# بررسی تأثیر حمایت کننده کمری - خاجی بر روی الگوی کنترل حرکت در حین انجام حرکت ترکیبی تنه

**وحید صمدی[۱]، دکتر سعید طالبیان[۲]، دکتر غلامرضا علیائی[۳]، دکتر آزاده شادمهر[۴]، دکتر شهره جلائی[۴]، ابراهیم انتظاری[۵]، مهدی صادقی[۱]**

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۵- مربی گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

## چکیده

**زمینه و هدف:** از کمربندها و حمایت کننده‌ها به طور رایجی به منظور پیشگیری از کمردرد و آسیب‌های ستون فقرات استفاده می‌شود. علی رغم انجام مطالعات متعدد، هنوز شواهد کافی و توافق قطعی در مورد اثرات این حمایت کننده‌ها وجود ندارد. هدف از مطالعه حاضر تعیین تأثیر حمایت کننده‌های کمری- خاجی بر الگوی کنترل حرکت در حین انجام حرکت ترکیبی تنه بود.

**روش بررسی:** برای انجام این پژوهش تعداد ۳۰ مرد جوان سالم انتخاب شدند. پارامترهای زمانی کنترل حرکت (زمان پاسخ حرکتی، زمان عکس العمل، زمان پیش حرکت و زمان حرکت) و میزان فعالیت سه جفت از عضلات تنه در حین انجام حرکت ترکیبی تنه در برابر مقاومت‌های حداقل و ۵۰ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک و در دو وضعیت با و بدون حمایت کننده محاسبه گردید.

**یافته ها:** هنگام بستن حمایت کننده، زمان پاسخ حرکتی در شرایط اعمال مقاومت حداقل به طور معنی‌داری کاهش یافت ($P=۰/۰۰۴$). استفاده از حمایت کننده باعث کاهش معنی دار زمان های عکس العمل و حرکت در دو شرایط اعمال مقاومت گردید ($P<۰/۰۵$). در میزان فعالیت عضلات تنه به دنبال بستن حمایت کننده، تغییر معنی داری حاصل نشد ($P>۰/۰۵$).

**نتیجه گیری:** استفاده از حمایت کننده کمری- خاجی باعث سریعتر شدن واکنش فرد و کاهش تأخیر وی در شروع حرکت شد. اگرچه حمایت کننده تغییری در میزان فعالیت عضلات تنه ایجاد نکرد، اما کارآیی و آمادگی عضله ارکتور اسپاین را برای شروع حرکت مطلوب افزایش می داد.

**کلید واژه ها:** حمایت کننده کمری- خاجی، کنترل حرکت، الکترومیوگرافی سطحی، عضلات تنه

(وصول مقاله:۱۳۸۸/۳/۲ ،پذیرش مقاله: ۱۳۸۸/۴/۶)

**نویسنده مسئول:** تهران – خیابان انقلاب – پیچ شمیران – دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی
Email: talebian@sina.tums.ac.ir

## مقدمه

کمردرد از جمله مشکلاتی است که به دلیل شیوع بالا و تحمیل هزینه‌های سنگین و جبران ناپذیر به جوامع، توجه پزشکان و محققان را به خود جلب نموده است. فعالیت-های مختلف بدنی از قبیل بلند کردن و حمل اجسام، خم شدن‌های مکرر، چرخش‌های ناگهانی می‌توانند زمینه بروز چنین اختلالی را فراهم سازند. مطالعات نشان می‌دهند که حرکت ترکیبی تنه یکی از عوامل خطر مهم در ایجاد آسیب-های ستون فقرات کمری محسوب می‌شود (۱و۲).

ترکیب حرکت و ثبات ستون فقرات، سیستم عصبی مرکزی را با چالش مواجه می‌سازد. به منظور کنترل حرکت و مقابله با چالش‌های بر هم زننده ثبات، لازم است که ورودی-های آوران از مکانورسپتورهای محیطی و سایر سیستم‌های حسی توسط سیستم عصبی مرکزی تفسیر شده و سپس عضلات تنه به طور هماهنگ، در زمان مناسب و با میزان فعالیت مشخصی پاسخ دهند. فعالیت عضلانی باید به گونه ای باشد که جابجایی و چرخش بین مهره‌ای، پوسچر و راستای ستون فقرات و وضعیت بدن نسبت به محیط را کنترل نماید.

