مطالعات طب ورزشی شماره ۱۲، پاییز و زمستان ۱۳۹۱، صص ۲۶-۱۳

اثر کمربند وزنه برداری بر تغییرات الکترومیوگرافیکی برخی عضلات درگیر در حرکت لیفت وزنه

مهدی نعمتی معز[۱]، مهرداد عنبریان[۲]، محمد جواد رضی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۰/۲۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۵/۰۲

چکیده

ورزشکاران رشته‌هایی مانند وزنه برداری، پاورلیفتینگ و بدن‌سازی به‌طور مکرر از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند. ورزشکاران به دو دلیل عمده شامل: پیشگیری از بروز آسیب دیدگی و بهبود عملکرد ورزشی از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند، اما در میان پژوهشگران در مورد فواید استفاده از کمربند ابهاماتی وجود دارد که نیازمند بررسی دقیق است. هدف این پژوهش بررسی اثر کمربند وزنه برداری بر فعالیت الکترومیوگرافی برخی عضلات حین اجرای حرکت لیفت است. هشت نفر از ورزشکاران رشتهٔ پاورلیفتینگ (سن: ۳/۸ ± ۲۱/۵ سال، قد ۷/۷ ± ۱۷۵/۷۵ سانتی‌متر و وزن: ۱۱/۲ ± ۸۲/۷۵ کیلوگرم) فاقد سابقهٔ کمردرد در این مطالعه شرکت کردند. از ورزشکاران خواسته شد تا حرکت لیفت را با وزنهٔ انتخابی ۸۰ تا ۲۷۰ کیلوگرم را در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند اجرا کنند. حین اجرای حرکت لیفت، فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات راست شکمی، مایل خارجی شکم، مایل داخلی شکم، عضلات بازکنندهٔ ستون فقرات با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. نتایج سه مرحلهٔ برداشتن وزنه، مکث و پایین آوردن اختلاف معنی‌داری را در فعالیت عضلات در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند نشان نداد. با توجه به فرضیهٔ افزایش ثبات تنه حین استفاده از کمربند، به نظر می‌رسید فعالیت عضلات بازکنندهٔ ستون فقرات کاهش یابد که پیامد آن کاهش فشار وارد بر ستون فقرات است. اما در این مطالعه افزایش فعالیت عضلات مذکور حین استفاده از کمربند مشاهده شد که با فرضیهٔ ثبات تنه حین استفاده از کمربند در تناقض است.

واژگان کلیدی: کمربند وزنه برداری، حرکت لیفت، الکترومیوگرافی عضلات تنه.

۱ و ۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا
۲. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا (نویسنده مسئول)

مقدمه

استفاده از کمربند وزنه برداری در میان ورزشکاران رشته‌هایی مانند وزنه برداری، پاورلیفتینگ و بدن‌سازی جایگاه خاصی دارد. به‌طور کلی، ورزشکاران به‌منظور جلوگیری از بروز آسیب دیدگی و بهبود عملکرد ورزشی (۱) یا حتی گاهی به تقلید از دیگران (۲) از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند. برخی محققان جنبه‌های مختلف کلینیکی، بیومکانیکی، فیزیولوژیکی و روان‌شناختی استفاده از کمربند وزنه برداری را مطالعه کرده‌اند؛ به‌عنوان مثال، هانتر[1] و همکارانش ویژگی‌های فیزیولوژیکی به‌کار بردن کمربند وزنه برداری را بررسی و گزارش کردند که کمربند باعث افزایش فشار خون و ضربان قلب می‌شود؛ در نتیجه استفاده از کمربند برای افراد مبتلا به بیماری‌های قلبی می‌تواند خطرناک باشد (۳). مک کوی[2] و همکارانش هم از دیدگاه روان‌شناختی بیان می‌کنند که کمربند می‌تواند باعث ایجاد احساس کاذب ایمنی در برابر آسیب در فرد شود و عاملی برای ایجاد صدمات جدی در ورزشکاران باشد (۴).

دردهای کمر و پشت از مشکلات عضلانی - اسکلتی شایع است و بلند کردن بار و اجسام از عوامل مکانیکی اصلی بروز کمر درد به شمار می‌رود (۵). در مشاغل و ورزش‌های مختلف که با بلند کردن وزنه و بار سروکار دارند، ابتلا به دردهای کمر و پشت شایع است. در این بین ابتلا به کمردرد در پاورلیفتینگ بسیار شایع است به‌طوری که حدود ۲۶٪ از آسیب‌های این رشته را به خود اختصاص داده است (۶). از منظر بیومکانیکی، مطالعات نشان داده است فشار ایجادشده در ناحیهٔ کمر هنگام بلند کردن بار از عوامل مهم بروز کمردرد محسوب می‌شود (۷). به‌طور کلی، مطالعات متعددی نیروهای وارد بر ستون فقرات (۸)، تغییرات فشار درون شکمی (۹- ۱۱) و دامنهٔ حرکتی (۱۲- ۱۴) را هنگام استفاده از کمربند وزنه برداری مطالعه کرده‌اند. مک‌گیل[3] بر اساس مطالعات خود و پژوهش‌های اخیر در مورد کمربند وزنه برداری اظهار می‌دارد که کمربند باعث ثبات تنه حین برداشتن وزنه‌های سنگین می‌شود و در کاهش خطر آسیب دیدگی ستون فقرات مؤثر است. وی همچنین اعتقاد دارد که کمربند از طریق خاصیت الاستیکی به مقدار اندکی در ایجاد گشتاور تنه هنگام خم شدن مؤثر است. البته چنانچه وضعیت طبیعی کمر در حین بلند کردن بار حفظ شود، این خاصیت به کمترین میزان می‌رسد؛ به عبارت دیگر، ورزشکار برای بهره گرفتن از فواید کمربند باید خود را در معرض خطر آسیب‌دیدگی قرار دهد

