مجله پزشکی کوثر
دوره ۱۲، شماره ۱، بهار ۱۳۸۶
صفحات: ۵۹ – ۶۸

بررسی فعالیت الکتریکی عضلات پشتی و شکمی بیماران زن مبتلا به کمردرد مزمن حین حفظ بار

ندا ارشاد* M.Sc. ، صدیقه کهریزی? Ph.D. ، سیدمحمد فیروزآبادی** Ph.D. ،
سقراط فقیه‌زاده*** Ph.D.

چکیـده

هدف: هدف از این مطالعه بررسی فعالیت الکتریکی عضلات پشتی و شکمی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن حین حفظ بار است.

روش بررسی: این مطالعه بر روی ۱۰ زن مبتلا به کمردرد مکانیکی مزمن و ۱۰ زن سالم به عنوان گروه کنترل انجام شد. با استفاده از دو حسگر شیب‌سنج و سیستم EMG پنج کاناله و با استفاده از الکترود سطحی فعالیت الکتریکی از عضلات سمت راست (ارکتور اسپاین- مولتی فیدوس- راست شکمی- مایل داخلی- مایل خارجی) بررسی شد. شش فعالیت استاتیک با سه سطح بار خارجی (صفر و شش و دوازده کیلوگرم) و دو وضعیت تنه (نوترال و خمیدهٔ ۳۰ درجه) مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: فعالیت الکتریکی عضله مایل داخلی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد کمتر از افراد سالم بود. علاوه بر این فعالیت الکتریکی عضله مایل خارجی شکمی به عکس در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم بود ($P<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که برنامهٔ سیستم کنترل حرکتی (کنترل حرکتی و وضعیت) در افراد مبتلا به کمردرد به دلیل تأثیر درد، تغییر می‌کند؛ به طوری که میزان فعالیت عضلات گلوبال افزایش می‌یابد و متعاقب آن از میزان فعالیت عضلات لوکال کاسته می‌شود و این امر منجر به بی‌ثباتی ستون فقرات در این بیماران می‌گردد. بنابراین برنامهٔ تمرین درمانی برای این گونه بیماران باید به نحوی طراحی شود که منجر به بهبود عملکرد سیستم کنترل حرکتی و در نتیجه بهبود الگوی فعالیت عضلات مایل شکمی همانند افراد سالم گردد.

واژه‌های کلیدی: کمردرد مزمن، الکترومیوگرافی، عضلات تنه، بار خارجی، فعالیت استاتیک

مقـدمـه

کمردرد یکی از عمده گرفتاریهایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود و عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. به همین دلیل مطالعات فراوانی در مورد عامل بروز و راههای پیشگیری و درمان آن انجام شده است.

دریافت مقاله: ۸۵/۸/۲۰، اصلاح مقاله: ۸۶/۱/۲۵، پذیرش مقاله: ۸۶/۲/۵

?* استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران–ایران
** گروه فیزیک‌پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس
*** گروه آمار حیاتی، دانشگاه تربیت مدرس
آدرس پست الکترونیکی: kahrizis@modares.ac.ir

Archive of SID
www.SID.ir

طبق تحقیقات انجام شده ۷۰ تا ۸۵٪ مردم کمر درد را در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که حدود ۸۰٪ از آنها بروز مجدد را گزارش کرده‌اند (۱). ۵۶٪ آمریکائیان حداقل یک روز در سال ۳۴٪ شش روز و ۱۴٪ بیش از یک ماه در سال از کمر درد رنج می‌برند (۲).

توانبخشی مؤثر برای این گونه بیماران می‌بایست در جهت ارائه برنامه‌هایی با هدف پیشگیری از بروز درد و ناتوانی طراحی گردد. ارائه تمرین درمانی به عنوان یکی از معمولترین و مهمترین روشهای پیشگیری و درمان کمردرد پذیرفته شده است و یکی از اهداف توانبخشی ستون فقرات نیز ارائه و تجویز تمرین درمانی مؤثر است. یک برنامه تمرین درمانی مناسب می‌تواند موجب کاهش شدت درد، ناتوانی عملکردی و افزایش قدرت عضلات اکستانسور، تحرک و استقامت گردد (۳). بنابراین برای طراحی تمرینات موثر و مناسب نیاز به تعیین تغییرات فعالیتی عضلاتی است که که کمردرد عملکرد آنها را مختل کرده است؛ بدین‌ترتیب تمرین درمانی جهت افزایش عملکرد همان عضلات انجام خواهد گرفت.

حمل و نگه داشتن اجسام با دست بر میزان کمر درد و بروز آن تأثیر می‌گذارد و به عنوان یک عامل خطرزا محسوب می‌شود. با این وجود حمل و حفظ اجسام یکی از اعمال روزمرهٔ همهٔ افراد از جمله بیماران کمردردی است.

تا به حال تحقیقات انجام شده روی افراد مبتلا به کمردرد در ارتباط با بررسیهای الگوی فعالیت عضلات بیشتر در مورد تفاوت فعالیت الکتریکی EMG (Electromyography) عضلات افراد مبتلا به کمر درد حین انجام تمرینات ورزشی و یا گرفتن وضعیت‌های استاتیکی نظیر: نشسته و یا ایستاده بوده است (۱۹-۳). در ارتباط با بررسی تفاوت فعالیت عضلات افراد مبتلا به کمر درد در مقایسه با افراد سالم حین فعالیت روزمره زندگی مانند حفظ بار و یا ایجاد خمیدگی در تنه، تحقیقی انجام نشده است. تنها می‌توان به تحقیق Chen اشاره کرد که فعالیت عضلات را در افراد مبتلا به کمر درد حین خم شدن تنه و حفظ بار بررسی کرده است. اما ایشان در ارزیابی‌های خود از پارامتر IEMG (Integrated Electromyography) و بدون انجام نرمالیزاسیون برای مقایسه فعالیت عضلات استفاده نموده است که به لحاظ تفاوتهای فردی چنین مقایسه‌هایی بدون انجام نرمالیزاسیون از درجه اعتبار پایینی برخوردار است. علاوه بر این در تحقیق ایشان میزان بار و زاویه خمیدگی تنه به صورت کمی مشخص نشده است و از پارامترهای کیفی مانند بار کم، متوسط و زیاد برای وزنِ بار و یا حالت خمیده و صاف برای وضعیت تنه بدون ذکر دقیق میزان آنها نام برده است (۷).

این مطالعه بر آن است تا:

اوّلاً با کمّی کردن میزان بار (۰، ۶ و ۱۲ کیلوگرم) و میزان خمیدگی تنه (طبیعی و ۳۰ درجه) ارتباط بین میزان فعالیت عضلات تنه در افراد مبتلا به کمر درد را با مقدار بار و میزان خمیدگی مشخص نماید.

ثانیاً با اخذ ماکزیمم انقباض ارادی (Maximum Voluntary Contraction (%MVC) از افراد و استفاده از نرمالیزاسیون داده‌های الکترومیوگرافی عیوب تحقیق را رفع نموده، و تفاوت فعالیت عضلات تنه در افراد مبتلا به کمر درد را با دقت و اعتبار بالایی بررسی نماید.

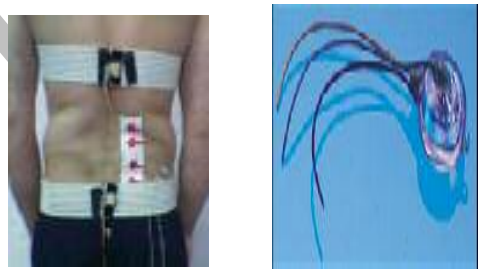
روش بررسی

جامعه مورد بررسی. دو گروه مورد آزمایش قرار گرفتند: گروه اول یا گروه آزمایش ۱۰ زن مبتلا به کمردرد با متوسط (±انحراف معیار) سن ۲۴/۷ سال (±۴/۱)، قد ۱۶۲ سانتیمتر (±۶/۱) و وزن ۵۹/۸ کیلوگرم (±۶) و با حداکثر دو زایمان قبلی که درد آنها حداقل به مدت ۷ هفته ادامه داشته و به اندام تحتانی انتشار نیافته بود؛ این افراد بدون درگیری ریشه‌ای عصب علایم نورولوژیکی عصب، تومور، عفونت، جراحی یا شکستگی کمر که کمردرد مکانیکی آنها از طریق پزشک متخصص ارتوپد تشخیص داده شده بود. گروه دوم یا گروه کنترل ۱۰ زن سالم با مشخصات (سن، قد، وزن و تعداد زایمان) کاملاً مشابه با گروه آزمایش را شامل می‌شد. افراد شرکت کننده در دو گروه، ورزشکار نبودند و سابقه الکتروتراپی و تمرین درمانی نداشتند. به منظور اطمینان از ثبت الکترومیوگرافی با نویز کمتر و به صورت بهینه ضخامت چین پوستی ناحیه شکم با کالیپر اندازه‌گیری شد

Archive of SID
www.SID.ir

و در صورتی که کمتر از ۲۵ میلی متر بود فرد در مطالعه شرکت داده می‌شد.

ابزار و تجهیزات. به منظور اطلاع دقیق از میزان خمیدگی توراکس (تنه فوقانی) نسبت به لگن در حین انجام هر یک از فعالیت‌های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترولیتی (Fredericks co., U.S.A) مدل ۰۷۲۵ استفاده شد. هر یک از حسگرها دارای قطر ۱۲/۷ میلیمتر و پهنای ۵/۳ میلیمتر (شکل۱) و دارای دامنه عملکردی ۸۰± درجه بودند. این حسگرها با داشتن مزیت «کوچکی اندازه» و دامنه وسیع، با قرار گیری یکی بر روی سطح مهره ای T_{11}–T_{13} و دیگری بر روی مهره S_1، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی را نسبت به لگن مشخص می‌کرد.



الف ب

شکل ۱. الف. حسگر شیب سنج الکترولیتی. ب- نمایش اتصال حسگرهای شیب سنج روی خار خلفی T_{12} و S_1

قبل از استفاده از حسگرها طی مراحل کالیبراسیون، دقت و معادله خطی هر یک از آنها به تفکیک مشخص شد. همچنین در بررسی‌های به عمل آمده در طی چندین مرحله آزمایش، مشخص شد که خطای اندازه‌گیری در هر دو حسگر کمتر از یک درجه می‌باشد.

به منظور نرمالایز کردن وضعیت نوترال و ایستاده افراد مورد آزمایش، لازم بود که مقدار انحراف لگن و پشت (تنه فوقانی) آنها (موقعیت قرارگیری حسگرهای شیب سنج) نسبت به خط ثقل اندازه‌گیری و ثبت شده تا پس از ورود انحرافات حاصل به نرم افزار ثبت حسگرهای شیب سنج، از آن به بعد حسگرهای شیب سنج با احتساب انحراف هر فرد نسبت به خط ثقل، تغییرات زاویه ای آنها را در لگن و تنه ثبت و ذخیره نماید. به این منظور از دو گونیا متر استفاده شد. گونیا متر لگن (انحراف سنج لگن)، با قرارگیری بر روی زوائد قدامی- فوقانی و خلفی- فوقانی خارهای خاصره، مقدار انحراف لگن افراد را نسبت به خط ثقل در حالت ایستاده مشخص می‌کرد. گونیا متر دیگر، (انحراف سنج پشت) نیز با قرارگیری روی سطح T_{11}–T_{13} (محل قرارگیری حسگرهای شیب سنج) میزان انحراف تنه را نسبت به خط ثقل در حالت ایستاده مشخص می‌کرد.

از نرم‌افزاری که توسط LABVIEW نوشته شده بود به منظور ثبت، ضبط و آنالیز داده‌های حسگرهای کینماتیکی شامل دو عدد حسگر شیب سنج استفاده شد. این نرم افزار پس از نمونه‌برداری با فرکانس ۱۰ هرتز و به مدت ۵ ثانیه، متوسط داده‌ها را محاسبه و به طور همزمان با دریافت سیگنال‌ها از حسگرها، نمایش می‌داد. این نرم افزار دارای نشانگر صوتی بود که موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر (زاویه ۳۰ درجه خمیدگی در تنه) مشخص و اعلام می‌کرد. همچنین این نرم افزار با ارسال سیگنال شروع و پایان موجب همزمانی در ثبت سیگنال الکترومیوگرافی از عضلات تنه را فراهم می‌آورد.

به منظور انجام ثبت، از پنج جفت الکترود سطحی یک بار مصرف دو قطبی الکترومیوگرافی از جنس نقره-کلراید نقره (Ag-Agcl) استفاده شد. الکترودها دارای قطر سطح تماس ۳ میلیمتر با قابلیت چسبندگی به مدت طولانی بودند، که بر روی عضلات سمت راست زیر به صورت موازی با فیبرهای عضلات و با فاصله ۲ سانتیمتر، مرکز به مرکز در هر جفت الکترود، به ترتیبی که محققان بیان نموده‌اند (۲۲-۱۹،۷،۵) چسبانده شد. عضلهٔ راست شکمی (Rectus abdominis) در ۲ سانتیمتر طرفی و ۳ سانتیمتر فوقانی ناف، عضله مایل خارجی (External Oblique) در ۱۵ سانتیمتری سمت طرفی ناف، عضله مایل داخلی (Internal Oblique) در ۱ سانتیمتر سمت داخلی برجستگی قدامی، فوقانی استخوان لگن، عضله راست

Archive of SID
www.SID.ir

کننده ستون فقرات (Erector spine) در ۳ سانتیمتر طرفی برجستگی خاری مهره در سطح L_3 و عضله مولتی فیدوس (Multi fidus) در ۳ سانتیمتر طرفی برجستگی خاری مهره در سطح L_5 روی توده عضله، مشخص گردید (۲۴-۲۰،۵) (شکل۲). به لحاظ قرینه بودن کلیه فعالیت‌ها در این مطالعه از عضلات شکمی و پشتی سمت راست بدن ثبت الکتریکی به عمل آمد.

الف ب

شکل ۲. الف. عضلات پشتی ب. عضلات شکمی

پس از ثبت، سیگنالهای خام الکترومیوگرافی تقویت (gain=۵۰۰۰۰) و سپس فیلتر شد تا پهنای باند ۱۰-۱۰۰۰ Hz ایجاد کند. سپس توسط نرم افزاری که با Matlab نوشته شده بود، ویژگی RMS محاسبه گردید. شایان ذکر است که کلیه سیگنالها در زمان و فرکانس قبل از پردازش ملاحظه می‌شد و در صورت وجود اختلال یا اغتشاش در آن، حذف می‌گردید؛ در صورت وجود نویز در برق شهر نیز یا اغتشاش سیگنالهای قلبی، فیلترهای مناسب جهت حذف آنها اعمال می‌شد. در طی انجام آزمایشات و انجام فعالیتهای مورد آزمون، لازم بود که افراد وزنه‌هایی را به عنوان بار خارجی صفر، ۶ و ۱۲ کیلوگرم در دستان خود نگه دارند، به این منظور از دو جعبه چوبی (به عنوان وزنه ۶ یا ۱۲ کیلوگرم) و مقوایی (با وزن ۳۷۰ گرم به عنوان وزنه صفر) استفاده شد. بارهای خارجی با توجه به سایر تحقیقات انجام شده و نیز در رعایت اصول اخلاقی و کسب اطمینان از آسیب رسان نبودن آنها انتخاب شدند. همچنین انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس وفور انجام فعالیتهای حمل بار در زاویه ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۲۵، ۲۰، ۱۲، ۹).

پروتکل آزمایش. در ابتدا با استفاده از دو گونیامتر ذکر شده انحرافات لگن و تنه فرد در حالت ایستاده اندازه‌گیری شد. این انحرافات در برنامه نرم‌افزاری حسگرها اجرا گردید تا موقعیت هر فعالیت توسط حسگرها با توجه به انحرافات واقعی آنها از خط ثقل لحاظ شود. پس از انجام تیغ زدن و سائیدن پوست در محل‌های اتصال پنج جفت الکترود ثبت EMG، به منظور کاهش امپدانس، پوست با الکل طبی کاملاً تمیز می‌شد. در ادامه، پنج جفت الکترود ثبت EMG و یک الکترود زمین در محلهای خاص روی پوست چسبانده شد. سپس فرد بر روی تخت معاینه به پشت و کاملاً ریلکس قرار می‌گرفت و فعالیت الکتریکی پنج عضله تنه با ۳ بار تکرار ثبت و ذخیره می‌شد تا بعداً به عنوان مینیمم فعالیت الکتریکی عضلات از آن استفاده شود. ماکزیمم انقباض ارادی افراد (MVCs) طی دو مرحله ایستاده و خوابیده در شش جهت (به جلو خم شدن، صاف شدن، خم شدن به سمت طرف راست، چرخش به سمت راست و چپ) جهت استفاده از نرمالیزاسیون داده‌های EMG، به مدت ۵ ثانیه و با سه تکرار اخذ و ثبت شد تا همراه با سیگنالهای مینیمم در فرمول زیر برای انجام نرمالیزاسیون مورد استفاده قرار گیرد (۲۷، ۲۶، ۲۰).

$$NEMG = \frac{\text{test value} - \text{min value}}{\text{max value} - \text{min value}} * 100$$

همچنین به منظور پیشگیری از خستگی ۲ دقیقه استراحت در بین حرکات در اختیار داوطلب گذاشته می‌شد. در ادامه حسگرهای شیب سنج روی خار خلفی S_1 و خار خلفی T_{12} قرار گرفتند. پس از آن افراد در یکی از فعالیتهای ۶ گانه مورد آزمایش به صورت کاملاً تصادفی می‌گرفتند (شکل۳).

الف ب

شکل۳. شش وضعیت مورد آزمایش الف. وضعیت طبیعی تنه (بار: ۰، ۶ و ۱۲

Archive of SID
www.SID.ir

کیلوگرم) ب. وضعیت خمیده تنه (بار: ۶،۰ و ۱۲ کیلوگرم)

در حین انجام هر شش فعالیت مورد آزمایش، در همه افراد آرنج در وضعیت خمیده ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار داشت.

روشهای آماری. به منظور ارزیابی توزیع متغیر کمی الکترومیوگرافی (%MVC) به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال، از آزمون آماری K-S (Kolmogorov – Smironov Test) استفاده شد و مشخص گردید که با P<۰/۰۵ توزیع این متغیر نرمال است. قبل از انجام آزمون T-test ابتدا MANOVA انجام شد. طبق نتایج MANOVA، فعالیت عضلات مایل داخلی و خارجی شکمی و ارکتوراسپاین بین دو گروه تفاوت معنی‌دار دارد (جدول۱). سپس جهت بررسی اختلاف معنی دار بین میانگین های بین گروهی از آزمون T-test با استفاده از نرم افزار SPSS استفاده شد.

جدول۱. مقدار P در Multivariate tests بین دو گروه افراد مبتلا به کمردرد و سالم

متغیر مستقل / متغیر وابسته EMG (%MVC)	وضعیت خمیده تنه	بار خارجی	گروه	بار * وضعیت خمیده تنه	گروه* وضعیت خمیده تنه	بار * گروه	بار * وضعیت خمیده تنه*گروه
عضله مایل داخلی شکمی	۰/۱۴۹	۰/۰۶۶	۰/۰۰۵ *	۰/۵۱۳	۰/۱۷۱	۰/۱۵۲	۰/۱۶۶
عضله مایل خارجی شکمی	۰/۸۸۹	۰/۰۰۴	*۰/۰۰۹	۰/۵۰۱	۰/۱۸۰	۰/۶۱۶	۰/۶۹۷
عضله راست شکمی	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۲۰۱	۰/۹۴۹	۰/۳۳۶	۰/۹۴۸	۰/۹۵۶
عضله ارکتور اسپاین	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	*۰/۰۴۹	۰/۹۶۸	۰/۵۹۸	۰/۸۹۴	۰/۶۹۴
عضله مولتی فیدوس	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۳۵۲	۰/۹۱۴	۰/۳۴۴	۰/۹۹۳	۰/۷۴۲

* (P<۰/۰۵)

جدول ۲. مقدار P در مقایسه میانگین‌های فعالیت الکتریکی عضلات بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در ٦ فعالیت مورد آزمون

