاسی از تغییرات مرتبط با عملکرد اطلاعات آوران به دلیل نقص در گیرنده‌های مکانیکی و همچنین تغییرات مرتبط با عملکرد اطلاعات و ابران به دلیل نورویلاستستی مغز بعد از آسیب است [۱۴، ۱۵].

بیشترین مطالعاتی که در مورد تغییرات فعالیت عضلانی بعد از آسیب و بازسازی رباط متقاطع قدامی در گذشته انجام شده است مرتبط با عضله چهار سر ران و یا بررسی مهار آرتروژنیک بین عضله چهار سر ران و همسترینگ بوده است [۱۶، ۱۷]. سیر عظیمی از مطالعات به دلیل مهم بودن انقباض متعادل و هماهنگ عضلات چهار سر ران و همسترینگ در راستای کاهش نیروی برشی قدامی و کاهش فشار به رباط متقاطع قدامی و ثبات داینامیکی زانو فقط این دو عضله را مورد بررسی قرار داده‌اند [۱۸، ۱۹]. بررسی پیشینه تحقیق نشان می‌دهد به غیر از عضله چهار سر ران و همسترینگ، عضله دوقلو [۲۰-۲۳] نیز به‌طور ویژه بعد از پارگی رباط متقاطع قدامی مورد بررسی قرار گرفته است، ولی

1. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (ACLR)
2. osteoarthritis (AO)

روی پوست چسبانده می‌شوند استفاده شد. محل مناسب جهت الکتروگذارای عضلات براساس دستورالعمل SENIAM انتخاب شد [۳۰]. ۸ عضله منتخب شامل عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلو (قسمت داخلی)، پهن داخلی، راست رانی، دو سر رانی، سیرینی میانی، پاراورتبرال کمری و راست شکمی بود. برای ثبت داده‌های الکترومیوگرافی، از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی channels 8 ME6000 EMG شرکت Mega ساخت کشور فنلاند استفاده شد. پس از مشخص شدن محل قرارگیری الکترودها و آماده‌سازی پوست، الکترودها روی محل‌های مشخص شده در حد فاصل مرکز عصبدهی عضله و تاندون انتهایی نصب شد.

در پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای اینکه امکان مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله می‌بایست با یک مقدار مرجع نرمال‌سازی می‌شد. پیش از شروع اندازه‌گیری به منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی از روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک^۴ (MVIC) استفاده و الکترومیوگرافی سطحی با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت و با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز عبور داده شد. اطلاعات خام الکترومیوگرافی با روش میانگین ریشه مربعی^۵ (RMS) مورد تحلیل قرار گرفت. همان‌طور که اشاره شد جهت نرمال‌سازی داده‌ها از روش نرمال‌سازی دینامیکی (%MVC) استفاده شد که یکی معتبرترین روش‌ها جهت نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی در تحلیل حرکتی است [۳۱].

در این راستا از هریک از عضلات مورد مطالعه ۲ بار آزمون حداکثر انقباض ارادی با ۳۰ ثانیه استراحت بین هر تکرار گرفته شد و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در ۱۰ ثانیه ثبت شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد تلاش کنند ۲ ثانیه به حداکثر قدرت خود رسیده و سپس آن را به مدت ۳ ثانیه نگه داشته و در عرض ۲ ثانیه دیگر از حداکثر تلاش خود به حالت استراحت برگردند. برای پردازش اطلاعات، ۲ ثانیه اول و آخر آن حذف و ۶ ثانیه میانی انتخاب و بیشترین مقدار حاصل از ۲ بار اندازه‌گیری برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای ثبت اطلاعات الکترومیوگرافی، افراد

4. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
5. Root Mean Square (RMS)
6. Percentage of Maximum Voluntary Contraction(%MVC)

ورزشکاران (رشته فوتبال و والیبال) شهرستان قشم و شهر بندرعباس بود که حداقل ۶ ماه از بازسازی رباط متقاطع قدامی آن‌ها گذشته بود. نمونه آماری این تحقیق شامل ۴۶ نفر در ۲ گروه (۲۳ نفر دارای بازسازی رباط متقاطع قدامی و ۲۳ نفر گروه سالم) در دامنه سنی ۱۸ تا ۴۰ سال، با حداقل ۳ سال سابقه فعالیت ورزشی بود. نمونه‌ها هیچ‌گونه سابقه اختلالات بدنی و بیماری‌های زمینه‌ای غیر از عارضه مدنظر یا جراحی اندام تحتانی و بیماری‌های عصبی‌عضلانی نداشتند و با معیارهای ورود و خروج تحقیق همخوانی داشتند. افراد به صورت تصادفی در دسترس انتخاب شدند (ویژگی‌های جمعیت‌شناختی این افراد در جدول شماره ۱ آورده شده است). برای تعیین حجم نمونه، از نرم‌افزار جی‌پاور^۳ استفاده شد. براساس خروجی این نرم‌افزار حداقل حجم نمونه ۲۰ نفر برآورد شد تا سطح معناداری ۵ درصد و اندازه اثر ۹۵ درصد حاصل شود.

