مجله علمی پژوهشی توانبخشی نوین ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران دوره ۹ شماره ۵ ویژه نامه شماره دو زمستان ۱۳۹٤

مقاله پژوهشی

مقایسه‌ی میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد پس از عمل جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی با افراد سالم حین وظیفه ی فرود

یاشار کچیلی[۱]، دکتر علی اشرف جمشیدی[۲]، دکتر محمدعلی سنجری[۳]، دکتر نادر معروفی[۲]، دکتر حسین باقری[٤]، آرزو صدیق[۱]، پریا جمشیدیان[۱]

۱-دانشجوی کارشناسی ارشد، دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

۲-دانشیار، گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

۳-استادیار، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

۴-استاد،گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: آسیب رباط صلیبی قدامی یکی از شایع ترین آسیب های اسکلتی-عضلانی است و سالانه تعداد زیادی از آن ها تحت عمل جراحی بازسازی قرار می گیرند. الکترومیوگرافی یا ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، ابزاری مناسب برای ارزیابی تغییرات در خروجی سیستم کنترل حرکتی است. هدف از انجام این مطالعه مقایسه‌ی میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی حین وظیفه ی فرود در افراد پس از جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی با افراد سالم است.

روش بررسی: ۱۱ مرد که ۶ تا ۲۴ ماه از عمل جراحی آن ها گذشته بود (سن ۶±۲۹ سال) و ۱۱ مرد سالم (سن ۲±۲۸ سال) در این مطالعه شرکت کردند. میزان فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس آنتریور، واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، سِمی تندینوسوس و بایسپس فموریس با استفاده از الکترودهای سطحی هنگام فرود ثبت و برای دو بازه‌ی زمانی محاسبه شد. همچنین برای ارزیابی کمی و کیفی عملکرد از پرسشنامه International Knee Documentation Committee: IKDC و آزمون پرش متقاطع استفاده شد. برای مقایسه بین دو گروه از آزمون تی مستقل استفاده شد.

یافته‌ها: فعالیت پیش خوراند در عضلات سِمی تندینوسوس (P=۰/۰۴۱) بایسپس فموریس (P=۰/۰۰۸) در گروه جراحی شده به طور معناداری بیشتر بود. فعالیت پس خوراند عضله ی واستوس مدیالیس نیز در گروه جراحی شده به طور معناداری کمتر بود. (P=۰/۰۳) افراد گروه سالم نمره‌ی پرسشنامه‌ی IKDC و آزمون عملکردی بالاتری داشتند. (P<۰/۰۰۵)

نتیجه‌گیری: افراد مبتلا به پارگی کامل رباط صلیبی قدامی ۶ ماه پس از جراحی بازسازی و برنامه ی توانبخشی فیزیوتراپی معمول، فعالیت عضلانی متفاوت با افراد مشابه سالم و مشابه افراد با پارگی رباط را نشان دادند.

کلید واژه‌ها: بازسازی رباط صلیبی قدامی، الکترومیوگرافی، کنترل عصبی عضلانی

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۱۱/۱۸، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۴/۲۴)

نویسنده مسئول: تهران، بلوار میرداماد، میدان مادر، خیابان شاه نظری، خیابان مددکاران، دانشکده توانبخشی، دپارتمان فیزیوتراپی

E-mail: jamshidi.a@iums.ac.ir

مقدمه

پارگی رباط صلیبی قدامی زانو (ACL) ۲۰/۳٪ کل آسیب‌های ورزشی زانو را شامل می‌شود (۱) و تنها در ایالات متحده سالانه بیش از ۲۰۰۰۰۰ آسیب دیدگی این رباط اتفاق می‌افتد. (۲) درمان پیشنهاد شده به این افراد خصوصا در صورت تمایل به بازگشت به ورزش یا کارهای سنگین عمل جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACL reconstruction) است. (۳, ۴) پس از این عمل جراحی با وجود بازگشتن ثبات مکانیکی به مفصل، مشکلاتی مثل کاهش قدرت عضلات همسترینگ و چهارسر رانی، غیر قرینه بودن الگوی راه رفتن و پاسخ نامناسب به اغتشاشات ناگهانی مشاهده می‌شود. (۸-۴) توانایی مفصل زانو برای حفظ ثبات حین فعالیت‌های دینامیک و از جمله‌ی آن‌ها فعالیت‌های ورزشی، ثبات دینامیک زانو (Dynamic knee stability) نام دارد که عضلات نقش اساسی در آن ایفا می‌کنند. (۹) بنابراین آگاه شدن هرچه بیشتر از نحوه‌ی عملکرد عضلات افراد پس از جراحی، نسبت به افراد سالم در طراحی برنامه‌های توانبخشی و پیشگیری از آسیب تاثیر زیادی دارد. (۹،۴)

