مقاله پژوهشی

ارائه و ارزیابی یک سامانه پوشیدنی کمکی برای بلند کردن جسم سنگین

مهدی قلعه بیگی‌پور [۱]، غلامرضا عطائی [۲]، دکتر فرید بحرپیما [۳]، دکتر ناصر فتورائی [۴]

۱- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلا می واحد علوم و تحقیقات تهران

۲- مربی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، دانشکده پیراپزشکی

۳- استادیار، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی

۴- دانشیار، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

چکیده

زمینه و هدف: امروزه وسایل کمکی شخصی حمل و نقل اجسام جهت کاهش فشار وارده ی ناشی از برداشتن بار، به اندام ها و عضلات افراد و به خصوص عضلات ناحیه‌ی کمر، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد. هدف از این پژوهش تحلیل یک مدل آزمایشگاهی جدید با عنوان لباس کمکی برای برداشتن وزنه (Weight Lift Aid Vest) که به اختصار WLAV نامیده می‌شود، در زمان خم شدن رو به جلوی بدن و بررسی تاثیرات آن در کاهش مطالبه‌ی عضلانی عضلات درگیر و به خصوص عضلات کمری است. در آزمایشات انجام شده میزان پاسخ سیگنال‌های گرفته شده از عضلات در گیر در حین برداشتن جسم در دو حالت با و بدون لباس کمکی (WLAV) با استفاده از دستگاه تقویت کننده الکترومایوگرافی تحلیل گردید.

روش بررسی: در این تحقیق از ۲۰ نفر داوطلب برای انجام آزمایش استفاده شد که عمل بلند کردن بار را در حالت نیمه چمباتمه با وزنه‌ی ۱۰ کیلوگرمی انجام دادند. با استفاده از یک فنر کششی میزان کشیدگی فنر تعبیه شده در پشت لباس کمکی (WLAV) و انحرافات مختلف لگن و زانو محاسبه گردید. در این تحقیق میزان تاثیرات لباس کمکی و میزان رضایت افراد استفاده کننده از آن در هنگام بلند کردن بار بررسی شد.

یافته‌ها: داده‌های الکترومیوگرافی از ۸ عضله دخیل در این کار بر روی کمر، شکم و پاها جمع‌آوری گردیدند. نتایج آزمایش نشان داد که یک کاهش۲۵/۱۲٪ در فعالیت کل عضلات درگیر و کاهش ۵۷٪، ۲۸٪ و ۲۶/۵٪ به ترتیب برای فعالیت عضلات مایل خارجی، همسترینگ خارجی، ارکتور اسپاین و افزایش ۱۱٪ برای فعالیت عضلات گلوتئوس ماگزیموس در حالت استفاده از لباس کمکی (WLAV) نسبت به حالت بدون لباس کمکی (WLAV) در افراد وجود دارد.

نتیجه‌گیری: لباس کمکی (WLAV) می‌تواند فعالیت عضلات کمری و نرخ فشار دریافتی عضلات کمر را به طور کاملاً معنی‌داری ($P<۰/۰۰۵$) کاهش دهد. فعالیت عضلات شکمی نیز در این پژوهش به طور معنی‌داری ($P<۰/۰۰۵$)کاهش یافت. تمایل به استفاده در مورد لباس کمکی (WLAV) مثبت ارزیابی شد.

کلید واژه‌ها: الکترومایوگرافی، بار سنجی، ریشه‌ی میانگین مجذور، لباس کمکی برای بلند کردن جسم (WLAV) ، مطالبه ی عضلانی

(ارسال مقاله ۱۳۹۱/۴/۲۷، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۲/۸)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان حافظ، روبروی خیابان سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

Email: nasser@aut.ac.ir

مقدمه

کمردرد، آرتروز زانو و سایر اختلالات عضلانی اسکلتی ناشی از کار مهمترین بیماریهای کشور پس از بیماریهای قلبی و عروقی شناخته شدند(۱). درد کمر دومین علت شایع مراجعه‌ی بیماران به پزشک است. ۸۵٪ افراد جامعه در زمانی از زندگی خودشان دچار کمر درد می‌شوند. ۲۵٪ مرخصی هایی که از محل کار گرفته می‌شود به دلیل درد کمر است(۲). مطالعات نشان می‌دهد که درد های کمری (Low Back Pain: LBP) با هزینه‌های مالی قابل ملاحظه و افت کیفیت زندگی رابطه‌ی مستقیمی دارد. به عنوان مثال در خواست‌های زیاد و مکرر رادیوگرافی و تشدید مغناطیسی (Magnetic Resonance Imaging: MRI) از کمر، هزینه‌های بسیار گزافی بر دوش خانواده و سیستم بهداشتی تحمیل می‌کند و همچنین به نظر می‌رسد که مردان به دلیل حضور بیشتر آن‌ها در محیط‌های کاری و به دلیل ماهیت فیزیکی حرفه‌شان احتمال توسعه‌ی کمر درد در آن‌ها بیشتر است(۳). مهم‌ترین و بزرگترین عامل خطر در هنگام کار، بلند کردن بار است. در طول بلند کردن بار و خم شدن به سمت جلو، مرکز تنه در جلوی ستون فقرات کمری قرار می‌گیرد که سبب تولید نیروهای فشاری و برشی بر روی دیسک می‌گردد، بعلاوه تحمل هر شخص برای بار دریافتی روی ستون فقرات، به مواردی چون: وضعیت اندامی، جنسیت، سن و سال، میزان بار اعمالی و تغییرات آناتومیکی فرد بستگی دارد(۴).

