مقایسه زمان فعالیت الکتریکی عضلات مرکزی تنه حین تکلیف فرود در افراد سالم و بیماران بعد از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی

آرزو صدیق تنکابنی[۱]، علی اشرف جمشیدی[۲]، محمدعلی سنجری[۳]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۴]، نادر معروفی[۲]، حمیدرضا یزدی[۵]، پریا جمشیدیان[۱]، یاشار کچیلی[۱]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: بسیاری از آسیب‌های رباط متقاطع قدامی زانو حین فعالیت‌های پرتنش مانند فرود ایجاد می‌شوند. فعالیت‌های پیش بینانه عضلات مرکزی تنه می‌توانند باعث کنترل فعالیت‌های پرتنش شوند و از ایجاد آسیب جلوگیری کنند. هدف این مطالعه، بررسی فعالیت الکتریکی پیش بینانه عضلات تنه در افراد سالم و بیماران بعد از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی (Anterior cruciate ligament reconstruction یا ACLR) است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه ۱۱ فرد سالم و ۱۱ فرد بیمار که تحت جراحی بازسازی لیگامان متقاطع قدامی قرار گرفته‌اند و بین ۱۸-۴۰ سال سن داشتند و ۶ ماه تا ۲ سال از زمان جراحیشان گذشته بود تحت مطالعه قرار گرفته‌اند. فعالیت الکتریکی عضلات گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک ابدومینوس، کوادراتوس لومباروم و ارکتور اسپاین هر دو گروه حین تکلیف فرود ثبت شد. آزمون عملکردی پرش متقاطع و پرسشنامه International Knee Documentation Committee (IKDC) در هر دو گروه مورد سنجش قرار گرفت و با هم مقایسه شد. در همه تحلیل‌ها، سطح معنی داری کمتر از ۰/۰۵در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: یافته‌های مطالعه نشان داد که نمرات پرسشنامه و آزمون عملکردی در افراد سالم بطور معنی‌داری (پرسشنامه $P \leq ۰/۰۰۱$ و آزمون عملکردی $P = ۰/۰۳۹$) بیشتر از افراد بیمار بود. همچنین زمان بروز فعالیت فیدفورواردی عضلات گلوتئوس مدیوس ($P = ۰/۰۲۸$)،اکسترنال ابلیک ابدومینیس ($P = ۰/۰۳۰$) و ارکتور اسپاین ($P = ۰/۰۲۸$) در افراد سالم بطور معنی‌داری زودتر از افراد بیمار بود .عضله کوادراتوس لومباروم ($P = ۰/۱۹۱$) تفاوت معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: در این تحقیق مشاهده شد که فعالیت الکتریکی و الگوی وارد عمل شدن عضلات تنه در افراد سالم و بیمارانی که تحت جراحی بازسازی لیگامان متقاطع قدامی قرار گرفته‌اند، متفاوت است. گروه بیماران هم فعالیت پیش بینانه خوبی نداشتند و هم کاهش سطح عملکرد و نمره پرسشنامه IKDC داشتند، که نشان دهنده مشکل در این افراد و نیاز به بازآموزی بیشتر است.

کلید واژه‌ها: رباط متقاطع قدامی، فعالیت الکتریکی، عضلات مرکزی تنه، تکلیف فرود

ارجاع: صدیق تنکابنی آرزو، اشرف جمشیدی علی، سنجری محمدعلی، ابراهیمی تکامجانی اسماعیل، معروفی نادر، یزدی حمیدرضا، جمشیدیان پریا، کچیلی یاشار. **مقایسه زمان فعالیت الکتریکی عضلات مرکزی تنه حین تکلیف فرود در افراد سالم و بیماران بعد از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۴؛ ۱۱ (۲): ۱۴۵-۱۳۸

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۸/۱۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۴/۲/۲۵

مقدمه

مفصل زانو از مفاصل بزرگ بدن است که برای حرکت و ثبات طراحی شده است. این مفصل واحد مهم عملکردی اندام تحتانی حین فعالیت هایی نظیر راه رفتن ، نشستن و بالا رفتن از ارتفاع می‌باشد (۱).

توانایی مفصل زانو برای ایجاد پایداری حین فعالیت های پر تنش و تحت بارهایی که به سرعت تغییر می‌کنند، را ثبات دینامیک زانو می‌نامند. نیروهایی که از طرف دو بازوی اهرمی بلند بر زانو اعمال می شوند بایستی توسط عوامل پایداری دهنده زانو از جمله رباطها کنترل شوند (۲). رباط ها در حفظ ثبات

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۲- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۴- استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۵- دانشیار، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: علی اشرف جمشیدی
Email: jamshidi.a@iums.ac.ir

دینامیک زانو، علاوه بر نقش مکانیکی دارای نقش مهم حسی نیز هستند.

استرین اعمال شده به زانو در طی فعالیت‌های پرتنش اغلب بیشتر ازتحمل عناصر پاسیو زانو است و برای جلوگیری از آسیب و افزایش ثبات زانو به نیروهای فشارنده مفصلی ناشی از تحمل وزن و فعالیت عضلات نیاز است (۴-۲). به طور خاص درمورد زانو نه تنها فعالیت عضلات اطراف مفصل بلکه فعالیت صحیح عضلات مرکزی تنه نیز برای کنترل نیروهای وارده به مفصل ضروری هستند (۶, ۵). عضلات مرکزی تنه شامل تعداد زیادی عضله از جمله عضلات گلوتئال، عضلات شکم، عضلات راست کننده ستون فقرات و عضلات عمقی ناحیه کمر می‌باشند.

