Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Summer 2024, Volume 10, Issue 4 10.22034/IJRN.10.4.1

The acute effect of using anti-pronation insoles on the frequency content of lower limb muscles in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction with pronated feet during the stance phase of walking

Raziye Alizadeh[1], Amirali Jafarnezhadgero[2*], Davood khezri[3]

1- Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2- Associate Prof., Dept. 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: Amirali Jafarnezhadgero, Associate Prof., Dept. of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 2023/6/13 Accepted: 2024/1/24

Abstract

Introduction: Anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) is a common treatment method used after ACL injuries. Patients undergo ACLR to return to their active lifestyles. However, returning to their previous activity level may result in a retear of their reconstructed knee or an injury to their contralateral anterior cruciate ligament. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the acute effect of using anti pronation insoles on muscle frequency content in individuals with ACLR and pronated feet during walking

Methods: This study was semi-experimental and laboratory based. The sample consisted of 13 healthy males and 13 males with ACLR and pronated feet. A bipolar EMG system with 8 pairs of electrodes was used to record the activity of the tibialis anterior, medial gastrocnemius, vastus medius, vastus lateralis, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus and gluteus medius during walking with and without antipronation foot orthoses. Muscular median frequency during loading, mid-stance, and push-off phases were used for further analysis. Two-way ANOVA with repeated measures was used for statistical analysis.

Results: The results indicated that the ACLR group with pronated feet had higher median frequency in the rectus femoris ($p=0.004$) and medial gastrocnemius ($P=0.017$) during the loading phase compared to the healthy group. Additionally, the results showed that the frequency content of the vastus lateralis during the mid-stance phase was higher with foot orthoses compared to without ($p=0.002$). However, there was no change in the frequency content of this muscle in the ACLR group with pronated feet after using foot orthoses ($p>0.05$).

Conclusions: The quadriceps muscles have eccentric contractions during the loading phase. It appears that individuals with both ACLR and pronated feet use an increased median frequency of the rectus femoris as a compensatory mechanism for improved shock absorption. The use of foot orthoses has limited effects on muscular frequency content in individuals with both ACLR and pronated feet.

Keywords: Foot pronation, ACLR, Antipronated insole, Muscle frequency.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
تابستان ۱۴۰۳، دوره ۱۰، شماره ٤
10.22034/IJRN.10.4.1

اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی فاز اتکا راه رفتن

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

۱- گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۲- گروه بیومکانیک 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: امیرعلی جعفرنژادگرو، گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

دریافت مقاله: ۲۸ /۸/ ۱۴۰۱ پذیرش مقاله: ۷ / ۶/ ۱۴۰۲

چکیده

مقدمه: بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR) یک درمان رایج برای افراد پس از آسیب رباط می باشد. بیماران معمولاً برای بازگشت به سبک زندگی فعال خود، ACLR را انتخاب می کنند. با این حال، ممکن است بازگشت به سطح فعالیت قبلی منجر به عقب رفتن زانوی بازسازی شده آن ها یا آسیب به رباط متقاطع قدامی پای مقابل شود. بنابراین هدف از مطالعه حاضر اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و پای پرونیت طی راه رفتن بود.

روش کار: این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی می باشد. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل۱۳ مرد سالم و ۱۳مرد دارای بازسازی رباط ACL با پای پرونیت بود. از سیستم الکترومایوگرافی ۸ کاناله با الکترودهای دو قطبی سطحی جهت ثبت فعالیت عضلات درشت نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، دوسررانی، نیم وتری و سرینی میانی طی راه رفتن با و بدون کفی آنتی پرونیت استفاده شد. میانه فرکانس فعالیت عضلات طی ۳ فاز پاسخ بارگزاری، میانه اتکا و هل دادن مورد تحلیل قرا گرفت. جهت تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه های تکراری استفاده شد.

یافته ها: نتایج افزایش معنادار میانه فرکانس عضله راست رانی (P=۰/۰۰۴) و دوقلوی داخلی (P=۰/۰۱۷) طی فاز پاسخ بارگیری در افراد دارای بازسازی رباط ACL با پای پرونیت نسبت به افراد سالم نشان داد. همچنین نتایج نشان دهنده افزایش معنادار فعالیت عضله پهن خارجی در افراد سالم طی استفاده از کفی آنتی پرونیت بود (P=۰/۰۰۲) در حالی که فعالیت این عضله در افراد دارای بازسازی رباط ACL با پای پرونیت هنگام استفاده از کفی تغییری را نشان نداد (P>۰/۰۵).

نتیجه گیری: عضلات چهارسران طی راه رفتن در مرحله پاسخ بارگیری به صورت برونگرا منقبض می شوند، به نظر می رسد افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت از مکانیزم جبرانی افزایش میانه فرکانس این عضله جهت افزایش جذب شوک نیروها استفاده می نمایند. استفاده از کفی میانه فرکانس فعالیت عضلات را در افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت کمتر تحت تاثیر قرار می دهد.

کلیدواژه ها: پرونیشن پا، بازسازی رباط ACL، کفی آنتی پرونیت، فرکانس عضلات.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]
[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

مقدمه

راه رفتن یکی از فعالیت‌های پرتکرار روزمره است که بیشترین توجه متخصصین بیومکانیک و علوم توانبخشی را به خود معطوف داشته است. تعداد تکرار گام‌های راه رفتن می تواند بسته به شدت فعالیت افراد روزانه از زیر ۵۰۰۰ تکرار در افراد غیرفعال تا بیش از ۱۲۰۰۰ گام در افراد بسیار فعال متغیر باشد (۱). به دلیل تکرار بسیار زیاد گام های راه رفتن در طی فعالیت های روزانه و تجمیع فشارهای وارد بر مفاصل، یک فشار مکانیکی غیرعادی در اندازه کوچک نیز می تواند به یک خطر جدی برای بروز آسیب در مفاصل اندام تحتانی تبدیل گردد (۲). زانو، بزرگترین مفصل سینوویال بدن و مفصل لولایی است که ساختار آناتومیکی آن با اعمال نیروهای خارجی متنوع، باعث آسیب پذیری زیاد می شود (۳). لیگامان های صلیبی قدامی و خلفی زانو را از داخل پایدار می کنند و محور حرکات چرخش زانو و حرکات رو به عقب و رو به جلوی استخوان درشت نئی روی استخوان ران را محدود می کنند (۴). پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) موجب از دست رفتن پایداری مفصل زانو می شود (۵, ۶). نتایج پژوهش ها نشان داده اند که آسیب های رباط صلیبی قدامی در اکثر ورزشکاران از نوع غیر برخوردی بوده است (۷). بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR) یک درمان رایج برای افراد پس از پارگی رباط می باشد. هر سال بیشتر از ۱۷۵ هزار بازسازی رباط صلیبی قدامی ACLR در آمریکا انجام می‌شود (۸). در حالی که ثبات مفصل بعد از عمل بازیابی می‌شود، با این حال به نظر می رسد نقص در عملکرد سیستم عصبی و عضلانی همچنان وجود دارد (۹). از جمله این موارد می توان اختلالات در الگوی راه رفتن اشاره نمود که ممکن است در درازمدت به تخریب مفصل منجر شود (۱۰, ۱۱).

پای پرونیت با کاهش قوس طولی میانی کف پا در حین تحمل وزن مشخص می شود که در شرایط غیر تحمل وزن برطرف می شود (۱۲). گزارش شده ورزشکاران آسیب دیده ACL مقادیر بیشتری از افت ناویکولار داشتند که نشان دهنده پرونیشن بیشتر مفصل ساب تالار و شلی مفصل قدامی زانو است (۱۳). همچنین تجزیه و تحلیل داده ها بروز این آسیب را برای زنان ۸۷ درصد و برای مردان ۷۰ درصد پیش بینی نموده اند (۱۳). این نتایج نشان می‌دهد، هر چه ورزشکار پرونیت بیشتری داشته باشد ارتباط بیشتری با آسیب ACL وجود دارد (۱۳). کوپلن و همکاران چرخش داخلی بیشتر مفصل زانو را در افراد دارای پای پرونیت گزارش کردند (۱۴). در همین راستا آلم و همکاران در پژوهش گزارش دادند، که با افزایش چرخش داخلی یا چرخش خارجی مفصل زانو، قدرت ACL کاهش می‌یابد (۱۵). باوجود این تاکنون مطالعه ای که فرکانس فعالیت عضلات را در افراد دارای آسیب ACL و پای پرونیت مورد بررسی قرار نداده است. در پژوهش حاضر این موضوع مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

استفاده ازکفی حمایت کننده قوس طولی داخلی پا یا همان کفی آنتی پرونیت به عنوان یک روش درمانی مفید جهت مدیریت آسیب های اندام های اندام تحتانی در مطالعات پیشین توصیه شده است (۱۶, ۱۷). مطالعات کارآزمایی بالینی نشان داده اند که کفی آنتی پرونیت برای استفاده طی دویدن (۱۸) نسبت به کفی‌های تخت (۱۹) بهتر هستند. باوجود این تاکنون مطالعه ای که اثر کفی بر فرکانس فعالیت عضلات در افراد دارای آسیب ACL و پای پرونیت طی راه رفتن مورد بررسی قرار نداده است. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر فرکانس فعایت عضلات در افراد دارای باز سازی ACL و پای پرونیت طی راه رفتن می باشد.

روش کار

در این مطالعه نیمه تجربی از نوع آزمایشگاهی ۲۶ مرد که در دو گروه ۱۳ نفر با بازسازی رباط صلیبی قدامی با پای پرونیت (سن: ۴/۵±۲۳/۲ سال؛ وزن: ۶/۴±۷۱/۷ کیلوگرم؛ قد: ۷/۴±۱۷۷/۱ سانتی متر)، ۱۳ مرد سالم (سن: ۴/۱۵±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 حداقل ۳۰ شرکت کننده نیاز داریم (۲۰). با توجه به تفاوتهای جنسیتی گزارش شده در ویژگیهای راه رفتن بیومکانیکی در مردان و زنان (۲۱-۲۳)، در این مطالعه هر دو گروه زنان و مردان مبتلا به پای پرونیت و با بازسازی لیگامان ACL استفاده شد. رضایت نامه کتبی مبنی بر شرکت در پژوهش از تمام آزمودنی¬ها گرفته شد. معیارهای ورود به پژوهش برای گروه بیمار شامل: وجود پای پرونیت، دامنه سنی ۱۸-۴۰ سال، و گذشت ۶ ماه از بازسازی لیگامان ACL با گرافت همسترینگ، افت استخوان ناوی بیشتر از ۱۰ میلی متر، شاخص پاسچر پا بین ۶ تا

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

۱۰ و اورژن ریرفـوت بیشـتر از ۴ درجـه در حالـت ایسـتاده در نظـر گرفتـه شـد (۲۴-۲۶). معیارهـای ورود بـه پژوهـش بـرای گـروه سـالم شـامل: وجـود پـای نرمـال، دامنـه سـنی ۱۸-۴۰ سـال، افـت اسـتخوان نـاوی کمتـر از ۱۰ میلـی متـر و بیشـتر ۵ میلی¬متـر، شـاخص پاسـچر پـا کمتـر از ۶ و اورژن ریرفـوت کتـر از ۴ درجـه در حالـت ایسـتاده در نظـر گرفتـه شـد. معیارهـای خـروج از پژوهـش بـرای هـر دو گـروه شـامل ناهنجـاری هـای انـدام تحتانـی و تنـه، سـابقه جراحی، سـابقه آسـیب هـای مفاصل مـچ پـا و ران و سـابقه اسـتفاده از کفـی بـود. پژوهـش حاضـر توسـط کمیتـه اخلاقـی پژوهشـگاه تربیـت بدنـی و علـوم ورزشـی بـا کـد IR.SSRC.REC.1401.140 تصویـب شـد. میانگیـن افـت نـاوی در گـروه بیمـار برابـر ۲/۵±۱۴/۳ میلـی متـر و در گـروه سـالم برابـر ۱/۲±۷/۳ میلـی متـر بـود.

کفـی مـورد اسـتفاده در پژوهـش حاضـر دارای اختـلاف ارتفـاع ۲۰ میلـی متـر در بخـش قـوس طولـی داخلـی نسـبت بـه بخـش خارجـی بـود. بـرای ثبـت فعالیـت الکتریکـی عضـلات از یـک سیسـتم الکترومایـو گرافـی (DataL ITE EMG. Biometrics Ltd Bandwidth: 10- 490HZ) سـاخت کشورانگلسـتان استفاده شـد. فعالیـت عضـلات فعالیـت درشـت نـی قدامـی، دوقلـوی داخلـی، پهـن داخلـی، پهـن خارجـی، راسـت رانـی، دوسـررانی، نیـم وتـری و سـرینی میانـی طـی راه رفتـن بـا و بـدون کفـی آنتـی پرونیـت توسـط دسـتگاه الکترومایوگرافـی بایوسیسـتم طـی راه رفتـن در افـراد بـا بازسـازی رباط ACL بـا پـای پرونیـت و سـالم ثبـت گردیـد. مواضـع عضلانـی محـل نصـب الکترودهـا، مطابـق بـا توصیـه هـای انجمـن اروپایـی الکترومایوگرافـی (۲۷) آمـاده سـازی شـد. بـرای ایـن منظـور ابتـدا محـل هـای مـورد نظـر بـرای نصـب الکترود موهای سـطوح تراشـیده شـد و پوسـت بـا پنبـه آغشـته بـه الـکل ایزوپروپیـل ۰/۵ تمیـز گردیـد. نـرخ نمونـه بـرداری در دسـتگاه الکتـرو مایوگرافـی برابـر ۱۰۰۰ هرتـز بـود (۲۸). فاصلـه مرکـز تـا مرکـز الکترودهـا برابـر ۲ سـانتی متـر بـود (۲۹، ۳۰). مقادیـر میانـه طیـف فرکانـس فعالیـت عضـلات توسـط نـرم افـزار دیتالیـت نسـخه ۳,۱ (Biometrics Ltd., Nine Mile Point Ind. Est., Newport, United Kingdom) اسـتخراج گردیـد. بـرای مشـخص کـردن فازهـای مختلـف راه رفتـن از دسـتگاه صفحـه نیـرو برتـک (ابعـاد ۴۰*۶۰ سـانتی متر) بـا فرکانـس نمونـه بـرداری ۱۰۰۰ هرتـز اسـتفاده شـد. فازهـای مـورد بررسـی شـامل پاسـخ بـار گـزاراری (۰ تـا ۱۵ درصـد فـاز اتـکا راه رفتـن)، میانـه اتـکا (۱۵ تـا ۶۰ درصـد فـاز اتـکا راه رفتن) و هـل دادن (۶۰ تـا ۱۰۰ درصـد فـاز اتـکا راه رفتـن) بـود (۳۱). ثبـت داده هـای الکتـرو مایوگرافـی توسـط پژوهشـگر و بـا کمـک کارشـناس آزمایشـگاه و زیـر نظـر متخصـص بیومکانیک ورزشـی انجـام شـد. مـدت زمـان ثبـت آزمـون هـا بـرای هـر فـرد حـدود ۳۰ دقیقـه بـود. سـرعت راه رفتـن در حـدود ۱/۲ متـر بـر ثانیـه بـود کـه توجـه بـه متـراژ طـول مسـیر راه رفتـن و بـا اسـتفاده از کرنومتـر کنتـرل مـی گردیـد. آزمودنـی هـا کوشـش راه رفتـن را چهـار مرتبـه بـرای هـر شـرایط انجـام مـی دادنـد. صحـت داده هـای الکترومایوگرافـی بـا مقایسـه الگـوی کلـی فعالیـت عضلات و انطبـاق آن بـا مطالعـات گذشـته مـورد بررسـی قرار مـی گرفت.

تجزیه و تحلیل آماری

نرمـال بـودن توزیـع داده هـا توسـط آزمـون شـاپیرو ویلـک مـورد تاییـد قـرار گرفـت. جهـت تحلیـل آمـاری داده هـا از آزمـون آنالیـز واریانـس دوسـویه بـا انـدازه هـای تکـراری و آزمـون تعقیبـی بونفرونـی در سـطح معنـاداری ۰/۰۵ اسـتفاده شـد. تحلیـل آمـاری بـا نـرم افـزار آمـاری SPSS نسـخه ۲۲ انجـام شـد.

یافتـه هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد (جـدول ۱) کـه اثـر عامـل گـروه، بـر مقادیـر فرکانـس فعالیـت عضلـه راسـت رانـی (P=۰/۰۰۴) و دوقلـوی داخلـی (P=۰/۰۱۷) طـی فـاز پاسـخ بارگـذاری بـه لحـاظ آمـاری معنـادار مـی باشـد. مقایسـه جفتـی نشـان داد کـه فرکانـس عضلـه راسـت رانـی و دوقلـوی داخلـی در گـروه بازسـازی ACL در مقایسـه بـا گـروه سـالم بیشـتر اسـت. یافتـه هـا نشـان داد کـه اثـر عامـل کفـی و اثـر متقابـل کفـی و گـروه بـر فرکانـس فعالیـت عضـلات طـی فـاز پاسـخ بارگـذاری بـه لحـاظ آمـاری معنـادار نمـی باشـد.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

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

عضلات	گروه سالم		گروه بیمار		سطح معناداری (مجذور اتا)		
	بدون کفی	با کفی	بدون کفی	باکفی	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشتنی قدامی	۹۰/۷±۲۹/۳	۱۰۰/۳±۴۸/۲	۸۸/۹±۲۲/۸	۱۰۰/۵±۲۲/۱	(۰/۰۵۳)۰/۲۵۷	(۰/۰۰۰)۰/۹۲۸	(۰/۰۰۰)۰/۹۵۰
دوقلو داخلی	۹۶/۹±۲۵/۷	۱۰۲/۱±۲۳/۸/۸	۱۱۶/۰±۳۱/۱	۱۲۰/۱±۲۸/۹	(۰/۰۱۴)۰/۵۶۲	(۰/۲۱۴)۰/۰۱۷	(۰/۰۰۰)۰/۹۴۹
پهن داخلی	۸۷/۳±۲۸/۷	۸۵/۹±۳۴/۱	۸۱/۵±۲۵/۷	۹۴/۰±۲۴/۷	(۰/۰۲۲)۰/۴۶۸	(۰/۰۰۱)۰/۸۸۶	(۰/۸۴۴)۰/۳۶۷
پهن خارجی	۸۰/۲±۲۶/۳	۷۹/۳±۲۲/۱	۸۴/۷±۱۹/۲	۱۰۴/۲±۵۳/۴	(۰/۰۳۷)۰/۳۴۶	(۰/۱۰۷)۰/۱۰۳	(۰/۰۴۴)۰/۳۰۴
راست رانی	۷۴/۳±۱۷/۳	۷۵/۴±۲۱/۴	۹۷/۰±۲۴/۴	۱۰۹/۳±۵۷/۰	(۰/۰۱۹)۰/۵۰۶	*(۰/۲۹۶)۰/۰۰۴	(۰/۰۱۳)۰/۵۷۵
دوسر رانی	۹۲/۱±۲۴/۷	۹۸/۵±۳۱/۴	۹۲/۵±۱۹/۶	۹۵/۴±۲۹/۰	(۰/۰۱۹)۰/۵۰۵	(۰/۰۰۱)۰/۸۶۵	(۰/۰۰۳)۰/۷۹۶
نیم وتری	۹۰/۶±۱۹/۵	۹۷/۳±۴۰/۸	۱۰۰/۹±۲۸/۲	۱۰۵/۴±۴۶/۰	(۰/۰۱۴)۰/۵۶۷	(۰/۰۳۵)۰/۳۵۹	(۰/۰۰۱)۰/۹۰۷
سرینی میانی	۷۵/۵±۲۵/۸	۷۲/۱±۳۷/۴	۷۹/۹±۳۲/۴	۹۸/۸±۳۵/۷	(۰/۰۲۶)۰/۴۳۵	(۰/۱۲۰)۰/۰۸۳	(۰/۰۵۲)۰/۲۶۲

*سطح معناداری $p<۰/۰۵$

یافته ها نشان داد (جدول ۲) که اثر عامل کفی بر فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار می باشد (P=۰/۰۴۹). مقایسه جفتی نشان داد که کفی سبب افزایش فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا می شود. یافته ها نشان داد که اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت عضلات طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار نمی باشد. نتایج نشان داد که اثر متقابل کفی و گروه بر فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار می باشد (P=۰/۰۲۶).

جدول۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب طی فاز میانه اتکا

عضلات	گروه سالم		گروه بیمار		سطح معناداری (مجذور اتا)		
	بدون کفی	با کفی	بدون کفی	باکفی	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشتنی قدامی	۱۰۰/۸±۲۵/۹	۱۰۰/۰۷±۳۳/۲	۹۹/۳±۲۲/۳	۱۰۵/۱±۳۵/۳	(۰/۰۲۸)۰/۴۱۳	(۰/۰۰۲)۰/۸۱۹	(۰/۰۰۰)۰/۹۴۶
دوقلو داخلی	۹۷/۸±۱۸/۷	۹۷/۳±۱۰/۱	۱۰۵/۰±۳۴/۲	۱۱۱/۹±۲۹/۴	(۰/۰۱۰)۰/۶۳۰	(۰/۰۸۶)۰/۱۴۵	(۰/۰۱۳)۰/۵۸۳
پهن داخلی	۷۵/۸±۲۲/۴	۸۱/۷±۱۹/۸	۹۱/۰±۲۳/۸	۹۲/۴±۲۹/۷	(۰/۰۱۱)۰/۶۱۴	(۰/۱۴۵)۰/۰۵۵	(۰/۰۰۴)۰/۷۵۲
پهن خارجی	۷۶/۱±۱۶/۵	۱۱۸/۹±۵۸/۸	۸۵/۰±۳۰/۲	۸۲/۱±۱۶/۴	*(۰/۱۵۲)۰/۰۴۹	(۰/۰۷۸)۰/۱۶۷	*(۰/۱۸۹)۰/۰۲۶
راست رانی	۸۴/۷±۲۸/۱	۸۸/۳±۳۴/۳	۱۰۴/۴±۵۶/۱	۱۰۴/۸±۴۴/۲	(۰/۰۰۱)۰/۸۷۲	(۰/۱۰۵)۰/۱۰۷	(۰/۰۰۱)۰/۹۰۰
دوسر رانی	۱۱۲/۹±۳۴/۷	۱۱۱/۹±۳۰/۳	۱۱۰/۱±۳۵/۶	۱۰۸/۶±۳۵/۴	(۰/۰۰۱)۰/۸۹۳	(۰/۰۰۴)۰/۷۴۸	(۰/۰۰۰)۰/۹۸۰
نیم وتری	۹۷/۹±۲۷/۷	۹۸/۴±۲۱/۵	۱۰۷/۲±۳۴/۸	۱۰۹/۶±۴۱/۶	(۰/۰۰۱)۰/۸۶۷	(۰/۰۴۶)۰/۲۹۱	(۰/۰۰۱)۰/۹۰۸
سرینی میانی	۸۱/۱±۲۴/۲	۸۵/۳±۳۲/۳	۸۶/۵±۱۶/۸	۸۰/۲±۳۷/۲	(۰/۰۰۱)۰/۸۹۹	(۰/۰۰۰)۰/۹۸۵	(۰/۰۱۷)۰/۵۲۳

یافته ها نشان داد (جدول ۳) که اثر عاملی کفی، اثر عامل گروه و اثر متقابل کفی و گروه بر فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار نمی باشد (P>۰/۰۰۵).

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

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

عضلات	گروه سالم		گروه بیمار		سطح معناداری (مجذور اتا)		
	بدون کفی	با کفی	بدون کفی	باکفی	اثر عامل کفی	اثر عامل گروه	اثر متقابل کفی و گروه
درشتنی قدامی	۹۳/۶±۲۸/۶	۹۵/۷±۲۴/۴	۸۱/۸±۱۵/۱	۱۰۱/۵±۳۳/۲	(۰/۰۷۵)۰/۱۷۷	(۰/۰۰۸)۰/۶۶۳	(۰/۰۵۰)۰/۲۷۳
دوقلو داخلی	۱۰۳/۲±۲۵/۹	۱۰۸/۳±۳۵/۴	۱۲۱/۹±۳۰/۳	۱۱۸/۳±۵۴/۲	(۰/۰۰۰)۰/۹۵۰	(۰/۰۷۳)۰/۱۸۱	(۰/۰۰۷)۰/۶۹۳
پهن داخلی	۸۸/۴±۳۷/۲	۹۸/۷±۵۹/۰	۶۹/۵±۳۰/۱	۸۹/۸±۳۹/۰	(۰/۰۴۸)۰/۲۸۱	(۰/۰۸۲)۰/۱۵۶	(۰/۰۰۶)۰/۷۱۹
پهن خارجی	۸۵/۹±۳۴/۸	۸۷/۱±۴۶/۵	۹۵/۵±۴۴/۱	۱۱۲/۰±۶۱/۵	(۰/۰۱۶)۰/۵۴۴	(۰/۰۷۹)۰/۱۶۳	(۰/۰۱۲)۰/۵۹۹
راست رانی	۸۹/۳±۳۶/۹	۸۳/۵±۳۴/۸	۸۴/۷±۴۰/۹	۱۰۳/۹±۴۵/۷	(۰/۰۱۶)۰/۵۴۲	(۰/۰۲۰)۰/۴۹۱	(۰/۰۵۳)۰/۲۵۷
دوسر رانی	۹۷/۶±۵۰/۱	۱۰۲/۹±۳۶/۴	۸۸/۹±۳۷/۶	۱۰۷/۲±۲۷/۳	(۰/۰۴۲)۰/۳۱۸	(۰/۰۰۲)۰/۸۲۷	(۰/۰۱۳)۰/۵۷۷
نیم وتری	۷۹/۱±۳۳/۸	۱۰۷/۵±۴۶/۹	۹۱/۹±۳۲/۱	۱۰۶/۰±۳۹/۸	(۰/۱۱۰)۰/۰۹۸	(۰/۰۱۷)۰/۵۲۸	(۰/۰۱۴)۰/۵۶۹
سرینی میانی	۸۱/۱±۲۹/۶	۹۰/۶±۲۹/۸	۸۵/۴±۴۰/۱	۸۹/۲±۳۲/۰	(۰/۰۱۶)۰/۵۴۰	(۰/۰۰۲)۰/۸۴۲	(۰/۰۰۳)۰/۷۹۰

بحث

هدف از پژوهش حاضر اثر استفاده آنی از کفی آنتی پرونیت بر میانه فرکانس فعایت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای باز سازی ACL و پای پرونیت طی راه رفتن بود، نتایج نشان داد، اثر عامل گروه بر فرکانس فعالیت عضله راست رانی و دوقلوی داخلی طی فاز پاسخ بارگیری به لحاظ آماری معنادار بود. همچنین نتایج افزایش معنادار فعالیت این عضله را در افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت بعد از استفاده کفی آنتی پرونیت نشان داد. عضله راست رانی در جذب شوک طی فاز پاسخ بارگذاری ایفای نقش می نماید. بنابراین افزایش فعالیت این عضله در این فاز در افراد بیمار را می توان به عنوان یک مکانیزم جبرانی در این افراد نمود که به افزایش جذب شوک کمک می نماید (۳۲). در مرحلهٔ تماس پاشنه پا و ابتدای مرحلهٔ میانه اتکا، عضلات چهارسر ران به صورت اکسنتریک منقبض می شوند تا پایین آمدن مرکز جرم بدن را کنترل کنند و در عین حال بارهای تماسی وارد را کاهش دهند (۳۳, ۳۴). بنابرین تولید گشتاور مناسب توسط عضلات چهارسر ران در مرحلهٔ تماس پاشنه پا با زمین در حین راه رفتن اهمیت بسیاری دارد (۳۳, ۳۵، ۳۶). یافته ها نشان داد فعالیت عضله دوقلو طی فاز پاسخ بارگزاری در گروه بیمار در مقایسه با گروه سالم بیشتر است. عضله دوقلو یک عضله اینورتور می باشد عضله دوقلو طی فاز پاسخ بارگزاری در کنترل پرونیشن پا با انقباض برونگرا خود کمک می نماید. افزایش فعالیت عضله دوقلو در شرایط استفاده از کفی می تواند در کنترل بهتر حرکت پرونیشن پا کمک کننده باشد. یافته ها نشان داد که کفی سبب افزایش فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا می شود. همچنین نتایج نشان داد که اثر متقابل کفی و گروه بر فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا به لحاظ آماری معنادار می باشد. با توجه به یافته های پژوهش حاضر می توان بیان نمود که کفی اثرات متفاوتی را بر فرکانس فعالیت عضله پهن خارجی طی فاز میانه اتکا در گروه سالم در مقایسه با گروه بیمار دارد. یافته ها نشان داد که اثر عاملی کفی، اثر عامل گروه و اثر متقابل کفی و گروه بر فرکانس عضله پهن خارجی طی فاز هل دادن به لحاظ آماری معنادار نمی باشد. با توجه به یافته های پژوهش حاضر کمترین تفاوت بین گروهی و همچنین اثرات کفی بر فرکانس فعالیت عضلات طی فاز هل دادن راه رفتن بود.

پژوهش حاضر دارای محدودیت هایی بود که از آن جمله می توان به عدم بررسی اثرات طولانی مدت کفی بر طیف فرکانس فعالیت عضلات اشاره نمود. از سوی دیگر در پژوهش حاضر کینماتیک حرکت مورد ارزیابی قرار نگرفت و مطالعات آینده این موضوع را باید مورد بررسی قرار دهند.

نتیجه گیری

عضلات چهارسران طی راه رفتن در مرحله پاسخ بارگیری به صورت برونگرا منقبض می شوند، به نظر می رسد افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت از مکانیزم جبرانی افزایش فرکانس فعالیت این عضله جهت افزایش جذب شوک نیروها استفاده می نمایند. استفاده از کفی فرکانس فعالیت عضلات را در افراد دارای بازسازی رباط ACL همراه با پای پرونیت کمتر تحت تاثیر قرار می دهد.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

سپاسگزاری

در پایـان، از همـهٔ از آزمودنـی هـای گرامـی و سـایر عزیزانـی کـه صمیمانـه مـا را در انجـام ایـن مطالعـه یـاری کردنـد، تشـکر و قدردانـی مـی شـود.

تعارض منافع

نویسـندگان اعـلام مـی دارنـد کـه هیـچ گونـه تعـارض منافعـی در ایـن پژوهـش وجـود نـدارد.

Refrences

1. Neunert M, Farshidian F, Winkler AW, Buchli J. Trajectory optimization through contacts and automatic gait discovery for quadrupeds. IEEE Robotics and Automation Letters. 2017;2(3):1502-9. https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2665685
2. Williams G, Galna B, Morris ME, Olver J. Spatiotemporal deficits and kinematic classification of gait following a traumatic brain injury: a systematic review. The Journal of head trauma rehabilitation. 2010;25(5):366-74. https://doi.org/10.1097/HTR.0b013e3181cd3600
3. Rezaei Y, Mirmohamad S, Vaziri K, Fakhrejahani F. Sensitivity and specificity of MRI and Arthroscopy in knee joint injuries. Tehran University Medical Journal TUMS Publications. 2007;65(9):47-52.
4. Drake RL, Gray H, Vogl W, Mitchell AW. Gray's anatomy for students: Elsevier Health Sciences TW; 2005.
5. Dai B, Herman D, Liu H, Garrett WE, Yu B. Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. Research in Sports Medicine. 2012;20(3-4):180-97. https://doi.org/10.1080/15438627.2012.680990
6. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports Medicine. 2007;41(suppl 1):i47-i51. https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.037192
7. Moses B, Orchard J, Orchard J. Systematic review: annual incidence of ACL injury and surgery in various populations. Research in Sports Medicine. 2012;20(3-4):157-79. https://doi.org/10.1080/15438627.2012.680633
8. Shaarani SR, O'Hare C, Quinn A, Moyna N, Moran R, O'Byrne JM. Effect of prehabilitation on the outcome of anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2013;41(9):2117-27. https://doi.org/10.1177/0363546513493594
9. 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. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.117
10. Hurley MV. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. Rheumatic disease clinics of North America. 1999;25(2):283-98. https://doi.org/10.1016/S0889-857X(05)70068-5
11. Norasteh AA, Payandeh M, Mohammad Ashour Z. Investigation of knee arthrokinematic changes before and after reconstruction of anterior cruciate ligament: A systematic review. Journal of Sport Biomechanics. 2020;6(2):66-85. https://doi.org/10.32598/biomechanics.6.2.5
12. Nigg B, Behling A-V, Hamill J. Foot pronation. Footwear Science. 2019;11(3):131-4. https://doi.org/10.1080/19424280.2019.1673489
13. Woodford-Rogers B, Cyphert L, Denegar CR. Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. Journal of Athletic Training. 1994;29(4):343.
14. Coplan JA. Rotational motion of the knee: a comparison of normal and pronating subjects. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1989;10(9):366-9. https://doi.org/10.2519/jospt.1989.10.9.366
15. Alm A, Ekström H, Strömberg B. Tensile strength of the anterior cruciate ligament in the dog. Acta chirurgica Scandinavica Supplementum. 1974;445:15-23.
16. 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. British Journal of Sports Medicine. 2015;49(14):923-34. https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093637
17. 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. 2014;48(6):411-4. https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093450
18. 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

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]

pain and the role of foot mobility. British journal of sports Medicine. 2012;46(4):247-52. https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090204
19. Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. Journal of Biomechanics. 2008;337. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000321711.35702.2b
20. 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. https://doi.org/10.1002/mus.24944
21. Jenkins WL, Williams III DB, Williams K, Hefner J, Welch HJ. Sex differences in total frontal plane knee movement and velocity during a functional single-leg landing. Physical Therapy in Sport. 2017;24:1-6. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.09.005
22. Vickers NJ. Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Current Biology. 2017;27(14):R713-R5. https://doi.org/10.1016/j.cub.2017.05.064
23. Bates NA, Nesbitt RJ, Shearn JT, Myer GD, Hewett TE. Sex-based differences in knee ligament biomechanics during robotically simulated athletic tasks. Journal of Biomechanics. 2016;49(9):1429-36. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.001
24. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz S. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. Journal of athletic training. 2005;40(1):41.
25. Bok S-K, Kim B-O, Lim J-H, Ahn S-YJ. Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old. Annals of rehabilitation medicine. 2014;38(3):369-75. https://doi.org/10.5535/arm.2014.38.3.369
26. Butler RJ, Hillstrom H, Song J, Richards CJ, Davis IS. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2008;98(2):102-6. https://doi.org/10.7547/0980102
27. Portero P, Dogadov AA, Servière C, Quaine F. Surface Electromyography in Physiotherapist Educational Program in France: Enhancing Learning sEMG in Stretching Practice. Frontiers in Neurology. 2020;11:584304. https://doi.org/10.3389/fneur.2020.584304
28. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi MJ. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018;39:35-41. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.01.006
29. 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. Plose One. 2019;14(9):e0223219. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223219
30. 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. Journal of Clinical Biomechanics. 2020;73:55-62. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.01.006
31. Murley GS, Landorf KB, Menz HB. Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? Journal of Clinical Biomechanics. 2010;25(7):728-36. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001
32. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & posture. 2008;28(4):568-73. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.001
33. Panzer VP, Bandinelli S, Hallett M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1995;76(2):151-7. https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)80024-7
34. White SC, Yack HJ, Winter DA. A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates. Journal of biomechanics. 1989;22(8-9):885-93. https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90072-9
35. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009. https://doi.org/10.1002/9780470549148
36. Hajilou B, Anbarian M, Esmaili H, Sadeghi S. The effect of quadriceps fatigue on electromyographic activity of some knee joint muscles during stance phase of walking. Sport Sciences and Health Research. 2014;6(1):73-88.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-08]

[DOI: 10.22034/IJRN.10.4.1]