

بررسی اثر وسیله کمکی قابل پوشیدن در کاهش نیروهای عضلات ارکتور اسپاین در کارهای مربوط به نگه داشتن بار با استفاده از مدل‌سازی بیومکانیکی و داده‌برداری EMG

هادی حیدری^۱، مریم هویت طلب^{*}، محمود رضا آذغانی^۲، مسعود رمضان زاده^۳، محمد پرنیانپور^۴

چکیده

بیماری‌های مربوط به کمر درد از رایج‌ترین بیماری‌های اسکلتی-عضلانی هستند؛ به طوری که سالانه میلیاردها دلار صرف درمان این بیماری می‌شود. استراتژی‌های جلوگیری از کمر درد شامل آموزش بلند کردن بار به طور صحیح، طراحی ارگونومیک ابزار، اتوماسیون صنعتی و ... وجود داشته‌اند. در سال‌های اخیر وسایل کمکی پوشیدنی قابل نصب بر روی بدن برای جلوگیری از کمر درد نیز مورد استفاده قرار گرفته‌اند، که به طور قابل توجهی نیروهای مورد نیاز برای عضلات Erector spinae (ES) را کاهش داده‌اند. در این مطالعه با بررسی نواقص موجود در وسیله کمکی قابل نصب بر روی بدن، یک وسیله کمکی قابل پوشیدن (Wearable assistive device یا WAD) بهبود و ساخته شد. گشتاورهای وارد بر کمر با استفاده از مدل‌سازی در دو حالت با و بدون استفاده از وسیله کمکی به دست آمدند. همچنین نیروهای فشاری و برشی وارد بر کمر و سطح فعالیت عضلات با استفاده از نرم‌افزار Anybody در دو حالت به دست آمدند. برای صحت‌گذاری از Electromyography عضلات استفاده شد. EMG نرمال شده عضلات راست و چپ Erector spinae کمری و Thoracic (قفسه سینه‌ای)، External Latissimus dorsi، Internal oblique، oblique و Rectus abdominus در زوایای Flexion (خم شدن به سمت جلو) ۰، ۳۰ و ۶۰ درجه و نگه داشتن سه بار (۵، ۱۵ و ۲۰ کیلوگرم) تحت دو شرایط با استفاده از وسیله کمکی و بدون استفاده از آن، مقایسه شدند. نتایج نشان دادند که گشتاورهای وارد بر کمر، با استفاده از وسیله کمکی ۲۳-۱۵ درصد کاهش یافتند. نتایج حاصل از مدل Anybody نشان داد که نیروهای فشاری و برشی با استفاده از وسیله کمکی به ترتیب ۲۴ درصد و ۲۹ درصد کاهش یافتند. همچنین فعالیت عضلانی با استفاده از این مدل ۲۶-۱۸ درصد کاهش یافتند. نتایج حاصل از الکترومایوگرافی نشان داد که با استفاده از این وسیله کمکی، فعالیت عضلات راست و چپ Erector spinae کمری و Thoracic و Latissimus dorsi به ترتیب ۲۱/۹ درصد، ۲۰/۴ درصد، ۲۳/۶ درصد، ۲۰/۴ درصد، ۲۳/۷ درصد و ۱۶/۷ درصد کاهش یافت، که این کاهش‌ها معنی‌دار بودند. فعالیت عضلات Rectus abdominus با استفاده از این وسیله کمکی ۱۰ درصد افزایش یافت.

کلید واژه‌ها: وسیله کمکی قابل پوشیدن، گشتاور وارد بر کمر، فعالیت عضلانی، مدل‌سازی، الکترومایوگرافی.

تاریخ دریافت: ۹۰/۴/۱۵

تاریخ پذیرش: ۹۰/۵/۲۶

مقدمه

آن در سال ۱۹۹۷ در ایالات متحده حدود ۷۲ میلیارد دلار برآورد شده است (۱). NIOSH (National institute for occupational safety and health) در سال ۱۹۸۱ حد

بیماری‌های مربوط به کمر درد، از رایج‌ترین بیماری‌های اسکلتی-عضلانی هستند؛ به طوری که هزینه‌های مربوط به

* مربی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

Email: hoviati@sharif.edu

- ۱- کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.
- ۲- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.
- ۳- کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.
- ۴- استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

