DOI: 10.48305/jims.v43.i845.1837

مجله دانشکده پزشکی اصفهان — سال چهل و سوم/شماره‌ی ۸۴۵/هفته‌ی اول اسفند ۱۴۰۴

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۳/۰۳ — تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۲۵ — تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱۲/۰۷

تاثیر تمرینات ثبات مرکزی بر کیفیت ماژول های الکترومیوگرافی و عملکرد حرکتی اندام تحتانی پس از بازسازی لیگامنت متقاطع قدامی

مجید فتاحی[۱]، غلامعلی قاسمی[۲]، رضا مهدوی‌نژاد[۳]، حامد اسماعیلی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: آسیب‌های رباط متقاطع قدامی ACL (Anterior cruciate ligament) یکی از شایع‌ترین آسیب‌های زانو در ورزش است. شواهد نشان می‌دهد که مداخلات تمرینی می‌توانند، الگوی ترکیب ماژول‌ها و توالی فعال‌سازی عضلات را تغییر دهند و نقش مؤثری در توانبخشی آسیب ACL ایفا کنند. هدف این مطالعه، تعیین تأثیر هشت هفته تمرینات ثبات مرکزی بر کیفیت ماژول‌های عضلات اندام تحتانی در افراد ACLR می‌باشد.

روش‌ها: این پژوهش از نوع نیمه تجربی با طرح پیش‌آزمون- پس‌آزمون همراه با گروه کنترل بود. ۳۰ ورزشکار مرد در رشته فوتبال در دو گروه تجربی (تمرینات بخش مرکزی) و کنترل تقسیم شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی طی اجرای پرش و فرود تک‌پا ثبت شد. ترکیب، زمان‌بندی ماژول‌ها و عملکرد حرکتی قبل و بعد از مداخله مورد مقایسه قرار گرفت. برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در سطح معناداری $P < ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد کیفیت زمانبندی در ماژول‌های ۴،۳،۲،۱ ($P = ۰/۰۰۵$، $P = ۰/۰۱۲$، $P = ۰/۰۰۱$، $P = ۰/۰۰۸$) و کیفیت ترکیب در ماژول ۲ و ۴ بهبود یافت ($P = ۰/۰۰۱$، $P = ۰/۰۰۵$) در همسترینگ و پلانتار فلکسور مچ پا در افراد ACLR شد همچنین، عملکرد FMS بهبود یافت.

نتیجه‌گیری: تمرینات ثبات مرکزی می‌توانند با تاثیرگذاری بر ترکیب و زمان بندی ماژول موجب بهبود سازماندهی عصبی-عضلانی اندام تحتانی شده و خطر آسیب مجدد ACL را کاهش دهند.

واژگان کلیدی: تمرینات بخش مرکزی؛ سینرژی عضلات؛ الکترومیوگرافی؛ آسیب ACL

ارجاع: فتاحی مجید، قاسمی غلامعلی، مهدوی‌نژاد رضا، اسماعیلی حامد. **تاثیر تمرینات ثبات مرکزی بر کیفیت ماژول های الکترومیوگرافی و عملکرد حرکتی اندام تحتانی پس از بازسازی لیگامنت متقاطع قدامی.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۴؛ ۴۳ (۸۴۵): ۱۸۳۷- ۱۸۴۴.

مقدمه

آسیب‌های رباط متقاطع قدامی یکی از شایع‌ترین آسیب‌های زانو در ورزش است. با وجود تلاش‌های گسترده برای پیشگیری، شیوع این آسیب در دو دهه اخیر دو برابر شده است (۱).

در افراد مبتلا به آسیب ACL، الگوی فعالیت عضلات هنگام انجام فعالیت خاص دچار تغییر می‌شود. پژوهش‌ها نشان داده‌اند که سیستم عصبی مرکزی (Neural Command) عضلات را به طور مستقل فعال نمی کند بلکه عضلات در قالب الگوهای هم‌افزا یا سینرژی و بر اساس نیاز حرکتی فعال می‌شوند. سیستم عصبی مرکزی از طریق ماژول هایی که شامل یک فرمان عصبی (Neural Command) و بردار هم‌افزایی عضلات (Synergy Vector) هستند، کنترل این ماژول ها را بر عهده دارد. از این‌رو، تحلیل این الگوهای ساده شده می‌تواند به درک تغییرات نورومو سکولار نا شی از آ سیب ACLکمک کند (۲).

مطالعات نشان داده‌اند که در راه رفتن، انسان معمولاً از چهار تا شش ماژول عضلانی استفاده می‌کند (۳). برای مثال، Routson و همکاران با برر سی سینرژی ع ضلات در بیماران سکته مغزی ن شان داد ند که ماژول ها و ظایف بیومکانیکی مختلفی را کنترل می‌کنند.