متغیر مستقل / متغیر وابسته EMG (%MVC)	فعالیت ۱: بار خارجی ۰ کیلوگرم تنه نوترال	فعالیت ۲: بار خارجی ٦ کیلوگرم تنه نوترال	فعالیت ۳: بار خارجی۱۲ کیلوگرم تنه نوترال	فعالیت ٤: بار خارجی ۰ کیلوگرم تنه خمیده ۳۰ درجه	فعالیت ٥: بار خارجی ٦ کیلوگرم تنه خمیده ۳۰ درجه	فعالیت ٦: بار خارجی ۱۲ کیلوگرم تنه خمیده ۳۰ درجه
عضله مایل داخلی شکمی	۰/۶۴۳	*۰/۰۲۳	*۰/۰۳۱	۰/۴۷۲	۰/۴۳۷	۰/۴۰۶
عضله مایل خارجی شکمی	۰/۰۵۷	۰/۲۷۲	۰/۶۷۴	۰/۱۷۶	۰/۲۶۱	*۰/۰۱۰
عضله راست شکمی	۰/۶۸۶	۰/۴۴۷	۰/۶۳۵	۰/۹۷۷	۰/۷۱۸	۰/۸۸۸
عضله ارکتوراسپاین	۰/۶۹۵	۰/۵۳۶	۰/۴۳۲	۰/۱۷۴	۰/۱۰۷	۰/۳۵۷

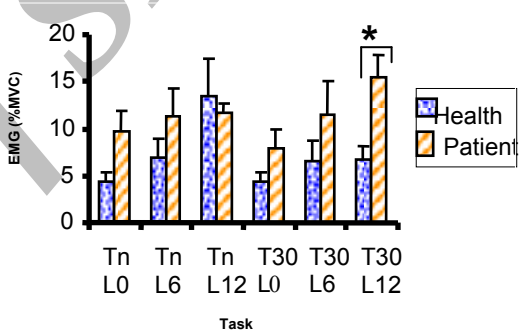
Archive of SID
www.SID.ir

عضله مولتی فیدوس	۰/۱۱۵	۰/۲۸۵	۰/۸۲۵	۰/۷۰۵	۰/۸۰۷	۰/۸۷۱

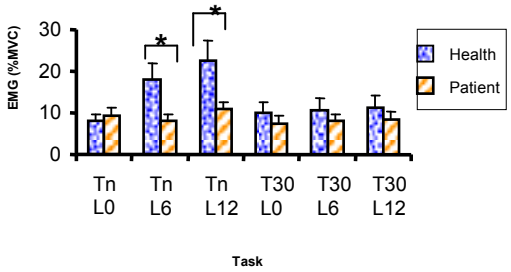
*(P<۰/۰۵)

یافتـه‌هـا

طبق نتایج آزمون T-test، فعالیت الکتریکی (%MVC) عضله مایل خارجی شکمی بین دو گروه افراد سالم و مبتلا به کمردرد در وضعیتی که فرد بار ۱۲ کیلوگرمی را با تنه خمیده ۳۰ درجه نگه داشته بود (اثر دو سویه بار خارجی و خمیدگی تنه)، تفاوت معنی‌دار داشت (بیمار>سالم) (P<۰/۰۵). به عبارت دیگر در این وضعیت، فعالیت عضله مایل خارجی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم بیشتر بود (نمودار ۱ و جدول۲).



نمودار۱. مقایسه فعالیت عضله مایـل خـارجی شـکمی سـمت راست بین افراد سالم ومبتلا به کمردرد



نمودار۲. مقایسه فعالیت عضله مایل داخلی شکمی سمت راست بین افراد سالم و مبتلا به کمردرد

طبق نتایج آزمون T-test، فعالیت الکتریکی (%MVC) عضله مایل داخلی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد در دو وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با وضعیت تنه طبیعی حفظ کرده بود کمتر از افراد سالم بدست آمد (P<۰/۰۵). به عبارت دیگر با افزایش بار خارجی، عضله مایل داخلی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم کمتر فعال شد (نمودار۲، جدول۲).

بحـــث

نتایج این مطالعه نشان داد که میزان فعالیت عضله مایل داخلی شکم در افراد مبتلا به کمردرد در وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با تنه در وضعیت طبیعی حفظ کرده بود، کمتر از افراد سالم است. همچنین نتایج نشان داد که میزان فعالیت عضله مایل خارجی شکم در افراد مبتلا به کمردرد در وضعیتی که فرد بار ۱۲ کیلوگرمی را با تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه حفظ کرده بود، بیشتر از افراد سالم است. از آن جایی که در فعالیت شماره ۱، یعنی زمانی که فرد بار صفر کیلوگرم را با تنه در وضعیت طبیعی حفظ کرده بود، هیچ‌گونه تفاوتی بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در میزان فعالیت عضلات پشتی و شکمی مشاهده نشد، بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تفاوتهایی که در میزان فعالیت عضلات شکمی بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در این مطالعه به دست آمده است ناشی از کمردرد بوده است. Silfies در بررسی خود نشان داد که میزان فعالیت عضله مایل خارجی و راست شکمی حین حفظ بار ۱۵ کیلوگرمی با تنه در وضعیت طبیعی در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم است. وی علت تغییر در الگوی فعالیت عضلات در بیماران مبتلا به کمردرد را ناشی از اختلال در برنامه کنترل حرکتی و یا اختلالات عضلانی تلقی نمود (۱۶). نتایج تحقیق Chen نیز افزایش معنی‌دار در میزان فعالیت عضله مایل خارجی شکمی را بین دو سطح بار سنگین و متوسط در افراد مبتلا به کمردرد نشان داد همان‌گونه که قبلاً اشاره شد وی تنها به نتایج داخل گروهی اکتفا نموده و بین دو گروه افراد سالم و مبتلا به کمردرد مقایسه آماری انجام نداده است. اکثر محققین تغییر در الگوی فعالیت عضلات تنه را در بیماران مبتلا به کمردرد ناشی از اختلال در برنامه کنترل حرکتی می‌دانند (۲۸، ۲۲، ۱۸). نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که میزان فعالیت

Archive of SID
www.SID.ir

عضله مایل خارجی شکمی در موقعیتی که فرد بار سنگین (۱۲ کیلوگرم) را با تنه خمیده (۳۰ درجه) حفظ کرده، در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم است. طبق مدل درد – تطابق، درد فعالیت برخی عضلات را افزایش و برخی دیگر را کاهش می‌دهد. این تغییر در الگوی فعالیت عضلات در افراد مبتلا به کمردرد را می‌توان ناشی از درد دانست. عضلات سطحی‌تر و بزرگ تنه که علاوه بر شرکت در حرکت ستون فقرات، مسؤول انتقال بار از قفسه سینه به لگن می‌باشند را عضله گلوبال می‌نامند. درد فعالیت عضله گلوبال مایل خارج شکمی را افزایش می‌دهد و متعاقب آن بر سفتی (stiffness) ستون فقرات افزوده می‌گردد، به دنبال آن پیامهای نادرستی حاکی از سفتی ستون فقرات به سیستم عصبی مرکزی مخابره می‌شود سیستم عصبی مرکزی این سفتی را ثبات ستون فقرات تلقی کرده از میزان فعالیت عضله مایل داخلی شکمی می‌کاهد. بنابراین طبق نتایج به دست آمده، تغییرات در الگوی برانگیختگی عضلات شکمی در افراد مبتلا به کمردرد در حالت استاتیک مشابه وضعیت دینامیک است، به طوری که سیستم عصبی مرکزی میزان فعالیت عضلات عمقی و لوکال (عضلات لوکال: عضلات عمقي و بخش‌هاي عمقي برخي عضلات كه قادر به كنترل سفتي و ارتباط بين مهره اي سگمانهاي ستون فقرات و وضعيت كمر هستند) ستون فقرات از جمله عضله مایل داخل شکمی را کاهش و میزان فعالیت عضلات گلوبال از جمله عضله مایل خارجی شکمی را افزایش می‌دهد (۲۹).

در واقع افزایش بیش از حد انقباض عضله مایل خارجی شکم در افراد مبتلا به کمردرد دو نتیجه متضاد را به همراه دارد. از یک‌سو در شرایطی که نیاز به ثبات در ستون فقرات افزایش می‌یابد، حفظ بار سنگین با گرفتن وضعیت خمیده تنه، فعالیت این عضله نیز افزایش می‌یابد تا سفتی ستون فقرات را تأمین کند؛ ولی از سوی دیگر همین افزایش فعالیت منجر به کاهش فعالیت عضله ثبات دهنده لوکال (مایل داخلی شکمی) می‌گردد و در نهایت منجر به بی‌ثباتی ستون فقرات در افراد مبتلا به کمردرد به خصوص حین حفظ بارهای سنگین و آسیب ساختارهای این ناحیه می‌گردد.

همچنین نتایج نشان داد که فعالیت عضله مایل داخلی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد در دو وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با وضعیت طبیعی تنه حفظ کرده بود کمتر از افراد سالم به دست آمد ($P<۰/۰۵$) (نمودار۲). این کاهش میزان فعالیت عضله مایل داخل شکمی در افراد مبتلا به کمردرد را نمی‌توان ناشی از تفاوت در قدرت عضله در بیماران نسبت به افراد سالم دانست، زیرا با بررسی‌های انجام شده، اختلاف معنی‌داری در میزان انقباض ماکزیمم این عضله بین دو گروه افراد سالم و مبتلا به کمردرد مشاهده نشد؛ این مطلب فرضیه تغییر الگوی فعالیت این عضله ناشی از تغییر در برنامه سیستم کنترل حرکتی (کنترل حرکتی و وضعیت) ناشی از درد را تأیید می‌کند. البته کاهش میزان فعالیت در افراد مبتلا به کمردرد در تمام فعالیتهای شش گانه مورد آزمایش مشاهده شد ولی تنها در وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با تنه در وضعیت نوترال حفظ کرده بود، این کاهش معنی‌دار شده است که احتمالاً با افزایش تعداد افراد نمونه، در سایر فعالیت‌ها نیز تفاوت معنی‌دار خواهد شد.

در توجیه عدم معنی‌داری کاهش فعالیت عضله مایل داخل شکمی در وضعیتی که فرد بار ۶ و ۱۲ کیلوگرمی را با تنه در وضعیت خمیده حفظ کرده بود، می‌توان به تأثیر سیستم کنترل حرکتی بر میزان فعالیت این عضله اشاره نمود. زیرا در این وضعیت، بار خارجی همراه با وضعیت خمیده تنه نیاز ستون فقرات را به ثبات افزایش می‌دهد و از آن جایی که حفظ ثبات برای سیستم کنترل حرکتی در اولویت قرار دارد احتمالاً این سیستم از کاهش بیش از حد فعالیت عضله مایل داخل شکمی که یکی از عضلات مهم ثبات دهنده ستون فقرات است، جلوگیری می‌کند تا از بروز اختلال در ثبات ستون فقرات بکاهد.

در این مطالعه تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت عضلات پشتی (ارکتور اسپاین و مولتی فیدوس) بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد مشاهده نشد. تفاوتهایی که در سایر تحقیقات

Archive of SID
www.SID.ir

در میزان فعالیت این عضلات بین افراد مبتلا به کمردرد و سالم مشاهده شده است، در پارامترهای زمانی، امپلی تود و یا در فعالیتهای دینامیک بوده است و تحقیقی که نتایج آن بیانگر تفاوت در میزان فعالیت عضلات اکستانسور به صورت نرمالیزه شده (%MVC) حین انجام یک فعالیت استاتیک در افراد مبتلا به کمردرد باشد تاکنون انجام نشده است. Ferguson نشان داد که عضله ارکتور اسپاین در افراد مبتلا به کمردرد حین بلند کردن اجسام ۴/۵ و ۱۱/۴ کیلوگرمی زودتر و طولانی‌تر از افراد سالم فعال می‌شود (۸). در تحقیق Lariviere فعالیت عضله ارکتور اسپاین حین برداشتن (lifting) اجسام (فعالیت دینامیک) بیشتر از افراد سالم و حین گذاشتن (lowering) اجسام کمتر از افراد سالم بود (۱۱). در بررسی که توسط Ahera انجام شد امپلی تود عضله ارکتور اسپاین حین ایستادن با افراد سالم تفاوتی نداشت (۴). نتایج تحقیق Arena نشان داد که امپلی تود عضله ارکتور اسپاین در وضعیت خمیده کامل (Full flexion) و در وضعیت ایستاده بیشتر از افراد سالم است (۶). علاوه بر این نقش عضلات اکستانسور حین اعمال یک گشتاور فلکسوری روی ستون فقرات، حفظ تعادل می‌باشد (۳۰) در صورتی که عضلات شکمی نقش بیشتری را در ثبات ستون فقرات به عهده دارند (۱۶). بنابراین به دلیل آن که احتمالاً کمردرد بر عضلات ثبات دهنده (شکمی) تأثیر می‌گذارد علت عدم یافتن تفاوت معنی‌دار در میزان فعالیت عضلات پشتی بین دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد را می‌توان مربوط به نقش تعادلی آنها دانست.

کاربردهای کلینیکی و توصیه‌های بالینی. همان طور که نتایج نشان می‌دهند حفظ بار به خصوص با اخذ پاسچر خمیده تنه یک وضعیت آسیب رسان برای ستون فقرات محسوب می‌شود؛ بنابراین افراد به خصوص بیماران مبتلا به کمردرد که به دلیل عدم برخورداری از هم- انقباضی (co-contraction) عضلانی دچار بی‌ثباتی ستون فقرات هستند، باید از انجام این فعالیت پرهیز کنند.

برنامه تمرین درمانی برای این‌گونه بیماران باید به نحوی طراحی شود که منجر به فعالیت و برانگیختگی صحیح عضلات مایل داخلی و خارجی شکمی به خصوص حین حفظ بار گردد، بنابراین بایستی در ارایه و طراحی برنامه‌های تمرینی به این عضلات توجه ویژه نمود.

چنانچه بپذیریم درد، سیستم کنترل حرکتی (کنترل حرکتی و کنترل وضعیت) را مختل می‌سازد، استفاده از مدالیتی‌های ضد درد نیز در کنار تمرین درمانی، در روند درمان این بیماران مفید است.

نتیجه‌گیری

الگوی فعالیت عضلات (%MVC) افراد مبتلا به کمردرد با افراد سالم تفاوت دارد. این تفاوت در عضلات شکمی که نقش بیشتری را در ثبات ستون فقرات به عهده دارند، مشاهده شد.

در بین عضلات شکمی نیز عضلات مایل داخلی و خارجی که بیشتر از عضله راست شکمی بر ثبات ستون فقرات اثر می‌گذارند، در افراد مبتلا به کمردرد متفاوت از افراد سالم عمل می‌کنند. این تغییر به شکل افزایش فعالیت عضله مایل خارجی شکمی و کاهش فعالیت عضله مایل داخلی شکمی در افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم می‌باشد. تفاوت در الگوی فعالیت عضلات مایل شکمی در موقعیتهایی که نیاز ستون فقرات به ثبات افزایش یافته، معنی‌دار شده است.

علت این تفاوت در الگوی فعالیت عضلات (%MVC) را می‌توان تغییر در برنامه کنترل حرکتی (کنترل حرکتی و وضعیت)، ناشی از تأثیر درد در بیماران مبتلا به کمردرد دانست.

تشکر و قدردانی. باسپاس از همکاری صمیمانه جناب آقای مهندس محمود باریکانی به خاطر مساعدت ایشان در مرحله آنالیز داده‌ها.

References

1. Lidden SD, Baxter GD, Gracey HJ. Exercise and Chronic low back pain: What Works. Pain 2004; 107: 176 – 190.

۲. صلواتی م. بررسی اختلالات کنترل ثبات پاسچرال در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن و تأثیر تمرینات فعال ثبات دهنده ستون فقرات بر آن .پایان نامه دکتری فیزیوتراپی. دانشگاه تربیت مدرس؛ ۱۳۸۱.

