بررسی تأثیر بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی بر سرعت و گشتاور ستون فقرات کمری به هنگام انجام حرکت سه بعدی تنه

وحید صمدی [۱](M.Sc)، سعید طالبیان [*۱](Ph.D)، غلامرضا علیائی [۱](Ph.D)، مهدی صادقی [۲](M.Sc)

۱- دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده توان‌بخشی، گروه فیزیوتراپی

۲- دانشگاه علوم پزشکی کرمان، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیوتراپی

چکیده

سابقه و هدف: استفاده از حمایت‌کننده‌های کمری یکی از روش‌های متداولی است که به منظور پیش‌گیری از کمردرد به کار می‌رود. هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی بر سرعت و گشتاور ستون فقرات کمری در شش جهت و در شرایط انجام حرکت ترکیبی تنه بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق مداخله‌ای، تعداد ۳۰ مرد جوان سالم به روش نمونه‌گیری ساده و در دسترس انتخاب شدند. از آن‌ها خواسته شد که در وضعیت ایستاده در دستگاه ایزواستیشن B200 قرار بگیرند و حرکت سه بعدی تنه را در برابر مقاومتی به میزان ۵۰ درصد گشتاور حداکثر انقباض ارادی و در دو شرایط با و بدون حمایت‌کننده کمری- خاجی انجام دهند. در هر یک از شرایط تست، پنج توالی حرکتی تنه در جهت پایین رفتن (به صورت فلکشن، خم شدن طرفی و چرخش به راست) و بالا آمدن (به صورت اکستنشن، خم شدن طرفی و چرخش به چپ) انجام می‌شد و در حین حرکت، متغیرهای سرعت متوسط و گشتاور متوسط مورد ثبت قرار می‌گرفتند.

یافته‌ها: با استفاده از حمایت‌کننده کمری- خاجی، سرعت متوسط به طور معنی‌داری در جهت فلکشن (P=۰/۰۱۵) و اکستنشن (P=۰/۰۰۵) افزایش یافت، اما تغییرات معنی‌داری در سایر جهات مشاهده نشد (P>۰/۰۵). حمایت‌کننده کمری، گشتاور متوسط چرخش به راست را به طور معنی‌داری کاهش داد (P=۰/۰۰۶)، ولی در میزان این متغیر در سایر جهات تغییر معنی‌داری ایجاد نکرد (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: پوشیدن حمایت‌کننده کمری- خاجی می‌تواند سرعت را در صفحه ساژیتال افزایش دهد. کاهش گشتاور چرخشی تنه به عنوان یکی از نتایج استفاده از حمایت‌کننده کمری می‌تواند نیروهای پیچشی وارده بر مفاصل ستون فقرات کمری را کاهش دهد.

واژه‌های کلیدی: حمایت‌کننده کمری- خاجی، ستون فقرات کمری، سرعت، گشتاور

مقدمه

کمردرد و آسیب‌های ستون فقرات از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی- عضلانی می‌باشند که با مشکلات اقتصادی و اجتماعی قابل توجهی همراهند. ناتوانی افراد و از دست دادن شغل آن‌ها به دنبال ابتلا به کمردرد، هزینه‌های سنگینی را به جوامع تحمیل می‌کند. به خوبی مشخص شده است که حمل و جابه‌جایی دستی اجسام با کمردردهای شغلی مرتبط هستند [۱]. حرکت تنه از جمله عوامل خطر ایجاد اختلالات ناحیه کمری می‌باشد. با افزایش حرکت تنه، گشتاورهای وارده به تنه و فعالیت هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست افزایش می‌یابد [۲]. حرکت ترکیبی و هم‌زمان تنه در چند صفحه حرکتی می‌تواند زمینه‌ساز ابتلا به کمردرد باشد. در

*نویسنده مسئول، تلفن: ۰۲۱-۷۷۵۳۳۹۳۹ نمابر: ۰۲۱-۷۷۵۳۴۱۳۳

Email: talebian@sina.tums.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۸۹/۸/۶ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۹/۱۱/۱۷

www.SID.ir

Archive of SID

سرعت‌های بالای پیچش و خم شدن طرفی به خصوص در انتهای فلکشن، خطر کمردرد افزایش می‌یابد [۳]. بلند کردن نامتقارن اجسام نقش مهمی در ایجاد اختلالات ستون فقرات دارد. هنگامی که خم شدن به طرف جلو با خم شدن طرفی ترکیب می‌شود، اعمال نیروهای فشاری به مفاصل فاست به افزایش احتمال آسیب منجر می‌گردد. صدمات چرخشی به صورت پارگی آنولوس دیسک، پارگی بافت‌های لیگامانی خلفی، آسیب مفاصل فاست و یا کپسول مفصلی، خود را نشان می‌دهند. همه این آسیب‌ها می‌توانند باعث جابه‌جایی عناصر عصبی به یک سمت کانال بین مهره‌ای، کشش یا گیر افتادگی ریشه‌های عصبی شوند [۴].

