

بررسی تأثیر دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو در زنجره حرکتی بسته بر روی نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضله پهن مایل داخلی به عضله پهن خارجی، حین دو تمرین چمباتمه و پایین آمدن از پله

حسین باقری Ph.D.، محمدرضا هادیان Ph.D.، غلامرضا علیایی Ph.D.
سعید طالبیان مقدم Ph.D.، منصور زربخش M.Sc.، بهروز عطارباشی مقدم M.Sc.
آدرس مکاتبه: دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده توانبخشی - گروه تحصیلات تکمیلی - تهران - ایران

خلاصه

این تحقیق بر روی ۳۶ داوطلب مرد سالم و غیر ورزشکار بین سنین ۲۰-۳۰ سال انجام شد. هدف کلی این پژوهش بررسی تأثیر دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو بر روی فعالیت الکتریکی عضلات VMO & VL حین دو تمرین Squat و Step-Down می‌باشد. در این تحقیق با در نظر گرفتن اندام تحتانی غالب افراد، الکترودهای سطحی بر روی عضلات VMO, VL نصب گردید و به منظور ایجاد وضعیت ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین فوق‌الذکر یک عدد گونیامتر الکترونیکی مجهز به فیدبک بینایی، شنوایی و سیستم هشدار دهنده بر روی ناحیه خارجی زانوی افراد قرار گرفت. منحنی فعالیت الکتریکی عضلات VMO, VL توسط دستگاه بیوفیدبک ثبت شد و سپس مساحت زیر منحنی هر دو عضله برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. تجزیه و تحلیل آماری با روش Paired *t*-test نشان داد که فعالیت عضلات VMO, VL در زاویه ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین Squat و Step-Down در مقایسه با زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو افزایش داشته است ($P < 0/0001$). از طرفی فعالیت الکتریکی عضله VMO در مقایسه با عضله VL در تمام وضعیت‌ها بجز زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Squat از افزایش قابل ملاحظه‌ای برخوردار بوده است. همچنین نتایج مقایسه نسبت‌های فعالیت الکتریکی عضلات VMO/VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین هر دو تمرین مذکور نشان داد که این نسبت فقط در زاویه ۶۰ درجه در مقایسه با زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Squat افزایش قابل ملاحظه‌ای داشته ($P < 0/001$) و در سایر موارد، مقایسه نسبت‌ها اختلاف معنی‌داری را نشان نمی‌دهد ($P > 0/05$). با توجه به افزایش معنی‌دار فعالیت VMO در مقایسه با عضله VL در زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Step-Down در مقایسه با زاویه متناظر خود در تمرین Squat، به نظر می‌رسد که تقویت عضله VMO در دامنه‌های ابتدایی فلکشن زانو حین تمرین Step-Down دارای اهمیت زیادی باشد. همچنین با توجه به مقایسه نسبت فعالیت عضلات (Ratio) در ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین، اگرچه افزایش نسبت Squat VMO/VL در ۶۰ درجه Squat معنی‌دار نیست ($P > 0/05$) ولی احتمال می‌رود که این زاویه ۶۰ درجه در تقویت عضله VMO نقش مهمی را ایفا کند.

واژه‌های کلیدی: زنجره حرکتی بسته، الکترومیوگرافی، عضله پهن مایل داخلی، عضله پهن خارجی
چمباتمه، پائین آمدن از پله

مقدمه

از عوارض شایع در زانو، سندرم درد کشککی رانی است که غالباً در افراد ورزشکار و زنان دیده می‌شود [۱] علت این ضایعه می‌تواند عوامل غیر ضربه‌ای مثل غیر طبیعی بودن استخوانها، عدم تعادل عضلانی، شلی یا سفتی لیگامانها و یا کپسول مفصلی باشد و یا ممکن است علت آسیب، ضربه مستقیم به مفصل باشد [۲]. سندرم پاتلوفمورال عمدتاً در اثر قرار گرفتن کشکک در راستای غیر طبیعی ایجاد می‌شود [۳].

