

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۵  
دوره ۸، شماره ۱، ص: ۶۵-۴۹  
تاریخ دریافت: ۹۴/۰۷/۰۱  
تاریخ پذیرش: ۹۵/۰۳/۱۸

## مقایسه زمان بندی عضلات مرکزی بدن در ورزشکاران با سابقه جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی با ورزشکاران سالم حین فرود آمدن

کمال رضایی<sup>۱</sup> - وحید مظلوم<sup>۲\*</sup> - عقیل ممشلی<sup>۳</sup>

۱. کارشناس ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران. ۲. دانشجوی دکتری تخصصی آسیب شناسی ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران. ۳. کارشناس ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

### چکیده

اختلال در مکانیسم پیش خوراند سیستم کنترل حرکتی یکی از دلایل اصلی ایجادکننده آسیب رباط صلیبی قدامی است. بررسی الگوی فعالیت عضلات ناحیه مرکزی در بیماران با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی و افراد سالم حین فرود آمدن موضوع این تحقیق است. شرکت کنندگان در این مطالعه غیرتجربی که به صورت مورد شاهدهی صورت گرفت، ۱۵ فرد سالم به عنوان گروه کنترل و ۱۵ نفر با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی بودند. الکترومیوگرافی از عضلات ارکتور اسپاین، مایل داخلی، و گلوئوس مدیوس گرفته شده تا شاخص های زمان تأخیر شروع فعالیت عضلانی و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی در حین فرود آمدن بررسی شود. لحظه برخورد پا به زمین با استفاده از صفحه حساس به لمس تعیین شد. زمان تأخیر شروع فعالیت در حین فرود از ارتفاع در گروه سالم به طور معناداری کمتر از گروه بیمار بود ( $P < 0.05$ )، به طوری که این عضلات در گروه بیماران با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی با تأخیر وارد عمل شدند. زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی در گروه سالم به طور معناداری کمتر از گروه بیماران بود ( $P < 0.05$ ). زمان تأخیر شروع فعالیت و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات مرکزی در افرادی که جراحی لیگامنت صلیبی قدامی انجام دادند، نسبت به افراد سالم تغییر یافت.

### واژه های کلیدی

الکترومیوگرافی، رباط صلیبی قدامی، زمان بندی، عضلات مرکزی، ورزشکاران.

## مقدمه

پیچیدگی آناتومیکی به مفصل اجازه می‌دهد تا بین پایداری و موبیلیتی به‌خوبی و با مهارت نقش خود را ایفا کند. مفصل زانو به‌همراه مفاصل مچ و ران حین وضعیت استاتیکی قائم فرد جهت حمایت وزن بدن همکاری می‌کند. از لحاظ دینامیکی مجموعه زانو مسئول حرکت و تحمل وزن بدن حین فعالیت‌های یکنواخت و سخت روزانه است. در حقیقت این مفصل نقش دوگانه‌ای در پایداری و تحرک دارد که به عملکرد و ساختار آن برمی‌گردد (۲۸).

با توجه به نقش زانو و ساختار آناتومیکی این مفصل، در فعالیت‌های عملکردی وجود ثبات مطلوب در این مفصل کاملاً بدیهی و ضروری است (۱). لیگامان‌ها ثبات‌دهنده‌های اولیه زانو هستند. از بین چهار لیگامان مهم زانو، لیگامنت صلیبی قدامی مهم‌ترین لیگامنت است. این لیگامان ثبات اولیه برای جابه‌جایی قدامی زانو را فراهم می‌کند، همچنین ثبات‌دهنده ثانویه در برابر فشارهای والگوس و واروس و چرخش تیبیا است (۲۱).

آسیب زانو یکی از شایع‌ترین آسیب‌های مفاصل بدن انسان است. وجود اتصالات لیگامنتی فراوان به‌همراه اتصالات عضلانی موجب پیچیدگی هرچه بیشتر این مفاصل می‌شود (۳۵). لیگامنت صلیبی قدامی یکی از شایع‌ترین رباط آسیب‌دیده زانو در حین فعالیت‌های ورزشی است و حدود ۵۰ درصد کل آسیب لیگامنتی بدن را شامل می‌شود (۹). آسیب لیگامنت صلیبی قدامی به ناتوانی فانکشنال و مکانیکال منجر می‌شود و بازگشت کامل عملکرد پس از آسیب و جراحی لیگامنت صلیبی قدامی برای ورزشکاران معمولاً به‌دشواری صورت می‌پذیرد. امروزه آسیب لیگامنت صلیبی قدامی فقط به‌عنوان یک اختلال عصبی-عضلانی ساده در نظر گرفته نمی‌شود، بلکه به‌عنوان یک اختلال عملکرد نروفیزیولوژیک به آن نگاه می‌شود (۲۶). آسیب به گیرنده‌های مکانیکی این رباط می‌تواند موجب اختلال حس عمقی و اختلال تعادل و ناتوانی در انجام فعالیت‌های روزمره به‌صورت کارا می‌شود (۴۰، ۳۲، ۱۸).

کنترل حرکت در کل زنجیره حرکتی و ثبات مفاصل بالاتر از زانو نقش بسیار مهمی در کنترل گشتاورها و نیروهای وارده به زانو دارد، به‌نحوی که اختلال در کنترل حرکتی آنها، می‌تواند به بروز اختلال در این مفصل منجر شود (۱۸).