اختلال در کنترل عصبی عضلانی عضلات مرکزی تنه منجر به جابجایی کنترل نشده تنه حین فعالیتهای ورزشی و تغییر گشتاورهای وارد بر زانو می شود. (۷). در حقیقت بیومکانیک حرکات ورزشکاران دارای پیچیدگی‌هایی است که در آن نبایستی مفصل زانو را به عنوان یک جزء ایزوله بررسی کرد (۸). کاهش ثبات مرکزی تنه به عنوان عاملی مؤثر در اتیولوژی آسیب‌های اندام تحتانی شناخته شده است (۱۱-۹)، همچنین افرادی که ثبات مرکزی تنه بالاتری دارند در طول یک فصل ورزشی بطور معنی داری کمتر آسیب می‌بینند (۱). عوامل تعیین کننده ثبات مرکزی تنه شامل قدرت و استقامت عضلات و نیز کنترل نوروماسکولار است. به نظر می‌رسد کنترل حسی- حرکتی نقش به مراتب مهمتری نسبت به قدرت و استقامت عضلات مرکزی داشته باشد که خود را در الگوی حرکتی و زمانبندی فعالیت این عضلات نشان می‌دهد (۱۲).

رباط متقاطع قدامی زانو بیشترین آسیب‌های رباطی را به خود اختصاص می‌دهد (۴-۲). عضلات مرکزی تنه از جمله گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک ابدومینیس و ارکتور اسپاین و کوادراتوس لومباروم با کنترل مرکز ثقل بدن، گشتاورهای ناشی از وزن را تعدیل می‌کنند و یکی از عوامل خطر آسیب رباط متقاطع قدامی اختلال درفعالیت همین عضلات است (۶, ۵). در مطالعات گذشته تحقیقاتی راجع به سایر عوامل ارزیابی عضلات مرکزی تنه صورت گرفته است ولی مطالعه‌ای جهت بررسی زمان وارد عمل شدن عضلات مرکزی تنه که نماینده فعالیت نوروماسکولار آن‌ها می‌باشد، انجام نشده است (۱۰,۱۳,۱۴)

با توجه به نقش عضلات مرکزی تنه درپیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی، در این مطالعه زمان تأخیرعضلات گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک ابدومینیس و ارکتور اسپاین و کوادراتوس لومباروم حین فرود در افراد سالم و بیماران بعد از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی (ACLR یا Anterior cruciate ligament reconstruction) مورد مقایسه قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

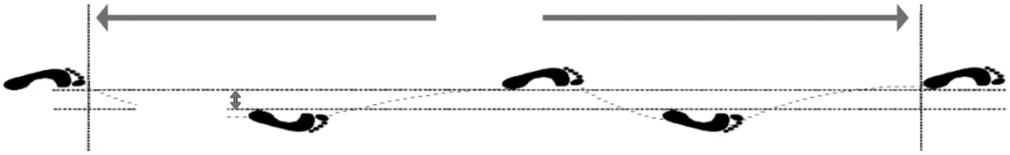
در این مطالعه مقطعی (Cross sectional) برای بررسی فعالیت عضلات هسته در بیماران بعد از جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی، ۱۱ مرد سالم و ۱۱ مرد ACLR ورزشکارشرکت کردند. حجم نمونه به کمک نرم افزار G power (۱۳) (نسخه ۳,۱,۵ دانشگاه Düsseldorf ، آلمان)و نیز مطالعات مشابه (۱۴) تعیین و نمونه‌گیری به روش ساده انجام شد. قابل ذکر است که بیماران از کلینیک یک جراح و با نظر ایشان انتخاب شدند.این بیماران همگی تحت جراحی Patellar type قرار گرفته بودند.با توجه به روند بهبودی پس از جراحی و تاثیر عواملی چون سن بیمار و ضایعات دیگر بر عملکرد بیماران (۱۷-۱۵)، معیارهای ورود شامل : سن ۱۸ تا ۴۰ سال، جراحی بازسازی یکطرفه لیگامنت متقاطع قدامی بدون آسیب سایر لیگامنت‌های زانو(بر اساس معاینه بالینی و MRI (Magnetic resonance imaging) یا آرتروسکوپی زانو توسط پزشک ارتوپد فوق تخصص زانو)،گذشت۶ تا ۲۴ ماه از جراحی ، عدم وجود درد و تورم در مفصل، دامنه حرکتی کامل، حداقل قدرت عضلانی ۴/۵ در عضلات اندام تحتانی وتنه، طی دوره فیزیوتراپی معمول و مشابه با یکدیگر (با مراجعه به پرونده وسوابق پزشکی بیماران) توانایی حفظ تعادل روی یک پا (از طریق تست رومبرگ)، عدم وجود سابقه منیسکتومی و درد قدام زانوو سایر بیماریهای ماسکلواسکلتال بود.

معیار های خروج شامل:

Visual analogue scale (VAS) بیشتر از ۳، تورم و افیوژنی که از نظر بالینی و با چشم قابل تشخیص بود، ایجاد هرگونه آسیب جدی که اثرات یا علائم آن بیش از ۴۸ ساعت ادامه پیدا می‌کرد، عدم همکاری وغیبت از جلسات درمان باعث حذف فرد از مطالعه می‌شد. کلیه موارد فوق به همراه اطلاعاتی همچون سن و زمان جراحی در فرم جمع آوری اطلاعات ثبت می‌شد.

قبل از شروع ،روند مطالعه به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی ایران با کد ۴۰۶۵ رسید. در این تحقیق به منظور بررسی کیفی از پرسشنامه کیفی کمیته بین المللی اسناد و مدارک زانو (International Knee Documentation Committee یا IKDC) استفاده شد. اعتبار و تکرارپذیری این پرسشنامه در سال ۲۰۰۱ توسط کمیته اسناد و مدارک زانو مورد سنجش قرار گرفته وبومی سازی نیز شده است. (۱۹, ۱۸) این پرسشنامه شامل سه بخش علائم، فعالیت‌های ورزشی، عملکرد و فعالیت روزانه است و امتیاز دهی آن بر اساس تلقی ذهنی بیمار از وضعیتش است (۲۰, ۱۸).

