Journal of Ardabil University of Medical Sciences

Vol. 23, No. 3, Autumn 2023, Pages: 238-250

Original article

The Acute Effect of Using Anti-pronation Insoles on Muscle Frequency Content in an Individual with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Pronated Feet during Running

Alizadeh R[1], Jafarnezhadgero AA*[2], Khezri D[3]

1. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Department of Sports Biomechanics, Sport Sciences Research Institute, Tehran, Iran

Corresponding author. Tel: +984531505253, Fax: +984531505253, E-mail: a.jafarnezhad@uma.ac.ir

Article info

Article history:
Received: Sep 28, 2023
Accepted: Nov 22, 2023

Keywords:
Pronation
Running
Electromyography

ABSTRACT

Background: Anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) reestablishes electromyography activity during moderate activities such as walking but it is unclear whether this is also the case in sports activities such as running. Therefore, the present study aimed to evaluate the acute effect of using anti- pronation insoles on muscle frequency content in an individual with anterior cruciate ligament reconstruction with pronated feet during running.

Methods: The sample of this study consisted of 13 individuals with both ACLR and pronated feet aged 23.2±4.5 years and 13 healthy ones aged 22.9±4.1 years. During both Pre and Post-tests, participants ran barefoot on an 18-m runway at a constant speed of 3.3±5 m/s. The electromyography activity of the lower limb muscles was recorded during running with and without anti-Pronation insoles. Two-way ANOVA with repeated-measures test was used for statistical analysis.

Results: The results indicated greater vastus medial frequency content in ACLR with the pronated feet group than that the healthy group during the loading phase (p=0.024). Also, results demonstrated that the rectus femoris frequency content was greater at the insole condition compared with and without it during the loading phase (p=0.014).

Conclusion: The results of this research showed a significant change in the activity of the quadriceps, hamstrings, gluteus medius, and gastrocnemius when using anti-pronation insoles in people with anterior cruciate ligament reconstruction and pronate feet. Therefore, it could be useful clinically.

How to cite this article: Alizadeh R, Jafarnezhadgero AA, Khezri D. The Acute Effect of Using Anti-pronation Insoles on Muscle Frequency Content in an Individual with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Pronated Feet during Running. J Ardabil Univ Med Sci. 2023;23(3): 238-250.

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-Non Commercial 4.0 International License.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

Extended Abstract

Background: Anterior cruciate ligament rupture is an important knee injury that may have a serious impact on patients' quality of life. Anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) is a common treatment for people after ligament rupture. While the stability of the joint is restored after the operation. However, they persist with several long-term consequences, including impaired control and neuromuscular function and the development of arthritis [1]. The prevalence of ACLR in the United States has increased from 86,687 (32.9 per 100,000 person-years) in 1994 to 129,836 (43.5 per 100,000 person-years) in 2006. Surgery statistics increased in patients younger than 20 years and those who were 40 years or older [2]. In Iran, despite it's relatively high frequency, accurate statistics are not available. Rupture of the anterior cruciate ligament leads to a decrease in the electrical activity of the quadriceps muscles and an increase in the activity of the biceps femoris muscle during walking [3]. In addition, rupture of the anterior cruciate ligament causes earlier electromyography activity in the biceps femoris muscle during uphill walking, a decrease in the electrical activity of the vastus laterals and hamstrings during running, and a decrease in the electromyographic activity of the biceps femoris muscle and hamstrings [4]. It has been reported after 10 minutes of walking [5]. ACLR has been shown to restore the electrical activity of the operated leg muscles to normal during smooth walking and running [2,6]. However, previous studies have shown that the quadriceps muscles of individuals with ACLR are unable to use high-threshold motor units due to reduced nerve conduction and hypotrophy in muscle fibers [7,8]. It has been reported that in healthy individuals, during exercise with an intensity higher than the lactate threshold (the point where the lactate level accumulates in the blood), the electrical activity of the muscles increases as a physiological compensatory mechanism [9,10]. However, it seems that individuals with ACLR may not increase the electrical activity of their involved muscles due to the reduced ability to summon high-threshold motor units. This may have important clinical implications for athletes with ACLR because the lack of increased muscle electrical activity during high-intensity exercise may indicate premature muscle fatigue and lead to reduced performance [11].

However, it seems that the postoperative phase may be beneficial to reduce the risk of preoperative complications and improve successful return to high-level activity. Up to now, no study has investigated the effects of using anti-pronation insoles in individuals with ACLR. It seems that the use of anti-pronation insoles had an important role in the pathology of injuries caused by excessive use of the lower limbs during running in people with ACLR. Therefore, the present study aimed to evaluate the acute effect of using anti- pronation insoles on muscle frequency content in an individual with anterior cruciate ligament reconstruction with pronated feet during running.

Methods: The sample of this study consisted of 13 individuals with both ACLR and pronated feet aged 23.2±4.5 years and 13 healthy ones aged 22.9±4.1 years. During both the Pre and Post-tests, participants ran on an 18-m runway at a constant speed of 3.3±%5 m/s. The electromyography activity of the lower limb muscles was recorded during running with and without anti-Pronation insoles.

The electromyography activity of the lower limb muscles was recorded during running trials with and without anti-Pronation insoles using bipolar Ag/AgCl surface electrodes attached parallel to the muscle fiber direction with an inter-electrode distance of 20mm. Standardized skin preparation was performed to ensure a skin impedance of ≤5000Ω. The EMG data were recorded at 1000 Hz by an EMG system (Data LITE EMG, Biometrics Ltd, England). We collected data from eight major surface muscles of the lower extremity, including tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (Gas-M), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF),

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

semitendinosus (ST), and gluteus medius (Glut-M) muscles following the SENIAM recommendation. EMG signals were sampled at 1000 Hz analog-to-digital conversion rate at 16-bit resolution (amplitude range ±5V; band-pass filtered, 10-500 Hz; input impedance>10 Ohm; common mode-rejection ratio>110 dB) by a portable Wi-Fi transmission device. The run was divided into three phases to analyze the EMG data: the loading (0–20% stance phase), mid-stance (20–50% stance phase), and push-of (50–100% stance phase) phases. Median frequency content was extracted as a dependent variable using the Data LITE software. The normal distribution of data was confirmed using the Shapiro-Wilk test. Two-way ANOVA with repeated-measures test was used for statistical analysis. All statistical analysis was performed in SPSS version 22. The alpha level was set at $p< 0.05$.

Results: Findings did not demonstrate any significant difference for the main effect of "insoles" during the loading response phase. Findings demonstrated a significant main effect of "groups" for biceps femoris muscles frequency content during the loading response phase ($p= 0.049$). The paired-wise comparison demonstrated greater biceps femoris frequency content in ACLR with the pronated feet group than that the healthy group during the loading phase. There was a significant main effect of "insoles-by-group interaction" for vastus medials frequency content during the loading response phase ($p= 0.024$). There was a significant main effect of "groups" for rectus femoris frequency content during the loading response phase ($p= 0.014$). The paired-wise comparison demonstrated that the rectus femoris frequency content was greater at insole condition compared with and without it during the loading phase. There was a significant main effect of "insoles-by-group interaction" for gluteus medius frequency content during loading response phase ($p= 0.023$).

Conclusion: The results of this research showed a significant change in the activity of the quadriceps, hamstrings, gluteus medius, and gastrocnemius when using anti-pronation insoles in people with anterior cruciate ligament reconstruction and pronate feet. Therefore, it could be useful clinically.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

مجله دانشگاه علوم پزشکی اردبیل

دوره بیست و سوم، شماره سوم، پاییز ۱۴۰۲

مقاله اصیل

اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعالیت عضلات در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن

راضیه علیزاده[۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو[۲]*، داود خضری[۳]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

۲. گروه بیو مکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳. گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

* نویسنده مسئول. تلفن: ۰۴۵۳۱۵۰۵۲۵۳ فاکس: ۰۴۵۳۱۵۰۵۲۵۳ پست الکترونیک: a.jafarnezhad@uma.ac.ir

چکیده

زمینه و هدف: بازسازی رباط صلیبی قدامی فعالیت عضلات را طی اجرای فعالیت‌های متوسط مانند راه رفتن دوباره برقرار می‌کند، با این حال مشخص نیست در طی فعالیت‌های ورزشی مانند دویدن عملکرد عضلات در این افراد تعدیل می‌شود یا خیر؟ بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعالیت عضلات در افراد مبتلا به بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت طی دویدن بود.

روش‌کار: نمونه آماری این مطالعه شامل ۱۳ فرد مبتلا به بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت با میانگین سنی ۴/۵±۲۳/۲ سال و ۱۳ فرد سالم با میانگین سنی ۴/۱±۲۲/۹ سال بود. در طول هر دو مرحله پیش و پس از آزمون، شرکت‌کنندگان با پای برهنه در محیط ۱۸ متری با سرعت ثابت ۵±۳/۳ متر بر ثانیه دویدند. فعالیت عضلات با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی در دو شرایط بدون کفی و پوشیدن کفی آنتی پرونیت طی دویدن ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون تحلیل واریانس دوسویه با اندازه‌گیری‌های مکرر (ANOVA) استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد فرکانس عضله پهن میانی در گروه بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت نسبت به گروه سالم در مرحله تماس پاشنه بیشتر می‌باشد (p=۰/۰۲۴). همچنین، نتایج نشان‌دهنده افزایش معنادار فرکانس عضله راست‌رانی طی فاز تماس پاشنه بعد از استفاده از کفی آنتی پرونیت بود (p=۰/۰۱۴).

نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از پژوهش حاضر نشان‌دهنده تغییر معنادار فعالیت عضلات چهارسرانی، همسترینگ، سرینی میانی و دوقلو در هنگام استفاده از کفی آنتی پرونیت در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت بود، و احتمالاً با توجه به اهمیت کلینیکی می‌تواند مفید باشد.

واژه های کلیدی: پرونیت، دویدن، الکترومیوگرافی

دریافت: ۱۴۰۲/۷/۶ **پذیرش:** ۱۴۰۲/۹/۱

مقدمه

پارگی رباط صلیبی قدامی یک آسیب مهم زانو است که ممکن است تأثیر جدی بر کیفیت زندگی بیماران داشته باشد. بازسازی رباط صلیبی قدامی یک درمان رایج برای افراد پس از پارگی رباط می‌باشد. در حالی که ثبات مفصل بعد از عمل بازیابی می‌شود. با این حال با تعدادی از پیامدهای طولانی‌مدت از جمله اختلال در کنترل و عملکرد عصبی عضلانی و ایجاد آرتروز ادامه

این مقاله تحت شرایط Creative Commons Attribution-Non Commercial 4.0 International License قابل بازنشر است.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

دارند [۱]. شیوع بازسازی رباط صلیبی قدامی در ایالات متحده از ۸۶۶۸۷ (۳۲/۹ درصد در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در سال) در سال ۱۹۹۴ به ۱۲۹۸۳۶ (۴۳/۵ درصد در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در سال) در سال ۲۰۰۶ افزایش یافته است. آمار جراحی در بیماران جوانتر از ۲۰ سال و افرادی که ۴۰ سال یا بیشتر داشتند افزایش یافت [۲]. در ایران با وجود فراوانی به نسبت بالا، آمار دقیقی از آن در دسترس نیست. پارگی رباط صلیبی قدامی منجر به کاهش فعالیت الکتریکی عضلات چهارسر ران و دوقلو و افزایش فعالیت عضله دوسر رانی طی راه رفتن می‌شود [۳]. علاوه بر این، پارگی رباط صلیبی قدامی باعث ایجاد فعالیت زودتر الکترمایوگرافی در عضله دوسر رانی در حین راه رفتن در سربالایی می‌شود [۴]، کاهش فعالیت الکتریکی عضلات پهن خارجی و همسترینگ در حین دویدن و کاهش فعالیت الکترمایوگرافی عضله دوسر رانی و همسترینگ پس از ۱۰ دقیقه راه رفتن گزارش شده است [۵]. مشخص شده است که بازسازی رباط صلیبی قدامی فعالیت الکتریکی عضلات پای جراحی شده را به حالت معمولی طی راه رفتن و دوی نرم دوباره برقرار می کند [۲،۶]. با این حال، مطالعات قبلی نشان داده‌اند که عضلات چهار سررانی افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی به دلیل کاهش هدایت عصبی و ایجاد هیپوتروفی در فیبرهای عضلانی توانایی برای به‌کارگیری واحدهای حرکتی با آستانه بالا را ندارند [۷،۸]. بنابراین، اگرچه بازسازی رباط صلیبی قدامی ممکن است سطح مشابه فعالیت الکتریکی عضلات نسبت به پای سالم طی فعالیت‌های مانند راه‌رفتن نشان دهد، با این حال مشخص نیست که آیا بازسازی رباط صلیبی قدامی ممکن است بر رفتار فعالیت الکتریکی طی دویدن با شدت بالا تأثیر بگذارد. گزارش شده در افراد سالم طی تمرین با شدت بالاتر از آستانه لاکتات (نقطه‌ای که سطح لاکتات در خون تجمع می‌یابد) فعالیت الکتریکی عضلات به عنوان یک مکانیسم جبرانی فیزیولوژیکی افزایش می‌یابد [۹،۱۰].

