مقاله پژوهشی

تأثیر حمایت کننده کمری- خاجی بر روی استراتژی های کنترل حرکت عضلات تنه حین بلند کردن و پایین گذاشتن بارهای مختلف به صورت قرینه

مسعود غفرانی[1] ، دکتر غلامرضا علیایی[2] ، دکتر سعید طالبیان[2] ، دکتر حسین باقری[2]

1- کارشناس ارشد فیزیوتراپی

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

چکیده

زمینه و هدف : علی رغم افزایش سطح آگاهی و اصلاح ارگونومی، شیوع اختلالات کمری در محیط های کاری رو به افزایش است. تلاش هایی در جهت کاهش شیوع آسیب‌های عضلانی – اسکلتی ناشی از فعالیت‌هایی مثل بلند کردن، پایین گذاشتن و حمل کردن اشیاء در محیط‌های کاری انجام شده که از آن جمله می‌توان به استفاده از وسایل کمکی مانند کمربندها اشاره کرد. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر حمایت کننده‌ی کمری – خاجی بر روی یکی از شاخص های کنترل حرکتی در حین بار برداری های قرینه است.

روش بررسی: در این مطالعه از20 مرد خواسته شد که وزنه‌های 5/5، 7/5، 9/5 و 12/5 کیلوگرمی را در وضعیت فلکشن کامل تنه و ران با صاف بودن زانوها با کمربند وبدون کمربند از سطح زمین بلند کرده و بر روی سطح میز هدف قراردهند. ثبت الکترومیوگرافی سطحی از دو جفت عضلات پشتی و سه عضله شکمی بعمل آمد.

یافته‌ها : استفاده از کمربند باعث افزایش معنی داری ($P<0/05$) در میزان ضریب قرینگی هنگام بلند کردن وزنه‌های مختلف شد.

نتیجه گیری: استفاده از کمر بند باعث ایجاد هماهنگی بیشتر در فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست تنه حین بلند کردن وزنه‌ها شد.

کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی سطحی، کمربند کمری- خاجی، ضریب قرینگی، ستون فقرات کمری

(ارسال مقاله 90/10/12،پذیرش مقاله 90/12/10)

نویسنده مسئول : تهران ـ خیابان انقلاب ـ پیچ شمیران ـ دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

Email:olyaeigh@sina.tums.ac.ir

مقدمه

کمر درد یکی از رایج ترین مشکلات محدود کننده فعالیت‌های فیزیکی در افراد زیر سن 45 سال گزارش شده است. همچنین تخمین زده شده است که70 – 85 درصد افراد بزرگسال حداقل برای یک بار در زندگی خود کمر درد را تجربه کرده اند (1و2).

علی رغم افزایش سطح آگاهی و اصلاح ارگونومی، شیوع اختلالات کمری در محیط های کاری رو به افزایش است (3). در جوامع صنعتی آسیب‌های کمر و ستون فقرات باعث 185 میلیون روز مرخصی از کار در سال شده که چیزی حدود 33 درصد کل مرخصی ها را شامل می شود(1).

کارگران بطور مداوم در معرض فعالیت هایی مثل بلند کردن های مکرر ، خم شدن و چرخیدن تنه هستند که این عوامل خطر آسیب‌های مرتبط به خستگی (Fatigue-related injury) را افزایش می‌دهد(۴،۵). تلاش هایی در جهت کاهش شیوع آسیب های عضلانی – اسکلتی ناشی از فعالیت هایی مثل بلند کردن ، پایین گذاشتن و حمل کردن اشیاء در محیط های کاری انجام شده که از آن جمله می توان به استفاده از وسایل کمکی مانند کمربند، حمایت کننده‌های تنه و ... اشاره کرد(۶،۷).

اختلافات موجود بین نتایج مطالعات انجام شده در زمینه اثرات استفاده از حمایت کننده ها نشان میدهد که هنوز شواهد کافی برای مفید دانستن یا بی اثر خواندن آنها وجود ندارد(۸،۹، 10، 11، 12). در زمینه تاثیر حمایت کننده ها بر روی فعالیت عضلات تنه و به ویژه عضلات خلف کمر نتایج متفاوتی ارائه شده است. اختلاف نظرات موجود را شاید بتوان به نوع حمایت کننده مورد استفاده و روش های اندازه گیری به کار رفته نسبت داد. بنابر این لازم است مطالعات تکمیلی بیشتری با روش ها و ابزارهای دقیق تر انجام گیرد. از آنجایی که بیشتر آسیب های ستون فقرات کمری به هنگام انجام حرکات ترکیبی تنه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

اتفاق می افتد ، بررسی و مطالعه چنین حرکاتی اهمیت بیشتری خواهد داشت.

یکی از عمده ترین فعالیت های روزانه که باعث ایجاد این الگوهای ترکیبی حرکت در فقرات کمری می شود بلند کردن اجسام از سطح زمین و قرار دادن آنها بر روی سطوح بالاتر و یا برعکس این حرکت است.

در سال 1992پنجابی مدل ثباتی ستون فقرات را مطرح نمود که در آن ثبات ستون فقرات را مدیون سه جزء ، غیرفعال شامل ستون مهره ها ، لیگامان ها ودیسک بین مهره ای، فعال شامل عضلات پوشاننده ستون مهره ای و واحد کنترل عصبی که مسول ارزیابی و تعیین نیازمندی های ثبات و پاسخ مناسب عضلات است ، دانست(13). علی رغم شرایط پاتولوژیک مختلف 85 درصد افراد کمر دردی ، دچار کمر درد غیر اختصاصی مزمن هستند که در مطالعات رادیولوژیکی آنها اختلالی مشاهده نمی شود (14). شواهد محکمی مبنی بر اختلالات کنترل حرکت در افراد با کمر درد غیر اختصاصی مزمن وجود دارد (۱۵،۱۶).

اگرچه مطالعات اولیه عملکرد عضلات تنه ، به بررسی قدرت و تحمل عضلات می پرداخت ، اخیرا توجه به مسائلی مثل کنترل حرکتی این عضلات متمایل شده است.عضلات تنه باید قدرت و تحمل کافی برای کنترل تنه را داشته باشند اما کارایی سیستم عضلانی وابسته به کنترل کننده آن یعنی سیستم عصبی مرکزی است.فعالیت عضلانی تنه باید بگونه ای هماهنگ صورت گیرد که موجب کنترل مهره ها ،حرکات انتقالی و چرخشی بین مهره‌ای و کنترل بدن حین انجام حرکات ترکیبی تنه شود (17).

یکی از روش‌هایی که به ارزیابی سیستم کنترل حرکتی می‌پردازد استفاده از شاخص پاسخ ارادی(voluntary response index) است(۱۸،۱۹،۲۰). ارزیابی همزمان اطلاعات بدست آمده از فعالیت الکترومایوگرافی (Electromyography:EMG) سطحی چندین عضله از ویژگی‌های این روش است. به این ترتیب به جای بررسی عضلات به صورت تک تک و جدا از هم ،عملکرد تمام عضلات درگیر با برآیندی کلی محاسبه و نتیجه به صورت یک عدد بیان می شود.بررسی الگوهای الکترومایوگرافی سطحی چند کاناله با استفاده از ضریب قرینگی این امکان را فراهم می آورد که جنبه های مختلف موتور کنترل مانند زمان بندی و توزیع را ارزیابی نماید.

هدف از این مطالعه بررسی تاثیر حمایت کننده ی کمری – خاجی بر روی یکی از شاخص های کنترل حرکتی در حین بار برداری های قرینه است.

روش بررسی

جامعه مورد آزمایش:

در این مطالعه، تعداد20 مرد سالم در محدوده سنی 20 تا حدود 30 سال و بدون داشتن کمردرد در طی حداقل 6 ماه گذشته مورد بررسی قرار گرفتند.

میانگین سن، قد، وزن و شاخص جرم بدن در افراد شرکت کننده در این مطالعه به ترتیب 25/21 سال، 180 سانتیمتر، 73 کیلوگرم ،44/22 کیلوگرم بر مجذور متر بود. مشخصات دموگرافیک این افراد در جدول 1 آمده است.

جدول1- مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده در این مطالعه(تعداد 20 نفر)

متغییر	میانگین	حداکثر	حداقل	انحراف معیار
سن	25/21	00/26	00/20	48/1
قد	180	198	168	06/
وزن	05/73	00/87	00/55	91/8
BMI	44/22	79/27	57/17	59/2

*BMI= Body Mass Index

پس از آشنایی شرکت کنندگان با مراتب آزمایش، آماده سازی آنها و اخذ رضایتنامه کتبی، مراحل آزمایش شروع شد.