بلند کردن بار توسط انسان هستند، وسایل بلند کردن بار به صورت مکانیکی مثل بالابرها، در حذف یا کاهش صدمات وارد بر کمر، مؤثر هستند. با وجود این، بارهایی که برای جابه‌جایی از عهده انسان بر می‌آیند را باید به طور دستی جابه‌جا کرد، چون سرعت وسایل کمکی مکانیکی، خیلی کمتر از سرعت انسان است. وسایلی که پوشیده می‌شوند و در حین کارهای مربوط به بلند کردن بار، از فرد محافظت می‌کنند، پیشنهاد شده است (۸-۱۰). وسایل کمکی دیگری ساخته شده است که به عنوان انتقال دهنده بار از بالا تنه به پایین تنه و در نتیجه کاهش بارهای وارد بر کمر محسوب می‌شوند، اما این وسایل کمکی دارای نقص‌هایی مانند تمرکز بار منتقل شده به سایر قسمت‌های بدن محدود شدن آزادی حرکت در حین استفاده از آن و پیچیدگی و همچنین ایجاد ناراحتی در بعضی از قسمت‌های بدن برای کاربر هستند. بررسی‌های تفصیلی نشان داده‌اند که وسایل کمکی که تاکنون ارائه شده‌اند، دچار مشکلاتی هستند (۱۱-۱۸). از بین این وسایل کمکی می‌توان به وسیله‌ای که توسط Roberts و همکاران (۱۴) ارائه گردید، اشاره نمود. این افراد وسیله‌ای را طراحی کردند که می‌تواند برای مدت زمان طولانی در موقعیتی موازی سطح زمین قرار گیرد. از دیگر وسایل طراحی شده می‌توان به وسیله کمکی قابل نصب بر روی بدن که توسط Abdoli و همکاران (۱۱) ارائه گردید، اشاره کرد. هدف ما در این تحقیق، بهبود و ساخت وسیله کمکی قابل پوشیدن توسط Abdoli است، که مشکلات موجود در وسیله کمکی ساخته شده توسط Abdoli که ایجاد زانو درد در افراد مورد استفاده از این دستگاه می‌باشد را مرفوع نموده، به قابل استفاده‌تر بودن وسیله کمک کنیم.

مواد و روش‌ها

۲-۱. بررسی وسیله کمکی قابل نصب بر روی بدن (PLAD یا Personal lift assistive device)

وسيله کمکی قابل نصب بر روی بدن (ساخته شده توسط Abdoli)، گشتاورهای وارد بر کمر را به مقدار ۲۰ درصد و

اعمال نیروی فشاری وارد بر کمر را ۳۴۰۰ نیوتن پیشنهاد کرد، به این صورت که، بارهای فشاری کمتر از ۳۴۰۰ نیوتن وارد بر کمر را در ناحیه ایمن و بارهای فشاری بیشتر از ۶۴۰۰ نیوتن را در ناحیه غیر ایمن قرار داد و در سال ۱۹۹۱ در ویرایش جدید دستورالعمل بار برداری جهت تقلیل ریسک کمر درد، میزان بار توصیه شده را تبیین کرد؛ به طوری که هرگاه کاربر باری بیشتر از این حد را جابه‌جا کند، ریسک ابتلا به کمر درد افزایش می‌یابد (۲). با خم شدن بالا تنه به سمت جلو، گشتاور بار خارجی به ناحیه کمری ستون فقرات وارد می‌شود و برای این که تعادل حفظ شود، ماهیچه‌های Erector spinae، گشتاور بازگرداننده‌ای را به وجود می‌آورند که به قسمت کمری ستون فقرات وارد می‌شود (۳). از آن جا که این عضلات بر روی بازوهای اهرم کوتاه (۵ تا ۷ سانتی‌متر) عمل می‌کنند، یک نیروی کششی زیادی مورد نیاز است، در نتیجه دیسک‌های بین مهره‌ای ناحیه کمری ستون فقرات در معرض نیروی فشاری زیادی قرار می‌گیرند. با وارد شدن فشار بیش از حد به ستون فقرات، احتمال صدماتی به صفحه تحتانی و دیسک کمر پدید می‌آید (۴). از آن جا که تغذیه دیسک‌ها توسط فرآیند انتشار (Nutrition) انجام می‌شود، فشارهای بیش از حد به دیسک‌های بین مهره‌ای باعث تخریب (Degeneration) دیسک می‌شود که این باعث ایجاد اختلال در تغذیه دیسک‌ها می‌شود و پایین افتادگی (Prolapse) دیسک، باعث فشار جانبی دیسک به کانال ستون مهره‌ها شده، در نتیجه با برخورد به ریشه‌های عصبی در ناحیه کمر باعث ایجاد درد می‌شود (۵).

شغل‌ها و کارهایی که به بلند کردن بارهای سنگین و تکراری نیاز دارند، در معرض افزایش خطر پایین افتادگی دیسک قرار گرفته، در کل با کمر درد ارتباط دارند (۶). استراتژی‌های جلوگیری از کمر درد، شامل آموزش کارگران با توجه به تکنیک‌های مناسب بلند کردن بار، توزیع کارهای مربوط به بلند کردن بار در بین چندین کارگر، استفاده از وسایل مکانیکی برای بلند کردن بار و راه حل‌های ارگونومیکی وجود دارند (۷). وقتی که بارها بیش از ظرفیت

گشتاور ناشی از وزن و بار (که شخص در حین بلند کردن بار یا نگه داشتن آن، به دستش می‌گیرد) مقابله می‌کند. این وسیله کمکی، بار وارد بر کمر را به زیر پاها و مقداری به شانه‌ها منتقل می‌کند.



شکل ۱. دید جانبی از WAD پوشیده شده توسط کاربر



شکل ۲. وسیله کمکی پوشیده شده توسط شخص در حالت

Flexion

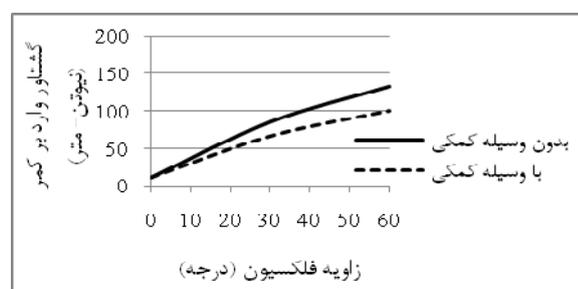
نیروهای عضلات Erector spinae را به مقدار ۲۴ درصد کاهش داد، اما افراد مورد مطالعه پس از بررسی این وسیله ناراحتی‌هایی را در ناحیه زانوها (۴۰ درصد افراد مورد مطالعه) و شانه‌ها (۱۰ درصد افراد مورد مطالعه) گزارش کردند. با بررسی این وسیله کمکی مشاهده می‌شود که بندهای الاستیک متصل شده به زیر زانوهای کاربر، گشتاور خارجی را به زانوهای کاربر وارد می‌کنند و در نتیجه این گشتاور باعث ایجاد ناراحتی در این ناحیه می‌شود. اتصالات در ناحیه شانه باعث تمرکز بار منتقل شده، در نتیجه ایجاد ناراحتی در این ناحیه می‌شود. همچنین این وسیله کمکی باعث محدود شدن آزادی حرکت (گزارش تقریبی ۶۰ درصد از افراد مورد مطالعه) کاربر شد که ناشی از طول بیشتر بازوی گشتاور و اتصالات صلب در قسمت لگن می‌باشد (۷). در این تحقیق، وسیله کمکی بهبود یافته قابل پوشیدن ساخته شده، که تا حدودی نقص‌های موجود در وسیله کمکی قبلی در آن بر طرف شده است.

۲-۲. ساختار وسیله کمکی بهبود یافته قابل پوشیدن (WAD)

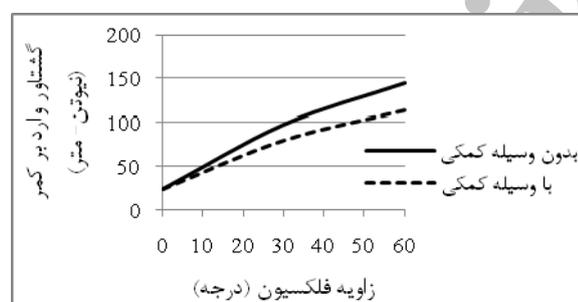
این وسیله کمکی بهبود یافته در قسمت بالا تنه دارای یک جلیقه می‌باشد، که بارهای وارد بر شانه‌ها را پخش می‌کند. این وسیله دارای ۸ بند الاستیکی (۴ جفت) است که از بالا به جلیقه و از پایین به بالشتک قرار گرفته بر ناحیه لگن (به عنوان بازوی گشتاور) متصل شده است. طول این بندهای الاستیک، برای افراد با اندازه‌های مختلف توسط تنظیم کننده‌هایی قابل تنظیم است. اتصال پایین تنه به طور سرتاسری از کمر تا زیر پا را مورد پوشش قرار می‌دهد و وظیفه این اتصال، انتقال بار از کمر به زیر پاها است (شکل ۱). همان طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، وقتی که شخص به سمت جلو خم می‌شود، بندهای الاستیک که دارای سختی هستند، کشیده شده، در داخل آن‌ها نیروی کششی ایجاد می‌شود. این نیروی کششی ایجاد شده با بازوی گشتاور (حاصل از بالشتک)، گشتاوری را به وجود می‌آورد که با

۳-۲. مدل‌سازی

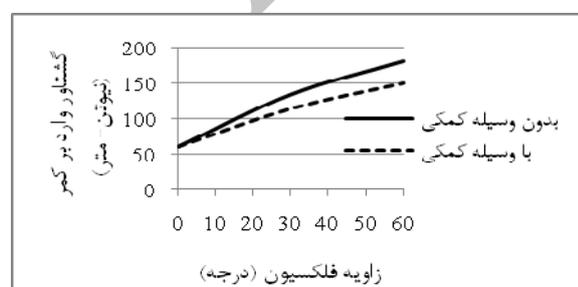
برای نشان دادن این که WAD گشتاورهای وارد بر کمر را کاهش می‌دهد، از مدل‌سازی بیومکانیکی در نرم‌افزار Adams (MSC. Software-version MD R2) استفاده شد. از مدل لینک-سگمنت برای مدل‌سازی ستون فقرات استفاده شد، به این صورت که مهره‌های کمر را به صورت لینک‌های صلب در نظر گرفته، بین لینک‌های صلب، از مفاصل لولایی و موتور استفاده شد و سهم هر مهره از زاویه Flexion به مدل اعمال گردید. بندهای الاستیک به صورت فنر مدل شدند و به علت این که با توجه به طول اولیه، بندهای الاستیک موازی و مورب دارای سختی یکسانی نیستند، سختی هر کدام از آن‌ها در آزمایشگاه اندازه‌گیری و به فنرها اعمال شدند (شکل ۳). پس از اعمال داده‌های آنتروپومتریک (مانند مرکز ثقل و وزن بالا تنه و همچنین محل اعمال بار) به مدل، گشتاور وارد بر کمر با به کار بردن سه بار مختلف ۵، ۱۵ و ۳۰ کیلوگرم (این بارها، در مرحله صحنه‌گذاری در آزمایشگاه مورد استفاده قرار گرفته‌اند؛ به طوری که افراد مورد مطالعه در زوایای Flexion، این بارها را در دست خود نگه می‌دارند).



الف. بدون بار

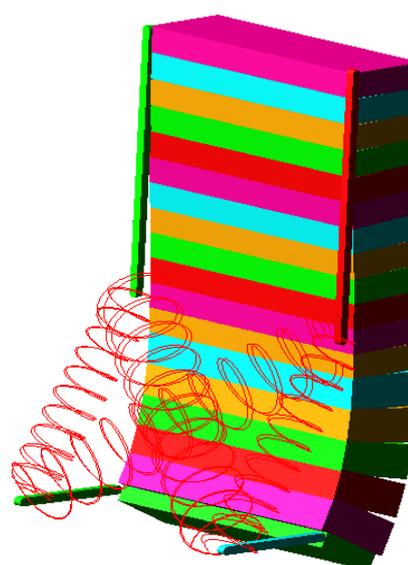


ب. بار ۵ کیلوگرم



ج. بار ۱۵ کیلوگرم

شکل ۴. نمودار گشتاور وارد بر کمر نسبت به زاویه Flexion



شکل ۳. مدل ستون مهره‌ها و فنرهای متصل شده به آن به عنوان بندهای الاستیک

مقدار سطح فعالیت عضلانی، بر اساس کسری از مقدار ماکزیمم انقباض داوطلبانه (Maximum voluntary contraction یا MVC) است. سطح فعالیت عضلات راست و چپ Erector spinae کمری و Thoracic، برای بارهای ۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم و زوایای Flexion ۰، ۳۰ و ۶۰ درجه، در دو حالت با استفاده از وسیله کمکی و بدون استفاده از آن را محاسبه نموده، مقایسه کردیم. نتایج نشان دادند که با اعمال اثر وسیله کمکی، سطح فعالیت عضلات Erector spinae کمری و Thoracic در زاویه ۳۰ درجه، ۱۵ تا ۲۰ درصد و در زاویه ۶۰ درجه، ۲۰ تا ۲۵ درصد کاهش یافتند.

۲-۴. صحنه‌گذاری از طریق الکترومایوگرافی (EMG)

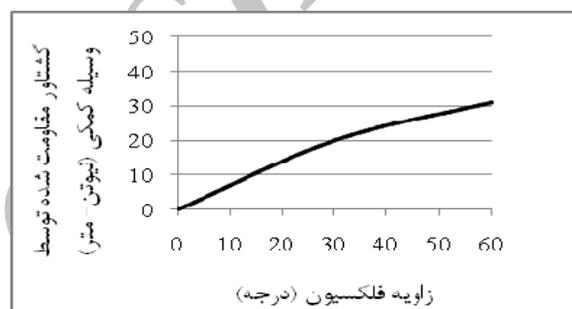
برای صحنه‌گذاری مدل بیومکانیکی بر این که WAD نیروی مورد نیاز عضلات Erector spinae را کاهش می‌دهد، از الکترومایوگرافی عضلات راست و چپ Erector spinae کمری و Thoracic (قفسه سینه‌ای)، Latissimus dorsi، External oblique، Internal oblique و Rectus abdominus در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف استفاده شد. لازم به ذکر است که قبل از انجام آزمایش طی پرسش‌نامه‌ای از کلیه افراد اطمینان حاصل شد که مبتلا به کمر درد و یا درد در سایر مفاصل نباشند و بعد از تست‌ها نیز این بررسی برای هر فرد انجام گرفت.

۲-۴-۱. روش آزمایش

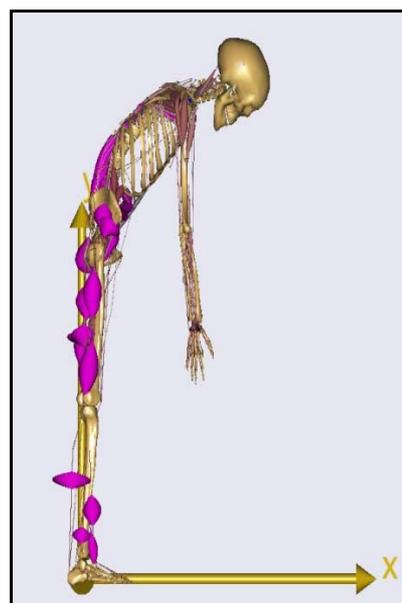
در این مطالعه، ۱۵ مرد سالم بدون سابقه کمر درد در سال گذشته با میانگین قد ۱۷۹ سانتی‌متر ($SD = ۵/۹$)، میانگین وزن ۷۰ کیلوگرم ($SD = ۷/۹$) و میانگین سن ۲۴ سال ($SD = ۲/۵$) شرکت کردند. از عضلات راست و چپ Erector spinae کمری و قفسه سینه‌ای، Latissimus dorsi، External oblique، Internal oblique، Rectus abdominus سیگنال الکترومایوگرافی (EMG) گرفته شد. پس از آماده‌سازی پوست، الکترودهای از نوع نقره / کلرید نقره را بر روی عضلات نصب کرده، از سه الکتروود مرجع (به

۲-۳-۱. سطح فعالیت عضلانی از مدل بیومکانیکی

نیروی ایجاد شده در عضلات با سطح فعالیت عضلانی ارتباط مستقیم دارد و به همین علت اگر سطح فعالیت تخمین زده عضله کاهش یابد، نیروی ایجاد شده در سطح کمر کاهش یافته است. برای پیدا کردن سطح فعالیت عضلانی، از Standing model در نرم‌افزار Anybody استفاده شد (شکل ۶). در این مطالعه، بارهای خارجی و همچنین گشتاور مقاومت شده توسط وسیله کمکی به کمر (در سطح L4/L5) وارد شدند و سطح فعالیت عضلات با استفاده از قوانین تعادل و معیار Min/max در مدل محاسبه شدند.



شکل ۵. گشتاور مقاومت شده توسط وسیله کمکی بر حسب زاویه Flexion کمر



شکل ۶. مدل بیومکانیکی مورد استفاده

مقادیر معنی‌دار بودن (مقادیر P) از تحلیل آماری به دست آمدند. درصدهای کاهش فعالیت عضلانی با استفاده از رابطه ۱ به دست آمده‌اند، که در این رابطه نشان دهنده میانگین EMG در حالت بدون وسیله کمکی، نشان دهنده میانگین EMG در حالت با وسیله کمکی است.

$$\text{رابطه (۱)} \quad \text{کاهش درصد} = \frac{(W_2 - W_1)}{W_1}$$

انحراف استانداردهای بالا نشان دهنده تغییر زیاد بین افراد مورد مطالعه است. با استفاده از این وسیله کمکی، سطح فعالیت عضلات راست و چپ ارکتور اسپاین کمری، ارکتور اسپاین توراسیک و لئیسوسوس دورسی در زاویه فلکسیون ۶۰ درجه و بار ۱۵ کیلوگرم به ترتیب ۲۳/۲، ۲۳/۷، ۳۰، ۲۵/۹، ۲۷ و ۱۸ درصد کاهش یافتند. سطح فعالیت عضلات راست و چپ اکسترنال ابلیک و اینترنال ابلیک در زاویه فلکسیون ۶۰ درجه و بار ۱۵ کیلوگرم به ترتیب ۱۲، ۱۵، ۹ و ۶ درصد کاهش یافتند. سطح فعالیت عضلات راست و چپ رکتوس ابدامینوس به ترتیب ۹ و ۱۰ درصد افزایش یافتند، که این افزایش، کم است.

نتایج مقادیر معنی‌دار بودن اثرات اصلی و تداخل دو متغیر مستقل بار و وسیله کمکی برای عضلات مختلف در جدول ۱ نشان داده شده است. با توجه به جدول، مقادیر P برای اثر تداخل و اثر اصلی بار و وسیله کمکی برای عضلات سمت راست ارکتور اسپاین کمری و توراسیک و همچنین لئیسوسوس دورسی معنی‌دار است ($P < 0/05$). برای این موارد آزمون Post Hoc برای مقایسه حالت‌های مختلف بار و وسیله کمکی انجام شد و از روش Bonferroni برای این تحلیل استفاده شد. با توجه به ۹ حالت مقایسه، سطح معنی‌دار بودن $\alpha = 0/05$ را بر ۹ تقسیم کرده، $\alpha = 0/055$ به دست آمد و این مقدار برای معنی‌دار بودن به کار گرفته شد. فعالیت عضله سمت راست ارکتور اسپاین کمری در دو حالت با و بدون وسیله کمکی برای سه بار ۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم در زاویه فلکسیون ۶۰ درجه در شکل ۷ نشان داده شده است.

علت استفاده از ۳ ست دستگاه ثبت ۴ کاناله استفاده شد. سیگنال‌های EMG، در زوایای Flexion، ۰، ۳۰ و ۶۰ درجه برای سه بار مختلف ۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم در دو حالت با و بدون استفاده از WAD به تعداد ۲ بار، در حالت متقارن از شخص گرفته شدند. آزمون‌ها به صورت تصادفی انتخاب شدند، زیرا به ترتیب انجام دادن آزمون‌ها، بر نتایج اثر می‌گذارد. فرد مورد مطالعه جهت جلوگیری از ایجاد خستگی، بین هر آزمون به طور تقریبی ۱ دقیقه استراحت داشت. در انتهای آزمون‌ها، افراد مورد مطالعه برای تعیین اثر وسیله کمکی پرسش‌نامه‌ای را پر کردند که در آن درد قبل و بعد از پوشیدن وسیله کمکی و همچنین قابل کاربرد بودن این وسیله کمکی ذکر شده است. پس از پردازش سیگنال‌ها، نرمال کردن انجام شد، به این صورت که برای عضلات اکستنسور، از نرمال کردن به صورت Sub maximal استفاده شد؛ به طوری که مقدار EMG در بار ۱۵ کیلوگرم در هر زاویه (بدون استفاده از وسیله کمکی) به عنوان ماکزیمم EMG برای بارهای ۰ و ۵ کیلوگرم برای نرمال کردن در نظر گرفته شدند. برای عضلات فلکسور، از بین ۱۸ آزمون، بیشترین مقدار داده EMG به عنوان ماکزیمم سیگنال EMG برای نرمال کردن انتخاب شد.

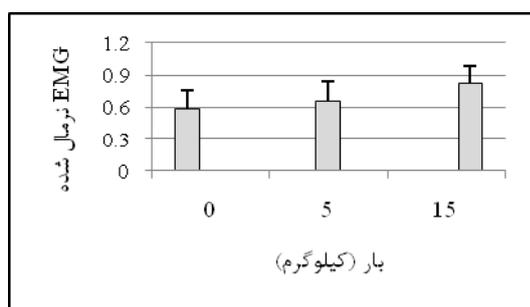
۲-۴-۲. تحلیل آماری

برای تحلیل آماری، از روش آنالیز واریانس دو بار تکرار (Two way repeated measure ANOVA) استفاده شد؛ به طوری که سه بار مختلف (۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم) و دو شرایط با وسیله کمکی و بدون استفاده از آن، به عنوان متغیرهای مستقل و نتایج EMG نرمال شده به عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته شدند. این تحلیل برای زوایای ۰، ۳۰ و ۶۰ درجه فلکسیون به طور جداگانه انجام گرفت. داده‌ها برای ۱۲ عضله مختلف در نرم‌افزار SPSS تحلیل شدند.

۲-۴-۳. نتایج حاصل از الکترومایوگرافی

میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات و همچنین

عضلانی در حالت بدون وسیله کمکی و بار ۰ کیلوگرم با فعالیت عضلانی در حالت با وسیله کمکی و بار ۱۵ کیلوگرم به طور تقریبی برابر است، یعنی این که استفاده از این وسیله کمکی باعث می‌شود که کاربر در این زاویه بار ۱۵ کیلوگرم را نگه دارد؛ به طوری که فعالیت این عضله به طور تقریبی برابر با حالت با بار ۰ کیلوگرم و بدون وسیله کمکی باشد، مقدار P برای مقایسه حالت‌های دیگر معنی‌دار است ($P < 0/0055$).



شکل ۸. فعالیت اکسترنال ابلیک (راست) در زاویه ۶۰ درجه فلکسیون تحت سه بار ۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم

جدول ۲. مقدار P برای مقایسه حالت‌های مختلف در فعالیت ارکتور اسپاین کمری (راست) در زاویه ۶۰ درجه فلکسیون

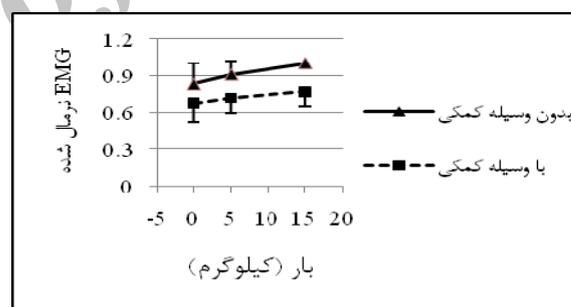
حالت ۱	حالت ۲	مقایسه دو حالت		مقدار P
		حالت ۱ <= > حالت ۲		
L ₁ W ₁	L ₁ W ₂	>		0/002
L ₂ W ₁	L ₂ W ₂	>		0/001
L ₃ W ₁	L ₃ W ₂	>		0/001
L ₁ W ₁	L ₂ W ₂	>		0/004
L ₁ W ₁	L ₃ W ₂	=		0/249*
L ₂ W ₁	L ₁ W ₂	>		0/001
L ₂ W ₁	L ₃ W ₂	>		0/003
L ₃ W ₁	L ₁ W ₂	>		0/001
L ₃ W ₁	L ₂ W ₂	>		0/002

با توجه به جدول ۱، مقادیر P برای اثر تداخل بار و وسیله کمکی برای عضلات سمت راست اکسترنال ابلیک، اینترنال ابلیک و رکتوس ابدامینوس معنی‌دار نیست ($P > 0/05$)، اما اثرات اصلی بار و وسیله کمکی برای این عضلات معنی‌دار هستند ($P < 0/05$). اثر اصلی بار برای عضله اکسترنال

جدول ۱. مقادیر P برای اثرات اصلی و تداخل بار و وسیله کمکی بر داده‌های EMG در زاویه ۶۰ درجه فلکسیون کمر

عضلات	مقادیر P		بار
	تداخل بار و وسیله کمکی	وسيله کمکی	
ارکتور اسپاین کمری	0/001	0/005	0/016*
ارکتور اسپاین توراسیک	0/001	0/009	0/002*
لتیساموس دورسی	0/001	0/001	0/011*
اکسترنال ابلیک	0/001	0/001	0/528
اینترنال ابلیک	0/009	0/001	0/889
رکتوس ابدامینوس	0/004	0/001	0/622

* این مقدار معنی‌دار است ($P < 0/05$).



شکل ۷. فعالیت عضله سمت راست ارکتور اسپاین کمری در دو حالت با و بدون وسیله کمکی در زاویه فلکسیون ۶۰ درجه

با توجه به نمودار، فعالیت عضلانی با استفاده از وسیله کمکی در هر سه بار کاهش یافته است. همچنین فعالیت عضلانی با افزایش بار، افزایش یافته است. مقایسه نتایج حالت‌های مختلف بار و وسیله کمکی برای این عضله در جدول ۲ نشان داده شده است. در این جدول L₁L₂ و L₃ به ترتیب نشان دهنده بار ۰، ۵ و ۱۵ کیلوگرم و W₁ و W₂ به ترتیب نشان دهنده بدون وسیله کمکی و با وسیله کمکی هستند. مقدار P بین حالت‌های L₁W₁ و L₂W₂ معنی‌دار نیست ($P > 0/0055$)، این نشان دهنده این است که فعالیت

الکترومایوگرافی نشان دادند که استفاده از این وسیله، فعالیت عضلات ارکتور اسپاین کمری و قفسه سینه‌ای و لتیسموس دورسی را به مقدار قابل توجهی کاهش داد. نتایج پرسش‌نامه نیز نشان داد که افراد مورد مطالعه، بعد از پوشیدن این وسیله کمکی کاهش بار وارد بر کمر را احساس کردند. در این وسیله کمکی، سختی بندهای الاستیک را بیشتر کرده، طول بازوی گشتاور را کمتر کردیم؛ به طوری که کاهش نیروهای عضلات اکستنسور و کاهش گشتاور وارد بر کمر از مقادیر به دست آمده از وسیله کمکی ساخته شده توسط Abdoli کمتر نشود. مهم‌تر این که با اتصالات ایجاد شده در پایین تنه، ناراحتی‌های ناشی از گشتاورهای وارد بر زانو (در وسیله کمکی ساخته شده توسط Abdoli) کاهش داده شد. برای این که WAD بتواند به عنوان یک وسیله کمکی، در مراکز صنعتی و خدماتی- درمانی مورد استفاده قرار بگیرد، باید عواملی مثل اثر WAD بر بار برداری در حالت نامتقارن و دینامیک، پایداری و خستگی مورد بررسی قرار گیرند. این وسیله بعد از اصلاح و بررسی کامل می‌تواند برای بهبود درمان کمر درد بیماران مورد استفاده قرار گیرد. همچنین این وسیله با بررسی‌های کامل می‌تواند در مراکز صنعتی مورد استفاده قرار گیرد.

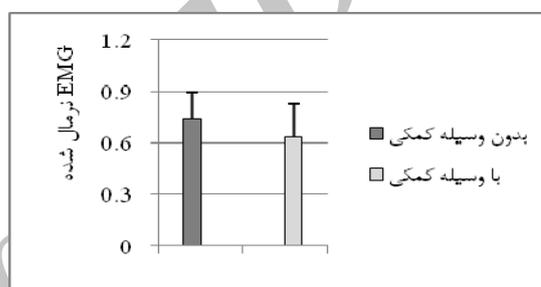
تشکر و قدردانی

از همکاری خانم مهندس نریمانی، آقای دکتر فرزاد فرهمند، آقای مهندس خسته برای استفاده از امکانات آزمایشگاه بیومکانیک، همچنین از آقای مهندس محمدرضا نساجیان، آقای دکتر جواد موسوی، خانم دکتر فاطمه اسفندیارپور و خانم رضاییان، صمیمانه تشکر می‌نماییم.

References

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13(2): 135-63.
2. Konz S. NIOSH lifting guidelines. *Am Ind Hyg Assoc J* 1982; 43(12): 931-3.
3. Potvin JR. Occupational spine biomechanics: a journey to the spinal frontier. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18(6): 891-9.
4. Abdoli E, Stevenson JM. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(3): 372-80.

ابلیک در شکل ۸ نشان داده شده است. با توجه به نمودار، فعالیت عضلانی با افزایش بار، افزایش یافته است. اثر اصلی وسیله کمکی برای این عضله در شکل ۹ نشان داده شده است. با توجه به نمودار، فعالیت این عضله با استفاده از وسیله کمکی کاهش یافته است. نتایج حاصل از پرسش‌نامه نیز نشان دادند که افراد مورد مطالعه با استفاده از وسیله کمکی کاهش بار وارد بر کمر را گزارش کردند. حدود ۱۳ درصد از افراد، ناراحتی را با شدت درد کم (شاخص ۳ از ۱۰) در ناحیه زانوها گزارش کردند.



شکل ۹. فعالیت اکسترنال ابلیک (راست) در دو حالت با و بدون وسیله در زاویه ۶۰ درجه فلکسیون

بحث

برای بررسی مؤثر بودن وسیله کمکی ساخته شده در کاهش فعالیت عضلات ارکتور اسپاین، از مدل‌سازی بیومکانیکی توسط نرم‌افزارهای Adams و Anybody استفاده شد و سپس برای صحت‌گذاری آن، از الکترومایوگرافی عضلات استفاده شد. نتایج مدل‌سازی نشان دادند که این وسیله کمکی، گشتاورها و نیروهای وارد بر کمر و همچنین سطح فعالیت عضلات ارکتور اسپاین کمری و قفسه سینه‌ای و لتیسموس دورسی را کاهش داد و نتایج تحلیل آماری از

5. Adams MA, Dolan P. Spine biomechanics. *J Biomech* 2005; 38(10): 1972-83.
6. Kelsey JL, Githens PB, White AA, III, Holford TR, Walter SD, O'Connor T, et al. An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *J Orthop Res* 1984; 2(1): 61-6.
7. Abdoli E, Agnew MJ, Stevenson JM. An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006; 21(5): 456-65.
8. Kazerooni H. Human power amplifier for lifting load including apparatus for preventing slack in lifting cable. U S Patent 2002.
9. DeWall TL. Back support vest. U S Patent 2011.
10. Paskiewicz JK, Fathallah FA. Effectiveness of a manual furniture handling device in reducing low back disorders risk factors. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2007; 37(2): 93-102.
11. Abdoli-Eramaki M. Lift assist device and method. U S Patent 2009.
12. Glisan BJ. Back support system. U S Patent 1998.
13. Webb JW. Resilient back support device. U S Patent 1998.
14. Roberts B. Back-mounted mobile back support device. U S Patent 1999.
15. Hoffman Jr HR. Back support apparatus. U S Patent 1999.
16. Ruppert JF. Pliant back support apparatus with foot engagements. U S Patent 2000.
17. Danzger J. Back support belt apparatus and method. U S Patent 1996.
18. Yahya A. Back support. U S Patent 2008.

Archive of SID

Investigation on a developed Wearable Assistive Device (WAD) on decreasing lumbar muscles activity during static holding tasks; EMG analysis and biomechanical modeling

Hadi Heydari¹, Maryam Hoviattalab^{}, Mahmood Reza Azghani², Masoud Ramezanzadeh³, Mohamad Parnianpour⁴*

Received date: 06/07/2011

Accept date: 17/08/2011

Abstract

One of the most common diseases associated with musculo-skeletal ailment is low back pain which is epidemic among general public. If manual tasks are performed inappropriately by workers at workplaces, it may cause back pain in the lumbar spine. In recent years, a variety of assistive devices has been presented and used to utilize a passive force generator which has been effective in decreasing lumbar moments and the force requirements by Erector Spinae muscles. In forward flexion, trunk muscles balance the weight of upper body and external loads. Regarding to small moment arm of these muscle, they create great forces that may lead to high intradiscal pressure and cause disc injury. The aim of this paper is to present a new Wearable Assistive Device that decreases trunk muscle activity during static holding task. The performance of this device is simulated biomechanically with link-segment model. Using ANYBODY software, compressive and shearing forces and also muscle activity of Lumbar were determined. To validate the results, electromyography (EMG) of muscles of fifteen male participated in the study was analyzed.

Results of link-segment model indicated that there was a reduction in the Lumbar moment by 15- 23% using WAD. Moreover ANYBODY model demonstrated that compressive and shearing forces decreased by 24% and 29% respectively in average and muscle activities decreased by 18-25%, too. Statistical analysis demonstrated that normalized electromyography of right and left Lumbar, Thoracic Erector Spinae and Latissimus Dorsi muscles significantly decreased ($P < 0.05$) by 21.9%, 20.4%, 23.6%, 20.4%, 23.7%, and 16.7% respectively and electromyography of right and left External Oblique, Internal Oblique and Rectus Abdominus muscles had significant change ($P < 0.05$).

Keywords: Wearable assistive device (WAD), lumbar moments, Muscle activity, biomechanical model, EMG.

* Instructors, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

Email: hoviat@sharif.edu

1. MSc, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

2. Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

3. MSc, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

4. Adjunct Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.