با توجه به انجام مکرر حرکات ترکیبی تنه در زندگی روزانه و به ویژه در مشاغل صنعتی، ضروری است که ابزارها و روش‌های مناسبی به منظور پیشگیری از بروز اختلالات احتمالی به کار گرفته شوند. استفاده از کمربندها و حمایت کننده‌های کمری از جمله راهکارهایی است که با چنین هدفی رواج یافته است. اعتقاد بر این است که حمایت کننده‌های کمری از طریق مکانیسم‌های عمل متفاوتی می‌توانند در



[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

پیشگیری از کمردرد مؤثر باشند. یکی از این مکانیسم‌ها، تأثیر حمایت کننده بر حرکت تنه می‌باشد (۳). گزارش شده است که حمایت کننده در محدود کردن حرکات فلکشن- اکستنشن، خم شدن طرفی و چرخش تنه مؤثر می‌باشد (۳و۴و۵). از نظر تئوری، محدودیت و کاهش حرکت تنه می‌تواند در پیشگیری از کمردرد مؤثر باشد، چرا که از میزان استرس‌هایی که در دامنه-های انتهایی به ساختارهای فقرات وارد می‌شود، می‌کاهد. از آنجایی که چرخش فقرات یکی از عوامل خطر ایجاد کمردرد محسوب می‌گردد، کاهش این چرخش به دنبال استفاده از کمربند می‌تواند به کاهش ریسک آسیب‌های ستون فقرات کمری منجر شود (۳).

مکانیسم دیگر مطرح شده برای حمایت کننده‌ها، تأثیر آنها بر افزایش ثبات ستون فقرات کمری می‌باشد. نقش حمایت کننده بر افزایش فشار داخل شکمی در برخی مطالعات اثبات شده است (۶و۷). Lander و همکارانش مطرح کردند که بستن کمربند از طریق افزایش فشار داخل شکمی می‌تواند در ثبات بخشی به فقرات مؤثر باشد (۷).

تأثیر بستن حمایت کننده بر میزان فعالیت عضلات تنه در مطالعات مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است. یافته-های تعدادی از این مطالعات عدم تغییر فعالیت عضلات را به دنبال استفاده از حمایت کننده نشان می‌دهند (۶و۸و۹و۱۰). با این حال، برخی دیگر از آنها حمایت کننده را در کاهش یا افزایش میزان فعالیت عضلات تنه مؤثر می‌دانند (۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶). نتایج مطالعه Lee و Kang نشان داد که هنگام استفاده از کمربند، فعالیت عضلات رکتوس شکمی و مایل خارجی افزایش می‌یابد (۱۲). در برخی از مطالعات کاهش فعالیت عضلات اکستانسور تنه به هنگام استفاده از حمایت کننده گزارش شده است (۱۴و۱۵و۱۶). پیش تر تصور می‌شد که کمربند از طریق افزایش فشار داخل شکمی باعث ایجاد یک گشتاور اکستانسوری می‌گردد و نیاز به نیروی عضلات اکستانسور کاهش می‌یابد و در نتیجه از میزان فعالیت عضلات پشت کاسته می‌شود. اما صحت این فرضیه در مطالعات بعدی مورد تردید واقع شد. به طوریکه Nachemson مشاهده کرد که افزایش فشار داخل شکمی، فشار داخل دیسک ستون فقرات کمری را به جای کاهش، افزایش می‌دهد. مطالعه Kang نیز نشان داد که افزایش فشار داخل شکمی به هنگام مانور والسالوا با افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کمری همراه است (۱۷).

حمایت کننده کمری در افزایش حس عمقی و احساس ایمنی در فرد استفاده کننده مؤثر است (۱۸و۱۹). به عبارتی فیدبک لمسی ارتز کمری باعث افزایش آگاهی فرد از وضعیت ستون فقرات خود و اصلاح پوسچر وی می‌شود (۳). بکارگیری از تکنیک‌های صحیح و مناسب بلند کردن و حمل اجسام نیز می تواند نتیجه تأثیر یادآوری کننده بستن کمربندها باشد.

با وجود انجام مطالعات متعدد با موضوع بررسی تأثیر کمربندها و حمایت کننده‌های کمری، هنوز شواهد کافی برای تأیید یا رد اثرات آنها وجود ندارد. از اینرو محققین لازم می دانند که تحقیقات مکمل بیشتری در این زمینه انجام گیرند. در مطالعه حاضر سعی شد که تأثیر حمایت کننده‌های کمری- خاجی بر روی الگوی کنترل حرکت در حین انجام حرکت ترکیبی تنه مورد بررسی قرار گیرد.

## روش بررسی

تعداد ۳۰ مرد غیر ورزشکار در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال به طور داوطلبانه و پس از تکمیل پرسشنامه دراین تحقیق شرکت کردند. این افراد از میان دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی تهران انتخاب شدند. سمت غالب همه آنها سمت راستشان بوده و هیچ یک در مدت حداقل شش ماه گذشته دچار کمردرد نشده بودند.

در این مطالعه از دستگاه دایناموتر سه محوری به نام ایزواستیشن B200 ساخت شرکت Isotechnologies استفاده گردید. قبل از آزمون، افراد شرکت کننده با دستگاه و چگونگی انجام آزمایش آشنا می‌شدند. آزمایش شامل دو مرحله استاتیک و داینامیک بود. در مرحله استاتیک پس از قرارگیری فرد مورد آزمون در وضعیت ایستاده در دستگاه B200 و بستن محدودکننده‌های لگن، اندام‌های تحتانی و تنه و قفل‌های مکانیکی دستگاه، از وی خواسته می‌شد در هر یک از جهات فلکشن، اکستنشن، خم شدن طرفی راست و چپ و چرخش به راست و چپ، سه انقباض ایزومتریک ده ثانیه‌ای تنه را در برابر حداکثر مقاومت اعمال شده توسط دستگاه با حداکثر تلاش خود انجام دهد. برای رفع خستگی احتمالی، بین انقباضات، ۲ دقیقه استراحت داده می‌شد. گشتاور حداکثر ایزومتریک در شش ثانیه میانی هر یک از انقباضات تنه محاسبه شده و از میان سه تکرار انجام شده در هر جهت، بیشترین مقدار به دست آمده به عنوان گشتاور حداکثر آن جهت در نظر گرفته می شد. از بین



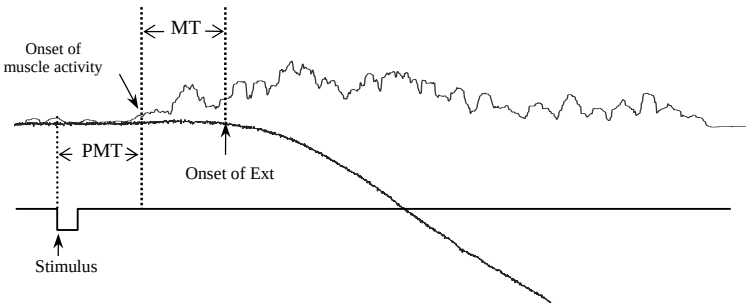
[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

گشتاورهای حداکثر دو جهت هر یک از صفحات ساژیتال، فرونتال و ترانسورس، گشتاور کمتر به عنوان گشتاور حداکثر انقباض ارادی (MVC) آن صفحه محسوب می‌شد.

در مرحله داینامیک، برای ثبت فعالیت عضلات تنه از دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله Biometrics مدل Datalink استفاده گردید. پس از آماده‌سازی مناسب پوست، الکترودهای سطحی نقره – کلرید نقره روی سه جفت از عضلات تنه گذاشته می‌شدند: رکتوس شکمی (۳ سانتی‌متر خارج تر از ناف)، مایل خارجی (۱۵ سانتی‌متری طرفی ناف) و ارکتور اسپاین کمری (در سطح L3 و در فاصله ۳ سانتی‌متری از خط میانی). با استفاده از یک الکتروگونیامتر، لحظه شروع، تغییر جهت و پایان حرکت تنه در صفحات ساژیتال و فرونتال تعیین می‌شد. یک بازوی این گونیامتر در خط وسط و بر روی ساکروم و بازوی دیگر آن در بالای ناحیه کمری قرار می‌گرفت. برای صدور فرمان شروع حرکت از یک زنگ استفاده می‌شد. گونیامتر و زنگ به دستگاه Datalink متصل می‌شدند. در این مرحله پس از باز شدن قفل‌های مکانیکی دستگاه B200 حرکت ترکیبی تنه تحت چهار شرایط مختلف به ترتیب تصادفی انجام می‌شد: ۱) با مقاومت حداقل (هفت نیوتن متر در هر صفحه) و بدون حمایت کننده، ۲) با مقاومت حداقل و با حمایت کننده، ۳) با مقاومت ۵۰ درصد گشتاور [Maximum Voluntary Contraction (MVC)] و بدون حمایت کننده و ۴) با مقاومت ۵۰ درصد گشتاور MVC و با حمایت کننده. در هر یک از تست‌های داینامیک، فرد از وضعیت انتهایی فلکشن، خم شدن طرفی راست و چرخش به وضعیت ایستاده مستقیم بازگشته و سپس مجدداً خود را به موقعیت اولیه می‌رساند. این توالی حرکتی، پنج مرتبه تکرار می‌شد. در مدت انجام حرکت، سیگنال‌های الکترومیوگرافی عضلات تنه با پهنای باند ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت می‌شدند.