در این پژوهش سعی شد تا آزمودنی‌ها از لحاظ شاخص‌هایی همچون قد، وزن و سن، همسان‌سازی شوند تا تأثیر این متغیرها بر روی نتایج پژوهش به حداقل برسد. معیارهای ورود: گذشت حداقل ۶ ماه از بازسازی رباط متقاطع قدامی، کسب اجازه پزشک ارتوپد جهت ورود به تحقیق، عدم وجود ضایعات دیگر در زانو و سایر مفاصل، نداشتن سابقه بیماری‌های عصبی‌عضلانی، قرار داشتن در محدوده سنی ۱۸ تا ۴۰ سال، داشتن حداقل ۳ سال سابقه فعالیت ورزشی و رضایت داوطلبانه آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق. معیارهای خروج: داشتن درد، سابقه آسیب در قسمت‌های دیگر، مصرف هرگونه داروی مؤثر بر سیستم عصبی‌عضلانی [۲۹]. ابتدا روند تحقیق برای آزمودنی‌های شرح داده شد. قبل از اجرای آزمون رضایت‌نامه‌ای مبنی بر شرکت داوطلبانه در این تحقیق در بین نمونه‌ها توزیع و پس از تکمیل و امضا توسط آزمودنی‌ها، جمع‌آوری شد.

چگونگی ثبت و نحوه محاسبه فعالیت عضلات

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از جفت الکترودهای دوقطبی سطحی به شکل دایره‌هایی با قطر ۱۱ میلی‌متر، دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی‌اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگ‌تر از ۱۱۰ دسی‌بل که به فاصله ۲ سانتی‌متر از همدیگر

3. G*Power

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های آنترپومتریکی آزمودنی‌ها

ACLR*	میانگین ± انحراف معیار			سن (سال)	گروه‌ها
	شاخص توده بدن (کیلوگرم بر متر مربع)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)		
۹ ماه و ۱۴ روز	۲۲/۶۲±۱/۰۹	۱۷۸/۱۴±۶/۷۲	۷۴/۶۷±۶/۵۱	۲۴/۳۹±۷/۱۷	افراد ACLR
۹ ماه و ۸ روز	۲۲/۵۷±۱/۲۵	۱۷۷/۱۶±۷/۵۷	۷۳/۸۰±۷/۰۱	۲۵/۰۹±۷/۲۸	افراد سالم

میانگین مدت زمانی که از بازسازی رباط گذشته است.

سالم در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۵ استفاده شد.

یافته‌ها

۴۶ شرکت کننده در این تحقیق حاضر بودند که به دو گروه ACLR و گروه سالم، که از نظر قد، وزن، سن و توده چربی بدن همگن بودند، تقسیم شدند. بررسی برابری واریانس‌ها از طریق آزمون لونز و نرمال بودن توزیع متغیرهای نیز از طریق آزمون کلموگروف اسمیرنف تایید شد (جدول شماره ۱).

نتایج تحقیق نشان داد میزان شدت فعالیت هر ۸ عضله در افراد گروه ACLR در طی مرحله سوئینگ و استنس کاهش پیدا کرده، ولی این کاهش فعالیت تنها در عضله پهن میانی ($P < 0/03$) معنی دار بود (جدول شماره ۲).

همچنین بررسی اطلاعات مربوط به زمان شروع اوج فعالیت عضلات در هنگام راه رفتن (مرحله سوئینگ) نشان داد زمان شروع اوج فعالیت در همه عضلات افراد گروه ACLR به نسبت افراد سالم با تأخیر همراه بود، ولی این تأخیر شروع در عضلات پهن میانی ($P < 0/01$)، آرکتور اسپاین ($P < 0/006$) و راست شکمی ($P < 0/03$) از نظر آماری معنی دار بود (جدول شماره ۳).

نتایج آزمون طول مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت در بازه زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه نیز نشان داد این فاصله زمانی در افراد گروه ACLR به نسبت افراد سالم در همه عضلات کوتاه تر بوده است، ولی این کاهش زمانی از نظر آماری در عضلات پهن میانی ($P < 0/001$)، آرکتور اسپاین ($P < 0/004$) و راست شکمی ($P < 0/01$) معنی دار بود (جدول شماره ۴).

بحث

هدف از تحقیق حاضر مقایسه ویژگی‌های الکترومایوگرافی افراد دارای بازسازی رباط متقاطع قدامی، که به طور میانگین ۹ ماه از بازسازی رباط آن‌ها گذشته، با افراد سالم بود. برای بررسی این تغییرات ۳ فاکتور در ۲ مرحله (۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه (در مرحله سوئینگ) و ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه (در مرحله استنس)) بر روی ۸ عضله ساقی قدامی، دوقلوی داخلی، راست رانی، پهن داخلی، دو سر رانی، سرینی میانی، راست شکمی و آرکتور اسپاین مورد ارزیابی قرار گرفت. این ۳ متغیر مورد ارزیابی، شامل این موارد بود: ۱. میزان شدت فعالیت عضلات (مرحله سوئینگ و استنس) ۲. زمان شروع اوج فعالیت (که در بازه زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه نزدیک مرحله استنس و اواخر مرحله سوئینگ رخ می داد) ۳. طول مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت بلافاصله بعد از ضربه پاشنه (که در بیشتر عضلات اوایل ضربه پاشنه تا حداکثر ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن رخ می داد).

در فاصله ۲۰ سانتی متری از صفحه نیروسنج^۷ در حالی که پاها به اندازه عرض شانه‌ها باز بود قرار می گرفتند.

صفحه نیروسنج مدل ۹۲۸۱ سی با دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله Electronic Mega ساخت کشور فنلاند همسان سازی شد تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه (یعنی مرحله استنس که شامل ضربه پاشنه و میداستنس می شد) و ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه (یعنی مرحله سوئینگ) مشخص شود. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در ۲ مرحله، ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس پا با زمین، یعنی در مرحله سوئینگ و از زمان تماس پا با زمین تا ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از آن یعنی در مرحله استنس ثبت شد.

نحوه محاسبه میزان شدت فعالیت عضلات، زمان شروع اوج فعالیت و محاسبه زمان رسیدن به اوج فعالیت عضلات بعد از ضربه پاشنه

برای ثبت و تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به دست آمده از الکتروادهای سطحی از نرم افزار MegaWin استفاده شد. داده‌های الکترومایوگرافی با فرکانس نمونه برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع آوری و نسبت سیگنال به نویز برابر ۹۰ دسی بل در نظر گرفته شد. محدوده گذردهی سیگنال‌ها ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز (فیلتر پایین گذر: ۵۰۰ هرتز و بالاگذر: ۱۰ هرتز) انتخاب شد. قبل از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات به منظور بررسی (بصری) کیفیت سیگنال، نویز خط پایه سیگنال‌های خام توسط محقق مورد بررسی قرار گرفت. برای بررسی میزان شدت فعالیت عضلات و زمان بندی به کارگیری عضلات، پس از اعمال فیلتر دیجیتال پایین گذر با فرکانس قطع ۰/۱ روی سیگنال، داده‌ها توسط ریشه دوم میانگین یکنواخت شدند. در نهایت میزان فعالیت عضله با شاخص ریشه دوم میانگین در هر دو مرحله سوئینگ و استنس (کل ۳۰۰ میلی ثانیه) بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد.

برای محاسبه زمان شروع اوج فعالیت نیز چون دستگاه فورس پلیت با دستگاه الکترومایوگرافی همسان سازی شده بود ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه زمان شروع اوج فعالیت عضلات در نظر گرفته شد (چون براساس تحلیل انجام شده بر روی داده‌های الکترومایوگرافی مشخص شد زمان شروع اوج فعالیت هر ۸ عضله قبل از ۱۰۰ میلی ثانیه از برخورد پاشنه با زمین رخ می دهد). زمان رسیدن به اوج فعالیت نیز که برای همه عضلات بعد از ضربه پاشنه بود نیز از زمان ضربه پاشنه تا رسیدن به اوج در نظر گرفته شد.

برای تحلیل داده‌ها و بررسی نرمال بودن از آزمون شاپیرو ویلک و از تست لون برای بررسی همگن بودن داده‌ها استفاده شد. پس از مشخص شدن طبیعی بودن توزیع و همچنین همگن بودن داده‌ها از آزمون تی مستقل برای مقایسه دو گروه ACLR و افراد

7. Force plate

جدول ۲. نتایج آزمون برای مقایسه میزان شدت فعالیت عضلات منتخب، ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه در ۲ گروه (براساس میکروولت)

P	T	میانگین \pm انحراف معیار	گروه	عضلات منتخب
		میزان فعالیت عضلات		
۰/۸۹	۲/۱۹	۴۵/۷۲ \pm ۵/۱۹	ACL۱۱	درشت نی قدامی
		۴۶/۸۴ \pm ۶/۱۸		
۰/۱۶	۱/۶۸	۱۲/۸۹ \pm ۳/۷۰	ACL۱۱	دوقلوی داخلی
		۱۳/۹۷ \pm ۴/۳۷		
۰/۰۳*	۶/۶۳	۳۳/۴۹ \pm ۵/۱۸	ACL۱۱	پهن داخلی
		۴۱/۷۲ \pm ۷/۱۹		
۰/۰۹	۳/۰۹	۳۴/۵۰ \pm ۹/۱۶	ACL۱۱	راست رانی
		۳۷/۱۷ \pm ۸/۳۹		
۰/۱۲	۲/۷۸	۲۹/۱۹ \pm ۸/۱۰	ACL۱۱	دو سر رانی
		۳۲/۶۷ \pm ۷/۶۲		
۰/۹۳	۳/۳۷	۲۴/۷۳ \pm ۲/۲۸	ACL۱۱	سرینی میانی
		۲۷/۳۶ \pm ۴/۰۱		
۰/۵۸	۱/۷۱	۲۵/۱۹ \pm ۳/۱۳	ACL۱۱	ارکتور اسپاین
		۲۸/۳۹ \pm ۴/۰۹		
۰/۲۹	۳/۴۱	۲۱/۴۱ \pm ۲/۱۵	ACL۱۱	راست شکمی
		۲۲/۸۳ \pm ۳/۶۵		

طب توانبخشی

* سطح معنی داری آماری $P < 0.05$

جدول ۳. نتایج آزمون زمان شروع اوج فعالیت، در بازه زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از ضربه پاشنه تا زمان ضربه پاشنه در ۲ گروه

P	T	میانگین \pm انحراف معیار	گروه	عضلات منتخب
		زمان شروع فعالیت		
۰/۳۳	۳/۲۴	۶۳/۰۶ \pm ۲/۵۴	ACL۱۱	درشت نی قدامی
		۶۰/۱۴ \pm ۲/۷۸		
۰/۱۲	۴/۹۱	۶۵/۲۶ \pm ۲/۳۴	ACL۱۱	دوقلوی داخلی
		۶۲/۴۳ \pm ۲/۰۱		
۰/۰۱*	۷/۱۰	۴۸/۱۳ \pm ۲/۰۶	ACL۱۱	پهن داخلی
		۴۱/۷۶ \pm ۲/۱۱		
۰/۳۴	۳/۱۹	۵۲/۲۰ \pm ۱/۷۴	ACL۱۱	راست رانی
		۴۷/۹۴ \pm ۲/۲۸		
۰/۰۸	۳/۱۴	۲۰/۷۶ \pm ۱/۸۶	ACL۱۱	دو سر رانی
		۱۷/۵۷ \pm ۲/۰۹		
۰/۶۷	۱/۸۳	۵۵/۸۳ \pm ۱/۷۳	ACL۱۱	سرینی میانی
		۵۱/۷۳ \pm ۱/۱۰		
۰/۰۰۶*	۶/۱۹	۷۲/۷۳ \pm ۱/۸۳	ACL۱۱	ارکتور اسپاین
		۶۳/۳۶ \pm ۱/۰۰		
۰/۰۳*	۵/۹۱	۶۹/۰۶ \pm ۱/۸۷	ACL۱۱	راست شکمی
		۶۱/۲۰ \pm ۱/۱۱		

