Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Autumn 2024, Volume 11, Issue 1 10.22034/IJRN.11.1.11

Knee Extensor Muscles Function in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Surgery During Landing

Mansoure Taherinia[1], Nader Farahpour[2*]

1- MSc, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2-Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

***Corresponding author:** Nader Farahpour, Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

Received: 2024/05/6 Accepted: 2024/09/27

Abstract

Introduction: Identifying neuromuscular adaptations in knee muscle activity after anterior cruciate ligament reconstruction in daily tasks has clinical value. This study aimed to investigate the electromyographic activity of selected lower limb muscles in people with anterior cruciate ligament reconstruction and healthy people descending from two heights of 25 and 40 cm.

Methods: Ten males who had undergone Anterior Cruciate Ligament Reconstruction (experimental group) and ten healthy males (control group), all aged between 20 and 30, were included in the study. The electromyographic activity of the Vastus Medialis Oblique, Vastus Lateralis, Rectus Femoris, Biceps Femoris, and Gastrocnemius muscles in landing from heights of 25 cm and 40 cm was measured using a surface BTS-EMG system (2000 Hz). The signals' maximum Root Mean Square values were normalized based on Maximum Voluntary Isometric Contraction and then compared between the two groups.

Results: At a height of 25 cm, the muscles' EMG activity, except for the RF muscle, was lower in the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction group than in the control group. The root mean square of Vastus Medialis Oblique in the anterior cruciate ligament reconstruction and control groups were significantly different (P=0.026). The results showed that at the height of 40 cm, the Root Mean Square in the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction group was lower than that in the control group. Also, the level of Biceps Femoris activity in the Anterior Cruciate Ligament reconstruction group and the control group was statistically significant (P=0.013).

Conclusions: Two years after anterior cruciate ligament surgery, there were no differences in knee muscle activity during landing from different heights. More research is needed on gender differences, graft types, functional status, and the association between muscle activity patterns and re-injury risk.

Keywords: Electromyography, Knee muscles, Anterior Cruciate Ligament, Landing.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
پاییز ۱۴۰۳، دوره ۱۱، شماره ۱
10.22034/IJRN.11.1.11

عملکرد عضلات اکستنسور زانو در افراد با سابقه جراحی رباط صلیبی قدامی هنگام فرود

منصوره طاهری نیا [۱]، نادر فرهپور [۲*]

۱-کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

*نویسنده مسئول: نادر فرهپور، استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۲/۱۷ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۷/۶

چکیده

مقدمه: شناسایی سازگاری عصبی- عضلانی ایجاد شده در فعالیت عضلات اطراف زانو پس از جراحی رباط صلیبی قدامی در هنگام اجرای تکالیف حرکتی روزمره دارای ارزش بالینی است. هدف پژوهش حاضر ارزیابی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و افراد سالم هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۵ و ۴۰ سانتی‌متری بود.

روش کار: تعداد ۱۰ مرد با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی (گروه تجربی)، و ۱۰ مرد از افراد سالم (گروه کنترل) مورد مطالعه قرار گرفتند. آزمودنی‌ها در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال قرار داشتند. با استفاده از سیستم BTS-EMG و زوج الکترودهای سطحی (۲۰۰۰ هرتز) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پهن داخلی مایل، پهن خارجی، راست رانی، دو سر رانی و دوقلو هنگام فرود از دو ارتفاع ۲۵ و ۴۰ سانتی متری ثبت شد. میانگین اوج دامنه فعالیت الکترومایوگرافی سیگنال هر عضله بر اساس اوج فعالیت آن حین حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی نرمال شد.

یافته ها: در ارتفاع ۲۵ سانتی‌متری شدت فعالیت عضلات به استثنای عضله راست رانی، در گروه با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی کمتر از گروه کنترل بود. شدت فعالیت عضله پهن داخلی مایل در دو گروه با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی و کنترل از لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۲۶). در ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری میزان فعالیت عضلانی در گروه با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی کمتر از گروه کنترل بود. همچنین میزان فعالیت عضله دوسررانی در گروه با سابقه بازسازی رباط صلیبی قدامی و گروه کنترل از لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۱۳).

نتیجه گیری: به نظر می رسد تا دو سال بعد از جراحی رباط صلیبی قدامی، میزان فعالیت عضلات اکستانسور زانو در افراد با سابقه بازسازی رباط صلیبی هنگام فرود از ارتفاع ۲۵ و ۴۰ سانتی متری تفاوت نداشت. تحقیقات آینده برای درک تغییرات عصبی عضلانی با توجه به جنسیت، نوع پیوند و وضعیت عملکردی و بررسی اینکه آیا الگوهای فعالیت افتراقی عضلانی با افزایش خطر آسیب مجدد ACL مرتبط هستند، مورد نیاز است.

کلیدواژه ها: الکترومایوگرافی، عضلات زانو، رباط صلیبی قدامی، فرود.

مقدمه

پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL) از آسیب‌های شایع زانو است (۱). هنگام اجرای حرکات دینامیک برشی، پرش و فرود، فشار وارد بر ACL منجر به پارگی آن می‌شود (۲) و بازسازی آن با هدف کاهش خطر شروع استئوآرتریت و تسریع فرایند بازگشت به ورزش و در نهایت حفظ سطح عملکرد قبل از ورزش برای بیماران انجام می‌شود (۳-۶). پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی معمولاً در فیزیولوژی و عملکرد مفاصل اندام تحتانی در طول کارهای روزانه و وظایف ورزشی تغییراتی بوجود می‌آید (۷) که شامل آتروفی عضلانی، بویژه در چهار سر رانی و بی ثباتی مفصل زانو حین وظایف حرکتی از جمله در راه رفتن، دویدن و فرود

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]
[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

می باشد (۸–۱۰). علاوه بر آن الگوهای حرکتی تغییر یافته و این اثرات ممکن است تا ۲ سال پس از بازسازی باقی بماند (۸–۱۰). پس از بازگشت افراد با سابقه بازسازی ACL به ورزش هنگام اجرای حرکات متقارن مثل فرود دو پا، متغیرهای بیومکانیکی مفاصل اندام تحتانی سمت چپ و راست نامتقارن است که این عدم تقارن بویژه در مورد گشتاور زانو هنگام فرود یک عامل خطر مهم برای وقوع پارگی مجدد رباط صلیبی است (۱۱). شدت فعالیت عضلانی، زمانبندی و سرعت انقباض عضلانی در طول حرکات از جمله متغیرهای اثرگذار بر گشتاور تولید شده هستند (۱۲). از بین افراد مبتلا به پارگی ACL تقریباً ۴۰ درصد به سطح فعالیت قبل از آسیب خود باز نخواهند گشت (۱۳) و از افرادی که به ورزش باز می‌گردد تقریبا ۲۰ تا ۲۵ درصد بویژه افراد فعال و جوان که در ورزش های چرخشی و برشی مشارکت دارند تا ۱۵ برابر بیشتر از سایر افراد در معرض آسیب مجدد ACL هستند (۱۴).

فرود از مهمترین علل آسیب ACL به شمار می‌رود و به طور گسترده ای برای تجزیه و تحلیل مکانیک زانو به ویژه پس از بازسازی ACL مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۲). نتایج مطالعات پاترنو و همکاران (۲۰۱۰) و لیپانن و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند که تغییر الگوی بیومکانیک حین فرود به عنوان یک عامل مهم می‌تواند پیش بینی کننده آسیب یا آسیب مجدد ACL باشد (۱۱,۱۵). الگوهای بیومکانیکی ناهنجار ممکن است پس از بازگشت بیماران به ورزش پس از بازسازی ACL باقی بمانند و همین مسئله ممکن است میزان بالای آسیب مجدد ACL را توجیه کند (۵). اگرچه برای جلوگیری از آسیب مجدد ACL، ثبات مفصل زانو باید بوسیله عضلات و لیگامان ها تامین شود با این حال، کمبود قدرت عضلانی، نقص در فعالیت عضلانی و کنترل عصبی عضلانی را می‌توان بعد از بازسازی ACL مشاهده کرد. الگوهای فعالیت عصبی عضلانی بدلیل قابل اصلاح بودن از طریق تمرین، یک پارامتر مهم و کلیدی در افراد مبتلاست. کنترل عصبی عضلانی کافی به انطباق انقباضات عضلانی و کاهش نیروها در صورت وجود نیروهای ضربه ای بر روی زانو کمک می‌کند (۱۶,۱۷) و می توان آن را با ارزیابی الگوی فعالیت الکترومایوگرافی در طول حرکات که شامل دامنه، زمان بندی و فرکانس مورد بررسی قرار داد (۱۲).

شروع زودتر فعالیت عضلات چهار سر ران، همسترینگ، گلوتئوس ماکزیموس و گاستروکنمیوس را در اندام درگیر با بازسازی ACL در مقایسه با کنترل سالم در مطالعات قبلی گزارش شده است (۱۸–۲۱). همچنین جردن و همکاران (۲۰۱۷) نشان داد فعالیت عضلات همسترینگ قبل از فرود دو پا افزایش داشته است در حالی که فعالیت عضلات چهارسر به طور معنی‌داری کاهش داشته است (۲۲). از آن سو، وایرو و همکاران (۲۰۰۸)، پالمیری- اسمیت و همکاران (۲۰۱۹) و دشتی و همکاران (۲۰۱۸) هیچ تفاوتی در فعالیت عضلات چهارسر ران و همسترینگ، گلوتئوس مدیوس و اددکتور لونگوس چه بین گروه‌ها و چه بین اندام‌ها، مشاهده نکردند (۲۳–۲۵). در بررسی متون علمی روشن نیست که آیا تفاوت های موجود در فعالیت عصبی عضلانی، تابعی از زمان پس از عمل جراحی و در نتیجه منعکس کننده بهبود بافت، یا تابعی از معیارهای عملکردی و بازیابی کنترل حرکتی است و یا منعکس کننده الگوهای حرکتی قبل از آسیب می‌باشد (۲۶). علاوه بر آن در افراد دارای بازسازی ACL عدم شناسایی پاسخ عصبی عضلانی واحد در حین فرود از ارتفاعات مختلف در افراد با سابقه بازسازی ACL و لزوم تنظیم زنجیره جنبشی و کاهش انتقال نیرو به اندام تحتانی در حین فرود، درک استراتژی عضلانی اتخاذ شده توسط افراد دارای بازسازی ACL در طول تکلیف فرود از ارتفاع های مختلف حائز اهمیت بوده و مطالعه آن ضروری بنظر می‌رسد. بر این اساس، هدف مطالعه حاضر مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در مردان با سابقه جراحی رباط صلیبی قدامی و افراد سالم در حین فرود بود.

روش کار

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات شبه تجربی و کاربردی است. در این تحقیق از جامعه مردان با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال و دارای سابقه بازسازی ACL که به مراکز درمانی و کلینیک های تخصصی ارتوپدی شهر همدان مراجعه کردند تعداد ۱۰ نفر به عنوان گروه ACLR و از بین مردان سالم در دسترس ۱۰ نفر با دامنه سنی مشابه به عنوان گروه کنترل انتخاب شدند.