حمایت کننده مورد استفاده در این مطالعه، یک حمایت کننده کمری- خاجی بود که چهار بار فلزی در ناحیه خلفی خود داشت. این حمایت کننده به گونه ای پوشیده می‌شد که بارهای فلزی آن در خلف قرار گیرند، آنگاه به سمت جلو کشیده شده و با ولکرو سفت می‌شد.

برای محاسبه و پردازش پارامترهای زمانی کنترل حرکت و میزان فعالیت عضلات تنه از نرم افزار Datalink استفاده گردید. با استفاده از پنجره زمانی ۵۱ میلی ثانیه‌ای، سیگنال‌های مربوط به فعالیت عضلات، هموار (smooth) می‌شدند. مدت زمان بین لحظه برخاستن صدای زنگ (محرک) و شروع اولین حرکت گونیامتر به عنوان زمان پاسخ حرکتی در نظر گرفته می‌شد. فاصله زمانی بین محرک و شروع حرکت اکستنشن تنه، زمان عکس‌العمل محسوب می‌شد. فاصله زمانی بین محرک و شروع فعالیت عضله ارکتور اسپاین چپ (عضله اصلی آغاز کننده حرکت) به عنوان زمان پیش حرکت، و مدت زمان طول کشیده بین شروع فعالیت این عضله و شروع حرکت اکستنشن به عنوان زمان حرکت آن منظور می‌گشت (شکل۱). برای تعیین شروع فعالیت عضله، ۱۰ درصد حداکثر آمپلی تود فعالیت آن عضله به عنوان آمپلی تود آستانه محاسبه می‌شد.



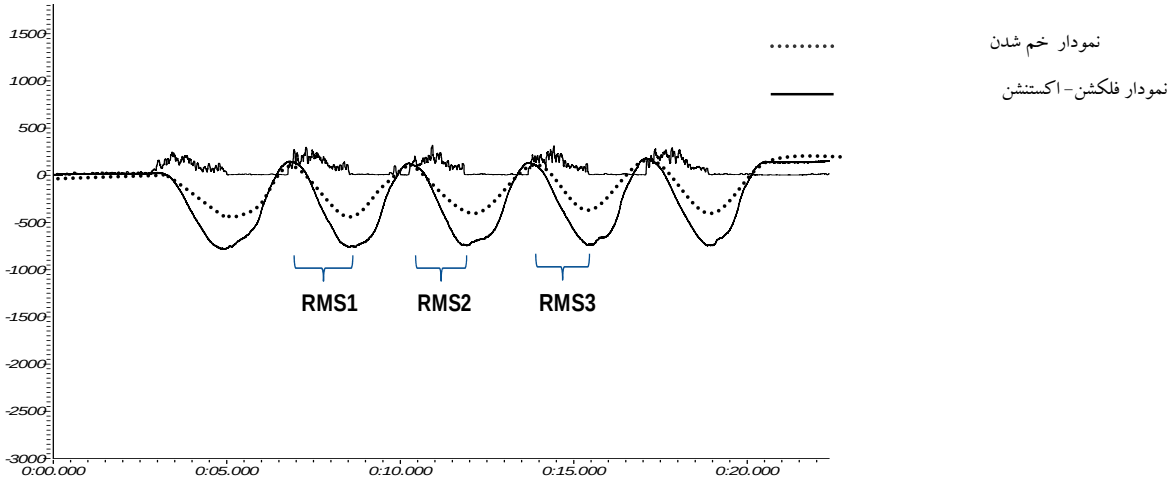

**شکل ۱- نحوه تعیین زمان پیش حرکت (PMT) و زمان حرکت (MT) عضله ارکتور اسپاین چپ**

برای تعیین میزان فعالیت عضلات تنه، از میان پنج حرکت انجام شده در هر یک از تست‌های داینامیک، میانگین [Root Mean Squre(RMS)] عضلات شکمی (رکتوس شکمی و مایل خارجی راست و چپ) در سه فاز پایین رفتن میانی و میانگین RMS عضلات اکستانسور تنه (ارکتور اسپاین راست و

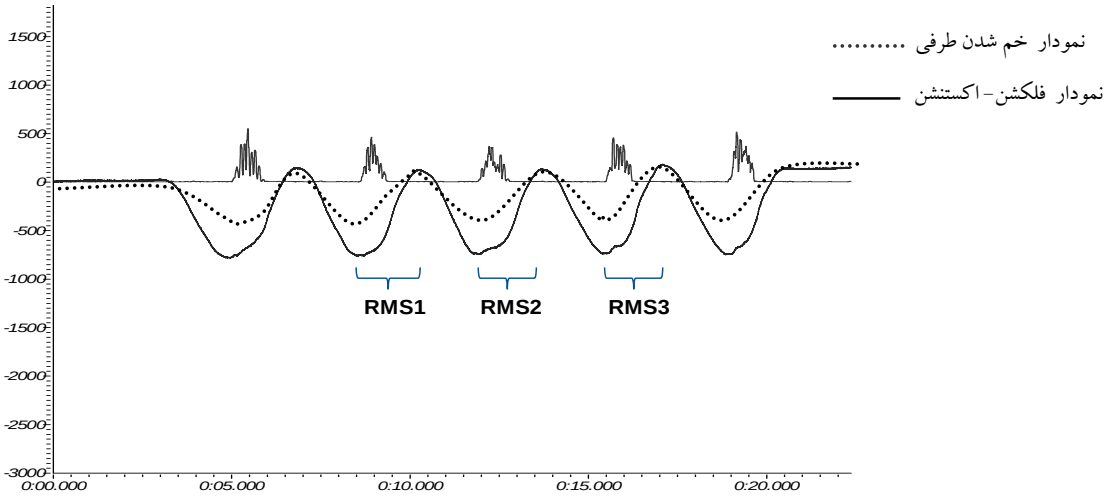


[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

چپ) در سه فاز بالا آمدن میانی محاسبه می‌شد (شکل‌های ۲و۳).




**شکل۲- محاسبه RMS در سه فاز بالا آمدن میانی برای تعیین میزان فعالیت عضله اکستانسور تنه (ارکتور اسپاین)**




**شکل۳- محاسبه RMS در سه فاز پایین رفتن میانی برای تعیین میزان فعالیت عضله فلکسور تنه (رکتوس شکمی)**

پس از ثبت اطلاعات به دست آمده در نرم افزار SPSS، با استفاده از آزمون آماری t زوجی، پارامترهای زمانی کنترل حرکت و میزان فعالیت عضلات تنه در هر یک از شرایط اعمال مقاومت، بین دو وضعیت با و بدون حمایت کننده مورد مقایسه قرار گرفت.

## یافته ها

تعداد ۳۰ مـرد سالم با میانگین سنی ۲۳/۹ سال، قـد ۱/۷۷ متر، تـوزن ۷۰/۸ کیـلوگـرم و محیط دور شکـم ۸۲/۵ سانتی‌متر در این تحقیق شرکت کردند.

نتایج نشان داد که حمایت کننده کمری- خاجی باعث کاهش معنی‌دار زمان‌های عکس‌العمل و حرکت عضله ارکتور اسپاین کمری چپ در هر دو شرایط اعمال مقاومت می‌شود. زمان پاسخ حرکتی نیز در شرایط اعمال مقاومت حداقل، هنگام استفاده از حمایت کننده به طور معنی‌داری کاهش یافت (جدول ۱).



[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

**جدول ۱- مقایسه پارامترهای زمانی کنترل حرکت بر حسب میلی ثانیه در دو شرایط اعمال مقاومت حداقل و ۵۰ درصد MVC* بین دو وضعیت با و بدون حمایت کننده با استفاده از آزمون t زوجی (n=۳۰ در هر گروه)**

| پارامتر زمانی | گروه | مقاومت حداقل | | | مقاومت ۵۰ درصد MVC | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | میانگین | انحراف معیار | سطح معناداری | میانگین | انحراف معیار | سطح معناداری |
| زمان پاسخ حرکتی | بدون حمایت کننده | ۳۶۰/۵۷ | ۱۳۶/۴۷ | ۰/۰۰۴ | ۳۲۳/۹۷ | ۱۳۵/۱۶ | ۰/۰۶۱ |
| | با حمایت کننده | ۲۷۵/۴۰ | ۱۳۴/۸۹ | | ۲۶۰/۵۳ | ۱۱۷/۷۲ | |
| زمان عکس العمل | بدون حمایت کننده | ۶۹۵/۴۰ | ۳۴۵/۴۳ | ۰/۰۰۴ | ۸۷۷/۵۳ | ۵۳۶/۵۶ | ۰/۰۳۲ |
| | با حمایت کننده | ۵۳۲/۶۰ | ۲۶۶/۵۸ | ۰/۰۸۷ | ۷۲۸/۹۷ | ۴۲۷/۰۷ | ۰/۸۹۰ |
| زمان پیش حرکت | بدون حمایت کننده | ۳۳۱/۲۷ | ۱۷۸/۲۰ | | ۲۶۳/۴۳ | ۱۴۸/۶۰ | |
| | با حمایت کننده | ۲۵۹/۸۰ | ۱۶۶/۰۲ | ۰/۰۱۴ | ۲۶۷/۱۰ | ۱۷۲/۳۹ | ۰/۰۴۴ |
| زمان حرکت | بدون حمایت کننده | ۳۶۴/۱۳ | ۲۸۰/۴۷ | | ۶۱۴/۱۰ | ۵۱۴/۵۳ | |
| | با حمایت کننده | ۲۷۲/۸۰ | ۲۰۸/۶۳ | | ۴۶۱/۸۷ | ۳۶۶/۸۸ | |

* Maximum Voluntary Contraction

همانطور که جدول ۲ نشان می دهد، هنگام بستن حمایت کننده در میزان فعالیت عضلات تنه تغییر معنی داری مشاهده نگردید (P>۰/۰۵).

**جدول ۲- مقایسه میزان فعالیت عضلات تنه بر حسب میکرو ولت در دو شرایط اعمال مقاومت حداقل و ۵۰ درصد MVC* بین دو وضعیت با و بدون حمایت کننده با استفاده از آزمون t زوجی (n=۳۰ در هر گروه)**

| عضله | گروه | مقاومت حداقل | | | مقاومت ۵۰ درصد MVC | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | میانگین | انحراف معیار | سطح معناداری | میانگین | انحراف معیار | سطح معناداری |
| رکتوس شکمی راست | بدون حمایت کننده | ۲۱/۹۱ | ۳۰/۴۰ | ۰/۱۸۵ | ۷۹/۴۰ | ۷۳/۶۸ | ۰/۷۴۶ |
| | با حمایت کننده | ۱۹/۰۸ | ۲۸/۰۹ | | ۷۷/۲۳ | ۷۰/۶۵ | |
| رکتوس شکمی چپ | بدون حمایت کننده | ۱۳/۳۸ | ۱۴/۶۱ | ۰/۴۵۹ | ۵۶/۰۶ | ۴۳/۵۳ | ۰/۶۲۸ |
| | با حمایت کننده | ۱۴/۲۷ | ۱۷/۶۷ | | ۵۷/۷۹ | ۴۸/۹۸ | |
| مایل خارجی راست | بدون حمایت کننده | ۲۶/۱۶ | ۲۸/۱۳ | ۰/۲۳۷ | ۸۰/۱۲ | ۶۰/۸۰ | ۰/۲۴۲ |
| | با حمایت کننده | ۲۲/۸۴ | ۲۳/۷۲ | | ۸۵/۹۳ | ۶۶/۱۱ | |
| مایل خارجی چپ | بدون حمایت کننده | ۲۱/۹۰ | ۲۶/۰۵ | ۰/۸۱۶ | ۶۹/۳۸ | ۴۴/۴۳ | ۰/۲۶۹ |
| | با حمایت کننده | ۲۲/۳۳ | ۲۶/۲۲ | | ۷۲/۳۶ | ۴۶/۷۶ | |
| ارکتور اسپاین راست | بدون حمایت کننده | ۲۰/۴۴ | ۱۳/۱۳ | ۰/۱۶۱ | ۴۷/۲۰ | ۳۰/۰۹ | ۰/۳۱۷ |
| | با حمایت کننده | ۱۸/۴۲ | ۹/۵۸ | | ۵۰/۱۳ | ۳۳/۶۸ | |
| ارکتور اسپاین چپ | بدون حمایت کننده | ۵۲/۰۳ | ۳۱/۵۳ | ۰/۶۵۳ | ۱۰۰/۱۴ | ۶۷/۲۲ | ۰/۱۳۷ |
| | با حمایت کننده | ۵۳/۱۲ | ۳۴/۳۳ | | ۱۰۶/۳۳ | ۶۶/۵۲ | |

* Maximum Voluntary Contraction

[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

## بحث

در این مطالعه با بررسی تأثیر حمایت کننده کمری- خاجی بر پارامترهای زمانی کنترل حرکت تنه مشخص گردید که زمان پاسخ حرکتی تنه به هنگام بستن حمایت کننده، در شرایط اعمال مقاومت حداقل، به طور معنی‌داری کاهش می‌یابد. این روند کاهشی در شرایط وجود مقاومت ۵۰ درصد MVC نیز مشاهده گردید، ولی معنی دار نبود (P =۰/۰۶۱). کاهش میزان این متغیر نشاندهنده سریعتر شدن واکنش فرد به محرک (صدای زنگ) به دنبال استفاده از حمایت کننده می‌باشد. چنین تأثیری را می‌توان به ویژگی یادآوری کننده ارتزهای کمری نسبت داد. حمایت کننده‌های کمری با خاصیت یادآوری کننده و نقش فیدبکی خود باعث افزایش توجه فرد به وضعیت تنه و ستون فقرات خود می-شوند. طبیعی است که چنین فردی آمادگی بیشتری برای شروع حرکت خواهد داشت و پاسخ سریعتری به محرک نشان خواهد داد.

زمان عکس‌العمل تنه (یعنی فاصله زمانی بین صدور فرمان حرکت و آغاز حرکت اکستنشن) نیز در هر دو شرایط اعمال مقاومت، با بستن حمایت کننده، کاهش معنی-داری نشان داد. این کاهش نیز بیانگر تأثیر حمایت کننده مورد استفاده بر کاهش تأخیر فرد در انجام حرکت مطلوب می‌باشد. همچنین در شرایط استفاده از حمایت کننده، زمان حرکت کاهش معنی‌داری نشان داد. با توجه به اینکه زمان عکس‌العمل برابر با مجموع زمان‌های پیش حرکت و حرکت می‌باشد، کاهش معنی‌دار زمان عکس‌العمل متأثر از کاهش معنی‌دار زمان حرکت بوده است. زمان حرکت، یعنی فاصله زمانی بین شروع فعالیت عضله و آغاز پاسخ حرکتی مورد نظر، به عنوان جزء عصبی- عضلانی تنظیم حرکت و مدت زمان اجرای پاسخ حقیقی در نظر گرفته می‌شود (۲۰). کاهش این زمان که بخش محیطی زمان عکس‌العمل را تشکیل می‌دهد، نشاندهنده این است که انقباض عضلانی، سریعتر به ایجاد حرکت منجر می‌شود. بنابراین می‌توان گفت که استفاده از حمایت کننده با کاهش زمان حرکت عضله ارکتور اسپاین چپ، کارآیی و آمادگی این عضله را برای شروع حرکت افزایش می‌دهد. تأثیر حمایت کننده کمری بر بهبود حس عمقی و افزایش اطلاعات حسی- پیکری دریافتی توسط سیستم عصبی مرکزی اثبات شده است. افزایش آگاهی از وضعیت بدن در حین کار و فعالیت می‌تواند در کنترل حرکت و جلوگیری از آسیب مؤثر باشد (۲۱).

بر اساس نتایج به دست آمده مشخص گردید که هنگام بستن حمایت کننده، در فعالیت هیچ یک از عضلات مورد بررسی تغییر معنی‌داری اتفاق نمی‌افتد. عدم تأثیر حمایت کننده و کمربند بر میزان فعالیت عضلات تنه توسط برخی مطالعات قبلاً به اثبات رسیده است (۶و۸و۹و۱۰). از آنجایی که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات می تواند برآوردی از نیروی اعمالی آنها باشد، می‌توان گفت که استفاده از حمایت کننده تأثیری بر نیروی عضلات تنه ندارد. مطالعات نیز نشان می‌دهند که بستن کمربند تأثیری بر قدرت عضلات و نیروی بلند کردن اجسام ندارد (۲۲و۲۳و۲۴).

عوامل مختلفی مثل نوع و سرعت انقباض عضلانی، طول، اندازه و قدرت عضله بر فعالیت الکترومیوگرافی آن مؤثر می‌باشند. انجام حرکت ترکیبی تنه در سه صفحه حرکتی با فعالیت هم زمان عضلات آنتاگونیست همراه است. چنین فعالیتی تابع وضعیت فرد در حین حرکت می‌باشد (۲۵). بنابراین عوامل مختلفی می‌توانند در تأثیر حمایت کننده بر فعالیت عضلات تنه دخالت داشته باشند.

مطالعاتی که کاهش فعالیت عضلات اکستانسور تنه را به دنبال استفاده از کمربند گزارش می‌کنند، چنین تغییری را نتیجه افزایش فشار داخل شکمی می‌دانند. با این حال، مشخص شده است که درصورت فعالیت هم زمان عضلات شکمی و در نتیجه، ایجاد گشتاور فلکسوری، فشار وارده بر فقرات و فعالیت عضلات اکستانسور با افزایش همراه است (۲۶). در مطالعه حاضر نیز مشاهده شد که هنگام بستن حمایت کننده در شرایط اعمال مقاومت ۵۰ درصد MVC، فعالیت عضلات ارکتور اسپاین تمایل به افزایش نشان می‌دهد.

نتایج متفاوت و گاهاً متناقض مطالعات مختلف درباره تأثیر کمربندها را شاید بتوان به نوع حمایت کننده مورد استفاده و شرایط آزمایشگاهی و روش‌های اندازه‌گیری به کار رفته نسبت داد. بدیهی است که با بررسی هم زمان داده‌های کینماتیک از قبیل دامنه حرکتی، سرعت و شتاب زاویه ای و با اندازه گیری گشتاورهای اعمالی بر ستون فقرات می‌توان به اطلاعات دقیق‌تر و جامع‌تری درباره تأثیر حمایت کننده‌های کمری دست یافت.



[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

## REFERENCES


1. 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(9): 1035-1041.
2. Davis KG, Marras WS. The effects of motion on trunk biomechanics. Clin Biomech 2000; 15: 703-717.
3. Van Poppel MNM, de Loozw MP, Koes BW, Smid T, Bouter LM. Mechanisms of action of lumbar supports. Spine 2000; 25(16): 2103-2113.
4. 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.
5. 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.
6. McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. Ergonomics 1990; 33(2): 147-60.
7. Lander JE, Simonton RL, Giacobbe JK. The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. Med Sci Sports Exerc 1990; 22(1): 117-126.
8. Jorgenson MJ, Marras WS. The effects of lumbar back support tension on trunk muscle activity. Clin Biomech 2000; 15: 292-294.
9. Lee YH, Chen CY. Lumbar vertebral angles and back muscle loading with belts. Ind Health 1999; 37: 390-397.
10. Ivancic PC, Cholewicki J, Radebold A. Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. Ergonomics 2002(7); 45: 501-513.
11. 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(6); 316-323.
12. Lee YH, Kang SM. Effects of belt pressure and breath held on trunk electromyography. Spine 2002; 27(3): 282-290.
13. Bauer JA, Fry A, Carter C. The use of lumbar-supporting weight belts while performing squats: Erector spinae electromyographic activity. J Strength Cond Res 1999; 13: 384-388.
14. Cholewicki J, Reeves NP, Everding VQ, Morrisette DC. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. J Biomech 2007; 40(4): 1731-1736.
15. Chen HJ, Lin CJ, Huang CL. Effects of a new industrial lifting belt on back muscular activity, hand force, and body stability during symmetric lifting. Ind Health 2006; 44: 493-502.
16. Kawaguchi Y, Gejo R, Kanamori M, Kimura T. Quantitative analysis of the effect of lumbar orthosis on trunk muscle strength and muscle activity in normal subjects. J Orthop Sci 2002; 7: 483-489.
17. Miyamoto K, Iinuma N, Maeda M, Wada E, Shimizu K. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular-pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. Clin Biomech 1999; 14: 79-87.
18. 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.
19. Minor SD. Use of back belts in occupational settings. Phys Ther 1996; 76(4): 403-408.
20. Ballanger B, Boulinguez P. EMG as a key tool to assess motor lateralization and hand reaction time asymmetries. J Neurosci Methods 2009; 179: 85-89.
21. McNair PJ, and Heine PJ. Trunk proprioception: enhancement through lumbar bracing. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80: 96-99.
22. Reyna JR, Leggett SH, Kenney K, Holmes B, Mooney V. The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle: Strength and dynamic capacity. Spine 1995; 20(1): 68:73.
23. Sullivan MS, Mayhew TP. The effect of lumbar support belts on isometric force production during a simulated lift. J Occup Rehabil 1995; 5: 131-143.
24. 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.
25. Marras WS, Davis KG, Granata KP. Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions. J Electromyogr Kines 1998; 8: 247-256.
26. Arjmand N, 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.


[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]

# The effect of lumbosacral support on motor control pattern during combined trunk motion

**Samadi V[1], Talebian S[2*], Olyaei GR[3], Shadmehr A[4] , Jalaie S[4], Entezari E[5], Sadeghi M[1]**

1- MSc of Physiotherapy
2- Associate Professor of Tehran University of Medical Sciences
3- Professor of Tehran University of Medical Sciences
4- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences
5- Lecturer of Tehran University of Medical Sciences

## Abstract

**Background and aim:** Belts and back supports are frequently used to prevent low back pain. Despite many studies, there are not sufficient evidence and conclusive consensus about the effects of these supports. The purpose of the present study was to determine the effect of lumbosacral supports on motor control pattern during combined trunk motion.

**Materials and Methods:** 30 healthy young men were selected for the study. Temporal parameters of motor control and activity level of three pairs of trunk muscles were measured during combined trunk motion against minimum resistance and resistance equal to 50% of maximal isometric strength, under with and without back support conditions.

**Results:** By application of a lumbosacral support, movement response time was significantly decreased under minimum resistance (P=0/004). Application of support decreased reaction time and motor time under two resistance conditions significantly (P<0/05). No significant changes were found in trunk muscle activity levels following wearing a back support (P>0/05).

**Conclusion:** By application of a lumbosacral support, individual reaction time was decreased. Although back support did not change the trunk muscle activity level, but the erector spinae muscle efficiency was increased to initiate desired movement.

**Key words:** Lumbosacral Support, Motor Control, Surface Electromyography, Trunk Muscles

***Corresponding author:**
Dr. Saeed Talebian, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.
**E-mail**: talebian@sina.tums.ac.ir

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

[ Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25 ]