طب توانبخشی

* سطح معنی داری آماری $P < 0.05$

جدول ۴. نتایج آزمون طول مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت دقیقاً بلافاصله بعد از ضربه پاشنه، در بازه زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از ضربه پاشنه در ۲ گروه

P	T	میانگین ± انحراف معیار		گروه	عضلات منتخب
		میزان فعالیت عضلات			
۰/۱۶	۲/۳۸	۵/۶۶±۱/۱۷	۷/۳۰±۱/۸۷	ACLR سالم	درشت نی قدامی
۰/۶۷	۱/۳۴	۱۰/۲۶±۱/۴۴	۱۱/۳۱±۱/۳۳	ACLR سالم	دوقلوی داخلی
۰/۰۰۱*	۷/۰۳	۱۶/۸۰±۱/۶۵	۱۹/۱۷±۲/۱۴	ACLR سالم	پهن داخلی
۰/۲۹	۲/۶۹	۱۵/۲۶±۱/۶۲	۱۷/۶۳±۲/۰۱	ACLR سالم	راست رانی
۰/۰۷	۴/۰۸	۲/۴۶±۱/۱۲	۷/۳۶±۲/۱۶	ACLR سالم	دو سر رانی
۰/۳۰	۲/۳۸	۱۲/۱۳±۱/۵۰	۱۵/۹۲±۱/۷۲	ACLR سالم	سرینی میانی
۰/۰۴*	۵/۸۹	۹/۱۳±۱/۶۸	۱۴/۴۶±۲/۶۳	ACLR سالم	ارکتور اسپاین
۰/۰۱*	۷/۲۶	۷/۸۰±۱/۶۹	۱۰/۷۷±۲/۲۶	ACLR سالم	راست شکمی

طب توانبخشی

* سطح معنی داری آماری $P < 0.05$

بررسی نتایج مرتبط با طول مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت بلافاصله بعد از ضربه پاشنه در ۲ گروه نیز نشان داد هر ۸ عضله گروه ACLR در مدت زمان کمتری بلافاصله بعد از ضربه پاشنه به اوج خود رسیده‌اند و این کاهش زمان در عضلات پهن میانی، ارکتور اسپاین و راست شکمی معنی دار بوده است. در یک سیکل راه رفتن که شامل استنس و سوئینگ می‌شود عضلات براساس توالی مشخص و برنامه‌ریزی شده توسط مغز فعالیت خود را شروع می‌کنند و به اوج می‌رسند و در ادامه و در یک زمان مشخص این اوج فعالیت در مسیر سراسری قرار می‌گیرد [۴۱].

تأخیر در زمان شروع اوج فعالیت عضلات (که در مرحله سوئینگ رخ داده است) نشان‌دهنده این است که افراد از نظر زمانی نزدیک‌تر به زمان ضربه پاشنه، فعالیت خود را برای رسیدن به اوج آغاز کرده‌اند. این مسئله در کنار کاهش طول مدت زمان رسیدن به اوج فعالیت بلافاصله بعد از ضربه پاشنه در مجموع نشان‌دهنده کاهش مدت زمان فایرینگ عضلات است. وقتی این نکته را در کنار یافته‌های مرتبط با بررسی شدت فعالیت عضلات قرار می‌دهیم به این نتیجه خواهیم رسید که باعث حرکت نامناسب در کشکک و آسیب بعدی به ساختارهای اطراف زانو و ایجاد درد در این مفصل می‌شود. در مقایسه با افراد گروه سالم حداقل در یک فایرینگ اندازه‌گیری شده در ۳۰۰ میلی ثانیه راه

نتایج تحقیق نشان داد شدت فعالیت ۸ عضله ارزیابی شده در افراد ACLR کاهش یافته است، ولی این کاهش تنها در عضله پهن میانی معنی دار بود. مطالعات متعددی ضعف عضله چهار سر ران را به‌طور کلی بعد از بازسازی رباط متقاطع قدامی گزارش کرده‌اند [۳۲-۳۸]، اما به‌طور دقیق‌تر نتایج تحقیق مارکون و همکاران (۲۰۱۵) نشان داد بعد از گذشت حدود ۱۹ ماه از بازسازی رباط متقاطع قدامی کاهش معنی داری در حجم عضله پهن میانی بدون تخریب چربی‌ها ایجاد شده است [۳۹]. نتایج تحقیق مارکون و همکاران با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. چون از نظر فیزیولوژیکی کاهش شدت فعالیت عضله خود پیش‌بینی‌کننده آتروفی این عضله خواهد بود [۳۲]. قابل یادآوری است که مطالعات گذشته ثابت کرده‌اند که فایرینگ ناقص و ضعف در عضله پهن میانی باعث حرکت نامناسب در کشکک و آسیب بعدی به ساختارهای اطراف و امکان ایجاد درد در زانو می‌شود [۴۰].