در جدول ۱ مشخصات سن، قد، جرم، و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها به تفکیک گروه‌های مورد مطالعه و به صورت میانگین، انحراف استاندارد نشان داده شده است.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

جدول ۱. ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها

گروه	سن (y)	قد (m)	وزن (kg)	شاخص توده بدنی (kg/m^2)
گروه ACLR	۲۳/۲۱± ۲/۶۶	۱/۷۵± ۰/۰۶	۷۱/۴۱± ۸/۵	۲۳/۸۸± ۳/۰۱
گروه کنترل	۲۱/۲۳± ۲/۶۹	۱/۷۸± ۰/۰۵	۶۷/۵۸± ۸/۳۴	۲۱/۶۹± ۲/۷۵
P	۰/۱۴۳	۰/۵۰۲	۰/۵۴۵	۰/۱۷۳

جدول ۱ نشان می‌دهد قبل از اجرای مطالعه بین گروه کنترل و گروه ACLR از نظر شاخص‌های سن، قد، جرم و شاخص توده بدنی اختلاف معنی‌دار وجود نداشت (P>۰/۰۵). معیار ورود به مطالعه برای گروه ACLR شامل گذاردن حداقل مدت زمان ۶ ماه پس از عمل جراحی ACL، داشتن سابقه توانبخشی و فیزیوتراپی متداول، فقدان سابقه هر نوع نارسایی (بی ثباتی) آسیب و یا جراحی اندام تحتانی بغیر از ACL، عدم سابقه هرگونه جراحی اندام تحتانی بغیر از بازسازی ACL، توانایی پرش از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری و عدم ابتلا به بیماری های نورولوژیک و سیستمی بود. شرایط حذف از مطالعه برای گروه ACLR عبارت بود از داشتن علائم تورم، درد، صافی کف پا و یا اختلاف در طول اندام تحتانی چپ و راست، و یا عدم توانایی فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی متری. در گروه شاهد درصورت دارا بودن سابقه کمردرد مزمن، طول اندام تحتانی نامتقارن، صافی کف پا، آسیب اندام تحتانی در ۶ ماه گذشته و یا سابقه جراحی کمر و اندام تحتانی از مطالعه حذف شدند.

در اجرای این پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان در نظر گرفته شد و این پژوهش در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با کد اخلاق به شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹/پ مورد تصویب قرار گرفته است. در ابتدا فرم رضایت نامه شرکت در پژوهش به همراه توضیحات کامل جهت نحوه اجرای آزمون و اهمیت آن در بین آزمودنی ها ارائه شد و رضایت نامه کتبی امضاء شد. اصل محرمانه بودن اطلاعات آزمودنی های تحقیق برای افراد شرکت کننده تبیین و رعایت گردید.

ابتدا داده‌های آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها شامل قد ایستاده، جرم، شاخص توده بدنی، به ترتیب به وسیله قد سنج دیواری و ترازوی دیجیتال در حالت بدون کفش و با حداقل پوشش لباس اندازه‌گیری شد. اندازه‌گیری آمپلیتود عضلات منتخب شامل VMO، VL، RF از عضلات چهارسران، عضله BF از عضلات همسترینگ و سر داخلی عضله GAS به وسیله دستگاه ۱۶ کاناله مدل BTS-FREEEMG 300 ساخت ایتالیا انجام شد.

الکترودهای سطحی یک بار مصرف و از نوع Ag-AgCl ساخت Shanghai Intco با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلیمتر روی نقاط مورد نظر متصل شد. برای کاهش مقاومت پوست، موهای سطح پوست تراشیده و پوست با پنبه آغشته به الکل تمیز شد. محل نصب الکترود مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM/ISEKI در نظر گرفته شد (۲۷): محل اتصال الکترودها برای عضله VMO نقطه ۸۰ درصدی بین خارخاصره قدامی فوقانی و فضای مفصلی جلوی لیگامان داخلی؛ عضله VL حد فاصل بین ASIS و کنار خارجی کشکک؛ عضله RF نقطه ۵۰ درصدی حد فاصل خارخاصره قدامی فوقانی و قطب فوقانی کشکک؛ عضله BF نقطه ۵۰ درصدی حد فاصل برجستگی ایسکیال و اپی کندیل خارجی درشت نی و عضله GAS در برجسته ترین نقطه شکم عضله در نظر گرفته شد. اندازه‌گیری ها در گروه تجربی در پای آسیب دیده و در گروه های کنترل در پای برتر که برای ضربه زدن به توپ مورد استفاده قرار می‌گرفت، انجام شد.

تکلیف حرکتی مورد مطالعه شامل فرود از دو سکوی چوبی با ارتفاع ۲۵ و ۴۰ سانتی‌متری مطابق با شکل (۳-۸) بود. نحوه انجام آزمون بدین صورت بود که از آزمودنی در حالت ریلکس با دو پا بر لبه سکو قرار می‌گرفت. سپس از وی خواسته شد بدون هرگونه پرش با دو پا فرود آید. هر فرد این کار را ۳ بار تکرار کرد. هنگام اجرای تکلیف حرکتی فرود از چند ثانیه قبل از فرود تا پس از تکمیل اجرا فعالیت الکتریکی عضلات در هر تکرار ثبت شد و مقدار اوج فعالیت (نقطه اوج) به عنوان حداکثر شدت فعالیت عضله ثبت و میانگین مقادیر ماکزیمم در ۳ تکرار محاسبه گردید. مدت زمان استراحت بین دو تکرار ۱ دقیقه در نظر گرفته شد.

سیگنال‌های الکترومیوگرافی، با استفاده از نرم افزار BTS EMG-Graphing ذخیره و سپس پردازش شد. از میان متغیرهای الکترومیوگرافی RMS مورد تحلیل قرار گرفت (شکل ۱). برای همسان سازی اوج RMS در هنگام فرود

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

مقدار عددی اوج RMS بدست آمده به صورت درصدی از انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) هر عضله محاسبه شد. بدین منظور مقدار میانگین RMS بدست آمده هر عضله به ترتیب بر مقدار RMS آن عضله در آزمون MVIC تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید (فرمول ۱). در فرآیند اندازه‌گیری نرخ نمونه برداری ۲۰۰۰، فیلتر بالاگذر ۱۰ و فیلتر پایین گذر ۵۰۰ هرتز در نظر گرفته شد (۲۸).