عضله واسستوس مدیالیس ابلیکوس (VMO) اصلی‌ترین ثبات دهنده داخلی برای کشکک شناخته شده و نقش مهمی را در عملکرد طبیعی مفصل پاتلوفمورال بعهده دارد [۴]. بنابراین ضعف عضله VMO می‌تواند موجب جابجایی کشکک به سمت خارج شود [۵]. لذا کلیه تلاشها بایستی بطور اختصاصی بر روی تقویت عضله نهایتاً VMO به منظور افزایش قدرت این عضله و کاهش درد پاتلوفمورال صورت بگیرد [۶]. تاکنون تمرینات ورزشی بعنوان درمان غیر جراحی و محافظه کارانه نقش مهمی را در بهبودی این بیماری داشته است [۷]. و امروزه مطلوب بودن تمرینات زنجیره حرکتی بسته (CKC) در توانبخشی بدلیل، عملکرد طبیعی آنها، ایجاد حرکت در چند مفصل، ورودی طبیعی حس عمقی، انقباض همزمان عضلات و کاهش حرکت انتقالی تیبیا مقبولیت یافته است. با توجه به مطالب ذکر شده، شناخت مطلوبترین تمرین و وضعیت برای فعالیت VMO اهمیت زیادی دارد.

Souza و Gross (۱۹۹۱) تحقیقی را در مورد نسبت فعالیت VMO/VL در افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم پاتلوفمورال انجام دادند. فعالیت IEMG برای سه تمرین: بالا رفتن از پله، پایین آمدن از پله و انقباض سبب ماکزیمال ایزومتریک عضله چهار سر رانی اندازه‌گیری شد. نتایج نشان داد که نسبت فعالیت VMO/VL افراد سالم در هر دو فعالیت بالا رفتن و پایین آمدن از پله بطور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از تمرین ایزومتریک بود [۸].

Hsu و همکاران (۱۹۹۳) فعالیت EMG عضلات چهار سر رانی را شامل: پهن مایل داخلی (VMO)، پهن خارجی (VL) و پهن میانی (VI) را در افراد سالم در وضعیت

تحمل کامل وزن در مرحله Stance راه رفتن، در یک اندام تحتانی مورد بررسی قرار دادند. از افراد خواسته شد تا فلکشن زانو را از ۵ تا ۶۰ درجه انجام دهند. آنها دریافتند که حداکثر نیروی ایزومتریک عضله چهار سر رانی در زاویه ۶۰ درجه فلکشن زانو بیشتر بود. اما نتایج فعالیت EMG مشخص نکرد که کدام یک از سه عضله حین تمرین فعالیت بیشتری داشته است [۹]. Ninos و همکاران (۱۹۹۷) کار تحقیقی خود را در زمینه بررسی فعالیت EMG عضلات VMO و VL حین تمرین squat در دو مرحله بالا رفتن و پایین آمدن انجام دادند. فعالیت عضلات VMO و VL در هر دو مرحله تمرین در دامنه ۶۰-۵۰ درجه بطور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از دامنه ۲۰-۱۰ درجه فلکشن زانو بود. ولی اختلاف معنی‌داری بین فعالیت هر دو عضله مشاهده نگردید [۱۰].

Escamilla و همکاران (۱۹۹۸) طی تحقیقی به بررسی فعالیت عضلات چهار سر رانی حین تمرینات Leg press و Squat پرداختند و نتایج نشان داد که عضلات VMO و VL بیشترین فعالیت خود را در زوایای بالاتر از ۵۵ درجه فلکشن زانو داشتند [۱۱]. ابراهیمی و همکاران (۱۳۷۹) در مطالعه‌ای به بررسی اصلاح راستای استخوان کشکک به وسیله Taping بر روی نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به عضله پهن خارجی در حین انقباض ایزومتریک در دو زنجیره حرکتی باز و بسته پرداختند و به این نتیجه رسیدند که Taping کشکک بطور معنی‌داری نسبت فعالیت VMO/VL را در زنجیره حرکتی باز و بسته افزایش می‌دهد ($P < 0/05$)، به عبارت دیگر Taping کشکک بطرف داخل باعث تسهیل فعالیت VMO و افزایش توان آن در برابر VL و در نتیجه بهبود نسبت VMO/VL می‌گردد [۱۲]. با توجه به تحقیقات انجام شده در ایران در خصوص انتخاب تمرین مناسب برای افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO و با نگاهی به نقایص موجود در برخی از تحقیقات از قبیل: عدم تثبیت مناسب گونیامتر بر روی مفصل زانو بمنظور بررسی فعالیت هر دو عضله VMO و VL در زوایای مختلف فلکشن زانو و همچنین عدم آگاهی از این که آیا در تمرینات زنجیره حرکتی بسته (CKC) در دو اندام تحتانی به

