

(مقاله پژوهشی)

## تأثیر پروتکل تعدیل شده درمان اغتشاشی بر الگوی فعالیت عضلانی و عملکرد بیماران مبتلا به پارگی لیگامان متقاطع قدامی

مهدی ناصرپور<sup>۱\*</sup>، علی اشرف جمشیدی<sup>۲</sup>، علی امیری<sup>۳</sup>، محمدرضا کیهانی<sup>۳</sup>

### چکیده

**زمینه و هدف:** پارگی لیگامان متقاطع قدامی (ACL) از عمده آسیب‌های مفصل زانو است. کنترل عصبی-عضلانی فاکتور حیاتی در ثبات دینامیکی مفصل زانوی بیماران دارای پارگی لیگامان متقاطع قدامی (ACL)، می‌باشد. آموزش عصبی-عضلانی (به‌ویژه اغتشاش درمانی) در تمرین درمانی و توانبخشی آسیب ACL افزایش یافته است. هدف از این تحقیق بررسی تأثیر پروتکل تعدیل‌شده اغتشاش درمانی بر سیستم کنترل عصبی-عضلانی و بهبود عملکرد بیماران ACL می‌باشد.

**روش بررسی:** ۱۰ ورزشکار حرفه‌ای مرد، با میانگین گذشت  $3/19 \pm 6/7$  ماه از پارگی یک‌طرفه ACL شرکت داده شدند. اطلاعات الکترومایوگرافی سطحی (EMG) از عضلات رکتوس فموریس، واستوس مدیالیس، مدیال گاستروکنمیوس، لترال همسترینگ و گلتنوس ماگزیموس، طی انجام پرش متقاطع، جمع‌آوری شد. الگوی فعالیت عضلات قبل و بعد از ۱۰ جلسه اغتشاش درمانی مقایسه شد. نتیجه درمان از نمرات پرسش‌نامه‌ها و آزمون‌های عملکردی مشخص شد.

**یافته‌ها:** نمرات پرسش‌نامه IKDC و آزمون‌های عملکردی بهبود معناداری داشتند ( $P < 0/05$ ). الگوی فعالیت عضلات تعدیل گردید. عضله رکتوس فموریس در هر دو اندام درگیر و غیردرگیر، از یک سو شروع فعالیت زود هنگام‌تر و از سوی دیگر زمان به قله رسیدن دیرتر و در مجموع فاصله زمانی وارد عمل شدن تا رسیدن به قله فعالیت طولانی‌تری را نشان داد ( $P < 0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** اغتشاش درمانی تأثیر مرکزی بر سیستم کنترل عصبی-عضلانی داشته و با تغییر در کنترل فیدفوروارد (feedforward) این سیستم، سبب تعدیل آن در بیماران ACL می‌شود. فعالیت عضله رکتوس فموریس، نه تنها به زیان ACL نیست، بلکه نقش حمایتی دارد. فعالیت بهینه این عضله در پیش‌گیری و توانبخشی آسیب ACL مهم می‌باشد.

م ع پ ۱۳۹۰؛ ۱۰(۶): ۶۱۵-۶۲۷

**کلید واژگان:** پارگی لیگامان متقاطع قدامی، الکترومایوگرافی، الگوی فعالیت عضلانی، اغتشاش درمانی، کنترل عصبی-عضلانی.

۱- مربی گروه آموزشی فیزیوتراپی.  
۲- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی.  
۳- مربی کارشناس آمار و اطلاع‌رسانی.

۱- گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.  
۲- گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.  
۳- گروه آمار و اطلاع‌رسانی، مرکز تحقیقات، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

\* نویسنده مسئول:

مهدی ناصرپور؛ گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۱۱۱۶۲۰۹

Email: m\_naserpour@yahoo.com

## مقدمه

کنترل کننده عصبی-عضلانی است (۱، ۱۰، ۱۱). علت کاهش سطح عملکرد بیماران دارای پارگی این لیگامان را نیز اختلال در کارایی این سیستم می‌دانند (۱۲، ۱۳) و امروزه رویکردهای درمانی به سمت آموزش‌های عصبی-عضلانی حرکت کرده است. یکی از مطرح‌ترین این درمان‌ها، اغتشاش درمانی است (۱۴-۱۷). عملکرد سیستم عصبی-عضلانی در این بیماران با روش‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است (۱۸، ۱۹). اما به نظر می‌رسد، بررسی چگونگی فعالیت عضلات، اطلاعات دقیق‌تر و جامع‌تری را در این زمینه به ما بدهد. چرا که از یک طرف، همان‌گونه که ذکر شد مسئولیت عمده حفظ ثبات مفصلی بر عهده عضلات (به‌ویژه عضلات رکتوس فموریس (Rectus femoris)، واستوس مدیالیس (Vastus medialis)، مدیال گاستروکمیوس (Medial head of gastrocnemius)، لترال همسترینگ (lateral hamstring) و گلتئوس ماگزیموس (Gluteus maximus) بوده و بعد از آسیب ACL نیز هماهنگی و تنظیم آنها دست‌خوش تغییرات می‌شود و از طرف دیگر خود عضلات، یکی از سه زیر مجموعه اصلی سیستم کنترل عصبی-عضلانی هستند (۱). طرح تحقیقی حاضر بر اساس دو هدف طراحی شد: هدف اول؛ ارزیابی عملکرد سیستم کنترل عصبی - عضلانی و مکانیسم اثر اغتشاش درمانی بر این سیستم، از طریق بررسی زمان‌بندی فعالیت عضلات ذکر شده و هدف دوم؛ بهبود هرچه بیشتر روش اغتشاش درمانی ارائه‌شده در تحقیقات پیشین.