از جمله روش‌هایی که با هدف پیش‌گیری از کمردرد و آسیب‌های ستون فقرات مورد استفاده قرار می‌گیرد، بستن کمربندها و حمایت‌کننده‌های کمری می‌باشد. علی‌رغم کاربرد رایج این حمایت‌کننده‌ها و انجام مطالعات متعدد در زمینه بررسی تأثیر آن‌ها هنوز شواهد کافی برای تأیید یا رد اثرات مثبت این ارتزها وجود ندارد. تاکنون مکانیسم‌های عمل متفاوتی برای استفاده از کمربندها مطرح شده‌اند. حمایت‌کننده‌های کمری با محدود کردن حرکات تنه می‌توانند از استرس‌های وارده به ساختارهای ستون فقرات بکاهند [۵]. McGill و همکاران تأثیر کمربند مخصوص بلند کردن وزنه را در افزایش سفتی تنه در جهات خم شدن طرفی و چرخش محوری اثبات کردند، ولی تغییری در جهات فلکشن- اکستنشن مشاهده نکردند [۶].

سرعت حرکت تنه نیز می‌تواند تحت تأثیر حمایت‌کننده کمری قرار بگیرد. در یکی از مطالعات انجام شده به منظور بررسی تأثیر کمربند بر کینماتیک ستون فقرات هنگام بلند کردن نامتقارن اجسام مشاهده گردید که هنگام بستن کمربند، حداکثر سرعت زاویه‌ای تنه در جهات فلکشن و اکستنشن و خم شدن طرفی چپ کاهش معنی‌داری را نشان می‌دهد [۷]. با این حال، بر اساس نتایج برخی از مطالعات، کمربند باعث افزایش سرعت انجام تمرین Squat می‌گردد [۹،۸].

تأثیر کمربندها بر گشتاورهای وارده بر ستون فقرات در مطالعات مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است. اگرچه برخی از محققین بستن کمربند را در کاهش گشتاور تنه و کاهش نیروهای فشاری وارده بر فقرات مؤثر می‌دانند [۱۰-۱۳]، اما برخی از آن‌ها چنین تأثیری را نفی می‌کنند [۱۵،۱۴].

در مورد تأثیر حمایت‌کننده‌های کمری بر میزان فعالیت عضلات تنه نیز یافته‌های متناقضی وجود دارد. Lee و Kang مطرح کردند که کمربند باعث کاهش فعالیت عضلات ارکتور اسپاین و لاتیسیموس دورسی و افزایش فعالیت عضلات رکتوس شکمی و مایل خارجی در حین بلند کردن اجسام می‌گردد [۱۶]. Warren و همکاران، کاهش فعالیت عضلات مایل شکمی را در شرایط بستن حمایت‌کننده کمری گزارش کردند [۱۷]. با این حال، نتایج برخی از مطالعات، عدم تغییر میزان فعالیت عضلات تنه را به هنگام استفاده از کمربندها نشان می‌دهند [۱۹،۱۸،۱۵].

یکی دیگر از مکانیسم‌های احتمالی حمایت‌کننده‌ها این است که آن‌ها می‌توانند به صورت یک فیدبک لمسی عمل کرده و باعث افزایش حس عمقی، بهبود پوسچر و احساس امنیت فرد گردند [۲۰].

از آن‌جایی که در حرکت ترکیبی تنه احتمال آسیب ستون فقرات افزایش می‌یابد و با توجه به انجام مکرر چنین حرکاتی در فعالیت‌های زندگی روزمره، استفاده از وسایل حمایتی مناسب می‌تواند حائز اهمیت باشد. مطالعه تغییرات پارامترهای مهمی مثل سرعت و گشتاور تنه در هر یک از صفحات حرکتی به دنبال بستن کمربند شواهد بیش‌تری را در مورد اثرات این حمایت‌کننده‌ها فراهم می‌کند. بنابراین هدف مطالعه حاضر، بررسی تأثیر استفاده از نوعی حمایت‌کننده (کمری- خاجی) بر میزان سرعت و گشتاور ستون فقرات کمری در شرایط انجام حرکت ترکیبی و سه صفحه‌ای تنه بود.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر، از نوع مطالعات مداخله‌ای بود. به روش نمونه‌گیری ساده و در دسترس، تعداد ۳۰ مرد سالم در

Archive of SID

www.SID.ir

محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال از میان دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی تهران انتخاب شدند. سمت غالب این افراد سمت راستشان بوده و هیچ یک از آن‌ها ورزش‌کار حرفه‌ای نبودند و سابقه کمردرد در طی مدت حداقل ۶ ماه گذشته و سابقه بیماری قلبی- عروقی را نداشتند.