امروزه راهبردهای ارگونومیکی چون وسایل حمل و نقل

www.SID.ir

اجسام (Material Handling Devices: MHD) تا حد زیادی عمومی و مردم پسند شده‌اند. بدین منظور مهندسان عوامل انسانی و طراحان کاری در جهت آسان نمودن و ساده ساختن کار برای سیستم عضلانی اسکلتی و ستون فقرات کمری کارگران تلاش می‌نمایند.

هدف تمام این راهبرد ها کاهش باری است که عضلات ستون فقرات کمری در طول روز کاری و حتی در حین انجام ورزشهای قدرتی توسط ورزشکاران باید متحمل شوند(۴).

استقامت عضلات و ستون فقرات پشتی در جلوگیری از کمر درد و نیز انجام نحوه ی صحیح عمل برداشتن بار از روی زمین جهت تقویت صحیح عضلات کمر، نقش مهمی دارد. پژوهش حاضر به بررسی تاثیر لباس کمکی ساخته شده (Weight Lifting Aid Vest: WLAV) در کاهش مطالبه‌ی عضلات کمر بدون افزایش مطالبه ی عضلات شکم (۵) و نحوه رضایت استفاده کنندگان آن در هنگام خم شدن رو به جلو در انجام عمل بلند کردن جسم پرداخته است.

روش بررسی

در این پژوهش تعداد ۲۰ نفر مرد سالم در محدوده‌ی سنی ۲۵ تا ۳۵ سال، پس از تکمیل پرسشنامه و آموزش لازم در مورد نحوه‌ی صحیح برداشتن وزنه از روی زمین، مورد آزمایش قرار گرفتند. لباس کمکی (WLAV) یک وسیله‌ی شخصی قابل نصب به بدن از بیرون است (شکل ۱). اجزای اصلی لباس کمکی عبارت اند از:

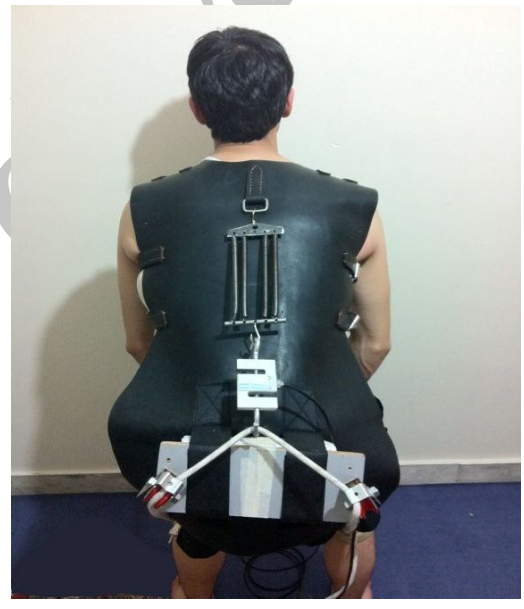
لباس چرمی که دارای دو بند در هر دو طرف زیر بغل ها است.

بازوی گشتاور که دارای دوعدد قرقره و یک تخته ی چوبی است که پشت آن مکعب مستطیل از جنس یونولیت است و روی لگن قرار می گیرد.

۴ عدد فنر که از بالا و پایین دارای تکیه گاه هستند و روی ستون مهره‌های سینه‌ای قرار دارند.

طناب بدون خاصیت الاستیک که دو طرف آن به دو زانوبند واقع در زیر زانوها وصل شده و قسمت میانی آن به تکیه‌گاه پایینی فنر واقع بر روی مهره‌های کمری متصل گردیده است.

بارسنج الکترونیکی که بین فنر و قلاب پشتی لباس چرمی قرار می‌گیرد تا میزان بار وارده به فنر را محاسبه نماید.



شکل ۱- نمای پشتی لباس کمکی برای برداشتن وزنه پوشیده شده توسط داوطلب

Archive of SID

www.SID.ir

شکل ۲- نمای جانبی لباس کمکی برای برداشتن وزنه پوشیده شده توسط داوطلب

این وسیله شامل بندهای الاستیک است که تقریباً موازی با عضلات و مهره های ستون فقرات در پشت بدن قرار می-گیرند. این بندها یک مزیت مکانیکی را در L_4/L_5 و مفاصل نواحی لگن از طریق افزودن یک بازوی گشتاور بیرونی در پشت کمر ایجاد می کنند و بخشی از نیروی وارده بر ستون فقرات کمری را به شانه ها، حلقه ی واقع در ناحیه ی لگن و پاها انتقال می دهند. چون عمل بلند کردن جسم از روی زمین در این مطالعه به حالت نیمه چمباتمه و با زانو های خم صورت می پذیرد، در طول انجام عمل بلند کردن جسم با کمک لباس کمکی، در حالت پایین آمدن با خم شدن زانو ها طناب غیر الاستیک متصل به زانوبند ها نیز کشیده شده که آن هم منجر به کشیده شدن فنرهای واقع در قسمت پشت لباس کمکی و ذخیره‌ی انرژی پتانسیل در آن‌ها ذخیره می‌گردد. در هنگام بالا آمدن با صاف شدن زانوها و تنه، فنرها نیز متراکم گشته و به حالت طبیعی و اولیه‌ی خود باز می‌گردند که ها انرژی ذخیره شده و انباشته شده در خودشان را در هنگام بالا آمدن پس می‌دهند که این انرژی رها شده باعث مساعدت سیستم عضلانی اسکلتی می‌گردد و بنابراین درخواست و مطالبه‌ی عضلانی را کاهش می‌دهند و چون طرف دیگر فنرها به قلاب واقع در قسمت بالا تنه‌ی لباس کمکی متصل است، بنابرین کشیده شدن فنر به هنگام پایین آمدن و خم شدن رو به جلوی تنه مانع از قوز کردن تنه و اعمال فشار بیش از حد به ستون مهره‌ها می‌گردد. در طول انجام عمل استاتیک در حالت خم شدن رو به جلو با کمک لباس کمکی، المان‌های الاستیک، یک گشتاور ذخیره شده‌ای را مهیا می‌سازند که این گشتاور، بخشی از گشتاور ایجاد گشته از طریق وزن بالا تنه و بار خارجی را جبران می‌کند و بدین ترتیب دوباره نیاز عضلانی تقلیل می‌یابد.