در تمرینات زنجیره حرکتی بسته (CKC) در دو اندام تحتانی به یک نسبت (Squat) صورت گرفته [۱۳] و یا ساخت اسپلینت در بعضی از تحقیقات با زاویه‌ای خاص که خود یک سطح اتکا را برای عملکرد بیشتر عضله مهیا نموده و باعث شده تا احتمالاً عضله فعالیت بیشتری را در مقایسه با زاویه مشابه بدون استفاده از اسپلینت از خود نشان دهد [۱۴]. با توجه به نکات فوق، در این پژوهش سعی شد یک گونیامتر الکترونیکی طراحی شود که علاوه بر دارا بودن ثبات مناسب، سطح اتکایی نیز برای فعالیت بیشتر عضله مهیا نموده و همچنین توانایی ایجاد فیدبک بینایی و شنوایی لازم را برای فرد مورد آزمون داشته باشد. بطوریکه فرد بتواند از زاویه مفصل زانوی خود در حین تمرین آگاهی یابد و در صورت انحراف از زاویه مورد نظر، فرد آزمون شونده توسط یک سیستم هشدار دهنده مطلع شود همچنین به منظور اطمینان از توزیع یکسان وزن بدن بر روی هر دو اندام تحتانی، یک ترازو مورد استفاده قرار گرفت که به نحوه بکارگیری آن در روش آزمایش اشاره خواهد شد. بنابراین هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه فعالیت در عضلات پهن مایل داخلی و پهن خارجی در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه و در دو پوزیشن مختلف با استفاده از امکان اندازه‌گیری دقیق دو زاویه مذکور در جهت جلوگیری از هرگونه احتمال خطا در مقایسه با موارد مشابه می‌باشد.

مواد و روشها

روش بررسی در این طرح تحقیقی بصورت غیر تجربی، توصیفی و از نوع سنجشی تحلیلی بصورت مقطعی بود. افراد مورد مطالعه دارای میانگین سن همراه با انحراف معیار ($24/53 \pm 3/48$)، قد ($172/42 \pm 5/63$) سانتی‌متر و وزن ($68/47 \pm 11/21$) کیلوگرم بودند. با نظارت همکاران طرح و معاینه فیزیکی مفصل زانو و پرکردن پرسشنامه توسط داوطلب اطمینان حاصل می‌گردید که فرد مورد آزمایش هیچگونه ناراحتی در مفصل زانو ندارد و داشتن علایمی دلیل بر درد زانو، درد پاتلوفمورال، سابقه شکستگی، در رفتگی، علایم نورولوژیکی و یا هرگونه بد شکلی از قبیل: ژنوالگوم، ژنواروم، ژنورکروواتوم، چرخش غیر طبیعی تیبیا به سمت

خارج و یا داخل و سایر ضایعات عضلانی-اسکلتی موجب می‌گردید که داوطلب از حجم نمونه حذف گردد. افراد شرکت کننده در آزمون قبل از انجام آزمایش با نحوه کار آشنا شدند و رضایت افراد جهت انجام آزمایش جلب می‌گردید. در این تحقیق ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات VMO و VL توسط دستگاه بیوفیدبک انجام شد. این دستگاه دارای دو کانال، با حساسیت ۵ تا ۲۰۰۰ میکرو ولت و اینتگریشن ۱، ۲ و ۳ می‌باشد میزان درجه حساسیت برای هر فرد، با توجه به میزان فعالیت عضلات فرد، جداگانه تعیین گردید. این میزان برای هر دو کانال یکسان بود و اینتگریشن دستگاه بر روی عدد ۳ قرار داده شد. بدین شکل الکترودهای سطحی مربوط به هر یک از ۲ کانال دستگاه بر روی توده حجیم عضلانی (Bulk) عضلات VMO و VL قرار گرفتند که برای عضله VMO الکترودهای فعال ثبات با فاصله ۴ سانتی‌متر، بالای لبه داخلی کشکک و ۳ سانتی‌متر به طرف داخل با زاویه ۵۵ درجه نسبت به تنه استخوان ران و قطب غیر فعال الکترودهای ثبات با فاصله ۳ سانتی‌متر پایین‌تر از الکترودهای فعال قرار گرفت. بمنظور قراردادن الکترودهای فعال ثبات بر روی عضله VL نقطه وسط قاعده کشکک مشخص شد و از آن یک خط به طول ۱۰ سانتی‌متر در امتداد تنه استخوان ران کشیده شد سپس به فاصله ۶ تا ۸ سانتی‌متر بطرف خارج با زاویه ۱۵ درجه نسبت به تنه استخوان ران الکترودهای غیر فعال قرار گرفت. ضمناً الکترودهای ۳ سانتی‌متر پایین‌تر از الکترودهای فعال قرار داده شد. زمین مربوط به عضله VMO روی استخوان تیبیا در وسط ساق، و الکترودهای زمین مربوط به عضله VL روی سر استخوان فیبولا قرار گرفت [۱۶-۱۵].

دستگاه بیوفیدبک به یک برنامه نرم‌افزاری بر روی رایانه مرتبط بود. بدین ترتیب، زمانیکه فرد شروع به انجام آزمایش می‌کرد و در زاویه مورد نظر قرار می‌گرفت، بر روی صفحه رایانه دو منحنی که یکی مربوط به عضله VMO و دیگری مربوط به عضله VL بود شکل می‌گرفت. سطح زیر منحنی بین دو محور قرار داشت. محور افقی معرف زمان بر حسب ثانیه و محور عمودی نشان دهنده ولتاژ بر حسب میکرو ولت بود. سپس این سطح طی مراحل توسط سیستم و نرم‌افزار MATLAB برای

Step-Down نشان داد که فعالیت عضله VMO و VL در زاویه ۶۰ درجه در هر دو تمرین بیشتر بود و این افزایش‌ها از نظر آماری معنی‌دار است (جدول ۱ و نمودار ۱).

جدول ۱. نتایج مربوط به مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات VMO و VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین Squat و Step-Down

| متغیر | میانگین | انحراف معیار | P |
|------------------|---------|--------------|----------|
| VMO-Squat 20 | ۱۰۲/۹۲ | ۷۲/۴۷ | P<۰/۰۰۰۱ |
| VMO-Squat 60 | ۴۳۷/۸۹ | ۱۶۷/۱۲ | |
| VL-Squat 20 | ۹۴/۰۲ | ۵۶/۷۸ | P<۰/۰۰۰۱ |
| VL-Squat 60 | ۳۲۱/۲۹ | ۱۵۰/۶۸ | |
| VMO-Step-Down 20 | ۲۳۶/۸ | ۱۲۹/۴۴ | P<۰/۰۰۰۱ |
| VMO-Step-Down 60 | ۱۱۱۸/۸۳ | ۵۷۱/۳۵ | |
| VMO-Step-Down 20 | ۱۹۲/۲۵ | ۹۰/۳۴ | P<۰/۰۰۰۱ |
| VMO-Step-Down 60 | ۹۰۸/۰۷ | ۵۹۵/۰۶ | |

نتایج مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO با VL در زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین، با Squat نشان داد که افزایش فعالیت VMO قابل ملاحظه نیست (جدول ۲)، در حالیکه این مقایسه در زاویه ۶۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین همراه Squat افزایش قابل ملاحظه فعالیت VMO را نشان داد (جدول ۲).

جدول ۲. نتایج مربوط به مقایسه جداگانه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO با VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین Squat و Step-Down

| متغیر | میانگین | انحراف معیار | P |
|------------------|---------|--------------|----------|
| VL-Squat 20 | ۹۴/۰۲ | ۵۶/۷۸ | ۰/۳۰۵ |
| VMO-Squat 20 | ۱۰۲/۹۲ | ۷۲/۴۷ | |
| VL-Squat 60 | ۳۲۱/۲۹ | ۱۵۰/۶۸ | P<۰/۰۰۰۱ |
| VMO-Squat 60 | ۴۳۷/۸۹ | ۱۶۷/۱۲ | |
| VL-Step-Down 20 | ۱۹۲/۲۵ | ۹۰/۳۴ | ۰/۰۰۸ |
| VMO-Step-Down 20 | ۲۳۶/۸ | ۱۲۹/۴۴ | |
| VL-Step-Down 60 | ۹۰۸/۰۷ | ۵۹۵/۰۶ | ۰/۰۰۲ |
| VMO-Step-Down 60 | ۱۱۱۸/۸۳ | ۵۷۱/۳۵ | |

هر یک از عضلات محاسبه شد. لازم به توضیح است که در این تحقیق زمان انجام هر تست از شروع تا پایان آن ۱۵ ثانیه در نظر گرفته شد که ۴/۵ ثانیه از زمان اول تست و ۳ ثانیه نیز از زمان آخر تست حذف گردید و نهایتاً زمان مورد نظر برای محاسبه فعالیت عضلات ۷/۵ ثانیه تعیین گردید.

روش انجام تمرینات. در تمرین Squat فرد مورد آزمون در حالت ایستادن (Standing) قرار می‌گرفت و فاصله بین دو اندام تحتانی به اندازه عرض شانه و مفصل لگن از نظر چرخش خارجی و داخلی در وضعیت طبیعی قرار داشت [۱۷، ۱۰].

به منظور اینکه تحمل وزن بصورت یکسان در هر دو اندام تحتانی اعمال شود یک عدد ترازو در زیر پای غالب فرد قرار گرفت و در زیر پای غیر غالب یک حجم از جنس سخت با همان ارتفاع ترازوی مذکور در کنار و به موازات آن قرار داده شد. قابل ذکر است که وزن فرد مورد آزمون قبل از انجام آزمایش سنجیده شد و در حین انجام تمرین می‌بایست ترازو نصف وزن شخص را نشان دهد و این امر دلیل بر تحمل وزن یکسان بر روی هر دو اندام تحتانی فرد بود. همچنین گونیامتر الکترونیکی که به خصوصیات آن اشاره شد بر روی ناحیه خارجی مفصل زانوی غالب فرد قرار گرفت. در حین تمرین اندام‌های فوقانی در کنار بدن قرار داشتند. سپس فرد مورد آزمون با حرکت پایین آمدن، مفصل زانوی خود را بصورت تصادفی در زوایای ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو قرار می‌داد.

در تمرین Step-Down فرد مورد آزمون در حالت ایستاده روی هر دو اندام تحتانی بر روی یک چهارپایه به ابعاد (طول: ۵۱، عرض: ۳۱، ارتفاع: ۲۴ سانتی‌متر) قرار می‌گرفت. سپس فرد با پایین آمدن از چهارپایه با اندام تحتانی غیر غالب، در حالیکه اندام تحتانی غالب فرد بر روی چهارپایه باقی مانده بود بصورت تصادفی زوایای ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن را در مفصل زانوی اندام تحتانی غالب خود ایجاد نمود [۱۸].

نتایج

نتایج مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO و همچنین عضله VL در زاویه ۶۰ درجه با زاویه ۲۰ درجه فلکشن مفصل زانو حین هر یک از دو تمرین Squat و

تمرین Step-Down که در هر دو زاویه، VMO فعالیت بیشتری در مقایسه با VL را نشان داد و این افزایش‌ها از نظر آماری معنی‌دار است (جدول ۲ و نمودار ۱).

نتایج مقایسه میانگین نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات VMO/VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Squat نشان داد که این نسبت در زاویه ۶۰ درجه بطور قابل ملاحظه‌ای بیشتر است (جدول ۳). در حالیکه مقایسه نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در سایر وضعیتها اختلاف محسوسی را نشان نداد (جدول ۳ و نمودار ۲).

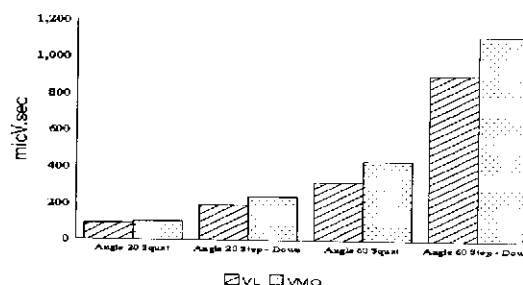
بحث

با توجه به جدول ۱. فلکشن زانو از زاویه ۲۰ به زاویه ۶۰ درجه در هر دو تمرین Squat و Step-Down [۱۱] باعث افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات VL و VMO شد که قابل مقایسه با نتایج تحقیقات Hsu [۹]، Ninos [۱۰] و Escamilla [۱۱] می‌باشد. در اینجا لازم است که به دو موضوع زیر اشاره شود:

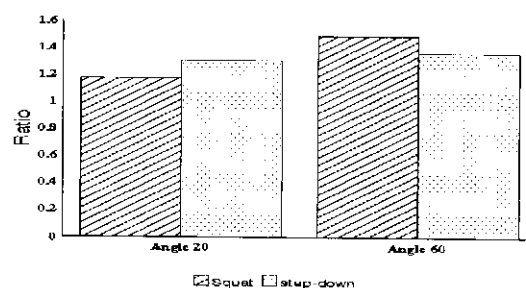
الف. در حالت ایستاده با زانوهای در حالت اکستنشن کامل مرکز ثقل (COG) در قدام تنه مهره دوم خاجی Sacral واقع شده است و خط نیروی جاذبه Force of Gravity (FOG) روی محور مفصل زانو و یا قدام آن قرار می‌گیرد. این امر باعث می‌شود که زانو در وضعیت خود باقی بماند و حفظ این حالت نیازمند انقباض عضله چهار سر رانی نبوده و بعضاً انقباض کم این عضله کفایت می‌کند. اما با ایجاد فلکشن در زانو خط نیروی جاذبه در خلف محور زانو قرار می‌گیرد. که با افزایش فلکشن، این خط از محور مذکور دورتر می‌شود. لذا برای کنترل فلکشن زانو به افزایش نیروی انقباضی عضله چهارسر رانی نیاز می‌باشد. بنابراین با افزایش فلکشن زانو فعالیت بیشتر عضله مذکور را خواهیم داشت [۱۹]. ب. در تمرینات CKC با افزایش زاویه فلکشن زانو بازوی حرکتی فلکشن (Flexion Moment Arm) نیز افزایش می‌یابد. لذا

جدول ۳. نتایج مربوط به مقایسه میانگین نسبت فعالیت الکترومیوگرافی VMO/VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین Squat و Step-Down

| متغیر | میانگین | انحراف معیار | P |
|--------------------|---------|--------------|-------|
| VMO/VL-Squat 20 | ۱/۱۷ | ۰/۵۵ | ۰/۰۰۱ |
| VMO/VL-Squat 60 | ۱/۴۸ | ۰/۴۵ | |
| VMO/VL-Step-Down20 | ۱/۳ | ۰/۴۹ | ۰/۳۶۱ |
| VMO/VL-Step-Down60 | ۱/۳۶ | ۰/۴۲ | |
| VMO/VL-Squat 20 | ۱/۱۷ | ۰/۵۵ | ۰/۱۵۴ |
| VMO/VL-Step-Down20 | ۱/۳ | ۰/۴۹ | |
| VMO/VL-Squat 60 | ۱/۴۸ | ۰/۴۵ | ۰/۰۶۲ |
| VMO/VL-Step-Down60 | ۱/۳۶ | ۰/۴۲ | |



نمودار ۱. مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی (IAV) عضلات VMO و VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو حین تمرینات Squat و Step-Down



نمودار ۲. مقایسه میانگین نسبت فعالیت الکترومیوگرافی (IAV) عضلات VMO/VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو حین تمرینات Squat و Step-Down

از طرفی نتایج مقایسه میانگین فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO با VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین

می‌شود شناخته شده است. تحقیقات آناتومیکی ثابت کرده که عضله VL در مقایسه با VMO هم دارای سطح مقطع (Cross Sectional Area) بزرگتر و هم دارای فیبرهای با درصد آستانه بالاتر می‌باشد. بنابراین برتری قابل ملاحظه‌ای برای عضله VL در زمینه تولید حداکثر نیروی انقباضی وجود دارد و این عضله بالقوه قادر به ایجاد نیرویی است که بتواند بر مکانیسم پاتلوفمورال غلبه کند و در نتیجه مکانیسم به خارج رفتن پاتلا اتفاق افتد. عضله VMO در تمامی دامنه حرکتی زانو ممکن است از طریق مکانیسم Feed-Forward بر نیروی عضلانی VL که پاتلا را به سمت خارج سوق می‌دهد فائق آید [۳].

ویژگی مکانیسم Feed-Forward بدین شکل است که برنامه‌ریزی حرکت بر اساس اطلاعات حسی وابسته به تجربیات گذشته می‌باشد. به گونه‌ای که بر اساس فراخواندن اطلاعاتی از تجارب قبلی انجام فعالیت مورد نظر از حافظه حرکتی، برای فعالیت عضلانی برنامه‌ریزی می‌شود. و از آنجائیکه به مسیرهای رفلکسی وابسته نیست می‌تواند خیلی سریع وارد عمل شده و با نیروی خارجی تحمیل شده به عضلات مقابله کند [۲۳]. جدول ۲. افزایش فعالیت VMO را در مقایسه با VL در دو زاویه ۲۰ و ۶۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Step-Down نشان می‌دهد. لازم است که در اینجا به ثبات عرضی لگن اشاره شود. زمانیکه فرد روی هر دو اندام تحتانی تحمل وزن می‌کند ثبات عرضی لگن و حفظ وضعیت قرینه آن با انقباض همزمان عضلات ابداکتور و اداکتور همان طرف و طرف مقابل تأمین می‌شود. اما زمانیکه فرد روی یک اندام تحمل وزن می‌کند ثبات عرضی لگن منحصراً توسط عملکرد عضلات ابداکتور همان سمت تأمین می‌گردد. در این وضعیت مهمترین نقش عملکردی را عضله گلوٹوس مدیوس بعده داشته همچنانکه توسط عضلات گلوٹوس مینیموس و تنسور فاسیا لاتا نیز بصورت قدرتمند حمایت می‌گردد. لذا با توجه به اتصالات آنامیک ایلوتیبیال باند، این نوار بعنوان تاندون پایانی گلوٹوس‌ها محسوب می‌شود [۲۴]. لذا انتظار

جهت مقابله با این افزایش به نیروی بیشتر تاندون پاتلا و عضله چهارسررانی نیاز می‌باشد. با توجه به جدول ۲ هرچند که افزایش فعالیت VMO در مقایسه با VL در زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Squat قابل ملاحظه نبود ولی افزایش فعالیت این عضله در زاویه ۶۰ درجه حین تمرین مذکور بطور محسوسی مشاهده شد (جدول ۲). لذا با توجه به نتایج حاصله بیان مطالب زیر حائز اهمیت است:

الف. با در نظر گرفتن اتصالات ایلوتیبیال باند، این نوار در دامنه صفر تا ۳۰ درجه فلکشن زانو نقش اکستنسوری داشته و در دامنه ۴۰ تا ۱۴۵ درجه فلکشن زانو نقش فلکسوری را به عهده دارد که حد فاصل بین زاویه ۳۰ و ۴۰ درجه بعنوان معبر (Passage) شناخته شده است [۲۱-۲۰]، و از طرفی در فلکشن زانو این نوار به سمت خلف حرکت کرده و منجر به منحرف شدن پاتلا بطرف خارج می‌شود [۲۲]. لذا انتظار می‌رود که عضله VMO جهت مقابله با بخارج رفتن پاتلا، فعالیت بیشتری از خود نشان دهد.

ب. ساختارهای غیرفعال بافت نرم (Passive Soft Tissue) که از حرکت پاتلا به سمت داخل ممانعت بعمل می‌آورند در مقایسه با ساختارهای غیرفعال بافت نرم که از تمایل به خارج رفتن پاتلا جلوگیری می‌کنند ضخیم‌تر و قویتر می‌باشند [۱۹]. لذا انتظار می‌رود که VMO به منظور حفظ پاتلا در راستای طبیعی، علاوه بر مقابله با نیروی دینامیک خارجی عضله (VL) فعالیت بیشتری را از خود نشان دهد تا بدین وسیله بتواند ضعیف بودن ساختارهای غیرفعال داخلی را جبران کند.

ج. از آنجایی که عضله VMO از تاندون عضله اداکتور ماگنوس منشأ می‌گیرد. احتمال می‌رود که فعالیت این عضله به عملکرد بهتر عضله VMO در وضعیت تحمل وزن (Weight-Bearing) با فلکشن زانو حین تمرینات CKC کمک نماید. در حالیکه این موضوع در مورد تمرینات عدم تحمل وزن (Non-Weight-Bearing) صدق نمی‌کند [۲۰].

چ. نقش VMO در حرکت به سمت داخل پاتلا در مقابل نیروی تولید شده توسط VL که منجر به کشش پاتلا به سمت خارج

with patellofemoral pain. *Physical Therapy*; 71(4): 310-316.

9. Hsu AT, Perry J, Gronley JK, and Hislop HJ (1993). Quadriceps force and myoelectric activity during flexed knee stance. *Clinical Orthopaedics*; 288: 254-62.

10. Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, and Weiss JR (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 300 of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther*; 25(5): 307-15.

11. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, and Andrews JR (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med. Sci. Sports. Exerc*; 30(4): 556-69.

۱۲. ابراهیمی اسماعیل، علیانی غلامرضا، نصراله پور ابراهیم (۱۳۷۹). بررسی تأثیر اصلاح راستای استخوان بر روی نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به عضله پهن خارجی در حین کشکک به وسیله انقباض ایزومتریک در زنجیره حرکتی باز و بسته. *taping* دو نشریه پزشکی یاخته، سال دوم، شماره ۵. صفحات ۴۳ - ۳۹.

۱۳. حافظی راتا (۱۳۷۷). بررسی مقایسه تأثیر زوایای مختلف مفصل زانو در دو زنجیره حرکتی باز و بسته بر روی نسبت فعالیت الکتریکی عضله پهن مایل داخلی به عضله پهن خارجی در حین انقباض ایزومتریک، پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده توانبخشی.

۱۴. امینیان عاطفه (۱۳۷۷). بررسی فعالیت الکترومیوگرافیک عضله پهن مایل داخلی متعاقب برنامه تقویت عضلانی در افراد سالم. پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی.

15. Zakaria D, Harburn KL, and Kramer JF (1997). Preferential activation of the vastus medialis oblique, Vastus lateralis, and hip adductor muscles during isometric exercises in females. *J Orthop Sports Phys Ther*; 26(1): 23-8.

16. Gilleard W, and McConnell J (1998). The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Physical Therapy*; 78(1): 25-32.

17. Panariello RA, Backus SI, and Parker JW (1994). The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players. *American Journal of sports Medicine*; 22(6): 768-73.

18. Mc connell J (1986). The management of chondromalacia patellae. *The Australian J physiotherapy*; 32(4): 215-23.

19. Andrews J, Harrelson G, and Wilk K (1998). Physical rehabilitation of the injured athlete, pp. 339-45.

20. Zachazewski J, Magee D, and Quillen W (1996). Athletic injuries and rehabilitation, pp. 693-725.

21. Griffin L (1995). rehabilitation of the injured Knee, pp. 121-45.

22. Prentice W (1999). Rehabilitation techniques in sports medicine, pp. 88-101, 403-20.

23. Yahagi S, and Kasai T (1998). Facilitation of motor evoked potential (MEPs) in first dorsal interosseous (FDI) muscle is dependent on different motor images. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*; 109(5): 409-17.

24. Kapandji IA (1989). The physiology of the joints, pp. 65-145.

می‌رود در وضعیت تحمل وزن با یک اندام، نیروهای خارجی زانو افزایش یافته و باعث بخارج رفتن پاتلا شوند. بنابراین احتمالاً VMO جهت مقابله با این حرکت رو بخارج پاتلا فعالیت بیشتری را از خود نشان دهد. با توجه به نتایج و مطالب فوق‌الذکر موارد زیر استنتاج می‌شود: ۱. با توجه به افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضله VMO در مقایسه با VL در زاویه ۲۰ درجه فلکشن زانو حین تمرین Step-Down در مقایسه با زاویه متناظر خود در تمرین Squat، به نظر می‌رسد که تقویت عضله VMO در دامنه‌های ابتدایی فلکشن حین تمرین Step-Down دارای اهمیت زیادی است. ۲. با توجه به مقایسه نسبت فعالیت عضلات در ۶۰ درجه فلکشن زانو حین دو تمرین Squat و Step-Down، اگرچه افزایش نسبت VMO/VL در ۶۰ درجه Squat معنی‌دار نیست ($P=0/062$)، ولی با این وجود به نظر می‌رسد، که تقویت VMO در ۶۰ درجه Squat دارای اهمیت است.

منابع

- Cerny K (1995). Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*; 75(8): 672-82.
- Sheehy P, Burdett R, and Irrgang JJ (1998). An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther*; 27(6): 423-29.
- Witvrouw E, Sneyers C, Lysens R, Victor J, and Belleman SJ (1996). Reflex response time of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*; 24(3): 160-5.
- Henhe HJ (1990). Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clinical Orthopaedics*; 258: 73-85.
- Laprade J, Culham E, and Brouwer B (1998). Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without Patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*; 27(3): 197-204.
- Hanten W and Schulthies S (1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Physical Therapy*; 70(9): 561-5.
- Doucette SA, and Child DD (1996). The effect of open and closed chain exercise and knee joint position on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*; 23(2): 104-10.
- Souza DR, and Gross MT (1991). Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients