Journal of Ilam University of Medical Sciences

P-ISSN: 1563-4728
E-ISSN: 2588-3135

The effect of fatigue protocol on ankle and knee muscle co-contraction during walking in people with anterior cruciate ligament injury reconstruction with pronated foot

Hamed Sheikhalizadeh [1], Amirali Jafarnezhadgero [1*], Abbas Memarbashi [1], Heidar Sajedi [2], Afsaneh Enteshari Moghaddam [3]

[1] Dept of Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] Dept of Exercise and Sports Sciences for Disabled People, International Science and Technology University, Ankara, Turkey
[3] Dept of Internal Medicine, Imam Khomeini Hospital, Ardabil University of Medical Sciences, Ardabil, Iran

Article Info

Article type:
Research article

Article History:
Received: Jul. 07, 2025
Received in revised form: Aug. 15, 2025
Accepted: Sept. 03, 2025
Published Online: Nov. 26, 2025

**** Correspondence to:***
Amirali Jafarnezhadgero
Dept of Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email:
amiralijafarnezhad@gmail.com

A B S T R A C T

Introduction: Anterior cruciate ligament rupture (ACL) is among the most common sports-related injuries. This study examined how an acute fatigue protocol alters ankle and knee-muscle co-contraction during gait in individuals with unilateral Anterior cruciate ligament reconstruction who also present with a pronated foot.

Materials & Methods: The research was a quasi-experimental and laboratory study. The subjects were 15 men with ACLR and pronated feet and 15 healthy men. Surface electromyography of selected lower-limb muscles was recorded while participants walked on a treadmill. After completing a standardised fatigue protocol, EMG was collected again during running. A two-way repeated-measures ANOVA (group × time) was performed in SPSS V 26 at p less than 0.05.

Results: A significant main effect of time was found for overall ankle co-contraction during the loading-response ($P = 0.003$, $d = 0.329$), mid-stance ($P = 0.023$, $d = 0.212$), and propulsion phases ($P < 0.001$, $d = 0.865$) of gait. A significant main effect of group was observed for overall knee co-contraction in the loading-response ($P < 0.001$, $d = 0.377$) and mid-stance phases ($P = 0.044$, $d = 0.172$). Group differences were also significant for directional knee co-contraction in mid-stance ($P = 0.022$, $d = 0.215$) and for directional ankle co-contraction in loading-response ($P = 0.013$, $d = 0.251$).

Conclusion: Individuals with ACLR and a pronated foot exhibit a lower co-contraction level at the knee and ankle compared with healthy controls, and fatigue further amplifies this reduction. Diminished co-contraction may compromise joint stability, alter gait mechanics, and increase injury risk in this population.

Keywords: Balance, Stability, Gait Pattern, Anterior Cruciate Ligament, Pronated Foot

Cite this paper: Sheikhalizadeh H, Jafarnezhadgero A, Memarbashi A, Sajedi H, Enteshari Moghaddam A. The effect of fatigue protocol on ankle and knee muscle co-contraction during walking in people with anterior cruciate ligament injury reconstruction with pronated foot. *Journal of Ilam University of Medical Sciences*. 2025;33(5):37-52.

Introduction

Anterior cruciate ligament tears are the most common sports-related knee injury, leading to more than 175,000 reconstruction surgeries worldwide each year (1). In the United States, the incidence of ACLR rose from 32.94 to 43.48 per 100,000 people between 1994 and 2006, while Scandinavian countries reported annual rates of 32–38 per 100,000 during the mid-2000s (1-3). Despite the success of surgical reconstruction, people who undergo ACLR face a significantly higher risk of early-onset osteoarthritis.The main problem seems to be biomechanical changes that happen after surgery, like less knee extensor torque, more knee adduction moments, and changes in neuromuscular patterns that together create

© The Author(s)
Publisher: Ilam University of Medical Sciences

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

strange compressive forces across the joint (4). Muscle co-contraction, which is when both agonist and antagonist muscles are activated at the same time, is a way to stabilise the knee (4). But too much co-contraction can be bad for you because it increases joint contact pressures and speeds up cartilage wear (2). Studies consistently indicate that individuals post-ACLR depend on elevated levels of co-contraction; however, fatigue compromises this intricate neuromuscular regulation, resulting in potentially hazardous movement patterns (4). Previous studies have explored how fatigue affects quadriceps-hamstring co-contraction, yet none have investigated the combined effect of fatigue on ankle and knee muscle co-contraction during walking in ACL-reconstructed individuals with excessive foot pronation (5). The aim of the present study was to examine the influence of a fatigue protocol on ankle and knee muscle co-contraction during gait in ACLR patients with pronated feet.

Methods

This quasi-experimental study included 30 young men aged 19–26 years. Fifteen had undergone unilateral hamstring autograft ACL reconstruction 4–8 months earlier and presented with foot over-pronation; the other 15 were healthy, age-matched controls. Sample size was determined using G*Power ($\alpha = 0.05$, power = 80%, effect size = 0.29), yielding 15 participants per group. All participants were right-leg dominant, physically active at least three sessions per week, and free from meniscal tears, knee osteoarthritis, or current knee pain. After a standardized warm-up, participants walked five trials along an 18-meter walkway at self-selected speed. Wireless Biometrics EMG (1000 Hz) recorded activity from seven right lower-limb muscles: tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semitendinosus, and biceps femoris. Fatigue was then induced on a level treadmill: speed started at 6 km/h and increased by 1 km/h every two minutes until RPE reached 17 or heart rate hit 80% of age-predicted maximum (220 − age). Participants continued at that speed for an additional two minutes. Immediately post-fatigue, the five walking trials and EMG recordings were repeated. Raw signals were band-pass filtered (10–500 Hz), and RMS values were normalized to %MVIC obtained isometrically with a handheld dynamometer. General and directional co-contraction indices were calculated for three stance phases (0–20%, 20–47%, and 47–70% of gait cycle). Data normality was confirmed with Shapiro-Wilk tests. A mixed 2 × 2 repeated-measures ANOVA, Bonferroni post-hoc comparisons, and partial eta-squared (η^2p) were performed in SPSS V.26 at p less than 0.05.

Results

Co-contraction data were normally distributed in both groups, and before fatigue there was no significant difference between the ACLR-with-pronation group and the healthy controls. Acute fatigue and a history of ACL reconstruction with foot over-pronation both significantly reduced protective muscle co-contraction during walking. Fatigue alone slashed general ankle co-contraction across the entire stance phase most dramatically during push-off ($P < 0.001$, $d = 0.87$), followed by loading response ($P = 0.003$, $d = 0.33$) and mid-stance ($P = 0.023$, $d = 0.21$) with post-fatigue values consistently lower than at rest. Independently, the ACLR + over-pronation group displayed markedly lower co-contraction than healthy controls, especially in the critical early weight-acceptance moments. Knee general co-contraction was reduced in both loading response ($P = 0.001$, $d = 0.38$) and mid-stance ($P = 0.044$, $d = 0.17$), while knee directional co-contraction dropped during mid-stance ($P = 0.022$, $d = 0.22$). At the ankle, both general ($P = 0.028$, $d = 0.20$) and directional ($P = 0.013$, $d = 0.25$) co-contraction were significantly lower during loading response. No other phases showed group differences. Taken together, these findings reveal that young men 4–8 months post-ACLR with excessive pronation rely on less joint-stiffening co-contraction and fatigue further erodes this already compromised strategy, potentially leaving the knee and ankle vulnerable to harmful loads and accelerating long-term cartilage degeneration.

Conclusion

This study examined the impact of fatigue on knee and ankle muscle co-contraction in 15 young men with a history of ACL reconstruction and excessive foot pronation, compared to 15 healthy controls. Acute fatigue triggered a significant drop in general ankle co-contraction across all three stance phases of walking—loading response, mid-stance, and especially push-off. Although this reduction

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

may serve as an energy-conserving adaptation, it clearly compromises ankle stability and raises the risk of injury. Throughout both rested and fatigued conditions, the ACLR-pronation group consistently displayed lower co-contraction than their healthy counterparts. Specifically, knee general co-contraction was reduced during loading response and mid-stance, knee directional co-contraction fell in mid-stance, and both general and directional ankle co-contraction were lower during loading response. This pattern probably represents a protective strategy to spare the ACL graft and limit compressive forces at the knee, yet it impairs control of frontal- and transverse-plane moments, encourages excessive tibiofemoral translation, promotes condylar lift-off, and accelerates long-term osteoarthritis. Over-pronation amplifies every one of these threats. In short, the combination of fatigue and ACLR with pronation leads to diminished active joint stiffness, poorer shock absorption, and detrimental changes in joint mechanics. Clinically, this means rehabilitation must shift its focus to "fatigue-resistant stability": perturbation-based training, neuromuscular endurance work, gait retraining, foot-posture correction, and ongoing monitoring of co-contraction patterns before any return-to-sport decision. Future studies should track long-term outcomes and test the real-world effectiveness of these targeted interventions.

Authors' Contribution

Conceptualization, Methodology, Formal Analysis, Validation, Investigation, Resources, Writing Original Draft Preparation, Writing–Review & Editing, Supervision, Software, Data Curation, Visualization, Project Administration: HSH, AJ, Methodology, Supervision, Project Administration: AM, HS, AE.

Ethical Statement

This study was approved by Ethics Committee of University of Mohaghegh Ardabili (Ardabil, Iran) (IR.UMA.REC.1402.064). The authors avoided data fabrication, falsification, plagiarism, and misconduct.

Conflicts of Interest

The authors declare no conflict of interest.

Funding

This research received no financial support.

Acknowledgment

The present article was extracted from the Ph.D. thesis written by Hamed Sheikhalizade. The authors thank the all of participants and persons who help in this project.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام

شاپای چاپی : ۱۵۶۳-۴۷۲۸

شاپای الکترونیک : ۲۵۸۸-۳۱۳۵

تأثیر دستورالعمل خستگی بر هم‌انقباضی عضلات مچ و زانو طی راه رفتن در افراد دارای بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت

حامد شیخ علیزاده [۱]، امیرعلی جعفرنژادگرو [۱*]، عباس معمارباشی [۱]، حیدر ساجدی [۲]، افسانه انتشاری مقدم [۳]

[۱] گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۲] دانشکده علوم بهداشتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی برای معلولین، دانشگاه بین‌المللی علوم و فناوری، آنکارا، ترکیه

[۳] گروه داخلی، بیمارستان امام خمینی (ره)، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران

اطلاعات مقاله

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۴/۱۶

تاریخ ویرایش: ۱۴۰۴/۰۵/۲۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۱۲

تاریخ انتشار: ۱۴۰۴/۰۹/۰۵

نویسنده مسئول:

امیرعلی جعفرنژادگرو

گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

Email:
amiralijafarnezhad@gmail.com

چکیده

مقدمه: پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در طول فعالیت‌های ورزشی است. بر اساس این، هدف از پژوهش حاضر تأثیر دستورالعمل خستگی بر هم‌انقباضی عضلات مچ و زانو طی راه رفتن در افراد دارای بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت بود.

مواد و روش‌ها: مطالعه از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. جامعهٔ آماری شامل ۱۵ مرد ACLR به همراه پای پرونیت و ۱۵ مرد سالم است. افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی ۴ تا ۸ ماه پیش از مطالعه، عمل جراحی رباط صلیبی قدامی را به‌صورت یک‌طرفه انجام داده بودند. در این حین، فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی ثبت شد؛ سپس دستورالعمل خستگی انجام گردید و پس از آن، مجدد داده‌های فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در حین راه رفتن ثبت شد. برای تحلیل داده‌های آماری نیز از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده گردید. همهٔ تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS vol.26 صورت گرفت.

یافته‌های پژوهش: اثر عامل زمان در مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری (P=0.003؛ d=0.329)، فاز اتکا (P=0.023؛ d=0.212) و فاز پیشروی (P<۰.۰۰۱؛ d=0.865) راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. با توجه به نتایج، اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگذاری (P=0.001؛ d=0.377) و فاز اتکا (P=0.044؛ d=0.172) راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری نشان داد. اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار زانو طی فاز اتکای راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت (P=0.022؛ d=0.215). اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه –رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری نشان داد (P=0.013؛ d=0.251).

بحث و نتیجه‌گیری: به‌صورت کلی، هم انقباضی در مفصل زانو و مچ پا در افراد ACLR و پای پرونیت کمتر است و خستگی این کاهش را می‌تواند افزایش دهد. این روند می‌تواند موجب کاهش ثبات مفصلی، تغییر الگوی راه رفتن و حتی بروز آسیب در این افراد شود.

واژه‌های کلیدی: تعادل، ثبات، الگوی راه رفتن، رباط صلیبی قدامی، پای پرونیت

استناد: شیخ علیزاده حامد، جعفرنژادگرو امیرعلی، معمارباشی عباس، ساجدی حیدر، انتشاری مقدم افسانه. تأثیر دستورالعمل خستگی بر هم‌انقباضی عضلات مچ و زانو طی راه رفتن در افراد دارای بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت. *مجله دانشگاه علوم پزشکی ایلام*، آذر ۱۴۰۴؛ (۵)۳۳ : ۵۲-۳۷.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

CC BY NC

مقدمه

پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در طول فعالیت‌های ورزشی است. بخش بزرگی از این آسیب‌ها به مداخلهٔ جراحی نیاز دارند، به‌گونه‌ای که سالانه بیش از ۱۷۵۰۰۰ عمل بازسازی رباط صلیبی قدامی انجام می‌شود. در ایالات‌متحده، بروز عمل‌های بازسازی ACL از ۳۲/۹۴ مورد به ازای هر ۱۰۰۰۰۰ نفر در سال ۱۹۹۴ به ۴۳/۴۸ مورد در سال ۲۰۰۶ افزایش‌یافته است (۱). همچنین طی سال‌های ۲۰۰۴ تا ۲۰۰۷ در سوئد، نروژ و دانمارک، میزان بروز سالانهٔ ACLR اولیه به‌ترتیب ۳۲، ۳۴ و ۳۸ مورد در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر گزارش‌شده است (۲).

هرچند پیشرفت‌های جراحی قادر است عملکرد زانو را پس از ترمیم ACL به‌خوبی بازیابی کند، افرادی که تحت ACLR قرار می‌گیرند، نسبت به جمعیت عادی با خطر بیشتری برای ابتلا به آرتروز زودهنگام مواجه‌اند. سازوکارهای دقیق این آسیب‌پذیری هنوز به‌طور کامل روشن نشده است. بااین‌حال به‌نظر می‌رسد، افزایش غیرطبیعی نیروهای فشاری مفصل که از تغییر راهبردهای عصبی عضلانی ناشی می‌شود، نقش مهمی داشته باشد. مطالعات بیومکانیکی پس از ACLR کاهش گشتاورهای اکستانسور داخلی زانو، افزایش گشتاورهای اکستانسور داخلی ران (۳) و نیز بروز گشتاورهای اداکشن خارجی زانو را گزارش کرده‌اند (۳). این دگرگونی‌ها احتمالاً نشان‌دهندهٔ راهبردهای حرکتی جبرانی برای محافظت از مفصل بازسازی شده‌اند و در کنار آن، با تغییر الگوهای فعالیت عصبی عضلانی همراه هستند (۳). تغییر فعالیت عصبی- عضلانی می‌تواند بر هم‌انقباضی عضلات نیز تأثیرگذار باشد. هم‌انقباضی عضلانی به فعال‌سازی همزمان عضلات متضاد اطراف یک مفصل اطلاق می‌شود. این پدیده با هدف تقویت عملکرد رباط‌ها در حفظ پایداری مفصلی، ایجاد مقاومت در برابر چرخش مفصل و توزیع متعادل فشار در سطوح مفصلی صورت می‌گیرد. هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل زانو به‌عنوان یک راهبرد عصبی-عضلانی در فعالیت‌های پویا عمل می‌کند تا با ایجاد پایداری در مفصل، نیروهای برشی و چرخشی زیان‌آور را کاهش دهد (۴).

دربارهٔ میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو پس از آسیب رباط صلیبی قدامی دو دیدگاه وجود دارد. از یک منظر، هم‌انقباضی عضلانی می‌تواند سازگاری مثبتی در پاسخ به ناپایداری ناشی از آسیب باشد. از دیدگاه بیومکانیکی، این پدیده به‌عنوان سازوکاری محافظتی برای مفصل عمل می‌کند و با فعال‌سازی همزمان گروه‌های عضلانی متضاد، به توزیع یکنواخت نیروهای مفصلی و افزایش پایداری کمک می‌نماید (۵). از سوی دیگر، هم‌انقباضی بیش‌ازحد ممکن است به‌عنوان راهبردی زیان‌بار برای یکپارچگی مفصل تلقی شود. با وجود تأثیر مثبت هم‌انقباضی در توزیع یکنواخت فشارهای مفصلی، فعال‌سازی بیش‌ازحد آن می‌تواند به افزایش نیروهای فشاری خالص در سطوح مفصلی منجر شود و زمینه‌ساز بروز یا پیشرفت آرتروز گردد (۵).

با توجه به اختلال در ساختارهای پویا (عضلات) و ایستا (رباط‌ها) در حفظ پایداری مفصل زانو پس از آسیب ACL، به‌نظر می‌رسد، افراد با سابقهٔ پارگی ACL برای جبران ناپایداری مفصلی از سطح بالاتری از هم‌انقباضی عضلانی بهره می‌برند. بااین‌حال، خستگی ناشی از تمرینات یا فعالیت‌های رقابتی می‌تواند کنترل عصبی-عضلانی را مختل کند و پاسخ‌های عضلانی غیرطبیعی و اجتناب‌ناپذیری را ایجاد نماید (۶).

مطالعات پیشین تأثیر آسیب ACL و خستگی را بر میزان هم‌انقباضی گروه‌های عضلانی متضاد مفصل زانو بررسی کرده‌اند. پژوهش کلیس و همکاران نشان داد که خستگی عضلات اکستنسور زانو به افزایش نسبت هم‌انقباضی عضلات چهارسر و همسترینگ طی حرکت فرود منجر می‌شود و خطر آسیب را افزایش می‌دهد (۷)؛ همچنین در مطالعهٔ پادوا و همکاران، استفاده از یک دستورالعمل خستگی در زنجیرهٔ حرکتی بسته (تکرار حرکات اسکوات)، به افزایش نسبت فعالیت عضلهٔ چهارسر به همسترینگ منجر شد. این افزایش به علت وابستگی بیش‌ازحد آزمودنی‌ها به عضلهٔ چهارسر پس از خستگی بود که می‌تواند خطر آسیب ACL را افزایش دهد. تحقیق رادولف و همکاران (۲۰۰۰) نشان داد که میزان هم‌انقباضی عضلات چهارسر و دوقلوی خارجی در

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

افراد با نقص رباط صلیبی قدامی (ACLD)، به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل است (۸). با وجود این، تاکنون پژوهشی که اثر خستگی را بر هم‌انقباضی عضلات مچ و زانوی افراد دارای ACLR با پای پرونیت در حین راه رفتن بررسی کند، گزارش نشده است؛ بنابراین، یافتن مداخلات مؤثر برای بهبود هم‌انقباضی عضلات در این گروه اهمیت بسیاری دارد؛ بنابراین، هدف این مطالعه بررسی تأثیر دستورالعمل خستگی بر هم انقباضی عضلات مچ پا و زانو طی راه رفتن در افراد دارای بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت است.

مواد و روش‌ها

این مطالعهٔ نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی روی ۳۰ نفر انجام گرفت. با استفاده از نرم‌افزار G*power، برای تحلیل آماری آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری، حجم نمونهٔ آماری پژوهش حاضر ۱۵ نفر در هر گروه برآورد گردید. با توجه به یک مطالعهٔ پیشین که اثر خستگی را بر اوج مؤلفهٔ عمودی نیروهای واکنش زمین (GRF) در دوندگان دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی را بررسی کرده بود (۹)، مؤلفه‌های ورودی شامل نرخ خطای نوع اول $\alpha=0.05$، نرخ خطای نوع دوم $\beta=0.02$ (توان آماری ۸۰ درصد) و اندازهٔ اثر برابر با ۰/۲۹ تعیین شد. بر اساس همین، ۱۵ نفر با سابقهٔ ACLR به همراه پای پرونیت (که از سوی پزشک بررسی و وارد تحقیق گردیدند) و ۱۵ نفر سالم به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی ۴ تا ۸ ماه پیش از مطالعه، عمل جراحی رباط صلیبی قدامی (اتوگرفت همسترینگ) را به‌صورت یک‌طرفه انجام داده بودند. افرادی که آسیب‌های مینیسک و آرتروز و نیز درد زانو داشتند، از مطالعه کنار گذاشته شدند. همهٔ شرکت‌کنندگان از نظر جسمی فعال بودند و حداقل سه جلسه در هفته، ۴۰ دقیقه پیاده‌روی و یا دویدن داشتند.

جامعهٔ آماری این پژوهش مردانی با محدودهٔ سنی ۱۹ تا ۲۶ سال بودند که به‌صورت هدفمند در این پژوهش شرکت کردند (جدول شمارهٔ ۱). هریک از آزمودنی‌های تحقیق بر اساس معیارهای ورود شامل جنسیت مرد، تکمیل فرم رضایت فردی، اختلاف نداشتن در اندام‌های تحتانی و همچنین نداشتن سابقهٔ ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی به‌ویژه در ناحیهٔ اندام تحتانی در گروه سالم به‌صورت تصادفی ساده انتخاب گردیدند؛ همچنین جنسیت ورزشکار مرد، بازسازی آسیب ACL در یک پا، داشتن افتادگی ناوی در همان پا، داشتن دامنهٔ حرکتی کامل در مفصل زانو، گذشت چهار ماه از جراحی، توانایی راه رفتن و دویدن مستقل و استفاده نکردن از هرگونه بریس یا زانوبند از شرایط ورود به تحقیق بیماران آسیب ACL بود. دستورالعمل تحقیق توسط کمیتهٔ اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی (IR.UMA.REC.1403.063) تصویب و با کد IRCT20170806035517N6 در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران به ثبت رسید. همهٔ موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد (۱۰). پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت توپ مشخص گردید (۱۱). همهٔ آزمودنی‌ها راست‌پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، پیش از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد؛ سپس آزمودنی‌های در مسیر ۱۸ متری ۵ مرتبه عمل راه رفتن را اجرا کردند. در این حین، فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی برای عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی میانی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، نیم‌وتری و دوسررانی ثبت شد؛ سپس دستورالعمل خستگی انجام گردید و پس از آن، مجدد داده‌های الکترومایوگرافی در حین راه رفتن ثبت شد.

جدول شمارهٔ ۱. داده‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌های شرکت‌کننده در تحقیق

متغیر	گروه سالم	گروه ACLR با پای پرونیت	سطح معناداری
سن (سال)	۲۳/۱±۸۶/۲۴	۲۴/۱±۲۰/۳۷	۰/۴۹۲
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۳±۲۶/۸۲	۱۷۸/۳±۱۳/۸۵	۰/۵۴۱

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

وزن (کیلوگرم)	۷۶/۳±۸۶/۶۲	۷۷/۳±۶۶/۶۹	۰/۵۵۴
BMI (کیلوگرم در مترمربع)	۲۴/۱±۶۱/۴۸	۲۴/۱±۴۸/۰۴	۰/۷۷۷
زمان آسیب تا عمل جراحی	–	۶/۰±۱۳/۹۹	–
زمان عمل جراحی تا شرکت در تحقیق	–	۵/۱±۸۶/۳۰	–

* سطح معناداری کمتر یا مساوی با پنج‌صدم است ($P<0.05$).



جدول شمارهٔ ۱. مراحل تست‌گیری و دستورالعمل خستگی

دستورالعمل خستگی فیزیکی شامل دویدن با کفش ورزشی روی تردمیل بدون شیب (Horizon Horizon

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

Fitness, Omega GT, USA) بود، درحالی‌که ضربان قلب به‌طور مداوم کنترل می‌شد (Polar Polar RS100, Polar Electro Oy, Woodbury, NY). شرکت‌کنندگان آزمون را با سرعت ۶ کیلومتر در ساعت شروع کردند و سرعت تردمیل هر ۲ دقیقه ۱ کیلومتر در ساعت افزایش یافت. میزان فشار درک‌شده در پایان هر مرحله با استفاده از مقیاس بورگ نقطه‌ای (۲۰-۶) از شرکت‌کنندگان گرفته شد (۱۲). به‌محض اینکه شرکت‌کنندگان فشار درک شدهٔ ۱۳ یا بالاتر را گزارش کردند، سرعت تردمیل ثابت شد تا امکان دویدن در حالت پایدار فراهم شود. در طول این دورهٔ حالت پایدار، داده‌های فشار درک‌شده و ضربان قلب هر ۳۰ ثانیه ثبت گردید. حداکثر ضربان قلب با استفاده از معادلهٔ ۲۲۰–age تعیین شد (۱۳). دستورالعمل خستگی با دو دقیقه دویدن در حالت پایدار بیشتر از ۱۷ در مقیاس بورگ یا بیشتر از ۸۰ درصد از حداکثر ضربان قلب خاتمه یافت (۱۴). پس‌آزمون‌ها بلافاصله پس از اعمال دستورالعمل خستگی انجام گردید. دستورالعمل خستگی بر اساس وضعیت توان‌بخشی افراد شرکت‌کننده در ACLR بود و آزمون‌های اجرا و دستورالعمل خستگی امکان‌پذیر بودند (۱۵).

برای اندازه‌گیری میزان فعالیت عضلانی در پای راست، از یک دستگاه الکترومایوگرافی (EMG) بی‌سیم استفاده شد. این دستگاه شامل هفت جفت الکترود سطحی دوقطبی Ag/AgCl با فاصلهٔ مرکز به مرکز ۲۵ میلی‌متر، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگااهم و نسبت حذف حالت مشترک بیش از ۱۱۰ دسی‌بل بود (EMG Pre-Amplifier, Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom) (۱۶). الکترودها با استفاده از چسب دوطرفهٔ مناسب برای کاربردهای پزشکی که به‌صورت برش‌خورده طراحی‌شده بود، به‌طور ایمن روی شکم عضلانی بیمار ثابت شدند. سیگنال‌های اولیهٔ EMG پس از تبدیل دیجیتال با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، از طریق فناوری بلوتوث به‌صورت بی‌سیم به رایانه منتقل گردیدند تا تحلیل‌های بیشتری روی آن‌ها انجام شود. بر اساس توصیه‌های انجمن اروپایی بیومکانیک برای الکترومیوگرافی سطحی (SENIAM)، پوست نواحی مدنظر با محلول اتانول ۷۰ درصد (C2H5OH) به‌دقت تمیز و اصلاح شد (۱۶).

بر اساس مطالعات دوگان و همکاران (۲۰۰۵)، فاز ایستادن در راه رفتن به سه زیرفاز مجزا تقسیم‌بندی شده است: فاز پاسخ بارگذاری (Loading Response) که شامل از ۰ تا ۲۰ درصد چرخهٔ راه رفتن می‌شود، فاز میانی استقرار (Mid-Stance) از ۲۰ تا ۴۷ درصد و فاز رانش (Push-Off) که از ۴۷ تا ۷۰ درصد چرخهٔ راه رفتن را در برمی‌گیرد (۱۷-۲۱). برای استانداردسازی نتایج EMG، انقباض ایزومتریک حداکثر ارادی (MVIC) هر عضله در حین راه رفتن، با استفاده از دینامومتر دستی اندازه‌گیری شد. روش‌های نرمال‌سازی بر اساس توصیه‌های بسومی و همکاران (۲۰۲۰) انجام گرفت. به شرکت‌کنندگان توصیه گردید که در آزمون‌ها حداکثر تلاش خود را به‌کار گیرند. سه آزمون آزمایشی با فواصل استراحت ۱ تا ۲ دقیقه بین هر آزمون انجام شد. برای اندازه‌گیری MVIC، از یک کمربند ایزومتریک با سرعت صفر استفاده گردید که مفاصل را کاملاً بی‌حرکت نگه می‌داشت. برای نرمال‌سازی، بالاترین مقدار MVIC ثبت‌شده در آزمون‌ها به‌کار گرفته شد.

داده‌های الکترومیوگرافی با استفاده از نرم‌افزار Biometrics DataLITE پردازش گردیدند و یک فیلتر پایین‌گذر با محدودهٔ ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز اعمال شد. برای تحلیل سیگنال‌های EMG، ریشهٔ میانگین مربع (RMS) هر عضله بر مقدار انقباض ایزومتریک حداکثر ارادی (MVIC) همان عضله تقسیم و سپس در ۱۰۰ ضرب گردید. برای محاسبهٔ مقادیر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار در فازهای مختلف راه رفتن، از فرمول‌های زیر استفاده شد (۲۲):

اگر میانگین EMG عضله آگونیست بیشتر از میانگین EMG عضله آنتاگونیست باشد:

$$Directed\ co-contraction = 1 - \frac{antagonist\ mean\ EMG}{agonist\ mean\ EMG}$$

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

در غیر این صورت:

$$Directed\ co-contraction\ =\ 1-\frac{antagonist\ mean\ EMG}{agonist\ mean\ EMG}$$

در هم‌انقباضی جهت‌دار، هرچه مقدار عددی به صفر نزدیک‌تر باشد، سطح هم‌انقباضی شدیدتر است. برعکس، هنگامی‌که مقدار به ۱ یا ۱- نزدیک می‌شود، شدت هم‌انقباضی کاهش می‌یابد (۲۷).

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای بررسی تأثیرات زمان (پیش‌آزمون در برابر پس‌آزمون) و گروه (گروه کنترل در برابر گروه مداخله) بر نتایج، از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر ترکیبی (within-between repeated measures ANOVA) استفاده گردید. در تحلیل‌های آزمون تعقیبی (post-hoc)، از آزمون بونفرونی بهره گرفته شد. برای برآورد اندازهٔ اثر، مقدار اتای جزئی (η^2p) گزارش گردید. مقادیر کمتر از ۰/۵۰ نشان‌دهندهٔ اثر کوچک، مقادیر بین ۰/۵۰ تا ۰/۸۰ نشان‌دهندهٔ اثر متوسط و مقادیر بیشتر از ۰/۸۰ نشان‌دهندهٔ اثر بزرگ بودند. همهٔ تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS vol.26 انجام گرفت.

یافته‌های پژوهش

با توجه به داده‌های به‌دست‌آمده در آزمون شاپیرو-ویلک داده‌ها توزیع طبیعی داشتند. نتایج نشان‌داده‌شده در جدول شمارهٔ ۲ حاکی از آن است که بین پیش از خستگی دو گروه کنترل و ACLR از نظر آماری اختلاف معناداری نبود؛ بنابراین، شرایط استفاده از آزمون واریانس برقرار است (P=0.05)(جدول شمارهٔ ۲).

جدول شمارهٔ ۲. مقایسهٔ میانگین و انحراف استاندارد پیش از خستگی هم‌انقباضی عمودی و جهت‌دار زانو و مچ پای گروه کنترل و گروه ACLR با پای پرونیت

هم انقباضی	فاز	گروه کنترل	گروه ACLR با پای پرونیت	سطح معناداری
عمومی زانو	بارگذاری (LR)	۱۲۸/۲۵±۵۹/۳۹	۹۳/۲۳±۶۰/۱۹	۰/۰۷۰
	اتکا (MS)	۱۳۰/۱۵±۶۸/۷۹	۱۰۶/۳۸±۸۶/۰۶	۰/۰۵۶
	پیشروی (PO)	۱۲۸/۲۳±۳۳/۷۶	۱۳۸/۴۰±۰۵/۵۹	۰/۴۸۱
جهت‌دار زانو	بارگذاری (LR)	-۰/۰±۰۵/۳۲	۰/۰±۰۱/۵۲	۰/۶۸۴
	اتکا (MS)	-۰/۰±۰۳/۱۸	۰/۰±۱۸/۴۰	۰/۲۶۳
	پیشروی (PO)	۰/۰±۱۷/۴۱	۰/۰±۲۲/۴۷	۰/۷۷۰
عمومی مچ پا	بارگذاری (LR)	۲۶۷/۳۲±۴۲/۰۰	۲۹۲/۲۶±۴۲/۹۵	۰/۰۵۰
	اتکا (MS)	۳۲۶/۹۳±۷۲/۰۶	۳۲۰/۷۳±۸۳/۷۴	۰/۸۶۵
	پیشروی (PO)	۴۱۸/۷۷±۹۷/۴۵	۳۷۲/۶۲±۸۸/۱۳	۰/۱۲۲
جهت‌دار مچ پا	بارگذاری (LR)	-۰/۰±۲۹/۳۸	-۰/۰±۳۷/۲۹	۰/۵۹۲
	اتکا (MS)	-۰/۰±۲۶/۳۷	-۰/۰±۱۸/۴۳	۰/۶۱۳
	پیشروی (PO)	-۰/۰±۱۵/۲۵	-۰/۰±۱۲/۲۷	۰/۸۳۹

با توجه به نتایج، اثر عامل زمان در مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری (P=0.003؛ d=0.329)، فاز اتکا (P=0.023؛ d=0.212) و فاز پیشروی (P<۰.۰۰۱؛ d=0.865) راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی حاکی از آن بود که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری، فاز اتکا و

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

فاز پیشروی راه رفتن در بعد خستگی نسبت به پیش از خستگی کمتر بود. با توجه به نتایج، اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگذاری (P=0.001؛ d=0.377) و فاز اتکا (P=0.044؛ d=0.172) راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی حاکی از آن بود که مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگذاری و فاز اتکای راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود؛ همچنین اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار زانو طی فاز اتکای راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت (P=0.022؛ d=0.215). مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار زانو طی فاز اتکای راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود. اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (P=0.028؛ d=0.200). مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم-انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود. اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت (P=0.013؛ d=0.251). مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود؛ اما متغیرهای دیگر هم‌انقباضی عمودی و جهت‌دار زانو و مچ پا در طی راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری نداشتند. (P>۰.۰۵) (جدول شمارهٔ ۳).

جدول شمارهٔ ۳. میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی عمودی و جهت‌دار زانو و مچ پا طی راه رفتن

صفحه‌بندی	مؤلفه‌ها	گروه کنترل		گروه ACLR با پای پرونیت		سطح معناداری		
		پیش از خستگی	پس از خستگی	پیش از خستگی	پس از خستگی	اثر عامل خستگی	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
عمومی زانو	بارگذاری (LR)	۱۲۸/۲۵±۵۹/۳۹	۱۳۸/۴۳±۶۸/۳۶	۹۳/۲۳±۶۰/۱۹	۱۰۹/۲۲±۹۲/۵۲	۰/۷۱۸ (۰/۰۰۶)	* ۰/۰۰۱ (۰/۳۷۷)	۰/۱۳۶ (۰/۰۹۸)
	اتکا (MS)	۱۳۰/۱۵±۶۸/۷۹	۱۴۱/۶۷±۶۶/۲۷	۱۰۶/۳۸±۸۶/۰۶	۱۱۸/۱۴±۲۶/۳۶	۰/۹۸۶ (۰/۰۰۰)	* ۰/۰۴۴ (۰/۱۷۲)	۰/۳۶۵ (۰/۰۳۷)
	پیشروی (PO)	۱۲۸/۲۳±۳۳/۷۶	۱۲۷/۳۸±۲۶/۲۰	۱۳۸/۴۰±۰۵/۵۹	۱۲۳/۳۴±۴۷/۰۴	۰/۳۲۶ (۰/۰۴۴)	۰/۸۰۵ (۰/۰۰۳)	۰/۳۹۵ (۰/۰۳۳)
جهت-دار زانو	بارگذاری (LR)	-۰/۰±۰۵/۳۲	-۰/۰±۰۲/۴۹	۰/۰±۰۱/۵۲	-۰/۰±۰۹/۵۳	۰/۸۰۲ (۰/۰۰۳)	۰/۹۸۵ (۰/۰۰۰)	۰/۶۲۱ (۰/۰۱۱)
	اتکا (MS)	-۰/۰±۰۳/۱۸	۰/۰±۲۱/۳۸	۰/۰±۱۸/۴۰	-۰/۰±۱۷/۳۵	۰/۱۴۶ (۰/۰۹۴)	* ۰/۰۲۲ (۰/۲۱۵)	۰/۱۶۹ (۰/۰۸۴)
	پیشروی (PO)	۰/۰±۱۷/۴۱	۰/۰±۰۳/۵۰	۰/۰±۲۲/۴۷	۰/۰±۲۴/۳۳	۰/۶۷۳ (۰/۰۰۸)	۰/۲۴۰ (۰/۰۶۲)	۰/۵۸۷ (۰/۰۱۴)
عمومی مچ پا	بارگذاری (LR)	۲۶۷/۳۲±۴۲/۰۰	۲۰۸/۵۶±۷۶/۸۲	۲۹۲/۲۶±۴۲/۹۵	۲۶۱/۷۷±۸۰/۹۵	* ۰/۰۰۳ (۰/۳۲۹)	* ۰/۰۲۸ (۰/۲۰۰)	۰/۳۱۳ (۰/۰۴۶)
	اتکا (MS)	۳۲۶/۹۳±۷۲/۰۶	۲۸۶/۴۹±۴۸/۷۰	۳۲۰/۷۳±۸۳/۷۴	۲۱۹/۴۸±۵۵/۴۹	* ۰/۰۲۳ (۰/۲۱۲)	۰/۲۰۵ (۰/۰۷۲)	۰/۳۰۵ (۰/۰۴۸)
	پیشروی (PO)	۴۱۸/۷۷±۹۷/۴۵	۲۴۸/۵۴±۴۷/۳۶	۳۷۲/۶۲±۸۸/۱۳	۱۹۸/۱۴±۱۰/۴۷	P<۰/۰۰۱ *	۰/۰۷۴ (۰/۱۳۸)	۰/۸۸۴ (۰/۰۰۱)

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

						(۰/۸۶۵)		
جهت‌دار مچ پا	بارگذاری (LR)	−۰/۰±۲۹/۳۸	۰/۰±۱۰/۴۴	−۰/۰±۳۷/۲۹	−۰/۰±۴۵/۳۴	۰/۱۸۱ (۰/۰۸۰)	* ۰/۰۱۳ (۰/۲۵۱)	۰/۰۵۵ (۰/۱۵۸)
	اتکا (MS)	−۰/۰±۲۶/۳۷	−۰/۰±۳۵/۶۱	−۰/۰±۱۸/۴۳	−۰/۰±۰۹/۳۸	۰/۹۹۵ (۰/۰۰۰)	۰/۱۹۰ (۰/۰۷۷)	۰/۵۴۷ (۰/۰۱۷)
	پیشروی (PO)	−۰/۰±۱۵/۲۵	−۰/۰±۴۹/۵۵	−۰/۰±۱۲/۲۷	−۰/۰±۲۱/۳۹	۰/۰۶۸ (۰/۱۴۳)	۰/۱۹۶ (۰/۰۷۵)	۰/۲۶۷ (۰/۰۵۶)

* سطح معناداری کمتر یا مساوی با پنج‌صدم است ($P<0.05$).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر دستورالعمل خستگی بر هم‌انقباضی عضلات مچ و زانو طی راه رفتن در افراد دارای بازسازی آسیب رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت بود. با توجه به نتایج، اثر عامل زمان در مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری، فاز اتکا و فاز پیشروی راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی حاکی از آن بود که مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری، فاز اتکا و فاز پیشروی راه رفتن در پس از خستگی نسبت به پیش از خستگی کمتر بود.

با توجه به بررسی‌های انجام‌شده، مطالعات فراوانی دربارهٔ هم‌انقباضی عضلات اندام تحتانی صورت گرفته است؛ اما مطالعه‌ای که به‌صورت مستقیم بتوان نتایج را با آن مقایسه کرد، وجود نداشت. عنوان‌شده است که هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل می‌تواند سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی شود؛ به این معنی که در صورت ناپایداری مفصل، عضلات اطراف مفصل باهم عمل می‌کنند تا مفصل را پایدار نمایند؛ بنابراین می‌توان این‌گونه بیان کرد که افزایش در هم‌انقباضی حاکی از وجود بی‌ثباتی در مفصل است (۲۳).

سفتی عضلات با افزایش هم‌انقباضی عضلات مچ پا افزایش می‌یابد. این نشان‌دهندهٔ ناکارآمدی و مصرف انرژی بیش‌ازحد عضلات است که می‌تواند به خستگی عضلات منجر شود (۲۴). پادوا و همکاران (۲۰۱۲) دریافتند که افزایش هم‌انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلو با افزایش سفتی عضلات مچ پا و کاهش خمیدگی دورسی مچ پا مرتبط است که می‌تواند به جابجایی داخلی زانو در صفحه فرونتال منجر گردد (۲۵). مطالعات دیگر نشان داده‌اند که افزایش سفتی عضلات دیستال می‌تواند عملکرد مفصل مچ پا، سرعت زاویه‌ای و گشتاور مکانیکی را در طول فاز کانسنتریک کاهش دهد (۲۶). این شرایط می‌تواند عملکرد نهایی مفصل را تهدید کند. در مطالعهٔ لی و همکاران (۲۰۱۸)، افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در مقایسه با گروه سالم، هم‌انقباضی TA-LG و TA-PL بیشتری را در طول فاز فرود روی سطح شیب‌دار نشان دادند (۲۷). با توجه به نتایج تحقیق، هم‌انقباضی عمومی مچ پا پس از خستگی کاهش داشت. علت احتمالی را می‌توان به‌سبب کاهش در مصرف انرژی به‌منظور ادامهٔ فعالیت نسبت داد؛ بنابراین، این عمل یک روند جبرانی بدن است که با کاهش ثبات مفصلی باعث حفظ انرژی می‌گردد (۲۸). با توجه به اینکه کاهش هم انقباضی عمومی به‌عنوان یک سازوکار جبرانی در شرایط خستگی می‌تواند باعث کاهش مصرف انرژی شود؛ اما از سوی دیگر، پایداری مفصل مچ پا را کاهش می‌دهد. کاهش پایداری مفصل می‌تواند با کاهش کنترل حرکتی موجب افزایش احتمال آسیب‌های اسکلتی-عضلانی گردد که این نتیجه با مطالعهٔ کلیس و همکاران همسو بود (۲۹).

برخلاف مطالعهٔ حاضر، ناردو و همکاران (۲۰۱۵) افزایش هم انقباضی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی داخلی را در مرحلهٔ میانهٔ استقرار پس از خستگی گزارش کردند (۳۰). شاید این اختلاف به علت تفاوت در نوع و یا شدت برنامهٔ خستگی باشد. نوع برنامهٔ خستگی آنان راه رفتن در شدت دلخواه بود، درحالی‌که برنامهٔ خستگی این مطالعه دویدن روی تردمیل با شاخص بورگ بود. در کل، با توجه به

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

نتیجهٔ این تحقیق مبنی بر کاهش هم انقباضی عمومی در گروه ACLR و پای پرونیت، به‌نظر می‌رسد خستگی با تغییر دادن دستگاه حرکتی که متعاقب بروز تغییراتی در نحوهٔ فعالیت عضلات ایجاد می‌شود، می‌تواند در مکانیک حرکت و مفاصل حین راه رفتن تغییراتی ایجاد کند؛ بنابراین، احتمالاً این تفاوت در فعالیت عضلات که پس از خستگی مشاهده شد، یکی از سازوکارهای کاهش هم انقباضی عمومی و ایجاد تغییرات در مکانیک مفاصل باشد. در مطالعه‌ای نشان داده‌شده است که پس از ایجاد این تغییرات، دستگاه اسکلتی- عضلانی بدن توانایی خود در جذب مناسب شوک را از دست می‌دهد و خطر ابتلا به آسیب-های ناشی از خستگی و پرکاری افزایش می‌یابد (۳۱).

با توجه به نتایج، اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگذاری و فاز اتکای راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی حاکی از آن بود که مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو طی فاز پاسخ بارگذاری و فاز اتکای راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود. اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم‌انقباضی عمومی مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود.

این نتایج با مطالعات مانتال و همکاران (۲۰۱۳)، منصورزاده و همکاران (۲۰۱۹)، گوتو و همکاران (۲۰۱۸) و رستمی و همکاران (۲۰۱۹) همسو بود (۳۲-۳۵). رستمی و همکاران گزارش کردند که هم‌انقباضی عضلات سرینی میانی و نزدیک‌کنندهٔ طویل پس از تماس پا با زمین در افراد دارای آسیب رباط صلیبی قدامی کمتر از گروه کنترل بود. به‌نظر می‌رسد، افراد ACLR برای کاهش نیروهای فشاری وارد بر مفصل، هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو و مچ پا را کاهش داده‌اند. این بخش از یافته‌ها با نتایج مطالعات چمیلفسکی و همکاران (۲۰۰۵)، فونسکا و همکاران (۲۰۰۴) و رادولف و همکاران (۲۰۰۱) همسو بود. چمیلفسکی و همکاران (۲۰۰۵) گزارش کردند که تمرینات اغتشاشی می‌تواند میزان هم‌انقباضی مفصل زانو را در افراد دارای ADLD به‌طور معناداری کاهش دهد(۳۷، ۳۶، ۸). فونسکا و همکاران (۲۰۰۴) با اشاره به کاهش هم‌انقباضی زانو در افراد دارای ACLD بیان نمودند که گیرنده‌های لیگامانی و مفصلی نقش مهمی در افزایش سفتی عضلانی و مفصلی دارند که به افزایش توانایی مفصل برای مقاومت در برابر بارهای خارجی منجر می‌شود. بر اساس این، ایجاد ثبات مفصل در افراد ACLR به سازوکار پیچیده‌تری از اعمال سادهٔ رفلکسی و پاسیو نیاز دارد که توسط لیگامان‌ها انجام می‌شود. علاوه بر این، بیان‌شده است که دستگاه دوک عضلانی در سازوکار تعدیل سفتی مفصل نقش دارد (۳۶). پژوهش فلمینگ و همکاران (۲۰۰۱) نشان داد که هم انقباضی عضلات زانو استرین بیشتری را به ACL نسبت به فعالیت مجزای هر یک عضلات وارد می‌کند (۳۶)؛ بنابراین، احتمال دارد یکی از علل کاهش هم-انقباضی در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل، برای کاهش استرس وارده بر ACL باشد؛ همچنین اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار زانو طی فاز اتکای راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار زانو طی فاز اتکای راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود. اثر عامل گروه مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن از نظر آماری اختلاف معناداری داشت. مقایسهٔ جفتی نشان داد، مقادیر هم‌انقباضی جهت‌دار مچ پا طی فاز پاسخ بارگذاری راه رفتن در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود.

گزارش‌شده است، در هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات آگونیست و آنتاگونیست جانب داخلی مفصل، به‌منظور خنثی کردن گشتاور ابداکشن ایجادشده بر مفصل فعال می‌شوند (۳۸)؛ همچنین عضلات خارجی مفصل زانو فعال می‌گردند تا گشتاور اداکشنی وارد بر مفصل زانو را خنثی کنند (۳۸). برخی از مطالعات انجام‌شده بیان کرده‌اند که هم‌انقباضی جهت‌دار سبب کنترل گشتاور خارجی وارده بر مفصل

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

می‌شود و درنتیجه، مانع بلند شدن کندیل‌ها و بنابراین، سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو می‌گردد (۳۹). با توجه به نتایج تحقیق بالا می‌توان گفت، کمتر بودن هم‌انقباضی جهت‌دار در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل، احتمال افزایش گشتاور خارجی را بالا می‌برد که این خود شروعی برای آسیب‌های جانبی آینده است. از سویی، در مطالعه‌ای گزارش‌شده است که افزایش گشتاور ادکشنی در مقابله با افزایش گشتاور ابداکشنی خارجی زانو می‌تواند در بلندمدت باعث استئوآرتریت کندیل داخلی زانو و همچنین آسیب به رباط‌های جانبی زانو گردد (۲۸). کردی و همکاران (۲۰۲۰) بیان کرده‌اند، تمرین پرش جمع روی سطح تاتامی در فاز فیدفوروارد، بیشترین میزان فعالیت هم‌انقباضی جهت‌دار داخلی–خارجی را دارد که این هم انقباضی که جهت آن به سمت داخل است، باعث کنترل مؤثرتر حرکت فمور بر تیبیا می‌شود (۳۹). جهت این هم انقباضی در مرحلهٔ فیدفوروارد به‌منظور حفظ ثبات فمور و تیبیا، باعث جلوگیری از چرخش خارجی تیبیا می‌گردد که درنهایت، باعث جلوگیری از سازوکارهای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود (۳۹). با توجه به نتایج، تحقیق بالا با تحقیق استرامنگر و همکاران، پنگ و همکاران و اندرسون و همکاران همسو نبود. علت ناهمسو بودن می‌تواند اختلاف در نوع آزمودنی‌ها باشد، به‌صورتی که آزمودنی‌های تحقیق حاضر علاوه بر بازسازی رباط صلیبی قدامی، پای پرونیت نیز داشتند.نتایج این تحقیق نشان داد که دستورالعمل خستگی الگوی کنترل عصبی‌عضلانی را در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی همراه با پای پرونیت به‌صورت معناداری تغییر می‌دهد. هم‌انقباضی عمومی مچ پا در فازهای پاسخ بارگذاری، اتکا و پیشروی پس از خستگی کاهش یافت و هم‌انقباضی عمومی زانو در فازهای پاسخ بارگذاری و اتکا در گروه ACLR با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل کمتر بود. هم‌انقباضی جهت‌دارِ زانو در فاز اتکا و مچ پا در فاز پاسخ بارگذاری نیز در گروه ACLR با پای پرونیت کمتر بود و این الگو تفاوت پایدار میان گروه‌ها را تأیید کرد. کاهش هم‌انقباضی پس از خستگی می‌تواند به‌منزلهٔ راهبرد صرفه‌جویی انرژی تبیین شود؛ اما این راهبرد بهای کاهش سفتی فعال و ثبات مفصلی را به همراه دارد و ظرفیت جذب شوک و کنترل گشتاورهای خارجی را محدود می‌کند. درعین‌حال، در شرایط ACL بازسازی‌شده، کاهش هم‌انقباضی ممکن است فشار رباطی را کاهش دهد؛ اما به بهای افت کنترل صفحه‌های فرونتال و عرضی و افزایش احتمال جابه‌جایی‌های نامطلوب تیبیوفمورال تمام می‌شود. هم‌نشینی پای پرونیت با این الگو، اهرم‌های دورسی‌فلکشن و راهبردهای تعادلی مچ را دگرگون می‌کند و خطر انتقال بارهای نامطلوب به زانو را افزایش می‌دهد.

کاربست بالینی نتایج ایجاب می‌کند که بازتوانی بر «پایداری مقاوم به خستگی» متمرکز شود و نگهداشت هم‌انقباضی کافی و جهت‌مند در فازهای بحرانی راه رفتن را هدف بگیرد. برنامه‌های تمرین باید شامل آموزش کنترل حرکتی تحت خستگی، تمرینات اغتشاشی، استقامت عصبی‌عضلانی عضلات درشت‌نی قدامی، پرونئال‌ها و هم‌گروه‌های همکار در زانو، بازآموزی الگوی راه رفتن و اصلاح پاسچر پا از طریق تمرینات و وسایل کمکی گردد. پایش شاخص‌های هم‌انقباضی در طول بازگشت به ورزش باید به‌صورت منظم انجام شود. نبود مطالعات کاملاً همسان برای مقایسهٔ مستقیم، ماهیت خاص دستورالعمل خستگی و همراهیِ پرونیشن با ACLR تعمیم‌پذیری نتایج را محدود می‌کند. پژوهش‌های آینده باید انواع و شدت‌های متفاوت خستگی، سنجش‌های سه‌بعدی کینتیکی و فعالیت عضلات لگن و تنه، پیامدهای بالینی بلندمدت مانند درد، عملکرد و پیش‌رَوی استئوآرتریت و اثربخشی مداخلات هدفمند برای بهینه‌سازی «صرفه‌جویی انرژی و ثبات مفصل» را ارزیابی کنند. درنهایت، با توجه به نتایج تحقیق بالا می‌توان نتیجه‌گیری کرد که به‌صورت کلی، هم‌انقباضی در مفصل زانو و مچ پا در افراد ACLR و پای پرونیت کمتر است و خستگی می‌تواند این کاهش را افزایش دهد. این روند می‌تواند موجب کاهش ثبات مفصلی، تغییر الگوی راه رفتن و حتی بروز آسیب در این افراد شود.

با توجه به اینکه آزمودنی‌های تحقیق حاضر مرد

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

هستند؛ بنابراین نمی‌توان نتایج این تحقیق را به جامعهٔ بانوان تعمیم داد. یکی دیگر از محدودیت‌های تحقیق حاضر نبود بررسی کینماتیکی آزمودنی‌هاست که پیشنهاد می‌گردد، در تحقیقات آینده علاوه بر دستگاه‌های کینتیکی، از دستگاه‌های کینماتیکی نیز استفاده شود. از سوی دیگر، از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به تعداد کم نمونه‌ها اشاره کرد.

سپاس‌گزاری

از همهٔ شرکت‌کنندگان حاضر در پژوهش و همچنین از حمایت مالی معاونت تحصیلات تکمیلی دانشگاه محقق اردبیلی برای اجرای پژوهش حاضر کمال تشکر و قدردانی را داریم.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌کنند که تضاد منافعی در این مقاله وجود ندارد.

کد اخلاق

این مقاله با تاییدیه کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد اخلاق IR.UMA.REC.1403.063 و با کد IRCT20170806035517N6 در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران انجام شده است.

حمایت مالی

این مقاله از هیچ منبعی حمایت مالی دریافت نشده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی، روش‌شناسی، تحلیل داده، منابع، نگارش، تهیه پیش‌نویس اصلی، بررسی و ویرایش، نظارت، تحلیل آماری، گردآوری داده‌ها، مدیریت پروژه: حامد شیخ علیزاده، امیرعلی جعفرنژادگرو.

روش‌شناسی، نظارت، مدیریت پروژه: عباس معمارباشی، حیدر ساجدی و افسانه انتشاری مقدم.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

References

1. Webster KE, Santamaria LJ, McClelland JA, Feller JA. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. Med Sci Sports Exerc. 2012;44:910-6. doi: 10.1249/mss.0b013e31823fe28d.
2. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther. 2007;87:337-49. doi: 10.2522/ptj.20060143.
3. Nyland J, Klein S, Caborn DN. Lower extremity compensatory neuromuscular and biomechanical adaptations 2 to 11 years after anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy. 2010;26:1212-25. doi: 10.1016/j.arthro.2010.01.003.
4. Hawkins RD, Hulse M, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. Br J Sports Med. 2001;35:43-7. doi: 10.1136/bjsm.35.1.43.
5. Gardinier ES. The relationship between muscular co-contraction and dynamic knee stiffness in ACL-deficient non-copers [master's thesis]. Ann Arbor (MI): University of Michigan; 2009.
6. Lepley LK, Thomas AC, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Fatigue's lack of effect on thigh-muscle activity in anterior cruciate ligament-reconstructed patients during a dynamic-landing task. J Sport Rehabil. 2013;22:83-92. doi: 10.1123/jsr.22.2.83.
7. Lessi GC, Serrão FV. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and lower limb muscle activity during single-leg landing after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017;25:2550-8. doi: 10.1007/s00167-015-3762-x.
8. Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2000;8:262-9. doi: 10.1007/s001670000130.
9. Dashti Rostami K, Alizadeh MH, Minoonejad H, Yazdi H. Effect of fatigue on ground reaction force variables during single-leg landing in athletes with the history of anterior cruciate ligament injury. Sport Sci Health Res. 2019;11:13-22. doi: 10.32598/JESM.11.1.2.
10. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. JAMA. 2013;310:2191-4. doi: 10.1001/jama.2013.281053.
11. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait Posture. 2017;53:236-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006.
12. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign (IL): Human Kinetics; 1998.
13. American College of Sports Medicine. ACSM's health-related physical fitness assessment manual. 4th ed. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
14. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. J Sci Med Sport. 2014;17:419-24. doi: 10.1016/j.jsams.2013.05.013.
15. Adams D, Logerstedt DS, Hunter-Giordano A, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. J Orthop Sports Phys Ther. 2012;42:601-14. doi: 10.2519/jospt.2012.3871.
16. Mafi M, Sheikhalizade H, Jafarnezhadgero A, Asheghan M. Investigating the effect of sand training on running mechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet. Gait Posture. 2023;104:129-34. doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.06.009.
17. Jafarnezhadgero AA, Ghorbanloo F, Fatollahi A, Dionisio VC, Granacher U. Effects of an elastic resistance band exercise program on kinetics and muscle activities during walking in young adults with genu valgus: a double-blinded randomized controlled trial. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2021;81:105215. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105215.
18. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 5th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann; 2014.
19. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2005;16:603-21. doi: 10.1016/j.pmr.2005.02.007.
20. Jafarnezhadgero A, Fatollahi A, Sheykholeslami A, Dionisio VC, Akrami M. Long-term training on sand changes lower limb muscle activities during running in runners with over-pronated feet. BioMed Eng OnLine. 2021;20:1-18. doi: 10.1186/s12938-021-00955-8.
21. 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.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]

2019;14:e0223219. doi: 10.1371/journal.pone.0223219.
22. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2009;24:833-41. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.005.
23. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23:71-80. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.019.
24. Candotti CT, Loss JF, Bagatini D, Soares DP, da Rocha EK, de Oliveira ÁR, et al. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19:915-21. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.008.
25. Padua DA, Bell DR, Clark MA. Neuromuscular characteristics of individuals displaying excessive medial knee displacement. J Athl Train. 2012;47:525-36. doi: 10.4085/1062-6050-47.5.10.
26. Márquez G, Aguado X, Alegre LM, Fernández-del-Olmo M. Neuromechanical adaptation induced by jumping on an elastic surface. J Electromyogr Kinesiol. 2013;23:62-9. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.06.012.
27. Li Y, Ko J, Walker MA, Brown CN, Schmidt JD, Kim SH, et al. Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? J Electromyogr Kinesiol. 2018;38:81-7. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.009.
28. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejhad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. J Res Rehabil Sci. 2012;8:298-309. doi: 10.22122/jrrs.v8i2.359.
29. Kellis E, Zafeiridis A, Amiridis IG. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. J Athl Train. 2011;46:11-9. doi: 10.4085/1062-6050-46.1.11.
30. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: a surface electromyography study. J Electromyogr Kinesiol. 2015;25:347-54. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.10.016.
31. da Fonseca ST, Silva PL, Ocarino JM, Guimarães RB, Oliveira MT, Lage CA. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. J Electromyogr Kinesiol. 2004;14:239-47. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.003.
32. Mauntel TC, Begalle RL, Cram TR, Frank BS, Hirth CJ, Blackburn T, et al. The effects of lower extremity muscle activation and passive range of motion on single leg squat performance. J Strength Cond Res. 2013;27:1813-23. doi: 10.1519/JSC.0b013e3182763e84.
33. Mansourizadeh R, Letafatkar A, Khaleghi-Tazji M. Does athletic groin pain affect the muscular co-contraction during a change of direction. Gait Posture. 2019;73:173-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.07.249.
34. Goto S, Aminaka N, Gribble PA. Lower-extremity muscle activity, kinematics, and dynamic postural control in individuals with patellofemoral pain. J Sport Rehabil. 2018;27:505-12. doi: 10.1123/jsr.2016-0100.
35. Rostami KD, Naderi A, Thomas A. Hip abductor and adductor muscles activity patterns during landing after anterior cruciate ligament injury. J Sport Rehabil. 2019;28:871-6. doi: 10.1123/jsr.2018-0189.
36. 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. Phys Ther. 2005;85:740-9. doi: 10.1093/ptj/85.8.740.
37. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. J Orthop Res. 2001;19:1178-84. doi: 10.1016/S0736-0266(01)00057-2.
38. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 1991;9:113-9. doi: 10.1002/jor.1100090114.
39. Ashkezari MHK, Sahebozamani M, Daneshjoo A, Bafghi HA. Comparison of the effect of 6 weeks of balancing and hopping strengthening training on the kinematics of the lower extremities of athletes with functional ankle instability while running: a randomized controlled trial. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci. 2020;28:2807-22. doi: 10.18502/ssu.v28i7.4269.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-18]