روش الکترود گذاری :

عضلات شامل ارکتوراسپاین (ES)، مولتی فیدوس (MF) ،مایل خارج شکمی چپ(LEO) ،مایل داخل شکمی راست (RIO) و راست شکمی راست (RRA)بودند. . قبل از قرارگیری الکترودها روی محل های مورد نظر، پوست آن مناطق بدون مو شده و با الکل تمیز می شد. به منظور اطمینان از ثبت سیگنال از عضلات مورد بررسی و جلوگیری ازcross- talk ، الکترود گذاری بر اساس روش های استاندارد موجود انجام می شد.

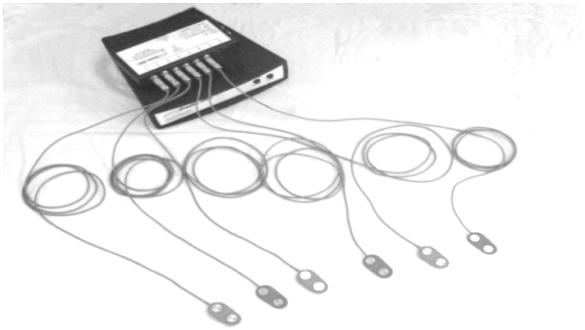
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

برای عضله ES الکترودها به طور موازی در دو طرف ستون فقرات به موازات مهره سوم کمری L3 و به فاصله سه سانتیمتر از خط وسط کمر بر روی بطن عضله قرار می گرفت.برای ثبت از عضله MF، دو جفت الکترود سطحی هم راستا با خطی که PSIS را به فضای بین مهره ای L1,L2 وصل می کند در سطح زائده خاری مهره پنجم کمری و حدودا به فاصله 2-3 سانتیمتری از خط وسط کمر قرار می گرفت.

جهت ثبت فعالیت عضله LEO الکترودها در 15 سانتیمتری طرف چپ ناف قرار داده شده و جهت ثبت فعالیت عضله RIO الکترودها حدودا در وسط فاصله بین خار خاصره قدامی فوقانی و سمفیزپویس بالای لیگامان اینگوینال قرار می‌گرفت. برای ثبت فعالیت عضله RRA الکترودها 3 سانتیمتر خارج ناف در سمت راست قرار می گرفت(16).

روش ثبت فعالیت عضلات:

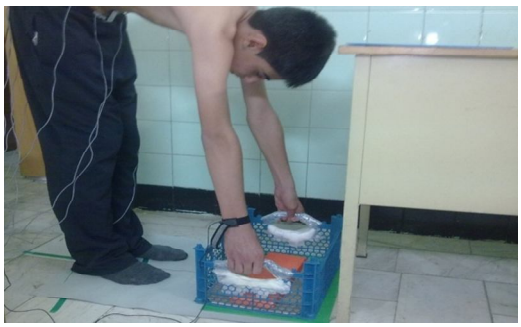
در این مطالعه به منظور ثبت فعالیت عضلات تنه از دستگاه الکترومیوگرافی 8 کاناله Biometrics، مدل Datalink استفاده گردید (شکل 1). این دستگاه دارای قابلیت نمایش لحظه ای و هم زمان سیگنال های مربوط به فعالیت عضلات بر روی نمایشگر کامپیوتر می باشد. با استفاده از هفت الکترودسطحی نقره – کلرید نقره، سیگنال های الکترومیوگرافی با پهنای باند 10 تا 500 هرتز و با فرکانس نمونه برداری 1000 هرتز از هفت عضله تنه جمع آوری شدند. همانطور که ذکر شد الکترودها در راستای فیبر عضلات در محلهای مشخص شده ثابت گشت و الکترود زمین نیز به زائده استیلوئید استخوان اولنا متصل گردید.



شکل1- دستگاه الکترومیوگرافی Datalink

انجام آزمایش

پس از نصب الکترودها و مطمئن بودن از ثبت مناسب ، فرد در مقابل میز هدف به ارتفاع 80 سانتیمتر در حالت ایستاده راحت به فاصله 65 سانتیمتر از کناره میز قرار گرفته و سبد حامل بار به نحوی بین سطح اتکا فرد و میز هدف قرار میگرفت که مرکز آن 35 سانتیمتر با میانه خط بین دو مالئول فاصله داشته باشد. فاصله قرارگیری دسته سبد تا سطح زمین 10 سانتیمتر ، میزان جا به جایی وزنه از سطح زمین تا سطح هدف 80 سانتیمتر و درجه coupling دستگیره بین 1- 0/9. محاسبه شده بود. در سبد حامل بار وزنه‌های محاسبه شده از کم به زیاد (5/5،5/7،5/9و 12/5کیلوگرم) قرار می‌گرفت و فرد هر بار یک وزنه را در وضعیت فلکشن کامل تنه و ران با صاف بودن زانوها از سطح زمین بلند کرده و بر روی سطح میز هدف قرار می داد به نحوی که سبد بر روی میز در محلی که قبلا توسط مارکر مشخص شده بود قرار می‌گرفت(شکل 2).



شکل2- وضعیت شروع در حالت قرینه

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

فرد به مدت 1 ثانیه در وضعیت فوق قرار گرفته و سپس با بلند کردن سبد از روی میز هدف آن را در حرکت برگشت بر روی زمین روی نقشه شروع که علامت گذاری شده بود قرار می داد. نمونه به محض مشاهده روشن شدن یک لحظه نگار(event marker) که به دستگاه EMG نیز وصل بود شروع به خم شدن به طرف جلو می کرد. برای سهولت در تشخیص مراحل مختلف بلند کردن و پایین گذاشتن وزنه ها از روی سیگنال های EMG، فرد آزمونگر در پنج مرحله ی شروع حرکت ،لحظه برداشتن سبد از زمین، لحظه گذاشتن سبد روی میز، لحظه برداشتن سبد از روی میز و لحظه گذاشتن سبد روی زمین لحظه نگار را فشار میداد.

فرد پس از انجام مراحل فوق کنار میز بر روی صندلی به مدت سه دقیقه استراحت کرده و سپس در مراتب بعدی بلند کردن وزنه ها قرار می گرفت.

نمونه‌ها مراحل فوق را بار دیگر بعد از بستن حمایت کننده به همان شیوه قبلی تکرار می‌کردند. حمایت کننده مورد استفاده در ایـن مطالعه، یک حمـایت کننده کمری- خـاجی الاستیـک و توری شکل بوده و چهار بار فلزی خلفی داشت. پهنای آن در خلف، 30 سانتی‌متر و در قدام 20 سانتی‌متر بود. این حمایت کننده به گونه ای پوشیده می‌شد که بارهای فلزی آن در خلف قرار گرفته و به سمت جلو کشیده شده و با ولکرو سفت می شد. به منظور جلوگیری از اعمال فشار مستقیم حمایت کننده برروی الکترودها، اسفنج هایی به ضخامت 2 سانتی متر روی آنها قرار داده می شد.

یافته ها

به منظور تحلیل یافته های آماری ، از آزمون Paired-sampels t test برای بررسی تاثیر استفاده از کمربند بر روی ضریب قرینگی (Symmetrical Index:SI) به صورت جداگانه حین بلند کردن و پایین گذاشتن وزنه های 5/5 ، 7/5 ، 9/5 و 12/5استفاده شد.

مقایسه مقادیر ضریب قرینگی در فاز برداشتن سبد (lifting) در حالت قرینه در بارهای 5/5 ،7/5 ،9/5 و12/5 کیلوگرم بین دو شرایط با کمربند و بدون کمربند در جدول 2 آورده شده است.

جدول 2- مقایسه مقادیر ضریب قرینگی در فاز برداشتن سبد (lifting) در حالت قرینه در بارهای 5/5 ،7/5،9/5 و12/5 کیلوگرم بین دو شرایط با کمربند و بدون کمربند

	بار	میانگین تفاضل	انحراف معیار	سطح معنی دار
ضریب قرینگی	5/5کیلوگرم	0/02	0/03	0/005
	7/5کیلوگرم	0/02	0/04	0/01
	9/5کیلوگرم	0/01	0/03	0/07
	12/5کیلوگرم	0/01	0/02	0/05

مقادیر جدول 2 نشان می‌دهد که استفاده از کمربند حین بلند کردن وزنه‌های 5/5،7/5و12/5 در حالت قرینه باعث افزایش معنی‌دار ($p\leq 0/05$) در میزان ضریب قرینگی نسبت به شرایط بدون کمربند شده است .

مقایسه مقادیر ضریب قرینگی در فاز گذاشتن سبد (Lowering) در حالت قرینه در بارهای 5/5،7/5،9/5 و12/5 کیلوگرم بین دو شرایط با کمربند و بدون کمربند در جدول 3 آورده شده است.

جدول 3- مقایسه مقادیر ضریب قرینگی در فاز گذاشتن سبد (Lowering) در حالت قرینه در بارهای5/5 ،7/5 ،9/5 و 12/5 کیلوگرم بین دو شرایط با کمربند و بدون کمربند

	بار	میانگین تفاضل	انحراف معیار	سطح معنی دار
ضریب قرینگی	5/5کیلوگرم	0/00	0/06	0/82
	7/5کیلوگرم	0/02	0/08	0/29
	9/5کیلوگرم	0/00	0/04	0/32
	12/5کیلوگرم	0/00	0/05	0/72

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

مقادیر جدول 3 نشان می دهد که استفاده از کمربند حین پایین گذاشتن وزنه‌های 5/5، 7/5، 9/5 و12/5 در حالت قرینه باعث تغییر معنی دار($p\leq 0/05$) در میزان ضریب قرینگی نسبت به شرایط بدون کمربند نشده است.

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده از کمربند باعث افزایش معنی دار در میزان ضریب قرینگی حین بلند کردن بار شده است. ضریب قرینگی بیانگر نحوه توزیع الگوی EMG است که در صورت منطبق بودن الگوی EMG در حین حرکت ارادی با الگوی prototype (پیش الگو) ، مقدارضریب قرینگی مساوی یک در نظر گرفته می شود بدین معنا که رفتار بیشترین قرینگی را دارد، ، به عبارت دیگر اگر فرض شود برآیند عملکرد عضلات(Mag) درشرایط ایده آل دارای جهت و اندازه مشخصی باشد ، فاصله Mag در ثبت بدست آمده از عضلات مختلف به چه میزان است. یعنی $\cos\alpha$ چه مقدار است (α = زاویه بین Mag شرایط prototype نسبت به شرایط آزمایش) که در صورت منطبق بودن دو شرایط $\cos 0^\circ = 1$ می شود.

همانطور که می دانیم حین بلند کردن اجسام عضلات اکستانسور کمر به صورت کانسنتریک وارد عمل شده و با شدت بیشتری نسبت به عضلات شکمی که به شکل اکسنتریک فعالند ، عمل می کنند.مطالعات گذشته نشان دادند که به دنبال استفاده از کمربند حین بلند کردن اجسام ، فعالیت عضلات اکستانسور کاهش و فعالیت عضلات شکمی در برخی موارد بدون تغییر و در مواردی به دنبال ایجاد مانور والسالوا افزایش نشان می دهد(21، ۲۲،۲۳). یافته‌های این مطالعه نیز موید این نکته است که استفاده از کمربند باعث ایجاد هماهنگی بیشتر در فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست تنه حین بلند کردن وزنه‌ها شده است و میزان ضریب قرینگی افزایش یافت. اخیرا" کاظمی و همکاران در مطالعه‌ای با عنوان بررسی تغییرات کنترل حرکت در عضلات تنه به ازای حمل بار در افراد ورزشکار و غیر ورزشکار از ضریب قرینگی به عنوان یکی از شاخص های کنترل حرکت استفاده نمودند. آنها با مقایسه ضریب قرینگی در دو فاز بلند کردن و پایین گذاشتن بار به این نتیجه رسیدند که میزان ضریب قرینگی در گذاشتن بار بر روی زمین بیشتر از برداشتن بار است. از آنجا که گذاشتن بار بر روی زمین نیاز به کنترل بیشتری در سیستم نورو موتور دارد، این یافته بدیهی به نظر می‌رسد همچنین به دلیل نیاز بیشتر به کنترل حرکتی در فاز پایین گذاشتن بار و انقباض اکسنتریک در عضلات پشتی، هم انقباضی عضلات در این فازافزایش می یابد(24). از آنجا که به طور ذاتی الگوی فعالیت عضلات تنه در فاز پایین گذاشتن بارنسبت به بلند کردن آن بیشتر گزارش شده است استفاده از کمربند باعث تغییر معنی داری در ضریب قرینگی حین پایین گذاشتن بار نشد.

قدردانی

این مقاله حاصل (بخشی از) پایان نامه تحت عنوان بررسی تاثیر حمایت کننده کمری –خاجی برروی استراتژی‌های کنترل عضلات تنه حین حمل بار در مقطع کارشناسی ارشد در سال 1390 می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران اجرا شده است.

REFERENCES

1. Andersson GBJ. Epidemiological features of chronic low back pain. Lancet1999;354(9178):581–585
2. Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults .Prevalence and associated disability. J Manipulative Physiol Ther 2004;27(4):238–44.
3. De Luca CJ. Low back pain: a major problem with low priority. J Rehabil Res Dev1997;34(4):vii–viii.
4. Dolan P, Adams MA. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. J Biomech1998;31(8):713–21.
5. Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine lumbar curvature in lifting. J Spinal Disord 1999;12(5):436–47.
6. Cholewicki J, McGill KC, Shah KR, and Lee AS. The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. Musculoskeletal Disorders 2010; 11:154
7. Abdoli-E M, Agnew MG, Stevenson JM. An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. Clinical Biomechanics 2006; 21: 456–465
8. Arjmand N, and Shirazi-Adl A. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J 2006;15:1265-275.
9. Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ, and Morrisette DC. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. J Biomech 2007;40:1731-1736.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

10. Lee YH, and Kang SM. Effects of belt pressure and breath held on trunk electromyography. Spine 2002;27:282-290.
11. Marras WS, Jorgensen MJ, and Davis KG. Effect of foot movement and an elastic lumbar back support on spinal loading during free-dynamic symmetric and asymmetric lifting exertions. Ergonomics 2000;43(5):653-668.
12. McGill SM, Norman RW, and Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. Ergonomics 1990;33:147-60.
13. Panjabi MMT. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disorder 1992; 5: 389-390
14. DillinghamT. Evaluation and management of low back pain. an overview, State of the Art Reviews 1995; 3: 559–574
15. Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Stevens VK, De Cuyper HJ. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine 2001; 26: 114–121.
16. Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. Journal of Spinal Disorders 1998; 11: 46–56
17. Hodges PW, Lorimer Moseley G. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003;13:361–370
18. Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, Olyaei GR, Reazasoltani A. trunk muscles fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index . J Back Musculoskelet Rehabil., 2011;24:17-22
19. Lin J, Lim HK, Soto-quijano DA, Hanten Sharon L, Olson SL, Roddey TS, Sherwood AM. Altered patterns of muscle activation during performance of four functional tasks in patients with shoulder disorders:interpretation from voluntary response index. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006;16: 458–468
20. LeeDC, LimHK, McKay WB, Priebe MM, Holmes SA,Sherwood AM. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). Journal of Electromyography and Kinesiology 2004;14: 379–388
21. Frost DM, Abdoli-E M, Stevenson JM. PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/ extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19: 403–412
22. Abdoli-E M, Agnew MG, Stevenson JM. An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spine during lifting tasks. Clinical Biomechanics 2006; 21: 456–465
23. LeeY and Kang S. Effect of belt pressure and breath held on trunk electromyography. Spine 2001;3: 282–290
24. Kazemi P, Talebian S, Olyaei GR, Mousavi SJ. The effect of lifting on trunk muscle motor control in athlete and non-athlete subjects. MSc Thesis in Physical Therapy 2011;125,133.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

Research Article

Effect of lumbo-pelvic belt on motor control strategy of trunk muscles during lifting and lowering of different loads symmetrically

Ghofrani M[1], Olyaei GR[2*], Talebian S[2], Bagheri H[2]

1. MSc in Physical Therapy
2. Full Professor of Phsical Therapy, Rehabilitation School of Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: In spite of massive knowledge increase and ergonomic correction, lumbar disorders extremely prevail in working environments. Efforts have been made in order to decrease prevalence of musculoskeletal disorders caused by lifting, carrying and pulling down objects by using some belts. The purpose of this research is to determine the effect of lumbo-pelvic belt in symmetrical load lifting on one of motor control indexes.

Materials and Methods: In this research twenty men were asked to lift objects with different weights of 5.5, 7.5, 9.5 and 12.5 kg in position of complete trunk and hips flexion and knees extension using and not using belt and put them on the target desk. Surface Electromyography has been recorded from two pairs of back muscles and three of abdominal muscles.

Results: Lifting different loads with belt showed significant increase in symmetrical index ($p<0.05$).

Conclusion: Using belt brings about more coordination in trunk agonist and antagonist muscles activity while lifting the loads.

Key words: Surface electromyography, Lumbo-pelvic belt, Symmetrical index, Lumbar spine

***Corresponding author**: Gholamreza Olyaei, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

Email:olyaeigh@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]