هسته مرکزی شامل ستون مهره، هیپ و لگن، قسمت پروگزیمال اندام تحتانی و ساختارهای شکمی است. عضلات مرکزی شامل عضلات تنه و لگن هستند که مسئول نگهداری ثبات ستون مهره‌ها

و لگن و کمک به تولید و انتقال انرژی از قسمت‌های بزرگ‌تر به کوچک‌تر بدن طی فعالیت‌های ورزشی‌اند (۴۳،۸).

ثبات مرکزی در علم ورزش پایه و شالوده کنترل دینامیک تنه است که اجازه تولید، انتقال و کنترل نیرو و حرکت به سگمنت‌های دیستال زنجیره حرکتی را می‌دهد. علاوه بر فعالیت لوکال هسته برای تولید و ثبات نیرو فعالیت مرکزی همراه با بیشتر فعالیت اندام‌ها مثل دویدن، پرتاب و شوت کردن است. بنابراین پوزیشن، حرکت و توزیع مرکزی را باید به‌عنوان قسمتی از ارزیابی و درمان آسیب‌های اندام در نظر گرفت (۱۶). کنترل عصبی-عضلانی ناکافی تنه یا هسته ثبات دینامیک اندام تحتانی را به خطر می‌اندازد و سبب افزایش گشتاورهای دورکننده در زانو می‌شود که این امر خود بار را بر روی لیگامان-های زانو افزایش می‌دهد و به صدمه منجر می‌شود (۳۹).

با توجه به شرایط مفصل زانو که در بین دو مفصل لگن و مچ در بالا و پایین قرار گرفته‌اند و گشتاورها و نیروهای داخلی و خارجی که بر این مفصل هنگام تحمل وزن اعمال می‌شود، نقش غیرمستقیم عضلات بالا و پایین این مفصل همچون عضلات ناحیه مرکزی و سولئوس در تأمین ثبات دینامیک زانو دور از ذهن نیست (۱۱). با توجه به مطالب گفته‌شده و تأمین ثبات دینامیکی زانو وابسته به عضلات است تا به‌عنوان سیستم کنترل‌کننده به‌نحو مطلوب و مناسب پایداری دینامیک را برای مفصل به ارمغان آورد که این نیاز توسط سیستم عصبی-عضلانی تأمین می‌شود (۲). از سوی دیگر، فرود آمدن از حرکاتی است که در بیشتر فعالیت‌ها و رشته‌های ورزشی به‌صورت مکرر استفاده می‌شود و فعالیتی است که درصد آسیب‌پذیری زیادی در ضایعات لیگامان صلیبی قدامی دارد. بنابراین این مطالعه با هدف مقایسه زمان‌بندی عضلات مرکزی حین فرود آمدن در افراد سالم و بیماران با جراحی رباط صلیبی قدامی انجام گرفت.

## روش تحقیق

مطالعه حاضر از نوع غیرتجربی به‌صورت مورد شاهدهی است که در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران در سال ۱۳۹۳ انجام گرفت. جامعه هدف، مردان سالم و بیماران پس از جراحی لیگامنت صلیبی قدامی بودند. جامعه در دسترس برای افراد سالم (شاهد) شامل داوطلبان مرد ورزشکار سالم ۱۸ تا ۳۰ سال و برای بیماران (مورد) شامل مردان پس از جراحی لیگامنت صلیبی قدامی با محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

که در رشته ورزشی والیبال و بسکتبال به صورت نیمه حرفه‌ای فعالیت می‌کردند. آزمودنی‌ها به دو گروه تقسیم شده و از لحاظ سن، قد و وزن و شاخص توده بدنی همگن شدند. معیارهای ورود آزمودنی‌ها شامل موارد زیر بود:

- جراحی بازسازی یکطرفه رباط صلیبی قدامی بدون آسیب و ترمیم منیسک و لیگامان‌های کولترال؛
  - گذشت حداقل شش ماه از جراحی؛
  - نبود درد و تورم در مفصل؛
  - دامنه حرکتی کامل؛
  - حداقل قدرت عضلانی ۴/۵ در اندام تحتانی و عدم *giving way* در یک اندام؛ - کامل کردن دوره توانبخشی روتین؛
  - توانایی حفظ تعادل روی یک اندام.
- معیارهای خروج آزمودنی‌ها نیز به شرح زیر بود:
- سابقه جراحی یا شکستگی اندام تحتانی (۴۵)؛
  - اختلالات سیستم وستیبولار (۲۷)؛
  - سابقه هر گونه صدمه به اندام تحتانی و کمر حداقل در ۳ ماه گذشته که منجر به استراحت بیش از دو روز شده باشد (۴۵، ۲۷، ۱۹)؛
  - سابقه بیماری سیستم عصبی-عضلانی و داشتن علائم نرولوژیک و مشکلات قلبی عروقی (۱۹)؛
  - وجود دفورمیتی شایان توجه در پا یا اندام تحتانی (۴۶).
- همچنین آزمودنی‌هایی که تمایل به مشارکت در تحقیق نداشتند یا با خستگی عضلانی و درد در اندام‌های تحتانی در حین انجام آزمون (۴۵، ۱۷) مواجه می‌شدند، از مطالعه حذف شدند.
- نخست به‌طور مشابه با مراحل آزمون اصلی یک پیش‌آزمون (*Pilot study*) روی شش نمونه تصادفی انجام گرفت. سپس با توجه به میانگین و انحراف معیارهای حاصل از آن و با ضریب اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۸۰ درصد تعداد نمونه لازم برای هر گروه مشخص شد. (تمام شاخص‌ها بررسی و تعداد نمونه براساس پارامتری که بیشترین نمونه را نیاز داشت تعیین شد). تعداد نمونه‌ها براساس فرمول زیر ۱۵ نفر محاسبه شد:

$$N = ((z_{1-\alpha/2} + z_{1-\beta}) \times (S_1 + S_2)) / (\mu_1 - \mu_2)^2$$

$$S_1 = 2.36, S_2 = 2.57, \mu_1 = 22.13, z_{1-\alpha/2} = 1.96, z_{1-\beta/2} = 0.84$$