## روش بررسی

این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی بود که در آن ۱۰ ورزشکار حرفه‌ای مرد (۶ فوتبالیست و ۳ رزمی‌کار و یک کشتی‌گیر) با میانگین سنی ۵/۵۵ ± ۲۶ سال، میانگین وزن

مفصل زانو از یک طرف به‌طور دائم در مواجهه و مقابله با نیروهای شدید و آسیب‌رسان بوده و از طرف دیگر ساختار مفصلی آن به گونه‌ای است که در مجموع، ثبات ساختاری کمی را برای مفصل به همراه دارد (۱). یکی از شایع‌ترین آسیب‌های مفصل زانو، پارگی لیگامان متقاطع قدامی Anterior Cruciate Ligament (ACL) است و دیده شده است که سطح عملکردی، چه در افراد دارای پارگی ACL (افرادی که دچار پارگی لیگامان ACL شده‌اند و هیچ‌گونه مداخله درمانی تهاجمی (بازسازی و ترمیم) برای آنها صورت نگرفته است) و چه در افرادی که ACL بازسازی شده دارند، تا حدود زیادی کاهش پیدا کرده و در تأمین ثبات مفصل زانو دچار اختلال می‌شوند (۲، ۳). نکته جالب در این است که عمده کاهش سطح عملکردی افراد دارای پارگی ACL را نه تنها به علت عدم وجود نقش مکانیکی ACL در تأمین ثبات مفصل نمی‌دانند (چرا که بازسازی ACL نیز به خودی خود سبب بالاتر رفتن ثبات مفصلی در طی فعالیت‌های عملکردی و ورزشی نمی‌شود)، بلکه به علت از دست رفتن نقش حسی آن در این امر دانسته‌اند (۱). چرا که مطالعه‌ها نشان‌دهنده این قضیه است که ACL به عنوان یک ارگان حسی و یک گیرنده مکانیکی، نقش مهمی را در تأمین ثبات مفصلی، از طریق تنظیم و هماهنگی عضلات، که مهمترین عناصر در تأمین ثبات دینامیک زانو می‌باشند، ایفا می‌کند (۴-۶). مطالعات و تحقیقات گذشته نشان‌دهنده نقش حیاتی عضله‌ها در تأمین ثبات مفاصل می‌باشد، که این امر برای مفصل زانو از اهمیت دو چندان برخوردار است. در نتیجه حضور هرچه مؤثرتر عضله‌ها در تأمین ثبات زانو و به‌ویژه ثبات دینامیکی زانو طی فعالیت‌های عملکردی و روزمره، امری ضروری است (۱، ۷-۹). هماهنگی و موفقیت عضلات در تأمین چنین ثباتی، مدیون کارایی مطلوب در سیستم

چنین درمانی قرار می‌گرفت)، وجود آسیب ماندگار در اندام تحتانی (مانند شکستگی، تغییرات دژنراتیو در مفصل زانو، میچ پای بی‌ثبات) ضایعه عصبی اندام تحتانی، اختلالات آناتومیکی بارز و دارا بودن سابقه بیماری‌های خاص، بود. سپس، از بیماران شرکت‌کننده در تحقیق رضایت‌نامه کتبی در خصوص انجام آزمایشات، اخذ شد. به منظور ارزیابی سطح عملکردی بیماران، در ابتدا دو پرسش‌نامه Subjective IKDC و Lysholm توسط خود بیمار تکمیل می‌شد. در قدم بعدی آزمون‌های عملکردی دوییدن رفت و برگشت (Shuttle Run)، آزمون تک پرش (Single Hop) و سه پرش متقاطع (Cross Hop) از بیماران گرفته می‌شد. جهت آماده شدن برای انجام آزمون‌ها و گرم شدن بدن، بیماران به مدت ۵ دقیقه با دوچرخه ثابت (سرعت سی دور در دقیقه برای تمامی افراد) رکاب می‌زدند و سپس به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی، که از قبل چگونگی انجام آنها به بیمار آموزش داده شده بود و راهنمای آن در اختیار بیمار قرار داشت را انجام می‌دادند. برای انجام هر آزمون عملکردی، به بیمار فرصت داده می‌شد که سه بار و به صورت تدریجی و با شدت زیر حداکثر، آزمون را انجام دهد و سپس آزمون اصلی - در بالا توضیح داده شده است - از بیمار به عمل می‌آمد. هر آزمون دوبار اجرا می‌شد و بیشترین مقدار حاصل، به عنوان نمره آن آزمون در نظر گرفته می‌شد.

اطلاعات الکترومایوگرافی با فرکانس ۸۳۳ هرتز، به صورت سطحی، توسط دستگاه Electromyography Telemetric و الکترودهای چسبیده یکبار مصرف، طی انجام یک پرش متقاطع به عرض ۳۰ سانتی‌متر و به فاصله تعریف شده، ۴۰ و ۸۰ درصد میانگین دو پرش انجام شده در آزمون عملکردی سه پرش متقاطع، از عضلات رکتوس فموریس، واستوس مدیالیس، مدیال گاستروکنمیوس، لترال همسترینگ و گلنتوس ماگزیموس، در اندام درگیر و غیردرگیر بیماران جمع‌آوری شد. محل‌های مناسب برای

۷۴/۲±۷/۶۹ کیلوگرم، میانگین قدی ۱۸۰/۳±۶/۹۴ سانتی‌متر، میانگین شاخص توده بدنی ۲/۳۸±۲۲/۸۶ و میانگین ۳/۱۹±۶/۷ ماه گذشت از زمان پارگی ACL، در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، مورد بررسی قرار گرفتند. بیماران مبتلا به ضایعه ACL پس از مراجعه به پزشک ارتوپد، تحت معاینات بالینی قرار می‌گرفتند و اطلاعات حاصل از این معاینات که شامل نتایج آزمایش‌های پاراکلینیک (آرتروسکوپی یا ام.آر.آی)، رادیوگرافی و آزمون لاجمن (Lachman Test) زانو، به منظور تأکید بر وجود پارگی ACL و مشخص کردن ضایعات همراه با پارگی ACL و سایر آسیب‌دیدگی‌ها در اندام تحتانی و یا سایر بخش‌های بدن و همچنین، سابقه درمان‌های فیزیوتراپی بود، در فرم ارجاع پزشک وارد شده و بیماران جهت ورود به طرح ارجاع داده شدند و پس از معاینات بالینی آزمونگر - در ادامه آورده شده است - در صورت دارا بودن شرایط تحقیق، جهت ورود به طرح تأیید شدند. نمونه‌گیری از بین بیماران در دسترس صورت پذیرفت و روش نمونه‌گیری غیر احتمالی قضاوتی بود. شرایط ورود به طرح، حرفه‌ای بودن ورزشکار با دامنه سنی ۱۸-۳۵ سال، شاخص توده بدنی (Body Mass Index) کمتر از ۲۵، گذشت حداقل ۲ ماه از آسیب، داشتن حداقل درجه ۴ از قدرت عضلات اندام درگیر و دامنه حرکتی کامل مفاصل در این اندام، عدم وجود ادم و درد در زانو، با توانایی اتخاذ وضعیت متعادل در ایستادن یک طرفه بر روی اندام درگیر، پریدن روی اندام درگیر (قابلیت پریدن روی اندام و توانایی حفظ تعادل بعد از فرود، بدون ایجاد درد و آزرده‌گی برای بیمار) و توانایی دوییدن بود. شرایط خروج نمونه نیز، وجود ضایعه منیسک همراه با قفل شدن زانو، پارگی درجه ۲ و ۳ لیگامان جانبی داخلی، دریافت درمان فیزیوتراپی مشابه تمرینات اغتشاشی در گذشته (بیمار می‌بایست برای اولین بار تحت

قرار می‌گرفت. علاوه بر آن، فاصله زمان فعال شدن تا رسیدن به قله فعالیت نیز محاسبه گردید.