عبدلی نشان داد که بر اساس فن بلند کردن بار، جلیقه کمکی (Personal Lift Assistive Device: PLAD) یک گشتاور نیروی مضاعف Nm ۲۶-۲۳ برای همیاری عضلات ستون فقرات پشت در طول عمل بلند کردن مهیا می‌کند که منجر به کاهش نیروهای فشاری و برشی ستون فقرات می‌گردد (۲).

برای ثبت الکترومیوگرافی از یک دستگاه تقویت کننده‌ی ۸ کاناله، با پهنای باند ۵۰۰-۲۵ هرتز و سرعت نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز (ساخت شرکت بایومتریکس) با الکترودهای استاندارد از جنس نقره- کلرید نقره استفاده گردید. درتمام آزمایشات، حساسیت کانال روی۳۰۰ میلی ولت تنظیم گردید.

محل قرار گرفتن الکترودها عبارت بودند از : ۱- عضلات راست کننده‌ی کمری(Lumbar Erector Spine: LES) در سطح مهره‌ی L_3 (۲/۵ سانتی متر به سمت خارج) در هر دو طرف(۹-۶)، ۲- عضلات مایل خارجی شکمی (External Oblique: EO) در هر دو طرف قسمت پهلوی شکم (۱۵ سانتی متر به سمت خارج ناف) هم سطح و نزدیک به قسمت استخوانی

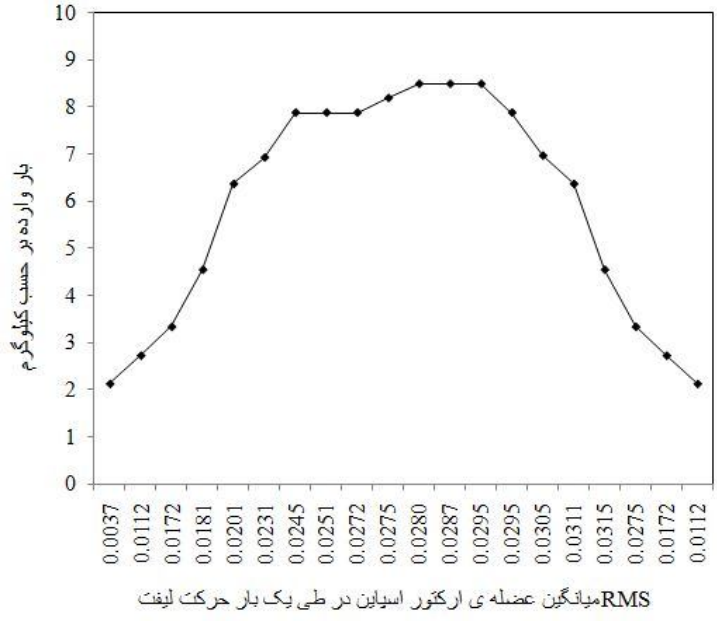
Archive of SID

www.SID.ir

لگن خاصره (۹،۱۰)، ۳- عضلات همسترینگ خارجی (Lateral Hamstring: LH) در بخش قدامی بر آمدگی لگن خاصره و در قسمت بالایی سطح جانبی کشکک زانو در دو طرف راست و چپ(۹،۱۱) و ۴- عضلات گلوتئوس ماگزیموس (Gluteus Maximus: GM) در قسمت میانی خط بین مهره ی خاجی و تروکانتر بزرگ دو طرف راست و چپ(۹،۱۲).

آزمایش در دو مرحله صورت گرفت. در مرحله‌ی اول داوطلبین به حالت ایستاده قرار گرفتند و پس از گفتن کلمه‌ی شروع توسط آزمایشگر، داوطلبین با انجام حرکت نیمه چمباتمه که در شکل ۱ نشان داده شده است وزنه را از روی زمین برداشته و دوباره به حالت ایستا قرار گرفتند. در مرحله‌ی اول هر کدام از داوطلبین در حالت بدون لباس عمل بلند کردن بار را ۴۲ بار در طی دو دقیقه انجام دادند. در مرحله‌ی دوم افراد آزمایش شونده لباس کمکی را پوشیده و تمام اعمال مرحله‌ی قبل را یک بار دیگر با کمک لباس کمکی انجام دادند. یک بارسنج الکترونیکی در امتداد فنر بر روی لباس کمکی تعبیه گشت. برای اطمینان از اینکه فرد در زمان بلند شدن در وضعیت ایستاده کامل قرار می‌گیرد، نمایشگر متصل به بار سنج الکترونیکی تعبیه گشته بر روی لباس کمکی باید عدد صفر را نشان دهد.

در شکل ۳ رابطه ی بین نیروی وارده به فنر و ریشه ی میانگین مجذور (Root Mean Square: RMS) گرفته شده از عضلات ارکتور اسپاین در طول یک حرکت بلند کردن نشان داده شده است.