از دستگاه الکترومیوگرافی با نام تجاری Biometrics data link ساخت انگلستان برای بررسی و ثبت پاسخ‌های الکترومیوگرافی در حین فرود از پله استفاده شد (شکل ۱). سیستم گیرنده این دستگاه دارای ۸ ورودی آنالوگ و ۴ ورودی دیجیتال مستقل است که فعالیت الکتریکی دریافت شده را روی کامپیوتر نمایش می‌دهد. این دستگاه از دو قسمت اصلی به نام واحد پایه و واحد بیمار تشکیل شده است.



شکل ۱. دستگاه الکترومیوگرافی Biometrics. به همراه متعلقات آن

صفحه حساس به لمس به طول ۴۰ و عرض ۲۰ به منظور مشخص کردن لحظه برخورد پنجه پا با زمین به طور اختصاصی برای این پژوهش طراحی و ساخته شد (شکل ۲). این صفحه از جنس فوم و فویل و از نوع پیزوالکتریک است. منبع تغذیه این سیستم باتری بود که از این طریق هر گونه نویز برق شهر حذف می‌شد. این سیستم از طریق یک رابط به یکی از ورودی‌های دیجیتال دستگاه Biometrics متصل می‌شد و همزمان با لحظه برخورد پا با صفحه سیگنال مربوطه در دستگاه ثبت می‌شد.



### شکل ۲. صفحه حساس به لمس

برای انجام تکلیف آفت-فرود<sup>۱</sup> از یک پله چوبی استفاده شد. به این منظور فرد باید در لبه طرفی پله که با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر تنظیم شده بود، بایستد. نحوه ایستادن فرد روی پله و چگونگی انجام آن در بخش انجام آزمون به تفصیل شرح داده شده است (شکل ۳).



چوبی مورد

شکل ۳. پله

### استفاده

الکترودها روی تنه عضلات به صورت زیر قرار می‌گرفتند:  
برای ثبت فعالیت عضله گلوئوس مدیوس الکترودها در وسط خطی در صفحه میدسازیتال که تروکانتر بزرگ فمور را به ایلیاک کرسٹ متصل می‌کند، قرار گرفت. با انجام یک انقباض ایزومتریک در جهت دور کردن مفصل ران و مشاهده سیگنال الکترومیوگرافی، محل الکتروگذارای تأیید شد (۱۷،۲۷).

### 1. Drop landing task

برای عضلات مایل داخلی در ۴ سانتی متر داخل و در راستای خار قدامی فوقانی ایلیم قرار گرفت (۱۲). برای ثبت فعالیت عضله ارکتور اسپاین الکتروود در سطح مهره چهارم کمری و به طور موازی با محور شاقولی ستون فقرات قرار داده شد (۳).

پس از اتصال الکتروودها از فرد خواسته شد در محل تعیین شده به منظور انجام تکلیف فرود آمدن قرار گیرد و منتظر شنیدن صدای آزمونگر باشد. پیش از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی نمونه‌ها چند بار فرود آمدن از ارتفاع ۴۰ سانتی متری را تمرین کردند تا با نحوه انجام کار آشنا شوند. برای این کار فرد در وضعیت متعادل نزدیک به لبه قدامی جعبه‌ای که ۴۰ سانتی متر ارتفاع داشت، قرار گرفت. پایی که قرار بود ارزیابی شود، تماسی با جعبه نداشت (ایستاده روی پای مقابل) و به صورت معلق در بالای کف اتاق نگه داشته می‌شد؛ به طوری که پاشنه آن جلوتر از لبه جعبه قرار می‌گرفت. وزن فرد به طور کامل روی پای مقابل تحمل می‌شد. برای شروع حرکت، فرد ابتدا وزن خود را کمی به جلو انتقال می‌داد و درحالی که تلاش می‌کرد وضعیت متعادل را حفظ کند، روی پای مورد آزمون فرود می‌آمد. به فرد آموزش داده شد که روی پنجه فرود آید و فرود آمدن از جعبه را با پرش انجام ندهد. پس از فرود آمدن هم وضعیت را تا ۵ ثانیه حفظ می‌کرد. در شروع هر آزمون فرد وضعیت ثابتی را اتخاذ می‌کرد تا فعالیت عضلات به حالت ثبات برسد و سپس حرکت فرود آمدن را انجام می‌داد.