معیارهای خروج از مطالعه نیز شامل ناتوانی فرد در انجام آزمون و بروز کمردرد یا هر ناراحتی دیگر در حین انجام آزمون بودند. افراد مورد مطالعه به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت می‌کردند و از آن‌ها خواسته می‌شد که فرم رضایت‌نامه که به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران رسیده بود را امضا نمایند.

در این مطالعه از دستگاه دایناموتر سه محوری به نام ایزواستیشن B200 ساخت شرکت Isotechnologies آمریکا استفاده شد. این دستگاه که دارای فرکانس نمونه‌برداری ۵۰ هرتز است، وضعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و گشتاور را حول سه محور حرکتی محاسبه می‌کند. دستگاه ایزواستیشن B200 دارای سه پمپ هیدرولیک مجزا می‌باشد که تحت کنترل کامپیوتر، مقاومت لازم را در برابر حرکت به‌طور مستقل ایجاد می‌نماید. تکرارپذیری این دستگاه مورد تأیید قرار گرفته است [۲۱]. قبل از انجام آزمون، تنظیمات اولیه و کالیبریشن دستگاه صورت می‌گرفت و افراد مورد مطالعه با دستگاه و چگونگی انجام آزمایش آشنا می‌شدند.

قبل از انجام آزمون، از فرد مورد مطالعه خواسته می‌شد که به منظور گرم کردن بدن خود به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی تنه را انجام دهد. سپس آزمون شونده در دستگاه B200 و در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت. محور فلکشن- اکستنشن دستگاه در محاذات فضای بین مهره‌ای L5-S1 قرار داده می‌شد. لگن و اندام‌های تحتانی فرد با ثابت‌کننده لگنی و استرپ‌های ران بی‌حرکت می‌شدند. تنه نیز به وسیله محدودکننده قفسه سینه و پد سینه‌ای ثابت می‌گشت. به منظور به دست آوردن حداکثر گشتاور ایزومتریک تنه از تست ایزومتریک تنه استفاده می‌شد. برای انجام این تست، قفل‌های مکانیکی دستگاه در سه محور حرکتی بسته می‌شدند و حداکثر مقاومت ممکن برای هر یک از سه صفحه حرکتی در نظر گرفته می‌شد. سپس از فرد خواسته می‌شد که در جهت‌های فلکشن، اکستنشن، خم شدن طرفی راست و چپ و چرخش به راست و چپ با حداکثر تلاش خود در مقابل حداکثر مقاومت اعمال شده توسط دستگاه، نیرو اعمال نماید. نیروی اعمال شده توسط فرد در هر جهت باید به مدت ۱۰ ثانیه نگه داشته می‌شد. تست حداکثر انقباض ارادی (MVC) در هر جهت، ۳ مرتبه تکرار می‌شد. برای جلوگیری از آسیب، فرد نباید نیرو را به صورت ناگهانی اعمال می‌کرد. برای رفع خستگی احتمالی ناشی از هر انقباض، بین انقباضات، ۲ دقیقه استراحت داده می‌شد. داده‌های مربوط به دستگاه B200 در طی انجام انقباضات ایزومتریک ثبت می‌شدند. ۶ ثانیه میانی هر تست ایزومتریک، برای محاسبه گشتاور حداکثر ایزومتریک تنه در نظر گرفته می‌شد. از میان سه تکرار انجام شده در هر جهت، بیش‌ترین مقدار به دست آمده، حداکثر گشتاور ایزومتریک تنه در آن جهت محسوب می‌شد.

پس از تست ایزومتریک و استراحتی به مدت ۱۵ دقیقه نوبت به انجام تست دینامیک می‌رسید. در این مرحله، قفل‌های مکانیکی دستگاه باز می‌شدند و توسط کامپیوتر دستگاه B200 در هر یک از صفحات ساژیتال، فرونتال و ترانسورس مقاومتی به میزان ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک صفحات مربوطه تنظیم می‌شد [۲۲]. سپس تنه فرد به سمت جلو خم شده و همزمان به سمت راست چرخیده و خم می‌گشت و به انتهای دامنه حرکتی می‌رسید. این وضعیت با گذاشتن جسمی (مثل صندلی) نشانه‌گذاری می‌شد. آنگاه از فرد خواسته می‌شد که از این وضعیت با حداکثر سرعت ممکن و راحت به وضعیت ایستاده مستقیم بازگشته و بلافاصله در جهت رسیدن به محل اولیه نشانه‌گذاری شده، تنه خود را به سمت فلکشن، خم شدن طرفی و چرخش به راست حرکت داده و به انتهای دامنه حرکتی برساند. این توالی حرکتی، ۵ مرتبه تکرار می‌شد و در مدت زمان انجام آن، داده‌های مربوط به دستگاه B200 ثبت می‌شدند. در مطالعه مقدماتی مشخص گردید که تکرارپذیری دستگاه در این روش برای همه

Archive of SID

www.SID.ir

متغیرهای مورد بررسی، خوب تا عالی (ICC≥۰/۸۳) می‌باشد. تست داینامیک تنه به ترتیب تصادفی، یک بار بدون حمایت‌کننده و بار دیگر، ضمن بستن حمایت‌کننده انجام می‌شد.

حمایت‌کننده مورد استفاده در این مطالعه، یک حمایت‌کننده کمری- خاجی ساخت شرکت آمریکایی OPPO بود. این ارتز، حمایت‌کننده‌ای از نوع الاستیک و توری شکل بود که چهار بار فلزی انعطاف‌پذیر در ناحیه خلفی خود داشت. پهنای آن در خلف، ۳۰ سانتی‌متر و در قدام، ۲۰ سانتی‌متر بود. این حمایت‌کننده به گونه‌ای پوشیده می‌شد که بارهای فلزی آن در خلف قرار گیرند، آنگاه به سمت جلو کشیده شده و با ولکرو سفت می‌شد. متناسب با محیط دور شکم فرد مورد آزمون، از اندازه‌های متوسط و بزرگ این حمایت‌کننده استفاده می‌گردید. اندازه متوسط برای افرادی با محیط دور شکم ۷۲ تا ۸۴ سانتی‌متر در نظر گرفته می‌شد، و برای افرادی با محیط دور شکم ۸۴ تا ۹۶ سانتی‌متر، اندازه بزرگ مورد استفاده قرار می‌گرفت. فشار حمایت‌کننده به وسیله یک فشارسنج عقربه‌ای کنترل می‌شد. کیسه هوای فشارسنج بین حمایت‌کننده و خارج شکم قرار می‌گرفت و به گونه‌ای کالیبره می‌شد که هنگام بستن بدون کشش حمایت‌کننده، عقربه فشارسنج عدد ۱۰ میلی‌متر جیوه را نشان دهد. سپس حمایت‌کننده به اندازه‌ای کشیده می‌شد که فشار آن به ۲۰ میلی‌متر جیوه برسد [۱۶].

از میان پنج تکرار حرکتی انجام شده در هر یک از شرایط تست داینامیک، سه تکرار میانی در نظر گرفته می‌شد و میانگین اندازه سرعت متوسط (برحسب درجه بر ثانیه) و گشتاور متوسط (بر حسب نیوتن متر) در این سه تکرار و به طور مجزا در هر یک از شش جهت حرکتی فلکشن، اکستنشن، خم شدن طرفی راست و چپ و چرخش به راست و چپ محاسبه می‌گشت.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS ویرایش ۱۵ استفاده گردید و متغیرهای مربوطه توسط آزمون Paired t-test با سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ بین دو شرایط با و بدون حمایت‌کننده مورد مقایسه قرار گرفتند.

نتایج

در جدول ۱ مشخصات دموگرافیک ۳۰ مرد شرکت‌کننده در مطالعه ارائه شده است.

جدول۱. شاخص های توصیفی مشخصات دموگرافیک نمونه ها

متغیر	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۳/۹۳	۳/۱۸	۲۰	۳۰
شاخص توده بدنی (Kg/m^2)	۲۲/۵۷	۳/۲۵	۱۷/۵۶	۲۸/۳۷
محیط دور شکم (سانتی متر)	۸۲/۵	۶/۰۳	۷۲	۹۱

مقایسه سرعت متوسط در جهات حرکتی مختلف بین دو وضعیت با و بدون حمایت‌کننده نشان داد که این متغیر به طور معنی‌داری و به میزان ۱۰/۸۴ درصد در جهت فلکشن (P=۰/۰۱۵) و به طور متوسط ۱۳/۰۸ درصد در جهت اکستنشن (P=۰/۰۰۵) افزایش می‌یابد، در حالی‌که در سایر جهات حرکتی تغییر معنی‌داری نشان نمی‌دهد (جدول ۲).

جدول۲. مقایسه سرعت متوسط بر حسب درجه بر ثانیه در جهات حرکتی مختلف بین دو شرایط با و بدون حمایت کننده کمری- خاجی

جهت حرکتی	بدون حمایت کننده کمری- خاجی		با حمایت کننده کمری- خاجی		فاصله اطمینان ۹۵٪	P-value
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		
فلکشن	۱۸/۷۲	۷/۱۰	۲۰/۷۵	۸/۱۲	(۰/۴۲ ، ۳/۶۴)	۰/۰۱۵
اکستنشن	۱۶/۰۵	۶/۳۳	۱۸/۱۵	۷/۶۵	(۰/۶۷ ، ۳/۵۳)	۰/۰۰۵
خم شدن طرفی راست	۲/۶۱	۱/۴۳	۲/۲۳	۱/۲۴	(-۰/۷۹ ، ۰/۰۳)	۰/۰۶۷
خم شدن طرفی چپ	۱/۸۷	۱/۰۹	۱/۸۷	۰/۸۷	(-۰/۴۸ ، ۰/۴۸)	۰/۹۹۵
چرخش به راست	۵/۵۰	۳/۲۱	۴/۹۲	۳/۱۲	(-۱/۳۳ ، ۰/۱۷)	۰/۱۲۵
چرخش به چپ	۶/۲۰	۲/۸۲	۵/۹۲	۳/۲۱	(-۱/۱۶ ، ۰/۶۲)	۰/۵۳۸