با این حال به نظر می‌رسد، افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی ممکن است فعالیت الکتریکی عضلات درگیر خود را به دلیل کاهش توانایی در فراخوانی واحدهای حرکتی در آستانه بالا افزایش ندهند. این ممکن است پیامدهای بالینی مهمی برای ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی داشته باشد زیرا عدم افزایش فعالیت الکتریکی عضلات در طول تمرین با شدت بالا ممکن است نشان دهنده خستگی زودرس عضلانی باشد و منجر به کاهش عملکرد شود [۱۱]. پالمیری اسمیت و همکاران، نقص قدرت چهارسر را در زانوی بازسازی‌شده و سالم در شش ماه بعد از جراحی مقایسه کردند که نقص در قدرت ایزوکینتیک چهارسر در دامنه بین ۲۴ درصد و ۴۰/۵ درصد بود [۱۲]. ضعف چهارسر ران نه‌تنها باعث راه رفتن ناهنجار و افت عملکرد می‌شود، بلکه ممکن است یک عامل مؤثر در استئوآرتریت زانو باشد [۱۳]. همچنین ضعف عضلات چهارسر ران منجر به کاهش زاویه و گشتاور زانو طی راه رفتن به دنبال بازسازی رباط صلیبی قدامی گزارش شده است [۲]. علاوه بر آسیب رباط صلیبی قدامی عوامل گوناگونی می‌تواند فعالیت ورزشکاران را تحت تاثیر قرار دهد و حتی عملکرد آن‌ها را کاهش دهد [۱۴]. یکی از فاکتورهای مرتبط با آسیب‌های اندام تحتانی و تنه طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن پرونیشن پا می‌باشد در پرونیشن پا، قوس داخلی پا کاهش یافته و در پی آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا افت کرده و برآمده می‌شود که این نیز می‌تواند سبب بروز دیگر ناهنجاری‌های آناتومیک شود [۱۵, ۱۶]. میزان شیوع پای پرونیت از ۴۸ تا ۷۸ درصد در جوانان [۱۷] و حدود ۲-۲۳ درصد در بزرگسالان [۱۸] متغیر است. در طول تحمل وزن، پا و زانو به‌عنوان بخش‌های تعاملی عمل می‌کنند و پرونیشن‌پا و چرخش داخلی استخوان درشت‌نی به‌طور هم‌زمان انجام می‌شود [۱۹]. یکی از عملکردهای مکانیکی رباط صلیبی قدامی در زانو، محدودکردن چرخش داخلی درشت‌نی است [۱۲].

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

مطالعات نشان می‌دهند که یکی از مکانیسم‌های مشارکت‌کننده در آسیب رباط صلیبی قدامی، چرخش بیش از حد درشت‌نی به‌دلیل هیپرپروناسیون مفصل ساب‌تالار است که در نتیجه منجر به فشار بر رباط صلیبی قدامی و باعث افزایش خطر پارگی می‌شود [۲۲-۲۰]. در همین راستا آلم و همکاران در پژوهشی گزارش دادند، که با افزایش چرخش داخلی یا چرخش خارجی مفصل زانو، قدرت رباط صلیبی قدامی کاهش می‌یابد [۲۳]. کفی طبی وسیله‌ای است کمکی که بین کفش و پای فرد قرار می‌گیرد. کفی طبی انواع و جنس‌های مختلفی دارد و از طریق فرایندهای مختلفی طراحی و ساخته می‌شود. طبق نتایج به دست آمده از تحقیقات انجام شده در رابطه با اثر کفی بر حرکات مفاصل اندام تحتانی این گونه به نظر می‌رسد که استفاده از کفی‌های طبی تا حدودی عملکردهای حرکتی مفاصل را اصلاح می‌کند [۲٤]. در همین راستا کولین و همکاران طی پژوهشی به بررسی تغییرات راه‌رفتن پس از ماساژ و استفاده از کفی بافت‌دار در بیماران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی پرداختند، نتایج نشان داد ماساژ کف‌پا و کفی‌های بافت‌دار باعث بهبود گیرنده‌های حسی در ناحیه کف‌پا در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی شد. با این وجود هیچ یک از این مداخلات بر راه رفتن تأثیری نداشت. بهبود گیرنده‌های حسی کف‌پا ممکن است برای بیماران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی مفید باشد [۱]. همچنین استفاده ازکفی حمایت کننده قوس طولی داخلی پا یا همان کفی آنتی‌پرونیت به عنوان یک روش درمانی مفید جهت مدیریت آسیب‌های اندام‌های اندام تحتانی در مطالعات پیشین توصیه شده است [۲۵،۲۶]. مطالعات کارآزمایی بالینی نشان داده‌اند که کفی آنتی‌پرونیت برای استفاده طی دویدن [۲۷] نسبت به کفی‌های تخت [۲۸] بهتر هستند. با این حال به نظر می‌رسد، مرحله بعد از جراحی ممکن است برای کاهش خطر عوارض قبل از عمل و بهبود بازگشت موفقیت‌آمیز به فعالیت سطح بالا مفید باشد.

تاکنون هیچ مطالعه‌ای اثرات استفاده از کفی آنتی پرونیت را در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی بررسی نکرده است. به نظر می‌رسد استفاده از کفی آنتی پرونیت نقش مهمی در پاتولوژی آسیب‌های ناشی از استفاده بیش از حد اندام تحتانی طی دویدن در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی داشته باشد. بنابرین هدف از پژوهش حاضر اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعایت عضلات در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن می‌باشد.

روش‌کار

در این مطالعه نیمه‌تجربی از نوع آزمایشگاهی ۲۶ نفر در دو گروه (۱۳نفر با بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت (سن: ٤/٥±۲۳/۲ سال؛ وزن: ۶/٤±۷۱/۷ کیلوگرم؛ قد: ۷/٤±۱۷۷/۱ سانتی‌متر)، ۱۳نفر افراد سالم (سن: ٤/۱۵±۲۲/۹ سال؛ وزن: ۶/۱±۷۲/۷ کیلوگرم؛ قد: ۸/۱±۱۷۶/۸ سانتی متر) شرکت کردند. با استفاده از نرم افزار G*Power مشخص شد، که برای به دست آوردن ۸۰ درصد توان آماری با سطح آلفا ۰/۰۵ به ۲۶ شرکت‌کننده نیاز داریم تا نتایج قابل‌توجهی برای تاثیر کفی آنتی پرونیت طی راه رفتن به دست آوریم [۲۹]. با توجه به تفاوت‌های جنسیتی گزارش شده در ویژگی‌های راه رفتن بیومکانیکی در مردان و زنان [۳۲-۳۰]، در این مطالعه هر دو گروه زنان و مردان مبتلا به پای پرونیت و با بازسازی لیگامان ACL استفاده شد. رضایت‌نامه کتبی مبنی بر شرکت در پژوهش از تمام آزمودنی‌ها گرفته شد.

معیارهای ورود به پژوهش شامل: وجود پای پرونیت، دامنه سنی ٤۰-۱۸ سال، و گذشت ۶ ماه از بازسازی لیگامانACL با گرافت همسترینگ، افت استخوان ناوی بیشتر از ۱۰ میلی متر، شاخص پاسچر پا بین ۶ تا ۱۰ و اورژن ریرفوت بیشتر از ٤ درجه در حالت ایستاده در نظر گرفته شد [۳۵-۳۳]. معیارهای خروج از پژوهش شامل ناهنجاری‌های اندام تحتانی و تنه،

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

سابقه جراحی در تنه، سابقه آسیب‌های مفاصل مچ‌پا و ران و سابقه استفاده از کفی خواهد بود. برای تشخیص پای پرونیت از افت استخوان ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر، شاخص پاسچر پا بین ۶ تا ۱۰ و اورژن ریرفوت بیشتر از ٤ درجه در حالت ایستاده در نظر گرفته شد [۳۵-۳۳]. پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی با کد IR.SSRC.REC.1401.140 تصویب شد.

کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر دارای اختلاف ارتفاع ۲۰ میلی‌متر در بخش قوس طولی داخلی نسبت به بخش خارجی بود. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از یک سیستم الکترومایو گرافی (DataL ITE EMG. Biometrics Ltd Bandwidth: 10-490HZ) ساخت کشورانگلستان استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات طی دویدن در دو مرحله با و بدون کفی در مسیر مستقیم ۱۸ متری ثبت شد. فعالیت عضلات درشت نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسررانی ، نیم‌وتری و سرینی میانی، توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایوسیستم طی دویدن در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت و سالم ثبت گردید. مواضع عضلانی محل نصب الکترودها، مطابق با توصیه‌های انجمن اروپایی الکترومایوگرافی [۳۶] آماده‌سازی شد. برای این منظور ابتدا محل‌های مورد نظر برای نصب الکترود موهای سطوح تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل ۰/۵ تمیز گردید. جهت قرارگیری الکترودها به موازات تارهای عضلات بود. جهت ثبت کلیه اصول پروتکل انجمن اروپایی (سنیام) رعایت شد [۳۶]. نرخ نمونه برداری در دستگاه الکترو مایوگرافی برابر ۱۰۰۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی استفاده شد [۳۷]. در عضله درشت‌نی قدامی، الکترودها روی یک سوم خط اتصال‌دهنده از سر فوقانی استخوان نازک‌نی به قوزک داخلی مچ پا و در راستا تارهای عضله قرار داده شد [۳۸]. در عضله دوقلو داخلی الکترود روی حجیم‌ترین بخش عضله دو قلوی داخلی و در یک سوم فوقانی فاصله بین مفصل زانو تا مفصل مچ پا قرار گرفت [۳۸]. در عضله پهن داخلی الکترود روی حجیم-ترین بخش عضله در زاویه ۵۵ درجه با خط افق و ۲ سانتی‌متر داخل لبه کشکک قرارداده شد، در عضله پهن خارجی، الکترود بر روی دو سوم ابتدایی خط اتصال دهنده از خار خاصره قدامی فوقانی و جانب خارجی کشکک قرار داده شد [۳۸]. در عضله دو سر رانی الکترود روی حجیم‌ترین بخش عضله و در میانه مسیر خطی که برجستگی نشیمنگاهی را به کندیل خارجی زانو متصل می‌کند قرارگرفت [۳۸]. در عضله سرینی میانی، الکترودها بر روی نقطه ۵۰ درصدی تاج خاصره و برجستگی بزرگ ران قرار گرفت [۳۸]. فاصله مرکز تا الکترودها برابر ۲ سانتی متر بود [۱۶]. مقادیر میانه فرکانس فعالیت عضلات توسط نرم افزار دیتالیت استخراج گردید. برای مشخص کردن فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. قبل از انجام آزمون آزمودنی‌ها به مدت ۵ دقیقه مشغول گرم‌کردن به‌صورت حرکات کششی و جهشی شدند و پس از اتمام آزمون سردکردن انجام شد، همچنین چند بار در مسیر راه رفتن گام برداشتند تا با مسیر آشنا شوند. مقادیر میانه فرکانس سیکنال‌ها طی ۵ فاز پاسخ بارگیری، میانه اتکا، و هل دادن طی راه رفتن ثبت شد. فازهای مورد بررسی شامل پاسخ بارگذاری (۰ تا ۲۰)، میانه اتکا (۲۰ تا ٤۷٪) و هل دادن (٤۷ تا ۷۰٪) بود [۳۹،٤۰]. ثبت داده‌های الکترومایوگرافی توسط پژوهشگر و با کمک کارشناس آزمایشگاه و زیر نظر متخصص انجام شد. مدت زمان ثبت آزمون‌ها برای هر فرد حدود ۳۰ دقیقه بود.

تجزیه و تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیرو ویلک مورد تایید قرار گرفت. جهت تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری و

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. تحلیل آماری با نرم افزار آماری SPSS-22 انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد (جدول ۱) که اثر عامل کفی بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار نمی‌باشد. نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر مقادیر طیف فرکانس عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار می‌باشد (p=۰/۰۴۹). مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر طیف فرکانس عضله دوسررانی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه با بازسازی ACL در مقایسه با گروه سالم بزرگتر است. اثر متقابل کفی و گروه بر مقادیر طیف فرکانس عضله پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگیری معنادار بود (p=۰/۰۲۴). آزمون تعقیبی نشان داد که مقادیر طیف فرکانس عضله پهن داخلی در گروه سالم در هنگام استفاده از کفی کاهش و در گروه با بازسازی ACL افزایش می‌یابد. اثر متقابل گروه بر مقادیر طیف فرکانس عضله راست‌رانی طی فاز پاسخ بارگیری معنادار بود (p=۰/۰۱۴). مقایسه جفتی نشان داد که فعالیت طیف فرکانس عضله راست رانی در گروه سالم هنگام استفاده از کفی کاهش و در گروه با بازسازی ACL هنگام استفاده از کفی افزایش می یابد.اثر متقابل گروه و کفی بر مقادیر طیف فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار بود (p=۰/۰۲۳) آزمون تعقیبی نشان داد که مقادیر طیف فرکانس عضله سرینی میانی در گروه سالم هنگام استفاده از کفی کاهش و در گروه با بازسازی ACL هنگام استفاده از کفی افزایش می یابد.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز پاسخ بارگیری

عضلات	سالم		یازسازی رباط صلیبی قدامی		سطح معناداری		
	بدون کفی	باکفی	بدون کفی	باکفی	اثرعامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشت‌نی قدامی	۱۱۰/۷±۳۰/۰	۱۲۷/۲±۹۹/۸	۱۰۴/۸±۳۹/۰	۹۹/۳±۳۱/۸	(۰/۰۰۴)۰/۷۵۱	(۰/۰۵۰)۰/۲۷۲	(۰/۰۱۷)۰/۵۲۳
دوقلو داخلی	۱۰۸/۶±۲۱/۳	۹۱/۱±۲۶/۶	۱۰۱/۸±۴۰/۴	۱۰۸/۴±۳۰/۹	(۰/۰۱۳)۰/۵۷۲	(۰/۰۲۱)۰/۴۸۵	(۰/۰۶۳)۰/۲۱۶
پهن داخلی	۸۵/۰±۲۵/۶	۶۷/۵±۲۳/۴	۷۱/۰±۲۲/۷	۸۹/۵±۳۸/۵	(۰/۰۰۰)۰/۹۴۶	(۰/۰۱۰)۰/۶۳۳	(۰/۱۹۴)۰/۰۲۴
پهن خارجی	۷۸/۲±۲۵/۸	۸۲/۳±۳۹/۹	۷۷/۶±۲۴/۴	۱۹۳/۹±۳۷۷/۵	(۰/۰۴۸)۰/۲۸۱	(۰/۰۴۷)۰/۲۸۸	(۰/۰۴۲)۰/۳۱۴
راست رانی	۷۷/۸±۲۰/۲	۶۴/۸±۱۲/۶	۷۰/۶±۲۰/۴	۸۹/۸±۲۸/۳	(۰/۰۱۱)۰/۶۱۱	(۰/۰۹۴)۰/۱۲۸	(۰/۲۲۶)۰/۰۱۴
دوسر رانی	۸۴/۷±۳۱/۵	۸۰/۶±۳۴/۰	۹۵/۲±۲۱/۵	۱۱۳/۵±۶۶/۷	(۰/۰۱۳)۰/۵۸۱	(۰/۱۵۱)۰/۰۴۹	(۰/۰۳۱)۰/۳۸۹
نیم وتری	۹۹/۶±۳۴/۵	۱۰۶/۴±۳۸/۶	۱۰۵/۴±۳۲/۶	۱۰۳/۰±۴۱/۲	(۰/۰۰۲)۰/۸۴۷	(۰/۰۰۱)۰/۸۹۱	(۰/۰۰۷)۰/۶۸۸
سرینی میانی	۹۷/۷±۳۳/۸	۷۷/۳±۲۹/۳	۷۸/۲±۲۹/۶	۱۰۶/۲±۶۱/۴	(۰/۰۰۶)۰/۷۰۸	(۰/۰۰۶)۰/۷۱۱	(۰/۱۹۶)۰/۰۲۳

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل کفی بر مقادیر طیف فرکانس عضله سرینی میانی طی فاز میانه اتکا معنادار می باشد (p=۰/۰۳۷). مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله سرینی میانی هنگام استفاده از کفی کاهش می یابد. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه و اثر متقابل کفی و گروه بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار نمی‌باشد (جدول ۲).

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه بر مقادیر طیف فرکانس عضله دوقلوی داخلی طی فاز هل دادن معنادار می باشد (p=۰/۰۳۳) مقایسه جفتی نشان داد که فرکانس فعالیت عضله دوقلوی داخلی در گروه با بازسازی ACL در مقایسه با گروه سالم بزرگتر می‌باشد. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل گروه بر مقادیر طیف فرکانس عضله نیم‌وتری طی فاز هل‌دادن به لحاظ آماری معنادار می‌باشد (p=۰/۰۱۳). مقایسه جفتی نشان داد که طیف فرکانس عضله نیم

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]
[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

وتری در گروه بازسازی ACL در مقایسه با گروه سالم بزرگتر است. یافته‌ها نشان داد که اثر عامل کفی و اثر متقابل کفی و گروه بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار نمی‌باشد (جدول ۳).

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل کفی، اثر عامل گروه و اثر متقابل کفی و گروه بر مقادیر طیف فرکانس فعالیت عضلات طی فاز نوسان به لحاظ آماری معنادار نمی‌باشد (جدول ٤).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز میانه اتکا

عضلات	سالم		بازسای رباط صلیبی قدامی		سطح معناداری		
	بدون کفی	باکفی	بدون کفی	باکفی	اثرعامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشت‌نی قدامی	۱۱۳/٤±٤۸/۶	۱۰۱/۸±۲٤/۶	۱۲۳/۲±٤۲/۵	۹۶/۱±۲۵/۸	(۰/۱۳۷)۰/۰۶۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۵۱	(۰/۰۲۵)۰/٤٤٤
دوقلو داخلی	۱۰۰/۰±۲۸/۳	۱۰۱/۲±۱۹/٤	۱۱۸/۱±٤۵/۹	۱۶۹/۸±۲۵۵/۳	(۰/۰۲۳)۰/٤۶۰	(۰/۰۵۳)۰/۲۵۸	(۰/۰۲۱)۰/٤۸۰
پهن داخلی	۹٤/۳±۲۹/۰	۹۱/۹±۲۱/۳	۱۰۰/۳±٤۰/۱	۷۱/۶±۲۵/٤	(۰/۱٤۳)۰/۰۵۷	(۰/۰۲۷)۰/٤۲۲	(۰/۱۰۶)۰/۱۰٤
پهن خارجی	۹٤/۹±۳۰/٤	۱۰۰/۹±۲۰/۶	۹۶/۷±۲۹/۳	۸۰/۸±۳۸/۲	(۰/۰۲۰)۰/٤۸۷	(۰/۰۳۷)۰/۳٤۹	(۰/۰۹۲)۰/۱۳۱
راست رانی	۹۱/۰±۲۰/۶	۹۰/۷±۲۷/۷	۹۶/۷±۳۱/۹	۷۹/۱±۲۸/۱	(۰/۰۵۱)۰/۲۶۵	(۰/۰۰۷)۰/۶۹٤	(۰/۰٤۸)۰/۲۸۱
دوسر رانی	۱۰٤/۵±۳۱/۳	۱۰۲/۷±۵۱/۱	۱۲۱/٤±۳۰/۸	۹۳/۱±۲٤/۶	(۰/۰۸۸)۰/۱٤۱	(۰/۰۰۵)۰/۷۲۲	(۰/۰۷۰)۰/۱۹۳
نیم وتری	۹۲/۸±۲۵/۸	۱۱۱/۱±۳۹/۰	۱۰۹/۹±۳۳/۵	۹۵/۸±۳۱/۰	(۰/۰۰۳)۰/۷۹٤	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۸	(۰/۱٤۸)۰/۰۵۳
سرینی میانی	۹٤/۳±۳۷/۲	۸۲/۶±۲۸/۶	۱۰۱/۵±٤۵/۳	۷۰/۰±۲۹/٤	(۰/۱۷۰)۰/۰۳۷	(۰/۰۰۳)۰/۷۹۳	(۰/۰٤۱)۰/۳۱۹