فرمول ۱: $$EMG_{normalized} = \frac{raw\ EMG}{MVIC\ EMG} \times 100$$

اندازه‌گیری MVIC

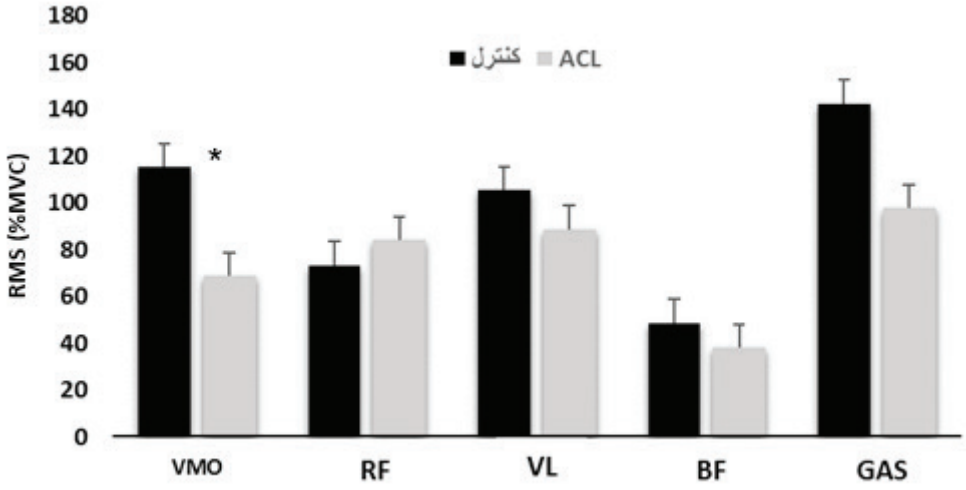
موقعیت قرارگیری برای آزمون قدرت هر عضله مطابق با موقعیت های مرجع موجود در منابع معتبر علمی مشخص شد و آزمون مورد نظر به صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک برای هر عضله اجرا گردید (۲۹). آزمون MVIC به مدت ۵ ثانیه در ۳ تکرار با فاصله یک دقیقه بین دو تکرار متوالی بود که هنگام اجرا فرد انقباض ارادی را در مقابل مقاومت دستی آزمونگر انجام می‌داد. در زمان انجام آزمون MVIC از آزمودنی‌ها خواسته شد که حداکثر تلاش خود را به کار گیرند. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در تست MVIC مورد نظر در پایان هر جلسه انجام شد.

در تحلیل آماری برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیروویلک استفاده شد، که بر اساس آن همه داده‌ها از توزیع نرمال برخوردار بودند. با استفاده از روش Repeated Measure ANOVA تفاوت‌های درون گروهی برای مقایسه عضلات در هر گروه و برای مقایسه بین گروهی از آزمون MANOVA استفاده شد. عملیات آماری با استفاده از نرم افزار آماری SPSS 20 اجرا شد. سطح معنی‌داری در همه مقایسه‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میزان فعالیت عضلانی (RMS) در ارتفاع ۲۵ سانتی متری

نمودار ۱ میزان RMS فعالیت عضلات مورد مطالعه را در ارتفاع فرود ۲۵ سانتی‌متری نشان می‌دهد. نتایج نشان داد در ارتفاع ۲۵ سانتی‌متری میزان فعالیت عضلانی (RMS) عضلات به استثنای عضله RF، در گروه ACLR کمتر از گروه کنترل بود. میزان فعالیت عضله VMO در گروه ACLR و گروه کنترل از لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۲۶).



نمودار ۱. شدت فعالیت عضلات منتخب هنگام فرود از ارتفاع ۲۵ سانتی متری

میزان فعالیت عضلانی (RMS) در ارتفاع ۴۰ سانتی متری

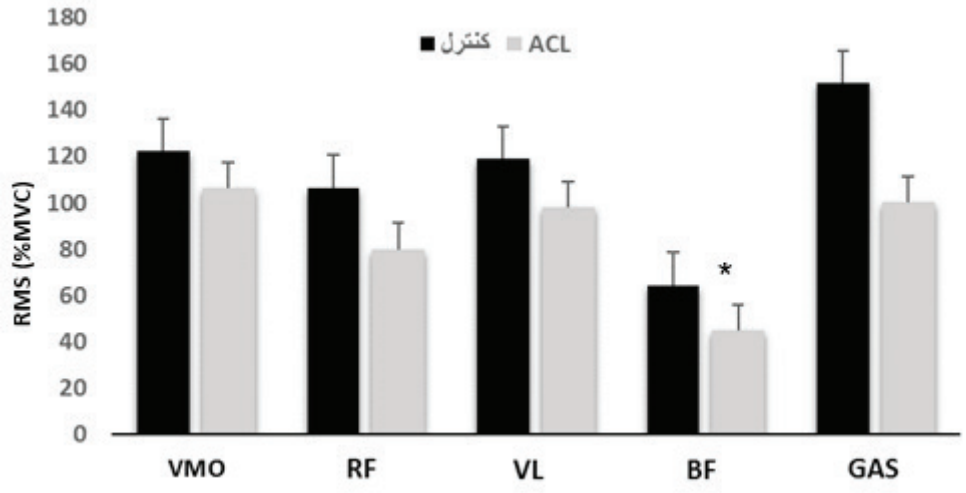
نمودار ۲ میزان RMS فعالیت عضلات منتخب را در ارتفاع فرود ۴۰ سانتی‌متری نشان می‌دهد. نتایج نشان داد در ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری میزان فعالیت عضلانی (RMS) در گروه ACLR کمتر از گروه کنترل بود. همچنین میزان فعالیت عضله BF در گروه ACLR و گروه کنترل از لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۱۳).

نتایج آزمون تحلیل واریانس در اندازه های تکراری نشان داد بین عضلات دو گروه در دو ارتفاع اختلاف معنی‌دار وجود داشت (P=۰/۰۳۰) و اثر تعاملی بین عضله و گروه معنی‌دار

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

نبود (P=۰/۷۱۷). همچنین بین دو گروه در دو ارتفاع ۲۵ و۴۰ سانتی‌متری اختلاف معنی‌دار وجود نداشت (P=۰/۲۲۲).



نمودار۲. شدت فعالیت عضلات منتخب هنگام فرود از ارتفاع ۴۰ ساتی متری

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در افراد با سابقه جراحی لیگامان صلیبی قدامی و افراد سالم هنگام فرود از دو ارتفاع مختلف بود. نتایج این پژوهش نشان داد به استثنای عضله RF، میزان فعالیت عضلانی در ارتفاع ۲۵ سانتی‌متری در گروه ACLR کمتر از گروه کنترل بود، همچنین میزان فعالیت عضلانی همه عضلات مورد مطالعه در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری در گروه ACLR به نسبت گروه کنترل کمتر بود. یافته‌های این تحقیق با نتایج تحقیقات کچیلی و همکاران (۲۰۱۶)، اورتیز و همکاران (۲۰۰۸)، بریتو و همکاران (۲۰۱۴)، گوکلر و همکاران (۲۰۱۰)، همخوانی دارد (۱۸،۳۰–۳۲). نتایج تحقیق حاضر با مرداکویچ و همکاران (۲۰۰۸) پنگ و همکاران (۲۰۱۱) همخوانی ندارد (۳۳،۳۴). نتایج تحقیقات سانتلو و همکاران (۲۰۰۵)، نشان داد که بین افزایش ارتفاع فرود و شدت فعالیت الکتریکی ارتباط خطی وجود دارد در حالی که این مسئله به ویژگی های عضلانی و عوامل متعدد دیگر مانند جنسیت آزمودنی ها و نوع گرافت وابسته است (۲۱). همچنین میزان RMS عضله GAS در گروه ACLR در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی متری در مقایسه با ارتفاع ۲۵ سانتی متری نسبت به گروه کنترل بیشتر بود. این یافته با نتایج تحقیقات مرداکویچ و همکاران (۲۰۰۸) همخوانی نداشت (۳۴). بر اساس نتایج این مطالعه شدت فعالیت عضله GAS در ارتفاع بالاتر نسبت به ارتفاع کمتر کاهش نشان داد. باید خاطر نشان کرد که سر داخلی عضله GAS نسبت به تغییر ارتفاع به صورت عکس عمل می‌کند. مطابق با مطالعات قبلی دو بخش عضله GAS عملکرد متفاوتی دارند بر همین اساس می‌توان دو عملکرد مجزا در ساق پا را برای حرکات خاص پیش بینی کرد. کاهش در آمپلیتود EMG با افزایش ارتفاع مطابق با داده های موجود از مطالعات قبلی است (۱۹،۲۱). از دلایل عدم همخوانی نتایج مطالعات با پژوهش حاضر می‌توان به تفاوت در نوع تکلیف حرکتی، تعداد و جنس آزمودنی ها، نحوه و بازه زمانی ارزیابی فعالیت اکترومایوگرافی، سطح فعالیت و نوع فعالیت های ورزشی افراد شرکت کننده عضلات اشاره کرد.

در خصوص عدم معناداری نتایج بین میزان شدت فعالیت عضلانی در دو ارتفاع مختلف باید یادآور شد که افزایش ارتفاع فرود تغییری در میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات در فرود از ارتفاع ایجاد نمی‌کند. همچنین افزایش ارتفاع فرود بیش از حد طبیعی باعث بهبود سیستم عصبی عضلانی و تطابق بهتر در نسبت فعال سازی عضلات نمی‌شود. در افزایش ارتفاع، مدت زمان آغاز فعالیت عضلات نیز افزایش می‌یابد که عاملی خطر ساز برای ACL است. عدم تغییر فعالیت را می‌توان بدین گونه توجیه کرد که همراه با افزایش ارتفاع فرود مهار عصبی عضلانی به صورت یک استراتژی محافظتی برای پیشگیری از آسیب تاندون و عضله فعال می‌شود. در نتیجه باعث افزایش انرژی الاستیک بجای افزایش فعالیت عضلانی می‌شود (۱۷).

در مطالعه حاضر نوع پیوند کنترل نشد با توجه به اینکه نوع

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

پیوند در مطالعات می‌تواند متفاوت باشد، بنابراین نوع پیوند هم ممکن است فعالیت عضلات را هنگام اجرای وظایف مختلف دینامیک تحت تاثیر قرار دهد. اوتیز و همکاران (۲۰۰۸)، مطرح کرده اند در زنانی که از جراحی ترمیمی در آنها از پیوند تاندون ST استفاده شده است والگوس دینامیک زانو بیشتر است. این خود می‌تواند آنان را در معرض آسیب های بیشتر زانو قرار دهد. لذا ممکن است نوع استراتژی جبرانی که این افراد بکار می‌گیرند متفاوت از سایرین باشد. بنابراین متخصصان توانبخشی باید با آگاهی کامل از نقائص کینماتیکی و عصبی عضلانی این افراد برنامه های تمرینی مناسب طراحی کرده و تجویز کنند. همچنین موقیت قرارگیری پا در هنگام فرود ممکن است بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی اثر گذار باشد. کوواکس و همکاران (۱۹۹۹) در یک مطالعه با بررسی الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی در هنگام فرود از پرش به این نتیجه رسیدند که فعالیت برخی عضلات تحت تاثیر وضعیت قرارگیری پا در هنگام فرود است (۳۶). در حالی که افزایش فعالیت عضله VL در هنگام فرود پاشنه – پنجه در این مطالعه مشاهده شد، فعالیت الکترومایوگرافی عضله GAS زمانی اتفاق می‌افتاد که فرود بر روی بخش قدامی پا بود (۲۲). علاوه بر آن وضعیت قرار گیری بدن، میزان سفتی سطوح فرود نیز ممکن است فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار دهد.

نوع تکنیک و وظیفه حرکتی بکار برده شده نیز می‌تواند پاسخ های عصبی عضلانی ویژه ای را به دنبال داشته باشد. با توجه به اینکه ماهیت فرود از ارتفاع در حالت دو پا به آزمودنی این اجازه را می‌دهد که برای کنترل فرود میزان استفاده از اندام تحتانی سالم را افزایش دهد، بنابراین نتایج بدست آمده ممکن است منعکس کننده استراتژی های عصبی عضلانی مورد استفاده در فعالیت های با شدت بالا در اندام دارای جراحی نباشد. اگرچه نتایج بدست آمده از فرود تک پا ممکن است در جهت افزایش ثبات در طول فرود را در افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی ایجاد کند. افزایش فعالیت عضلات چهارسر و کاهش فعالیت همسترینگ افراد را مستعد آسیب های بیشتر می‌کند زیرا جابجایی قدامی درشت نی را تسهیل می‌کند. اگر عضلات همسترینگ با نیروی کافی نیروی عضلات چهارسر را جبران نکند، ACL خودش به تنهایی قادر نخواهد بود از جابجایی قدامی درشت نی جلوگیری کند. آسیب ACL با کاهش کنترل عصبی عضلانی همراه است، بنابراین بی ثباتی مفصل زانو را تشدید می‌کند و حس عمقی را بیشتر کاهش می‌دهد. بر این اساس، در هنگام فرود باید تنظیماتی در زنجیره جنبشی اندام تحتانی انجام شود تا انتقال نیرو و تاثیر آن بر اندام تحتانی کاهش یابد. عدم تقارن در مشارکت نسبی عضلانی که در افراد دارای سابقه بازسازی ACL دیده می‌شود، نشان‌دهنده تغییر در استراتژی‌های هماهنگی عضلانی است. نیروی عکس العمل بیش از حد زمین (GRF) در هنگام فرود می‌تواند، در شرایط غیر تماسی، ابداکشن زانو و سوپینیشن مچ پا را افزایش دهد و در نتیجه خطر آسیب به اندام تحتانی را افزایش دهد. افزایش فعال سازی همسترینگ یک استراتژی معمول گزارش شده در افراد پس از بازسازی ACL است. افزایش همزمان انقباض عضلات همسترینگ یک عمل محافظتی است، زیرا همسترینگ دارای یک خط کشش خلفی در زانوی خم شده است و بنابراین ممکن است به عنوان آگونیست ACL عمل کند و با نیروهای برشی بالای قدامی درشت نی مقابله کند.

در یک مطالعه مروری سیستماتیک، تغییر الگوهای فعالیت عضلانی در طول وظایف فرود در بیماران بیش از ۶ ماه پس از ACLR حتی اگر قادر به بازگشت به ورزش باشند در بیش از ۷۰ درصد از تحقیقات مشاهده شد (۱۲). دور از ذهن نیست که اندام ACLR در طول فرود یک استراتژی عضلانی متفاوت را اتخاذ کند، که این استراتژی با الگوهای بیومکانیکی نابهنجار در بیمارانی که پس از ACLR به ورزش بازگشته اند مطابقت دارد (۵,۳۷). با این حال، شواهد برای تغییر در برخی الگوهای فعالیت عضلانی خاص به دلیل ناهمگونی زیاد بحث برانگیز است. نتایج نشان می‌دهد که بیماران پس از ACLR تمایل دارند فعالیت عضلات چهارسر ران و همسترینگ اندام درگیر را زودتر از افراد سالم یا از طرف مقابل فعال کنند. این موضوع نشان می‌دهد که بیماران مبتلا به ACLR، بطور ناخودآگاه یا آگاهانه، پیش از فرود آمدن، پیش تنش عضلات اندام تحتانی را افزایش می‌دهند که ممکن است این حالت به عنوان یک استراتژی جبرانی برای مقاومت در برابر بار معین در طول فرود عمل کند (۳۸).

نتایج متفاوت می‌تواند عمدتاً به دلیل تغییرات در زمان پس از جراحی باشد. میانگین زمان پس از عمل جراحی که توسط روچی و همکاران (۲۰۲۰) و گوکلر و همکاران (۲۰۱۰) گزارش شده است حدود ۶ ماه بوده است (۱۸,۱۹)، در حالی که زمان گزارش شده توسط دشتی رستمی و همکاران

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

(۲۰۱۸) و برایانت و همکاران (۲۰۰۹) بیش از ۱۲ ماه بوده است (۲۰،۲۱). عملکرد عصبی عضلانی شاید برای کسانی که به خوبی توانبخشی شده اند بهبود یابد. علاوه بر این، تعیین شروع فعالیت عضلانی و تکالیف فرود در این مطالعات متفاوت است، که ممکن است به نتایج متفاوتی منتهی شود. حتی برای مطالعات مشابه، درجاتی از تنوع را می‌توان به نحوه انجام پروتکل اجرایی آن نسبت داد. به نظر می‌رسد که بیماران مبتلا به ACLR الگوهای فعالیت واکنشی عضلات چهارسر ران و همسترینگ در طول وظایف فرود در مقایسه با گروه کنترل سالم یا سمت مقابل را اتخاذ کنند. الگوی اجتناب در استفاده از عضلات چهار سر ران (quadriceps–avoidance) در طول راه رفتن و فرود در افراد ACLD مشاهده شده است. افراد مبتلا به ACLD راهبرد راه رفتن یا فرود خود را با کاهش فعال سازی عضله چهار سر ران تغییر می‌دهند تا جابجایی قدامی را به حداقل برسانند (۳۹–۴۱).

هنگامی که تغییرات در جنسیت، نوع پیوند، تعیین فاز و روش نرمال‌سازی در نظر گرفته می‌شود، نتایج برای تغییرات در گاستروکنمیوس متناقض است. این یافته‌ها احتمالاً به این علت است که نویسندگان تجربه قبلی بیماران با مانورهای فرود و تغییرات در دستورالعمل‌ها و همچنین پروتکل‌های توانبخشی پس از عمل را در نظر نگرفته اند (۴۱). لازم به ذکر است که در اکثر مطالعاتی که با پژوهش حاضر سازگار نبودند وجود برخی از متغیرهای بالقوه گیج کننده مانند جنسیت، دامنه سنی، نوع پیوند، سطح فعالیت یا وضعیت عملکردی در جمعیت مورد مطالعه ممکن است بر یافته های پژوهش تأثیر بگذارد (۱۲). همچنین نوع تکنیک جراحی می‌تواند بر ریکاوری عضله پس از آسیب تاثیر بسزایی داشته و به طور بالقوه منجر به اختلالات شود (۴۲). کنترل عصبی عضلانی و اجرای عملکردی در تحقیقات آینده برای ارزیابی نقش پیوندهای مختلف مورد نیاز است. انواع الگوهای فعال سازی عضلانی در حین انجام وظایف فرود و گروه ACLR را می‌توان با توجه به پیوند مورد استفاده طبقه بندی کرد. تنوع زیاد در زمان پس از عمل جراحی آزمودنی‌های ACLR از ۶ ماه تا ۶ سال، نوع پروتکل توانبخشی و اختلاف زیاد در وضعیت شرکت کنندگان نیز بر نتایج تحقیقات می‌تواند اثر گذار باشد (۱۲). با در نظر گرفتن روش‌های ارزیابی، توضیحات کامل پروتکل مرتبط با استفاده صحیح از تکنیک‌های EMG سطحی، ارزیابی اثر عضلات کناری یا آماده سازی پوست در اکثر این مطالعات گزارش نشده است (۱۲). علاوه بر آن روش های نرمال سازی وعلاوه بر این، روش عادی سازی برای سطح فعال سازی و تعیین فاز بین مطالعات متفاوت بود. مطالعات شامل تکالیف مختلف حرکتی فرود، مانند پرش دراپ، پرش عمودی، یا فرود پرش بود لذا به دلیل عدم تجانس در روش ها و عدم وجود پروتکل اجرایی استاندارد در مورد تفسیر نتایج احتیاط لازم است. برخی از مطالعات، عضلات چهارسر ران و همسترینگ را به عنوان یک کل در نظر گرفتند، اما واقعیت این است که اجزای جانبی و میانی گروه‌های عضلانی نقش متفاوتی در ثبات زانو دارند. افزایش تسلط عضله جانب خارجی چهار سر ران نسبت به همسترینگ داخلی با والگوس زانو همراه است که همیم موضوع سبب افزایش خطر آسیب ACL می‌شود (۴۳).

نتیجه گیری

تحقیق حاضر نشان داد که در افراد با سابقه بازسازی ACL میزان شدت فعالیت عضلانی در مانور فرود نسبت به افراد سالم متفاوت نیست و این افراد حتی با وجود بازگشت به ورزش در طول وظایف فرود الگوهای فعالیت عضلانی متفاوتی را به نمایش می‌گذارند. تحقیقات آینده برای درک تغییرات عصبی عضلانی با توجه به به جنسیت، نوع پیوند و وضعیت عملکردی و بررسی اینکه آیا الگوهای فعالیت افتراقی عضلانی با افزایش خطر آسیب مجدد ACL مرتبط هستند، مورد نیاز است.

سپاسگزاری

از تمامی داوطلبان شرکت کننده در این مطالعه کمال تشکر و قدردانی بعمل می آید.

ملاحظات اخلاقی

رضایت کتبی از آزمودنی ها اخذ شد. این مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ابن سینا همدان با شماره ۱۱۹۹/۹/۳۵/۱۶/p قرار گرفته است.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچگونه تعارض منافعی وجود ندارد.

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

References

1. Sullivan ZB, Sugarman BS, Faherty MS, Killelea C, Taylor DC, Le D, et al. Females have Lower Knee Strength and Vertical Ground Reaction Forces During Landing than Males Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at the Time of Return to Sport. Int J Sports Phys Ther. 2022;17(4):556. https://doi.org/10.26603/001c.35575
2. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. Am J Sports Med. 2004;32(4):1002-12. https://doi.org/10.1177/0363546503261724
3. Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. Br J Sports Med. 2018;52(2):128-38. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096836
4. Ajuied A, Wong F, Smith C, Norris M, Earnshaw P, Back D, et al. Anterior cruciate ligament injury and radiologic progression of knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. Am J Sports Med. 2014;42(9):2242-52. https://doi.org/10.1177/0363546513508376
5. Luc B, Gribble PA, Pietrosimone BG. Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and numbers-needed-to-treat analysis. J Athl Train. 2014;49(6):806-19. https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.35
6. Waldén M, Hägglund M, Magnusson H, Ekstrand J. ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. Br J Sports Med. 2016; https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095952
7. Lepley AS, Kuenze CM. Hip and knee kinematics and kinetics during landing tasks after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. J Athl Train. 2018;53(2):144-59. https://doi.org/10.4085/1062-6050-334-16
8. Ithurburn MP, Paterno M V, Ford KR, Hewett TE, Schmitt LC. Young athletes after anterior cruciate ligament reconstruction with single-leg landing asymmetries at the time of return to sport demonstrate decreased knee function 2 years later. Am J Sports Med. 2017;45(11):2604-13. https://doi.org/10.1177/0363546517708996
9. Shimizu T, Samaan MA, Tanaka MS, Pedoia V, Souza RB, Li X, et al. Abnormal biomechanics at 6 months are associated with cartilage degeneration at 3 years after anterior cruciate ligament reconstruction. Arthrosc J Arthrosc Relat Surg. 2019;35(2):511-20. https://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.07.033
10. Kotsifaki A, Korakakis V, Whiteley R, Van Rossom S, Jonkers I. Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2020;54(3):139-53. https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099918
11. Paterno M V, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. Am J Sports Med. 2010;38(10):1968-78. https://doi.org/10.1177/0363546510376053
12. He X, Leong HT, Lau OY, Ong MT-Y, Yung PS-H. Altered neuromuscular activity of the lower-extremities during landing tasks in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of electromyographic studies. J Sport Rehabil. 2020;29(8):1194-203. https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0393
13. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. Br J Sports Med. 2011;45(7):596-. https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.076364
14. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR HT. Incidence and predictors of second anterior cruciate ligament injury after primary reconstruction and return to sport. J Athl Train. 2015;50(10):1097-9. https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.07
15. Leppänen M, Pasanen K, Krosshaug T, Kannus P, Vasankari T, Kujala UM, et al. Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study. Orthop J Sport Med. 2017;5(12):1-6. https://doi.org/10.1177/2325967117745487

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

16. Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, Snyder-Mackler L. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. Am J Sports Med. 2013;41(6):1310-8. https://doi.org/10.1177/0363546513482718
17. Hartigan E, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training prior to ACL reconstruction improves gait asymmetries in non-copers. J Orthop Res. 2009;27(6):724-9. https://doi.org/10.1002/jor.20754
18. Gokeler,A.,Hof,A.L.,Arnold,M.P.etal.Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. Scand J Med Sci Sport. 2010;20(1):12-9. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00873.x
19. Rocchi JE, Labanca L, Laudani L, Minganti C, Mariani PP, Macaluso A. Timing of muscle activation is altered during single-leg landing tasks after anterior cruciate ligament reconstruction at the time of return to sport. Clin J Sport Med. 2020;30(6):e186-93. https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000659
20. Bryant AL, Newton RU, Steele J. Successful feed-forward strategies following ACL injury and reconstruction. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19(5):988-97. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.06.001
21. Dashti Rostami K, Alizadeh MH, Minoonejad H, Yazdi H, Thomas A. Effect of fatigue on electromyographic activity patterns of the knee joint muscles in anterior cruciate ligament reconstructed and deficient patients during landing task. J Funct Morphol Kinesiol. 2018;3(2):22. https://doi.org/10.3390/jfmk3020022
22. Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Asymmetry and thigh muscle coactivity in fatigued anterior cruciate ligament-reconstructed elite skiers. Med Sci Sport Exerc. 2017;49(1):11-20. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001076
23. Palmieri-Smith RM, Strickland M, Lepley LK. Hamstring muscle activity after primary anterior cruciate ligament reconstruction-a protective mechanism in those who do not sustain a secondary injury? A preliminary study. Sports Health. 2019;11(4):316-23. https://doi.org/10.1177/1941738119852630
24. Vairo GL, Myers JB, Sell TC, Fu FH, Harner CD, Lephart SM. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc. 2008;16:2-14. https://doi.org/10.1007/s00167-007-0427-4
25. 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(8):871-6. https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0189
26. Georgoulis JD, Melissaridou D, Patras K, Megaloikonomos PD, Trikoupis I, Savvidou OD, et al. Neuromuscular activity of the lower-extremities during running, landing and changing-of-direction movements in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: a review of electromyographic studies. J Exp Orthop. 2023;10(1):1-16. https://doi.org/10.1186/s40634-023-00603-1
27. 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. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4
28. Bevilaqua-Grossi D, Felicio LR, Simões R, Coqueiro KRR, Monteiro-Pedro V. Electromyographic activity evaluation of the patella muscles during squat isometric exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. Rev Bras Med do Esporte. 2005;11:155e-158e. https://doi.org/10.1590/S1517-86922005000300001
29. Marchetti PH, Jarbas da Silva J, Jon Schoenfeld B, Nardi PSM, Pecoraro SL, D'Andréa Greve JM, et al. Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise. J Sports Med. 2016;2016. https://doi.org/10.1155/2016/3846123
30. Kocheili Y, Jamshidi AA, Sanjari MA, Maarufi N, Bagheri H, Sedigh A, et al. A comparison of lower extremity muscles activity among healthy subjects and individuals after ACL reconstruction during drop landing. J Mod Rehabil. 2016;9(6):103-10.
31. De Britto MA, Carpes FP, Koutras G, Pappas E. Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. J Electromyogr Kinesiol. 2014;24(4):508-12. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.009
32. Ortiz, Alexis., Olson, Sharon., Libby, Charles, L., Trudelle-Jackson, Elaine., Kwon,

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]

Young-Hoo., Entyre, Bruce., & Bartlett W. Landing Mechanics Between Noninjured Women and Women With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During 2 Jump Tasks. Am J Sport Med. 2009;36(1):149-57. https://doi.org/10.1177/0363546507307758

33. Peng H-T, Kernozek TW, Song C-Y. Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. Phys Ther Sport. 2011;12(3):127-32. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.001
34. Mrdakovic V, Ilic DB, Jankovic N, Rajkovic Z, Stefanovic D. Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. J Sport Sci Med. 2008;7(2):269-78.
35. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture. 2005;21(1):85-94. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.005
36. Kovács I, Tihanyi J, Devita P, Rácz L, Barrier J, Hortobágyi T. Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. Med Sci Sports Exerc. 1999;31:708-16. https://doi.org/10.1097/00005768-199905000-00014
37. Johnston PT, McClelland JA, Webster KE. Lower limb biomechanics during single-leg landings following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. Sport Med. 2018;48:2103-26. https://doi.org/10.1007/s40279-018-0942-0
38. Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. J Physiol. 1991;437(1):287-304. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018596
39. Shanbehzadeh S, Mohseni Bandpei MA, Ehsani F. Knee muscle activity during gait in patients with anterior cruciate ligament injury: a systematic review of electromyographic studies. Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc. 2017;25:1432-42. https://doi.org/10.1007/s00167-015-3925-9
40. Gauffin H, Tropp H. Altered movement and muscular-activation patterns during the one-legged jump in patients with an old anterior cruciate ligament rupture. Am J Sports Med. 1992;20(2):182-92. https://doi.org/10.1177/036354659202000215
41. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. JBJS. 1990;72(6):871-7. https://doi.org/10.2106/00004623-199072060-00012
42. Kasović M, Mejovšek M, Matković B, Janković S, Tudor A. Electromyographic analysis of the knee using fixed-activation threshold after anterior cruciate ligament reconstruction. Int Orthop. 2011;35(5):681-7. https://doi.org/10.1007/s00264-010-1050-4
43. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG FF. Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. J Athl Train 1999;34(2)121. (C).

[Downloaded from ijm.ir on 2026-11-01]

[DOI: 10.22034/IJRN.11.1.11]