بررسی ۲ مؤلفه مرتبط با تایمینگ عضلات در ۲ گروه نیز نشان داد زمان شروع اوج فعالیت در هر ۸ عضله مدنظر در افراد گروه ACLR، به نسبت گروه سالم با تأخیر شروع شده است. البته هرچند از نظر آماری این تأخیر تنها در عضلات پهن میانی، ارکتور اسپاین و راست شکمی معنی دار بوده است. همین‌طور

رفتن هم دچار کاهش شدت و هم دچار کاهش مدت شده‌اند. براساس یافته‌های تحقیق حاضر این مسئله در عضلات پهن میانی، ارکتور اسپاین و راست شکمی پررنگ‌تر بوده است.

شاید نکته‌ای که این تحقیق را از تحقیق‌های دیگر درمورد بررسی فعالیت الکتریکی عضلات بعد از بازسازی رباط متقاطع، کمی متفاوت می‌کند این است که تحقیق حاضر قصد داشته است با بررسی عضلات بیشتر و دورتر از زانو نگاه جامع‌تری به تغییرات مختصات الکترومایوگرافی عضلات بعد از بازسازی رباط متقاطع قدامی داشته باشد. تغییرات در تایمینگ و شدت فعالیت در عضله پهن میانی بعد از بازسازی رباط متقاطع در مقالات زیادی گزارش شده است [۱۷، ۴۲-۴۴]، اما تحقیقی که تغییرات مختصات الکترومایوگرافی به‌خصوص تایمینگ عضلات را در عضلات ارکتور اسپاین و راست شکمی انجام داده باشد یافت نشد. درحالی‌که نتایج تحقیق حاضر نشان داد تغییر در تایمینگ عضلات ارکتور اسپاین و راست شکمی در افراد گروه ACLR به نسبت افراد سالم از سایر عضلات اندام تحتانی (به غیر از عضله پهن میانی) بیشتر بوده است. عضلات ارکتور اسپاین و راست شکمی هم در شدت فعالیت (غیرمعنی‌دار) و هم در تایمینگ (معنی‌دار) در افراد گروه ACLR به نسبت گروه سالم دچار تغییر شده‌اند، ولی تغییرات تایمینگ در این ۲ عضله بیشتر از تغییرات شدت فعالیت بوده است.

نتایج تحقیق حاضر ۲ نکته را نشان داد. البته هر چند هنوز نیاز است تحقیقات بیشتری در این زمینه انجام شود؛ نکته اول این است که بسیار مهم است همان‌طور که در تمرینات توانبخشی رباط متقاطع قدامی، نگاه ویژه‌ای به عضلات اندام تحتانی به‌خصوص چهار سر ران و همسترینگ می‌شود، این نگاه ویژه به سمت عضلات مرکزی بدن به‌خصوص ارکتور اسپاین و راست شکمی نیز سوق پیدا کند. نکته دوم این است که تغییرات در تایمینگ عضلات بیشتر از تغییرات در شدت فعالیت بوده است. باتوجه‌به اینکه برای رسیدن به یک پروتکل توانبخشی بهتر، دقیق‌تر و کارآمدتر، شناخت دقیق‌تر تغییرات رخ داده بعد از بازسازی رباط برای پیشگیری از آسیب مجدد و عوارض ثابت شده از اهمیت بالایی برخوردار است، سؤال مهم این است که در پارادایم تمرینات توانبخشی فعلی چه مقدار به رسیدن به تایمینگ نرمال توجه شده است. در جواب شاید بتوان گفت نه‌تنها این مسئله مغفول باقی مانده است، بلکه مسیر رسیدن به این تایمینگ نرمال نیز در پارادایم توانبخشی رایج هنوز دقیق مشخص نیست. آنچه مسلم است این است که تنظیم تایمینگ و حتی شدت انقباض عضلات توسط مغز انجام می‌شود. تحقیق زارسکی و همکاران (۲۰۱۸) نشان داد تحریک‌پذیری در قسمت کورتیکواسپینال مرتبط با عضله پهن داخلی ۲ هفته بعد از بازسازی رباط صلیبی قدامی به نسبت افراد سالم دچار تغییر می‌شود [۴۵].

تحقیق پیترسایمون و همکاران نیز نشان داد آستانه تحریک فعالیت عضلات، به‌خصوص عضله پهن داخلی به دلیل کاهش فعالیت قشر حسی حرکتی در پای بازسازی شده افزایش یافته است [۴۶]. ریشه اصلی تمام این تغییرات در مغز و سازماندهی مجدد سیستم عصبی مرکزی بعد از آسیب و عملکرد نامناسب گیرنده‌های مکانیکی حتی بعد از بازسازی رباط متقاطع است؛ همان‌طور که تحقیق والرانی و همکاران نشان داد آسیب‌دیدگی گیرنده‌های مکانیکی مسیرهای سوماتوسنسوری مرکزی را از نظر عملکردی بعد از آسیب رباط دچار تغییر می‌کند [۴۷]. در همین راستا تحقیق یانگ و همکارانش نیز نشان داد یکی از مهم‌ترین دلایل بی‌ثباتی مداوم عملکردی در زانوی آسیب‌دیده، تغییر فرایند پردازش در سیستم عصبی مرکزی و متعاقب آن تغییرات نامناسب در تایمینگ و فایرینگ عضلات است [۱۵، ۴۸].