بعد از این مرحله، بیماران در ۱۰ جلسه اغتشاش درمانی (درمان به صورت پیوسته، طی ۱۰ روز و در ساعت ثابت انجام شد) بر روی اندام درگیر، با استفاده از تخته تعادل یک جهته (Rocker board) تخته چرخ‌دار (Roller board) و تخته تعادل چند جهته (Wobble board) شرکت کردند. روند کلی درمان، مطابق با پروتکل ارائه شده توسط Fitzgerald بود (۱۵)، که تعدیل‌های زیر در آن اعمال شده بود: ۱- قرارگیری بیمار با پای برهنه بر روی تخته، ۲- اعمال اغتشاش از سطح تخته به جای تنه، ۳- اضافه کردن تمرینات با چشم بسته، ۴- اضافه کردن حرکات خاص ورزشی بدون توپ، ۵- اضافه کردن فوم بر روی سطح تخته (۲۶)، و ۶- اضافه کردن تخته تعادل چند جهته در ۲ جلسه آخر درمان. بیماران قبل از هر جلسه درمانی مطابق روش توضیح داده شده، بدن خود را گرم کرده و برای درمان آماده می‌شدند. در کل، هر جلسه از درمان به‌طور میانگین ۱۲۰ دقیقه به‌طول می‌انجامید.

بعد از انجام درمان و کسب معیارهای لازم جهت خروج از درمان، تمامی آزمون‌ها و ارزیابی‌های ذکر شده قبل از درمان، به‌منظور بررسی تأثیر درمان و تغییرات ایجاد شده، در اندام درگیر و غیر درگیر عیناً تکرار شد. در پایان از برنامه نرم‌افزاری SPSS نسخه ۱۵ برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده گردید. علاوه بر آمار توصیفی، برای مقایسه نتایج آزمون‌های عملکردی، پرسش‌نامه‌ها و شاخص‌های زمانی فعالیت عضلات، شامل: "زمان شروع فعالیت"، "زمان به قله رسیدن فعالیت عضلانی" و "فاصله زمانی شروع فعالیت تا رسیدن به قله"، قبل و بعد از درمان، در اندام درگیر و غیر درگیر از آزمون «تی زوج» و به‌منظور بررسی رابطه بین متغیرهای موجود از آزمون

الکتروود گذاری مطابق با منابع و بر روی حجیم‌ترین قسمت عضله و در فاصله بین محل ورود عصب به عضله با محل عضله-تاندون تحتانی، به‌صورت ثابت برای همه بیماران تعیین شده بود (۲۰-۲۴). یک شتاب‌سنج که از لحاظ زمانی با اطلاعات الکترومایوگرافی هم‌زمان بود بر بالای پاشنه کفش بیماران، به منظور تعیین لحظه دقیق فرود، نصب می‌شد (۲۵). به دلیل حجم وسیع مطالب حذف شده است و مشخصات دقیق آن در گزارش کامل تحقیق محفوظ می‌باشد.

اطلاعات ثبت شده، توسط نسخه ۵ نرم‌افزار MYO DAT ساخت شرکت MIE CO,UK (شرکت سازنده دستگاه) پردازش شد. بعد از تأیید سلامت سیگنال‌های ثبت شده از طریق بررسی طیف فرکانس آنها (به‌منظور بررسی عدم وجود سیگنال‌های ناخواسته ناشی از حرکت و برق شهر) مطابق استانداردهای موجود در منابع (۲۲)، لحظه دقیق فرود آمدن، به صورت چشمی از روی سیگنال شتاب‌سنج (برحسب هزارم ثانیه) خوانده می‌شد. سپس کلیه اطلاعات از فیلتر پایین‌گذر مرتبه دوم با فرکانس ۲۵ هرتز گذرانده شده و تبدیل به سیگنال الکترومایوگرافی فراگرفته (Enveloped) شدند (سیگنال‌ها به این طریق یکسو و هموار می‌شدند) و از این به بعد کلیه پردازش‌ها، به‌منظور پیدا کردن زمان به قله رسیدن و زمان شروع فعالیت عضلات بر روی این نوع سیگنال‌ها صورت گرفت. زمان رسیدن به قله فعالیت عضلات (بر حسب هزارم ثانیه) و میزان آن (برحسب میکرو ولت) توسط نرم‌افزار و کاملاً خودکار، مشخص می‌شد و سپس ۲۵ درصد میزان قله فعالیت هر عضله، به‌عنوان معیاری جهت پیدا کردن زمان شروع فعالیت، مشخص می‌شد (۲۲). زمان‌های به‌دست آمده به این روش، از زمان فرود به‌دست آمده از سیگنال شتاب‌سنج کم می‌شد و به این ترتیب چگونگی فعالیت عضلات در لحظه فرود مورد بررسی

«همبستگی» بین متغیرها استفاده شد. در تمامی محاسبات آماری سطح معناداری ۹۵ درصد در نظر گرفته شده بود.

