

تأثیر مانور سفت کردن شکم بر روی شدت فعالیت عضلات در طی اکستنشن هیپ در وضعیت دمر

لیلا غمخوار^{۱*}، امیر مسعود عرب^۲

چکیده

هدف: اکستنشن هیپ در وضعیت دمر یک روش ارزیابی شایع برای تعیین الگوی فعالیت عضلات اکستانسور ناحیه کمری-لگنی می‌باشد. تصور شده که با انجام فعالیتهای ثابت دهنده ناحیه شکمی در طی اکستنشن هیپ بتوان الگوی فعالیت عضلات اکستانسوری این ناحیه را تغییر داد ولی تا کنون هیچ تحقیقی تأثیر فعالیت سفت کردن عضلات ناحیه قدامی خارجی شکم را بر روی میزان فعالیت این عضلات مورد بررسی قرار نداده است. **روش بررسی:** ۱۰ زن سالم (بدون عارضه کمر درد) انتخاب شدند. با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی میزان فعالیت عضلات ارکترواسپاین دو طرف، گلوئوس ماگزیموس و بای سپس فموریس پای سمت غالب در طی اکستنشن هیپ در وضعیت دمر با و بدون انجام تمرین ثابت دهنده عضلات شکمی اندازه گیری شد. داده‌ها از طریق روش آماری تی همبسته مورد ارزیابی قرار گرفتند. **یافته‌ها:** با آنکه انجام تمرین ثابت دهنده عضلات شکمی سبب کاهش معنادار فعالیت عضلات ارکترواسپاین همان طرف شد ($p=0/01$) ولی در سمت مقابل تغییرات معنادار نبود. همچنین اختلاف معناداری در فعالیت عضلات گلوئوس ماگزیموس و بای سپس فموریس در دو حالت اکستنشن هیپ با و بدون تمرین ثابت دهنده عضلات شکمی دیده نشد. **نتیجه‌گیری:** انجام تمرین ثابت دهنده عضلات شکمی سبب کاهش فعالیت افزایش یافته عضلات ارکترواسپاین ناحیه کمری می‌شود. **کلید واژه‌ها:** اکستنشن هیپ در وضعیت دمر، مانور سفت کردن شکم، الکترومیوگرافی

پذیرش مقاله: ۹۲/۱۲/۱۵

دریافت مقاله: ۹۲/۱۰/۲۰

۱- دانشجوی دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
 ۲- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.

* تلفن: ۰۲۱-۲۲۱۸۰۰۳۹

* رایانامه: lghamkhar@yahoo.com



مقدمه

همکاران معتقدند که بیشترین ثبات ستون مهره‌ای زمانی ایجاد می‌شود که تمام عضلات تنه با هم فعالیت کنند و بدین منظور از تمرین سفت کردن شکم^۱ که در آن تمام عضلات شکمی با هم فعال می‌شوند و سبب سفتی کلی ستون مهره‌ای می‌شود، استفاده می‌کنند. در این تمرین از فرد خواسته می‌شود که عضلات شکم را سفت کند و قطر عرضی کمر را افزایش دهد (۱۴). مطالعات قبلی با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی الگوی حرکتی را در طی اکستنشن و ابداکشن هیپ با و بدون انجام مانور ثبات دهنده گود کردن شکم^{۱۲} (انقباض عضلات موضعی شکم) در افراد سالم بررسی نموده اند (۱۵-۱۷) و اختلافی در الگوی فعالیت عضلات ناحیه کمری - لگنی در حین انجام مانور گود کردن شکم مشاهده کردند در برخی از این مطالعات میزان فعالیت عضلات (۱۶، ۱۷) و در برخی دیگر از مطالعات زمان وارد عمل شدن عضلات (۱۵) مورد بررسی قرار گرفت. ولی از آنجاییکه انجام مانور گود کردن شکم بدون حرکت ستون فقرات کمری اغلب برای بیماران و حتی افراد سالم کارمشکلی می‌باشد لذا در این تحقیق از مانور سفت کردن شکم که انجام آن به مراتب آسانتر از مانور قبلی می‌باشد و طبق نظر مک گیل (۱۸) بیشتر می‌تواند باعث ثبات ناحیه کمری شود استفاده شد.