سیستم کنترل حرکت از دو مکانیزم پیش‌خوراند (Feedforward) و پس‌خوراند (Feedback) استفاده می کند. (۱۰،۹) تا کنون میزان فعالیت عضلات اطراف زانو در قالب این دو مکانیزم به طور مجزا مورد مطالعه قرار نگرفته است.

Swanik، Lephart، Giraldo، DeMont و Fu تفاوت معنی-داری در فعالیت عضلات اطراف زانو بین افراد پس از عمل جراحی و افراد سالم نیافتند (۱۱) در صورتی که وارد عمل شدن زودتر عضلات اندام مبتلا نسبت به اندام سالم در مطالعه‌ی Gokeler، Hof، Arnold، Dijkstra، Postema و Otten دیده شد. این به معنی طولانی تر شدن بازه‌ی فعالیت پیش خوراندی در عضلات اندام مبتلا بود. (۵)

وظیفه‌ی فرود (Landing) به عنوان یکی از مکانیزم‌های آسیب رباط صلیبی قدامی شناخته شده است و جزء اصلی بسیاری از فعالیت‌ها و حرکات ورزشی است که نشان داده شده توانایی آسیب به رباط‌های زانو را دارند.(۱۲, ۱۳) هدف اصلی مطالعه‌ی حاضر مقایسه‌ی میزان فعالیت الکترومیوگرافی (EMG) عضلات اطراف زانو در دو فاز پیش‌خوراند و پس‌خوراند طی وظیفه‌ی فرود است. الکترومیوگرافی ابزاری مناسب و پایا برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات اسکلتی اندام تحتانی گزارش شده است (۱۵،۱۴)

روش بررسی

یازده مرد (میانگین سن ۶±۲۹) با پارگی یکطرفه‌ی رباط صلیبی قدامی که تحت عمل جراحی بازسازی قرار گرفته بودند و یازده مرد سالم (میانگین سن ۲±۲۸) بدون سابقه‌ی آسیب زانو در این مطالعه شرکت کردند. به طور میانگین ۷±۱۹ ماه از آسیب رباط و ۴±۱۳ ماه از عمل جراحی افراد گذشته بود. تمامی افراد ACLR بعد از عمل جراحی برنامه‌ی توابخشی متداول را گذرانده بودند و حداقل ۶ ماه از تاریخ عمل جراحی آن‌ها گذشته بود. به منظور اطلاع از ارزیابی افراد نسبت به سطح عملکردی خود، پرسشنامه کیفی کمیته‌ی بین المللی اسناد و مدارک زانو توسط شرکت کنندگان تکمیل شد. معیارهای ورود به مطالعه عدم وجود آسیب دیگر رباط‌های زانو، یکطرفه بودن پارگی، نداشتن درد و تورم مفصلی، دامنه‌ی کامل اکستنشن زانو و توانایی حفظ تعادل روی یک پا بود. افرادی که بیماری متابولیک، نورولوژیک یا تعادلی داشتند و یا توانایی فرود روی یک پا از سکوی ۴۰ سانتیمتری را نداشتند از مطالعه حذف شدند. تمام افراد فرم رضایت‌نامه‌ی کتبی شرکت در مطالعه را امضا کردند و به آن‌ها تعهدی مبنی بر محرمانه بودن اطلاعات شخصی افراد شرکت کننده داده شد.