1 . Hunter
2 . Mc Coy
3. Mc Gill

(۲). از دیدگاه مکانیکی برای بلند کردن وزنه، گشتاور فلکسوری به‌دلیل خم کردن تنه ایجاد می‌شود که باید کنترل و متعادل شود. این عمل توسط عضلات ناحیهٔ کمری، به‌ویژه اکستنسورهای تنه با ایجاد گشتاور اکستنسوری کنترل می‌شود. اکستنسورهای عمقی ناحیهٔ کمر در ثبات ستون فقرات نقش مهمی دارند، اما اکستنسورهای سطحی نظیر ارکتور اسپاینه با دارا بودن بازوی گشتاوری بلند و خط کشش مناسب در باز شدن نواحی کمری و سینه‌ای تنه مؤثرند و اکستنسور اولیه محسوب می‌شوند. البته به نظر می‌رسد برای بلند کردن وزنه‌های سنگین عملکرد اکستنسورهای تنه به تنهایی قادر به کنترل و ایجاد گشتاور اکستنسوری نباشند و به دخالت سازوکارهای دیگر نیاز است. در این رابطه، وایت و پنجابی (۱۹۹۰) سازوکار فشار درون شکمی را مطرح می‌کنند (۱۵) در حالی که مک گیل و نورمن (۱۹۸۶) ضمن اشاره به فشار درون شکمی که عمدتاً توسط عضلات شکمی ایجاد می‌شود، به سازوکار دیسک و لیگامنت‌ها اشاره دارند (۱۶). به هر حال، به نظر می‌رسد دلایل استفاده از کمربند در بلند کردن وزنه و بار به تأثیر مستقیم یا غیرمستقیم آن بر عواملی نظیر سازوکار فشار درون شکمی و کاهش فعالیت عضلات اکستنسور تنه مربوط است (۱۷). در مورد تأثیر افزایش فشار درون شکمی بر ستون فقرات دو نظریه در میان پژوهشگران وجود دارد. گروهی اعتقاد دارند افزایش فشار درون شکمی با اعمال نیرویی هیدرواستاتیکی روی دیافراگم در ایجاد گشتاور اکستنسوری تنه ایفای نقش می‌کند و در نتیجه می‌تواند فشار و بار اعمال شده روی ستون فقرات را کاهش دهد (۱۸- ۲۰) و در مقابل این فرضیه -که برخی محققان در مورد آن تردید دارند- عده‌ای نیز فرضیهٔ غالبی را مطرح می‌کنند مبنی بر اینکه ممکن است انقباض عضلات دیوارهٔ شکمی در برابر این سازوکار (فشار حفره شکمی) عاملی برای ثبات بخشی به ستون فقرات باشد (۲۱- ۲۳) البته اصول دقیق این نظریه هنوز مورد بحث است.

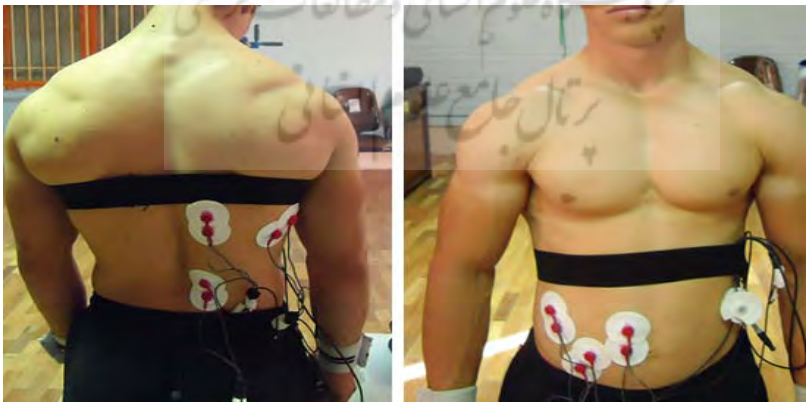
برخی محققان هم گزارش کرده‌اند که استفاده از کمربند و ارتز در ناحیهٔ کمری - خاجی در کاهش درد کمر و میزان فشار بر ستون فقرات کمری -که با تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات تنه همراه است- مؤثر است. کولویسکی (۲۰۰۴) بیان کرد که کاهش فعالیت عضلات تنه، به‌ویژه اکستنسورهای تنه هنگام استفاده از کمربند وزنه برداری می‌تواند باعث کاهش نیروی فشاری بر ستون فقرات شود (۱۷). در واقع، کاهش فعالیت عضلات بازتاب توانایی کمربند در حمایت از گشتاور تنه برای انجام کار مورد نظر است (۱۰، ۱۷). با وجود تحقیقات موجود، هنوز روی نحوهٔ دقیق عملکرد کمربند در فعالیت عضلانی مرتبط با فشار درون حفرهٔ شکمی یا فشارهای وارد بر ستون فقرات اجماع وجود ندارد. از سوی دیگر، به فعالیت عضلات تنه در حرکت لیفت و نقش مداخله‌ای کمربند توجه اندکی شده است؛ از این رو پژوهش حاضر در نظر