بنابراین هدف ما از انجام این تحقیق اندازه گیری میزان فعالیت عضلات اکستانسور هیپ و ارکترواسپاین در حین انجام اکستنشن هیپ در وضعیت دمر با و بدون انجام مانور ثبات دهنده شکمی می‌باشد تا بر این اساس بتوان اطلاعات مفیدی را در اختیار درمانگرها برای استفاده درست از این آزمون قرار داد.

روش بررسی

۱۰ زن سالم با متوسط سن ۲۹/۸ ۵/۶۷ سال و شاخص توده بدنی ۲۲/۵۸ ۲/۸۸ کیلوگرم بر متر مربع بدون هیچ سابقه کمردرد حداقل در یکسال گذشته در این مطالعه شرکت کردند. معیارهای ورود افراد، تمایل به شرکت در مطالعه و توانایی انجام اکستنشن هیپ در وضعیت دمر بدون درد بود. اگر افراد سابقه کمردرد، درد مفصل ران، سابقه جراحی، شکستگی لگن و ستون مهره ای، دررفتگی مفصل ران، صدمه رباط قدامی زانو، سابقه درد زانو و پیچ خوردگی مچ پا (۱۹)، اختلاف طول دو اندام بیش از ۱ سانتی متر، کوتاهی فلکسورهای ران (۲۰)، شرکت در برنامه‌های ورزشی (ورزش بیش از ۳ روز در هفته)،

اکستنشن هیپ در وضعیت دمر^۱ یک روش کلینکی شایع برای ارزیابی و درمان الگوی حرکتی عضلات ناحیه کمری - لگنی می‌باشد. الگوی فعالیت عضلات در طی اکستنشن هیپ در وضعیت دمر شبیه الگوی فعالیت این عضلات در طی راه رفتن می‌باشد (۱). بر طبق این نظریه هرگونه اختلال در الگوی فعالیت این عضلات باعث کاهش ثبات در طی راه رفتن و در نتیجه افزایش فشار روی ناحیه کمری - لگنی می‌شود (۲). از نقطه نظر بیومکانیکی عضلات تنه به دو گروه ثبات دهنده^۲ و حرکت دهنده^۳ تقسیم می‌شوند. عدم تعادل بین این دو گروه عضلانی که ناشی از حرکات تکراری نادرست و وضعیتهای غلط حین فعالیت‌های روزمره (۲-۵) و یا اشکال در سیستم عصبی می‌باشد (۶)، باعث تغییرات در طول عملکردی^۴ و نحوه فعال شدن عضلات می‌شود که در نتیجه این امر تغییر الگوی حرکتی و فشار زیاد روی ساختارهای عضلانی - اسکلتی را خواهیم داشت و به دنبال آن افزایش درد رخ می‌دهد (۷).

دو عامل مهم در ارزیابی الگوهای حرکتی عبارتند از: ۱- زمان وارد عمل شدن عضلات^۵ ۲- میزان فعالیت عضلات^۶ که هر دو اینها از طریق الکترومیوگرافی سطحی قابل اندازه گیری می‌باشد (۸-۱۰). در تحقیقات متعددی که جهت بررسی الگوی حرکتی عضلات انجام شده مشاهده شده که کاهش ثبات ستون فقرات کمری باعث می‌شود تا عضلات این ناحیه بصورت جبرانی افزایش فعالیت پیدا کنند تا ثبات از دست رفته را تأمین نمایند (۱۱). افزایش فعالیت این عضلات سبب افزایش فشار روی ستون مهره‌ای و در نهایت مجدداً منجر به درد می‌شود و چرخه معیوب درد - اسپاسم - درد را ایجاد می‌کند (۱۲). بر طبق این تئوری اگر ما بتوانیم ثبات دینامیک ناحیه کمری را ایجاد کنیم می‌توانیم فعالیت افزایش یافته و ناخواسته عضلات کمری را کم و یا از آن جلوگیری نماییم.

بر طبق تقسیم بندی برگ مارک^۷ دو سیستم عضلانی در ایجاد ثبات ناحیه کمری موثر هستند (۱۳): ۱- عضلات گلوبال^۸ ۲- عضلات موضعی^۹. سیستم عضلانی گلوبال عضلاتی هستند که دارای گشتاور بلندی می‌باشند و روی تنه و ستون فقرات بدون آنکه اتصالی به آنها داشته باشند باعث ایجاد حرکت می‌شوند. این عضلات ثبات کلی ستون فقرات را ایجاد می‌کنند. اما عضلات موضعی همانند عضلات شکمی مستقیماً به ستون مهره‌ای کمر اتصال دارند و این عضلات مسول تأمین ثبات موضعی و یا سگمانی ستون مهره‌ای می‌باشند. کلویکی^{۱۰} و

1- Prone hip extension
5- Timing
9- Local

2- Stabilizer
6- Amplitude
10- Cholewicki

3- Mobilizer
7- Bergmark
11- Abdominal bracing

4- Functional length
8- Global
12- Hollowing



بیماریهای نورولوژیکی و بیماریهای قلبی - عروقی داشتند و همچنین خانم‌های باردار از طرح خارج می‌شدند. قبل از شرکت در مطالعه، کلیه آزمودنی‌ها بدنبال آشنایی با مراحل آزمون فرم رضایت آگاهانه تایید شده توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی را امضا نموده و وارد مراحل اصلی تحقیق می‌شدند.

اندازه‌گیری الکترومیوگرافی

در این تحقیق از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ام تی ۱۸ ساخت شرکت ام آی ای^۲ انگلستان استفاده شد. در این مطالعه از ۴ کانال با حساسیت^۳ ۴۰۰۰، فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، زمان ثبت سیگنال ۱۰ ثانیه و دامنه فرکانس بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. فعالیت الکتریکی عضلات ارتکراسپاین راست و چپ مهره سوم کمری، گلوئتوس ماگزیموس و بای سپس فمورس سمت پای غالب افراد، ثبت شد و با استفاده از نرم افزار مایو دت^۴ تحت ویندوز ایکس پی آنالیز صورت گرفت.

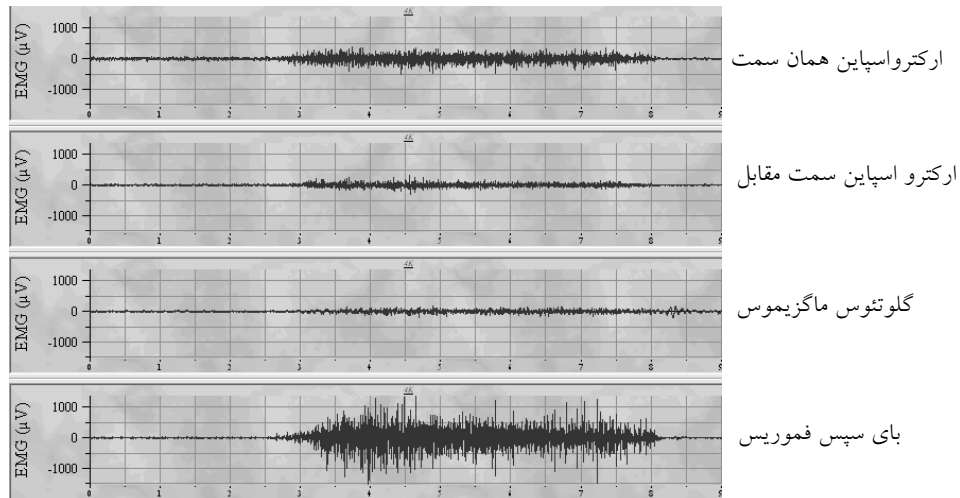
روش اجرا

از آزمودنیها خواسته می‌شد که بصورت دمر روی تخت دراز بکشند در حالیکه دستها در کنار تنه و سر در خط وسط قرار داشت؛ سپس دستگاه بیوفیدبک فشاری جهت تعیین دقیق نحوه انجام مانور سفت کردن شکم، زیر شکم قرار داده می‌شد بطوریکه ناف فرد در خط وسط آن و لبه پایینی بالشتک روی خطی که خار خاصه قدامی فوقانی^۵ راست و چپ را به هم وصل می‌کرد قرار می‌گرفت. بالشتک تا حدود ۷۰ میلی متر جیوه باد می‌شد (۲۱). از آزمودنی خواسته می‌شد که نفس بکشد سپس نفس خود را بیرون بدهد آن را نگه دارد و در این زمان شکم خود را به سمت بیرون باد کند. در این هنگام اگر فشار بالشتک تا حدود ۱۰ میلی متر جیوه افزایش می‌یافت نشان دهنده روش اجرای صحیح مانور سفت کردن شکم بود (۲۱).

برای نصب الکترودهای دستگاه الکترومیوگرافی روی بدن، ابتدا محل نصب با الکل یا استون تمیز می‌شد و الکترودهای سطحی یکبار مصرف دو قطبی نقره - کلراید نقره^۶ به موازات فیبرهای عضله در محل‌های مورد نظر توسط چسبی که داشتند با فاصله ۱/۵ تا ۲ سانتی متر از یکدیگر وصل شدند (۲۲). برای عضله الکترو اسپاین الکترودها موازی با ستون مهره‌ای حداقل ۲ سانتی متر خارج زائده خاری سومین مهره کمری روی بالک عضله در سمت راست و چپ قرار گرفت. برای عضله گلوئتوس ماگزیموس الکترودها در نیمه فاصله بین تروکاتر بزرگ و دومین مهره ساکروم در میانه بالک عضله با یک زاویه مایل کمی بالاتر از تروکاتر بزرگ نصب شد. برای عضله بای سپس فمورس الکترودها موازی با فیبر عضله روی لبه خلفی خارجی ران تقریباً روی خط وسط بین چین گلوئتال و چین پوپلیتئال قرار گرفتند. (تصویر ۱) برای انجام تست از افراد خواسته می‌شد که با فرمان آزمونگر پایی را که بر روی آن الکترودها نصب شده (پای غالب) در دو وضعیت اکستنشن هیپ بدون انقباض عضلات شکمی و سپس همراه با مانور سفت کردن شکم به میزان ۱۰ درجه بالا بیاورد. برای تعیین میزان بالا آوردن پا میله‌ای در زاویه ۱۰ درجه اکستنشن هیپ به دیوار وصل شد. در همه افراد اکستنشن هیپ به تنهایی و همراه با مانور شکمی بدون اتخاذ هیچ ترتیب خاصی بین دو مانور انجام می‌شد. در هر ۲ مرحله از بیوفیدبک فشاری استفاده می‌شد. در مرحله اول به منظور اطمینان از اینکه آزمودنی هیچک از عضلات شکم خود را منقبض نمی‌کند و در مرحله بعد به منظور حصول اطمینان از انجام درست مانور شکمی بطوریکه در مانور سفت کردن شکم افزایش حدود ۱۰ درجه‌ای مشاهده می‌شد. همه انقباضها به مدت ۵ ثانیه نگه داشته می‌شد و هر مانور سه بار تکرار می‌شد که بین هر بار و هر مانور ۱ دقیقه استراحت داده می‌شد (۲۳). نمونه‌ای از شکل موجهای ثبت شده در تصویر (۲) نشان داده شده است.



تصویر ۱: محل نصب الکترودها



تصویر ۲- موج ثبت شده از هر چهار عضله در حین انجام اکستنشن هیپ در وضعیت دمر به تنهایی

ارادی عضله در آورده شد.

یافته‌ها

برای تمام متغیرها از آزمون آماری کولموگروف اسمیرنوف^۱ به منظور ارزیابی توزیع متغیرهای کمی به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال، استفاده شده است. نتایج نشان داد میزان فعالیت تمامی عضلات در هر دو مانور دارای توزیع نرمال بودند. میزان احتمال بیش از ۰/۰۵ برای متغیرهای آزمون به معنی انطباق توزیع آنها با توزیع نظری نرمال است. تی زوجی^۷ برای مقایسه بین میزان فعالیت عضلات در دو مانور استفاده شد.

نتایج مربوط به آمار توصیفی میزان فعالیت عضلات در دو مانور و نتایج آنالیز آماری تی زوجی که برای مقایسه میزان فعالیت الکتریکی ثبت شده از هر عضله بین دو مانور استفاده شده در جدول ۱ آورده شده است.

در طی اکستنشن هیپ همراه با مانور شکمی میزان فعالیت عضله ارکترواسپاین همان سمت به طور معناداری کاهش یافت ($p=0/01$). اگرچه میزان فعالیت عضله ارکترواسپاین سمت مقابل در طی مانور سفت کردن شکم کاهش یافته بود ولی این کاهش معنادار نبود ($p=0/09$). اختلاف معناداری در میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بای سپس فموریس ($p=0/40$) و گلوٹئوس ماگزیموس ($p=0/30$) بین دو مانور اکستنشن هیپ به تنهایی و همراه با مانور شکمی دیده نشد.

در جهت نرمال سازی داده‌ها ماکزیمم فعالیت ارادی^۱ عضلات با استفاده از تکنیکهای استاندارد تست اختصاصی عضله^۲ اندازه گیری شد (۲۴). ابتدا لگن توسط یک نوار پهن^۳ محکم به تخت بسته شد تا از حرکات جانیشینی لگن حین حرکت اصلی جلوگیری شود. برای عضلات ارکتور اسپاین از فرد خواسته می شد که سر و تنه خود را در همان حالت دمر که دراز کشیده در مقابل حداکثر نیرویی که به قسمت پایین کتف وارد می شود بالا بیاورد. برای عضله گلوٹئوس ماگزیموس، مفصل ران در وضعیت صاف قرار داده می شد و زانو ۹۰ درجه خم می گردید سپس مقاومت به قسمت پایینی ران توسط یک بند چرمی^۴ که محکم به دور ران فرد و تخت بسته شده بود اعمال می شد و از آزمودنی خواسته می شد که مفصل ران خود را در حالیکه صاف است بالا بیاورد. جهت عضله همسترینگ، باز هم مفصل ران در وضعیت صاف قرار داده می شد، زانو به فلکشن ۷۰ درجه برده می شد و مقاومت به ناحیه پایینی ساق پا توسط نوار چرمی که به پایه تخت و دور ساق پای فرد بسته شده بود در مقابل فلکشن زانو داده می شد. هر آزمون ۲ بار تکرار می شد و به مدت ۵ ثانیه انقباض حفظ می گردید و بین هر بار آزمون، ۱ دقیقه به فرد استراحت داده می شد. بالاترین میزان فعالیت هر عضله در طی دو آزمون به عنوان ماکزیمم فعالیت ارادی آن عضله در نظر گرفته شد. داده‌های خام به مربع میانگین ریشه^۵ تبدیل شدند و جهت آنالیز آماری به فایل اکسل انتقال داده شد و بصورت درصدی از ماکزیمم فعالیت

1- Maximum voluntary electrical activity
5- Root mean square (RMS)

2- Manual Muscle Test (MMT)
6- Kolmogrov - Smirnov

3- Sling
7- Paired T test

4- Strap



جدول ۱- مقایسه میزان فعالیت عضلات برحسب میکرو ولت بین دو مانوراکستنشن هیپ به تنهایی و اکستنشن هیپ همراه با مانور شکمی

عضلات	میانگین (انحراف معیار)	تفاوت میانگین	انحراف معیار	P
ارکترو اسپاین همان سمت	مانور ۱: (۲۵) ۴۶	۶	۲	۰/۰۱
مانور ۱- مانور ۲	مانور ۲: (۲۱) ۴۰			
ارکترو اسپاین سمت مقابل	مانور ۱: (۲۰) ۵۰	۶	۳	۰/۰۹
مانور ۱- مانور ۲	مانور ۲: (۱۷) ۴۴			
گلوئتوس ماگزیموس	مانور ۱: (۱۴) ۲۹	-۳	۳	۰/۳
مانور ۱- مانور ۲	مانور ۲: (۱۷) ۳۲			
بای سپس فموریس	مانور ۱: (۳۳) ۵۲	۳	۴	۰/۴
مانور ۱- مانور ۲	مانور ۲: (۲۶) ۴۹			

مانور ۱: اکستنشن هیپ، مانور ۲: اکستنشن هیپ همراه با مانور شکمی

بحث

داده‌های مطالعه نشان می‌دهد میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضله ارکترو اسپاین در طی مانور ثباتی سفت کردن شکم کاهش معناداری پیدا کرد. اگرچه اختلاف معناداری در میزان فعالیت عضلات گلوئتوس ماگزیموس و بای سپس فموریس بین دو مانور دیده نشد.

اکستنشن هیپ در وضعیت دمر یک روش ارزیابی شایع و پذیرفته شده برای اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلات ناحیه کمری - لگنی می‌باشد که توسط جاندا^۱ ابداع شد (۸). اهمیت اکستنشن هیپ در وضعیت دمر در این است که عضلات فعال شده در این حرکت همان عضلاتی هستند که در طی راه رفتن فعال می‌شوند (۱). تصور شده که تغییرات در این الگو می‌تواند سبب کاهش ثبات ناحیه کمری - لگنی در طی راه رفتن شود و بنابراین باعث افزایش فشار زیاد روی این ناحیه می‌گردد (۲).

در مانور سفت کردن شکم چون کلیه عضلات سطحی و گلوبال شکم بطور همزمان فعال می‌شوند بدین ترتیب ثباتی که توسط این عضلات ایجاد می‌شود یک ثبات کلی است که از آن به عنوان سفتی^۲ ستون فقرات یاد می‌کنند. کلوویکی و همکاران معتقدند زمانیکه کلیه عضلات شکمی با هم فعال می‌شوند می‌توانند ثبات بیشتری را برای ناحیه کمری - لگنی نسبت به زمانیکه تک تک عضلات فعال می‌شوند تامین کنند (۱۴). بر طبق نظر سهرمن^۳ هرگونه اختلال در عضلات شکمی برای ایجاد ثبات در ناحیه لگن در طی اکستنشن هیپ در وضعیت دمر باعث اکستنشن بیش از حد کمر و فشارهای کنترل نشده روی آن می‌شود؛ که این امر باعث آسیب به مفاصل و ساختارهای پسیو ستون فقرات کمری می‌گردد که همین امر سبب درد و از بین رفتن عملکرد طبیعی ناحیه کمری - لگنی می‌شود (۵).

کاهش میزان فعالیت عضله ارکترو اسپاین در طی مانور شکمی به علت نقش همکاری^۴ عضلات شکمی و ارکترو اسپاین در ایجاد ثبات کمر می‌باشد. عضله ارکترو اسپاین یک عضله حرکت دهنده برای ستون فقرات می‌باشد ولی هنگامیکه ستون فقرات نیاز به ثبات بیشتری داشته باشد این عضلات در نقش عضلات ثبات دهنده ستون فقرات عمل می‌کنند (۲۵). زمانیکه عضلات شکمی بطور ارادی فعال می‌شوند تا ثبات ناحیه کمری را افزایش دهند باید انتظار کاهش فعالیت عضله ارکترو اسپاین را داشت زیرا نیاز به این عضلات جهت تامین ثبات کمری کاهش می‌یابد. از طرف دیگر می‌توان کاهش فعالیت ارکترو اسپاین را ناشی از مهار رفلکسی این عضلات در نتیجه فعال شدن عضلات شکمی دانست. عضلات ارکترو اسپاین در تولید گشتاور حرکتی نقش آنتاگونیستی^۵ با عضلات شکمی دارند. اوه^۶ و همکاران هم در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که میزان فعالیت عضله ارکترو اسپاین زمانیکه فرد مانور ثبات دهنده شکمی (به داخل کشیدن شکم) را انجام می‌دهد بطور معناداری کاهش می‌یابد. هرچند اوه در مطالعه خود کاهش فعالیت ارکترو اسپاین را در طی مانور شکمی گزارش داد ولی ارکترو اسپاین راست و چپ را از هم تفکیک نکرد (۱۷).

در مطالعه حاضر اختلاف معناداری در الگوی فعالیت عضلات گلوئتوس ماگزیموس و بای سپس فموریس مشاهده نشد. بر طبق نظر چایتو^۷ زمانی الگوی حرکتی اکستنشن هیپ دچار اختلال می‌شود که عضله گلوئتوس ماگزیموس با تاخیر وارد عمل شود (۲۶). چانس لارسن^۸ و همکاران زمان شروع فعالیت عضله گلوئتوس ماگزیموس را در افراد سالم بین دو مانور اکستنشن هیپ در وضعیت دمر و همراه با مانور گود کردن شکم بررسی کرد (۱۵). نتایج مطالعه ایشان نشان می‌دهد که تاخیر در

1- Janda 2- Stiffness 3- Sahrman 4- Synergist
5- Antagonist 6- Oh 7- chaitow 8- Chanse-Larsen



فعالیت بای سپس فمورس کاهش یابد که ما در نتایج خود به آن دست نیافتیم و شاید علت این موضوع این باشد که سهرمن این زوج نیرو را در آزمون بالا آوردن پا در وضعیت طاقباز^۱ سنجیده است. ولی الگوی بررسی در این مطالعه اکستنشن هیپ در وضعیت دمر بوده است (۲۷).

نتیجه گیری

در این مطالعه تاثیر مانور سفت کردن شکم با استفاده از بیوفیدبک فشاری بر روی میزان فعالیت عضلات ارکترواسپاین همان سمت، سمت مقابل، گلوئتوس ماگزیموس، بای سپس فمورس در طی اکستنشن هیپ بررسی شد. نتایج نشان داد که انجام مانور سفت کردن شکم باعث کاهش فعالیت عضله ارکترواسپاین کمری می شود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله سپاس خود را از تمامی افرادی که با مشارکت داوطلبانه خود در طرح به جمع آوری اطلاعات مورد نظر و تحقق اهداف طرح یاری رساندند، اعلام می دارند.

فعالیت گلوئتوس ماگزیموس با انجام مانور گود کردن شکم کاهش می یابد. این طور به نظر می رسد که زمان فعال شدن عضله گلوئتوس ماگزیموس مهمتر از بررسی میزان فعالیت این عضله می باشد. متأسفانه در این مطالعه زمان شروع فعالیت عضلات بررسی نشد. مطالعات کلینیکی بیشتری نیاز است تا اثرات مانورهای ثابت دهنده کمری را روی الگوی فعالیت عضله گلوئتوس ماگزیموس در افراد سالم بررسی کنند. از آنجاییکه عضله بای سپس فمورس به رباط ساکروتوبروس متصل است و انقباض این عضله سبب کشیدگی رباط مذکور می شود در نتیجه بیشترین تاثیر این عضله در ثبات مفصل ساکروایلیاک می باشد. افزایش فعالیت جبرانی عضله بای سپس فمورس ناشی از عدم قوام و شلی لیگامان ساکروتوبروس می باشد، بنابراین به نظر می رسد انجام مانورهای ثابتی نقش چندانی در سفتی و قوام این لیگامان ندارد و نمی تواند در کاهش فعالیت این عضله نقشی داشته باشد. این یافته با تئوری مطرح شده توسط سهرمن همخوانی ندارد. به اعتقاد وی عضلات بای سپس فمورس و شکمی تشکیل یک زوج نیرو در تیلت خلفی لگن می دهند بطوریکه با افزایش فعالیت عضلات شکمی انتظار می رود که

منابع:

- Janda V. Pain in the locomotor system-A broad approach. Aspects of Manipulative Therapy Melbourne: Churchill Livingstone. 1985:148-51.
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther.* 2003;8(1):21-8.
- Janda V. Muscles, central nervous motor regulation and back problems. *The Neurobiologic Mechanisms in Manipulative Therapy* New York, NY, Plenum Publishing Corp. 1978:27-41.
- Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. 1 st ed. Missouri: Mosby. Inc, 2002.[chapter 4]:121-92.
- Sahrmann S. Posture and muscle imbalance: faulty lumbar-pelvic alignment and associated musculoskeletal pain syndromes. *Orthop Div Rev.* 1992;Nov/Dec:13-20.
- Elvey R. Peripheral neuropathic disorders and neuromusculoskeletal pain. *Moving in on Pain.* 1995:115-22.
- Comerford M, Mottram S. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Man Ther.* 2001;6(1):3-14.
- Lehman G, Lennon D, Tresidder B, Rayfield B, Poschar M. Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskelet Disord.* 2004;5(1):3-7.
- Lewis C, Sahrmann S. Muscle Activation and Movement Patterns During Prone Hip Extension Exercise in Women. *J Athl Train.* 2009;44(3):238-48.
- Sakamoto A, Teixeira-Salmela L, de Paula-Goulart F, de Moraes Faria C, Guimarães C. Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(1):105-12.
- Lund J, Donga R, Widmer C, Stohler C. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol.* 1991;69(5):683-94.
- Roland M. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin Biomech.* 1986;1(2):102-9.
- Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand.* 1989;230(60):20-4.
- Cholewicki J, McGill S. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech.* 1996;11(1):1-15.
- Chance-Larsen K, Littlewood C, Garth A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Man Ther.* 2010;15(1):61-5.
- Cynn H, Oh J, Kwon O, Yi C. Effects of lumbar stabilization using a pressure biofeedback unit on muscle activity and lateral pelvic tilt during hip abduction in sidelying. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(11):1454-8.
- Oh J, Cynn H, Won J, Kwon O, Yi C. Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(6):320-4.
- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):353-9.
- Bullock-Saxton J, Janda V, Bullock M. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sports Med.* 1994;15(6):330-4.
- Vogt L, Banzer W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clin Biomech.* 1997;12(2):122-7.
- Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain: Churchill Livingstone; 2010.
- Cram J, Kasman G, Holtz J. Introduction to surface EMG. 1 st ed. Maryland: Aspen Publishing, Gaithersburg, PA; 1998. p. 336-9, 49-52, 68-70.
- Bruno P, Bagust J. An investigation into the within-subject and between-subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clin Chiro.* 2006;9(1):11-20.
- Kendall F, McCreary E, Provance P. *Muscles Testing and Function* Baltimore. MD: Williams & Wilkins. 1993.
- Norris C. Functional load abdominal training: part 1. *J Bodyw Mov Ther.* 1999;3(3):150-8.
- Chaitow L. *Muscle energy techniques.* London, UK: Churchill Livingstone; 1996.
- Sahrmann S. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes.* St. Louis: Mosby. Inc, 2002.

Effect of the abdominal bracing maneuver on muscle activity pattern during prone hip extension

Ghamkhar L^{1*}, Arab AM²

۶۶

Receive date: 10/1/2014

Accept date: 6/3/2014

1-PhD student, Physiotherapy
Department, University of Social
Welfare and Rehabilitation Sciences,
Tehran, Iran.

2-Associated Professor, Physiotherapy
Department, University of Social
Welfare and Rehabilitation Sciences,
Tehran, Iran.

***Correspondent Author Address:**

Department of Physiotherapy,
University of social welfare and
rehabilitation science, Evin,
Koodakyar Ave., Tehran, Iran.

*Tel: +98 21 22180039

*E-mail: lghamkhar@yahoo.com

Abstract

Objectives: Prone hip extension (PHE) is a commonly used test to investigate the extensor activation pattern in the lumbo-pelvic area. It has been believed that performing abdominal stabilization maneuvers during PHE may change the pattern of lumbo-pelvic muscles activity. No study has yet assessed the muscular activation pattern during PHE with and without abdominal bracing (AB) to activate all antero-lateral abdominal wall muscles.

Materials & Methods: A total of 10 asymptomatic women with no history of low back pain participated in the study. The EMG signal amplitude was recorded from bilateral erector spinae (ES) and the dominant side of gluteus maximus (GM) and bicepsfemoris (BF) muscles during PHE with and without performing AB maneuvers and was normalized to maximum voluntary electrical activity (MVE) of each muscle. Data were analyzed using dependent t test.

Results: Although there was significant decrease in EMG signal amplitude of the ipsilateral ES during PHE with AB ($p=0.01$), it was not significant in cotrolateral ES. There was no significant difference in EMG activity of the GM or BF muscles between PHE with and without abdominal maneuver.

Conclusion: The results of this study indicate that performing AB during PHE could be used as an effective method to reduce over activity of the ES muscles.

Key words: Prone hip extension, Abdominal bracing maneuver, Electromyography