۱- دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده‌ی علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده‌ی علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۳- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده‌ی علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: غلامعلی قاسمی: استاد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده‌ی علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

Email: gh.ghasemi@spr.ui.ac.ir

تداخل بیشتر بین این وظایف معمولاً منجر به عملکرد حرکتی ضعیف‌تر می‌شود، در حالی که تداخل کمتر ماژول‌ها، با عملکرد بالینی بهتر مرتبط است (۴).

شواهد نشان می‌دهد که بسیاری از عوامل خطر با برنامه‌های مداخله‌ای قابل اصلاح هستند (۵). همچنین تمرینات عصبی-عضلانی چندگانه به‌طور موفقیت آمیزی در کاهش میزان آسیب ACL اثر داشته‌اند (۶). مطالعه‌ی هووت و همکاران نشان داد که تمرینات ثبات مرکزی می‌توانند به تقویت واکنش عضلات تنه در برابر اغتشاشات و حرکات ناگهانی کمک کند (۷). همچنین نشان داده شده که ثبات دینامیکی زانو به کنترل مرکزی بدن وابسته است (۸).

در حالی که عضلات بخش مرکزی عمل مستقیمی روی مفصل زانو ندارد، فعالیت این عضلات ممکن است بر راستای اندام تحتانی و فراخوانی عضلات اطراف زانو تأثیر بگذارد (۹). شواهد حاکی از آن است که مداخلات تمرینی می‌توانند، الگوی ترکیب ماژول‌ها و توالی فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی را تغییر دهند و از این طریق نقش مؤثری در توانبخشی آسیب ACL ایفا کنند (۴)؛ بنابراین، هدف از این مطالعه بررسی تأثیر یک دوره تمرینات ثبات مرکزی بر ترکیب و زمان‌بندی ماژول‌های عضلانی و عملکرد حرکتی افراد دارای سابقه باسازی لیگامنت متقاطع قدامی طی اجرای حرکت پرش و فرود تک پا است.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی و کاربردی با طرح دو مرحله‌ای پیش‌آزمون و پس‌آزمون می‌باشد. به دلیل بزرگ بودن حجم تأثیر در آلفای ۰/۰۵ و بتای ۰/۲ با استفاده از نرم‌افزار G*power نسخه‌ی Universitat Kiel۳,۱,۹,۴، آلمان) حداقل حجم نمونه مورد نیاز ۱۱ نفر در هر گروه است. ۳۲ ورزشکار پس از باسازی رباط متقاطع قدامی. با در نظر گرفتن ریزش احتمالی به صورت تصادفی و هدفمند انتخاب و به دو گروه تجربی (۱۶ نفر) و کنترل (۱۶ نفر) تقسیم شدند. از این تعداد، ۳۰ نفر در مطالعه باقی ماندند و تحلیل شدند.

معیارهای ورود شامل: سن ۲۰ تا ۴۵ سال، سابقه‌ی جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی (ACL) بین ۶ تا ۹ ماه گذشته، نداشتن ناهنجاری‌های شدید اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی یا ستون فقرات (نظیر اسکولیوز، کایفوز) و نداشتن آسیب‌های مزمن در اندام تحتانی بودند. افرادی که دارای پارگی مینیسک، آسیب‌های جدی جدید در طول مطالعه، یا عدم مشارکت منظم در تمرینات بودند، از مطالعه حذف شدند.

در این مطالعه شرکت‌کنندگان از حرکت پرش و فرود تک پا داده‌های الکترمیوگرافی از ۱۲ عضله ارکترواسپاین (ES)، راست شکمی (RA)، سرینی میانی(G)، همسترینگ داخلی (ST)، همسترینگ خارجی (BF)، پهن خارجی (VL)، پهن داخلی (VM)، راست رانی(RF)، دو قلو داخلی (GM)، دو قلو خارجی (GL)، ساقی قدامی (TA)، نعلی (S) پای برتر (۱۰) با استفاده از دستگاه EMG بی‌سیم ۱۶ کانال (مدل wireless asselerometer، شرکت biometricsn LTD، کشور انگستان) ثبت گردید. الکترودهای سطحی مطابق با پروتکل SENIAM روی پوست چسبانده شدند. پیش از نصب، محل مورد نظر از مو و آلودگی پاک‌سازی شده و با الکل ایزوپروپیل ۵ درصد تمیز شد. صحت سیگنال‌ها با بررسی مجزای کانال‌ها روی رایانه تأیید گردید (۱۱).

آزمون FMS

ارزیابی عملکرد حرکتی با استفاده از آزمون غربالگری عملکردی (FMS) انجام شد. این آزمون شامل ۷ زیرآزمون است که هر کدام در مقیاس ۰ تا ۳ نمره‌دهی می شوند و امتیاز کل برابر با ۲۱ است. امتیاز ≥۱۴ به‌عنوان شاخص افزایش ریسک آسیب در نظر گرفته می‌شود (۱۲).

فرایند جمع‌آوری اطلاعات

در ابتدای هر جلسه، فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی تکمیل شد. گرم کردن شامل ۱۰ دقیقه دویدن با سرعت دلخواه و ۵ دقیقه حرکات کششی ایستا با تمرکز بر مفاصل زانو و مچ پا بود.

به‌منظور ثبت مناسب امواج الکترومیوگرافی به صورت سطحی از روی پوست، ابتدا مراحل آماده‌سازی و نصب الکترودهای سطحی انجام شده است.

برای ثبت میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی، شرکت‌کنندگان از حرکت پرش و فرود تک پا داده‌های الکترمیوگرافی از عضلات منتخب جمع‌آوری شد (۱۳).

پروتکل تمرینی:

گروه تجربی به‌مدت ۸ هفته، هفته‌ای ۳ جلسه (هر جلسه ۲۵ تا ۵۰ دقیقه) در تمرینات ثبات مرکزی شرکت کردند. این پروتکل بر پایه برنامه‌ی تعدیل شده ویلاردسون (۲۰۲۴) و آرائوجو (۲۰۱۵) طراحی شد. شرکت در حداقل ۲۱ جلسه از مجموع ۲۴ جلسه الزامی بود. گروه کنترل، بدون مداخله، تمرینات روزانه عادی خود را ادامه دادند (۱۴، ۱۵) پروتکل تمرینی در پیوست ۱ نشان داده شده است.

تحلیل داده‌های الکترومیوگرافی:

داده های EMG با فیلتر باند گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر و سپس با فیلتر پایین گذر ۱۰ هرتز (فیلتر Butterworth مرتبه چهارم، با تأخیر صفر) هموار شدند. داده‌ها برحسب نسبت به مقدار پیک هر چرخه نرمال‌سازی و سپس در ۱۰۱ نقطه زمانی درون یابی شدند. برای تحلیل داده ها از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ aاستفاده گردید (۱۶).

برای استخراج الگوهای هم‌افزایی عضلانی از روش فاکتور سازی

ماتریس غیر منفی (NNMF) استفاده شد. این روش سیگنالEMG را به دو ماتریس شامل دستورات عصبی (NCs) و وزن عضلات (SVs) تجزیه می‌کند. برای تعیین تعداد ماژول‌های لازم جهت بازسازی ماتریس اصلی، از شاخص VAF استفاده شد؛ در صورتی که VAF برای تمام عضلات بالاتر از ۰/۹ باشد، تعداد ماژول‌ها کافی در نظر گرفته شد. در این مطالعه، ۴ ماژول کافی تشخیص داده شد (۱۷).

برای ارزیابی کیفیت ترکیب و زمانبندی ماژول، ارتباط میانگین ترکیب و زمانبندی ماژول گروه تجربی با میانگین ترکیب و زمانبندی ماژول گروه کنترل با استفاده از ضریب همبستگی Pearson مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. به‌منظور مقایسه ترکیب هر ماژول که با آرایش ۱×۱۲ وزن‌های عضلانی نمایش داده می‌شود (۱۸).

برای تجزیه‌وتحلیل داده ها از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۱ (version 21, IBM Corporation, Armonk, NY) استفاده شد. برای مقایسه‌ی کیفیت ترکیب، زمانبندی ماژول‌ها و نمره FMS از تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها در آنوا با اندازه گیری مکرر از آزمون Shapiro-Wilk استفاده گردید. برای بررسی شباهت الگوی ماژول‌ها از ضریب همبستگی Pearson استفاده شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌های تحقیق به صورت میانگین ± انحراف معیار عبارتند از:

گروه تجربی: قد: ۳/۵۸ ± ۱۷۵/۱۲، وزن: ۵/۷۸ ± ۷۱/۲۸ سن: ۳/۴۷ ± ۲۶/۳

گروه کنترل: قد: ۴/۳ ± ۱۷۶/۴۵، وزن: ۵/۳۴ ± ۷۰/۲ سن: ۰/۰۷ ± ۲۴/۸

برای بررسی شباهت الگوی ماژول‌ها به عنوان پیش شرط مطالعه، از ضریب همبستگی Pearson استفاده شد. تشابه بین الگوی ماژول‌ها در گروه‌های مختلف اگر ضریب همبستگی نزدیک به ۱ باشد، به این معنی است که شکل مجموعه داده‌ها مشابه است. (۰/۰–۰/۲۹: شباهت کم، ۰/۳–۰/۶۹: شباهت متوسط، ۰/۷–۱/۰: شباهت زیاد). سطح معنی‌داری آزمون‌ها $\alpha \leq$ ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای بازسازی سیگنال‌های اصلی عضلات از آزمون VAF استفاده شد و چهار ماژول انتخاب گردید. مقدار VAF برای همه عضلات و در هر دو گروه بیش از ۰/۹ بود که نشان‌دهنده کفایت این تعداد ماژول است. یافته‌ها نشان داد که:

در ماژول اول (اکستنسور زانو و تیبیال انتریور)، همبستگی بین گروه کنترل و قبل از تمرین ۰/۴۸، بین گروه کنترل و بعد از تمرین ۰/۷۸ و بین قبل و بعد از تمرین ۰/۴۲ بود؛ که نشان‌دهنده بیشترین شباهت الگو پس از تمرین است.

در ماژول دوم (پلانتار فلکسور مچ پا)، همبستگی‌ها به‌ترتیب ۰/۴۵، ۰/۸۴ و ۰/۲۸ گزارش شد؛ که شباهت بیشتر پس از تمرین با گروه کنترل را نشان می‌دهد.

در ماژول سوم (عضلات کمربند لگنی)، مقادیر همبستگی ۰/۳۹، ۰/۶۸، و ۰/۴۲ بود؛ که بیانگر شباهت متوسط تا بالا بین الگوهاست.

در ماژول چهارم (همسترینگ)، این مقادیر به‌ترتیب ۰/۵۲، ۰/۸۳ و ۰/۲۶ بودند؛ که نشان‌دهنده‌ی بیشترین شباهت بین گروه کنترل و گروه بعد از تمرین است.

نتایج نشان داد که مقایسه کیفیت زمان بندی ماژول ها قبل و بعد از تمرین، چهار تغییر معنی‌دار، شامل بهبود زمان ماژول اکستنسور زانو (ماژول ۱) بهبود زمان ماژول پلانتار فلکسور مچ پا (ماژول ۲) و همچنین زمان ماژول کمربند لگنی (ماژول ۳)، و همچنین ماژول فلکسور زانو بود (ماژول ۴) (جدول ۱). به ترتیب (P = ۰/۰۰۵، P = ۰/۰۱۲، P = ۰/۰۰۱، P = ۰/۰۰۸)

جدول ۱. مقایسه‌ی کیفیت زمانبندی ماژول قبل و بعد از تمرینات (میلی ولت) و نمره‌ی FMS

کیفیت زمانبندی ماژول	تغییرات درون‌گروهی	تغییرات بین گروهی	تعامل	اندازه اثر
۱. ماژول ۱ (اکستنسور زانو و تیبیال انتریور)	F= ۳۳/۱۲ P= ۰/۰۰۱	F= ۰/۲۷۶ P= ۰/۶۱۴	F= ۱۵/۰۹ P= ۰/۰۰۵	۰/۸۰۵
۲. ماژول ۲ (پلانتار فلکسور مچ پا)	F= ۶/۷۳ P= ۰/۰۳۸	F= ۰/۳۱۹ P= ۰/۶۳۲	F= ۱۱/۰۱ P= ۰/۰۱۲	۰/۴۴۸
۳. ماژول ۳ (ابداکتور هیپ و ES ،RA)	F= ۵۱/۳۸ P= ۰/۰۰۱	F= ۱۹/۹۰ P= ۰/۰۰۲	F= ۴۹/۶۰ P= ۰/۰۰۱	۰/۸۶۵
۴. ماژول ۴ همسترینگ	F= ۱۱/۴۰ P= ۰/۰۱۰	F= ۰/۱۴۸ P= ۰/۷۱۰	F= ۱۲/۵۵ P= ۰/۰۰۸	۰/۵۸۸
نمره FMS	F=۵۷/۳۸ P=۰/۰۰۱	F=۰/۳۳۶ P=۰/۵۶۹	F=۶۱/۷۹ P=۰/۰۰۱	۰/۷۶۱

جدول ۲. مقایسه‌ی کیفیت ترکیب ماژول قبل و بعد از تمرینات (میلی‌ولت) با گروه کنترل

کیفیت ترکیب ماژول	تغییرات درون گروهی	تغییرات بین گروهی	تعامل	اندازه اثر
۱. ماژول ۱	F = ۴/۳۹	F = ۰/۰۷۲	F = ۰/۳۸۵	۰/۳۵۴
(اکستنسور زانو و تیبیال انتریور)	P = ۰/۰۶۹	P = ۰/۷۹۵	P = ۰/۵۵۲	
۲. ماژول ۲	F = ۴۴/۲۹	F= ۰/۳۹۴	F = ۳۳/۴۴	۰/۸۴۷
(پلانتار فلکسور مچ پا)	P = ۰/۰۰۱	P= ۰/۵۴۸	P = ۰/۰۰۱	
۳. ماژول ۳	F = ۰/۴۱۴	F = ۱/۹۷	F = ۰/۱۶۹	۰/۰۴۹
(ابداکتور هیپ و RA ،ES)	P =۰/۵۳۸	P =۰/۱۹۸	P = ۰/۶۹۲	
۴. ماژول ۴	F = ۱۵/۵۰	F= ۱/۴۶	F = ۱۴/۶۰	۰/۶۶۰
همسترینگ	P = ۰/۰۰۴	P= ۰/۲۶۱	P = ۰/۰۰۵	

در مقایسه با گروه کنترل،کیفیت زمان‌بندی ماژول‌های ۱، ۲ و ۴ قبل از تمرین مختل بود، و پس از تمرین بهبود یافت به طوری که آزمون تحلیل وار یانس با ا ندازه‌گیری مکرر با گروه کنترل تفاوت معنی‌داری را نشان داد. همچنین زمان‌بندی ماژول ۳ قبل از تمرین به طور جزئی مختل بود، پس از تمرین بهبود یافت.

همچنین نتایج نشان داد که تمرینات بخش مرکزی بدن منجر به افزایش معنادار نمرات آزمون غربالگری حرکات عملکردی (FMS) در شرکت‌کنندگان گردید. در گروه تجربی، نمرات FMS پس از مداخله تمرینی به طور معنی‌داری افزایش یافت (P = ۰/۰۰۱).

مقایسه‌ی کیفیت ترکیب ماژول‌ها قبل و بعد از تمرین، دو تغییر قابل توجه، بهبود میزان فعالیت ماژول پلانتار فلکسور مچ پا (ماژول ۲؛ جدول ۴-۷) و همچنین میزان فعالیت ماژول همسترینگ بود (ماژول ۴؛ جدول ۴-۷). به ترتیب (P = ۰/۰۰۱، P = ۰/۰۰۵).

در مقایسه با گروه کنترل، کیفیت ترکیب ماژول ۲ و ۴ قبل از تمرین مختل بود، و پس از تمرین بهبود یافت به طوری که آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر با گروه کنترل تفاوت معنی‌داری را نشان داد (جدول ۲).

بحث

هدف از این مطالعه، تعیین تأثیر یک دوره تمرین توانبخشی حرکتی بر کیفیت زمان‌بندی و ترکیب ماژول و آزمون‌های FMS در افراد با سابقه‌ی بازسازی لیگامنت متقاطع قدامی می‌باشد. یافته‌ها نشان داد که تمرینات ثبات مرکزی بدن بر برخی جنبه‌های ترکیب ماژول و کیفیت زمان‌بندی تأثیر می‌گذارد و منجر به کاهش ریسک آسیب می‌شود.

نتایج این مطالعه نشان داد که تمرین بخش مرکزی بدن منجر به بهبود معنی‌دار در کیفیت ترکیب برخی از ماژول‌های عضلانی شده است. به‌طور مشخص، فعالیت ماژول پلانتار فلکسور مچ پا (ماژول ۲) و ماژول همسترینگ (ماژول ۴) پس از تمرین به شکل معناداری افزایش یافت (به ترتیب P = ۰/۰۰۱ و P = ۰/۰۰۵). این تغییرات نشان‌دهنده‌ی ارتقاء هماهنگی عصبی- عضلانی و بازسازمان‌دهی الگوهای حرکتی در پاسخ به تمرینات مداخله‌ای است.

مطالعه‌ی Rahimi و Allen نشان داد که ساختار ماژول‌ها در شرایط حرکتی غیرطبیعی نسبتاً پایدار می‌ماند و تغییرات معمولاً از خطرات اختلال کنترل عصبی ناشی می‌شوند نه از عواملی صرفاً بیومکانیکی بنابراین، تغییر در کیفیت ماژول‌ها مشابه مطالعه‌ی حاضر، احتمالاً نشانگر بازسازمان‌دهی عصبی مثبت در پاسخ به تمرین است (۱۹).

مطالعه‌ای بر روی بیماران پس از سکته‌ی مغزی نشان داد که ادغام یا کاهش تعداد ماژول‌ها با کاهش پیچیدگی کنترل حرکتی همراه است و اغلب ماژول های ۲ و ۴ نقش کلیدی در این کاهش دارند. در مقابل، مرتفع‌سازی اختلال ماژول‌های ۲ و ۴ (افزایش تفکیک و کیفیت آن‌ها) با عملکرد حرکتی بهتر ارتباط دارد. با یافته‌های این مطالعه که پس از تمرین کیفیت این ماژول‌ها بهبود یافته، تناسب دارد (۲۰).

یکی از یافته‌های مهم این مطالعه، بهبود در زمان‌بندی ماژول‌های فلکسورهای زانو و پلانتارفلکسور مچ پا پس از تمرین بود. تأخیر در زمان‌بندی انقباض برون‌گرای عضله گاستروکنمیوس می‌تواند منجر به افزایش فشار بر ACL شود، زیرا این عضله در وضعیت فلکشن زانو، با ایجاد نیروی رو به جلوی تیبیا، به‌عنوان یک آنتاگونیست ACL عمل می‌کند؛ بنابراین، بهبود زمان‌بندی این عضلات به کاهش اعمال نیروهای آسیب‌زا کمک کرده و عملکرد محافظتی آن ها در برابر آسیب ACL را تقویت می‌کند (۲۱). نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که بعد از مداخله‌ی تمرینی ریسک آسیب زانو طی عمل فرود تک پا کاهش یافته است.

یافته های این مطالعه با نتایج پژوهش Maniar و همکاران هم‌راستا بود؛ به‌طوری‌که آنها نشان دادند عضلات گاستروکنمیوس و چهارسر ران با ایجاد نیروهای برشی در استخوان تیبیا می‌توانند فشار وارده بر ACL را به‌ویژه در وضعیت اکستنشن زانو افزایش دهند. در مقابل، عضلات همسترینگ و سولئوس نقش محافظتی در برابر این فشار ایفا می‌کنند. همچنین، بهبود زمان‌بندی انقباض عضله

گاستروکنمیوس می‌تواند نقش محافظتی داشته باشد (۲۲).

همچنین مطالعه‌ی Gali و همکاران نشـــان داد که برنامه تمرین عملکردی نمره‌ی کل FMS در دانشـــجو یان را افزایش می‌د هد و ریسک آسیب مجدد ACL را کاهش داده است. این نتیجه با یافته‌های این مطالعه هم‌راستا است (۲۳).

مشـــاهده شـــد که تمرینات منجر به بهبود زمان‌بندی ماژول ۲ (فلک سورهای زانو) در گروه تجربی شد. این بهبود با کاهش ری سک آ سیب در آزمون فرود تک‌پا و بهبود نمره FMS همراه بود. زمان‌بندی مناســـب فلکســـورهای زانو می‌تواند از حرکت بیش از حد تیبیا جلوگیری کند و از این طریق به عنوان یک آگونیســـت ACL عمل کرده و از اعمال نیروهای مضـــاعف به مفصـــل زانو بکاهد. نقش هم‌افزایی عضلات همسترینگ و چهارسر ران نیز در این میان اهمیت دارد؛ به‌ویژه همسترینگ که با کنترل حرکت پایانی پا و کاهش سرعت پا قبل از تماس زمین، به پایداری مفصل کمک می‌کند (۲۴).

نتایج مطالعه‌ی Sequier و همکاران که بر تحلیل فعالیت های الکترومایوگرافی (EMG) در افراد ACLR مبتنی بود، نشـان داد که هر دو گروه عضـلانی گاسـتروکنمیوس و همسـترینگ در مقایسـه با گروه کنترل، فعالیت بیشـــتری دارند. با این حال، نســـبت فعالیت بین این دو گروه عضـــلانی تغییر یافته و الگوی فعالیت آن‌ها توازن مطلوب خود را از دســـت داده اســـت. این اختلال در هماهنگی عضـــلانی با ناهماهنگی زمانی مشـــاهده‌شـــده در افراد قبل از تمرین هم‌راســـتا بوده و قابل تبیین است (۲۵).

مطالعه‌ی Routson و همکاران، نشـــان داد در گروه ACLR قبل از تمرین، فعالیت عضـــلات همســـترینگ و گاســـتروکنمیوس به‌طور ناهماهنگ‌تری رخ داد و ن شانه‌هایی از اختلال ماژول‌ها م شاهده شد. این افراد معمولاً با ناهنجاری های زمانی در پرش تک پا از جمله فعالیت بیش از حد عضلات پلانتار فلکسور در پرش همراه است (۴)؛ که با نتایج این مطالعه همسو بود.

گروه تجربی قبل از تمرین خطای زمان‌بندی قابل توجهی در ماژول ۴ (همسترینگ) داشتند. نتایج اخیر با ناهنجاری‌هایی در الگوی زمانی هم سترینگ به‌ویژه در مورد فعال سازی هم سترینگ و رکتوس فموریس مشابه با ادغام ماژول‌های ۱ و ۴ در افراد دارای سه ماژول در مطالعه‌ی اوتر و همکاران که معمولاً در راه رفتن همی‌پارتیک پس از سکته دیده می شود، سازگار ا ست (۲۶)؛ زیرا ماژول هم سترینگ در تماس اولیه پا با زمین سریع‌تر فعال می شود و در حرکت دیرهنگام به منظور آمادگی برای تماس پا، ســـرعت حرکت پا را کاهش می‌دهد؛ بنابراین، فعالیت طولانی‌مدت هم سترینگ ممکن ا ست با تولید نیروی محرکه تداخل داشته باشد (۲۷).

نتیجه‌گیری

تمرینات ثبات مرکزی بدن منجر به بهبود زمان‌بندی و ترکیب ماژول‌های حرکتی در افراد با سابقه بازسازی ACL شدند. این یافته‌ها اهمیت تحلیل فردمحور و هدفمند در توانبخ شی ورز شی را برجسته می‌کنند؛ به‌ویژه با تأکید بر تنظیم برنامه‌های تمرینی بر اســاس تعداد و کیفیت ماژول های حرکتی پیش‌تمرین. علاوه بر این، توجه به نقش متضاد عضلات خم‌کننده مانند همسترینگ و گاستروکنمیوس احتمالا می‌تواند مسیر مؤثرتری برای بازتوانی و پیشگیری از آسیب‌های مجدد فراهم سازد.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان‌نامه‌ی مقطع دکتری رشـته‌ی آسـیب‌شـناسـی ورز شی و تمرینات ا صلاحی با کد SPO۳۱۳۱ ۲۵۳۵۹ می‌با شد که در دان شگاه ا صفهان به ت صویب ر سیده و با حمایت مالی دان شگاه اصـفهان به انجام رسـیده اسـت. بدین‌وسـیله از زحمات مسـئولان دانشکده تربیت بدنی دانشگاه اصفهان تقدیر و تشکر می‌شود.

References

1. Arundale AJ, Silvers-Granelli HJ, Myklebust G. ACL injury prevention: Where have we come from and where are we going? J Orthop Res 2022; 40(1): 43-54.
2. Serrancolí G, Monllau JC, Font-Llagunes JM. Analysis of muscle synergies and activation–deactivation patterns in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during walking. Clin Biomech (Bristol) 2016; 31: 65-73.
3. Oliveira AS, Gizzi L, Farina D, Kersting UG. Motor modules of human locomotion: influence of EMG averaging, concatenation, and number of step cycles. Front Hum Neurosci 2014; 8: 335.
4. Routson RL, Clark DJ, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance. Gait Posture 2013; 38(3): 511-7.
5. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. British journal of sports medicine 2009; 43(6): 417-22.
6. Jackson KR. The effect of different exercise training interventions on lower extremity biomechanics and quality of movement in high school female athletes: University of Virginia; 2009.
7. Hewett TE, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament

injury incidence in female athletes. Br J Sports Med 2005; 39(6): 347-50.
8. Bowden MG ,Balasubramanian CK, Behrman AL, Kautz SA. Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance poststroke. Neurorehabil Neural Repair 2008; 22(6): 672-5.
9. Bowden MG, Behrman AL, Neptune RR, Gregory CM, Kautz SA. Locomotor rehabilitation of individuals with chronic stroke: difference between responders and nonresponders. Arch Phys Med Rehabil 2013; 94(5): 856-62.
10. Jamison ST, McNally MP, Schmitt LC, Chaudhari AM. The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: implications for ACL injury. J Biomech 2013; 46(13): 2236-41.
11. Pilanthananond M, Tharawadeepimuk K, Saengsirisuwan V, Limroongreungrat W. Muscle activation and ground reaction force between single-leg drop landing and jump landing among young females during weight-acceptance phase. Sports (Basel) 2023; 11(9): 185.
12. Clark SC, Rowe ND, Adnan M, Brown SM, Mulcahey MK. Effective interventions for improving Functional Movement Screen scores among “high-risk” athletes: A systematic review. Int J Sports Phys Ther 2022; 17(2): 131-8.
13. Arumugam A, Häger CK. Thigh muscle co-contraction patterns in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction, athletes and controls during a novel double-hop test. Sci Rep 2022; 12(1): 8431.
14. Araujo S, Cohen D, Hayes L. Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: A pilot study. J Hum Kinet 2015; 45: 27-37.
15. Willardson JM. Developing the core. Champaign, IL: Human Kinetics; 2024.
16. Lee D, Seung HS. Algorithms for non-negative matrix factorization. Advances in neural information processing systems. 2000; 13.
17. Hajilou B, Esmaeili H, Anbarian M. Effect of foot type on electromyography characteristics and synergy of lower limb muscles during running. Sci Rep 2024; 14(1): 25221.
18. Jie T, Xu D, Zhang Z, Teo E-C, Baker JS, Zhou H, et al. Structural and organizational strategies of locomotor modules during landing in patients with chronic ankle instability. Bioengineering 2024; 11(5): 518.
19. Rahimi Goloujeh M, Allen JL. Motor modules are largely unaffected by pathological walking biomechanics: a simulation study. J Neuroeng Rehabil 2025; 22(1): 16.
20. Mizuta N, Hasui N, Nishi Y, Higa Y, Matsunaga A, Deguchi J, et al. Merged swing-muscle synergies and their relation to walking characteristics in subacute post-stroke patients: An observational study. PLoS One 2022; 17(2): e0263613.
21. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. Br J Sports Me 2000; 34(4): 293-6.
22. Maniar N, Cole MH, Bryant AL, Opar DA. Muscle force contributions to anterior cruciate ligament loading. Sports Medicine 2022; 52(8): 1737-50.
23. Gali JC, Fadel GW, Marques MF, Almeida TA, Gali Filho JC, Faria FAS. The New Injuries’risk After Acl Reconstruction Might Be Reduced With Functional Training. Acta Ortop Bras 2021; 29(1): 21-5.
24. Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. Gait Posture 2008; 28(1): 135-43.
25. Sequier L, Forelli F, Traullé M, Vandebrouck A, Duffiet P, Ratte L, et al. Variation in Gastrocnemius and Hamster ça Muscle Activity During Peak Knee Flexor Force After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Hamstring Graft: Preliminary Controlled Study. Int J Physiother 2020; 7(6): 282-7.
26. Den Otter A, Geurts A, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. G Gait Posture 2007; 25(3): 342-52.
27. Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA. Modular control of human walking: a simulation study. J Biomech 2009; 42(9): 1282-7.

DOI: *10.48305/jims.v43.i845.1837*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 43, No. 845, 1st Week, March 2026**

Received: 24.05.2025 Accepted: 14.02.2026 Published: 26.02.2026

The Effect of Core Stability Exercises on Electromyographic Module Quality and Lower Limb Motor Performance Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

Majid Fatahi[1], Gholamali Ghasemi[2], Reza Mahdavi Nejad[3], Hamed Esmaeili[3]

Original Article

Abstract

Background: Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are one of the most common knee injuries in sports. Evidence suggests that training interventions can change the pattern of module composition and muscle activation sequence and play an effective role in ACL injury rehabilitation. The aim of this study was to determine the effect of eight weeks of core stability training on the quality of lower limb muscle modules in individuals with ACL reconstruction (ACLR).

Methods: This was a quasi-experimental study with a pre-test-post-test design and a control group. Thirty male soccer players were divided into two groups: experimental (core exercises) and control. Electromyographic activity of selected lower limb muscles was recorded during a single-leg jump and landing. Module composition, module timing, and motor performance were compared before and after the intervention. Repeated-measures ANOVA was used to analyze the data at a significance level of $P < 0.05$.

Findings: The results showed that timing quality improved in modules 1 ($P = 0.008$), 2 ($P = 0.001$), 3 ($P = 0.012$), and 4 ($P = 0.005$). The quality of combination improved in modules 2 ($P = 0.001$) and 4 ($P = 0.005$). Improvement in combination quality was observed in the hamstrings and ankle plantar flexors in ACLR subjects. Also, FMS performance improved.

Conclusion: Core stability exercises can improve the neuromuscular organization of the lower limb by affecting the combination and timing of modules and reduce the risk of ACL re-injury.

Keywords: Core exercises; Muscle synergy; Electromyography; ACL injury

Citation: Fatahi M, Ghasemi Gh, Mahdavi Nejad R, Esmaeili H. **The Effect of Core Stability Exercises on Electromyographic Module Quality and Lower Limb Motor Performance Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.** J Isfahan Med Sch 2026; 43(845): 1837-44.

1- PhD Student in Sports Pathology, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
2- Professor, Faculty of Sports, University of Isfahan, Isfahan, Iran
3- Associate Professor, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Gholamali Ghasemi, Professor, Faculty of Sports, University of Isfahan, Isfahan, Iran;
Email: gh.ghasemi@spr.ui.ac.ir

پیوست ۱

تمرین	هفته ۱ و ۲	هفته ۳ و ۴	تمرین	هفته ۵ و ۶	هفته ۷ و ۸
پاندول معکوس	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	پاندول معکوس با چرخش مدیسنبال	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
پلانک به صورت دمر	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	پلانک به صورت دمر با اکستنشن هیپ	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
کرانچ بروی فیزیوبال	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	کرانچ جانبی روی فیزیوبال	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
پرس به سمت بالا	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	پرس به سمت بالا با فیزیوبال	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
هایپراکستنشن روی فیزیوبال	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	هایپراکستنشن روی فیزیوبال همراه با چرخش	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
پل در حالت دمر	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	پل در حالت دمر با یک پا	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
کرانچ شکم	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	کرانچ شکم روی فیزیوبال	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
کرانچ دوچرخه	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	کرانچ معکوس	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
حالت چهاردست و پا و باز کردن دست و پای مخالف	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	حالت چهاردست پای و باز کردن دست پای مخالف	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
ضربه بال بال زدن	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	ضربه بال بال زدن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
پل به صورت طاقباز روی فیزیوبال	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	پل به صورت دمر روی فیزیوبال با حلقه کردن پا	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن
بلند کردن جانبی هر دو پا	۳ ×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	بلند کردن جانبی هر دو پا	۳ ×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن	۳ ×۶۰ ثانیه نگه‌داشتن