آزمون عملکردی پرش متقاطع

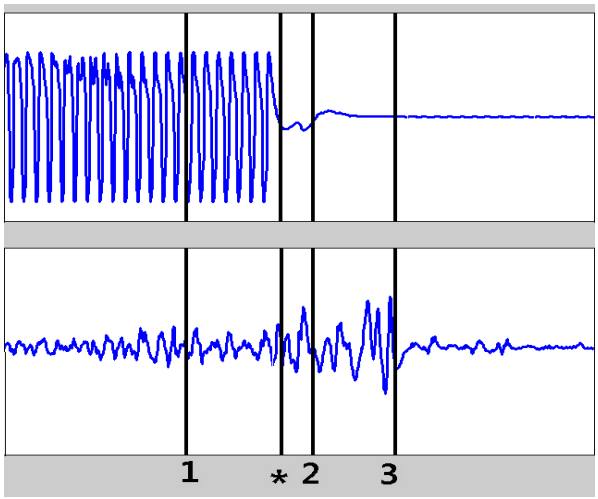
شرکت کنندگان پس از پنج دقیقه دوچرخه ثابت برای گرم کردن و چند تکرار زیر بیشینه برای آشنایی با نحوه ی انجام آزمون، با هر پا سه بار آزمون عملکردی پرش متقاطع را انجام دادند که میانگین این سه تکرار محاسبه و نسبت نمره‌ی پای مبتلا نسبت به پای سالم به صورت درصد برای محاسبات بعد استفاده می‌شد. برای افراد سالم نسبت نمره‌ی پای غالب به پای مغلوب استفاده شد. پایایی و حساسیت این آزمون عملکردی در تعیین سطح عملکردی افراد پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی بالا گزارش شده است.(۱۷،۱۶)

الکترومیوگرافی

فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس قدامی، واستوس داخلی، واستوس خارجی، همسترینگ داخلی (Semitendinosus) و همسترینگ خارجی (Biceps Femoris) پای مبتلا (پای غالب برای افراد گروه سالم) ثبت شد. پس از اصلاح موهای ناحیه با تیغ یکبار مصرف و پاک کردن پوست روی عضلات با الکل به منظور کاهش مقاومت پوست، الکترود های یکبار مصرف چسبنده ی Ag/AgCl با فاصله مرکز به مرکز ۳۰ میلیمتر، در راستای الیاف عضله طبق راهنمایی‌های پروتکل SENIAM به این ترتیب روی عضلات قرارگرفت: عضله‌ی تیبیالیس آنتریور در $\frac{1}{3}$ خطی که سر استخوان فیبولا را به قوزک داخلی متصل می‌کند، عضله‌ی واستوس مدیالیس $\frac{1}{5}$ خطی که برجستگی خاصره‌ای قدامی-فوقانی را به قدام رباط طرفی داخلی متصل می‌کند، عضله‌ی واستوس لترالیس $\frac{1}{3}$ خطی که برجستگی خاصره‌ای قدامی-فوقانی را به زاویه‌ی فوقانی-خارجی کشکک متصل می کند و عضلات سمی‌تندینوسوس و بایسپس فموریس $\frac{1}{2}$ خطی که برجستگی ایسکیال را به ترتیب به کندیل های داخلی و خارجی تیبیا متصل می‌کند.(۱۸) با گرفتن انقباض از عضلات در برابر مقاومت دستی از اینکه هر الکترود روی عضله‌ی مربوط به خود قرار گرفته و ثبت به درستی انجام می‌شود، اطمینان حاصل می‌شد. برای جلوگیری از نویز حرکتی، سیم‌های الکترودها با چسب ضدحساسیت و باند کشی محکم می‌شدند. از فرد خواسته می‌شد روی سکویی به ارتفاع ۴۰ سانتی متر ایستاده و اندامی که قرار است با آن فرود بیاید را جلو آورده و به لبه‌ی قدامی سکو تکیه دهد به نحوی که تمام وزن با پای دیگر تحمل شود. پس از اطمینان از شل بودن عضلات اندام تحتانی دستور فرود بدون پرش به فرد داده می‌شد و فرد روی اندام مورد آزمون فرود می‌آمد. (شکل ۱)

شکل ۱- نحوه انجام وظیفه ی فرود روی پای مبتلا

پنج تکرار سالم از حداکثر ده تکرار برای محاسبات بعدی انتخاب و میانگین آن‌ها به عنوان میزان فعالیت ثبت شده در نظر گرفته شد. میزان فعالیت عضلات در دو بازه‌ی زمانی – ۱۵۰ تا +۵۰ و +۵۰ تا +۱۸۰ میلی ثانیه نسبت به لحظه‌ی فرود محاسبه شد. لحظه‌ی دقیق تماس پا با زمین توسط صفحه خازنی حساس به لمس که به عنوان یکی از کانال‌های دستگاه الکترومیوگرافی تعریف شده و با بقیه‌ی کانال‌ها همزمان بود، مشخص شد. سیگنال این کانال در لحظه‌ی فرود تغییر رفتار می‌داد. لحظه‌ی تغییر رفتار موج به صورت چشمی تعیین و به عنوان لحظه‌ی فرود در نظر گرفته شد. این تغییر رفتار در تمامی آزمون‌ها به صورت کاهش زیاد شدت موج و میل کردن آن به سمت صفر بود. در شکل (۲) یک نمونه از سیگنال صفحه‌ی خازنی و محل برخورد پا با زمین (بالا) و فعالیت هم زمان عضله‌ی تیبیالیس آنتریور (پایین) نشان داده شده است.



شکل ۲- (۱) ۱۵۰ میلی ثانیه قبل از فرود (۲) ۵۰ میلی ثانیه پس از فرود (۳) ۱۸۰ میلی ثانیه پس از فرود (*)لحظه ی فرود

برای نرمال کردن میزان فعالیت از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک استفاده شد. ثبت انقباض ایزومتریک برای عضلات همسترینگ، دمر و زانو در ۳۰ درجه خم شدن، برای عضله‌ی تیبیالیس قدامی نشسته و مچ پا ۹۰ درجه و کف پا روی زمین و برای عضله چهار سر نشسته روی یک صندلی چهارسر که بازوی آن در زاویه ی ۹۰ درجه خم شدن زانو ثابت شده بود، انجام شد. مقاوت برای عضلات به جز عضله‌ی چهارسر با دست اعمال میشد. به فرد گفته شد طی سه ثانیه فعالیت عضله را به تدریج به حداکثر رسانده، دو ثانیه انقباض حداکثر را حفظ نموده و طی سه ثانیه انقباض عضلانی را به حالت استراحت بازگرداند.(۱۹) این روند دو بار برای هر گروه عضلانی انجام شد و تکراری که بیشترین شدت Root Mean Square: RMS با پنجره‌ی زمانی صد میلی ثانیه داشت، برای نرمال کردن میزان فعالیت استفاده شد. ثبت الکترومیوگرافی با نرخ نمونه برداری 1000Hz توسط دستگاه MEGAWIN Biomonitor (ME6000-T16 Mega Electronics, Kuopio, Finland) انجام شد. عدد به دست آمده از هر بازه ی زمانی به صورت درصدی از عدد استخراج شده از انقباض ارادی حداکثر در محاسبات آماری استفاده شد.

کلیه ی تجزیه و تحلیل های آماری با استفاده از نرم افزار SPSS 17 انجام و سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

آزمون تی–مستقل برای مقایسه دو گروه استفاده شد. میزان فعالیت پیش‌خوراند و پس‌خوراند عضلات در دو گروه در جدول (۱) نشان داده شده است. میزان فعالیت پیش‌خوراند عضله‌ی بایسپس فموریس (همسترینگ خارجی) در گروه ACLR به طور معناداری بیشتر بود.(P<۰/۰۱) میزان فعالیت پیش‌خوراند عضله‌ی سمی‌تندینوسوس نیز در گروه ACLR به طور معناداری بیشتر (P<۰/۰۵) و میزان فعالیت پس‌خوراند عضله‌ی واستوس مدیالیس به طور معناداری در گروه ACLR کمتر بود. (P<۰/۰۵) هیچ اختلاف بین گروهی دیگری در میزان فعالیت عضلات مشاهده نشد. (P<۰/۰۵) در ضمن بین اطلاعات زمینه ای دو گروه نیز تفاوت معناداری مشاهده نشد. (P<۰/۰۵)

نمرات پرسشنامه‌ی IKDC ، نمرات آزمون پرش متقاطع برای هر پا و همینطور نمره‌ی آزمون پرش متقاطع کسب شده توسط پای مبتلا نسبت به پای سالم (پای غالب نسبت به مغلوب در گروه سالم) که به صورت درصد محاسبه شده است در جدول(۲) قابل مشاهده است. نمره پرسشنامه‌ی کیفی IKDC و همینطور نسبت نمره‌ی آزمون عملکردی پرش متقاطع در گروه افراد سالم به طور معناداری بیشتر بود. (P<۰/۰۰۰۱) نمره‌ی آزمون پرش متقاطع در پای درگیر گروه ACLR نسبت به پای سالم این گروه به طور معناداری کمتر بود. (P<۰/۰۰۰۱)

جدول ۱- میانگین (انحراف معیار) میزان فعالیت پیش خوراند و پس خوراند عضلات در گروه ACLR و گروه افراد سالم

عضله	گروه	فعالیت پس خوراند	معناداری	فعالیت پیش خوراند	معناداری
تیبیالیس قدامی	جراحی شده	۱۸/۳۴ (۱۵/۲۸)	NS*	۱۵/۵۵ (۱۳/۰۹)	NS
	سالم	۱۸/۶ (۱۰/۳۳)		۱۹/۱۴ (۱۲/۳۳)	
واستوس داخلی	جراحی شده	۴۰/۲۷ (۱۹/۵۹)	۰/۰۳	۲۹/۶ (۱۴/۷۶)	NS
	سالم	۷۳/۶۳ (۴۱/۲۳)		۳۸/۱۷ (۲۰/۰۵)	
واستوس خارجی	جراحی شده	۳۸/۵۳ (۱۴/۳۴)	NS	۲۶/۷۹ (۱۱/۷۴)	NS
	سالم	۴۳/۶۹ (۲۲/۰۸)		۲۴/۱۷ (۱۲/۷۷)	
همسترینگ داخلی	جراحی شده	۳۲/۳۸ (۲۴/۲)	NS	۲۷/۰۳ (۱۴/۹۶)	۰/۰۴۱
	سالم	۲۷/۸۷ (۳۲/۷)		۱۵/۶۴ (۹/۸۸)	
همسترینگ خارجی	جراحی شده	۲۸/۰۴ (۱۰/۳۴)	NS	۲۹/۸۲ (۱۰/۱۸)	۰/۰۰۸
	سالم	۴۵/۲۳ (۴۸/۶۶)		۱۷/۹۴ (۱۵/۹۷)	

*NS: Not significant

جدول۲- میانگین (انحراف معیار) نمرات پرسشنامه کیفی کمیته بین المللی اسناد و مدارک زانو و آرمون عملکردی پرش متقاطع در گروه ACLR و گروه افراد سالم

گروه	تعداد (نفر)	نمره پرسشنامه IKDC (درصد)	نمره ی آزمون پرش متقاطع (سانتیمتر)		نسبت نمره ی آزمون پرش متقاطع
			غیردرگیر	درگیر	
جراحی شده	۱۱	۷۵/۵۴ (۱۲/۱۸)	۵۲۶/۱(۱۴۰/۹۸)	۴۰۶/۹۶(۱۶۱/۲۴)	۷۵/۰۴ (۱۴/۶۲)
			غیرغالب	غالب	
سالم	۱۱	۹۴/۸۱ (۲/۵۶)	۷۴۳/۶۳(۵۳/۳۹)	۷۴۴/۹(۴۸/۱۷)	۱۰۰/۲۸ (۳/۷۷)

بحث

مهمترین یافته‌ی این تحقیق فعالیت پیش‌خوراند بیشتر عضلات همسترینگ به خصوص همسترینگ خارجی در اندام مبتلای گروه ACLR نسبت به اندام تحت آزمون گروه سالم بود. Swanik و همکاران(۱۱) افزایش فعالیت عضلات همسترینگ را درافراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی مشاهده کردند ولی چنین افزایشی را در افراد پس از عمل جراحی بازسازی نیافتند. این تفاوت می‌تواند به علت بازه‌ی زمانی ۲۵۰ هزارم ثانیه بعد از فرود در مطالعه‌ی آن‌ها باشد. قسمت اعظم این بازه، بعد از زمان فعالیت پیش‌خوراند مفروض در مطالعه‌ی حاضر قرار می‌گیرد. در تحقیق حاضر فعالیت عضلات اطراف زانو در دو بازه‌ی مجزای −۱۵۰ تا +۵۰ و +۵۰ تا +۱۸۰ میلی ثانیه بین دو گروه مقایسه شد. طبق مطالعات انجام شده روی زمان تاخیر واکنش‌های سیستم عضلانی به اغتشاشات بیرونی، حداقل زمان تاخیر شروع، مربوط به پاسخ‌های نخاعی است که زمانی بین ۳۰ تا ۵۰ میلی ثانیه احتیاج دارد و ۱۸۰ میلی ثانیه نیز زمان تاخیر شروع پاسخ‌های پیچیده است که از قشر مغز منشا می‌گیرند (۹) و فعالیت ثبت شده در این بازه را می توان فعالیت پس‌خوراند یا ترکیبی از پیش‌خوراند و پس‌خوراند در نظر گرفت ولی فعالیت قبل از ۵۰ میلی ثانیه در پاسخ به اغتشاش بیرونی مورد نظر نبوده و فعالیت پیش‌خوراند عضلات است.

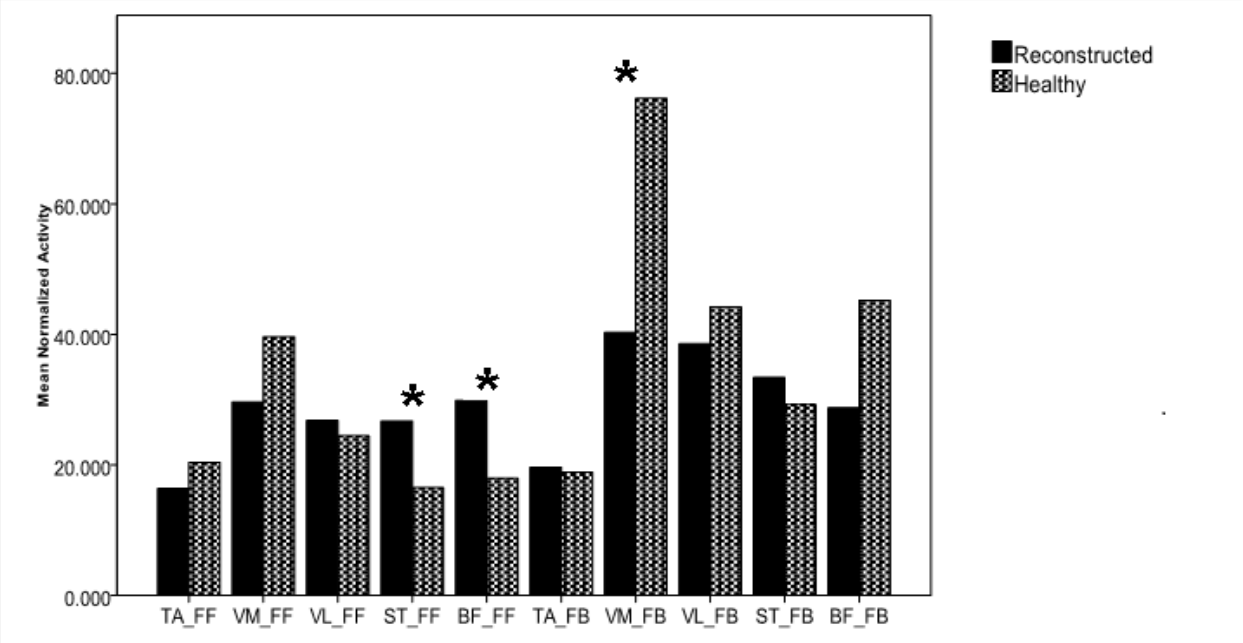
Gokeler و همکاران (۵) زمان شروع فعالیت زودتری را در عضلات همسترینگ اندام مبتلا افراد پس از جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی نسبت به اندام سالم مشاهده کردند. هرچند آن‌ها میزان فعالیت عضلات را گزارش نکرده‌اند ولی می‌توان زمان فعالیت زودتر عضلات را با احتیاط به عنوان فعالیت بیشتر پیش‌خوراند ترجمه کرد. افزایش دیده شده در فعالیت عضلات همسترینگ هم راستا با این تئوری است که فعالیت عضلانی پیش بینانه (Preparatory) باعث افزایش ثبات در مفصل می‌شود. (۱۰)

یافته‌ی دیگر مطالعه ی حاضر فعالیت پس‌خوراند کمتر عضله‌ی واستوس مدیالیس در اندام مبتلای گروه ACLR نسبت به گروه سالم بود. در مطالعه‌ی Gokeler و همکاران (۵) تنها عضله‌ای از عضلات اطراف زانو در افراد ACLR که زمان شروع فعالیت زودتری را نشان نداد عضله‌ی واستوس مدیالیس بود. یک تغییر گزارش شده در افراد ACLD اجتناب در استفاده از عضله‌ی چهارسر (Quadriceps avoidance) است (۲۰) که کاهش دیده شده در فعالیت عضله‌ی واستوس مدیالیس در مطالعه‌ی حاضر نیز می‌تواند به این علت باشد.

پروتکل‌های معمول برای توانبخشی افراد پس از جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی روی تمرینات تقویتی همسترینگ و اجتناب از انقباض قوی عضله‌ی چهارسر به خصوص در حرکات زنجیره‌ی باز تاکید می‌کنند تا از جابه‌جایی بیش از حد استخوان تیبیا به جلو توسط نیروهای برشی (Shear forces) جلوگیری شود. (۲۲،۲۱،۱۱) این رویکردهای درمانی می‌تواند بخشی از علت فعالیت پیش‌خوراند بیشتر در عضلات همسترینگ و فعالیت کمتر در عضله واستوس مدیالیس باشد.

همچنین مقایسه‌ی کیفی میانگین میزان فعالیت عضلات دو گروه (شکل ۳) نشان می‌دهد که میزان فعالیت عضلات مختلف در گروه ACLR (رنگ های تیره) به هم نزدیک و شبیه به هم شده‌اند. یکی از تعاریف ثبات مفصلی ماندن و یا بازگشتن به یک وضعیت از طریق مساوی‌سازی نیروهای وارده(Equalization of forces) است.(۱۰) همسان بودن فعالیت عضلات اطراف مفصل به معنی مساوی بودن نیروها نیست. در گروه سالم این شبیه بودن میزان فعالیت دیده

نمی‌شود و این یکسان بودن در گروه ACLR را می‌توان به علت ناکارامدی سیستم حسی-پیکری در گزارش نیازهای مفصل دانست و پایین بودن نمره‌ی عملکرد گروه ACLR هم موید این مساله است.



شکل ۳- (TA) تیبیالیس قدامی (VM) واستوس مدیالیس(VL) واستوس خارجی (ST) همسترینگ داخلی(سِمی تندینوسوس) (BF) همسترینگ خارجی(بایسپس فموریس) (FF) پیش خوراند (FB) پس خوراند (*) تفاوت معنادار

نمره‌ی پرسشنامه‌ی IKDC درگروه ACLR به طور معناداری کمتر از گروه سالم بود که به معنی ضعیف بودن عملکرد افراد ACLR از دید خودشان است که همسو با پایین تر بودن معنادار نسبت نمره‌ی آزمون عملکردی پرش متقاطع است. این نسبت در افراد ACLR به طور میانگین ۷۵٪ بود که ۱۰٪ از حداقل نسبت لازم گزارش شده (۵، ۲۳) برای بازگشت به ورزش پایین‌تر است.

باید به این نکته نیز توجه کرد که تفاوت‌های دیده شده در این مطالعه، قبلا در افراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL deficient) که تحت عمل جراحی قرار نگرفته‌اند، گزارش شده است. (۱۱) با توجه به ثبات مکانیکی پس از عمل جراحی، تداوم افزایش فعالیت جبرانی همسترینگ که باعث مصرف انرژی بیشتر و افزایش نیروهای فشارنده به مفصل زانو می‌شود، ضروری به نظر نمی‌رسد.

نتیجه‌گیری: طبق نتایج این مطالعه حتی ۶ ماه پس از عمل جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی و کامل کردن برنامه‌ی توانبخشی معمول نیز همچنان عملکرد عضلانی متفاوت با افراد سالم و مشابه افراد با پارگی رباط و سطح عملکرد نیز پایین‌تر از افراد سالم است. لذا ضروری است که با طراحی و بکارگیری برنامه‌های درمانی فیزیوتراپی خاص جهت حل این مشکلات اقدام شود.

قدردانی

این تحقیق با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است و مقاله‌ی حاضر حاصل بخشی از پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد تحت عنوان "بررسی اثر اغتشاش درمانی تعدیل یافته بر فعالیت عضلانی اندام تحتانی حین فرود پس از عمل جراحی بازسازی رباط متقاطع قدامی" با کد اخلاق ۹۳/د/۱۰۵/۵۶۴۷ می‌باشد.

REFERENCES

1. Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. The Knee 2006;13(3):184-8.
2. Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. Clinical Journal of Sport Medicine 2012;22(2):116.
3. Marx RG, Jones EC, Angel M, Wickiewicz TL, Warren RF. Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopaedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery 2003;19(7):762-70.
4. Hartigan E, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training prior to ACL reconstruction improves gait asymmetries in non-copers. J Orthop Res2009;27(6):724-9.
5. Gokeler A, Hof A, Arnold M, Dijkstra P, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports 2009;20(1):e12-e9.
6. Madhavan S, Shields RK. Neuromuscular responses in individuals with anterior cruciate ligament repair. Clinical Neurophysiology 2011;122(5):997-1004.
7. de Jong SN, van Caspel DR, van Haeff MJ, Saris DlB. Functional assessment and muscle strength before and after reconstruction of chronic anterior cruciate ligament lesions. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery 2007;23(1):21. e1-. e11.
8. Keays S, Bullock-Saxton J, Keays A, Newcombe P. Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendonosus and gracilis. The Knee 2001;8(3):229-34.
9. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan T, 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.
10. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. Journal of Athletic Training 2002;37(1):71.
11. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, Fu FH .Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. Journal of Athletic Training1999;34(2):121.
12. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, 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, Arthroscopy2009;17(7):705-29.
13. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clinical Biomechanics2006;21(3):297-305.
14. Berg WP, Strang AJ. The role of electromyography (EMG) in the study of anticipatory postural adjustments applications of EMG in clinical and sports medicine: INTECH Open Access 2012; 54-7.
15. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: Wiley. com; 2009.
16. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. The American Journal of Sports Medicine1991;19(5):513-8.
17. 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.
18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau Gn. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology2000;10(5):361-74.
19. Konrad P. The abc of emg .A practical introduction to kinesiological electromyography2005;1.
20. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am1990;72(6):871-7.
21. Alkjær T, Simonsen EB, Magnusson SP, Dyhre-Poulsen P, Aagaard P. Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension. The Knee 2012;19(5):633-9.
22. Yanagawa T, Shelburne K, Serpas F, Pandy M. Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. Clinical Biomechanics 2002;17(9):705-12.
23. Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2000:8(5):262-9.

Research Article

A comparison of lower extremity muscles activity among healthy subjects and individuals after ACL reconstruction during drop landing

Kocheily Y[1], Jamshidi AA[2*], Sanjari MA[3], Maroufi N[2], Bagheri H[4], Sedigh A[1], Jamshidian P[1]

1-Physical Therapy M.S Student, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2-Associate Professor, Physical Therapy Department, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3-Assisstant Professor, Rehabilitation Research Center, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4-Professor, Physical Therapy Department, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: ACL injury is one of the most common sport injuries which undergo reconstructive surgery. Electromyography or recording of muscles' electrical activity is a suitable means to assess changes in motor control system output. The goal of this study is to compare the lower limb muscles EMG activity during drop landing in individuals after ACL reconstruction and healthy subjects.

Materials and Methods: Eleven men who had undergone ACL reconstruction 6 to 24 months ago (Age 29±6 years old) and 11 healthy men (Age 28±2 years old) participated in the study. Amount of electrical activity for tibialis anterior, vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus and biceps femoris muscles was recorded using surface electrodes during drop landing and calculated for two time intervals. The amount of activity was measured in -150 to +50 and +50 to +180 intervals in relation to the landing moment. Subjective IKDC questionnaire and cross-over hop functional test were used to determine the subjective and objective functional level. Independent t test was used to determine between-group statistical differences.

Results: Feed forward activity of semitendinosus (P=.041) and biceps femoris (P=.008) muscles were significantly higher in ACLR group and feedback activity of vastus medialis (P=.03) muscles was significantly lower in ACLR group. Healthy individuals showed higher score on both the functional test and IKDC questionnaire. (P<.0005)

Conclusion: Individuals who had undergone reconstructive surgery of ACL showed different muscular activity compared to healthy subjects and closer to ACL deficient individuals 6 months after surgery and routine rehabilitation.

Keywords: Anterior cruciate ligament reconstruction, Electromyography, Neuromuscular control

***Corresponding Author:** Dr. Ali Ashraf Jamshidi, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences

Email: jamshidi.a@iums.ac.ir

This research was supported by Iran University of Medical Sciences (IUMS)