در این پژوهش جهت بررسی عملکرد حرکتی در شرایط پرتنش از آزمون عملکردی پرش متقاطع (۲۴-۲۱) استفاده شد. برای این منظور خطی به عرض ۱۵ سانتی‌متر و طول ۶ متر مشخص گردید. فرد بعد از گرم کردن با دوچرخه ثابت Jkexer Image 2035 (شرکت Jkexer، محصول کشور تایوان) و به مدت ۵ دقیقه، یک بار با اندام سالم و یک بار با اندام جراحی شده پشت خط شروع ایستاد و پس از تمرین، چهار پرش متوالی با حداکثر توان به گونه ای که در هر بار پرش خط را قطع کند، انجام داد و سپس طول پرش به سانتی مترثبت شد. این آزمون برای هر پا سه بار و با فاصله یک دقیقه انجام و میانگین مسافت طی شده در آن ثبت شد (۲۷-۲۵).



شکل ۱. آزمون پرش متقاطع

www.mui.ac.ir

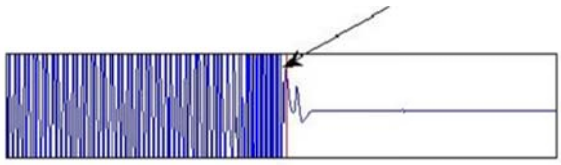
در این تحقیق بررسی فعالیت الکتریکی عضلات تنه حین آزمون فرود انجام شد. قبل از انجام آزمون فرود، در روز تست جهت آشنایی از افراد خواسته شد که حداکثر ۱۰ بار عمل فرود آمدن با یک پا را انجام بدهند. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، ابتدا آماده سازی پوست شامل برداشتن مو و شستشو با الکل به منظور کاهش مقاومت پوست انجام شد. الکترودهای دایره ای شکل سطحی یکبار مصرف Skin tact به قطر ۱۵ میلی‌متر و با فاصله مرکزبه مرکز ۳۰ میلی‌متر برای ثبت از عضلات گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک ابدومینیس و ارکتور اسپاین و کوادراتوس لومبارم در محل‌های ذکر شده طبق روش پیشنهادی مرجع (۲۸) SENIAM و بصورت موازی با فیبرهای عضله قرار داده شد (برای پرهیز از ایجاد تداخل با سیگنال سایر عضلات محل الکترودگذاری به طور دقیق مطابق با روش SENIAM بود: کوادراتوس لومبارم: ۴ سانتی‌متر خارج برآمدگی عضلات ارکتور اسپاین و با زاویه مایل از بالا به پایین بطرف خارج در نیمه فاصله دنده ۱۲ و کرست ایلیاک، عضله اکسترنال ابلیک: ۱۲ سانتی متر خارج ناف و با زاویه ۴۵ درجه، عضله گلوتئوس مدیوس:در میانه خطی که تروکانتر بزرگ فمور را به کرست ایلیاک متصل می‌کند، عضله ارکتور اسپاین:بر روی عضلات ارکتور اسپاین در سطح مهره سوم کمری). برای جلوگیری از ایجاد نویز موهای محل تراشیده شد وسیم الکترودها هم باچسب ضد حساسیت تثبیت شد.ثبت فعالیت الکتریکی توسط دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله Mega (مدل ME6000 Mega Electronic Ltd، محصول کشور فنلاند) انجام شد. آزمودنی با پای برهنه بر روی جعبه‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتیمتر (۲۸) در یک وضعیت متعادل قرار گرفت، پای مورد آزمون جلوتر از سکو و معلق در هوا بود، بطوریکه وزن فرد کاملا توسط پای دیگر تحمل می‌شد. فرد با شنیدن صدای آزمونگر، ابتدا وزن خود را کمی به جلو انتقال داده و در حالی‌که وضعیت متعادل را حفظ می کرد بر روی پای جراحی شده فرود می‌آمد و در انتها وضعیت ایستاده را ۵ ثانیه حفظ می‌کرد، به فرد آموزش داده شد که روی پنجه فرود آید وتکلیف را با پرش انجام ندهد.

شکل ۲. نحوه فرود

هنگام تماس اولیه با زمین ،کف پا بر روی صفحه خازنی حساس به لمس که توسط تیم تحقیق ساخته شده و در تحقیقات قبلی (۲۹) به کار گرفته شده بود، قرار می‌گرفت ، این صفحه به عنوان یکی از کانال‌های الکترومایوگرافی با این دستگاه همزمان شده بود. ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی توسط دستگاه الکترومایوگرافی از قبل از شروع فرود تا چند ثانیه پس از فرود ادامه می یافت. پنج فرود انجام شد و از بین این فرودها ، دو فرودی که از(انحراف معیار ± میانگین) پنج سیگنال فاصله کمتری داشت ،جهت آنالیز انتخاب شد. نرخ نمونه برداری برابر با ۱۰۰۰ هرتز تنظیم شد.

نحوه تعیین نقطه شروع فعالیت

در پردازش سیگنالهای الکترومایوگرافی تحقیق حاضر نیاز به تشخیص زمان دو واقعه بود.اولین واقعه به تشخیص زمان تماس پا با زمین اختصاص داشت که به این منظور از صفحه خازنی حساس به لمس استفاده شد. برای تشخیص واقعه در سیگنال صفحه خازنی لمسی از روش بررسی چشمی استفاده شد که در آن اولین لحظه تغییر حالت سیگنال از فعالیت زمینه ای به عنوان لحظه تماس پا با زمین تعیین شد.



شکل ۳. سیگنال صفحه خازنی ،فلش سیاه لحظه برخورد پا با صفحه خازنی را نشان می‌دهد.