دارد فعالیت عضلات تنه را در دو وضعیت استفاده از کمربند و بدون کمربند حین انجام حرکت لیفت در رشتهٔ پاورلیفتینگ بررسی کند. فرضیهٔ ما در پژوهش حاضر کاهش فعالیت عضلات اکستنسور تنه هنگام استفاده از کمربند در اجرای حرکت لیفت است که می‌تواند باعث ثبات ستون فقرات شود.

روش‌شناسی پژوهش

هشت نفر از پاورلیفترهای شهر همدان (متوسط سن: ۳/۸ ± ۲۱/۵ سال، قد: ۷/۷ ± ۱۷۵/۷۵ سانتی‌متر و وزن: ۱۱/۲ ± ۸۲/۷۵ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. هر ورزشکار پس از اعلام موافقت خویش برای شرکت در این تحقیق، وارد مطالعه شد. آزمودنی‌ها فاقد هر گونه سابقهٔ کمردرد مزمن و آسیب قبلی و بی‌ثباتی در ناحیهٔ کمر بودند. همهٔ آزمودنی‌ها بیش از یک سال سابقهٔ کار با وزنه داشتند.

قبل از ثبت فعالیت عضلات به‌وسیلهٔ الکترودهای سطحی، موهای زائد محل‌های مورد نظر تراشیده شد. سپس، پوست قسمت مورد نظر با الکل تمیز شد. آن‌گاه، الکترودهای چسبندهٔ یک بار مصرف Ag/AgCl در حد فاصل ناحیهٔ عصب‌دهی و تاندون انتهایی عضلات با فاصلهٔ مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر به صورت یک‌طرفه، در سمت راست بدن روی عضلات قرار داده شدند (شکل ۱). نحوهٔ قرارگیری الکترودها روی عضلات مورد نظر عبارت بود از: ۳ سانتی‌متری راستای ناف برای عضلهٔ راست شکمی، ۱۵ سانتی‌متری راستای ناف برای عضلهٔ مایل خارجی شکم، قسمت تحتانی داخلی خار خاصرهٔ قدامی فوقانی برای عضلهٔ مایل داخلی شکم، ۵ سانتی‌متری زائدهٔ خاری مهرهٔ نهم پشتی برای عضلات اکستنسور ستون فقرات در ناحیهٔ سینه‌ای تنه و ۳ سانتی‌متری زائدهٔ خاری مهرهٔ سوم کمری برای عضلات اکستنسور ستون فقرات ناحیهٔ کمری تنه (۲۴).



شکل ۱. محل نصب الکترودهای سطحی

فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه در این تحقیق به‌وسیلهٔ سیستم الکترومیوگرافی ME6000 ساخت فنلاند با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. به‌علت ماهیت تغییرپذیر سیگنال‌های الکترومیوگرافی، برای نرمال کردن سیگنال‌های خام جمع‌آوری شده از روش حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی[1] استفاده شد (۲۵). به این منظور، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضلات مورد بررسی هر ورزشکار در زاویهٔ دلخواه (۲۶) ثبت می‌شد. برای عضلات شکمی، آزمودنی‌ها در وضعیت حرکت دراز و نشست قرار گرفته، در برابر مقاومت ایجادشده توسط آزمونگر سعی در انجام حرکت دراز و نشست داشتند. سپس، ورزشکاران فلکشن جانبی را در سمت راست و چپ انجام دادند. برای گروه عضلات اکستنسوری تنه، ورزشکار به صورت دمر روی میز قرار می‌گرفت به شکلی که تنه از لبهٔ میز بیرون بود و در برابر مقاومت ایجادشده توسط آزمونگر، سعی بر انجام حرکت اکستنشن تنه می‌کرد (۲۷). هر انقباض سه بار و در هر نوبت به مدت ۳ ثانیه حفظ می‌شد. یک دقیقه استراحت نیز بین هر حرکت در نظر گرفته می‌شد. هرچند ایجاد مقاومت دستی برای به‌دست آوردن حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی روشی مرسوم است (۳۹)، اعمال مقاومت یکسان در تمامی آزمودنی‌ها محدودیت به شمار می‌رود.

برای تحلیل اطلاعات خام الکترومیوگرافی، از نرم‌افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. مقادیر RMS عضلات با توجه به مراحل اجرای حرکت لیفت (بلند کردن وزنه، مکث و پایین آوردن وزنه)، به مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی به‌دست آمده از عضلات هر آزمودنی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد.

نحوهٔ انجام حرکت لیفت: آزمودنی‌ها برای انجام آزمایش‌ها از کمربند منطبق با استاندارد فدراسیون بین‌المللی پاورلیفتینگ از جنس چرم طبیعی به عرض ۱۰ سانتی‌متر و ضخامت ۶ میلی‌متر استفاده کردند (۲۸). ورزشکاران، پس از گرم کردن بدن برای انجام شش حرکت لیفت (سه حرکت بدون کمربند و سه حرکت با کمربند وزنه برداری) طبق مقررات فدراسیون بین‌المللی پاورلیفتینگ آماده شدند (۲۸). برای ایجاد موقعیت طبیعی، از ورزشکاران خواسته شد تا وزنه‌های انتخابی خود را با توجه به سطح تمرینات و آمادگی جسمانی خویش انتخاب کنند. روش خودانتخابی میزان وزنه که در این تحقیق استفاده شد، پیشتر نیز توسط برخی محققان پیشنهاد شده بود (۴، ۲۹). دامنهٔ وزنه‌های انتخاب‌شده از سوی ورزشکاران بین ۸۰ کیلوگرم تا ۲۷۰ کیلوگرم متغیر بود. گفتنی است در میان ورزشکاران تنها یک نفر وزنهٔ ۸۰

1. Maximum voluntary Isometric Contraction (MVIC)

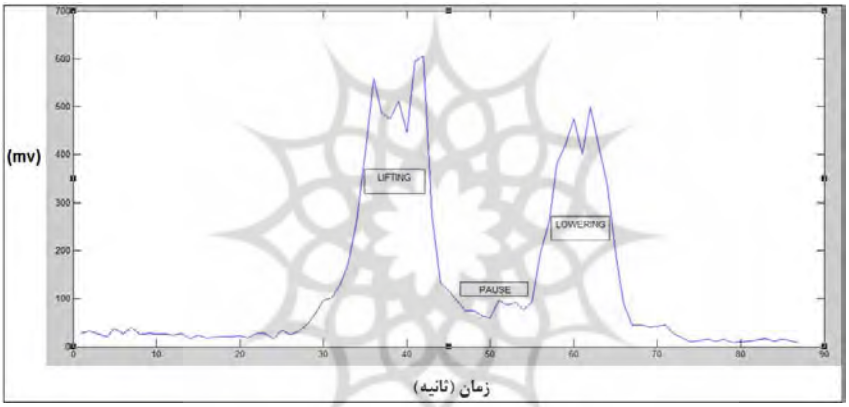
کیلوگرمی را انتخاب کرد و بقیه وزنه‌های بیش از ۱۵۰ کیلوگرم را انتخاب کردند. بین هر حرکت ۳ تا ۵ دقیقه استراحت برای ورزشکاران در نظر گرفته می‌شد. ورزشکاران پس از اعلام آمادگی، وزنهٔ مورد نظر را لیفت می‌کردند و پس از کسب وضعیت صحیح، مکث می‌کردند و وزنه را پایین می‌آوردند (شکل ۲). ورزشکاری که وزنهٔ ۲۷۰ کیلو گرمی را انتخاب کرده بود در انجام حرکت آخر خود ناموفق بود و مجموع حرکات وی به پنج حرکت رسید. در مجموع، با توجه به تجربه و جنبهٔ روانی آزمودنی‌ها، سه حرکت اول بدون کمربند و سه حرکت بعدی با کمربند وزنه برداری انجام می‌شد و میزان سفتی کمربند نیز توسط خود ورزشکار تنظیم می‌شد (۲۹). بین هر تکرار ۵ دقیقه استراحت منظور شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های از آزمون t همبسته در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

شکل ۲. اجرای حرکت لیفت توسط ورزشکار در وضعیت استفاده از کمربند

یافته‌های پژوهش

همان‌طور که در جدول ۱ آمده است، نتایج بیانگر نبود اختلاف معنی‌دار بین فعالیت عضلات با استفاده از کمربند و بدون استفاده از کمربند حین اجرای حرکت لیفت بود. عضلهٔ راست شکمی و عضلهٔ مایل داخلی شکم در هر سه مرحلهٔ حرکت لیفت با بستن کمربند، در مقایسه با لیفت بدون استفاده از کمربند تغییر بسیار ناچیزی (حدود ۱٪) داشتند. عضلهٔ مایل داخلی