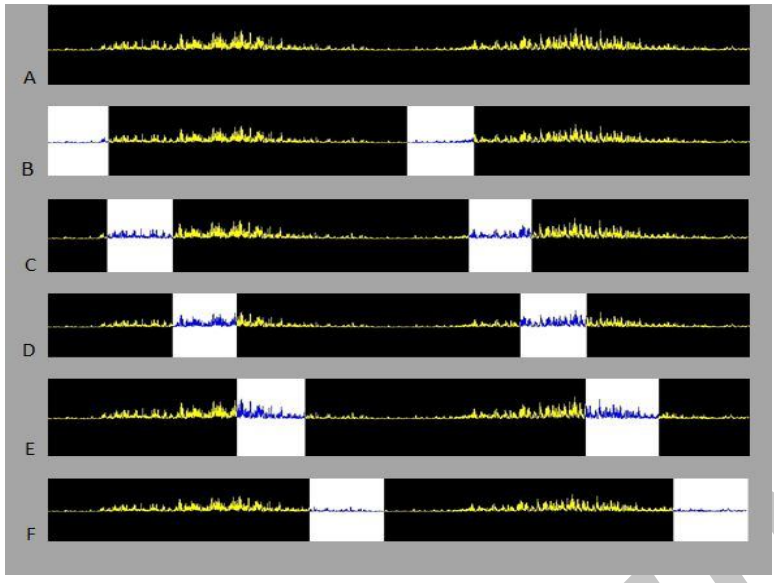


شکل ۳- میزان ریشه ی میانگین مجذور گرفته شده از عضله ی ارکتور اسپاین نسبت به بار وارده بر فنر تعبیه گشته در پشت لباس کمکی برای برداشتن وزنه

داده‌های هر دو حالت با و بدون WLAV برای تمام افراد آزمایش دهنده جمع آوری گردیده و پس از تجزیه و تحلیل در نرم افزار Data Log Biometrics باهم مقایسه گردیدند.

در مرحله‌ی اول تحلیل سیگنال، ابتدا کل مدت زمان یک لیفت به بازه های زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه تقسیم بندی گردید و میزان ریشه‌ی میانگین مجذور هر بازه به طور جداگانه اندازه گیری شد. از ۱۰۰ میلی ثانیه ی اول حرکت اول، با همان بازه‌ی زمانی در حرکت دوم تا حرکت چهل ودوم میانگین گیری شد و یک مقدار میانگین از چهل و دو مقدار بدست آمد. برای بازه‌های زمانی دوم تا بیست و چهارم نیز همین عمل تکرار گردید. در کل ۲۴ مقدار میانگین برای چهل و دو حرکت بدست آمد. در نهایت از ۲۴ (ریشه ی میانگین مجذور) بدست آمده یک مقدار میانگین گرفته شد. در شکل ۴ نحوه‌ی محاسبه‌ی RMS بر اساس تقسیم بندی بازه‌های زمانی از سیگنال‌های گرفته شده از دو تکرار پشت سر هم بلند کردن نشان داده شده است.

www.SID.ir



شکل ۴- تقسیم بندی بازه های زمانی از سیگنال های گرفته شده از دو تکرار پشت سر هم بلند کردن

همان طوری که در شکل بالا ملاحظه می گردد در قسمت A شکل سیگنال‌های دو تکرار متوالی از حرکت لیفت دیده می‌شود که هر حرکت به ۵ قسمت مساوی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای تقسیم شده است که در قسمت B شکل ، بازه‌ی اول حرکت اولی با بازه‌ی اول حرکت دومی که هر دو به رنگ سفید نشان داده شده است، باهم میانگین گیری شده اند و همین حالت برای قسمت C شکل نیز وجود دارد که در آن بازه ی دوم حرکت اولی با بازه ی دوم حرکت دومی (قسمت C شکل) میانگیری شده‌اند و این روند تا بازه‌ی پنجم (قسمت F شکل) ادامه پیدا می‌کند. برای سیگنال‌های اندازه‌گیری شده در این پژوهش نیز این روند تا بازه‌ی بیست و چهارم برای چهل و دو حرکت متوالی لیفت انجام یافت.

میانگین ریشه‌های دوم هر ۲ حالت باهم مقایسه گردیدند که نتایج مقایسه در جدول ۱ نشان داده شده است:

جدول۱- ریشه ی میانگین مجذور عضلات برای حالات با و بدون لباس کمکی (WLAV)

نام عضله	میانگین RMS در حالت با WLAV*	میانگین RMS در حالت بدون WLAV
مایل خارجی	۰/۰۱۴۶۹۲۰۵	۰/۰۳۴۸۴۳۲۳
همسترینگ خارجی	۰/۰۵۸۲۶۱۳۵	۰/۰۸۱۳۶۲۹۳
ارکتور اسپاین	۰/۰۴۷۵۹۳۱۳	۰/۰۶۴۷۶۷۷۴
گلوتئوس ماکزیموس	۰/۲۰۵۸۸۰۳۹	۰/۱۸۸۴۶۱۸۶

* WLAV: Weight Lifting Aid Vest

جدول ۱ ریشه‌ی میانگین مجذور عضلات مشخص شده را برای تمام افراد داوطلب در تمام تکرارها در دو حالت با و بدون WLAV نشان داده است.

در بررسی کمی و آماری روش بلند کردن جسم در دو حالت با و بدون لباس کمکی، از روش آنالیز واریانس (ANOVA) استفاده گردید.

بطوریکه ریشه‌ی میانگین مجذور عضلات به عنوان متغیر وابسته و دو حالت با و بدون لباس کمکی به عنوان متغیر مستقل در نظر گرفته شدند.

