

بررسی استاتیکی تاثیر بار خارجی و وضعیت تنه و زانو روی الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تنه

صدیقه کهریزی^۱(PhD)*، محمد پرنیان پور^۲(PhD)، سیدمحمد فیروزآبادی^۳(PhD)، حسین کریمی^۴(PhD)، انوشیروان کاظم نژاد^۵(PhD)

- ۱- استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
- ۲- دانشیار دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف
- ۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس
- ۴- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۵- دانشیار گروه آمار زیستی، دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

مقدمه: هدف این مطالعه بررسی تأثیر وضعیت تنه، زانو و بار خارجی روی الگوی برانگیختگی هشت عضله تنه در حالت استاتیک است. مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده است که کمردرد به دنبال انجام باربرداری مهمترین اختلال سیستم عضلانی اسکلتی است و از شیوع بالایی نیز برخوردار می باشد. اطلاعات در مورد چگونگی فعال شدن عضلات وقتی که ابعاد مختلف یک فعالیت مد نظر است، اندک می باشد.

مواد و روشها: این مطالعه بر روی ۱۰ مرد سالم، داوطلب، بدون سابقه ای از کمردرد انجام شد. با استفاده از دوحسگر شیب سنج و سیستم EMG هشت کاناله، سیگنال های الکترومیوگرافی با استفاده از الکتروود سطحی از عضلات سمت راست (ارکتوراسپاین، راست شکمی، مایل داخلی، مایل خارجی و پشتی بزرگ) و سمت چپ (ارکتوراسپاین، مایل داخلی، مایل خارجی) بررسی شد. هیجده فعالیت استاتیک با سه سطح بار خارجی (صفر، ده و بیست کیلوگرم) و دو وضعیت زانو (خمیده ۴۵ درجه و صاف صفر درجه) و سه وضعیت خمیدگی در تنه (نوترال، ۱۵ و ۳۰ درجه) مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: با افزایش بار خارجی، فعالیت الکتریکی عضلات فلکسور و اکستانسور افزایش معنی دار یافت ($P < 0/05$) همچنین با افزایش زاویه خمیدگی در زانو، فعالیت عضلات اکستانسور نسبت به فلکسور افزایش معنی دار یافت ($P < 0/05$) اما ارتباط زاویه خمیدگی در تنه با فعالیت الکتریکی هیچیک از عضلات معنی دار نبود.

بحث: افزایش فعالیت عضلات با افزایش بار خارجی در پاسخ به نیاز سیستم به منظور افزایش ثبات از طریق هم فعالیتی عضلات است. نقش عضات اکستانسور پشت و شانه کنترل و حفظ ثبات ستون فقرات، در وضعیتی های است که زانو خمیده می باشد.

جمع بندی: الگوی برانگیختگی عضلات تحت هر شرایط یکسان نمی باشد. این الگو از فردی به فرد دیگر و حتی از یک زمان به زمان دیگر در یک فرد متفاوت است. برانگیختگی مناسب از فعالیت عضلات منجر به ایجاد ثبات در برابر وارد شدن بارهای بسیار بزرگ به ستون فقرات می شود.

کلمات کلیدی: الکترومیوگرافی، بار خارجی، وضعیت تنه، وضعیت زانو، عضلات تنه.

۱- مقدمه

فعالیت شایع در بسیاری از مشاغل بوده و عامل ایجاد کمردرد است (۱۱).

از لحاظ عقلانی می توان چنین فرض کرد که با جلوگیری از وارد شدن بارهای زیاد روی کمر می توان میزان آسیب را کنترل و پیشگیری کرد (۱۲). بسیاری از مطالعات با استفاده از مدل، توانسته اند، میزان گشتاورهای خارجی را که روی کمر وارد می شود در طی فعالیت های باربرداری کمی کنند، اما نتوانسته اند اطلاعاتی در مورد توزیع بار در بین عضلات بدست آورند (۸). این شاید به این علت باشد که تعداد بی شماری استراتژی فعال شدن در عضلات تنه، جهت انجام یک فعالیت خاص وجود دارد. بیشترین تفاوت بین استراتژی های فعال شدن را می توان توسط

گزارشات بسیاری از کشورهای صنعتی، نشان می دهد که کمردرد، یکی از مهمترین اختلال و آسیب در سیستم عضلانی-اسکلتی بوده و بزرگترین مشکل کشورهای صنعتی است (۱، ۲ و ۳). آمار نشان می دهد، بیش از ۸۰-۸۵٪ افراد، حداقل برای یکبار در زندگی خود کمردرد تجربه کرده اند (۴-۸). همچنین بر اساس مطالعات اپیدمیولوژیکی انستیتو ایمنی شغلی و بهداشت! هزینه هایی که جهت درمان کمردرد سالانه صرف می شود، بین ۱۰۰-۷۵ بیلیون دلار برآورد شده است (۶، ۹ و ۱۰). علی رغم شیوع بالای کمردرد، فهم در مورد علت و عوامل پیشگیری کننده و درمان آن کافی نیست. برخی معتقدند که باربرداری و حفظ آن،

گروه و یا یک گروه از عضلات همراه با خمیدگی در تنه تا عدم وجود افزایش معنی دار در هر گروه می باشد.

بنابراین بنظر می رسد تحقیقات پیشین نتوانسته اند جواب روشن و قاطعی در مورد تأثیر وضعیت تنه، زانو و بار خارجی روی چگونگی فعالیت عضلات تنه ارائه دهند. هدف این مطالعه بررسی تأثیر وضعیت تنه و زانو و وزن بار خارجی روی الگوی فعالیت ۸ عضله تنه در حالت استاتیک می باشد. فرضیه این مطالعه، این بود که الگوی فعالیت عضلات تنه هم در گروه فلکسور و هم اکستانسور تحت تأثیر سه پارامتر، وضعیت تنه، وضعیت زانو و وزن بار خارجی، تغییر خواهد کرد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- افراد مورد بررسی. آزمایشات بر روی ۱۰ داوطلب مرد، با متوسط سن (انحراف معیار) $۲۳,۳ \pm ۳,۱$ سال، قد $۱۷۰,۱۶ \pm ۴,۲۷$ سانتیمتر و وزن $۵,۲ \pm ۵,۵$ کیلوگرم، که سابقه هرگونه عارضه نورولوژیک و ارتوپریک در اندام ها و ستون فقرات نداشتند، به صورت نمونه گیری از جامعه دردسترس^۲ انجام شد. افراد پس از پر کردن یک پرسشنامه و اطمینان از کسب سلامتی در سیستم عضلات اسکلتی در ستون فقرات و نرمال بودن شکل انحنای آنها و همچنین نداشتن هرگونه سابقه انجام فعالیت ورزشی مداوم، آمادگی خود را جهت شرکت داوطلبانه در آزمایشات اعلام کردند. به منظور اطمینان از ثبت سیگنال الکترومیوگرافی با نویز کمتر و به صورت بهینه، ضخامت چین پوستی^۳ ناحیه شکم با کالیپر اندازه گیری شد و در صورتی که دامنه ضخامت چین پوستی آنها ۱۳ ± ۵ میلی متر (۲۳) بود، در مطالعه شرکت داده می شدند.

۲-۲- ابزار و تجهیزات. به منظور اطلاع دقیق از میزان خمیدگی تنه فوقانی (ناحیه توراکس) نسبت به لگن در حین انجام هر یک از «فعالیت» های مورد آزمایش و همچنین آگاهی از وضعیت لگن و کمر، از یک جفت حسگر الکترولیتی^۴ مدل ۵۰۷۲۵ استفاده شد. هر یک از حسگرها دارای قطر $۱۲/۷$ میلی متر و پهنای $۵/۳$ میلی متر (شکل ۱) و دارای دامنه عملکرد ۸ درجه بودند. این حسگرها با داشتن مزیت «کوچکی اندازه» و دامنه وسیع قادر بودند، با قرارگیری یکی روی مهره T11 و دیگری روی مهره S1، در هر لحظه میزان خمیدگی تنه فوقانی را نسبت به لگن مشخص کنند. قبل از استفاده از هر دو حسگر، لازم بود که طی مراحل کالیبره شده و دقت، معادله خطی هر یک از حسگرهای شیب سنج و میزان خطای آنها به تفکیک مشخص شود. جزئیات طراحی و ساخت نرم افزار و سخت افزارهای مورد نیاز جهت کالیبراسیون و اندازه گیری دقت هر یک از حسگرها قبلاً گزارش شده است (۲۴).

مدلهای بیومکانیکی و از طریق اندازه گیری های الکترومیوگرافی (EMG) تخمین زد (۱۳). شولتز معتقدات وقتی چندین متغیر از انجام یک فعالیت در نظر گرفته شود، اطلاعات و دانسته ها در مورد چگونگی برانگیختگی عضلات اندک است. الگوی برانگیختگی عضلات تحت چنین شرایطی یکسان نمی باشد، این الگو می تواند از فردی به فرد دیگر و حتی در یک فرد از یک زمان به زمان دیگر متفاوت باشد (۱۴). برانگیختگی مناسب از فعالیت عضلات منجر به ایجاد ثبات در برابر وارد شدن بارهای بسیار بزرگ به ستون فقرات می گردد (۱۵).

آندرسون و شولتز (۱۲ و ۱۶) نشان دادند که با افزایش بار خارجی در دست در حالی که دستها به صورت کشیده و به جلو باشد، فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون فقرات^۱ (ES) افزایش می یابد. در واقع فعالیت بیشتر این عضلات نشانگر بزرگی گشتاور فلکسوری است. به عکس وقتی فرد در حالت صاف و ایستاده با دستان نزدیک به سینه سعی در نگه داری و حفظ وزنه داشت، فعالیت عضلات ES کاهش می یافت.

کیپررز همچنین نشان داد، با افزایش خمیدگی در تنه فعالیت عضلات ES افزایش می یابد و این افزایش بستگی به زاویه خمیدگی تنه داشت. به عبارت دیگر فعالیت عضلات ES وقتی خمیدگی در تنه به دو- سوم ماگزیمم خود می رسید (زاویه ۸۰°)، افزایش یافته و از آن پس کاهش می یافت و سکوت الکتریکی حادث می شود. اما وقتی فرد وزنه ۱۰ کیلوگرمی را در دستان خود نگه داشته و بعد شروع به خم شدن می کرد، این سکوت الکتریکی کمی دیرتر آغاز می شد. با انجام حرکت به عکس یعنی صاف شد، نیز فعالیت عضلانی زودتر آغاز می شد. در واقع حفظ بار ۱۰ کیلوگرم در دستان، فعالیت عضلات ES را نسبت به وقتی که فرد باری در دستان خود نداشت، افزایش داده و سکوت الکتریکی کاهش بیشتری از خود نشان می داد (۱۷).

برخی مطالعات گذشته به بررسی اثر بار خارجی روی الگوی فعالیت عضلات فلکسور و اکستانسور پرداخته اند که نتایج این مطالعات، افزایش فعالیت عضلات اکستانسور همگام با افزایش بار خارجی است. اما در مورد عضلات فلکسور، اتفاق نظر وجود ندارد (۸، ۱۸-۲۰). به عبارت دیگر افزایش فعالیت عضلات اکستانسور ضرورت مقابله با گشتاورهای فلکسوری ناشی از وزن بار علاوه بر عبور مرکز ثقل از جلوی تنه فرد است (۱۹) گرچه نسبت شرکت هر عضله و مقدار فعالیت آن کاملاً بستگی به مقدار بار و جهت اعمال آن دارد (۲۱).

تعدادی از مطالعات پیشین نیز به بررسی اثر زاویه خمیدگی تنه روی فعالیت عضلات تنه متمرکز شده اند که تجزیه و تحلیل نتایج و اظهار نظر در این مطالعات ضد و نقیض می باشد (۸، ۱۵، ۱۷، ۲۲). دامنه این ضد و نقیض ها شامل افزایش فعالیت در هر دو

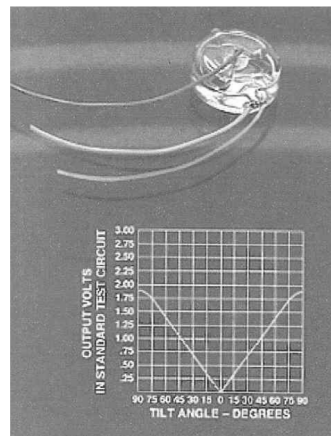
1- Erector Spinae
2- Convenience Sampling
3- Skin fold
4- Electrolytic title sensor
5- Fredericks co, USA.

اینکار ضروری بود تا در مراحل انجام آزمایشات و در تمامی فعالیت‌های مورد بررسی، با لحاظ کردن انحراف هر فرد از خط ثقل داده‌ها اخذ و ثبت گردد. همچنین این نرم افزار با ارسال سیگنال شروع و پایان اخذ همه داده‌های کنیلماتیکی و هم الکترومیوگرافی، موجبات همزمانی را در ثبت سیگنال‌های EMG از عضلات را فراهم می‌آورد. از یک سیستم الکترومیوگرافی ۸ کاناله مدل EM4S8 به منظور ثبت سیگنال از ۸ جفت الکتروود سطحی یکبار مصرف نقره-کلراید نقره که بر روی محل‌های خاصی روی ۸ عضله تنه ثابت شده بود، استفاده شد. فرکانس نمونه بردار ۸۰۰ Hz به مدت ۵ ثانیه از ۸ کانال اخذ و روی صفحه نمایشگر به صورت همزمان بنمایش در می‌آمد. الکتروودهای ثبت دارای سطح تماس با قطر ۳mm و قابلیت چسبندگی به مدت طولانی بودند که بر روی عضلات زیر به صورت موازی با فیبرهای عضلات و با فاصله ۳cm مرکز به مرکز در هر جفت الکتروود، به ترتیبی که مطالعات نشان داده‌اند (۸، ۱۵، ۲۲، ۲۵-۲۸). چسبانده شد. (۱) عضله راست شکمی^۱ سمت راست در ۲ سانتیمتر طرفی و ۳ سانتیمتر فوقانی ناف (۲) عضله مایل خارجی^۲ سمت راست و چپ در ۱۵ سانتیمتری سمت طرفی ناف (۳) عضله مایل داخلی^۳ سمت راست و چپ در ۱ سانتیمتر سمت داخلی برجستگی قدامی - فوقانی استخوان لگن. (۴) عضله راست کننده^۴ ستون فقرات سمت راست و چپ در ۳ سانتیمتر طرفی برجستگی خاری مهره در سطح (L₃-L₄) (۵) عضله پشتی بزرگ^۵ سمت راست در ۷ سانتیمتر طرفی خار مهره T₉ روی توده عضله مشخص گردید. همچنین الکتروود زمین^۶ بر روی ستیغ خارصه سمت راست به منظور ثبت سیگنال با اغتشاشات کمتر چسبانده شد.