شکم در مرحلهٔ بلند کردن وزنه بدون تغییر، در مرحلهٔ مکث ۲٪ کاهش فعالیت و در مرحلهٔ پایین آوردن ۱٪ کاهش فعالیت نشان داد. عضلهٔ اکسستنسور سطح سینه‌ای در مرحلهٔ بلند کردن وزنه با افزایش۵ درصدی فعالیت الکتریکی همراه بود. این افزایش فعالیت عضلانی در وضعیت استفاده از کمربند، دز مقایسه با وضعیت بدون کمربند وزنه برداری در مرحلهٔ مکث ۳٪ و در مرحلهٔ پایین آوردن وزنه حدود ۱٪ بود. برای عضلهٔ اکستنسور تنه سطح کمری در مرحلهٔ بلند کردن وزنه افزایش ۱۰ درصدی، در مرحلهٔ مکث افزایش ۵ درصدی و در مرحلهٔ پایین آوردن افزایش یک درصدی مشاهده شد. برای مشخص کردن فعالیت الکتریکی عضله در مراحل مختلف حرکت لیفت از تغییر ناگهانی سیگنال مشخص‌شده توسط سیستم الکترومیوگرافی استفاده شد (شکل ۳).



شکل ۳. نمودار نمونهٔ فعالیت الکتریکی عضله در مراحل مختلف حرکت لیفت

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات نرمالایزشدهٔ مورد بررسی در مراحل مختلف لیفت (%mvc)

عضله	مراحل حرکت لیفت					
	بلند کردن وزنه		مکث		پایین آوردن وزنه	
	بدون کمربند	با کمربند	بدون کمربند	با کمربند	بدون کمربند	با کمربند
راست شکمی	۲/۵۹ ± ۷/۷۰	۴/۰۴ ± ۸/۱۵	۲/۴۷ ± ۵/۷۰	۲/۷۸ ± ۵/۳۳	۲/۹۳ ± ۷/۴۴	۳/۲۱ ± ۶/۱۵
مایل خارجی شکم	۳/۵۵ ± ۶/۳۶	۵/۰۰ ± ۶/۴۱	۲/۱۶± ۳/۴۳	۱/۸۳ ± ۲/۸۰	۲/۳۰ ± ۴/۲۲	۲/۵۳ ± ۳/۷۴
مایل داخلی شکم	۵/۵۲ ± ۹/۴۳	۴/۸۵ ± ۹/۱۳	۴/۵۴ ± ۶/۳۸	۳/۱۲ ± ۴/۹۶	۲/۵۸ ± ۶/۱۲	۲/۳۴ ± ۵/۳۵
اکتنسور ناحیهٔ سینه	۲۲/۳۸ ± ۴۲/۹۳	۳۳/۱۸ ± ۴۷/۹۱	۵/۴۰ ± ۹/۸۷	۷/۵۴ ± ۱۲/۱۰	۱۴/۰۱ ± ۲۶/۲۵	۱۶/۶۸ ± ۲۷/۸۸
اکستنسور ناحیهٔ کمر	۳۱/۰۳ ± ۵۱/۷۶	۳۳/۶۴ ± ۶۱/۸۲	۵/۰۸ ± ۱۰/۷۱	۱۰/۳۷ ± ۱۵/۴۹	۱۴/۳۵ ± ۳۲/۷۱	۱۰/۸۰ ± ۳۳/۹۳

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این پژوهش بررسی اثرات استفاده از کمربند وزنه برداری حین اجرای حرکت لیفت پاورلیفتینگ بر فعالیت برخی عضلات تنه بود. با توجه به استفادهٔ مکرر ورزشکاران از کمربند در محیط‌های ورزشی و مسابقات وزنه برداری و پاورلیفتینگ، متأسفانه تحقیقات و مستندات اندکی در این زمینه وجود دارد. مطالعات نشان داده‌اند ثبات ستون فقرات به عوامل مختلفی چون مقدار محتویات آب دیسک‌های بین مهره‌ای (۲)، تغییرات ساختارهای ویسکوالاستیک (۳۷)، خستگی عضلانی (۳۲)، کنترل حرکتی (۳۳) و بارهای خارجی وابسته است. نیروی فشاری بر ستون فقرات در فعالیت‌های عادی روزانه حدود ۶۰۰۰ نیوتن است (۳۴) در حالی که این میزان در مسابقات پاورلیفتینگ به بیش از ۱۸۰۰۰ نیوتن افزایش می‌یابد (۳۸). در چنین موقعیتی، نقش عضلات تنه در ثبات‌بخشی به ستون فقرات حیاتی است و به این دلیل عضلات به سیم‌های نگه‌دارندهٔ دکل تشبیه شده‌اند (۳۵). از طرفی سیستم ستون فقرات حاشیهٔ امنیت ثابتی برای ثبات خود ندارد و ثبات ستون فقرات با توجه به گشتاور مورد نیاز و پاسچر تنظیم می‌شود (۳۶).

مطالعاتی که در گذشته در مورد تغییرات الکترومیوگرافی یا نیروهای فشاری بر ستون فقرات انجام شده، این متغیرها را از منظر پایداری مکانیکی بررسی کرده‌اند؛ بنابراین دیدگاه کاهش فعالیت عضلات، بازتاب توانایی کمربند در حمایت از تنه در ایجاد گشتاور مورد نیاز برای انجام کاری خاص می‌باشد (۱۷، ۳۰). بر اساس تئوری‌های موجود اثر کمربند بر فشار درون‌شکمی، فرضیهٔ این تحقیق کاهش فعالیت عضلات تنه، به‌ویژه اکستنسور تنه و ایجاد ثبات بیشتر ستون فقرات در نتیجهٔ استفاده از کمربند در اجرای حرکت لیفت بود، اما بر خلاف انتظار، نتایج افزایش مختصری در فعالیت عضلات مورد بررسی در وضعیت استفاده از کمربند در مقایسه با وضعیت بدون کمربند هنگام لیفت وزنه را نشان داد، هرچند مقادیر به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. نتایج پژوهش با گزارش میاموتو و همکارانش (۱۹۹۹) که فعالیت الکتریکی عضلات بازکنندهٔ ستون فقرات، راست شکمی و مایل خارجی شکم را در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند انجام دادند همسو بود (۹). میاموتو و همکاران فعالیت ایزومتریکی عضلات تنه را روی هفت آزمودنی مرد که سابقهٔ وزنه برداری یا کار با وزنه را نداشتند بررسی کردند. البته در تحقیق حاضر، بر خلاف مطالعهٔ میاموتو و همکارانش، به‌منظور بررسی دقیق‌تر اثر کمربند وزنه برداری روی فعالیت عضلانی و کاربردی کردن نتایج، از آزمودنی‌هایی با سابقهٔ مؤثر کار با وزنه و موقعیت واقعی تمرینی و مسابقه‌ای استفاده شد. به هر حال، نتایج هر دو تحقیق با فرضیهٔ کاهش فعالیت عضلات تنه در زمان استفاده از کمربند در تناقض بودند. علاوه بر این، مک‌گیل

و همکاران (۱۹۹۰) نیز اثر کمربند وزنه برداری را روی فعالیت عضلات حین حرکت اسکات با وزنه‌هایی بین ۷۲ تا ۹۹ کیلوگرم بررسی کردند و تفاوتی در فعالیت عضلات بر اثر استفاده از کمربند مشاهده نکردند (۱۰). مک‌گیل و همکارانش در پژوهش دیگری نشان دادند که استفاده از کمربند در دامنهٔ حرکت فلکشن تنه تغییری ایجاد نمی‌کند و بنا بر نتایج، اظهار داشتند استفاده از کمربند تنها در حرکات فلکشن جانبی و چرخش باعث کاهش دامنهٔ حرکتی ستون فقرات می‌شود (۱۴). کولویکی (۲۰۰۴) با بهره‌گیری از مدل به بررسی تأثیر استفاده از ارتزهای ستون فقرات بر فعالیت عضلات تنه پرداخت. بر اساس گزارش وی در اثر استفاده از ارتز ستون فقرات تغییراتی در فعالیت عضلات تنه مشاهده شد که نشان‌دهندهٔ اهمیت این تغییرات در استحکام ستون فقرات بود، هرچند این تغییرات از نظر آماری معنی‌دار نبودند (۱۷). کولویکی (۲۰۰۷) دوباره یافته‌های مطالعهٔ قبلی خویش را در موقعیت آزمایشگاهی بررسی کرد و به نتایج مشابهی دست یافت (۳۰).

همان طور که دیده شد، نتایج پژوهش حاضر نه‌تنها کاهش فعالیت عضلات تنه را هنگام استفاده از کمربند نشان نداد، بلکه در برخی عضلات فعالیت بیشتری مشاهده شد (اکستنسور کمری تنه ۱۰ درصد و اکستنسور سینه‌ای تنه حدود ۵ درصد در مرحلهٔ بلند کردن وزنه). در تفسیر این یافته‌ها شاید بتوان به نقش باورها و مباحث روانی استفاده از کمربند اشاره کرد. در پژوهش حاضر، به‌علت اینکه وزنهٔ لیفت شده ثابت بود؛ شاید ورزشکاران با این باور که کمربند محافظی در برابر آسیب است از عضلات اکستنسور بخش سینه‌ای و کمری بیشتر استفاده می‌کردند؛ زیرا به نظر می‌رسد استفاده از کمربند با توجه به ایجاد حس کاذب ایمنی در برابر آسیب‌دیدگی (۴) باعث ترغیب ورزشکار برای به‌کارگیری بیشتر عضلات اکستنسور تنه شود که در پژوهش‌های پیشین هم بر آن تأکید شده است؛ برای مثال، مک‌کوی و همکاران گزارش کردند اثرات روانی - جسمانی استفاده از کمربند سبب شد میزان پذیرش حداکثر وزنه از سوی آزمودنی‌ها حدود ۱۹ درصد افزایش یابد (۴). چن (۲۰۰۳) نیز در پژوهش خود اثر روانی - جسمانی استفاده از کمربند و حتی میزان سفتی بستن کمربند را در میزان پذیرش وزنه توسط آزمودنی‌ها گزارش کرد (۲۹). برخی مطالعات نیز بر دیدگاه و باور ورزشکاران به نقش کمربند در پیشگیری از وقوع آسیب احتمالی اشاره دارند (۱).

توجه به این نکته ضروری است که هر چند یافته‌های پژوهش حاضر نکات قابل توجهی را بیان کرد، نتایج به حرکت لیفت به‌عنوان یکی از مواد مسابقه‌ای پاورلیفتینگ مربوط است و به رشته‌ها و نیز حرکات دیگر وزنه برداری قابل تعمیم نیست؛ بنابراین احتمال دارد کمربند در دیگر حرکات ورزشی، به‌ویژه در وزنه برداری اثربخش باشد که البته مستلزم بررسی دقیق و

تخصصی است. تحقیق حاضر تنها می‌تواند آغازی برای انجام تحقیقات بیشتر و دقیق‌تر در این حوزهٔ مطالعاتی در کشور باشد؛ زیرا از یک سو با گرایش قابل ملاحظهٔ جوانان و نوجوانان به رشته‌هایی نظیر پاورلیفتینگ و بدن‌سازی مواجه‌ایم و از سوی دیگر وجود توانمندی خوب، کسب افتخارات جهانی و صاحب سبک و نام بودن کشور در وزنه برداری، پرداختن به بررسی‌های علمی در حوزه‌های مشابه ضروری است.

گفتنی است از نظر روش‌شناسی، پژوهش حاضر دارای دو محدودیت اصلی شامل عدم کنترل زوایای تنه و سرعت انجام حرکت لیفت بود، هر چند که کنترل سرعت از پیش تعیین‌شدهٔ حرکت بسیار مشکل است؛ زیرا اگر ورزشکار، وزنه‌های نزدیک به رکورد خویش را لیفت کند (نظیر این تحقیق)، به‌طور قطع باید فشار بسیار زیادی را متحمل شود و در این صورت تعیین یا کنترل سرعت حرکت مشکل خواهد بود.

در نتیجه‌گیری نهایی، یافته‌های این تحقیق نشان داد استفاده از کمربند وزنه برداری بر خلاف فرض این تحقیق مبنی بر کاهش فعالیت اکستنسورهای ستون فقرات و عضلات ناحیهٔ شکمی هنگام اجرای حرکت لیفت، افزایش فعالیت عضلانی ولو اندک را در مقایسه با وضعیت بدون کمربند نشان داد. نتایج این تحقیق با نظریهٔ اثربخشی کمربند وزنه برداری بر ثبات بیشتر ستون فقرات هنگام بلند کردن وزنه -که با کاهش فعالیت عضلانی تنه، به‌ویژه اکستنسورهای تنه همراه است- در تناقض است، اما یافته‌های آن می‌تواند در خصوص نقش کمربند در ایجاد ثبات بیشتر و اهداف پیشگیری از آسیب‌دیدگی ستون فقرات و کمردرد اطلاعات مفیدی در اختیار مربیان رشته‌های ورزشی نظیر وزنه برداری، پاورلیفتینگ، بدن‌سازی و محیط‌های کلینیکی قرار دهد. برای دست‌یابی به نتایج دقیق‌تر، بررسی متغیرها و سازوکارهای مؤثر دیگر مانند نقش کمربند در افزایش فشار درون‌شکمی، متغیرهای کینماتیکی نظیر دامنهٔ حرکتی و فعالیت عضلانی - لیگامنتی ضروری به نظر می‌رسد. در هر صورت، تا مشخص شدن نتایج قطعی استفاده از کمربند در ثبات ستون فقرات هنگام بلند کردن وزنه و بار با اهداف پیشگیری از آسیب یا عملکرد ورزشی بهتر، در توصیهٔ استفاده از کمربند یا استفاده نکردن از آن باید احتیاط کرد.

منابع:

1. Finnie, SB., Wheeldon, TJ., Hensrud, DD., Dahm, DL., Smith, J. (2003). weightlifting belt use among a population of health club members. J Strength Con Res.17: 498-502.

2. McGil, SM. (2004). Ultimate Back Fitness and Performance", Wabuno publishers, Canada.

3. Hunter, GR., McGuirk J, Mitrano, N., Pearman, P., Thomas, B., and Arrington, R. (1989) The effects of a weight training belt on blood pressure during exercise. J Appl Sport Sci Res. 3 (1):13-18.

4. McCoy, MA., Congleton, MJ., Johnston, WL., Jiang, BC. (1988). The role of lifting belts in manual lifting. Int J Ind Ergonomics. 2: 259-266.

5. Potvin, JR., Norman, RW., McGill, SM. (1991). Reduction in anterior shear forces on the L disc by the lumbar musculature. Clin Biomech. 6: 88-96.

6. Quinney, HA., Warburton, DER., Webster, A., Calvert, R., Haykowsky, MJ. (1997) Powerlifting injuries associated with elite powerlifting training. Canadian Journal of Applied Physiology. 20 (5 suppl 1): 49.