Archive of SID

www.SID.ir

جدول۳. مقایسه گشتاور متوسط بر حسب نیوتن متر در جهات حرکتی مختلف بین دو شرایط با و بدون حمایت کننده کمری- خاجی

جهت حرکتی	بدون حمایت کننده کمری- خاجی		با حمایت کننده کمری- خاجی		فاصله اطمینان ۹۵٪	P-value
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار		
فلکشن	۱۳۸/۸۵	۳۴	۱۳۹/۹۴	۳۳/۲۸	(-۱/۲۶ ، ۳/۴۲)	۰/۳۵۱
اکستنشن	۱۲۹/۶۵	۳۵/۲۳	۱۲۹/۸۴	۳۴/۱۳	(-۳/۹۷ ، ۴/۳۵)	۰/۹۲۷
خم شدن طرفی راست	۱۶/۴۵	۷/۱۵	۱۵/۸۵	۶/۸۹	(-۳/۲۹ ، ۲/۰۷)	۰/۶۴۸
خم شدن طرفی چپ	۱۵/۴۲	۹/۴۴	۱۴/۷۲	۸/۶۳	(-۴/۰۴ ، ۲/۶۳)	۰/۶۶۷
چرخش به راست	۲۶/۴۸	۶/۱۰	۲۳/۵۵	۷/۶۷	(-۴/۹۶ ، -۰/۹۱)	۰/۰۰۶
چرخش به چپ	۲۵/۸۹	۶/۸۶	۲۴/۲۰	۷/۱۳	(-۳/۷۶ ، ۰/۳۹)	۰/۱۰۷

مطابق جدول ۳ در شرایط استفاده از حمایت‌کننده، گشتاور متوسط تنها در جهت چرخش به راست به طور معنی‌داری کاهش یافت (P=۰/۰۰۶) و این کاهش به طور متوسط حدود ۱۱/۰۶ درصد بود. در سایر جهات حرکتی تغییر معنی‌داری در میزان گشتاور متوسط اتفاق نیفتاد (P>۰/۰۵).

بحث و نتیجه‌گیری

در طی فعالیت‌های مختلف زندگی یک فرد ممکن است بارها اتفاق بیفتد که وی تنه خود را به طور هم‌زمان در سه صفحه ساژیتال، فرونتال و ترانسورس به حرکت درآورد. در چنین حرکاتی احتمال آسیب ستون فقرات و بروز کمردرد افزایش می‌یابد. در مطالعه حاضر، تأثیر بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی بر سرعت و گشتاور تنه ضمن انجام هم‌زمان حرکت در سه صفحه حرکتی مورد بررسی قرار گرفت. دستگاه ایزواستیشن B200 امکان محاسبه این پارامترها را در جهات حرکتی مختلف به طور مجزا فراهم می‌کند. در بیش‌تر تحقیقاتی که به منظور بررسی تأثیر کمربند بر متغیرهای کینماتیک و کینتیک ستون فقرات انجام شده است، چنین تأثیری در شرایط بلند کردن اجسام مورد مطالعه قرار گرفته است [۲۴،۲۳،۱۴،۱۲،۱۰،۷]. طبیعی است که در چنین شرایطی دخالت اندام‌های فوقانی و تحتانی احتمالاً می‌تواند بر نتایج حاصل مؤثر باشد. لذا در مطالعه حاضر، با استفاده از دستگاه B200 و با بستن محدودکننده‌های این دستگاه سعی شد که حرکت تنه عمدتاً در ناحیه کمری انجام گرفته و دخالت بالا تنه و اندام‌های فوقانی و تحتانی بر میزان سرعت و گشتاور محاسبه شده به حداقل برسد. با در نظر گرفتن مقاومتی به میزان ۵۰ درصد MVC، حرکت سه بعدی تنه در مقابل مقاومت مورد بررسی قرار گرفت. بدین ترتیب در روش مورد استفاده، الگوی بلند کردن نامتقارن اجسام شبیه‌سازی گردید.

سرعت متوسط با تقسیم تغییرات وضعیت زاویه‌ای بر محدوده زمانی مشخص به دست می‌آید. یافته‌های حاصل از اندازه‌گیری‌های این متغیر نشان داد که بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی باعث افزایش سرعت متوسط در صفحه ساژیتال (جهات فلکشن و اکستنشن) می‌شود. اگرچه در سایر جهات حرکتی تغییر معنی‌داری در اندازه سرعت مشاهده نشد، ولی میزان این متغیر در این جهات (به جز جهت خم شدن طرفی چپ) تمایل به کاهش داشت. بنابراین چنین تغییراتی نشان می‌دهند که در شرایط بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی میزان جابه‌جایی زاویه‌ای تنه در واحد زمان در صفحه ساژیتال افزایش و در صفحات فرونتال و ترانسورس اندکی کاهش می‌یابد. افزایش سرعت در صفحه ساژیتال را شاید بتوان به افزایش اعتماد به نفس فرد مورد آزمون به هنگام بستن حمایت‌کننده نسبت داد. به عبارتی دیگر، افراد استفاده‌کننده از کمربند احساس ایمنی بیش‌تری دارند [۲۰،۵]. برخی از مطالعات نیز نشان می‌دهند که با بستن کمربند، سرعت انجام تمرین Squat افزایش می‌یابد [۹،۸]. با این حال، بر اساس نتایج تعدادی از مطالعات، هنگام استفاده از کمربند، سرعت زاویه‌ای حرکت تنه در صفحه ساژیتال کاهش می‌یابد

Archive of SID

www.SID.ir

[۲۴،۲۳]. نکته قابل توجه در این مطالعات این است که آن‌ها حرکت تنه را در شرایط بلند کردن اجسام و در حالت آزادی حرکت لگن بررسی نموده‌اند. مشخص شده است که بستن کمربند می‌تواند باعث افزایش حرکت و سرعت هیپ شود [۲۴]. به این ترتیب، در چنین شرایطی کاهش سرعت حرکت تنه در صفحه ساژیتال با افزایش سرعت حرکت هیپ جبران می‌شود، اما از آن‌جایی که در مطالعه حاضر، حرکت هیپ توسط محدودکننده‌های دستگاه B200 محدود شده بود، با حذف حرکت هیپ، ستون فقرات با سرعت بیش‌تری در صفحه ساژیتال حرکت می‌نمود.

یکی از ویژگی‌های حمایت‌کننده‌های کمری، افزایش سفتی و محدود کردن حرکات تنه می‌باشد. در مطالعات مختلفی اثبات شده است که کمربندها حرکت تنه را در صفحات فرونتال و ترانسورس کاهش داده ولی تغییری در صفحه ساژیتال ایجاد نمی‌کنند [۲۵،۶]. در مطالعه حاضر نیز به نظر می‌رسد که بارهای فلزی خلفی حمایت‌کننده مورد استفاده به دلیل داشتن انعطاف‌پذیری بیش‌تر در جهت قدامی- خلفی نسبت به جهت طرفی، محدودیت حرکتی چندانی را در صفحه ساژیتال ایجاد نکرده و بیش‌تر، حرکت خم شدن طرفی را تحت تأثیر قرار داده‌اند. کاهش نیافتن نسبت جابه‌جایی به زمان در صفحه ساژیتال و روند کاهش نسبی سرعت در جهت خم شدن طرفی راست در راستای چنین منطقی می‌باشد.

نتایج بررسی گشتاور متوسط در مطالعه حاضر نشان می‌دهد که هنگام بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی، میزان این متغیر در جهت چرخش به راست به طور معنی‌داری کاهش می‌یابد، و در جهت چرخش به چپ نیز میل به کاهش دارد. در سایر جهات حرکتی تغییر معنی‌داری در گشتاور متوسط اتفاق نیفتاد. در دستگاه B200، جمع گشتاور حول محور L5-S1 با حاصل ضرب ممان اینرسی (Moment of inertia) فرد- ماشین در شتاب زاویه‌ای برابر است [۲۶]. بنابراین کاهش یا افزایش میزان شتاب زاویه‌ای در اندازه گشتاور محاسبه شده مؤثر است. از آن‌جایی که در جهت حرکتی چرخش تنه، تمایل به کاهش در میزان سرعت متوسط مشاهده شد، کاهش گشتاور متوسط در چنین جهتی دور از انتظار نیست. گشتاور اندازه‌گیری شده توسط دستگاه B200 متناسب با گشتاور عضله می‌باشد. هم‌چنین، گشتاور (طبق تعریف خود) متأثر از نیرو و بازوی گشتاور است. بنابراین کاهش گشتاور عضله می‌تواند به دنبال کاهش نیروی عضلانی یا بازوی گشتاور عضله اتفاق بیفتد. در مطالعه حاضر، به دلیل عدم ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه، امکان بررسی تغییرات احتمالی در نیروی عضلانی وجود ندارد. اما مشخص شده است که بستن کمربند می‌تواند پهنای طرفی تنه را کاهش و نسبت پهنای قدامی- خلفی به پهنای طرفی را افزایش دهد [۲۷]. از چنین یافته‌ای می‌توان استنباط کرد که استفاده از کمربند احتمالاً بازوی گشتاور عضلات چرخاننده تنه (مثل عضلات مایل شکمی) را کاهش می‌دهد. نتایج مطالعه حاضر، موافق با یافته‌های Marras و همکاران بود. آن‌ها نیز مطرح کردند که هنگام پوشیدن حمایت‌کننده کمری، تنها گشتاور چرخشی کاهش می‌یابد [۱۴]. نتایج تعدادی از مطالعات نیز نشان می‌دهند که کمربند تأثیری بر روی بارگذاری فقرات و نیروهای فشاری وارده بر آن ندارد [۱۵،۱۴]. با این حال در برخی از مطالعات، کاهش گشتاور فلکسوری و میزان فشار وارده بر فقرات به دنبال استفاده از کمربند گزارش شده است [۱۱-۱۳]. نتایج متفاوت و گاهاً متناقض مطالعات مختلف در این زمینه را شاید بتوان به تفاوت‌های موجود در شرایط آزمایشگاهی، تکنیک‌های مدل‌سازی و نوع حمایت‌کننده کمری مورد استفاده نسبت داد.

اثبات شده است که بستن حمایت‌کننده‌های کمری می‌تواند باعث افزایش فشار داخل شکمی و در نتیجه افزایش ثبات ستون فقرات کمری گردد [۲۸]. Cholewicki و همکاران دریافتند که کمربند، فشار داخل شکمی را افزایش می‌دهد، اما تغییری در فعالیت عضلات کمری و شکمی ایجاد نمی‌کند. آن‌ها نتیجه‌گیری کردند که کمربندها، ثبات اکتیو ستون فقرات را تغییر نمی‌دهند بلکه در افزایش ثبات پاسیو مؤثرند [۲۸،۵]. در مطالعه ما نیز عدم تغییر گشتاور تنه در بیش‌تر جهات

Archive of SID

www.SID.ir

حرکتی می‌تواند نشان‌دهنده تغییر نیافتن فعالیت و نیروی عضلات تنه به هنگام استفاده از حمایت‌کننده باشد.

بنابراین از این مطالعه می‌توان نتیجه‌گیری کرد که بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی باعث افزایش احساس ایمنی و اعتماد به نفس و افزایش سرعت حرکت تنه در صفحه ساژیتال می‌شود. اگرچه به نظر می‌رسد که چنین تغییری با افزایش احتمال آسیب ستون فقرات همراه باشد، اما روند کاهشی هم‌زمان سرعت در صفحات فرونتال و ترانسورس می‌تواند چنین تأثیری را خنثی نماید. کاهش گشتاور چرخشی تنه در شرایط استفاده از حمایت‌کننده می‌تواند ناشی از کاهش نیرو و یا بازوی گشتاور عضلات چرخاننده تنه باشد که این امر می‌تواند به کاهش نیروهای پیچشی وارده بر مفاصل ستون فقرات منجر شود.

اگرچه هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر بستن حمایت‌کننده کمری- خاجی بر دو پارامتر مهم سرعت و گشتاور در سه صفحه حرکتی بود، ولی از جمله محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم گزارش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه اشاره کرد. طبیعی است که تجمیع یافته‌های تکمیلی در مورد متغیرهای کینماتیک و کینتیک و رفتار و الگوی فعالیت عضلات، امکان دست‌یابی به نتایج قطعی و دقیق‌تر را فراهم می‌سازد. پیشنهاد می‌شود که این مهم و انجام بررسی‌های مشابه در خانم‌ها و بیماران مبتلا به کمردرد در مطالعات آتی مورد توجه قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه با استفاده از بودجه تحقیقاتی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام گرفته است. بدین‌وسیله نویسندگان مراتب قدردانی خویش را از حمایت‌های به عمل آمده اعلام می‌دارند.

منابع

[1] Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Rajulu SL, Allread WG, Fathallah FA, Ferguson SA. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. Spine 1993; 18: 617-628.

[2] Davis KG, Marras WS. The effects of motion on trunk biomechanics. Clin Biomech 2000; 15: 703-717.

[3] Fathallah FA, Marras WS, Parnianpour M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. Spine 1998; 23: 1035-1042.

[4] Abdoli-E M, Stevenson JM. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. Clin Biomech 2008; 23: 372-380.

[5] Van Poppel MN, de Loozw MP, Koes BW, Smid T, Bouter LM. Mechanisms of action of lumbar supports: a systematic review. Spine 2000; 25: 2103-2113.

[6] McGill S, Seguin J, Bennett G. Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation: Effect of belt wearing and breath holding. Spine 1994; 19: 696-704.

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

[8] Lander JE, Hundley JR, Simonton RL. The effectiveness of weight-belts during multiple repetitions of the squat exercise. Med Sci Sports Exerc 1992; 24: 603-609.

[9] Zink AJ, Whiting WC, Vincent WJ, McLaine AJ. The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. J Strength Cond Res 2001; 15: 235-240.

[10] Katsuhira J, Sasaki H, Asahara S, Ikegami T, Ishihara H, Kikuchi T, et al. Comparison of low back joint moment using a dynamic 3D biomechanical model in different transferring tasks wearing low back belt. Gait Posture 2008; 28: 258-264.

[11] Lavender SA, Shakeel K, Andersson GB, Thomas JS. Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitment after unexpected sudden loading. Spine 2000; 25: 1569-1578.

[12] Kingma I, Faber GS, Suwarganda EK, Bruijnen TB, Peters RJ, van Dieen JH. Effects of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. Spine 2006; 31: E833-E839.

[13] Woldstad JC, Sherman BR. The effects of a back belt on posture, strength, and spinal compressive force during static lift exertions. Int J Ind Ergon 1998; 22: 409-416.

[14] Marras WS, Jorgensen MJ, 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: 653-668.

[15] Ivancic PC, Cholewicki J, Radebold A. Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. Ergonomics 2002; 45: 501-513.

[16] Lee YH, Kang SM. Effects of belt pressure and breath held on trunk electromyography. Spine 2002; 27: 282-290.

[17] Warren LP, Appling S, Oladehin A, Griffin J. Effects of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. J Orthop Sports Phys Ther 2001; 31: 316-323.

[18] Jorgenson MJ, Marras WS. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. Clin Biomech 2000; 15: 292-294.

[19] Lee YH, Chen CY. Lumbar vertebral angles and back muscle loading with belts. Ind Health 1999; 37: 390-397.

[20] Ammendolia C, Kerr MS, Bombardier C. Back belt use for prevention of occupational low back pain: A systematic review. J Manipulative Physiol Ther 2005; 28: 128-134.

[21] Hutten MM, Hermens HJ. Reliability of lumbar dynamometry measurements in patients with chronic low back pain with test-retest measurements on different days. Eur Spine J 1997; 6: 54-62.

[22] Hutten MM, Muller MT, Hermens HJ. Discrimination between maximal and submaximal effort in lumbar dynamometry. Clin Biomech 1998; 13: 27-35.

[23] Jonai H, Villanueva MB, Sotoyama M, Hisanaga N, Saito S. The effect of a back belt on torso motion--survey in an express package delivery company. Ind Health 1997; 35: 235-242.

[24] Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. The effect of lifting belt use on multijoint motion and load bearing during repetitive and asymmetric lifting. J Spinal Disord 1998; 11: 57-64.

[25] Lavender SA, Thomas JS, Chang D, Andersson GB. Effect of lifting belts, foot movement, and lift asymmetry on trunk motions. Hum Factors 1995; 37: 844-853.

[26] Parnianpour M, Nordin M, Kahanovitz N, Frankel V. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during

Archive of SID
www.SID.ir

isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. Spine 1988; 13: 982-992.

[27] Miyamoto K, Iinuma N, Ueki S, Shimizu K. Effects of abdominal belts on the cross-sectional shape of the trunk during intense contraction of the trunk muscles observed by computer tomography. Clin Biomech 2008; 23: 1220-1226.

[28] Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. Eur Spine J 1999; 8: 388-395.

Archive of SID

www.SID.ir

Effects of wearing a lumbosacral support on velocity and torque of lumbar spine during three-dimensional trunk motion

Vahid Samadi (M.Sc)[1], Saeed Talebian (Ph.D)[*1], Gholam Reza Olyaei (Ph.D)[1], Mehdi Sadeghi (M.Sc)[2]
1- Dept. of Physiotherapy, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2 - Dept. of Physiotherapy, Paramedical Faculty, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran

(Received: 7 Nov 2010 Accepted: 6 Feb 2011)

Introduction: The use of back support is one of the common methods aimed to prevent low back pain. The purpose of the present study was to investigate the effect of wearing a lumbosacral support on lumbar spine velocity and torque in six directions during combined trunk motion.

***Materials and Methods*:** In this interventional study, 30 young healthy men were selected simply from convenient samples. They were asked to stand in Isostation B200 system and perform three-dimensional trunk motion against a resistance of 50% of maximal voluntary contraction torque while wearing or not wearing a lumbosacral support. Under each condition of test, five successive motions of trunk were performed in downward direction (as flexion, right lateral flexion, and right rotation) and upward direction (as extension, left lateral flexion, and left rotation), and the variables of average velocity and average torque were recorded during motion.

***Results*:** With the use of a lumbosacral support, average velocity was significantly increased in flexion (P=0.015) and extension (P=0.005), but no significant changes were found in other directions (P>0/05). Back support decreased average torque of right rotation significantly (P=0.006), but did not significantly changed this variable in other directions (P>0/05).

***Conclusion*:** Wearing a lumbosacral support can increase velocity in sagittal plane. Decreased rotation torque of trunk, as a result of using a back support, may reduce the twisting forces on lumbar spine joints.

***Key words*:** Lumbosacral support, Lumbar spine, Velocity, Torque

* Corresponding author: Fax: +98 98 21 77534133; Tel: +98 21 77533939
talebian@sina.tums.ac.ir

Archive of SID

www.SID.ir