با توجه به اینکه در حالت با لباس کمکی میزان F=۸/۲۴۶

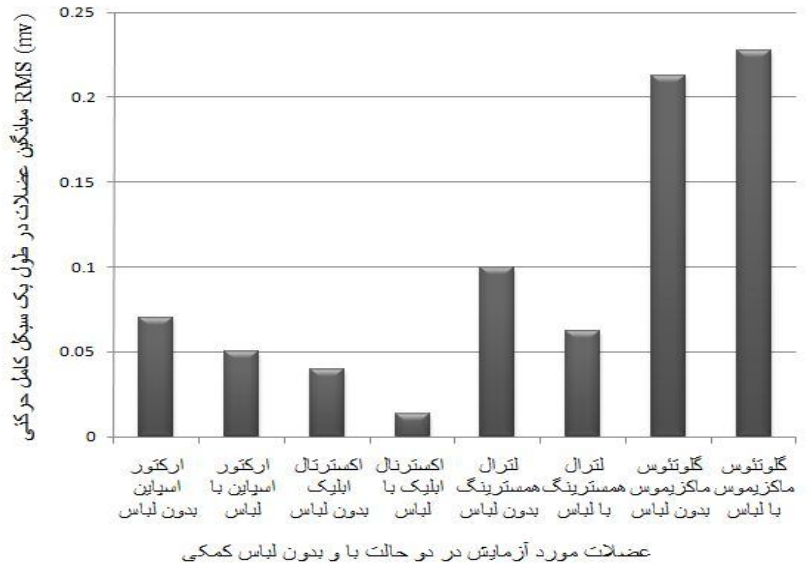
Archive of SID

www.SID.ir

لیون (P<۰/۰۰۵) و در حالت بدون لباس کمکی F= ۶/۹۱۲ لیون (P<۰/۰۰۵) بوده با استفاده از آزمون تعقیبی Thomhands به مقایسه‌ی دو به دوی عضلات با یکدیگر پرداخته شد.

داده‌ها برای تمام عضلات در دو حالت مختلف (با و بدون لباس کمکی) در نرم افزار SPSS تحلیل شدند.

پس از حذف نویزهای سیگنال با استفاده از فیلتر دیجیتال پایین گذر Butterworth درجه ۲ با فرکانس تقطیع ۲۰ هرتز و فیلتر دیجیتال بالا گذر Butterworth درجه ۲ با فرکانس تقطیع ۴۵۰ هرتز توسط نرم افزار متلب و فیلتر Hamming توسط نرم افزار Data Log، میزان ریشه‌ی میانگین مجذور، فرکانس میانگین و فرکانس میانه برای هرکدام از عضلات در تمام تکرار ها گرفته شده و تفاوت بین دو حالت با و بدون لباس کمکی باهم مقایسه گردید.



شکل ۵- میزان پاسخ سیگنال عضلات بر حسب میلی ولت

با توجه به شکل ۵، ریشه‌های میانگین مجذور برای سه عضله‌ی ES، LH و EO در حالت با لباس کمکی، دارای مقادیر کمتری نسبت به حالت بدون لباس کمکی می‌باشد و تنها در عضله‌ی GM در حالت با لباس کمکی بیشتر از حالت بدون لباس کمکی است.

مقادیر دقیق در صد کاهش ریشه‌ی میانگین مجذور در مقایسه‌ی بین دو حالت با و بدون لباس کمکی در جدول ۳ نشان داده شده است.

برای مشخص کردن اینکه در دو حالت با و بدون لباس کمکی فعالیت عضله در طول یک سیکل کامل حرکتی به چه اندازه افزایش پیدا کرده است، از ریشه‌های میانگین مجذور بدست آمده، بین ریشه‌های ۳،۲،۱ از ابتدای حرکت و ۴۲،۴۱،۴۰ از انتهای حرکت میانگین گیری شد که در نتیجه میانگین ۳ ریشه‌ی میانگین مجذور ابتدایی و انتهایی برای هر عضله در دو حالت با و بدون لباس کمکی باهم مقایسه گردید. بدین منظور درصد افزایش فعالیت عضله در طول یک سیکل کامل حرکتی در جدول ۳ نشان داده شده است.

جدول ۳-درصد افزایش فعالیت عضلات در طول یک سیکل کامل حرکتی و در صد کاهش ریشه ی میانگین مجذور در مقایسه‌ی بین دو حالت با و بدون لباس کمکی

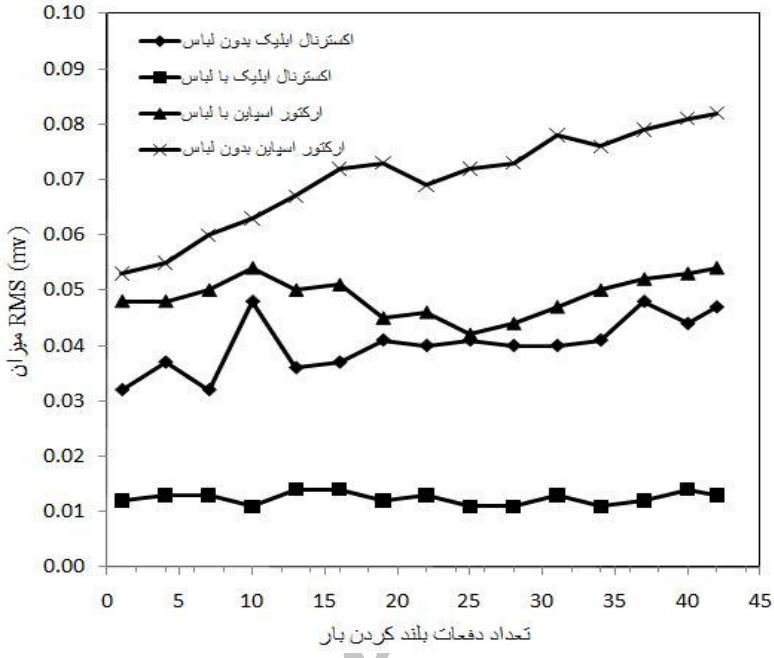
نام عضله	در صد کاهش ریشه‌ی میانگین مجذور	در صد افزایش فعالیت عضلات در حالت با WLAV	در صد افزایش فعالیت عضلات در حالت بدون WLAV*
مایل خارجی	٪ ۵۷	۲/۴۵	۲۰/۳۹
همسترینگ خارجی	٪ ۲۸	۶۵/۷۶	۹۳/۷۸

www.SID.ir

ارکتور اسپاین	٪ ۲۶/۵	۰/۰۷	۳۵/۳۸
گلوتئوس ماکزیموس	۱۱ ٪ -	۲۶/۵	۳/۶۸

* WLAV: Weight Lifting Aid Vest

نمودارهای شکل ۶، روند افزایش فعالیت عضلانی را در طی ۴۲ تکرار لیفت پشت سر هم برای عضلات ارکتور اسپاین و مایل خارجی در حالت های با و بدون لباس کمکی نشان داده‌اند.



شکل ۶- سیگنال گرفته شده از عضلات مایل خارجی و ارکتور اسپاین در طول تمرین با و بدون لباس کمکی برای برداشتن وزنه

در شکل ۶، محور عمودی نشان دهنده‌ی میزان میانگین ریشه‌های میانگین مجذور بدست آمده از هر حرکت و محور افقی بیانگر تعداد تکرارهای لیفت در طول یک سیکل حرکتی است. نمودارها از پایین به بالا به ترتیب عضلات مایل خارجی با لباس، مایل خارجی بدون لباس، ارکتور اسپاین با لباس و ارکتور اسپاین بدون لباس می باشند.

یافته‌ها

نتایج بدست آمده نشان دهنده‌ی آن است که ریشه‌های میانگین مجذور بدست آمده از تمام افراد آزمایش دهنده برای عضلات مایل خارجی، همسترینگ خارجی، ارکتور اسپاین و گلوتئوس ماکزیموس در حالت بدون WLAV نسبت به حالت با WLAV دارای مقادیر بالاتری به طور معنی داری بودند.

همچنین با توجه به جدول ۲، ریشه های میانگین مجذور در حالت با لباس کمکی نسبت به حالت بدون لباس کمکی برای عضلات مایل خارجی، همسترینگ خارجی و ارکتور اسپاین کاهش معنی‌داری داشتند و RMS میانگین در عضله‌ی گلوتئوس ماکزیموس در حالت با لباس کمکی نسبت به حالت بدون لباس کمکی، افزایش ۱۱٪ی داشت.

مشاهده‌ی فعالیت عضلات در طول تمرین از ابتدا تا انتهای تمرین در حالت با و بدون لباس کمکی (شکل ۶) بیانگر افزایش معنی‌دار فعالیت عضلات مایل خارجی، همسترینک خارجی، ارکتور اسپاین و گلوتئوس ماگزیموس در حالت بدون لباس کمکی نسبت به حالت با لباس کمکی بودند.

همان طوری که در شکل ۳ نشان داده شده است، در زمان خم شدن رو به جلو از حالت ایستاده تا حالت خم شدن کامل (شکل ۲) رفته رفته، بر میزان ریشه‌ی میانگین مجذور عضله‌ی ارکتور اسپاین بیشتر می‌شود و همین طور میزان کشیدگی فنر و بار ذخیره شده در فنر نیز بیشتر می‌شود بدین دلیل که مطالبه‌ی عضلانی عضله‌ی ارکتور اسپاین صرف ذخیره‌ی انرژی در فنر می‌گردد. همین طور در هنگام بلند شدن از حالت خم به حالت ایستاده، رفته رفته از میزان ریشه‌ی میانگین مجذور عضله‌ی ارکتور اسپاین کاسته می‌شود و مطابق با آن از میزان کشیدگی فنر نیز کاسته می‌شود که آن هم به دلیل

Archive
www.SID.ir

این است که انرژی ذخیره شده در فنر در قسمت اول حرکت (خم شدن رو به جلو از حالت ایستاده) صرف رفع مطالبه‌ی عضلانی عضله‌ی ارکتور اسپاین می‌گردد و بدین ترتیب میزان ریشه‌ی میانگین مجذور عضله‌ی ارکتور اسپاین پایین می‌آید، در حالیکه در حالت بدون استفاده از لباس کمکی لباس کمکی، هم در حالت خم شدن رو به جلو و هم در حالت بلند شدن از حالت خمیده به حالت ایستاده، بر میزان مطالبه‌ی عضلانی عضله‌ی ارکتور اسپاین به طور معنی‌داری افزوده می شود.

همچنین داده‌های الکترومایوگرافی نشان دادند که در حالت بدون لباس بین مطالبه‌ی عضلانی دو طرف راست و چپ بدن در اکثر داوطلبین اختلاف معنی‌داری وجود داشت و چون بخش غالب بدن آن ها، نیمه‌ی راست بدنشان بود، مطالبه‌ی عضلانی نیمه‌ی راست بدن آن‌ها بیشتر از نیمه‌ی چپشان بود در حالی که در حالت استفاده از لباس کمکی بار به طور یکنواخت و مساوی در دو طرف راست و چپ بدن توزیع گردید که سبب ایجاد تعادل و مطالبه ی یکسان نیرو از عضلات دو طرف بدن شد.

بحث

لباس کمکی طراحی شده در این پژوهش قادر است به طور چشمگیر، فعالیت عضلات پشت و نرخ فشار اعمالی را کاهش دهد بدون اینکه فعالیت عضلات شکمی را جایگزین سازد و یا تغییر در انحراف تنه به وجود بیاورد. لباسهای کمکی مدل قدیمی نیز همین دستاوردها را داشتند. با این تفاوت که در مطالعات قبلی، آن لباس‌ها توانسته‌اند میزان گشتاور و نیروهای وارد بر کمر را کاهش دهند بدون اینکه نیروهای شکمی را کاهش دهند و بررسی داده‌های الکترومیوگرافی نمونه‌های قبلی نیز نمایان می‌سازند که عملا هیچ نوع کاهشی در نیروهای شکمی به همراه کاهش نیروهای کمری وجود ندارد (۱).

در سال ۲۰۱۱ وسیله ی کمکی با عنوان وسایل کمک کننده پوششی(Wearable Assistive Device: WAD) طراحی گشت که در آن با وجود کاهش فعالیت عضلات کمری، فعالیت عضلات شکمی تا ۱۰ درصد افزایش یافت(۱۳).

عبدلی نیز در سال ۲۰۰۶ به این نتیجه رسید که فعالیت هیچ کدام از عضلات راست شکمی(RA) و EO در موقع پوشیدن لباس کمکی افزایش نمی‌یابد (۲).

ولی در این پژوهش، لباس کمکی علاوه بر اینکه از میزان مطالبه‌ی عضلات اکستانسور پشت (۲۶/۵٪) کاسته، فعالیت عضلانی عضلات مایل خارجی را نیز به طور کاملا معنی داری (۵۷٪) کاسته است که از مزیت‌های اصلی این طرح به شمار می‌آید و این امر از عدم استفاده از کمر بند در ناحیه ی کمر و شکم برای محکم و ثابت نگه داشتن لباس در این نوع از لباس کمکی بر خلاف نمونه‌های قبلی، محتمل است. با توجه به اینکه استفاده از کمربند باعث انقباض عضلات شکمی می‌شود و به خصوص در عمل بلندکردن بار باعث درگیری بیشتر عضلات شکمی می‌گردد و با توجه به اینکه یکی از عناصر مانور والسالوا انقباض عضلات شکمی می‌باشد(۱۷-۱۴)، پس استفاده از کمربند تاثیر زیادی در ایجاد مانور والسالوا دارد و این امر منجر به افزایش فشار خون و آسیب دیدگی‌های فراوانی در نواحی قلبی و احشاء داخل شکمی می‌گردد که عدم استفاده از کمربند به کاهش انقباضات شکمی و درگیری بیشتر دیگر عضلات بدن و در نتیجه جلوگیری از آسیب دیدگی افراد در انجام عمل لیفت کمک می‌کند(۱۹،۱۸).

در این پژوهش برای قسمت پایین تنه دو عضله‌ی همسترینگ خارجی و گلوتئوس ماگزیموس مورد بررسی قرار گرفت که فعالیت عضلانی عضله‌ی همسترینگ خارجی در حالت با لباس کمکی نسبت به حالت بدون لباس کمکی حدود ۲۸ ٪ کاهش داشت در صورتی که همین روند برای عضله‌ی گلوتئوس ماگزیموس حدود ۱۱ ٪ افزایش داشت که این به دلیل نوع ساختار لباس کمکی و انتقال نیرو از ناحیه کمر به ناحیه‌ی پشت پایین تنه است. با توجه به اینکه در قسمت فوق اشاره گردید که لباس کمکی از میزان فعالیت و مطالبه‌ی عضلانی عضلات کمر و شکم می‌کاهد، حال سوال این است که این لباس در ازای این کاهش، چه مواردی را به سیستم اسکلتی و عضلانی تحمیل می‌کند که جواب این سوال همان افزایش ۱۱ درصدی فعالیت عضله‌ی گلوتئوس ماگزیموس می‌باشد و با توجه به اینکه عضله‌ی گلوتئوس ماگزیموس از عضلات بزرگ بدن بوده و نسبت به عضلات کمری کمتر دچار آسیب می‌شود بنابراین افزایش ۱۱٪ فعالیت این عضله در ازای کاهش ۲۶/۵ ٪ فعالیت عضله‌ی ارکتور اسپاین در این پژوهش قابل توجیه به نظر می‌رسد. همان طوری که ذکر گردید ستون فقرات کمری به طور محکمی با عضلات گلوتئوس ماگزیموس و بایسپس فموریس از طریق فاسیای توراکولومبار و لیگامان ساکروتوبروس در ارتباط می‌باشند و فاسیای توراکولومبار نقش مهمی را در این میان ایفا می‌کند بنابراین می‌توان این احتمال را داد که چون لباس کمکی از میزان درگیری عضلات شکمی در هنگام بلند کردن بار می‌کاهد برای تامین نیروی لازمه عضلات گلوتئوس ماگزیموس به دلیل ارتباطشان با ستون فقرات کمری از طریق فاسیای

Archive of SID

www.SID.ir

توراکولومبار بیشتر درگیر شده و فعالیت آن‌ها در طول انجام عمل بلند کردن جسم در هنگام استفاده از لباس کمکی بیشتر است.

در بررسی‌های کیفی، داوطلبین معتقد بودند که لباس کمکی حدود ۵۰ % فشار را از کمر آن‌ها بر می‌دارد در صورتی که میزان کاهش فشار اعمالی از طریق داده‌های میانگین الکترومایوگرافی در ستون مهره‌ها در طی چرخه‌ی کاری معادل ۲۷ % است.

هم‌چنین با تعبیه‌ی نیروسنج در قسمت ما بین فنر و گیره‌ی پشتی لباس کمکی، امکان پایش دقیق مکان مرکز فشار و مرکز جرم فراهم گشته است. هر دوی این مولفه‌ها نقشی کلیدی در تعیین میزان پایداری در افراد داشته و اطلاعات فراوانی را درباره‌ی حوزه‌ی توانبخشی به ازای هر فرد فراهم می‌نماید.

با وجود این که تحقیقات اولیه شامل عملیات بلند کردن بار در یک آزمایشگاه می‌شد، زمینه‌های تحقیق و بررسی فراوانی نیازمند است تا این که بررسی گردد چه کارهایی بیشتر از همه نیازمند استفاده از لباس کمکی می‌باشند.

در آخر، با طراحی و ساخت این دستگاه، دانش فنی ساخت لباس‌های کمکی برای برداشتن وزنه، بومی‌سازی شده و زمینه‌ی مطالعات بیش‌تر در کاهش نیروهای کمری را برای پژوهشگران کشور آماده خواهد ساخت. در نتیجه امکان انجام صحیح عمل بلند کردن بار و تقویت عضلات درگیر و کاهش معضلات پر هزینه‌ی دیسک کمری فراهم شده و در صورت صنعتی شدن طرح، با قیمتی بسیار پایین‌تر از نمونه‌های خارجی با عمل‌کرد مشابه، امکان عرضه به مراکز پزشکی، ورزشی و تحقیقاتی را خواهد داشت.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه تحت عنوان تاثیرات دستگاه کمکی جابجایی اجسام در کاهش میزان مطالبه‌ی عضلات پشتی و کمری در سال ۱۳۹۰ می باشد که با حمایت دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران اجرا شده است. همچنین از بخش آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده ی مهندسی پزشکی علوم و تحقیقات تهران، قدردانی می نماییم.

REFERENCES

1. Ghaffari M, Alipour A, Farshad AA, Yensen I, Vingard E. Incidence and recurrence of disabling low back pain and neck-shoulder pain. Spine 2006; 31(21):2500-6.
2. Abdoli-Eramaki M, Stevenson JM, Reid SA, Bryant TJ. Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device. J Biomech 2007; 40: 1694-1700.
3. Potvin J, Norman R, McGill S. Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1996; 74 (1-2):119-132.
4. Graham RB, Agnew MJ, Stevenson JM. Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task: Assessment of EMG response and user acceptability. Appl Ergon 2009; 40:936–942.
5. Graham RB, Sadler EM, Stevenson JM. Does the personal lift-assist device affect the local dynamic stability of the spine during lifting? J Biomech 2011; 44(3): 461-466.
6. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. Healthy humans use sexspecific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. Eur J Appl Physiol 2009; 105(4):585–94.
7. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle H-C. Trunk muscleactivation patterns during walking at different speeds. J Electromyogr Kinesiol 2007; 17(2):245–52.
8. Olson MW. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20(1):17–24.
9. Seniam, (SENIAM, Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) 2010. http://www.seniam.org.
10. Guimarães ACS, Vaz MA, Campos MIA, Morantes R. The contribution of the rectus abdominis and rectus femoris in twelve selected abdominal exercises. An electromyographic study. J Sports Med Phys Fitness 1991; 31:222-30.
11. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15:102-10.
12. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. J Neurosci Methods 2004; 134:37-43.
13. Heydari H, Hoviattalab M, Azghani MR, Ramezanzadeh M, Parnianpour M. Investigation on a developed Wearable Assistive Device (WAD) on decreasing lumbar muscles activity during static holding tasks; EMG analysis and biomechanical modeling, Journal of Research in Rehabilitation Sciences 2011, 7 (2):169-178.
14. Harman EA, Rosenstein RM, Frykman PN, Nigro GA. Effects of a belt on intraabdominal pressure during weight

Archive of SID
www.SID.ir

lifting. Med Sci Sports Exerc 1989; 21:186-190.
15. 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.
16. Lander JE, Simonton RL, Giacobbe JKF. The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. Med Sci Sports Exerc 1990; 22:117-126.
17. 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; 33:147-160.
18. Hunter GR, McGuirk J, Mitrano N, Pearman P, Thomas B, Arrington R. The effects of a weight training belt on blood pressure during exercise. The Journal of Applied Sport Science Research 1989; 3 (1):13-18.
19. Rafacz W, McGill SM. Abdominal belts increase diastolic blood pressure. J Occup Environ Med 1996; 38 (9): 925-927.

Archive of SID

www.SID.ir

Research Articles

Development and Evaluation of a New Weight Lifting Aid Vest

Ghalebeigipoor M[1], Ataee G [2], Bahrpeyma F[3], Fatouraee N[4*]

1-MSc, Department of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran,
2-Lecturer, Department of Paramedicine, Babol University of Medical Science, Babol, Iran
3-Assistant, Department of Physiotherapy, Faculty of Medicine, University of Tarbiat Modares, Tehran, Iran
4- Associate, Department of the Biomechanical Engineering, Faculty of Biomedical Enginreering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

Archive of SID

Abstract

Background and Aim: Nowadays personal lifting assistive devices, in order to reduce the load applied from the lifted weight to muscles - in particular lower back muscles, become more widely used. The objective of our study is to analyze an empirical model of a Weight Lifting Aid Vest (WLAV) during anterior flexion (anteflexion) and studying its effects on reduction of loads on the muscles in particular back muscles. To analyze this, the intensity of signals captured from involved muscles, during the lifting in two case of with and without WLAV, was studied by the use of electromyography amplifier.

Materials and Methods: In this process, 20 subjects who lifted 10-kilogram loads in semi-squatting position were participated. With the use of a tensile-compressive spring, embedded at the back of WLAV, the amount of body stretch and deflection of their hip and knees were measured. The influence of the WLAV on satisfaction during the lifting was studied.

Results: Data were collected from electromyography findings from eight involved muscles in back, stomach and feet. The results depicted that there are a overall reduction of 25.12-percent in activation of all the muscles and particularly a reduction of 57%, 28% and 26.5% in activation of external oblique, lateral hamstring, and erector spine, respectively. In contrast, there is 11% increase in activation of Gluteus Maximus in the case of usage of WLAV.

Conclusion: WLAV can significantly mitigate the activation of back muscles and rate of load insertion on muscles($P<0.005$). It also clarified the tendency of the subjects towards users WLAV($P<0.005$).

Keywords: Electromyography, Load measurement, Root mean square, Weight lifting aid vest (WLAV), Muscular demand

Corresponding author: Nasser Fatouraee, Department of the Biomechanical Engineering, Faculty of Biomedical Enginreering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

Email: nasser@aut.ac.ir

www.SID.ir