Archive of SID
www.SID.ir

3. Jari PA, TaruV, Olavi A, Markku K. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. Arch Phis Med Rehabil 2001; 82: 1089-1098.

4. Ahern DK, Follick MJ, Council JA, Laser – Wolston N, Litchman H. comparison of lumbar Para vertebral EMG patterns in chronic low back pain patient and non – patient controls. Pain 1988; 34:153-160

5. AnderssonG.B., Ortengren R., Nachemson ALF. Intradiskal pressure, Intra- abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. ClinicalOrthopaedics and elated Research 1977; 129.

6. Arena JG, Sherman RA, Bruno GM, Young TR. Electromyography recordings of low back pains subjects and non- pain controls in 6 different positions: effect of pain levels; pain 1991; 45: 23-28.

7. Chen Wen- Jer, Chiou Wen-Ko, Lee Yung – Hui Lee, Ming – Yih , Chen Min- Li. Myoelectric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back patients. Clinical Biomechanics 1998; 13(1): 9-15.

8. Ferguson A, Marras S, Burr L, Davis G , Gupta P.Differences in motor recruitment and resulting kinematics between asymptomatic participants during lifting exertions. Clinical Biomechanics 2004; 19: 992-999.

9. Hemborg B, Mortiz U. Intra –abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting in chronic low-back patients. Scand. J Rehab Med 1985; 17: 5-13.

10. Hubley-Koze CL, Vezina MJ. Different temporal electromyography waveforms between those with chronic low back pain and healthycontrols. Clinical biomechanics 2002; 17: 621-629.

11. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of Trunk muscle EMG activation between subject with and without chronic low back pain during flexion – extension and lateral bending tasks; JE electromyogr.Kinesiol 2001; 10: 79-91

12. Lariviere C, Gagnon D, Loisl P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks; Clinical Biomechanics 2002; 17(2): 89-98.

13. Radebold A, Cholewicki J,Panjabi M , Patel T. Muscle Response to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patient with Chronic Low Back Pain. Spine 2000; 25(8): 947-954

14. Jari PA, TaruV, Olavi A, Markku K. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. Arch Phis Med Rehabil 2001; 82: 1089-1098.

15. Souza G, Baker L and Powers M. Electromyographic Activity of Selected Trunk Muscles during Dynamic Spine stabilization exercises. Arch Phis Med Rehabil 2001; 82:1551-5.

16. Silfies P, Squillante D, Westcott S, Kardona R. Trunk muscle recruitment pattern in specific chronic low back pain populations. Clinical Biomechanics 2005; 20: 465-473.

17. Van DieenJ H, Selln PJ, Cholewicki J. Trunk

Archive of SID

www.SID.ir

muscle activation in Low back pain patients, and analysis of the literature; Electromyography and kinesiology 2003; 13: 333-351.

18. Van DieenJ H, Selln PJ, Cholewicki J, Radebold A.TrunkMuscle Recruitment Pattern in Patients With low back pain enhance the Stability of the Lumbar Spine.Spine 2003; 28: 834-841.

19. Vezina MJ, Chery LH .Muscle Activaition in Therapeutic Exercises to Improve Trunk Stability. Arch Phis Med Rehabil 2000; 81: 1370 –1379.

۲۰. کهریزی ص, پرنیان پور م, فیروز آبادی م, کریمی ح و کاظم نژاد ا. بررسی استاتیکی تأثیر بار خارجی و وضعیت تنه وزانو روی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تنه. مجله فیزیک پزشکی ایران ۱۳۸۳ و ۱۳۸۲؛ (۵-۴): ۶۷-۵۹.

21. Gardner- Morse M.G., Stokes I. The effects of abdominal muscle co activation of lumbar spine Spine. July 1996.

22. McGill S.M, Cholewick J. Biomechanical basis for stability: An explanation to enhance clinical utility. Journal of orthopedic and sports. Physical therapy 2001; 31(2): 96-100.

23. Granata, K.P.Wilson S.E.Trunk posture and spinal stability. Clinical Biomechanics 2001; 16: 650-659.

24- Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Heinz H, willams B. Isometric maximal and sub maximal trunk extension at different flexed positions in standing. Spine 1993; 18(16): 2481-2490.

25. Snijders Chris J, Ribbers M., Bakker HV, Stoeckart R, Stam H. EMGrecording of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability, J. of Electromyography an kinesiology 1998; 8: 205-214.

26. Lavender SA, Tsuang YH, Andersson GB, Hafezi A, Shin CC. Trunk muscle cocontraction: The effects of moment direction and moment magnitude. J.Orth. Res 1992; 10(5): 691-700.

27. Farfan H.F. From and Function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine. Spine 1995; 20(13): 1462-1474.

28. Hodges p., Richardson C.Inefficient Muscular Stabilization of the Lumbar SpineAssociated with Low Back Pain.Spine 1996; 21: 2640- 2650.

29. Richardson C. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. Churchil Livingston Chapte 1-2; 1999.

30. Granata Kevin, P., Orishimo Karl F. Rresponse of trunk muscle co activation to changes in spinal stability. Journal of Biomechanics 2001; 34, 1117-1123.

Archive of SID

www.SID.ir