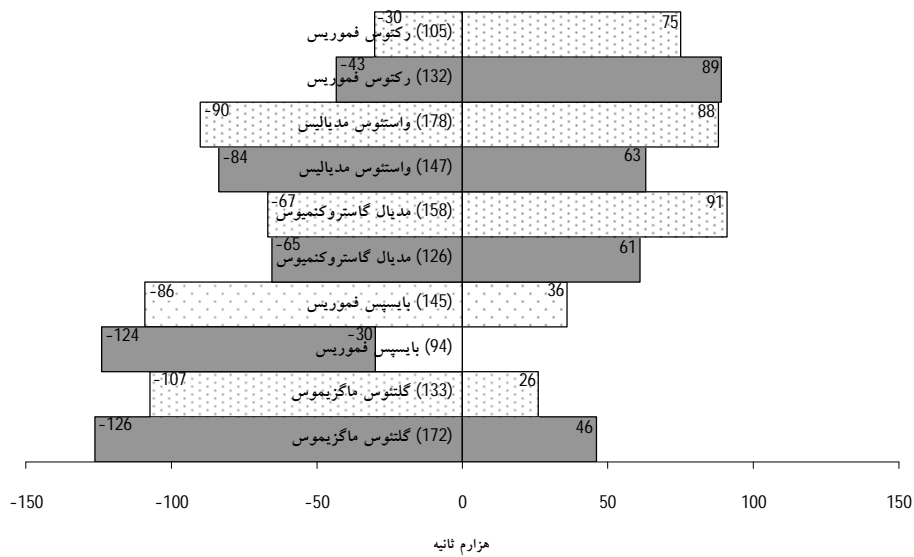
### یافته‌ها

نمره پرسش‌نامه IKDC، نمره آزمون عملکردی تک پرش در اندام درگیر، نمره آزمون عملکردی سه پرش متقاطع در اندام غیر درگیر، نمره آزمون عملکردی سه پرش متقاطع در اندام درگیر، و همچنین نسبت نمره آزمون عملکردی تک پرش اندام درگیر به نمره همین آزمون در اندام غیر درگیر و نسبت نمره آزمون عملکردی سه پرش متقاطع اندام درگیر به نمره همین آزمون در اندام غیر درگیر، بعد از درمان کاملاً معناداری را نشان داد ( $P=0/000$ ). زمان انجام آزمون عملکردی دویدن رفت و برگشت، بعد از درمان، کاهش معناداری را نشان داد ( $P=0/01$ ). شاخص‌های زمانی فعالیت عضلات، هم در اندام درگیر و هم در اندام غیر درگیر، بعد از درمان، تغییرات مشابه و همسویی را دنبال کردند. در هر دو پرش ۴۰ درصد و ۸۰ درصد، عضلات واستئوس مدیالیس و مدیال گاستروکنمیوس، در هر دو اندام، به دنبال درمان از یک طرف دیرتر فعال شدند و از طرف دیگر زودتر به قله فعالیت خود (به‌جز زمان به قله رسیدن و استئوس مدیالیس در پرش ۸۰ درصدی اندام درگیر) رسیدند. عضله بایسپس فموریس نیز مسیر یکسانی را در هر دو اندام طی کرد و این عضله از یک سو، زودتر فعال شد و از سوی دیگر زودتر به قله فعالیت خود رسید. عضله رکتوس فموریس و گلتئوس ماگزیموس در هر دو اندام (به‌جز پرش ۴۰ درصدی اندام درگیر) بعد از درمان، از یک طرف شروع فعالیت زود هنگام‌تری نسبت به لحظه فرود داشتند و از طرف دیگر در زمان دیرتری به قله فعالیت خود رسیدند. فاصله زمان فعال شدن تا رسیدن به قله فعالیت در این دو عضله بر خلاف سه عضله دیگر، به دنبال درمان افزایش پیدا کرد (نمودار ۱ و ۲).

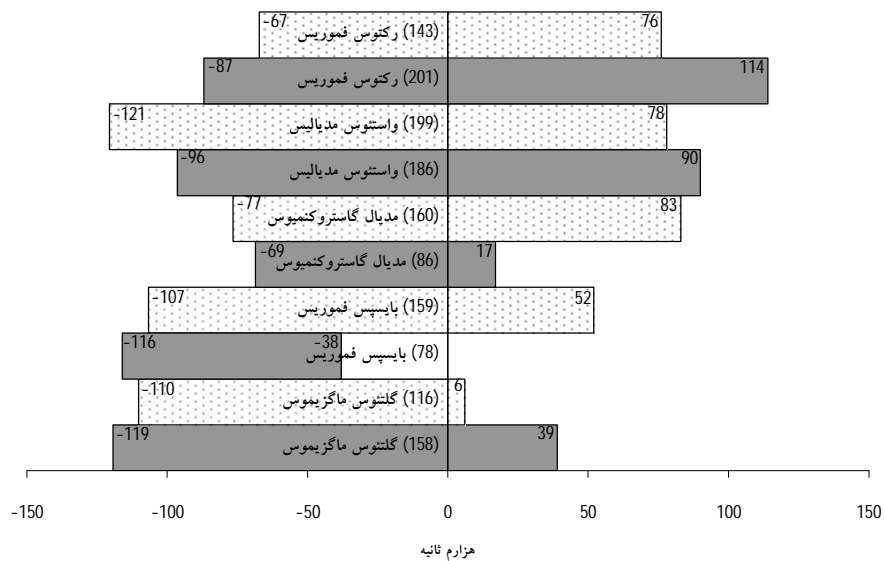
ترتیب وارد عمل شدن عضلات طی پرش ۴۰ درصد، در اندام غیر درگیر، بعد از درمان، بدون تغییر ماند. این در حالی است که این ترتیب در اندام درگیر، ابتدا مشابه با توالی دیده شده در اندام غیر درگیر بود، اما بعد از درمان دست‌خوش یک جابه‌جایی شد و عضله رکتوس فموریس که قبل از درمان به‌عنوان آخرین عضله وارد عمل می‌شد، بعد از درمان با یک پله جابه‌جایی، قبل از عضله مدیال گاستروکنمیوس شروع به فعالیت نمود. در پرش ۸۰ درصدی اندام غیر درگیر، در ابتدا توالی فعال شدن عضلات با پرش ۴۰ درصدی همین اندام متفاوت بود، ولی بعد از درمان، این اندام توانست به همان توالی ۴۰ درصدی دست یابد. در پرش ۸۰ درصدی اندام درگیر، ترتیب فعال شدن عضلات هم با پرش ۴۰ درصدی خود اندام و هم با پرش ۸۰ درصدی اندام غیر درگیر متفاوت بود، اما بعد از درمان، این اندام نیز توالی همچون توالی دیده شده در پرش ۴۰ درصدی خود اندام و باز هم با جابه‌جایی رکتوس فموریس نسبت به توالی دیده شده در پرش ۸۰ درصدی اندام غیر درگیر، به‌دست آورد (جدول ۱). توالی به قله رسیدن عضلات نیز تغییراتی مشابه و همسو با تغییرات دیده شده در توالی وارد عمل شدن عضلات داشت. زمان شروع فعالیت عضله رکتوس فموریس نسبت به لحظه فرود در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی بعد از درمان کاهش معناداری پیدا کرد ( $P=0/04$ ). زمان به قله رسیدن آن نیز نسبت به لحظه فرود در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی افزایش معناداری را نشان داد ( $P=0/01$ ). فاصله زمانی وارد عمل شدن تا زمان رسیدن به قله فعالیت عضله رکتوس فموریس در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی بعد از درمان با افزایش معناداری همراه بود ( $P=0/000$ ) و فاصله زمانی وارد عمل شدن تا زمان رسیدن به قله فعالیت این عضله در اندام غیر درگیر نیز در پرش ۸۰ درصدی بعد از درمان افزایش معناداری پیدا کرد ( $P=0/04$ ). همچنین از