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز هل دادن

عضلات	سالم		یازسازی رباط صلیبی قدامی		سطح معناداری		
	بدون کفی	باکفی	بدون کفی	باکفی	اثرعامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشت‌نی قدامی	۱۰۸/۰±۲۸/۵	۸۶/۵±۲۵/۱	۱۱۳/۱±۳۳/۸	۱۰۱/۵±۲۷/۲	(۰/۱٤۰)۰/۰۵۹	(۰/۰۶۷)۰/۲۰۱	(۰/۰۱۵)۰/۵۵۸
دوقلو داخلی	۸۹/۵±۲۹/۸	۹۰/۹±۲۱/۳	۱۰۹/۵±۳۷/۲	۱۱۷/۲±۵۱/۲	(۰/۰۰۸)۰/۶۵۷	(۰/۱۷۵)۰/۰۳۳	(۰/۰۰٤)۰/۷۵۶
پهن داخلی	۶۹/۷±۲۶/۶	۶۹/۱±۲۶/۸	۶۹/٤±۲٤/۸	۸۶/۱±۵۹/۹	(۰/۰۲۰)۰/٤۸۹	(۰/۰۳۳)۰/۳۷۷	(۰/۰۲۳)۰/٤۵۸
پهن خارجی	۷۲/۷±۲۵/۸	۷۰/۶±٤۶/۸	۸۶/۰±۳۳/۳	۹۳/۰±۳۸/۵	(۰/۰۰۲)۰/۸۳۱	(۰/۱۳۲)۰/۰۶۸	(۰/۰۰۷)۰/۶۸۶
راست رانی	۶۸/۲±۱۹/۷	۸۲/۰±۳۰/۷	۷٤/۶±۲۸/٤	۸٤/٤±۳۶/۶	(۰/۰۶۸)۰/۱۹۹	(۰/۰۱۷)۰/۵۵٤	(۰/۰۰۲)۰/۸۲۲
دوسر رانی	۷٤/۳±۲۸/۳	۷۸/۱±۲۶/۷	۸۸/۳±۲٤/۵	۸۷/۷±۳۷/۳	(۰/۰۰۲)۰/۸٤۲	(۰/۰۷٤)۰/۱۷۹	(۰/۰۰۳)۰/۷۸۵
نیم وتری	۷۹/۷±۲۸/۱	۷۶/۰±۳۱/۱	۱۰۵/۱±۳۵/۹	۱۰۱/۱±۳۷/۸	(۰/۰۰۸)۰/۶۷٤	(۰/۲۳۰)۰/۰۱۳	(۰/۰۰۰)۰/۹۸۶
سرینی میانی	۶۶/٤±۲۵/٤	۹۷/۳±٤۳/۹	۸۳/۳±٤۱/۲	۸۶/۸±۳٤/۰	(۰/۰۹۱)۰/۱۳۵	(۰/۰۰۵)۰/۷۳۳	(۰/۰۶۰)۰/۲۲۸

جدول ٤. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز نوسان

عضلات	سالم		یازسازی رباط صلیبی قدامی		سطح معناداری		
	بدون کفی	باکفی	بدون کفی	باکفی	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشت‌نی قدامی	۹٤/۵±۲۵/۰	۹۸/۷±۱۵/٤	۹٤/۳±۱۷/۳	۸۹/۳±۳۰/۶	(۰/۰۰۰)۰/۹٤۸	(۰/۰۲۰)۰/٤۸۷	(۰/۰۲٤)۰/٤۵۱
دوقلو داخلی	۱۰٤/۸±۲۹/۷	۹٤/۳±۱۸/۸	۱۰۱/۲±۱٤/۸	۱۰۲/۷±۲۲/۱	(۰/۰۲۰)۰/٤۹۳	(۰/۰۰۷)۰/۶۷۹	(۰۳۵)۰/۳۶۳
پهن داخلی	۷۹/۱±۲٤/۸	۷۸/۱±۲۷/۵	۸۰/۲±۲۰/۳	۸۶/۵±۳۳/۹	(۰/۰۰٤)۰/۷٤۷	(۰/۰۱۹)۰/۵۰۳	(۰/۰۰۹)۰/۶۵۳
پهن خارجی	۷۹/۱±۲۹/۱	۸۳/۶±۱۹/۵	۸۲/۳±۲۱/۷	۸۰/۸±۳۸/۰	(۰/۰۰۳)۰/۸۰۱	(۰/۰۰۰)۰/۹۸۷	(۰/۰۱۱)۰/۶۱۷
راست رانی	۷٤/۸±۱۷/٤	۷٤/۹±۲۶/۳	۸۱/۲±۳۲/۸	۷۵/۵±۲٤/۹	(۰/۰۰۷)۰/۶۸۲	(۰/۰۰۹)۰/۶٤۹	(۰/۰۰۸)۰/۶۶۸
دوسر رانی	۹۰/۹±۳٤/۸	۹۸/٤±۳۷/۳	۹٤/۹±۲۵/۷	۶۹/۶±۵٤/۰	(۰/۰۰۶)۰/۷۱۲	(۰/۰۰۱)۰/۹۰۶	(۰/۰۰۲)۰/۸۱۳
نیم وتری	۸۵/۳±۳۳/۲	۱۰۱/۸±۳۷/۲	۹۱/۰±۲۷/٤	۱۰۷/۱±٤۶/۳	(۰/۱۱۲)۰/۰۹۵	(۰/۰۱۰)۰/۶۲۱	(۰/۰۰۰)۰/۹۸۲
سرینی میانی	۶۸/۲±۲۶/٤	۷۹/۳±۳۱/٤	۷۶/۶±۲٤/۲	۸٤/۸±۳۵/۵	(۰/۰٤۸)۰/۲۸۳	(۰/۰۳۳)۰/۳۷٤	(۰/۰۰۱)۰/۸۷٤

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعایت عضلات در افراد دارای باز سازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی دویدن بود. نتایج نشان داد که اثر عامل گروه و اثر متقابل کفی و گروه بر فرکانس فعالیت عضلات چهارسر رانی مانند راست‌رانی و پهن داخلی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار می‌باشد. همچنین نتایج افزایش معنادار فعالیت این عضلات را در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت بعد از استفاده کفی آنتی پرونیت را نشان داد. از آنجایی عملکرد رباط صلیبی قدامی با هماهنگی دو عضله اطراف مفصل زانو مرتبط است، بنابرین پارگی رباط صلیبی قدامی منجر به ایجاد تغییرات در فعالیت عضلات از جمله کاهش فعالیت عضله چهارسرران و دوقلو در طی فعالیت با شدت متوسط می‌شود [۳]. از طرف دیگر عضلات چهارسران در مرحله پاسخ بارگیری به صورت برونگرا منقبض می‌شوند، بنابراین کاهش توانایی انقباض اکسنتریک، به تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در مرحلهٔ تماس پاشنه با زمین منجر می‌شود و در نتیجه جذب شوک در مفصل زانو کاهش می‌یابد [۴۱]. بنابرین تولید گشتاور مناسب توسط عضلات چهارسر ران در مرحلهٔ تماس پاشنه‌پا اهمیت بسیاری دارد [۴۲،۴۳]، به نظر می‌رسد افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت هنگام استفاده از کفی آنتی پرونیشن از مکانیزم جبرانی افزایش فعالیت این عضله جهت افزایش جذب شوک نیروها استفاده می‌نمایند. از آنجایی که تفسیر داده‌های الکترومیوگرافی به روش تجزیه و تحلیل آن وابسته است. لازم است تا احتیاط‌های لازم در مقایسهٔ نتایج مطالعات مختلف در این زمینه صورت گیرد [۴۴]. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل گروه بر مقادیرطیف فرکانس عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار می‌باشد مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر طیف فرکانس عضله دوسر رانی طی فاز پاسخ بارگیری در گروه با بازسازی رباط صلیبی قدامی در مقایسه با گروه سالم بزرگتر بود. یافته‌های تحقیق موندرمن و همکاران نیز می‌تواند موید همین مسئله باشد، چرا که آن‌ها پیشنهاد دادند ارتزهایی که از حرکت طبیعی مفصل حمایت می‌کنند باعث کاهش فعالیت عضلانی شده و ارتزهای جلوگیری کننده از حرکت طبیعی مفصل فعالیت عضلانی را به‌منظور حفظ وضعیت طبیعی مفصل افزایش می‌دهند [۴۵]. با این حال در این پژوهش متغیرهای کینماتیکی موردبررسی قرار نگرفتند. ممکن است در این زمینه مطالعات آتی با بررسی هم‌زمان متغیرهای کینماتیکی و الکترومایوگرافیکی به تفسیر دقیق‌تر نتایج بپردازند. در راستای نتایج پژوهش حاضر جعفرنژاد و همکاران طی پژوهشی کاهش معنادار فعالیت عضله پهن میانی را در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی طی دویدن را گزارش کردند، به نظر می‌رسد تغییر فعالیت‌های عضلانی عامل مهمی برای افزایش خطر آسیب مفاصل در آینده در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌باشد [۴۶]. از طرفی دیگر آناستاسیوس و همکاران طی پژوهشی افزایش معنادار فعالیت عضله پهن خارجی را در افراد سالم در مقایسه با افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی طی دویدن تا آستانه خستگی را گزارش دادند، به نظر دویدن با شدت بالا منجر به اختلال در پاسخ عصبی عضلانی عضله پهن خارجی در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی می‌شود [۱۱].

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل گروه بر مقادیرطیف فرکانس عضله دوقلو داخلی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار می‌باشد، مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر طیف فرکانس عضله دوقلو طی فاز هل دادن در گروه با بازسازی رباط صلیبی قدامی در مقایسه با گروه سالم بزرگتر است. در راستای یافته‌های پژوهش حاضر چوانگ و همکاران به بررسی اثرات استفاده از بریس زانو بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در افراد با بازسازی رباط صلیبی

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

قدامی پرداختند، نتایج افزایش معنادار فعالیت عضلات سرینی میانی و راست‌رانی طی فاز هل دادن پس از استفاده از بریس زانو در افراد با بازسازی رباط صلیبی قدامی را نشان داد. به نظر می‌رسد استفاده از بریس زانو برای ورزشکاران با بازسازی رباط صلیبی قدامی به افزایش فعالیت عضلات خم کننده مفصل زانو و منجر به ثبات و پایداری مفصل زانو در شرایط دینامیک می‌گردد [٤۷]. همچنین عنبریان و همکاران ۱۳۹۹ در پژوهشی به بررسی اثر میزان سفتی کفی بر الگوی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی حین دویدن روی تردمیل پرداختند، یافته‌های این مطالعه نشان داد که فعالیت الکترومایوگرافی برخی از عضلات اندام تحتانی حین دویدن با کفش متفاوت از شرایطی است که از کفی با درجات سفتی مختلف استفاده می‌شود. همچنین تغییر در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در شرایط استفاده از کفی‌های مختلف در مراحل مختلف دویدن مشاهده شد [٤۸].

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از پژوهش نشان‌دهنده تغییر معنادار فعالیت عضلات چهارسرانی، همسترینگ، سرینی میانی و دوقلو در هنگام استفاده از کفی آنتی پرونیت در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت بود، در نتیجه می‌تواند در انتخاب کفی با توجه به اهمیت کلینیکی و تمرینی مفید باشد.

تشکر و قدردانی

کد اخلاق پژوهش حاضر IR.SSRC.REC.1401.140 است. هیچکدام از نویسندگان این مقاله، افراد و یا دستگاه‌ها تعارض منافعی برای انتشار این مقاله ندارند. همچنین از تمامی آزمودنی‌ها شرکت‌کننده در پژوهش حاضر و سایر افرادی که در اجرای پژوهش حاضر یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی می‌شود.

References

1- Collins KA, Turner MJ, Hubbard-Turner T, Thomas AC. Gait and plantar sensation changes following massage and textured insole application in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. Gait posture. 2020;81:254-60.
2- Lewek M, Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002;17(1):56-63.
3- Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H. EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. J Orthop Res. 1988;6(5):630-8.
4- Kålund S, Sinkjær T, Arendt-Nielsen L, Simonsen O. Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. Am J Sports Med. 1990;18(3):245-8.
5- Van Lent M, Drost M, van den Wildenberg F. EMG profiles of ACL-deficient patients during walking: the influence of mild fatigue. Int J Sports Med. 1994;15(08):508-14.
6- Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. J Electromyogr Kinesiol. 2004;14(3):287-94.
7- Bryant AL, Kelly J, Hohmann E. Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. J Orthop Res. 2008;26(1):126-35.
8- Drechsler WI, Cramp MC, Scott OM. Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. Eur J Appl Physiol. 2006;98:613-23.
9- Sabapathy S, Schneider DA, Morris NR. The VO2 slow component: relationship between plasma ammonia and EMG activity. Med Sci Sports Exerc. 2005;37(9):1502-9.
10- Macdonald JH, Farina D, Marcora SM. Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. Med Sci Sports Exerc. 2008;40(2):335-44.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

11- Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD. High intensity running results in an impaired neuromuscular response in ACL reconstructed individuals. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009;17:977-84.
12- Feagin Jr JA, Wills RP, Lambert KL, Mott HW, Cunningham RR. Anterior cruciate ligament reconstruction; bone-patella tendon-bone versus semitendinosus anatomic reconstruction. Clin Orthop Relat Res. 1997;(341):69-72.
13- Hurley MV. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. Rheum Dis Clin. 1999;25(2):283-98.
14- Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PloS one. 2017;12(9).
15- Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J biomech. 2016;49(9):1705-10.
16- Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Amirzadeh N, Siahkouhian M, Granacher U. Ground reaction forces and muscle activity while walking on sand versus stable ground in individuals with pronated feet compared with healthy controls. PloS one. 2019;14(9):e0223219.
17- Chen KC, Tung LC, Tung CH, Yeh CJ, Yang JF, Wang CH. An investigation of the factors affecting flatfoot in children with delayed motor development. Res Dev Disabil. 2014;35(3):639-45.
18- Dunn J, Link C, Felson D, Crincoli M, Keysor J, McKinlay J. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. Am J Epidemiol. 2004;159(5):491-8.
19- Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. J Athl Train. 2000;35(4):403.
20- Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stoll DA. Incidence of hyperpronation in the ACL injured knee: a clinical perspective. J Athl Train. 1992;27(1):58.
21- Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. J Athl Train. 1994;29(4):343.
22- Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;24(2):91-7.
23- Alm A, Ekström H, Strömberg B. Tensile strength of the anterior cruciate ligament in the dog. Acta Chir Scand Suppl. 1974;445:15-23.
24- Jafarian P, Taheri A, Forghany S. Comparison of foot pressure distribution using two types of medical insoles based on location in children with flexible flat foot: A Quasi-Experimental Study. J Res Rehabil Sci. 2021;17(1).
25- Barton CJ, Lack S, Hemmings S, Tufail S, Morrissey D. The 'Best practice guide to conservative management of patellofemoral pain': incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. Br J Sports Med. 2015;49(14):923-34.
26- Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. Br J Sports Med. 2014;48(6):411-4. .
27- Mills K, Blanch P, Dev P, Martin M, Vicenzino B. A randomised control trial of short term efficacy of in-shoe foot orthoses compared with a wait and see policy for anterior knee pain and the role of foot mobility. Br J Sports Med. 2012;46(4):247-52.
28- Vicenzino B, Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: a randomised clinical trial. BMC Musculoskelet Disord. 2008;9:27.
29- Snyder BA, Munter AD, Houston MN, Hoch JM, Hoch MC. Interrater and intrarater reliability of the semmes-weinstein monofilament 4-2-1 stepping algorithm. Muscle Nerve. 2016;53(6):918-24.
30- Jenkins WL, Williams DB, Williams K, Hefner J, Welch H. Sex differences in total frontal plane knee movement and velocity during a functional single-leg landing. Phys Ther Sport. 2017;24:1-6.
31- Vickers N. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Curr Biol. 2017;27(14):R713-R5.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]

32- Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Sex-based differences in knee ligament biomechanics during robotically simulated athletic tasks. J biomech. 2016;49(9):1429-36.
33- Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz S. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 2005;40(1):41.
34- Bok SK, Kim BO, Lim JH, Ahn SY. Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old. Ann Rehabil Med. 2014;38(3):369-75.
35- Butler RJ, Hillstrom H, Song J, Richards CJ, Davis IS. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. J Am Podiatr Med Assoc .2008;98(2):102-6.
36- Portero P, Dogadov AA, Servière C, Quaine F. Surface electromyography in physiotherapist educational program in France: enhancing learning sEMG in stretching practice. Front Neurol. 2020;11:584304.
37- Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2018;39:35-41.
38- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10(5):361-74.
39- Jafarnezhadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. J clin biomech. 2020;73:55-62.
40- Murley GS, Landorf KB, Menz H. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? J clin biomech. 2010;25(7):728-36.
41- Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait posture. 2008;28(4):568-73.
42- Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement, 4nd ed. New York: John Wiley & Sons; 2009: 125-224.
43- Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. Arch Phys Med Rehabil. 1995;76(2):151-7.
44- Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(1):1-12.
45- Mündermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. Gait posture. 2006;23(3):295-302.
46- Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghoroghchi A, Darvishani MA, Aali S, Dionisio VC. Analysis of ground reaction forces and muscle activity in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during different running strike patterns. Gait Posture. 2021;90:204-9.
47- Chuang MH, Lee YM, Lee HJ, editors. Effects of functional knee brace on lower extremity muscle activations after anterior cruciate ligament reconstruction. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. 2015 July. 24-21, France, Floren.
48- Sedighi A, Anbarian M. The effect of shoe insole stiffness on electromyography activity pattern of selected lower extremity muscles during running on treadmill. Res Sports Med Technol. 2020;18(20):35-47.

[Downloaded from jarums.arums.ac.ir on 2024-06-30]

[DOI: 10.61186/jarums.23.3.238]