سیگنال‌های الکترومیوگرافی در ابتدا تقویت شد (gain=۵۰۰۰) سپس فیلتر شد تا پهنای ۱۰Hz تا ۱KHz ایجاد کند. سپس ویژگی RMS^۷ با استفاده از نرم افزار Matlab و پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه، با لغزش ۵۰ میلی ثانیه از سیگنال‌های فیلتر شده محاسبه گردید.

شایان ذکر است که کلیه سیگنال‌ها در زمان و فرکانس قبل از پردازش ملاحظه می‌شد و در صورت وجود نویز برق شهر یا اغتشاشاتی سیگنال‌های قلبی، فیلترهای مناسب جهت حذف آنها اعمال می‌شد. با استفاده از یک فریم ثابت نگه دارنده که به این منظور طراحی و ساخته شده بود، ماگزیمم انقباض ارادی افراد (MVCs) در شش جهت ایستاده (خم شدن به جلو)، خم شدن به عقب^۹، چرخش به سمت راست و چپ^{۱۰}، خم شدن به طرفین^{۱۱}) جهت استفاده از نرمالیزاسیون داده‌های EMG، اخذ و ثبت شد.

در طی انجام آزمایشات در هر یک از فعالیت‌های استاتیکی نگه داری بار، افراد بایستی یک جعبه محتوی وزنه‌های ۰ و ۱۰ و ۲۰



شکل ۱ حسگر الکتروولتی شیب سنج

همچنین به منظور نرمالیزاسیون وضعیت ایستاده (نوترال) در افراد مورد آزمایش، لازم بود که مقدار انحراف لگن و تنه فوقانی در افراد مورد آزمایش (موقعیت قرارگیری حسگرهای شیب سنج) نسبت به خط ثقل اندازه گیری و ثبت شده و پس از ورود، انحرافات حاصل به نرم افزار ثبت حسگرهای شیب سنج، از آن پس، این حسگرها با احتساب انحراف هر فرد نسبت به خط ثقل، تغییرات زاویه ای آنها را در لگن و تنه ثبت و ذخیره نماید. به این منظور از دو گونیامتر ابداعی استفاده شد که گونیامتر لگن (انحراف سنج لگن) با قرارگیری بر روی زوائد قدامی - فوقانی و خلفی - فوقانی خارهای خارصه، مقدار انحراف لگن افراد در حالت ایستاده مشخص کرد. گونیامتر دیگر (انحراف سنج پشت) نیز با قرارگیری روی سطح T11-T12 (محل قرارگیری حسگرهای شیب سنج) میزان انحراف تنه را نسبت به خط ثقل در حالت ایستاده مشخص می‌کرد.

به منظور ثبت و آنالیز داده‌های حسگرهای شیب سنج از نرم افزاری که توسط LABVIEW نوشته شده بود استفاده شد. این نرم افزار پس از نمونه برداری با فرکانس ۱۰ هرتز به مدت ۵ ثانیه، متوسط داده‌ها را محاسبه و به طور همزمان با دریافت سیگنال‌ها از حسگرها نمایش می‌داد. این نرم افزار، دارای نشانگر صوتی و تصویری بود و موقعیت فرد آزمایش شونده را به محض رسیدن به فعالیت مورد نظر (زاویه ۱۵ یا ۳۰ درجه خمیدگی در تنه) مشخص و اعلام می‌کرد. از قابلیت‌های دیگر این نرم افزار، اندازه گیری و نمایش زاویه انحراف تنه و لگن با احتساب از مقدار اولیه‌ای بود که هر فرد با توجه به مشخصات فردی خود در موقعیت ایستاده (نوترال) دارا بود، و توسط آزمونگر پس از اندازه گیری به برنامه داده می‌شد. به عبارت دیگر، به منظور کالیبره کردن میزان خمیدگی توراکس و لگن و همه افراد نسبت به خط ثقل و سپس بررسی تغییرات کنیلماتیکی افراد در دامنه ۱۵ و ۳۰ درجه خمیدگی،

1- Rectus abdominis (RRA).
2- External oblique (EO)
3- Internal oblique (IO)
4- Erector spinae (ES)
5- Latisimus dorsi(LD).
6- Ground

7- Root Mean square
8- Flexion
9- Extention
10- Rotation
11- Lateral bending

مشخصات آنترپومتریکی هر فرد مشخص شد تا در طی انجام فعالیت های مورد آزمون، ثابت حفظ شود. پس از آن فرد به صورت کاملاً تصادفی در موقعیت یکی از فعالیت های مورد آزمون قرار می گرفت. بدین ترتیب همواره با حفظ بار در دستان با وزنه های صفر یا ده و یا بیست کیلوگرم، اخذ زاویه خمیدگی تنه به صورت نوترال یا ۱۵ و یا ۳۰ درجه و اخذ زاویه خمیدگی در زانو به صورت کاملاً صاف (۱۸۰ درجه) و خمیده (۴۵ درجه)، ۱۸ فعالیت (شکل ۲) اتخاذ شد که توسط سیستم های EMG و حسگرهای شیب سنج به طور همزمان، اطلاعات مربوط به آن ها، اخذ و ذخیره گردید. که در نهایت ترکیب «زانو X تنه X بار خارجی» با سه بار تکرار در هر وضعیت مجموعاً ۵۴ فعالیت استاتیکی را پدید آورد که مورد آزمایش قرار گرفت. بین هر تکرار حداقل ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد تا مانع بروز خستگی در افراد شود.



الف) خمیدگی در تنه:

۳۰ درجه ۱۵ درجه نوترال

در هر مورد میزان بار در دستان، ۰ و ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم بوده است (خمیدگی در زانو: صفر درجه)



ب) خمیدگی در تنه:

۳۰ درجه ۱۵ درجه نوترال

در هر مورد میزان بار در دستان، ۰ و ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم بوده است (خمیدگی در زانو: ۴۵ درجه)

شکل ۲ نمایش شماتیکی وضعیت فرد در ۱۸ فعالیت مورد آزمون.

کیلوگرمی را (بسته به نوع فعالیت) را در دستان نگه می داشتند. به این منظور دو جعبه ساخته شد، ابعاد جعبه چوبی محتوی وزنه های ۱۰ یا ۲۰ کیلوگرم $40 \times 30 \times 26$ سانتی متر با دو دسته (به پهنای $4/3$ سانتی متر و به طول $11/5$ سانتی متر) در مرکز دو ضلع طرفی، و جعبه دیگر از جنس مقوای نازک (به عنوان بار صفر کیلوگرم) به وزن تقریبی ۳۰۰ گرم با همان ابعاد و مشخصات تهیه و ساخته شد. جهت ثابت نگه داشتن بازوی گشتاور بار خارجی (moment arm) از یک فریم که به این منظور طراحی و ساخته شده بود، استفاده گردید جزئیات مربوط به طراحی و چگونگی کاربرد آن در جای دیگر گزارش شده است (۲۴).

بدین ترتیب با توجه به خصوصیات آنترپومتریکی هر فرد در تمامی فعالیت های مورد آزمون بازوی گشتاور بارهای صفر، ۱۰ و ۲۰ کیلوگرم به صورت ثابت برای او حفظ می شد.

۲-۳- پروتکل آزمایش. در ابتدا با استفاده از دوکالیپر مجهز به سیستم شاقولی، زاویه انحراف لگن و تنه در سطحی که دو حسگر شیب سنج روی آن قرار داده می شد، در وضعیت ایستاده برای استفاده در نرمالیزاسیون وضعیت ایستاده افراد، نسبت به خط قائم اندازه گیری شد. سپس انحرافات مذکور در برنامه نرم افزاری حسگرها اجرا گردید تا موقعیت هر فعالیت توسط حسگرها با توجه به انحرافات واقعی آنها از خط ثقل لحاظ شود. پس از انجام تیغ زدن و ساییدن پوست، ناحیه الکتروود گذاری با الکل تمیز و ضد عفونی گردید. بعد از آن هشت جفت الکتروود ثبت کننده و یک عدد الکتروود زمین در محل های خاص روی پوست عضلات تنه چسبانده شد.

در ابتدا، افراد داخل فریم ثابت نگهدارنده قرار گرفتند و ماکزیمم انقباض ارادی (MVCS) در شش جهت حرکت به صورت تصادفی همزمان با ثبت EMG به مدت ۵ ثانیه و سه بار تکرار انجام گردید. همچنین به منظور پیشگیری از خستگی ۲ دقیقه استراحت در بین حرکات در اختیار داوطلب گذارده شد. در مرحله بعد، افراد به صورت کاملاً راحت و خوابیده به پشت (supine) روی تخت قرار گرفتند و مجدداً سه بار EMG به عنوان حداقل سیگنال EMG ثبت شد تا همراه با سیگنال های ماکزیمم در فرمول زیر برای انجام نرمالیزاسیون مورد استفاده قرار گیرد (۲۵ و ۲۶).

سیگنال نرمال شده =

$$10 \times \left\{ \frac{\text{سیگنال حداقل - سیگنال حداکثر}}{\text{سیگنال حداقل - سیگنال بدست آمده}} \right\}$$

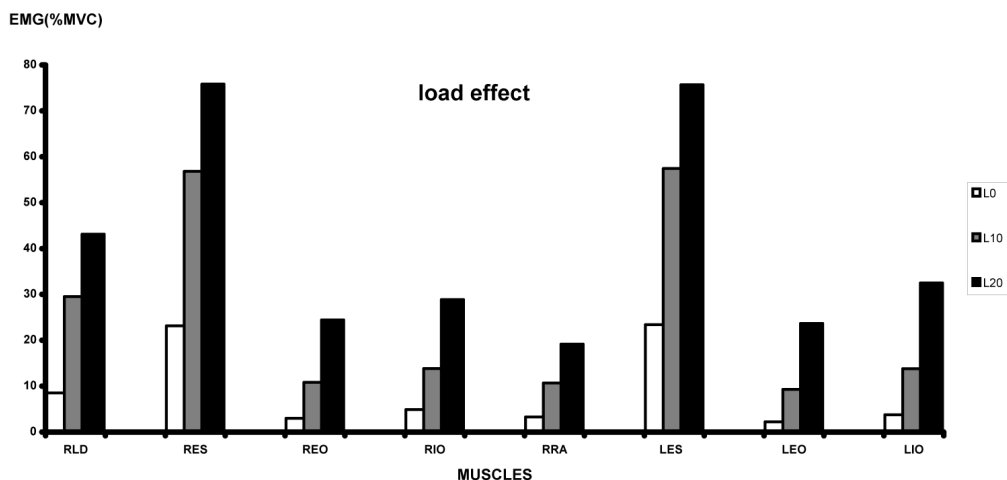
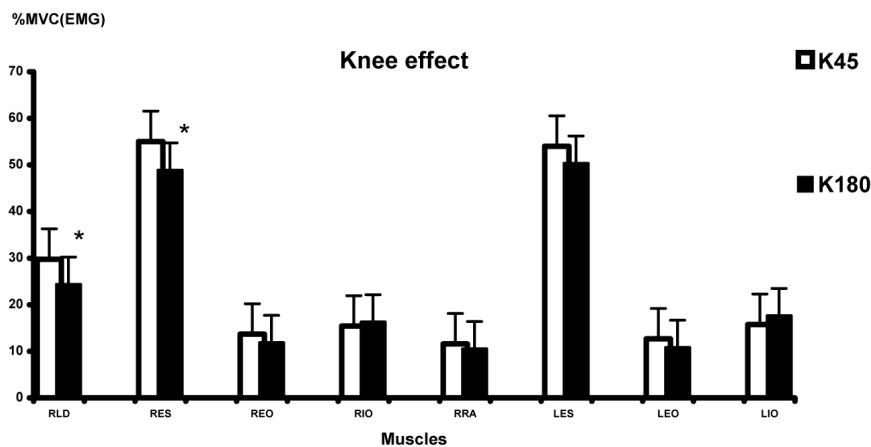
در ادامه آزمایشها، حسگرهای شیب سنج الکتروولیتی، یکی بر روی T_{11} و دیگری بر روی S_1 همانگونه که در مطالعات بیان شده اند (۱۹ و ۲۴) قرار گرفتند. سپس از فریم مخصوص ثابت نگهدارنده بازوی گشتاور، فاصله بار تا مرکز L_4-L_5 بر اساس

مشخص می باشد. همچنین آزمون Tukey مشخص کرد که اثر معنی داری بار خارجی روی MVC عضلات هم بین بار صفر و بار های ده و بیست کیلوگرم و هم بین بار ده و بیست کیلوگرم می باشد. در واقع با افزایش بار در دست از صفر کیلوگرم به سمت ۲۰ کیلوگرم MVC % هشت عضله مورد بررسی افزایش یافته است. شکل ۴ و جدول ۱ نشان می دهد که با ایجاد خمیدگی در زانو (در همه وضعیت های تنه و بار خارجی MVC % عضلات اکستانسور نسبت به حالت نوترال بیشتر است. این تفاوت MVC % با $P < 0.05$ برای عضلات RLD، RES، بدست آمد. به عبارت دیگر با افزایش زاویه خمیدگی در زانو (کاهش زاویه زانو از ۱۸۰ به ۴۵ درجه MVC % عضلات فوق افزایش یافته است. اما برای عضلات فلکسور شامل LIO و LEO و RRA و RIO و REO و REO و عضله اکستانسور RES تغییر معنی داری پیدا نکرد. همچنین جدول ۱ نشان می دهد که با انجام خمیدگی در تنه (در همه

روش های آماری. در ابتدا به منظور ارزیابی متغیر کمی الکترومیوگرافی (MVC %) به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال، از آزمون آماری $K-S^1$ استفاده شد. و مشخص شد که با $P < 0.05$ توزیع این متغیر نرمال می باشد. جهت بررسی اثر معنی داری هر یک از متغیرهای مستقل: بار، وضعیت تنه و زانو، روی فعالیت الکتریکی عضلات، آزمونهای (ANOVA Measure Repeated و جهت بررسی اختلاف معنی دار بین میانگین های درون گروهی، از آزمون Paired-T test و Tukey با استفاده از نرم افزار آماری SPSS Inc, version 9.0, 1998 استفاده شد.

۳- نتایج

شکل ۳ و جدول ۱ نشان می دهد که MVC % هشت عضله تنه با افزایش بار خارجی افزایش یافت (در همه وضعیت های تنه و زانو). اثر معنی داری به خوبی با آزمون MANOVA در جدول ۱



شکل ۳ و ۴

جدول ۱

متغیر مستقل (T,...)	Model						
متغیر وابسته (LIO,)	T	L	K	T*K	T*L	L*K	T*L*K
LIO	0.859	0.000	0.236	0.77	0.909	0.552	0.987
LEO	0.571	0.000	0.211	0.731	0.798	0.712	0.969
LES	0.409	0.000	0.052	0.961	0.404	0.159	0.833
RRA	0.874	0.000	0.352	0.398	0.982	0.641	0.69
RIO	0.843	0.000	0.608	0.676	0.974	0.981	0.917
REO	0.418	0.000	0.162	0.961	0.481	0.429	0.997
RES	0.187	0.000	0.001	0.811	0.509	0.343	0.882
RLD	0.689	0.000	0.011	0.962	0.929	0.265	0.967

کیلوگرم، فعالیت الکتریکی همه عضلات تنه افزایش معنی دار نشان داد (شکل ۳). این مشاهدات همسو با یافته های برخی از محققین می باشد (۸، ۱۵، ۱۶، ۱۷، ۱۹، ۲۰، ۲۸، ۲۹، ۳۱).

تغییر در الگوی برانگیختگی عضلات با تغییر در بار خارجی، جهت مقابله با آن و ناشی از تغییر در بردار نیروی واحد است. ثبات در ستون فقرات کمر توسط عضلات احاطه کننده آن و با کنترل سیستم عصبی انجام می شود. چنانچه هم فعالیتی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در تنه موجب سفت شدن عضلات اطراف ستون فقرات و افزایش ثبات می گردد. این سفتی مکانیزم اولیه، ثبات استاتیکی است و ارتباط آن با نیروی عضلانی خطی است. بنابراین ستون فقرات کمر بدون عضله بی ثبات می باشد و حتی قادر به مقابله با بارهای به کمی ۸۸ نیوتن نیست (۱۵، ۱۹، ۲۹). در فعالیت هایی که فرد در موقعیت باربرداری یا حفظ بار قرار می گیرد، ایجاد ثبات در ستون فقرات، علی رغم طول بازوی گشتاور محرز می شود، گرچه منجر به افزایش بار اضافه ای روی ستون فقرات کمر گردد (۲۹). بنابراین افزایش فعالیت الکتریکی را در عضلات فلکسور و اکستانسور ناشی از افزایش بار با طول اهرم نسبتاً بلند را می توان ناشی از نیاز سیستم به حفظ ثبات دانست. افزایش فعالیت عضلات اکستانسور (ES, LD) در حین حفظ بار در دست، به منظور خنثی کردن گشتاور فلکسوری روی ستون فقرات، ناشی از بار خارجی، ضروری است (۸)، همچنین هم انقباضی آنتاگونیستی در عضلات فلکسور تنه نیز در پاسخ به نیاز ثبات علی رغم ثابت بودن بازوی گشتاور ایجاد شده می باشد (۲۹). در این مطالعه مشاهده شد که سطح فعالیت عضلات اکستانسور LD, ES نسبت به عضلات شکمی افزایش بیشتری نشان می دهند. از آنجایی که عضلات دیواره طرفی شکم که روی ستون فقرات عمل می کنند، دارای بازوی اهرم بزرگتری هستند، بنابراین به انقباض قوی برای خنثی کردن گشتاور بار نیاز ندارد. به عکس وقتی وزنه در دستهای کشیده به جلو قرار می گیرد و یا وقتی تنه خم می شود، جرم سگمان فوقانی بدن به سمت قدام حرکت می

وضعیت های زانو و بار خارجی MVC% (هیچ یک از عضلات هم فلکسور و هم اکستانسور معنی دار نبود ($P < 0.05$)).

۴- بحث و نتیجه گیری

وقتی چندین متغیر از انجام یک فعالیت در نظر گرفته شود، اطلاعات و دانسته ها در مورد چگونگی برانگیختگی عضلات اندک است. الگوی برانگیختگی عضلات تحت چنین شرایطی یکسان نمی باشد، این الگو می تواند از فردی به فرد دیگر و در یک فرد از یک زمان به زمان دیگر متفاوت باشند (۱۴).

الگوی برانگیختگی عضلات همگام با تغییر زاویه rotation تنه تغییر می کند تا با نیروی وارد شده روی کمر مقابله نماید. بیشترین علت تغییر در الگوی عضلات بخاطر تغییر در بردار واحد نیرو در عضله ناشی از تغییر در بازوی گشتاور و جهت فیبرهای عضلات نسبت به ستون فقرات است (۲۹ و ۳۰). برانگیختگی مناسب از فعالیت عضلات منجر به ایجاد ثبات، در برابر وارد شدن بارهای بسیار بزرگ به ستون فقرات می شود (۱۵).

در این مطالعه با هدف بررسی چگونگی الگوی فعالیت عضلات مختلف تنه تحت تأثیر برخی پارامترها مانند بار خارجی و وضعیت تنه و زانو، مورد بررسی قرار گرفت. به لحاظ سیمتریک بودن کلیه فعالیت ها و از طرف دیگر محدود بودن سیستم EMG به ۸ کانال، و با هدف برخورداری از الگوی فعال شدن تعداد بیشتری از عضلات تنه، تعداد ۵ کانال به سمت راست اختصاص یافت و سه کانال دیگر به عضلات سمت چپ تابدین ترتیب کمبود در تعداد کانال سیستم EMG از طریق تعمیم نتایج سمت راست به سمت چپ (که تعداد دو عضله از سمت راست کمتر داشت)، جبران شود و بدین ترتیب بتوان ۸ عدد از عضلات بزرگ دو طرف را مورد بررسی قرار داد. بنابراین از دو عضله RA و LD فقط در سمت راست و از عضلات ES, EO, IO در دو سمت در حین انجام ۱۸ فعالیت، ثبت الکتریکی به عمل آمد.

نتایج مشخص کرد که با افزایش بار از صفر کیلوگرم به سمت ۲۰

درجه افزایش معنی‌داری در عضلات اکستانسور و همچنین کاهش معنی‌داری در عضلات فلکسور بوجود می‌آید (۲۲). چن آندرسون نیز در مطالعات خود نشان دادند که با افزایش زاویه خمیدگی و حفظ بار در دست، افزایش معنی‌داری در فعالیت عضلات اکستانسور پدید می‌آید (۸ و ۱۶). گراناتا (۸ و ۱۵) در دو بررسی خود بیان نمود که با افزایش زاویه خمیدگی تنه از صفر به سمت ۴۰ درجه و حفظ بار ۱۱/۳ کیلوگرم، فعالیت عضلات فلکسور و اکستانسور افزایش نشان داد که این برخلاف نظر تن بود که در عضلات فلکسور کاهش معنی‌دار بدست آورد.

مرس (۳۲) بر خلاف این محققین در بررسی خود و با استفاده از ثبت الکتروود سیمی روی عضلات ES، مقایسه‌ای بین زوایای خمیدگی صفر و ۲۲/۵ و ۴۰ درجه در تنه، کاهش معنی‌داری در IEMG یافت. او در توجیه افزایش معنی‌دار فعالیت الکتریکی عضله LD، آنرا جبران‌کننده کاهش فعالیت ES تلقی نمود. زیرا به اعتقاد وی، عضله LD همگام با افزایش زاویه خمیدگی در تنه از مزیت مکانیکی بیشتری برخوردار می‌شود. در حالیکه برخی محققین مانند مک‌گیل و نورمن مزیت مکانیکی LD را از لحاظ بازوی اهرم منحصر به وضعیت خمیده تنه ندانسته و معتقدند بودند که در وضعیت ایستاده بیشتر از وضعیت خمیده در تنه، می‌باشد (۳۵). تحقیق تن و همکاران نیز نشان داد که با افزایش زاویه خمیدگی در تنه فعالیت الکتریکی برخی عضلات فلکسور کاهش می‌یابد، او این مسأله را ناشی از عدم مزیت مکانیکی عضلات فلکسور، همانطور که کوتاه می‌شوند دانست. شولتز (۱۲) معتقد بود که مشاهده کمتر فعالیت عضلات ES در واحد انقباض نیروی عضله در حالت فلکشن تنه در مقایسه با وضعیت ایستاده، نشانگر احتیاط در تفسیر کمی فعالیت الکتریکی عضلات است.

بنابراین در بیان علت و توجیه عدم مشاهده تغییرات معنی‌دار در فعالیت عضلات اکستانسور با افزایش زاویه خمیدگی در تنه، در این مطالعه، می‌توان علل زیر را برشمرد.

اول آنکه در بین محققین نیز هنوز در مورد افزایش یا کاهش فعالیت عضلات اکستانسور، در حین خم شدن تنه، اتفاق نظر کاملی وجود ندارد که بنظر می‌رسد این مسأله ناشی از تفاوت در پروتکل آزمایش و اختلاف در نحوه ارزیابی ویژگی‌های EMG می‌باشد. چنانچه تن ویژگی RMS را به صورت MVC% و با استفاده از سیستم Isostation در حال انجام ماگزیمم وساب ماگزیمم انجام extension و بدون حمل بار، مورد بررسی قرار داد (۲۲) در حالیکه مطالعه چن و مرس، IEMG و صورت حفظ بار و عمل خم شدن ارادی افراد انجام شده است (۸ و ۳۱). برخی مطالعات نیز مانند آندرسون و شولتز فعالیت الکتریکی عضلات را به صورت آمپلی‌تود و بر حسب میکروولت بررسی کرده‌اند (۱۲) و (۱۶). بنابراین متفاوت بودن نوع پروتکل این مطالعه با سایر

کند و عضلات و ستون فقرات را شدیداً تحت تأثیر بار قرار می‌دهد. بنابراین گشتاور فلکسوری این وزنه‌ها بایستی با انقباض عضلات پشت خنثی شود و از آنجایی که این عضلات دارای بازوی گشتاور کوتاهتری هستند، به صورت قوی منقبض می‌شوند تا تعادل در گشتاورها را ایجاد نمایند (۱۴).

چوله‌ویکی و تن (۱۹، ۲۲) دلیل تفاوت سطح فعالیت بین عضلات فلکسور و اکستانسور، را ایجاد گشتاور فلکسوری ایجاد شده ناشی از وزن بار خارجی می‌دانند. چون این گشتاور به همراه مرکز ثقل بدن، هر دو از جلوی بدن عبور می‌کند، گشتاور فلکسوری ایجاد می‌کند، بنابراین با افزایش بار انقباض عضلات فلکسور نسبت به اکستانسور کمتر افزایش می‌یابد و در چنین وضعیتی، ثبات نیز در جهت فلکسوری کمتر می‌باشد.

در جمع‌بندی می‌توان چنین بیان نمود که اولاً افزایش بار خارجی یکی از محرک‌های ایجاد ثبات در ستون فقرات علی‌رغم بازوی اهرم بار می‌باشد و با افزایش آن نیاز به ثبات از طریق هم‌فعالیتی عضلات تنه نیز افزایش می‌یابد، اگرچه موجب ایجاد بار مضاعف روی ستون فقرات کمر گردد، ثانیاً این ثبات در جهت P Flexion ± می‌باشد و این مسأله می‌تواند ایجاد خطر آسیب به کمر را در حالت‌های حمل بار در وضعیت فلکشن تنه که نیاز به افزایش هم‌فعالیتی عضلات می‌باشد، را افزایش می‌دهد (۱۲).

در این مطالعه همچنین ارتباط بین زاویه خمیدگی تنه و میزان فعالیت عضلات تنه مورد بررسی قرار گرفت. به منظور ثبت و ایجاد شرایط یکسان در مقدار زاویه خمیدگی در تنه در تمامی افراد، از یک جفت حسگر شیب سنج مدل ۰۷۲۵ استفاده شد. این حسگرها قبلاً توسط برخی محققین به این منظور استفاده شده بود (۱۹، ۲۸ و ۲۹). انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه ۳۰ درجه نیز بر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه ۳۰-۳۵، صورت گرفت (۲۲).

سیستم نرم‌افزاری حسگرها به گونه‌ای طراحی شده بود که افراد مورد آزمایش به محض رسیدن به موقعیت‌های ۱۵ یا ۳۰ درجه با استفاده از فیدبک شنوایی-بینایی، موقعیت خود را در آن وضعیت حفظ می‌کردند. در اکثر موارد افراد موفق شده بودند که شرایط فوق را حفظ نمایند در مواردی هم در فعالیت‌های مشکل‌زا مانند که فرد ناچار بود در موقعیت چمباتمه و ۳۰ درجه خمیدگی در تنه، بار ۲۰ کیلوگرم را در دستان خود نگه دارد، افراد به خاطر شرایط سخت موقعیت، بعضاً با ۳-۱ درجه خطا موفق به انجام فعالیت شده بودند.

در این مطالعه، تفاوت معنی‌داری بین MVC% فعالیت عضلات فلکسور و اکستانسور با افزایش زاویه خمیدگی در تنه مشاهده نشد و این برخلاف یافته‌های برخی محققین (۸، ۱۵، ۲۲) بود.

تن نشان داد که با افزایش زاویه خمیدگی از صفر به سمت ۳۰

تخمین بار و نیرو روی ستون فقرات ارتباط تنگاتنگی دارند. بنابراین تخمین نیروی عضله علاوه بر EMG متأثر از پارامترهایی است که در حیطه بررسی و فرضیات این مطالعه نبوده است. لذا نباید انتظار داشته باشیم که الگوی فعالیت عضلات (EMG) نرمالیز شده) در این مطالعه، از الگوی نیرو گشتاور پیروی کند. گرچه در اطلاعات اخذ شده از EMG معمولاً اینها نادیده گرفته می شود (۳۲). در مجموع می توان بیان نمود که به لحاظ پیچیدگی اطلاعات EMG ناشی از ارتباط نیروی عضلات با عوامل بسیاری چون خط کشش، مقطع فیزیولوژیک عضله و همچنین رفتار غیرخطی داده‌های EMG نسبت به نیرو، اطلاعات EMG به تنهایی نمی تواند با الگوهای گشتاور خارجی و نیروهای داخلی تخمین زده شده از طریق روش بهینه سازی^۳، همخوانی داشته باشد و استفاده از مدل optimization، بدلیل عدم توانایی پیش بینی هم انقباضی عضلات شاید نتواند روش مناسبی الگو جهت مقایسه با اطلاعات EMG باشد.

با توجه به شکل ۴، ارتباط بین فعالیت الکتریکی عضلات اکستانسور ED, LD و زاویه خمیدگی زانو در این مطالعه معنی دار بود ($P < 0.05$) بدین ترتیب که مشاهده شد با افزایش زاویه خمیدگی از ایستاده به سمت چمباتمه، فعالیت عضلات اکستانسور افزایش یافت.

متخصصین بهداشت شغلی معمولاً پیشنهاد می کنند که برداشتن بار یا حفظ بار در حالتی انجام شود که زانوها خمیده و پشت نسبتاً صاف باشد، تا بار روی ستون فقرات کاهش یابد. اما این پیشنهاد فقط وقتی صحیح است که تکنیک صحیح و نزدیک به اپتیمم انجام شود به این صورت که بار بین پاها قرار گیرد. تا بدین ترتیب بازوی اهرم بار، کاهش یابد (۳۸) و این معمولاً در عمل اغلب ممکن نیست و بنابراین اثر مثبت آن معمولاً زیر سؤال می رود (۳۰) بسته به تکنیک باربرداری و حفظ آن گروههای عضلانی مختلفی وارد عمل می شوند تا گشتاورهای لازم را برای انجام و حفظ بار ایجاد کنند.

وقتی حفظ بار با زانوی خم انجام می شود، مرکز جرم تنه فوقانی، پشت مرکز مفصل زانو قرار می گیرد بنابراین گشتاور بزرگتری را ایجاد می کند و نیاز به فعالیت عضلات اکستانسور بیشتری و مقابله آن دارد. چن و همکاران رفتار الکتریکی عضلات تنه را در ارتباط با وضعیت زانو در افراد سالم و مبتلا به کمر درد مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد که هم در افراد سالم و هم مبتلایان به کمر درد، فعالیت عضلات اکستانسور با زاویه خمیدگی زانو ارتباط معنی داری دارند (۸).

با توجه به اینکه در وضعیت چمباتمه در حین حفظ بار، بالانس کم می باشد (۳۸)، و با خم شدن تنه نیز گشتاورهای bending ناشی از عبور خط وزن تنه فوقانی و وزن بار که از جلوی مرکز

مطالعات، احتمالاً یکی از دلایل عدم همسویی با برخی از این مطالعات می باشد.

دوم اینکه سنجش ماگزیمم انقباض ارادی در شش جهت در این مطالعه در حالت ایستاده و نوترال انجام شده است. در حالیکه برخی از محققین اعتقاد دارند که ارتباط خطی افزایشده‌ای بین افزایش زاویه خمیدگی در تنه و MVC% وجود دارد (۳۷).

تن نشان داد که نسبت کارایی عصبی-عصلانی (NMER) با افزایش زاویه خمیدگی تنه از صفر درجه به سمت ۳۵ درجه، افزایش می یابد. در ۱۰۰% ماگزیمم تلاش فرد، هر چه زاویه خمیدگی در تنه افزایش می یابد، عضله کارتر می شود یعنی در یک واحد EMG، گشتاور بیشتری ایجاد می کند. در واقع در موقعیت های ۳۰ درجه خمیدگی، عضلات توانسته اند با ایجاد درصد فعالیتی مشابه موقعیت ۱۵ درجه خمیدگی، کارایی بیشتری را که در آن موقعیت به لحاظ افزایش زاویه خمش ضروری بوده است را از خود نشان دهند.

سوم اینکه با توجه به مطالعه پرنیان پور و اسپارتو (۳۷) ارتباط بین نیرو^۲ و یافته‌های الکترومیوگرافی به صورت غیرخطی است. یعنی:

$$\frac{F_i(t)}{F_{i,max}} = \frac{e^{-1.4 \frac{EMG_i(t)}{EMG_{i,max}}}}{e^{-1.4} - 1}$$

بنابراین عدم خطی بودن ارتباط بین نیرو و یافته‌های EMG شاید یکی از دلایل عدم معنی داری ارتباط بین زاویه خمیدگی تنه و فعالیت عضلات اکستانسور تنه در این مطالعه باشد. چنانچه در آن، جهت تبدیل فعالیت EMG به نیرو در استاتیک بر طبق معادله ذیل:

$$F_i(t) = NEMG_i(t) \cdot PCSA_i \cdot f(l_i) \cdot g(v_i) \cdot G_i$$

داده‌های نرمالیز شده EMG (NEMG)، مقطع فیزیولوژیک عضله (PCSA_i) و طول عضله (l_i) نیز باید در نظر گرفته شود. به علت استاتیک بودن (V_i) g برابر یک می باشد و G_i میزان ماگزیمم استرس در عضله می باشد. علاوه بر آن، از آنجایی که بازوی گشتاور و خط کشش عضلات نیز بر طبق رابطه زیر:

$$\tau_{pred}^{(t)} = \sum_{i=1}^{10} r_i \times F_i(t)$$

در تخمین نیروی عضلات مؤثرند و اینها از عواملی هستند که با

1- Neuromuscular Efficiency Ratio (NMER)

2- Force

3- Optimization

منابع

- Hutton MA. Back Pain, Butterworth- Herienmann. 1993: 1- 4.
- Fathallah FA, Marras WS. An Assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks. Spine. 1998; 23(6): 706-716.
- Mitnitski AB, Yahia LH, Newman NM and Gracovetsky SA. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. Clin Biomech 1998; 13(2): 121-127.
- Bogduk N, Twomy LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. Second Edition, London, Churchill Livingstone, PP.26-48, 1992.
- Hedman TP, Fernnie GR. Mechanical response of the lumbar spine to seated postural loads. Spine 1997; 22(7): 734-79.
- Parnianpour M, Wang JL, Shirazi, AdI A. The effect of variation in trunk models in predicting muscle strength and Spinal load. Journal of Musculoskeletal Research 1997; 1(1): 55-69.
- Hicks Gs, Duddlestone DN, Russell LD. Low back pain. Am J Med Sci 2002; 324(4): 207-11.
- Chen Wen- Jer, Chiou Wen-Ko, Lee Yung- Hui Lee, Ming- Yih and Chen Min- Li. Myoelectric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back patients. Clinical Biomechanics 1998; 13(1): 9-15.
- Frymoyer JW, Cats BW. An Overview of the incidence and costs of low back pain. Orthopedic Clinic of North America 1991; 22(2): 263-271.
- Murphy PL, Volinn E. Is occupational low back pain on the rise spine spine? Spine, 1999; 24(7).
- Bigos SJ, Spengler DM, Martin NA. Back injuries in industry: a retrospective study. Spine 1986; 12: 246-251.
- Schultz A, Andersson GBJ, Ortengren RB and Nordin M. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. Spine 1982; 7(4).
- Gardner- Morse MG, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. Spine 1998; 23(1): 86-92.
- Schultz AB, Andersson GBJ, Haderspeck K. Analysis and measurement of lumbar trunk loads in tasks

چرخش کمر عبور می کند نیز افزایش می یابد. تنها عامل مقابله کننده با این گشتاورها عضلات اکستانسور می باشد (۶). عضلات فلکسور نیز بخاطر عدم مزیت مکانیکی در وضعیت چمباتمه و ثانیاً هم سوئی انقباض آنها با گشتاورهای خمشی منجر به عدم انقباض موثر آنها در چنین موقعیت هایی می شود (۱۲). بنابراین همسو با یافته های محققین، این مطالعه نشان داد که با افزایش زاویه خمیدگی در زانو، فعالیت الکتریکی عضلات اکستانسور (LD, ES) افزایش معنی دار یافت، که این سطح معنی داری در عضله RES و RLD به وضوح مشاهده می شود اما در عضله LES به سطح معنی داری نزدیک شده است ($P < 0.05$) که احتمالاً علت تفاوت RES و LES را می توان مربوط به یکسان نبودن سطح قدرت عضلانی و بدنی دو سمت راست و چپ افراد مورد بررسی تلقی نمود. بهر حال با توجه به سیمتریک بودن انجام فعالیتها می توان در نتیجه گیری کلی بیان نمود که عضلات اکستانسور کمر و شانه همگام با افزایش زاویه خمیدگی در زانو، افزایش معنی داری یافته است و در چنین موقعیتی کنترل ثبات و حفظ بار بر عهده این عضلات می باشد. این مسأله از این لحاظ حائز اهمیت است که در افرادی که فعالیت های روزانه و شغلی خود را در چنین موقعیت هایی انجام می دهند، توجه به تقویت عضلات پشت و شانه جهت پیشگیری از اختلالات عصبی- عضلانی ضروری بنظر می رسد.

کاربرد کلینیکی و توصیه های بالینی

- از آنجایی که یکی از علتهای ایجاد آسیب خستگی عضلانی است، بنابراین اجتناب از روشهای حفظ بار که در آن تلاش عضلانی زیاد می باشد
- تقویت عضلات اکستانسور پشت و شانه در حالتی که فرد مجبور به حفظ و نگه داری و یا برداشتن بار در حالت Squat است
- خودداری از برداشتن بارهای سنگین و کوتاه کردن زمان حفظ آن
- خودداری از وضعیت هایی که تنه در خمیدگی کامل است با حفظ بار
- خودداری از وضعیت هایی Squat با حفظ بار خصوصاً اگر بار سنگین باشد (بالای ۱۵ کیلوگرم)
- خودداری از تلفیق وضعیت های استرس زا، در حین حفظ بار مانند خم کردن تنه در وضعیت چمباتمه
- نزدیک نگه داشتن بار به بدن
- آموزش و توصیه به افراد در استفاده از روشهای بینابینی در حین حفظ بار، به منظور حذف مضررات و معایب دو روش متداول Stoop و Squat

- involving bends and twists. *J Biomechanics* 1982; 15(9): 669-675.
15. Granata KP, Wilson SE. Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics* 2001; 16: 650-659.
16. Andersson GB, Ortengren R, Nachemson ALF. Intradiscal pressure, Intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1977; 129.
17. Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectors spine during trunk flexion. *Spine* 1984; 9(7): 796-795.
18. McMulkin ML, Woldstad JC. Torso loading via a harness method activate trunk muscles less than an hand loading method. *J Biome* 1998; 31(4): 391.
19. Cholewicki J, Simons AP, Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Jornal of Biomechanics* 2000; 33(11): 1377-1385.
20. Granata KP, Orishimo KF, Sanford AH. Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001; 11: 247-254.
21. Cholewicki J, Van Vliet IV JJ. Relative contribution of trunk muscles, to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical Biomechanics* 2002; 17: 99-195.
22. Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, et al. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. *Spine* 1993; 18(16): 2481-2490.
24. Kahrizi S, Parnianpour M, Firoozabade M, Karimilt, Kazemnejad A. Methodological development of a simultaneous assessment of trunk muscle activity and spinal loads during static holding tasks, as a function of load, trunk and knee position. *Daneshvar*, 11(49): 47-62.
25. Lavender SA, Tsuang YH, Andersson GB, Hafezi A, Shin CC. Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *J Orth Res* 1992; 10(5): 691-700.
26. Farfan HF. Form and Function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine. *Spine* 1995; 20(13): 1462-74.
27. Yasukouchi Akira, Isayama Tatsuro. The relationships between lumbar curves, pelvic tilt and joint mobilities in different sitting postures in young adult, males. *Applied Human Science* 1995; 14(1): 15-21.
28. Snijders Chris J, Ribbers M, Bakker HV, Stoeckart R, Stam H. EMG recording of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J of Electromyography and kinesiology* 1998; 8: 205-14.
29. Gardner- Morse MG, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation of lumbar spine. *Spine* 1996, July.
30. Dolan p, Adams MA, Hutton WC. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine* 1988; 13(2): 197-231.
31. Chung Min K, Song YM, Yushin H, Choi KI. A novel optimization model for prediction trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999; 23: 41-50.
32. Van Dieen JH, Hoozemans MJ, and Toussaint HM. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics* 1999; 14: 685-696.
33. Callaghan J, McGill SM. Muscle activity and low back load under external shear and compressive loading. *Spine* 1995; 20(9): 992-995.
34. Marras WS. A three- dimensional motion model of loads on the lumbar Spine. *Human Factors* 1991; 33(2): 139-149.
35. McGill SM, Patt N, Norman RW. Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography; implications for force and moment generating activity about the L4-L5 joint. *J Biomech* 1998; 21(4): 329-41.
36. Marras W, King AL. Measurements of loads on the lumbar Spine under isometric and isokinetic conditions. *Spine* 1984; 9: 176-187.
37. Sparto PJ, Parnianpour M, Marras WS, Granata KP, Reinsel TE. Effect of electromyogram- Force relationships and method of gain estimation of the prediction of an electromyogram- driven model of spinal loading. *Spine* 1998; 23(4): 423-429.
38. Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Third Edition, U.S.A Lippincott Williams and Wilkins, 256-285, 2001.