لحظه اولیه برخورد پنجه پا با زمین به عنوان مرجع تغییرات انتخاب شده و زمان تأخیری فعالیت عضلات مرکزی نسبت به این شاخص تعیین شد. پس از جمع‌آوری سیگنال و بازبینی آن از لحاظ سلامت و نبود نویز، از نرم‌افزار Matlab برای تعیین نقطه شروع فعالیت عضلات استفاده شد. بدین ترتیب که در بازه زمانی ۴۰۰ میلی‌ثانیه‌ای از زمان استراحت، شروع اولین صعود یا اولین موج تیزی که بدون توقف یا کاهش دامنه بوده و در نزدیک‌ترین نقطه بعد از محلی که برابر با میانگین به علاوه ۳ انحراف معیار (Mean+3SD) زمان استراحت بود (پس از تأیید چشمی)، به عنوان نقطه شروع پاسخ عضلات در نظر گرفته شده و سپس اختلاف بین زمان برخورد پنجه پا با زمین و زمان شروع سیگنال عضلات هسته محاسبه و به عنوان زمان تأخیری هر یک از عضلات ثبت شد. برای هر یک از عضلات در حین فرود آمدن، میانگین ۵ زمان تأخیری وارد عمل شدن عضله طی ۵ تکرار به عنوان زمان تأخیری نهایی آن عضله در نظر گرفته شد.

ابتدا داده‌های جمع‌آوری شده از نظر نرمال بودن بررسی شد. برای این منظور از آزمون آماری شاپیرو-ویلک استفاده شد. به منظور مقایسه زمان تأخیر در شروع فعالیت عضلانی و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی بین گروه شاهد و بیمار در حین فرود آمدن از آزمون تی مستقل در قالب نرم‌افزار آماری SPSS استفاده شد.

### نتایج و یافته‌های تحقیق

در جدول ۱ اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها نشان داده شده است.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه

تعداد	گروه آسیب‌دیده	گروه سالم
سن (سال)	۲۵/۳۳±۲/۳۵*	۲۶/۳۳±۱/۵۸
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶±۳/۴۱	۱۷۶/۸۷±۳/۶۲
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۲۷±۳/۹۳	۷۵/۳۳±۳/۵۵
BMI** (کیلوگرم/متر <sup>۲</sup> )	۲۴/۳۹±۱/۱۹	۲۳/۷۷±۱/۲۶
سابقه فعالیت ورزشی (ماه)	۶۰/۳±۱۳/۶	۶۲/۱±۱۲/۲

\* میانگین ± انحراف معیار

\*\* شاخص توده بدنی (Body Mass Index)

نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه متغیرهای زمان شروع فعالیت و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت هر عضله بین گروه کنترل و بیمار پس از جراحی لیگامنت صلیبی قدامی که از توزیع نرمال برخوردار بودند، به شرح زیر است:

جدول ۲. میانگین زمان تأخیر شروع فعالیت عضلات مورد آزمون در دو گروه

عضله	گروه	گروه آسیب‌دیده	گروه سالم	P-value
گلوئوس مدیوس	۱۰/۲۱±۴۶/۹۸*	۱۰/۲۱±۴۶/۹۸*	۶۸/۱۰±۲۶/۶۲	۰/۰۰۸
ارکتور اسپاین	۲۴/۲۸±۱۴/۰۹	۲۴/۲۸±۱۴/۰۹	۴۳/۵۶±۱۴/۰۹	۰/۰۳۸
مایل داخلی	۱۶/۰۸±۳۱/۵۲	۱۶/۰۸±۳۱/۵۲	۵۵/۶۶±۲۰/۸۲	۰/۰۰۱

\* میانگین ± انحراف معیار



همان طور که در جدول ۲ مشاهده می شود، نتایج حاصل از آزمون تی مستقل برای مقایسه زمان تأخیری فعالیت هر عضله در حین فرود آمدن نشان می دهد که زمان تأخیر شروع فعالیت عضلات گلوئوس مدیوس، ارکتور اسپاین و مایل داخلی در افرادی که جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند، نسبت به افراد سالم از نظر آماری به طور معناداری بیشتری است ( $P < 0.05$ ). به عبارت دیگر، عضلات مذکور در افرادی که جراحی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند، دیرتر وارد عمل شده اند.

جدول ۳ بیانگر نتایج متغیر زمان تأخیر در به حداکثر رسیدن فعالیت عضلات مورد نظر در دو گروه بیمار و سالم است.

جدول ۳. میانگین زمان تأخیر رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات مورد آزمون در دو گروه

عضله	گروه		P-value
	گروه آسیب دیده	گروه سالم	
گلوئوس مدیوس	۳۷/۲۵±۱۰/۴۵*	۲۹/۳۲±۲۴/۰۶	۰/۰۱۳
ارکتور اسپاین	۳۷/۱۱±۱۷/۸۲	۲۹/۶۳±۱۸/۸۶	۰/۰۰۰
مایل داخلی	۳۶/۰۸±۱۶/۴۷	۳۱/۶۷±۸/۴۶	۰/۰۰۸

\* میانگین ± انحراف معیار

نتایج حاصل از آزمون تی مستقل نشان می دهد که میانگین زمان تأخیر رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات گلوئوس مدیوس، ارکتور اسپاین و مایل داخلی در گروه کنترل نسبت به افراد مبتلا از نظر آماری به طور معناداری کوتاه تر است ( $P < 0.05$ ).

### بحث و نتیجه گیری

این مطالعه با هدف مقایسه زمان بندی عضلات مرکزی حین فرود آمدن در افراد سالم و بیماران با جراحی رباط صلیبی قدامی زانو انجام گرفت. نتایج نشان داد که زمان بندی پیش فعالیت عضلات ارکتور اسپاین، گلوئوس مدیوس، و مایل داخلی در حین فرود در بیماران که جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند، نسبت به افراد سالم تغییر می کند؛ به طوری که این عضلات با تأخیر شروع به فعالیت می کند.

با وجود بازگرداندن ساختارهای پاسیو، تغییر الگوهای حرکتی پس از جراحی همچنان باقی می ماند. همچنین گفته می شود که عدم بهبودی کامل عملکرد زانو پس از جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی

قدامی در نتیجه نقص ساختارهای حسی و حرکتی است (۲۲،۳۸). نقایص حسی ممکن است همیشگی باشد، زیرا هنگامی که لیگامنت صلیبی قدامی آسیب می‌بیند یا توسط گرافت جایگزین می‌شود، تعداد زیادی از مکانورسپتورهای اولیه و اتصالات عصبی دیگر بازگردانده نمی‌شوند. علاوه بر عملکرد مکانیکال بافت برای لیگامنت صلیبی قدامی، این رباط اطلاعات حسی مهمی را برای درک وضعیت مفصل و تشخیص آستانه حرکت و ثبات رفلکسی عضلانی برای حفظ ثبات مفصل فراهم می‌آورد (۴۴،۲۹). بنابراین تأخیر در شروع پیش‌فعالیت عضلات در گروه با جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی را می‌توان به نقص حسی باقیمانده از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی نسبت داد.

در حین تکالیف ثباتی پرش و فرود به سمت جلو، طی مرحله فرود، شتاب مرکز جرم بدن و نوسان آن باید به نحو مطلوب کنترل شود. از آنجا که مرکز ثقل بدن در ناحیه مرکزی واقع شده است، عضلات این ناحیه از جمله ارکتور اسپاین، گلوئوس مدیوس و مایل داخلی نقش مهمی در کنترل نوسانات مرکز ثقل بدن طی تکالیف حرکتی دینامیک دارد. بوسیت نشان داد که به‌طور اولیه ثبات در تنه و لگن برای انجام حرکت اندام‌ها لازم است (۵).

تأخیر در شروع پیش‌فعالیت این عضلات ممکن است موجب جابه‌جایی بیش از حد مرکز ثقل بدن و افزایش بار و گشتاورهای غیرطبیعی به مفصل زانو حین فرود شود (۴۲). به‌نظر می‌رسد فرمان حرکتی برای فعال شدن عضلات افراد سالم و به‌ویژه عضلات مرکزی قبل از لحظه برخورد پا با زمین صادر شوند. فعال شدن این عضلات قبل از برخورد پا با زمین به‌منظور تأمین ثبات زنجیره حرکتی در برابر اغتشاش ناشی از برخورد پا با زمین است (۳،۱۵،۳۳).

این یافته‌ها نشان می‌دهد که برنامه‌ریزی سیستم عصبی مرکزی به‌نحوی انجام گرفته که با پیش‌انقباضی عضلات مذکور، اغتشاش ناشی از برخورد پا با زمین را کنترل کنند. به‌طور طبیعی مدل داخلی دینامیک بدن، به مرور زمان و در اثر تجربیات فرد و یادگیری حاصل از آن توسعه یافته و موجب شده که با پیش‌بینی زمان برخورد پا با زمین این عضلات پیش از آن فعال شوند و قبل از بروز اغتشاش حاصله، ثبات تنه را حفظ کنند. به‌عبارت دیگر، سیستم عصبی مرکزی نتیجه حرکت و اغتشاش را پیش‌بینی و از طریق به‌کار گرفتن راهبرد حرکتی مناسب سعی دارد که بر آن غلبه کند (۴۱).

عضلات گلوئوس مدیوس و ارکتور اسپاین و مایل داخلی کنترل‌کننده اصلی حرکت ران، لگن و تنه در صفحه فرونتال به‌شمار می‌روند. عضله گلوئوس مدیوس سفتی اندام تحتانی - لگن در صفحه فرونتال را تأمین کرده و همراه با عضله مایل داخلی جابه‌جایی جانبی تنه هنگام اعمال اغتشاش را کنترل

می کند (۵۳،۵۱). فعالیت زودهنگام عضله مذکور نشان دهنده نقش این عضله در کنترل حرکت پروگزیمال اندام تحتانی در حین فرود از پله است. این عضله در تأمین ثبات ناحیه لگنی - رانی به عنوان بخش مهمی از هسته، در برابر بار وارده به اندام تحتانی در حین فرود نقش دارد.

تأخیر طولانی تر در زمان شروع فعالیت عضلات هسته در افراد مبتلا هنگام فرود ممکن است به کاهش ثبات ناحیه کمری - رانی هنگام فرود منجر شود، چراکه جابه جایی زیاد ناحیه کمری - لگنی در صفحه فرونتال بار زیادی را به اندام تحتانی تحمیل خواهد کرد. برای مثال این مسئله به عنوان یکی از عوامل خطر در جهت پیشرفت آرتروز زانو مطرح شده است (۳۰). زازولاک و همکاران جابه جایی هسته را بهترین شاخص جهت پیشگویی صدمات ورزشی زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی می دانند (۵۴). همچنین ارتباطی قوی بین حرکات طرفی بیش از حد این ناحیه در بیماران مبتلا به میلومنینگوسل و گشتاورهای وارده به زانو در صفحه فرونتال از طریق آنالیز راه رفتن به دست آمده است (۲۰).

بنابراین اختلال در عملکرد عضلات مرکزی به عنوان کلیدی ثبات دهنده مفصل ران در صفحات حرکتی، جابه جایی مرکز جرم بدن در این صفحات افزایش می یابد و ممکن است که به ایجاد آسیب در مفاصل اندام تحتانی منجر می شود (۳۷).

مطالعه حاضر تغییر زمان بندی پیش فعالیت عضلات پروگزیمال به مفصل زانو را نشان داد که این نتیجه مؤید تغییر مرکزی در کنترل عصبی - عضلانی در افرادی که جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی انجام داده اند، است. عضلات پروگزیمال (ران و تنه) نقش مهمی در کنترل تعادل هنگام راه رفتن طبیعی دارد. این عضلات موجب یکنواختی مسیر حرکت مرکز جرم بدن هنگام راه رفتن می شوند. از طرف دیگر شروع فعالیت عضلات اکستانسور ران و تنه شامل عضلات همسترینگ، گلوئوس ماگزیموس و ارکتور اسپاین قبل از برخورد پاشنه با زمین به عنوان نشانه ای از کنترل پیش خوراند راه رفتن مطرح شده است (۵۴). بنا به نظر برخی محققان، مکانیسم تغییرات عصبی - عضلانی مفاصل پروگزیمال به نوع تکلیف حرکتی وابسته است. طی تکالیف حرکتی که با سرعت کمی انجام می گیرند، این تغییرات ممکن است ناشی از مکانیسم های پس خوراند باشد، ولی حین تکالیف حرکتی دینامیک که با سرعت بالا انجام شده و زانو را در معرض وضعیت های آسیب رسان قرار می دهد، فقط پاسخ های پیش خوراند می توانند توجیه کننده تغییرات مفاصل پروگزیمال باشند (۱۵).

به‌طور کلی عضلات ارکتور اسپاین و گلوئتوس مدیوس جزء عضلات مهم مرکزی هستند که ثبات پروگزیمال زنجیره حرکتی را برای حرکت بخش دیستال یعنی اندام تحتانی و نیز ثبات تنه را قبل از اعمال اغتشاشات داخلی (گشتاورهای ناشی از عملکرد عضلات) یا خارجی (نیروی عکس‌العمل زمین در برخورد پا با پله) تأمین می‌کنند (۲۴،۶). ناحیه مرکزی به‌عنوان بخشی از زنجیره حرکتی می‌تواند بر نرومکانیک زانو تأثیر بگذارد. عدم ثبات مرکزی توانایی زنجیره حرکتی برای حفظ نیرو و ایجاد ثبات پویا را کاهش می‌دهد و در نتیجه به ایجاد الگوهای جبرانی، الگوهای جایگزین و حرکات ناکارآمد منجر می‌شود. این مسئله ممکن است سبب جذب نامناسب نیروی عکس‌العمل زمین در حین فرود یا حتی تولید گشتاورهای نامناسب در مفاصل اندام تحتانی شود (۳۰،۲۰).

توجه‌های مزبور برای افزایش زمان‌بندی فعالیت عضلانی در بیمارانی که جراحی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند، مبنای مدل پاتوکینزیولوژیک بیان شده‌اند. این مدل نقش بیماری یا آسیب را ایجاد و تغییراتی در اجزای حرکت قلمداد کرده که خود موجب بروز اختلالات حرکتی می‌شوند. در واقع آسیب به اختلالاتی منجر شده که به‌وجودآورنده محدودیت‌های عملکردی و در نهایت ناتوانی بیمار (بسته به شدت اختلال حرکتی) می‌شود (۵۰). به‌عبارت دیگر فرض بر این بوده که مشکل در زمان‌بندی فعالیت عضلانی در بیمارانی که جراحی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند، قبل از آسیب وجود نداشته و تمامی این مشکلات بعد از وقوع آسیب و به‌صورت معلولی از این علت و پیامدی از آن رخ داده‌اند.

زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات گلوئتوس مدیوس، مایل داخلی، ارکتور اسپاین در گروه کنترل به‌طور معناداری کمتر از بیمارانی که جراحی بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی داشتند بود. با توجه به این مسئله، در گروه مبتلا در حین فرود تأخیر طولانی‌تر در زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات گلوئتوس مدیوس، مایل داخلی و ارکتور اسپاین نسبت به لحظه برخورد پا با زمین می‌تواند یکی از عللی باشد که ثبات سیستم را مختل می‌سازد. این تأخیر را می‌توان مرتبط با نقص حسی دانست که حتی پس از جراحی لیگامنت صلیبی قدامی همچنان وجود دارد و چون وضعیت صحیح مفصل به‌درستی تشخیص داده نمی‌شود، سیستم عصبی مرکزی به‌موقع نمی‌تواند عضلات را فعال کند و شروع فعالیت و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلانی در بیماران با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی نسبت به افراد سالم با تأخیر است.

به عقیده زازولاک در پی کنترل عصبی - عضلانی نامناسب تنه، نیروی واکنش زمین که به مرکز جرم بدن مربوط می‌شود، می‌تواند در ثبات دینامیک اندام تحتانی اختلال ایجاد کند (۷). کاهش

پیش‌فعالیت عضلات هسته ممکن است سبب جابه‌جایی بیش از حد تنه و افزایش بار یا گشتاورهای غیرطبیعی به مفصل زانو در پی عدم کنترل مرکز جرم شود (۴۸). از سوی دیگر اگر تغییرات کنترل حرکت تنه را ثانویه به آسیب زانو در نظر بگیریم، ممکن است تأخیر در رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات مذکور نوعی مکانیسم جبران‌کننده برای جلوگیری از آسیب زانو باشد. به‌گونه‌ای که سیستم عصبی مرکزی با ایجاد تأخیر در عضلات مذکور و جابه‌جا کردن بیشتر تنه به‌نحوی بتواند گشتاورهای وارد بر زانو را تغییر دهد.

زودتر به حداکثر فعالیت رسیدن عضله گلوئوس مدیوس در گروه سالم می‌تواند ثبات داخلی - خارجی لگن را حفظ کند و از وارد شدن نیروی والگوس در اثر افتادگی لگن در سمت مخالف بکاهد. در گروه سالم زودتر به حداکثر فعالیت رسیدن عضله ارکتور اسپاین می‌تواند ثبات تنه را تأمین کند، زیرا به عقیده مک‌گیل این عضله نقش مهمی در تأمین ثبات هسته دارد (۴۷).

ممکن است سازوکارهای مشابهی به تأخیر در به قله رسیدن فعالیت عضلات گلوئوس مدیوس، مایل داخلی، ارکتور اسپاین منجر شده باشد. در صورتی که بتوان همزمان علاوه بر الکترومیوگرافی سایر پارامترهای کینماتیکی و کینیتیک را بررسی کرد، ممکن است بتوان چنین سازوکارهای احتمالی را بررسی و تأثیر آن را بر پایداری تنه و زانو اندازه‌گیری کرد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در تکلیف حرکتی فرود آمدن، مکانیسم کنترلی پیش‌خوراند نقش مهمی در کنترل ثبات مفصل زانو در بیماران با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی دارد و اختلال در این سازوکار، عامل مهمی در وقوع آسیب لیگامنت صلیبی قدامی است. زمان بندی فعالیت عضلانی به‌عنوان شاخص کنترل پیش‌خوراند سیستم کنترل حرکت، حین فرود در افراد با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی نسبت به افراد سالم تغییر می‌کند که این مسئله عضلات پروگزیمال به مفصل زانو را شامل می‌شود. با توجه به نتایج این تحقیق، اختلال در کنترل عصبی - عضلانی عضلات پروگزیمال می‌تواند با آسیب‌های مفصل زانو در ارتباط باشد. بنابراین در طراحی روش‌های درمانی برای بیماران با جراحی لیگامنت صلیبی قدامی توجه به عضلات مرکزی بدن ضروری به‌نظر می‌رسد.

### تشکر و قدردانی

از کارکنان محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران و تمامی آزمودنی‌هایی که صمیمانه در این تحقیق حضور داشتند، سپاسگزاریم.

### منابع و مأخذ

1. Aagaard P, S.E., Magnusson P, Larsson. "A new concept for isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio". American Journal of Sports Medicine 1998. 26:231-237.
2. Aagaard P, Simonden EB, Andersen JL. "Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension". Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports 2000; 10(2): 58-67.
3. Akbari M. "Comparative evaluation of the core and extensor mechanism muscle activation patterns between subjects with and without patellofemoral pain syndrome while ascending and descending stairs. Thesis for the degree of doctor of philosophy". Tehran university of medical sciences. 1389, pp: 166
4. Almekinders L. "Soft tissue injuries in sports medicine". Cambridge Mass USA blackwell Science, 1996. 1th.
5. Andrews JR HG, W., Physical Rehabilitation of the Injured Athlete, ed. 3. 2004: SAUNDERS.
6. Aruin AS, Latash ML. "Directional specificity muscles in feedforward postural reactions during fast voluntary arm movements." Experimental Brain Research 1995;103(2):323-332.
7. Ashton-Miller JA, Wojtys EM, Huston LJ, Fry-Welch. "Can proprioception really be improved by exercises?" Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2001; 9(3):128-136.
8. Bloem BR, Allum JHJ, Carpenter MG, Honegger F. "Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses?" Experimental Brain Research 2000; 130(3): 375-391.
9. Bonfim TR, P.C., Barela JA. "Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2003;84(8): 1217-1223.
10. Bullock-saxton JE, Janda V, Bullock MI. "The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension." International Journal of Sports Medicine 1994;15(6): 330-334.
11. Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, Bahrani Y, Garretson R, Bach BR, et al. "Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon." American Journal of Sports Medicine 2001; 29(1):36-41.
12. Callaghan J, H.E. Rubash, Simonian and T.L Wickewicz, The Adult Knee, ed. 39. 2003, USA: Lippincot Williams & Wilkins.
13. Cresswell AO, Thorstensson A. "The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra abdominal pressure while standing." Experimental Brain Research 1994; 98:336-341.

14. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Gheluwe B. "Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability." *Gait and Posture* 2009; 30(1): 82-86.
15. Fitzgerald GK, A.M., Synder-Mackler. "A decision-making scheme for returning patient to high level activity with nonoperative treatment after ACL rupture." *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 2000; 8: 76-82.
16. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. "Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain" *Journal of Athletic Training* 2006; 41(1):74-78.
17. Fu SN, Hui-Chan CW. "Modulation of prelanding lower-limb muscle responses in athletes with multiple ankle sprain." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007. 39(10):1774-1783.
18. Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE, Lephart SM, Engebretsen L, Ageberg E, et al. "Proprioceptive deficits after ACL injury: are they clinically relevant?." *British Journal of Sports Medicine* 2012; 46(3):180-192.
19. Gribble PA, Robinson RH. "Alternations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability." *Journal of Athletic Training* 2009; 44(4):350-355.
20. Gupta RT, Vankoski S, Novak RA, Dias LS. "Trunk kinematics and the influence on valgus knee stress in persons with high sacral level myelomeningocele." *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2005; 25(1): 89-95.
21. Hart JM, Kevin Ko JW, Konold T, Pietrosimione B. "Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: A systematic review." *Clinical Biomechanics* 2010; 25(4):277-283.
22. Hess T, Duchow J, Roland S, Kohn D. "Single- versus two-incision technique in anterior cruciate ligament replacement: influence on postoperative muscle function." *The American Journal of Sports Medicine* 2002; 30(1): 27-31.
23. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. "Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement." *Experimental Brain Research* 1999; 124(1): 69-79.
24. Hodges PW, Richardson CA. "Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999; 80(9): 1005-1012.
25. Hodges PW, Richardson CA. "Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement." *Experimental Brain Research* 1997; 114(2): 362-70.
26. Johansson H, Sjolander P, Sojka P. "A sensory role for the cruciate ligaments." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1991; 268:161-178.
27. Kendal FP. *Muscle testing and function with posture and pain Philadelphia: lippincott williams & wilkins*, 2005.
28. Kuo AD, Donelan JM. "Dynamic Principles of gait and their clinical implications." *Physical Therapy* 2010; 90(2):157-174.

29. Lee HM, Cheng CK, Liao JJ. "Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency." *The Knee* 2009 16(5):387-391.
30. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. "Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2004; 36: 926-934.
31. Levangie, Norkin. A comprehensive analysis. Joint structure and function, 2011. 5<sup>th</sup> ed.
32. Majewski M, Susanne H, Klaus S. "Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study." *The Knee* 2006; 13(3): 184-188.
33. Meckinley P. "Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution." *Experimental Brain Research* 1992; 90: 427-440.
34. Medina JM, McLeod TCV, Howell SK, Kingma JJ. "Timing of neuromuscular activation of quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non - athletes." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(4):591-597.
35. Mook W, Diduch DR, Hertel J, Boachie-Adjei Y, Hart JM. "Multiple-Ligament Knee Injuries: A Systematic Review of the Timing of Operative Intervention and Postoperative Rehabilitation." *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2009; 91(12):2946-2957.
36. Motealleh A. "Comparative evaluation of the core and extensor mechanism muscle activation patterns between subjects with and without patellofemoral pain syndrome while ascending and descending stairs." Ph.D PT Thesis. 2011.
37. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. "Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury." *Clinics in Sports Medicine* 2008; 27(3): 425-448.
38. Noyes FR, Matthews DS, Moar PA, Grood ES. "The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability." *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1983; 65(2):163-74.
39. Putnam CA. "Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations." *Journal of Biomechanics* 1993; 26(1):125-135.
40. Relph N, Herrington L, Tyson S. "The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis." *Physiotherapy* 2014; 100(3):187-195.
41. Richardson CA, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. A Motor Control approach for The Treatment and Prevention of Low Back Pain. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: Churchill livingstone, 2004.
42. Riemann BL, Lephart SM. "The sensorimotor system, part 1: the Physiologic Basic of Functional Joint Stability." *Journal of Athletic Training* 2002; 37(1): 71-79.
43. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. "Comparison of the ankle, knee, hip and trunk corrective actions shown during single-leg stance of foam and multiaxial surfaces." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 84(1): 90-95.
44. Robert J. "The anterior cruciate ligament problem." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1983; 172: 14.



45. Rosenbaum D, Becker HB, Gerngrob H, Claes L. "Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability." *Foot and Ankle Surgery* 2000; 6(1):31-38.
46. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. "Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability." *Journal of Athletic Training* 2008;43(1):44-50.
47. Santello M, McDonagh MJ. "The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movement in humans." *Experimental Physiology* 1998; 83(6): 857-874.
48. Santello M. "Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls." *Gait and Posture* 2005; 21(1): 85-94.
49. Soderberg GL, Dostal WF. "Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities." *Physical Therapy* 1978;58(6):691-696.
50. Suda EY, Amorim CF, Sacco I. "Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking." *Journal of Electromyography and kinesiology* 2009;19(2): 484-493.
51. Tang P, Woollacott MH, Chong RKY. "Control of reactive balance adjustments in perturb human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity." *Experimental Brain Research* 1998; 119(2): 141-152.
52. Wikstorm EA, Tillman MD, Schenker SM, Borsa PM. "Jump-landing direction influences dynamic postural stability score." *Journal of Science and Medicine in Sport* 2008; 11(2):106-111.
53. Wilson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. "Core stability and its relationship to lower extremity function and injury." *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2005; 13(5):316-325.
54. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg G, Cholewicki J. "Deficit in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk." *American Journal of Sports Medicine* 2007; 35(7): 1123-1130.