گاستروکنمیوس در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی نسبت به اندام غیر درگیر بعد از درمان، تفاوت معناداری داشت ( $P=0/04$ ) (عضله زودتر به قله می‌رسید)، این در حالی است که قبل از درمان، در این دو اندام از این منظر تفاوت معناداری وجود نداشت ( $P=0/86$ ). در مجموع، در پرش ۸۰ درصدی، تغییرات بیشتر و بارزتری نسبت به پرش ۴۰ درصدی دیده شد. بین پرسش‌نامه‌های عملکردی و شاخص‌های زمانی فعالیت عضلات، همبستگی معناداری دیده نشد. تنها همبستگی معنادار و درخور توجه، همبستگی معنادار و بالای آزمون عملکردی دویدن رفت و برگشت با آزمون‌های عملکردی تک پرش ( $r= -0/86, P=0/00$ ) و سه پرش متقاطع ( $P=0/00$ )،  $r= -0/85$  در اندام درگیر و نسبت‌های حاصل از نمرات اندام درگیر به غیر درگیر در آزمون‌های عملکردی تک پرش ( $r= -0/82, P=0/00$ ) و سه پرش متقاطع ( $r= -0/84, P=0/00$ ) بود. با توجه به تعداد زیاد نتایج و لزوم مقایسه آنها با یکدیگر در صورت بیان مجزا و تیتروار نیاز است که هر یافته چندین بار تکرار شود که این امر سبب افزایش نامناسب حجم اطلاعات ارائه شده می‌شود.

مقایسه آزمون‌های عملکردی و شاخص‌های زمانی فعالیت عضلات میان دو اندام این نتایج به دست آمد: آزمون‌های عملکردی تک پرش در اندام درگیر نسبت به اندام غیر درگیر قبل از درمان کاهش معناداری نشان می‌داد ( $P=0/00$ ). اما مقایسه نمره این آزمون بعد از درمان تفاوتی بین دو اندام نشان نداد ( $P=0/07$ ). آزمون‌های عملکردی سه پرش متقاطع در اندام درگیر نسبت به اندام غیر درگیر، قبل از درمان کاهش معناداری نشان می‌داد ( $P=0/00$ )، اما مقایسه نمره این آزمون مابین دو اندام، بعد از درمان تفاوتی نداشت ( $P=0/07$ ). زمان وارد عمل شدن عضله رکتوس فموریس در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی نسبت به اندام غیر درگیر بعد از درمان، تفاوت معناداری داشت ( $P=0/02$ ) (عضله زودتر وارد عمل شد)، این درحالی است که قبل از درمان تفاوتی بین دو اندام از این منظر وجود نداشت ( $P=0/09$ ). فاصله زمانی وارد عمل شدن تا رسیدن به قله فعالیت عضله رکتوس فموریس در اندام درگیر در پرش ۸۰ درصدی نسبت به اندام غیر درگیر قبل از درمان تفاوت معناداری داشت. ( $P=0/04$ ) (فاصله زمانی طولانی‌تر بود). جالب این‌که سطح معناداری این تفاوت بعد از درمان بیشتر شد ( $P=0/00$ )، زمان به قله رسیدن عضله مدیال



نمودار ۱: شاخص‌های زمانی عضلات اندام غیر درگیر در ۸۰ درصدی. عدد سمت چپ میانگین زمان فعال شدن، عدد سمت راست میانگین زمان رسیدن به قله فعالیت و عدد میانی بیانگر فاصله زمان فعال شدن تا به قله رسیدن هر عضله می‌باشد. ردیف‌های روشن بیانگر این زمان‌ها قبل از درمان و ردیف‌های تیره بیانگر این زمان‌ها بعد از درمان، می‌باشند. خط عمودی در زمان صفر، بیانگر لحظه فرود می‌باشد.



نمودار ۲: شاخص‌های زمانی عضلات اندام درگیر در ۸۰ درصدی. عدد سمت چپ میانگین زمان فعال شدن، عدد سمت راست میانگین زمان رسیدن به قله فعالیت و عدد میانی بیانگر فاصله زمان فعال شدن تا به قله رسیدن هر عضله می‌باشد. ردیف‌های روشن بیانگر این زمان‌ها قبل از درمان و ردیف‌های تیره بیانگر این زمان‌ها بعد از درمان، می‌باشند. خط عمودی در زمان صفر، بیانگر لحظه فرود می‌باشد.

جدول ۱: توالی فعال شدن عضلات در پرش ۸۰ درصدی اندام غیر درگیر و درگیر. ترتیب فعال شدن از راست به چپ و میانگین زمان فعال شدن هر عضله در بالای آن، می باشد.

اندام غیر درگیر	-۱۰۹/۱	-۱۰۷/۴	-۹۰/۱	-۶۶/۹	-۳۰/۲
قبل از درمان	بایسپس فموریس	گلئتوس ماگزیموس	واستئوس مدیالیس	مدیال گاستروکنمیوس	رکتوس فموریس
اندام غیر درگیر	-۱۲۶/۳	-۱۲۳/۹	-۸۳/۶	-۶۵/۴	-۴۳/۳
بعد از درمان	گلئتوس ماگزیموس	بایسپس فموریس	واستئوس مدیالیس	مدیال گاستروکنمیوس	رکتوس فموریس
اندام درگیر قبل	-۱۲۰/۵	-۱۱۰/۲	-۱۰۶/۶	-۷۶/۵	-۶۷/۲
از درمان	واستئوس مدیالیس	گلئتوس ماگزیموس	بایسپس فموریس	مدیال گاستروکنمیوس	رکتوس فموریس
اندام درگیر بعد	-۱۱۹/۳	-۱۱۶/۲	-۹۶/۴	-۸۶/۹	-۶۸/۵
از درمان	گلئتوس ماگزیموس	بایسپس فموریس	واستئوس مدیالیس	رکتوس فموریس	مدیال گاستروکنمیوس

## بحث

با توجه به این که افزایش نمره پرسش نامه بیانگر بهبود تلقی بیمار از عملکرد خود (۲۷، ۲۸) و افزایش نمره آزمون عملکردی تک پرش و سه پرش متقاطع و کاهش زمان انجام آزمون دوییدن رفت و برگشت، نشان دهنده عملکرد بهتر است (۱۵، ۱۷، ۲۹-۳۱) و با توجه به سطح معناداری بالایی که در تمامی این آزمون ها دیده شد، احتمالاً می توان بر بهبود عملکردی بیماران شرکت کننده در این تحقیق و پیشرفت آن ها به سطح عملکردی بالاتر، به دنبال روش درمانی ارائه شده، نتیجه گرفت. علاوه بر آن وجود سطح معناداری بسیار (چون در مقایسه با تحقیقات مشابه آورده شده است) بالا در این متغیرها در مقایسه با تحقیقات مشابه گذشته (۱۵، ۱۶) احتمالاً می تواند گواهی بر مفید واقع شدن تعدیل های صورت گرفته در روش درمانی حاضر نسبت به پروتکل های پیشین باشد. همچنین از آن جا که هیچ گونه مداخله درمانی بر اندام غیر درگیر اعمال نشد، وجود تغییرات دیده شده در این اندام و همسو بودن آن با تغییرات اندام درگیر، چه در آزمون های عملکردی و چه در شاخص های زمانی فعالیت عضلات، از یکسو نشان دهنده مرکزی بودن مشکل بیماران دارای پارگی لیگامان متقاطع قدامی است و از سوی دیگر

با توجه به بهبود دیده شده در آزمون های عملکردی این اندام، تأثیر مرکزی روش درمانی ارائه شده را نشان می دهد (۳۲، ۳۳). تغییرات دیده شده در عضلات مدیال گاستروکنمیوس و واستئوس مدیالیس با تحقیقات گذشته که شروع فعالیت زود هنگام و طولانی بودن فاصله زمانی وارد عمل شدن تا زمان رسیدن به قله فعالیت در این عضلات را یک اتفاق نامطلوب و یک مکانیسم جبرانی بی کفایت، معرفی می کنند همخوانی دارد (۱۰، ۳۲، ۳۴). مشاهده شد که درمان حاضر توانست سبب دیرتر فعال شدن این عضلات از یک سو و کوتاه شدن بازه زمانی فعال شدن تا رسیدن به قله فعالیت از سوی دیگر شود. در عضله بایسپس فموریس نیز تغییرات دیده شده با فاکتورهای رفتاری که در تحقیقات گذشته به عنوان یک استراتژی موفق برای این عضله از آن یاد کرده اند (۲، ۱۰)، همخوانی داشته و این عضله از یکسو زودتر شروع به فعالیت نمود و از سوی دیگر زودتر به قله فعالیت خود رسید. جالب آن که زمان به قله رسیدن این عضله در اندام غیر درگیر قبل از لحظه فرود بود و بعد از درمان این زمان باز هم جلوتر رفت و عضله خیلی زودتر به قله فعالیت خود رسید، در حالی که در اندام درگیر این عضله در ابتدا



عملکرد در این بیماران شود. با توجه به یافته‌های تحقیقات گذشته، این برنامه‌ریزی مجدد می‌تواند بیماران را به سمت غلبه بر بی‌ثباتی ایجاد شده (Coping) در نتیجه فقدان لیگامان متقاطع قدامی، سوق دهد. علاوه بر آن، با در نظر گرفتن این موضوع که درمان ارائه شده توانست در بازه زمانی که فعالیت عضلات در این بازه ناشی از پیش‌آمدگی آن‌ها و در نتیجه عملکرد سیستم کنترل عصبی-عضلانی مطابق مدل فید فوروارد (Feedforward) است (۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از لحظه فرود تا ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از آن) سبب تغییر در زمان‌بندی عضلات شود. می‌توان با استناد بیان نمود که مکانیسم اثر اغتشاش درمانی در راستای بهبود عملکرد، از طریق تنظیم و تعدیل سیستم کنترل‌کننده عصبی-عضلانی و به‌ویژه مدل فیدفوروارد در این سیستم می‌باشد (۴۲-۴۴). لازم به ذکر است که اگرچه به‌طور کلی اغتشاش درمانی بر پایه اصول فید فوروارد طراحی شده است و فرض بر مکانیسم اثر آن بر سیستم فید فوروارد گذاشته شده بود (۱۵، ۳۰)، اما قبلاً چنین تغییرات زمانی و تغییرات در برنامه‌ریزی فعالیت عضلات که دلیل روشن‌تری بر اثبات این ادعا باشد، گزارش نشده بود.

با توجه به تغییرات معنادار دیده شده در رفتار عضله رکتوس فموریس و افزایش حضور این عضله در تأمین ثبات مفصل زانو در هر دو اندام، همزمان با بهبود عملکرد ایجاد شده، به نظر می‌رسد برخلاف اغلب گزارشات پیشین که کم شدن شرکت این عضله در تأمین ثبات مفصلی را (با این توجیه که فعالیت این عضله باعث افزایش جابه‌جایی قدامی تیبیا بر روی فمور و در نتیجه بیشتر شدن خطر آسیب لیگامان متقاطع قدامی می‌شود) یک اتفاق خوشایند معرفی می‌کردند (۱۳، ۴۰، ۴۵، ۴۶)، یافته‌های این تحقیق با معدود یافته‌های گزارش شده در تحقیقات گذشته که حضور هرچه بیشتر این عضله را یک عامل بازدارنده از آسیب لیگامان متقاطع قدامی معرفی

بعد از لحظه فرود به قله فعالیت خود می‌رسید، اما بعد از درمان رفتار آن مشابه رفتار اندام غیر درگیر شد و قبل از لحظه فرود به قله فعالیت خود رسید و در مجموع به دنبال درمان، مدت زمان وارد عمل شدن تا به قله رسیدن برای این عضله نیز کاهش یافت.

با توجه به این‌که هر دو عضله رکتوس فموریس و گلئتوس ماگزیموس اثر اکستانسوری بر مفاصل هدف خود دارند و در هر دو اندام این عضلات بعد از درمان، از یک طرف شروع فعالیت زود هنگام‌تری نسبت به لحظه فرود داشتند و از طرف دیگر در زمان دیرتری به قله فعالیت خود رسیدند و این‌که فاصله زمان فعال شدن تا رسیدن به قله فعالیت در این دو عضله بر خلاف سه عضله دیگر، به دنبال درمان افزایش یافت، نشان‌دهنده این امر می‌باشد که کنترل دیرتر حرکت در مفاصل زانو و ران توسط این دو عضله با بهبود عملکرد و ثبات فرد سازگاری دارد (۱۰). این امر با یافته‌های گذشته که افزایش فلکسیون زانو و به تبع آن فلکسیون ران (۳۵) را به‌هنگام فرود آمدن، یک استراتژی موفق در تأمین ثبات زانو و جذب نیروهای آسیب‌رسان معرفی می‌کنند، سازگار است (۱۰، ۱۸، ۳۱، ۳۶-۴۰). از طرفی، کاهش بازه زمانی فعالیت عضله مدیال گاستروکنمیوس و در مقابل آن افزایش این زمان برای گلئتوس ماگزیموس را می‌توان نشانه‌ای از کاهش وابستگی بیماران به استراتژی مچ پا و استفاده بیشتر از استراتژی مفصل ران دانست. این اتفاقی است که تحقیقات گذشته نیز ارتباط مستقیم آن را با بهبود عملکرد این بیماران گزارش کرده‌اند (۱۹، ۴۱).

### نتیجه‌گیری

با توجه به تغییرات مشاهده شده در چگونگی فعالیت عضلات، می‌توان نتیجه گرفت که درمان اغتشاشی ارائه شده، توانسته است سبب برنامه‌ریزی مجدد (Reprogramming) بهتر و موفق‌تری در راستای بهبود

تصمیم‌گیری‌های بالینی و تعیین سطح عملکردی این دسته از بیماران ضروری است. این نتیجه منطبق بر نتایج تحقیقات پیشین نیز هست (۵۱). همچنین وجود همبستگی بالا بین آزمون دویدن رفت و برگشت با دو آزمون عملکردی دیگر و نسبت‌های به‌دست آمده از آنها (که به- عنوان شاخصی جهت تعیین سطح عملکرد اندام درگیر می‌باشند (۲۹) از یک طرف، و مزیت آزمون دویدن رفت و برگشت که وابسته به هر دو اندام بوده و توانایی ارزیابی عملکرد کلی فرد را دارا می‌باشد، از طرف دیگر، این آزمون یک آزمون مفید در ارزیابی عملکرد این دسته از بیماران می‌باشد. بیشتر این آزمون تنها در درمان این بیماران استفاده شده بود و نه با هدف ارزیابی عملکرد آنها (۱۶).

#### قدردانی

از راهنمایی‌های علمی اساتید ارجمند آقایان، دکتر محمدجعفر شاطرزاده، دکتر شاهین گوهرپی، دکتر رضا صالحی، دکتر جواد صراف‌زاده، دکتر حسن جعفری، همکاری صمیمانه آقای دکتر محمدعلی سنجرى و سرکار خانم سعیده سیدمحسنی در آزمایشگاه بیومکانیک و حمایت‌های عملی همکاران ارجمند آقایان حسن میرزایی، امین پناهی، مجید شرفی، خانم لیلا عباسی و خانم دکتر پوپک معتمد وزیرى سپاس‌گزاری می‌شود.

کرده و آن را همکار و پروتاگونیست (Protagonist) این لیگامان می‌دانند، همخوانی داشته (۴۷-۵۰) و عملکرد بهینه این عضله را یک فاکتور مهم در بهبود عملکرد بیماران دارای پارگی ACL بیان می‌دارد. Bodor علت اختلاف نظر موجود را گمراهی و سوگیری تحقیقات پیشین در نتایج به‌دست آمده در شرایط زنجیره باز حرکتی و تعمیم آن به زنجیره بسته حرکتی می‌داند و بیان می‌دارد که اگرچه در زنجیره باز حرکتی عضله کوادریسپس و به‌ویژه رکتوس فموریس آنتاگونیست ACL می‌باشد و سبب جابه‌جایی قدامی تیبیا بر روی فمور و اعمال کشش بر ACL می‌شود، اما در زنجیره بسته حرکتی با اعمال جابه‌جایی قدامی فمور بر روی تیبیا که به مثابه جابه‌جایی خلفی تیبیا بر روی فمور می‌باشد، عملکردی مطلوب برای ACL داشته، سبب تأمین ثبات مفصلی می‌شود و با توجه به این‌که بیشتر فعالیت‌های عملکردی اندام تحتانی در زنجیره بسته می‌باشند، این عضله را پروتاگونیست ACL می‌داند. با توجه به این مطالب تمرینات زنجیره بسته رکتوس فموریس نیز می‌تواند بر بهبود عملکرد بیماران دارای پارگی لیگامان متقاطع قدامی تأثیر به‌سزایی داشته باشد (۴۷).

عدم وجود همبستگی آماری بین متغیرهای پرسش‌نامه، آزمون‌های عملکردی و شاخص‌های زمانی فعالیت عضلات، بیان می‌دارد که نه تنها نمی‌توان از یک نوع ارزیابی به‌عنوان جایگزینی برای سایر ارزیابی‌ها بهره برد، بلکه مجموعه این ارزیابی‌ها در کنار هم و به‌منظور

#### منابع

- 1-Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001; 31: 546-66.
- 2-Houck JR, Wilding GE, Gupta R, De Haven KE, Maloney M. Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL deficiency during an unanticipated walking cut task. *Gait Posture.* 2007; 25: 628-38.
- 3-Doorenbosch CA, Harlaar J. A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003; 18: 142-9.
- 4-Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec.* 1986; 214: 204-9.

- 5-Johansson H, Sjolander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res.* 1991; 268: 161-78.
- 6-Shultz SJ, Carcia CR, Perrin DH. Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14: 475-83.
- 7-Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech.* 1999; 32: 395-400.
- 8-Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med.* 1987; 15: 207-13.
- 9-Torzilli PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med.* 1994; 22: 105-12.
- 10-Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001; 9: 62-71.
- 11-Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res.* 2003; 21: 1131-7.
- 12-Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: Copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc.* 1999; 31: 210-5.
- 13-Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, et al. Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001; 9: 211-6.
- 14-Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Proposed practice guidelines for nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation of physically active individuals. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000; 30: 194-203.
- 15-Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. The efficacy of perturbation training in nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physical active individuals. *Phys Ther.* 2000; 80: 128-40.
- 16-Chmielewski TL, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12: 267-74.
- 17-Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Phys Ther.* 2005; 85: 740-9.
- 18-Alkjaer T, Simonsen EB, Peter Magnusson SP, Aagaard H, Dyhre-Poulsen P. Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients: Copers and noncopers. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002; 17: 586-93.
- 19-Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1990; 72: 871-7.
- 20-Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods.* 2004; 134: 37-43.
- 21-Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Honegger F. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses?. *Exp Brain Res.* 2000; 130: 375-91.
- 22-Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther.* 2000; 80: 485-98.
- 23-Leinonen V, Kankaanpaa M, Airaksinen O, Hanninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: Effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81: 32-7.
- 24-Soderberg GL, Cook TM, Rider SC, Stephenitch BL. Electromyographic activity of selected leg musculature in subjects with normal and chronically sprained ankles performing on a BAPS board. *Phys Ther.* 1991; 71: 514-22.
- 25-Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture.* 2008; 28: 1-15.
- 26-Blackburn JT, Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003; 18: 655-61.
- 27-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. *Am J Sports Med.* 2001; 29: 600-13.
- 28-Rossi MJ, Lubowitz JH, Guttmann D. Development and validation of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form. *Am J Sports Med.* 2002; 30: 152.
- 29-Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001; 31: 588-97.

- 30-Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8: 76-82.
- 31-Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: Who can hop?. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8: 262-9.
- 32-Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.* 2008; 27: 383-404.
- 33-Kapreli E, Athanasopoulos S. The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Med Hypotheses.* 2006; 67: 645-50.
- 34-Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18: 591-7.
- 35-Matsumoto T, Tsumura N, Kubo S, Shiba R, Kurosaka M, Yoshiya S. Influence of hip position on knee flexion angle in patients undergoing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005; 20: 669-73.
- 36-Hurd WJ, Chmielewski TL, Snyder-Mackler L. Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006; 14: 60-9.
- 37-Button K, Van Deursen R, Price P. Classification of functional recovery of anterior cruciate ligament copers, non-copers, and adapters. *Br J Sports Med.* 2006; 40: 853-9.
- 38-Alkjaer T, Simonsen EB, Jorgensen U, Dyhre-Poulsen P. Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: Copers and non-copers. *Eur J Appl Physiol.* 2003; 89: 301-8.
- 39-Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: A comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998; 8: 349-62.
- 40-Urabe Y, Kobayashi R, Sumida S, Tanaka K, Yoshida N, Nishiwaki GA, et al. Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes. *Knee.* 2005; 12: 129-34.
- 41-Hurd WJ, Snyder-Mackler L. Knee instability after acute ACL rupture affects movement patterns during the mid-stance phase of gait. *J Orthop Res.* 2007; 25: 1369-77.
- 42-Vuillermé N, Nougier V, Teasdale N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. *J Sports Med Phys Fitness.* 2002; 42: 289-94.
- 43-Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003; 31: 61-7.
- 44-Santos MJ, Aruin AS. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res.* 2008; 184: 547-59.
- 45-Papadonikolakis A, Cooper L, Stergiou N, Georgoulis AD, Soucacos PN. Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11: 235-43.
- 46-Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 2000; 80: 251-60.
- 47-Bodor M. Quadriceps protects the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2001; 19: 629-33.
- 48-Aune AK, Cawley PW, Ekeland A. Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 187-90.
- 49-Aune AK, Nordsletten L, Ekeland A. Structural capacity of the knee to anterior cruciate ligament failure during quadriceps contraction: An in vivo study in the rat. *J Biomech.* 1996; 29: 891-7.
- 50-Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30: 556-69.
- 51-Herrington L, Fowler E. A systematic literature review to investigate if we identify those patients who can cope with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee.* 2006; 13: 260-5.

## The Effect of a Modified Perturbation Training on Muscle Activation Pattern and Function in ACL Deficient Patients

Mehdi Naserpour<sup>1\*</sup>, Ali Ashraf Jamshidi<sup>2</sup>, Ali Amiry<sup>2</sup>, Mohammad Reza Kihany<sup>3</sup>

1-Junior Lecturer of Physiotherapy.

2-Assistant Professor of Physiotherapy.

3-Lecturer of Statistician Research Center.

1-Department of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2-Department of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3-Research Center, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

\*Corresponding author:  
Mehdi Naserpour; Department of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation Sciences, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran  
Tel: +989161116209  
Email: [m\\_naserpour@yahoo.com](mailto:m_naserpour@yahoo.com)

### Abstract

**Background and Objective:** A lesion of the anterior cruciate ligament (ACL) is a major trauma of the knee. Neuromuscular control is believed to be a critical factor in dynamic knee stability in ACL deficient (ACLD) patients. Neuromuscular training programs (in particular perturbation training) are increasingly integrated into clinical practice for ACL lesion rehabilitation. The purpose of this study was to investigate the effect of the modified perturbation training on neuromuscular control system and functional improvement in ACLD.

**Subjects and Methods:** 10 professional male athletes with an average of  $6.7 \pm 3.19$  months after their unilateral ACL rupture participated in this study. Surface Electromyographic (EMG) data were recorded during a cross hop task, from the rectus femoris, vastus medialis, medial head of the gastrocnemius, biceps femoris and gluteus maximus muscles. Muscle activation patterns before and after 10 sessions of perturbation training were compared. Treatment outcome was determined from scores of questionnaires and functional tests.

**Results:** Scores of IKDC subjective questionnaire and functional tests were significantly improved ( $P < 0.05$ ). Muscle activation patterns were modified. The significant earlier onset and late peak of the rectus femoris resulted in the longer duration from onset-to-peak activity in both of the involved and non involved limbs ( $P < 0.05$ ).

**Conclusion:** Perturbation training has a central effect that modifies neuromuscular control system through the change in feed-forward control for ACL deficient patients. Rectus femoris activation is not harmful to ACL and causes a protective effect. Optimum activity of this muscle is important for ACL injury prevention and rehabilitation.

*Sci Med J 2012;10(6):615-627*

**Keywords:** Anterior cruciate ligament deficiency, Electromyography, Muscle activation pattern, Perturbation training, Neuromuscular control.

Received: July 22, 2009

Revised: Oct 10, 2011

Accepted: Oct 25, 2011