دومین واقعه مربوط به زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک ابدومینیس و ارکتور اسپاین و کوادراتوس لومبارم بود.در ابتدا برای محاسبه دقیق‌تر آن معیاری از انرژی سیگنال از عملگر Tiger-Kaiser استفاده شد (۳۱، ۳۰). این عملگر از روی سیگنال اولیه ،سیگنال دیگری را تولید می‌کند که به نوعی انرژی سیگنال تعریف می‌شود. خصوصیت آن این است که وقایعی مانند Onset و Offset در این نمودار بسیار بزرگتر و واضح تر خود را نشان می‌دهد. این روش در محاسبات الکترومایوگرافی و موفقیت آن در تشخیص وقایع در سیگنال به طور مفصل تشریح شده است. (۳۲, ۳۰) به طور خلاصه در این روش سیگنال انرژی از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

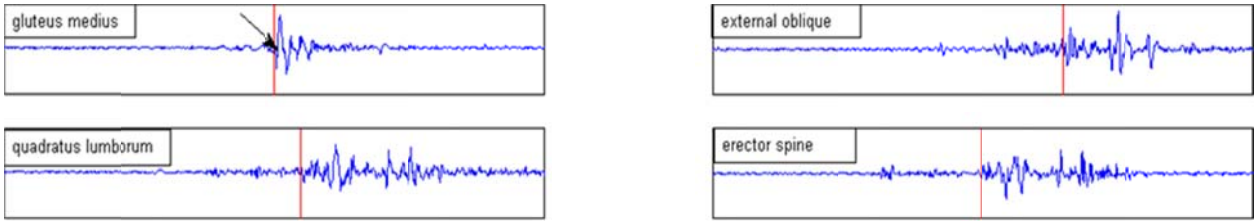
$$\Psi[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1)$$

که در آن Xn سیگنال خام n ام است و Ψ نماینده انرژی سیگنال است.

پس از حذف مقدار offset از سیگنال به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر میان گذر Butterworth مرتبه ۳ بدون تاخیر با فرکانس‌های قطع ۳۰ و ۳۰۰ استفاده شد.

درنهایت پوش منحنی از روی سیگنال یکسو شده به کمک فیلتر پایین گذر Butterworth مرتبه ۲ با فرکانس قطع ۵۰ هرتز، مورد پردازش قرار گرفت (۳۲). پس از پردازش‌های اولیه برای تعیین زمان شروع فعالیت از الگوریتم نسبت درست نمائی تعمیم یافته تقریبی (۳۳) استفاده شد.

کلیه فرایندهای محاسباتی این تحقیق با استفاده از امکانات آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است.



شکل ۴. سیگنال عضلات تنه حین تکلیف فرود، فلش سیاه لحظه شروع فعالیت الکتریکی عضلات را نشان می دهد.

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک افراد سالم و بیمار

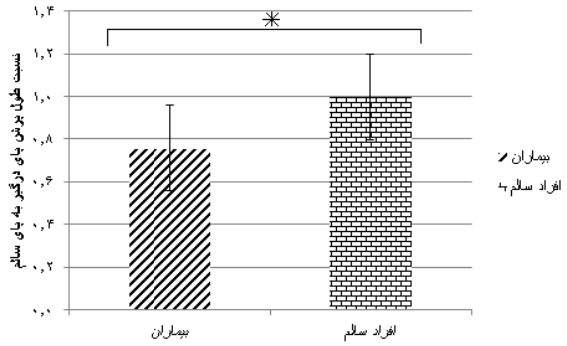
	میانگین سن (سال)	میانگین شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)	میانگین سپری شده اززمان جراحی (ماه)	میانگین سپری شده از زمان آسیب (ماه)
افراد سالم	۲۸ ± ۲	۲۷ ± ۶	–	–
بیماران	۲۹ ±۶	۲۶ ± ۳	۱۳ ± ۴	۱۹ ± ۷
P	۰/۸۰۰	۰/۷۵۰	–	–

برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۱ (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL) استفاده شد. آزمون پارامتری Independent t برای بررسی تفاوت میانگین‌ها به کاررفت. برای بررسی توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد.توان آزمون های آماری β = ۰/۸ تعیین شد. در همه تحلیل‌ها ،سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۱۱ مرد سالم با میانگین سن ۲ ± ۲۸ و میانگین شاخص توده بدنی ۶ ± ۲۷ و ۱۱ مرد ACLR با میانگین سن ۶ ± ۲۹ و میانگین شاخص توده بدنی ۳ ± ۲۶ شرکت داشتند (میانگین سپری شده از زمان آسیب ۷ ± ۱۹ ماه و از زمان جراحی ۴ ± ۱۳ماه بود) که در جدول ۱ آمده است.

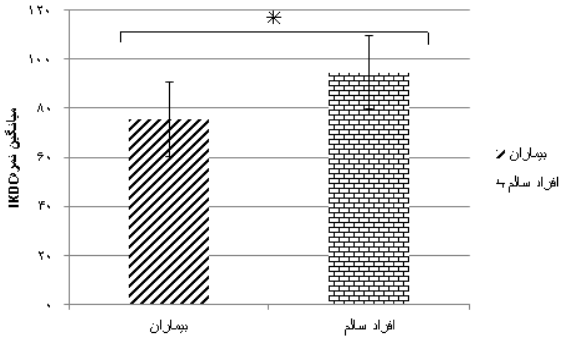
نسبت امتیاز آزمون پرش متقاطع پای جراحی شده به پای سالم در بیماران تفاوت معنی‌داری با افراد سالم داشت (P=۰/۰۳۹). نمره پرسشنامه IKDC Subjective هم در افراد سالم بطور معنی داری بالاتر از بیماران ACLR بود (P ≤ ۰/۰۰۱) که به ترتیب در نمودار ۱ و ۲ آمده است.



نمودار ۱. میانگین نسبت آزمون پرش متقاطع پای جراحی شده به پای سالم در افراد سالم و بیمار

نشان ستاره وجود تفاوت‌های معنی‌دار در سطح ۰/۰۵۰ را نشان می‌دهد.
تفاوت میانگین طول پرش در افراد سالم و بیمار معنی‌دار است .(P = ۰/۰۳۹)

مقایسه زمان وارد عمل شدن ۳ تا ازعضلات دو گروه سالم و بیمار تفاوت معنی‌داری را نشان داد [گلوتئوس مدیوس (P = ۰/۰۲۸)، اکسترنال ابلیک ابدومینیس (P = ۰/۰۳۰) و ارکتور اسپاین (P =۰/۰۲۸)] که در جدول ۲ و نمودار ۳ آمده است. این عضلات مرکزی تنه در افراد سالم سریعتر از بیماران ACLR وارد عمل می‌شد. همچنین ترتیب وارد عمل شدن عضلات هم متفاوت بود ،به این صورت که در افراد سالم ابتدا عضله اکسترنال ابلیک وسپس عضلات ارکتور اسپاین ،گلوتئوس مدیوس وکوادراتوس لومباروم وارد عمل می‌شدند. در حالیکه در بیماران ACLR ابتدا عضله کوادراتوس لومباروم وسپس عضلات اکسترنال ابلیک،گلوتئوس مدیوس وارکتوراسپاین شروع به فعالیت می‌کردند.



نمودار ۲. میانگین نمره پرسشنامه در افراد سالم و بیمار

نشان ستاره وجود تفاوت‌های معنی دار در سطح ۰/۰۵۰ را نشان می‌دهد.
تفاوت میانگین نمره پرسشنامه در افراد سالم و بیمار معنی‌دار است (P < ۰/۰۰۱)

بحث

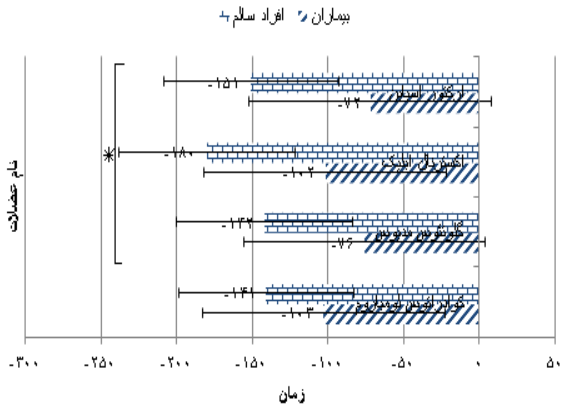
نمره پرسشنامه IKDC که نشان دهنده تلقی ذهنی افراد از وضعیت خودشان است در افراد ACLR بطور معنی داری پایین تراز افراد سالم بود. این یافته‌ها نشان داد که تلقی فرد از زانویش در افراد سالم بصورت معنی‌داری بهتر از بیماران بود کمتربودن نمره پرسشنامه در بیماران به کمبود اعتماد به نفس و وجود درد و ترس از آسیب مجدد نسبت داده شده است. (۳۴).

جدول ۲. مقایسه زمان وارد عمل شدن عضلات تنه در افراد سالم و بیمارحین تکلیف فرود

متغیر(زمان عضلات)	میانگین و انحراف معیار	P
گلوتئوس مدیوس سالم	-۱۴۲ ± ۵۵*	۰/۰۲۹
گلوتئوس مدیوس بیمار	-۷۶ ± ۷۴	
اکسترنال ابلیک سالم	-۱۸۰ ± ۶۲*	۰/۰۳۲
اکسترنال ابلیک بیمار	-۱۰۲ ± ۹۰	
کوادراتوس لومباروم سالم	-۱۴۱ ± ۴۶	۰/۱۹۱
کوادراتوس لومباروم بیمار	-۱۰۳ ± ۸۰	
ارکتوراسپاین سالم	-۱۵۱ ± ۵۸*	۰/۰۳۰
ارکتوراسپاین بیمار	-۷۲ ± ۹۳	

*مقدار P به ترتیب برای گلوتئوس مدیوس ،اکسترنال ابلیک و ارکتوراسپاین برابر با ۰/۰۲۹، ۰/۰۳۲ و۰/۰۳۰ است ولی در کوادراتوس لومباروم معنی دار نیست.

در عین حال نمره آزمون عملکردی پرش متقاطع هم در بیماران به مراتب کمتر از افراد سالم بود که علاوه بر دلائل ذکر شده برای کمتر بودن نمره پرسشنامه IKDC به مواردی چون نقص در قدرت عضلات، وضعیت حس عمقی و ثبات پوسچرال برمی گردد .همچنین ممکن است حرکات کنترل نشده تنه و نقص کنترل نوروماسکولار باعث شده باشد که تنه تعادل مناسبی نداشته باشد. سر، بازوها و سگمان تنه بیشتر از ۶۰درصد حجم بدن را تشکیل می‌دهند و پوزیشن و جهت گیری آن‌ها در یک زنجیره بسته مرکز جرم بدن ، نیروی عکس العمل زمین و نیرو ها و گشتاورها ی وارد بر مفاصل اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۳۶, ۳۵, ۵). چه بسا نقص در کنترل تنه منجر به پوزیشن پرونیشن پا، چرخش خارجی تیبیا، چرخش داخلی فمور و به جلو خم شدن بیش از حد تنه شود که منجر به احساس نا امنی و ترس معمول در این افراد و در نتیجه تلقی ذهنی و کاهش عملکرد بیمارخواهد شد.



نمودار ۳. مقایسه زمان وارد عمل شدن عضلات تنه در افراد سالم و بیمارحین تکلیف فرود، خط عمودی درزمان صفر بیانگر لحظه فرود است.

–از بالا به پایین به ترتیب عضلات ارکتور اسپاین، اکسترنال ابلیک، گلوتئوس مدیوس و کوادراتوس لومباروم.
نشان ستاره وجود تفاوت‌های معنی‌دار در سطح ۰/۰۵ را نشان می‌دهد.

این بیماران حداقل شش ماه پس از جراحی و تکمیل دوره فیزیوتراپی مشابه و منطبق با پروتکل های استاندارد در مراکز شناخته شده ،مورد سنجش قرار گرفته اند و درمان‌های رایج پزشکی و فیزیوتراپی را بطور کامل دریافت کرده بودند. علیرغم این هنوز از لحاظ عملکردی بطور قابل توجهی در سطح پایین‌تری نسبت به افراد سالم قرار دارند . چنانچه در مقالات مشابه هم آمده بیماران ACLR علیرغم افزایش ثبات مکانیکی همچنان در بازگشت به ورزش و عملکرد طبیعی با مشکل مواجهند واحتمال آسیب مجدد در زانوی درگیر و حتی غیر درگیر وجود دارد. همچنین خطر ابتلا به آرتروز در این بیماران افزایش می‌یابد (۳۸, ۳۷, ۸). این تحقیق ضرورت اصلاح برنامه تمرینات عصبی عضلانی با تاکید بیشتر بر اصلاح زمان بندی عضلات مرکزی تنه در برنامه‌های فیزیوتراپی مبتنی بر ثبات مرکزی تنه را نشان می‌دهد.

در این مطالعه جهت کمی کردن سنجش عملکرد عضلات مرکزی تنه از الکترومایوگرافی استفاده شد. در حین تکلیف فرود عضلات گلوتئوس مدیوس، اکسترنال ابلیک و ارکتور اسپاین در افراد سالم بطور معنی داری زودتر از بیماران ACLR وارد عمل شدند. علاوه بر این ترتیب وارد عمل شدن عضلات هم در بین دو گروه متفاوت بود. در افراد سالم ابتدا عضله اکسترنال ابلیک وسپس عضلات ارکتور اسپاین ،گلوتئوس مدیوس وکوادراتوس لومباروم وارد عمل می‌شدند. در حالی‌که در بیماران ACLR ابتدا عضله کوادراتوس لومباروم وسپس عضلات اکسترنال ابلیک،گلوتئوس مدیوس وارکتوراسپاین شروع به فعالیت می‌کردند. با توجه به تغییر زمان فعالیت عضلات می‌توان نتیجه گرفت که بکارگیری سینرژی عضلانی در بیمارانی که جراحی بازسازی داشتند نسبت به افراد سالم تغییر کرده است. این یافته‌ها حاکی از عدم بازگشت کامل نوروماسکولار این بیماران به وضعیت اولیه می‌باشد.این یافته همسو با نتایج تحقیقاتی است که معتقدند بعد از آسیب رباط متقاطع قدامی و حتی بعد از بازسازی آن حس پوزیشن و حرکت مفصل و الگوی فعالیت عضلات تغییر می‌کند (۴-۲). گفته می‌شود که گیرنده‌های موجود در این بیماران مانند سابق عمل نکرده و پیام های متفاوتی را به مراکز اسپاینال، سوپرا اسپاینال و حتی کورتکس مخابره می‌کنند که در نهایت بر مکانیزم‌های فیدبک و فید فورواردی جهت ثبات پاسچرال تاثیر میگذارد . این تغییرات، در نهایت به شکل تغییر در فعالیت عضلانی نمود پیدا کرده است .البته تأکید بر این نکته ضروریست که تاثیر آوران‌ها بر مسیرهای فید فورواردی بایستی بیشتر از تأثیر آن‌ها بر فیدبک،مورد توجه قرار بگیرد زیرا برای جلوگیری از آسیب و واکنش به موقع استفاده از مسیرهای فیدفورواردی به صرفه‌تر و منطقی‌تر است ولی در مسیر فیدبکی ،زمان زیادی طی می‌شود (همانطور که در این تحقیق همه عضلات به صورت فیدفورواردی وارد عمل شدند). این نکته از آن نظر حائز اهمیت است که اکثر صدمات ورزشی خیلی سریع اتفاق می‌افتند.

مطالعات الکترومایوگرافی مرکزی تنه هم نشان داده که به طور طبیعی طی حرکات ساده اندام ها ،عضلات مرکزی تنه قبل از عضلات اندام ها شروع به فعالیت می کنند (۴۱-۳۹). همچنین و Hodges و Richardson نشان دادند این مسأله برای ثبات بخشیدن به ستون فقرات و ایجاد یک پایه مناسب برای حرکات فانکشنال ضروری است (۳۹). Zazulak و همکاران به این نتیجه رسیدند که عضلات تنه شامل عضلات شکمی و نیز عضلات پشت همگی در ثبات مرکزی تنه نقش دارند(۷). همچنان که در تحقیق حاضر مشاهده می‌شود عضلات تنه نیز در بازه زمانی فیدفوروارد وارد عمل شدند که حاکی از فعالیت پیش بینانه عضلات تنه است . سیستم عصبی مرکزی تاثیر حرکت بر بدن را پیش بینی می کند و طرح فعالیت عضلانی را بر آن اساس تنظیم می‌کند (۳۹)، ولی این واکنش فیدفوروارد

www.mui.ac.ir

در بیماران ACLR مورد بررسی در پژوهش حاضرنسبت به افراد سالم بعلت فقدان آورآن‌ها ی ACL به تاخیر افتاده است ، انتظار می‌رود سریعتر وارد عمل شدن عضلات در افراد سالم ثبات مرکزی تنه را بهتر فراهم کرده واز ایجاد گشتاورهای پرخطر و بزرگ مؤثر بر اندام تحتانی در زمان آسیب جلوگیری نماید. به طور مثال از جمله این گشتاورها، گشتاور ابداکتوری گلوتئوس مدیوس است که ازجابجایی طرفی و چرخش تنه و افزایش چرخش داخلی فمور جلوگیری می‌کند (۷) در این تحقیق عضله گلوتئوس مدیوس در بیماران ACLR نسبت به افراد سالم ۶۶ میلی‌ثانیه دیرتر وارد عمل شده است. تأخیر این عضله خطر جابجایی طرفی تنه و ایجاد پوزیشن والگوس را افزایش می‌دهد واز آنجا که جابجایی طرفی تنه به عنوان قوی ترین پیش‌بینی کننده آسیب لیگامان ACL معرفی شده است (۴) بنابراین تأخیر این عضله خطر آسیب را افزایش می‌دهد.

در مطالعه اخیر نمره IKDC و پرش متقاطع در افراد بیمارنسبت به گروه شاهد بطور معنی‌داری کمتر بود و عضلات تنه نیز در این بیماران دیرتر وارد عمل می‌شد. از این رو شاید بتوان نقص در عملکرد را به تأخیر فعالیت عضلانی در این افراد نسبت داد. این یافته‌ها ضرورت تأکید بر بهبود برنامه‌های توانبخشی مبتنی بر عضلات مرکزی تنه را در جلوگیری از آسیب نشان می‌دهد.

محدودیت‌ها

در این تحقیق کلیه نمونه‌ها مرد بوده‌اند و فعالیت عضلات در جمعیت زنان بررسی نشده است که بررسی آن می‌تواند نتایج متفاوتی داشته باشد. همچنین بررسی سایر عضلات ناحیه هسته می‌تواند اطلاعات مهمی در اختیار ما قرار دهد. سایر پارامترهای فعالیت‌های الکتریکی همچون سطح فعالیت و مقدار آفست در این تحقیق لحاظ نشده است.

پیشنهادها

مطالعات بیشتری راجع به روش‌های ارزیابی مرکزی تنه در بیماران با مشکلات زانو به منظور شناخت ریسک فاکتورهای آسیب زانو انجام شود. همچنین توسعه روش‌های درمانی وسنجش اثر آن‌ها بر کاهش این عوامل خطر ضروری به نظر می‌رسد. هم چنین انجام این مطالعات در جمعیت زنان و در سایر عضلات تنه ضروری به نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

تأخیر فعالیت عضلات مرکزی تنه در بیماران ACLR ممکن است در بروز آسیب‌های مجدد در این بیماران مؤثر باشد. این یافته‌ها ضرورت اصلاح و طراحی برنامه‌های توانبخشی آموزش نوروماسکولار با تأکید بیشتر بر ناحیه مرکزی تنه جهت جبران این نقیصه و بازگشت ایمن‌تر و سریع‌تر ورزشکاران به فعالیت‌های ورزشی را مطرح می‌کند.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان‌نامه مقطع تحصیلی کارشناسی ارشد آرزو صدیق تنکابنی مصوب دانشگاه علوم پزشکی ایران با کد ۹۳/د/۳۲۰/۴۰۲۶ می باشد.

References

1. Kissner C, Colby Colby LA. Therapeutic exercise: Foundations and techniques. Philadelphia, PA: F. A. Davis Company; 2002.
2. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 2001; 31(10): 546-66.
3. Cordeiro N1 CN, Fernandes O , Diniz A, Pezarat-Correia P. Dynamic knee stability and ballistic knee movement after ACL reconstruction .Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2015; 23 (4): 1100-6
4. Grip H, Tengman E, Häger CK. Dynamic knee stability estimated by finite helical axis methods during functional performance approximately twenty years after anterior cruciate ligament injury. J Biomech. 2015; 48(10): 1906-14.
5. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. Journal of Athletic Training 2006; 41(4): 381-6.
6. Kipp K, Pfeiffer R, Sabick M, Harris C, Sutter J, Kuhlman S, et al. Muscle synergies during a single-leg drop-landing in boys and girls. Journal of Applied Biomechanics 2014; 30(2): 266-8.
7. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk - A prospective biomechanical-epidemiologic study. American Journal of Sports Medicine2007; 35(7): 1123-30.
8. Alentorn-Geli E, Myer G, Silvers H, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2009; 17(7): 705-29.
9. Borghuis AJ, Lemmink K, Hof AL. Core Muscle Response Times and Postural Reactions in Soccer Players and Nonplayers. Medicine and Science in Sports and Exercise; 43(1): 108-14.
10. 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 Exercise2004; 36(6): 926-34.
11. Prieske O, Muehlbauer T, Krueger T, Kibele A, Behm DG, Granacher U. Role of the trunk during drop jumps on stable and unstable surfaces. Eur J Appl Physiol 2014; 115(1): 139-46.
12. Borghuis AJ. The importance of sensory-motor control in providing core stability. Sports Med 2008; 38(11): 893-916.
13. Faul F EE, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods 2007; 39(2): 175-91.
14. Kazemi k, Amiri A, Gotbi N, Jamshidi A, Razi M. Effects of perturbation training on ground reaction force and function in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction. Journal of Modern Rehabilitation 2015; 9(3): 27-35. [In Persian].
15. Nasserpour M, Jamshidi A, Amiri A, Keihani M. The Effect of a Modified Perturbation Training on Muscle Activation

Pattern and Function in ACL Deficient Patients. Medical Scientific Journal 2011; 10(6): 627-15. [In Persian].
16. Noyes F. Noyes knee disorders. 3rd ed. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2009.
17. Abbasi L, Jamshidi A, Sanjali M, Sayadi S, Mohseni S. Studying the effect of perturbation training on gait kinematics of patients with anterior cruciate ligament injury. Feyz 2010; 14(5): 482-73. [In Persian].
18. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, et al. Development and validation of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form. American Journal of Sports Medicine 2001; 29(5): 600-13.
19. Soohani S, Norouzi A, Rahimi A. The Validity and Reliability of the Persian Version of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Questionnaire in Iranian Patients after ACL and Meniscal Surgeries. Quarterly Journal of Rehabilitation 2013; 14(2): 116-24. [In Persian].
20. Magee D. Orthopedic physical assessmant. 5th ed. Philadelphia, PA: Saunders; 2008.
21. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop Testing Provides a Reliable and Valid Outcome Measure During Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Phys Ther 2007; 87(3): 337-49.
22. Clark NC, Gumbrell CJ, Rana S, Traole CM, Morrissey MC. Intratester reliability and measurement error of the adapted crossover hop for distance. Physical Therapy in Sport 2002; 3(3): 143-51.
23. Hegedus EJ, Bleakley C, Cook CE, Baxter GD. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. Br J Sports Med 2015; 49(10): 642-8.
24. Kockum B, Heijne AI. Hop performance and leg muscle power in athletes: Reliability of a test battery. Phys Ther Sport 2015; 16(3): 222-7.
25. Callaghan J, Rosenberg A, Rubash H, SimonianP, Wickewicz T. The Adult Knee. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2002.
26. Hopper DM, Goh SC, Wentworth LA, Chan DY, Chau JH, Wootton GJ, et al. Test–retest reliability of knee rating scales and functional hop tests one year following anterior cruciate ligament reconstruction. Physical Therapy in Sport2002; 3(1): 10-8.
27. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, FuFH. Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. Journal of Athletic Training1999; 34(2): 121-9.
28. Ortiz A, Olson S, Libby CL, Trudeile-Jackson E, Kwon YH, Etnyre B, et al. Landing mechanics between noninjured women and women with anterior Cruciate ligament reconstruction during 2 jump tasks. American Journal of Sports Medicine 2008; 36(1): 149-57.
29. Samadi H, Rajabi R, Alizadeh M, Jamshidi A. Effectof six-weeks of neuromuscular training on dynamic postural control and lower extremity function of athletes with ankle functional instability. Sport Medicine Studies 2013; (14): 90-73. [In Persian].
30. Solnik S, DeVita P, Rider P, Long B, Hortobagyi T. Teager-Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noiseratio. Acta of bioengineering and biomechanics. Wroclaw University of Technology 2008; 10(2): 65-8.
31. Solnik S RP, Steinweg K, DeVita P, Hortobágyi T Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. Eur J Appl Physiol 2010; 110(3): 489-98.
32. Solnik S, Rider P, Steinweg K, DeVita P, Hortobágyi T. Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. European Journal of Applied Physiology 2010; 110(3): 489-98.
33. Staude G, Wolf W. Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals. Medical Engineering and Physics1999; 21(6): 449-67.
34. Kvist J, Ek A, Sporrstedt K, Good L. Fear of re-injury:a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2005; 13: 393-7.
35. Laurie Stickler A, Margaret Finley B, Heather G. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. Physical Therapy in Sport 2015; 16(1): 66-71.
36. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its associatio n with hip and knee kinematics in patien ts with and withou t patellofemoral pain. Manual Therapy 2015; 20(1): 189-93.
37. Grassi A1, Zaffagnini S, Marcheggiani Muccioli GM, Neri MP, Della Villa S. After revision anterior cruciate ligament reconstruction, who returns to sport? A systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2015; 49(20): 1295-304.
38. Dhinsa BS, Nawaz SZ, Gallagher KR, Skinner J, Briggs T, Bentley G. Outcome of combined autologous chondrocyte implantation and anterior cruciate ligament reconstruction. Indian J Orthop 2015; 49(2): 155-63.
39. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. Spine1996; 21(22): 2640-50.
40. 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): 1005-12.
41. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. Spine 2000; 25(8): 947-54.

A Comparison of core Muscles Onset Timing among Healthy Subjects and Patients after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction during Drop Landing Task

Arezo Seddigh–Tonekaboni[1], Ali Ashraf Jamshidi[2], Mohammad Ali Sanjari[3], Ismaeil Ebrahimi-Takamjani[4], Nader Maroufi[2], Hamid Reza Yazdi[5], Paria Jamshidian[1], Yashar Kocheily[1]

Original Article

Abstract

Introduction: Most knee anterior cruciate ligament injuries happen during challenging activity like drop landing. Core muscles feedforward activity can control challenging activity and prevent injury. The aim of this study is to investigate core muscles feedforward activity in patients after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR) and control group.

Materials and Methods: 11 males with ACLR, between 18-40 years old, with at least 6 to 24 months after surgery and 11 males as control group were enrolled in this study. Muscle activity of geluteus medius, abdominis external oblique, quadratus lumborum and erector spine in landing was recorded in both groups. Cross hop functional test and International Knee Documentation Committee (IKDC) questionnaire were evaluated and compared in both groups. Significance level was considered less than 0.05 in all analysis.

Results: Score of IKDC subjective questionnaire and cross hop functional test in control group were significantly more than the score of patients ($P \leq 0.001$ questionnaire, $P = 0.039$ functional test). Feedforward response time for gluteus medius ($P = 0.028$), abdominis external oblique ($P = 0.030$) and erector spine ($P = 0.028$) in control group was significantly sooner than patients with ACLR. Quadratus lumborum was not significantly different in these two groups ($P = 0.191$).

Conclusion: Muscle activity and its pattern in these groups were different. Patient group did not have appropriate feedforward activity, they also demonstrate decrease in functional test and IKDC questionnaire. These results shows a problem and necessitate a rehabilitation program.

Keywords: Anterior cruciate ligament, Electrical activity, Core muscles, Drop landing task

Citation: Seddigh-Tonekaboni A, Jamshidi AA, Sanjari MA, Ebrahimi Takamjani I, Maroufi N, Yazdi HR, Jamshidian P, et al. **A Comparison of core Muscles Onset Timing among Healthy Subjects and Patients after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction during Drop Landing Task.** J Res Rehabil Sci 2015; 11(2): 138-45.

Received date: 29/11/2014 Accept date: 15/05/2015

1- MSc Student, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2- Associate Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Biomechanic, School of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4- Professor, Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5- Associate Professor, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
Corresponding Author: Ali Ashraf-Jamshidi, Email: jamshidi.a@iums.ac.ir