همان‌طور که قبلاً اشاره شد نتایج این تحقیق نشان داد بعد از گذشت ۹ ماه از بازسازی رباط صلیبی قدامی، بیشترین تغییرات تایمینگ و فایرینگ در عضلات پهن داخلی، راست شکمی و ارکتور اسپاین رخ داده است. در پارادایم فعلی توانبخشی رباط صلیبی قدامی، بهترین راه‌حل برای این مشکل تمرینات نورماسکولار است، این در حالی است که بروز آسیب‌های مجدد مؤید این نکته است که این تمرینات نتوانسته است ناکارآمدی گیرنده‌های مکانیکی بعد از آسیب رباط و متعاقب آن تغییر در فرایند پردازش را بهبود بخشد. هر چند هنوز نیاز است برای درک بهتر، مطالعات بیشتری درمورد تغییرات رخ داده در فعالیت عضلات بعد از آسیب رباط صلیبی قدامی انجام شود، ولی پیشنهاد می‌شود متخصصان توانبخشی برای کارآمدی بهتر در تایمینگ و فایرینگ عضلات، به‌خصوص عضلات پهن داخلی، راست شکمی و ارکتور اسپاین و متعاقب آن کاهش آسیب ثانویه در کنار رویکرد توانبخشی رایج، رویکردهای مرتبط با تمریناتی که مستقیماً بر روی نوروپلاستیسیته مثبت مغز تمرکز دارند را نیز دنبال کنند.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد فایرینگ عضلات که با به‌کارگیری موتور یونیت‌ها توسط مغز تنظیم می‌شود در ۸ عضله بررسی شده به‌طور میانگین ۹ ماه بعد از بازسازی رباط متقاطع قدامی هم در شدت و هم در مدت به نسبت افراد سالم دچار کاهش شده است. این کاهش در عضله پهن میانی، هم در شدت و هم در مدت معنی‌دار بود و در عضلات ارکتور اسپاین و راست شکمی تنها در کاهش مدت‌زمان فایرینگ معنی‌دار بود. هرچند در این زمینه هنوز نیاز به مطالعات بیشتری است، ولی باتوجه‌به نتایج تحقیق حاضر پیشنهاد می‌شود متخصصان توانبخشی علاوه بر عضلات اندام تحتانی، نگاه ویژه‌ای به عضلات مرکزی بدن نیز داشته باشند، و این نگاه ویژه نه‌تنها مختص به تمرینات قدرتی باشد که باعث افزایش شدت فعالیت می‌شود، بلکه تلاش شود

برای بهبود برنامه‌ریزی تایمینگ نیز پارادایم تمرینات توان‌بخشی رویکردهایی را دنبال کند که به مغز در راستای بهبود برنامه‌ریزی زمانی فعالیت عضلات نیز کمک کند.

از محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به عدم توانایی کنترل سرعت گام‌برداری در ۲ گروه تحقیق اشاره کرد. هر چند در این تحقیق مدت‌زمان ارزیابی‌ها در گام‌برداری بسیار کوتاه در نظر گرفته شد تا خطاها به حداقل برسد، ولی در صورت ارزیابی در مدت‌زمان بیشتر پیشنهاد می‌شود از مترنوم جهت کاهش خطاها استفاده شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش، ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته دانشگاهی اخلاق در پژوهش زیست پزشکی دانشگاه گیلان در نظر گرفته شده است و کد اخلاق به شماره IR.GUILAN. REC.1401.082 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از رساله دکتری مصطفی پاینده در گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه گیلان است و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت‌نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی بخش‌های این مقاله مشارکت یکسان داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

قدردانی و تشکر

از تمامی کسانی که در این تحقیق شرکت کرده‌اند، تشکر و قدردانی می‌شود.

References

- [1] Paudel YR, Sommerfeldt M, Voaklander D. Increasing incidence of anterior cruciate ligament reconstruction: A 17-year population-based study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2023; 31(1):248-55. [DOI:10.1007/s00167-022-07093-1] [PMID]
- [2] Di Stasi S, Myer GD, Hewett TE. Neuromuscular training to target deficits associated with second anterior cruciate ligament injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2013; 43(11):777-92, A1-11. eng. [DOI:10.2519/jospt.2013.4693] [PMID]
- [3] Curado J, Hulet C, Hardy P, Jenny JY, Rousseau R, Lucet A, et al. Very long-term osteoarthritis rate after anterior cruciate ligament reconstruction: 182 cases with 22-year' follow-up. *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR*. 2020; 106(3):459-63. [DOI:10.1016/j.otsr.2019.09.034] [PMID]
- [4] Snoeker B, Turkiewicz A, Magnusson K, Frobell R, Yu D, Peat G, et al. Risk of knee osteoarthritis after different types of knee injuries in young adults: A population-based cohort study. *British Journal of Sports Medicine*. 2020; 54(12):725-30. [DOI:10.1136/bjsports-2019-100959] [PMID]
- [5] Khandha A, Manal K, Wellsandt E, Capin J, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Gait mechanics in those with/without medial compartment knee osteoarthritis 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2017; 35(3):625-33. [DOI:10.1002/jor.23261] [PMID]
- [6] Saxby DJ, Bryant AL, Van Ginckel A, Wang Y, Wang X, Modenese L, et al. Greater magnitude tibiofemoral contact forces are associated with reduced prevalence of osteochondral pathologies 2-3 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*. 2019; 27(3):707-15. [DOI:10.1007/s00167-018-5006-3] [PMID]
- [7] Wellsandt E, Gardinier ES, Manal K, Axe MJ, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Decreased knee joint loading associated with early knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016; 44(1):143-51. [DOI:10.1177/0363546515608475] [PMID]
- [8] Capin JJ, Khandha A, Zarzycki R, Arundale AJH, Ziegler ML, Manal K, et al. Gait mechanics and tibiofemoral loading in men of the ACL-SPORTS randomized control trial. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of The Orthopaedic Research Society*. 2018; 36(9):2364-72. [DOI:10.1002/jor.23895] [PMID]
- [9] Capin JJ, Zarzycki R, Ito N, Khandha A, Dix C, Manal K, et al. Gait Mechanics in Women of the ACL-SPORTS Randomized Control Trial: Interlimb symmetry improves over time regardless of treatment group. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2019; 37(8):1743-53. [DOI:10.1002/jor.24314] [PMID]
- [10] Ito N, Capin JJ, Arhos EK, Khandha A, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Sex and mechanism of injury influence knee joint loading symmetry during gait 6 months after ACLR. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. 2021; 39(5):1123-32. [DOI:10.1002/jor.24822] [PMID]
- [11] Slater LV, Hart JM, Kelly AR, Kuenze CM. Progressive changes in walking kinematics and kinetics after anterior cruciate ligament injury and reconstruction: A review and meta-analysis. *Journal of Athletic Training*. 2017; 52(9):847-60. [DOI:10.4085/1062-6050-52.6.06] [PMID]
- [12] Arhos EK, Di Stasi S, Hartigan EH, Snyder-Mackler L. Males and females have different muscle activity patterns during gait after ACL injury and reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2022; 66:102694. [DOI:10.1016/j.jelekin.2022.102694] [PMID]
- [13] Furlanetto TS, Peyré-Tartaruga LA, do Pinho AS, Bernardes Eda S, Zaro MA. Proprioception, body balance and functionality in individuals with acl reconstruction. *Acta Ortopedica Brasileira*. 2016; 24(2):67-72. [DOI:10.1590/1413-785220162402108949] [PMID]
- [14] Çabuk H, Kuşku Çabuk F. Mechanoreceptors of the ligaments and tendons around the knee. *Clinical Anatomy (New York, NY)*. 2016; 29(6):789-95. [DOI:10.1002/ca.22743] [PMID]
- [15] 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 (Persian)]. *Archives of Rehabilitation*. 2022; 23(2):162-85. [DOI:10.32598/RJ.23.2.3377.1] [PMID]
- [16] Arhos EK, Thoma LM, Grindem H, Logerstedt D, Risberg MA, Snyder-Mackler L. Association of quadriceps strength symmetry and surgical status with clinical osteoarthritis five years after anterior cruciate ligament rupture. *Arthritis Care & Research*. 2022; 74(3):386-91. [DOI:10.1002/acr.24479] [PMID]
- [17] Di Giminiani R, Marinelli S, La Greca S, Di Blasio A, Angelozzi M, Cacchio A. Neuromuscular characteristics of unilateral and bilateral maximal voluntary isometric contractions following ACL reconstruction. *Biology*. 2023; 12(9):1173. [DOI:10.3390/biology12091173] [PMID]
- [18] Meena A, Di Paolo S, Grassi A, Raj A, Farinelli L, Hoser C, et al. No difference in patient reported outcomes, laxity, and failure rate after revision ACL reconstruction with quadriceps tendon compared to hamstring tendon graft: A systematic review and meta-analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2023; 31(8):3316-29. [DOI:10.1007/s00167-023-07380-5] [PMID]
- [19] San Jose AT, Maniar N, Timmins RG, Beerworth K, Hampel C, Tyson N, et al. Explosive hamstrings strength asymmetry persists despite maximal hamstring strength recovery following anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon autografts. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2023; 31(1):299-307. [DOI:10.1007/s00167-022-07096-y] [PMID]
- [20] Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynonn BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*. 2001; 19(6):1178-84. [DOI:10.1016/S0736-0266(01)00057-2] [PMID]
- [21] Kaneguchi A, Shimoe A, Hayakawa M, Takahashi A, Yamaoka K, Ozawa J. The effects of weight bearing on muscle atrophy early after ACL reconstruction in rats. *Tissue and Cell*. 2023; 83:102148. [DOI:10.1016/j.tice.2023.102148] [PMID]

- [22] Rhim HC, Lee JH, Han SB, Shin KH, Suh DW, Jang KM. Role of the triceps surae muscles in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction: A matched case-control study. *Journal of Clinical Medicine*. 2020; 9(10):3215. [DOI:10.3390/jcm9103215] [PMID]
- [23] Sritharan P, Perraton LG, Munoz MA, Pivonka P, Bryant AL. Muscular coordination of single-leg hop landing in uninjured and anterior cruciate ligament-reconstructed individuals. *Journal of Applied Biomechanics*. 2020; 36(4):235-43. [DOI:10.1123/jab.2019-0021] [PMID]
- [24] Hirose N, Tsuruie M. Differences in the electromyographic activity of the hamstring, gluteus maximus, and erector spinae muscles in a variety of kinetic changes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2018; 32(12):3357-63. [DOI:10.1519/JSC.0000000000002747] [PMID]
- [25] Diekfuss JA, Hogg JA, Grooms DR, Slutsky-Ganesh AB, Singh H, Bonnette S, et al. Can we capitalize on central nervous system plasticity in young athletes to inoculate against injury? *Journal of Science in Sport and Exercise*. 2020; 2(4):305-18. [DOI:10.1007/s42978-020-00080-3] [PMID]
- [26] Grooms DR, Kiefer AW, Riley MA, Ellis JD, Thomas S, Kitchen K, et al. Brain-behavior mechanisms for the transfer of neuromuscular training adaptations to simulated sport: Initial findings from the train the brain project. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2018; 27(5):1-5. [DOI:10.1123/jsr.2017-0241] [PMID]
- [27] Lepley LK, Grooms DR, Burland JP, Davi SM, Mosher JL, Cormier ML, et al. Eccentric cross-exercise after anterior cruciate ligament reconstruction: Novel case series to enhance neuroplasticity. *Physical Therapy in Sport*. 2018; 34:55-65. [DOI:10.1016/j.ptsp.2018.08.010] [PMID]
- [28] Ahldén M, Samuelsson K, Sernert N, Forssblad M, Karlsson J, Kartus J. The Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register: A report on baseline variables and outcomes of surgery for almost 18,000 patients. *The American Journal of Sports Medicine*. 2012; 40(10):2230-5. [DOI:10.1177/0363546512457348] [PMID]
- [29] Harput G, Howard JS, Mattacola C. Comparison of muscle activation levels between healthy individuals and persons who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction during different phases of weight-bearing exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2016; 46(11):984-92. [DOI:10.2519/jospt.2016.5896] [PMID]
- [30] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10(5):361-74. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4] [PMID]
- [31] Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W, Lamberts RP, Lambert MI. Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2011; 21(4):579-86. [DOI:10.1016/j.jelekin.2011.03.009] [PMID]
- [32] Arhos EK, Capin JJ, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength symmetry does not modify gait mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction, rehabilitation, and return-to-sport training. *The American Journal of Sports Medicine*. 2021; 49(2):417-25. [DOI:10.1177/0363546520980079] [PMID]
- [33] Birchmeier T, Lisee C, Kane K, Brazier B, Triplett A, Kuenze C. Quadriceps muscle size following ACL injury and reconstruction: A systematic review. *Journal of Orthopaedic Research*. 2020; 38(3):598-608. [DOI:10.1002/jor.24489] [PMID]
- [34] Hart JM, Pietrosimone B, Hertel J, Ingersoll CD. Quadriceps activation following knee injuries: A systematic review. *Journal of Athletic Training*. 2010; 45(1):87-97. [DOI:10.4085/1062-6050-45.1.87] [PMID]
- [35] Lepley AS, Gribble PA, Thomas AC, Tevald MA, Sohn DH, Pietrosimone BG. Quadriceps neural alterations in anterior cruciate ligament reconstructed patients: A 6-month longitudinal investigation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2015; 25(6):828-39. [DOI:10.1111/sms.12435] [PMID]
- [36] Ogrodzka-Ciechanowicz K, Głąb G, Ślusarski J, Gądek A. Quadriceps muscle strength recovery with the use of high tone power therapy after anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021; 22(1):975. [DOI:10.1186/s12891-021-04862-w] [PMID]
- [37] Pietrosimone BG, Lepley AS, Ericksen HM, Gribble PA, Levine J. Quadriceps strength and corticospinal excitability as predictors of disability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2013; 22(1):1-6. [DOI:10.1123/jsr.22.1.1] [PMID]
- [38] Schwery NA, Kiely MT, Larson CM, Wulf CA, Heikes CS, Hess RW, et al. Quadriceps strength following anterior cruciate ligament reconstruction: Normative values based on sex, graft type and meniscal status at 3, 6 & 9 months. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2022; 17(3):434-44. [DOI:10.26603/001c.32378] [PMID]
- [39] Marcon M, Ciritsis B, Laux C, Nanz D, Fischer MA, Andreisek G, et al. Quantitative and qualitative MR-imaging assessment of vastus medialis muscle volume loss in asymptomatic patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2015; 42(2):515-25. [DOI:10.1002/jmri.24777] [PMID]
- [40] Belli G, Vitali L, Botteghi M, Vittori LN, Petracci E, Maietta Latessa PA. Electromyographic analysis of leg extension exercise during different ankle and knee positions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2015; 15(02):1540037.
- [41] Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1987; 67(5):402-11. [DOI:10.1016/0013-4694(87)90003-4] [PMID]
- [42] Long T, Fernandez J, Liu H, Li H. Evaluating the risk of knee osteoarthritis following unilateral ACL reconstruction based on an EMG-assisted method. *Frontiers in Physiology*. 2023; 14:1160261. [DOI:10.3389/fphys.2023.1160261] [PMID]
- [43] Nuccio S, Del Vecchio A, Casolo A, Labanca L, Rocchi JE, Felici F, et al. Muscle fiber conduction velocity in the vastus lateralis and medialis muscles of soccer players after ACL reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2020; 30(10):1976-84. [DOI:10.1111/sms.13748] [PMID]

- [44] Sato H, Nishimura Y, Tsuboi H, Minoshima Y, Sakata T, Umezu Y, et al. Differences in fatigability of vastus medialis muscle between patients with limb symmetry index of < 90% and ≥ 90% after chronic anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*. 2021; 31:39-45. [DOI:10.1016/j.knee.2021.05.005] [PMID]
- [45] Zarzycki R, Morton SM, Charalambous CC, Marmon A, Snyder-Mackler L. Corticospinal and intracortical excitability differ between athletes early after ACLR and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*. 2018; 36(11):2941-8. [DOI:10.1002/jor.24062] [PMID]
- [46] Pietrosimone BG, Lepley AS, Ericksen HM, Clements A, Sohn DH, Gribble PA. Neural excitability alterations after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 2015; 50(6):665-74. [DOI:10.4085/1062-6050-50.1.11] [PMID]
- [47] Valeriani M, Restuccia D, Di Lazzaro V, Franceschi F, Fabbriani C, Tonali P. Clinical and neurophysiological abnormalities before and after reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee. *Acta Neurologica Scandinavica*. 1999; 99(5):303-7. [DOI:10.1111/j.1600-0404.1999.tb00680.x] [PMID]
- [48] An YW. Neurophysiological mechanisms underlying functional knee instability following an anterior cruciate ligament injury. *Exercise Science*. 2018; 27(2):109-17. [DOI:10.15857/ksep.2018.27.2.109]