7. Kingma, I., Faber, GS., Suwarganda, EK., Bruijnen, TB., Peters, RJ., Van dieen, JH. (2006). Effects of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. Spine. 31: E833-9.

8. Granata, KP., Marras, WS. , Davis, KG.(1997). Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. Clin Biomech. 12 (2); 107-115.

9. Miyamoto, K., Iinuma, N., Maeda, M., Shimizu K. (1999). Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intramuscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. Clin Biomech. 1 4 (2): 7 9-87.

10. McGill, SM., Norman, RW., Sharratt, MT. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. Ergonomics. 33 (2): 147-160.

11. Harman, EA., Rosenstein, RM., Frykman, PN., and Nigro, GA. (1989). Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. Med Sci Sports Exerc. 2 (12): 186-190.

12. Walsh, JC., Quinlan, JF. , Stapleton, R., Fitzpatrick, DP., McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during "free squat" weight lift training .Am J Sports Med . 35 (6): 927-932.

13. Giorcelli, RJ. , Hughes, RE. , Wassell, JT. Hsiao, H. (2001). The effect of wearing a back belt on spine kinematics during asymmetric lifting of large and small boxes. Spine. 26 (16): 1794-1798.

14. McGill, SM., Seguin, J., Bennett, G. (1994). Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bend and axial twist: The effect of belt wearing and breath holding. Spine. 19 (6): 696-704.

15. White, A., Panjabi, M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Second edition, J.B. Lippincott Co.

16. McGill, SM., Norman, RW. (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentus, and muscular components during lifting. Spine. 11 (7): 666-678.

17. Cholewicki, J. (2004). The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: what changes in EMG can be expected? J Orthop Res. 22: 1150–1155.

18. Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. (2006). Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. Eur Spine J. 15 (8): 1265–1275.

19. Hodges, PW., Cresswell, AG., Daggfeldt, K., Thorstensson, A. (2001). In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. J Biomech. 34 (3): 347–353.

20. Stokes, IA., Gardner-Morse, MG., Henry, SM. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. J Biomech. 25 (9): 859–866.

21. Essendrop, M., Andersen, TB., Schibye, B. (2002). Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. Appl. Ergon. 33 (5): 471–476.

22. Hodges, P., Kaigle Holm, A., Holm, S., Ekström, L., Cresswell, A., Hansson, T., Thorstensson, A. (2003). Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversusabdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. Spine. 28 (23): 2594–2601.

23. Tesh, KM., Dunn, JS., Evans, JH. (1987). The abdominal muscles and vertebral stability. Spine. 12 (5): 501–508.

24. McGill, SM., Juker, D., Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratuslumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. J Biomech. 29 (11): 1503-1507.

25. Lehman, GJ., McGill, SM. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. J Manipulative and Physiol Ther. 22 (7): 444-446.

26. Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. J Electromyogr Kinesiol. 20 (6): 1023-1035.

27. Vera-Garcia, FJ. , Moreside, JM. , McGill, SM. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. J Electromyogr Kinesiol. 20(1): 10–16.

28. IPF CLASSIC “unequipped” WORLD CUP 2012. www. powerlifting-ipf.com.

29. Chen, Y. (2003). The effect of the tightness of abdominal belts on the determination of maximal acceptable weight of lift. Int J Ind Ergonomics. 31: 111-117.

30. Cholewicki, J., Reeves, NP., Everding, VQ., Morrisette, DC. (2007). Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. J Biomech. 40 (8) :1731–1736.

31. Adams, MA., Doland, P., Hutton, WC. (1987). Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. Spine. 12 (2): 130–137.

32. Shin, G., D'Souza, C., Liu, YH. (2009). Creep and fatigue development in the low back in static flexion. Spine. 34 (17): 1873–1878.

33. Ben-Masaud, A., Solomonow, D., Davidson, B., Zhou, BH., Lu, Y., Patel, W., Solomonow, M. (2009). Motor control of lumbar instability following exposure to various cyclic load magnitudes. Eur Spine J. 18 (7):1022–103.

34. McGill, SM., Norman, RW. (1986). Partitioning of the L4-5 dynamic moment into disc,ligamentous and muscular components during lifting. Spine. 11(7): 666-67.

35. Crisco, JJ 3rd., Panjabi, MM. (1991). Theintersegmental and multisegmental muscle of the lumbar spine : A biomechanical model comparing lateral stability potential. Spine. 16 (7): 793-799.

36. Cholewicki, J., McGill, SM. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clin Biomech. 11(1): 1–15.

37. Solomonow, M., He Zhou, B., Baratta, RV., Lu, Y., Zhu, M., Harris, M. (2000). Bi-exponential recovery model of lumbar viscoelastic laxity and reflexive muscular activity after prolonged cyclic loading. Clin Biomech. 15 (3): 167-175.

38. Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. Med Sci Sports Exerc. 23 (10): 1179-1186.

39. Watanabe, M., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumara, M. (2012). Trunk muscle activity while lifting objects of unexpected weight. Physiotherapy. (in press).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی