

بررسی اثر خستگی عضلات کمر بر تغییرات ضخامت عضلات شکمی به دنبال تکلیف باربرداری در زنان سالم

طاهره سیدحسین پور^۱، صدیقه کهریزی^{۲*}، بهرام مبینی^۳، محسن ناجی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: خستگی عضلات کمر یکی از عوامل خطرزا در محیط کار و زندگی محسوب می‌شود. در شرایط خستگی، بار بین بافت‌های فعال و غیرفعال به صورت غیربهبینه پخش می‌شود که ممکن است خطر آسیب حتی با اعمال بار کم را نیز به دنبال داشته باشد. با توجه به اهمیت عضلات شکمی در ایجاد و حفظ پایداری ستون فقرات در شرایط ناپایدار بررسی این عضلات در مقابله با خستگی عضلات کمر ضروری به نظر می‌رسد. با توجه به اینکه بررسی عضلات عمقی با روش الکترومیوگرافی سطحی امکان‌پذیر نیست و در این مطالعه روش تصویربرداری اولتراسونیک روش جایگزین مناسبی برای بررسی این عضلات در نظر گرفته شده است.

مواد و روش‌ها: پژوهش حاضر یک مطالعه تجربی است که بر روی ۱۵ زن سالم غیر ورزشکار انجام شده است. ضخامت عضلات شکمی این افراد توسط دستگاه اولتراسوند real-time از بخش لترال شکم (عضله عرضی شکم Transverse abdominis (TrA)، مایل داخلی شکم Internal oblique abdominis (IO)، مایل خارجی شکم External oblique abdominis (EO) قبل و بعد از پروتکل خستگی عضلات اکستانسور کمری در حالت ایستاده حین تحمل بار ۲۵٪ وزن بدن و بدون تحمل این مقدار بار مورد ارزیابی قرار گرفت. آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر برای بررسی اثر دو متغیر بار محوری و خستگی عضلات اکستانسور کمر بر تغییرات ضخامت عضلات شکمی استفاده شد.

یافته‌ها: اگر چه بار قرینه محوری به اندازه ۲۵٪ وزن بدن هر فرد شرکت‌کننده، نتوانست تغییر ضخامت معنی‌داری در هیچ یک از عضلات شکمی ایجاد کند. اما به دنبال خستگی عضلات اکستانسور کمر افزایش معنی‌دار در ضخامت عضله مایل داخلی شکم دیده شد ($P=0/009$).
نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد به دنبال خستگی عضلات اکستانسور کمر، رفتار عضلات شکمی به صورت افزایش ضخامت عضلات شکمی تغییر می‌کند تا احتمالاً پایداری ستون فقرات در آن وضعیت حفظ شود.

کلیدواژه‌ها: خستگی عضلات اکستانسور کمر، ضخامت، عضلات شکم، بار

ارجاع: سیدحسین پور طاهره، کهریزی صدیقه، مبینی بهرام، ناجی محسن. بررسی اثر خستگی عضلات کمر بر تغییرات ضخامت عضلات

شکمی به دنبال تکلیف باربرداری در زنان سالم. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۵): ۸۸۸-۸۷۶

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۷/۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱/۱۲

*دکترای فیزیوتراپی، استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (نویسنده مسؤول) Email: kahrizis@modares.ac.ir

۱- کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- متخصص و جراح ستون فقرات، استادیار، گروه ارتوپدی، دانشکده علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۳- مربی، گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دزفول، دزفول، ایران

مقدمه

ستون فقرات به همراه لیگامان‌های اطراف آن به تنهایی ناپایدار است به نحوی که کل ستون فقرات با نیروی ۲۰ نیوتن و ستون فقرات کمری با نیروی ۸۸ نیوتن دچار buckling می‌شود (۳-۱)، که برخی معتقدند از علت‌های احتمالی شروع کمردرد می‌باشد (۴). نقش عضلات اطراف ستون فقرات در ایجاد و حفظ پایداری و جلوگیری از آسیب بسیار مهم و کلیدی است به طوری که فعالیت غیر هماهنگ و نادرست عضلات پاراسپاینال باعث ناپایداری می‌شود. اما انقباض همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست از طریق ایجاد سفتی در ستون فقرات به حفظ پایداری آن کمک می‌کنند (۵-۷). فعالیت آنتاگونیستی عضلات شکمی حین انجام اکستنشن، خم شدن جانبی و چرخش تنه در مطالعات گذشته دیده شده است (۸). در واقع، عضلات شکمی با افزایش فشار داخل شکمی از طریق فاشیای توراکولومبار باعث کاهش نیروی فشاری روی ستون فقرات و ثبات آن می‌شود (۹، ۱۰).

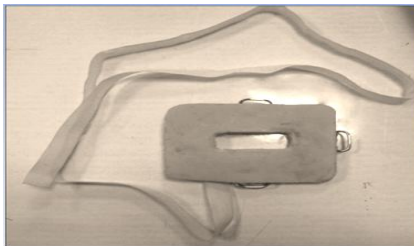
خستگی عضلانی به حالتی گفته می‌شود که ظرفیت تولید حداکثر انقباض ارادی در عضله در اثر تمرین و فعالیت کم شود (۱۱). کاهش سیگنال‌های نزولی از مراکز مغزی و تغییرات محیطی در عضلات منجر به خستگی عصبی-عضلانی می‌شود که تغییر رفتار نورون‌های حرکتی را به دنبال دارد و اثرات منفی آن روی ویژگی‌های سیگنال‌های خروجی مغز نیز مشاهده شده است (۱۲، ۱۳). مطالعات گذشته نشان داده‌اند که خستگی تنه، هماهنگی عضلانی را مختل می‌نماید (۱۴) و منجر به ایجاد حرکات غیر طبیعی می‌شود که در شرایط عادی دیده نمی‌شود (۱۵). فلکشن و اکستنشن متوالی تنه به دنبال باربرداری به علت ایجاد خستگی عضلانی و تغییرات بافت پاسیو بر پایداری ستون فقرات اثرات منفی دارد. تحقیقات نشان داده است که کاهش فعالیت الکتریکی عضلات پاراسپاینال و ثبات ستون فقرات به دنبال باربرداری متوالی، ریسک آسیب کمر و به دنبال آن احتمال کمردرد را افزایش می‌دهد (۱۶).

از آنجایی که روش الکترومیوگرافی با وایر الکتروود در بررسی عضلات عمقی یک روش تهاجمی است و خطرهایی از جمله ایجاد عفونت (۱۷) را به دنبال دارد، محققان از روش جایگزین تصویربرداری اولتراسونیک real time به عنوان روشی معتبر و تکرارپذیر برای اندازه‌گیری‌های کلینیکی در بررسی عضلات خصوصاً عضله عمقی عرضی شکم در تکالیف مختلف استفاده می‌کنند (۱۸، ۱۹). بسیاری از مطالعات گذشته رفتار ارادی عضلات شکمی را با انجام مانور فرو بردن شکم (۲۰، ۲۱) و با کمک تکنیک تصویربرداری اولتراسونیک real time مورد بررسی قرار داده‌اند. اخیراً، رویکرد دیگری مورد توجه محققان است و آن بررسی رفتار اتوماتیک عضلات شکمی در تکالیف‌های فانکشنال است (۲۲، ۲۳). مطالعه رفتار اتوماتیک عضلات از این رو اهمیت دارد که کمتر تحت تأثیر انگیزه و مهارت فرد می‌باشد (۲۳). Ferriara و همکارانش (۲۲) با استفاده از تکنیک تصویر برداری اولتراسونیک و الکترومیوگرافی وایر الکتروود، رفتار عضلات شکمی را در تکالیف فلکشن و اکستنشن زانو در وضعیت دراز کشیده مورد ارزیابی قرار داد. Hide (۲۳) و Hyde (۲۴) نیز رفتار اتوماتیک عضلات شکمی را با روش تصویربرداری اولتراسونیک حین تحمل بار یکطرفه اندام تحتانی در وضعیت طاقباز ارزیابی کردند. این محققان مشاهده نمودند که تصویربرداری اولتراسونیک توانایی نشان دادن پاسخ عضلات شکمی را در موقعیت‌های مختلف دارا است.

پاسخ الکترومیوگرافی عضلات شکمی و پستی در مقابل بار ناگهانی توسط محققان قبلی نیز بررسی شده است و نتایج حاکی از به وجود آمدن تغییراتی در پاسخ‌های پیش‌بینانه (شروع فعالیت عضله) در نتیجه بروز خستگی عضلانی بوده است (۲۵، ۲۶). اما تاکنون مطالعه‌ای رفتار غیر پیش‌بینانه عضلات را هنگام بروز خستگی مورد ارزیابی قرار نداده است. با توجه به رواج پدیده خستگی در فعالیت‌های روزانه و محیط کار و با توجه به این امر که طی فعالیت‌های روزانه بسیاری از چالش‌ها آگاهانه به بدن انسان اعمال می‌شود، لذا بررسی رفتارهای اتوماتیک عضلات شکمی که نقش بسیار مهمی در

مواد و دستگاه ها

جهت انجام تصویر برداری از عضلات شکمی از دستگاه سونوگرافی HONDA ELECTRONICS HS 2100 ساخت کشور ژاپن با اپلیکاتور خطی ۷/۵ مگاهرتز (دامنه فرکانس ۷ تا ۱۰ مگاهرتز) و فرکانس مرکزی ۷/۵ مگاهرتز استفاده شد. جهت ثبت دقیق ضخامت عضلات، به روش B- Mod اپلیکاتور دستگاه سونوگرافی توسط نگه دارنده اپلیکاتور (شکل ۱) از جنس فایبرگلاس با وزنی حدوداً کمتر از ۳۰ گرم که دارای کمر بند قابل تنظیمی بود به دیواره خارجی شکم افراد مورد آزمایش فیکس می‌گردید. بدین ترتیب کمترین زمان ممکن جهت فیکس کردن اپلیکاتور به ناحیه شکم افراد صرف می‌شد تا از اثر بروز ریکاوری عضلات کمری بعد از خستگی پیشگیری شود.



شکل ۱. نمایی از نگه‌دارنده اپلیکاتور

جهت ثبت تصاویر، اپلیکاتور دستگاه در صفحه عرضی در حد فاصل ایلیاک کمرست و دنده ۱۲ در خط آگزیلاری قدامی سمت راست افراد مورد مطالعه طوری قرار داده می‌شد تا لبه‌ی میدیال عضله TrA مشاهده گردد و تصویر واضحی از عضلات لترال شکم بدست آید (۲۷). قبل از شروع آزمایشات اصلی تکرارپذیری داده‌ها با ثبت دو تصویر در هر تکلیف روی ۱۵ نفر انجام شد و نتایج نشان داد که از تکرارپذیری بسیار خوب بر خوردار است (ICC بالای ۰/۷۳ برای سه عضله TrA, IO, EO). تصاویر در انتهای بازدم فیکس و ذخیره می‌گردید (۲۸). اندازه ی ضخامت عضلات بعد از اتمام آزمایش، توسط کالیبر دستگاه در فاصله لبه فاشیای بیرونی و درونی مشخص می‌گردید؛ لازم به ذکر است، جهت کاهش خطای اندازه‌گیری از ضخامت هر عضله در سه نقطه نزدیک هم تصویر ثبت شده، اندازه‌گیری می‌شد و میانگین سه ضخامت به عنوان ضخامت اصلی عضله مورد تجزیه و تحلیل

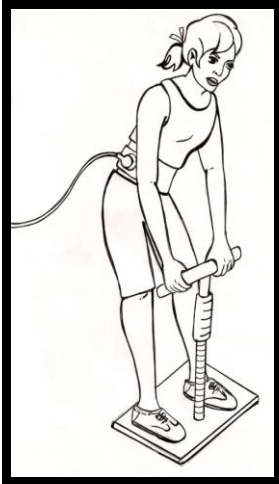
پایداری ستون فقرات بازی می‌کنند در برابر خستگی عضلانی ضروری به نظر می‌رسد؛ بنابر این هدف این مطالعه بررسی تغییرات ضخامت عضلات لترال شکمی (عرضی شکم، میل داخلی و میل خارجی شکم) به عنوان شاخصی از فعالیت آن‌ها (۲۰، ۲۲) با تکنیک تصویربرداری اولتراسونیک، بعد از وقوع خستگی در عضلات اکستانسور کمر در شرایط تحمل بار بوده است.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر یک مطالعه تجربی با روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده بر روی ۱۵ زن سالم ۲۰-۳۵ ساله داوطلب با میانگین (\pm انحراف معیار) سن، قد و وزن به ترتیب ($1/83 \pm$) $26/66$ سال، ($5/00 \pm$) $160/46$ سانتی‌متر و ($7/23 \pm$) $58/4$ کیلوگرم انجام شده است. روش تعیین حجم نمونه با توجه به مطالعات مقدماتی و با اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۸۰ درصد، ۱۰ نفر تعیین گردید.

قبل از آغاز ارزیابی‌ها، تمام شرکت‌کنندگان فرم سلامت پزشکی مخصوص این مطالعه را پر می‌کردند. همچنین تمامی افراد شرکت‌کننده غیر ورزشکار و راست دست بودند و هیچ‌گونه اختلال اندام فوقانی و تحتانی (شامل درد مفاصل و عضلات)، درد حاد کمر طی ۱۲ ماه قبل و یا درد مزمن کمر را در طی زندگی، سابقه جراحی در ناحیه تنه و اندام تحتانی و بیماری قلبی، سیستمی و نورولوژیک را گزارش نمی‌کردند. افراد توسط پزشک متخصص ارزیابی می‌شدند و در صورت داشتن هرگونه نا هنجاری در ستون فقرات مانند کایفوز، لوردوز و یا اسکولیوز از مطالعه خارج می‌شدند (۲۳). شرکت‌کنندگان در این مطالعه پس از پر کردن فرم رضایت آگاهانه وارد مراحل آزمایش می‌شدند. لازم به ذکر است که تمامی مراحل آزمایش در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه تربیت مدرس انجام پذیرفت و همچنین استفاده از اطلاعات بیماران در این پروژه تحقیقاتی به تأیید کمیته اخلاق پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس مطابق با بیانیه هلسینکی رسیده بود.

نیروسنج که در راستای سطح میانی پتلا تنظیم شده بود را با دو دست به طور قرینه در دست بگیرند (شکل ۲).



شکل ۲. نمایی از نحوه انجام تکلیف باربرداری

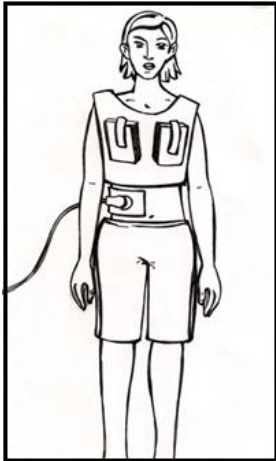
طی انجام تکلیف، آزمونگر کنترل می‌کرد تا آرنجها صاف باشند و از افراد خواسته می‌شد که مانور باربرداری را با انجام اکستنشن کمر با نیرویی برابر ۵۰٪ حداکثر انقباض ارادی که قبل از شروع تکلیف خستگی برای هر فرد با انجام دو تکرار به فواصل مختلف بدست آمده بود انجام دهند. این تکلیف حداقل ۵ دقیقه با تکرار ۳۰ بار در دقیقه انجام می‌گردید ولی چون انجام آن به صورت مستمر دشوار بود هر گاه که فرد دیگر قادر به ادامه انجام ۳۰ تکلیف در دقیقه نبود و یا درد و ناراحتی را گزارش می‌کرد و یا اینکه حرکت را به شکل ناصحیح انجام می‌داد، تکلیف بر اساس روش Strang (۳۱) متوقف می‌گردید و فرد روی صندلی می‌نشست و پس از ۲ دقیقه استراحت set بعدی آغاز می‌شد و در مجموع تکلیف حداقل تا ۵ دقیقه صورت می‌پذیرفت و set آخر تا بروز خستگی کامل بر اساس مقیاس بورگ در افراد (نمره ده از مقیاس بورگ ده نمره‌ای) ادامه می‌یافت و سپس تکلیف متوقف می‌شد (۳۱). در تمام روند انجام تکلیف خستگی، ثبت الکترومیوگرافی از عضلات ذکر شده صورت می‌گرفت. از آنجایی که امکان ارزیابی طیف فرکانس به صورت آنلاین وجود نداشت، اطلاعات ثبت شده بعد از اتمام آزمون توسط برنامه نوشته شده در فضای نرم‌افزار متلب MATLAB نسخه (Version 7.6.0.324 R2008a, The ۲۰۰۸

قرار می‌گرفت سپس جهت انجام نرمالیزاسیون اطلاعات ضخامت عضلات شکمی هر فرد در تمام مراحل آزمایش به ضخامت عضلات در وضعیت ایستاده upright تقسیم و در عدد صد ضرب می‌شد. جهت اطمینان از بروز خستگی در عضلات کمر و بررسی ایجاد تغییرات در عضلات شکم از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۸ کاناله ساخت شرکت بیومتریکس مدل LS900 (Data link DLK900) استفاده شد. بعد از آماده‌سازی مناسب پوست، الکترودهای سطحی از جنس نقره-کلرید نقره روی عضلات زیر قرار داده می‌شد (۲۹): ارتوراسپاین کمری (۳ سانتی متر خارج زائده‌ی خاری سومین مهره کمری در سمت راست)، مولتی فیدوس کمری (۳ سانتی متر خارج زائده‌ی خاری پنجمین مهره کمری در سمت راست)، مایل داخلی/ عرضی شکمی (۱ سانتی متر داخل خار قدامی فوقانی لگن در سمت راست) و مایل خارجی شکمی (۱۵ سانتیمتری سمت طرفی ناف با زاویه ۴۰ درجه سمت چپ). لازم به ذکر است که پروب دستگاه سونوگرافی جهت ثبت تصویر از عضلات شکم، مانع قرار دادن الکترودهای مربوط به عضله مایل خارجی شکم می‌شد، بنابراین فعالیت الکترومیوگرافی این عضله بر خلاف سایر عضلات شکم از سمت چپ صورت می‌گرفت. با توجه به این که تکلیف ارزیابی در وضعیت ایستا و کاملاً قرینه بود و همه افراد هم راست دست بوده‌اند به نظر می‌رسید که سمت ارزیابی نمی‌توانست تأثیر بسزایی در تغییرات ضخامت داشته باشد (۳۰).

تکلیف خستگی

خستگی عضلات اکستانسور کمر طبق روش Strang و همکارانش (۳۱)، با کمک دستگاه نیروسنج انجام می‌گرفت. دستگاه نیروسنج از یک انتها به پایه قابل تنظیمی بر اساس قد افراد که به صفحه‌ای از جنس چوب فیکس شده بود و از سر دیگر آن به دسته‌ای که افراد آن را در دست می‌گرفتند متصل بود. به منظور خسته کردن عضلات اکستانسور کمر افراد روی صفحه چوبی می‌ایستادند تا بتواند دسته متصل به

به طور قرینه در جیب‌ها قرار داده می‌شد و دوباره تصویربرداری انجام می‌گردید. این مراحل مجدداً بعد از انجام تکلیف خستگی تکرار می‌شد (شکل ۴).



شکل ۳. نمایی از وضعیت ایستاده با جلیقه و محل قرارگیری پروب دستگاه اولتراسوند در دیواره خارجی شکم

طبق مطالعات گذشته (۳۳) و مطالعه پایلوتی که قبل از آزمون توسط محققان این مطالعه صورت گرفته بود زمان ریکاوری برای عضلات پس از تکلیف خستگی حدود ۱/۵ دقیقه به دست آمده بود و بنابراین ارزیابی‌های بعد از تکلیف خستگی با کنترل زمان به گونه‌ای انجام شود تا در زمانی کمتر از ۱/۵ دقیقه صورت پذیرد.

(MathWorks Inc., Natick, MA, USA) باز می‌شد و شیب خط فرکانس میانه عضلات مورد بررسی قرار می‌گرفت، در صورت منفی بودن شیب فرکانس میانه فعالیت هر یک از عضلات مولتی فیدوس کمری و یا ارکتور اسپاین کمری در طی تکلیف خستگی، بروز پدیده خستگی در این افراد تأیید می‌گردید (۳۲) و پس از آن اطلاعات مربوط به ضخامت عضلات شکمی وارد مرحله تجزیه و تحلیل آماری می‌شد.

روش انجام تکلیف ارزیابی

ابتدا الکترودهای مربوط به ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی در محل‌های مربوطه چسبانده می‌شد و پس از آن محل دقیق قرارگیری اپلیکاتور دستگاه سونوگرافی مشخص می‌شد و سپس به کمک نگه‌دارنده اپلیکاتور در محل مربوطه کاملاً ثابت می‌شد (شکل ۳). از افراد خواسته می‌شد که به صورت راحت در حالتی که دست‌هایشان آویزان است و به نقطه ثابتی در جلو نگاه می‌کنند بایستند. در این وضعیت، جهت انجام نرمالیزاسیون ضخامت عضلات شکمی دو تصویر از عضلات شکمی به عنوان وضعیت ایستاده ثبت می‌شد. سپس افراد جلیقه‌ای از جنس پارچه سبک به وزن حدوداً ۲۰ گرم که شامل ۴ جیب قرینه در جلو و عقب بود، به تن می‌کردند و دو تصویر نیز در این وضعیت به عنوان وضعیت ایستاده با جلیقه ثبت می‌شد. سپس وزنه‌هایی از جنس آهن خشک و به ابعاد کمی کمتر از جیب جلیقه، به اندازه ۲۵٪ وزن هر یک از افراد



شکل ۴. نمایی از تصویر سونوگرافی عضلات شکم A: تکلیف ایستاده ی صاف بدون بار محوری قبل از خستگی عضلات کستانسور کمر B: تکلیف ایستاده ی صاف بدون بار محوری بعد از خستگی عضلات کستانسور کمر

گردید که نرمال بودن انطباق توزیع فراوانی متغیرهای مطالعه از طریق آزمون کلموگروف اسمیرنوف (۲۸, ۳۴) تأیید شد و برای تعیین تکرارپذیری اندازه‌گیری‌های بین دو تصویر

آنالیز آماری

جهت انجام آنالیزهای آماری از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ (Version 16, Inc., Chicago, IL, USA) استفاده

و خارجی شکم) بیش از ۰/۷۳ به دست آمد که نشان دهنده تکرارپذیری بالا در اندازه گیری بود.

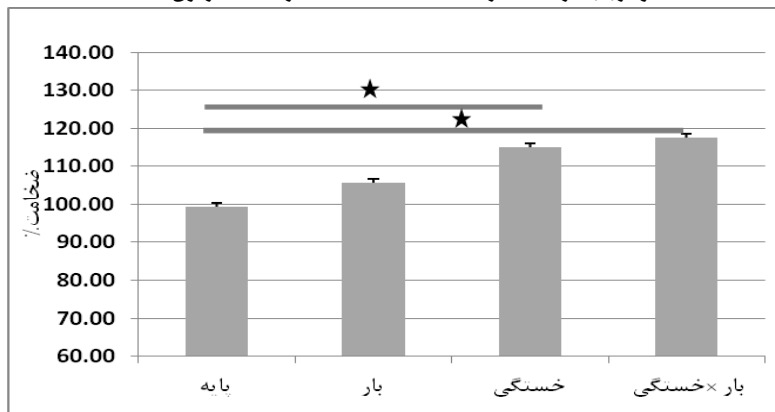
نتایج نشان داد که بار قرینه محوری به اندازه ۲۵٪ وزن بدن هر فرد شرکت کننده، نتوانسته است تغییر معنی داری در ضخامت عضلات شکمی ایجاد کند. جدول ۱، درصد تغییرات ضخامت عضلات شکمی را در تکالیف مختلف نشان می دهد. نتایج همچنین نشان داد که با خستگی عضلات اکستانسور کمر ضخامت عضله IO نسبت به وضعیتی که این عضلات خسته نیستند و باری هم وجود ندارد ۱۵/۵۴ درصد افزایش می یابد ($P=0/009$) (نمودار ۱).

جدول ۱. درصد تغییرات ضخامت عضلات شکمی در تکالیف آزمون شده

	پایه (ایستاده)	بار	خستگی	خستگی × بار
EO	۱۰۳/۴ ± ۱۶/۷۲	۱۰۶/۷۱ ± ۱۶/۱۸	۱۰۳/۵ ± ۱۱/۴۷	۱۰۹/۵۳ ± ۱۴/۹۸
IO	۹۹/۴۷ ± ۸/۸۷	۱۰۵/۶۲ ± ۱۵/۲۲	۱۱۴/۹۱ ± ۱۸/۰۷	۱۱۷/۴۹ ± ۲۰/۳۷
TrA	۹۹/۵۶ ± ۱۶/۰۲	۹۹/۵۷ ± ۲۶/۶۵	۱۰۶/۳۷ ± ۱۹/۳۶	۱۰۳/۰۴ ± ۲۰/۶۹

پایه: وضعیت ایستاده و جلیقه برتن، بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه قرار دارد، خستگی: ایستاده و جلیقه بر تن بعد از تکلیف خستگی، خستگی × بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه بعد از تکلیف خستگی

نمودار ۱. درصد تغییرات ضخامت عضله IO در تکالیف آزمون شده



پایه: وضعیت ایستاده و جلیقه برتن، بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه قرار دارد، خستگی: ایستاده و جلیقه بر تن بعد از تکلیف خستگی، خستگی × بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه بعد از تکلیف خستگی
 $P=0.05$ (LSD) سطح معنی داری
 $P<0.05$ سطح معنی داری*

نسبت به وضعیتی که فقط خستگی وجود دارد افزایش می یابد (نمودار ۲). ($P=0/016$) ضخامت عضله TrA در تکالیف های مورد بررسی این مطالعه تغییر معنی دار نکرد.

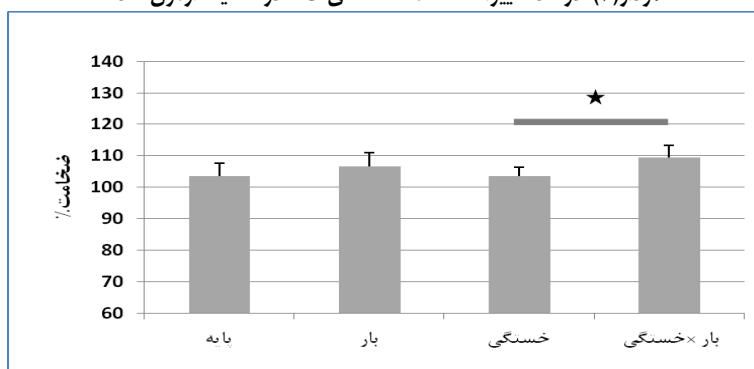
در هر تکلیف (intra-rater) از آزمون آماری ICC (intra-class correlation coefficient) استفاده گردید
 آزمون repeated measure ANOVA برای بررسی اثر بار محوری و خستگی عضلات اکستانسور کمر و اثر همزمان بار و خستگی اکستانسور کمر (خستگی × بار) بر ضخامت عضلات شکمی با سطح معنی داری $P < 0/05$ و توان آزمون ۸۰ درصد در نظر گرفته شد.

یافته ها

مقدار ICC در اندازه گیری های بین دو تصویر در هر تکلیف (intra-rater) در هر سه عضله شکمی (عرضی، مایل داخلی

اثر همزمان خستگی و بار نیز بر ضخامت عضله IO دیده شد ($P=0/004$) (شکل ۵) به طوری که افزایش ۱۸/۰۲ درصدی در ضخامت آن نسبت به وضعیت ایستاده بدون اعمال بار دیده شد. همچنین مشاهده شد که در وضعیتی که بار و خستگی با هم اعمال می شوند، ضخامت EO ۶/۰۳ درصد

نمودار (۲). درصد تغییرات ضخامت عضله EO در تکالیف آزمون شده



پایه: وضعیت ایستاده و جلیقه برتن، بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه قرار دارد، خستگی: ایستاده و جلیقه بر تن بعد از تکلیف خستگی، خستگی × بار: وضعیت ایستاده و بار در جلیقه بعد از تکلیف خستگی
 $P=0.05$ (LSD) سطح معنی داری
 $P<0.05$ سطح معنی داری*

طبق گزارشات Hide (۲۳) و Hyde (۲۴) ضخامت عضله TrA و IO با اعمال بار بیشتر، افزایش می‌یابد. در بیان علت تفاوت نتایج می‌توان گفت که آن‌ها بار ۲۵٪ و ۴۵٪ وزن بدن را به صورت یکطرفه از طریق اندام تحتانی در وضعیت طاقباز اعمال می‌کردند. اما در مطالعه حاضر افراد در وضعیت ایستاده قرار داشتند و باری به اندازه ۲۵٪ وزن بدن افراد به صورت دو طرفه قرینه از طریق شانه‌ها تحمل می‌شد که بنابراین سهم هر طرف بدن ۱۲/۵٪ بوده است. در واقع، به نظر می‌رسد که بار استفاده شده در این مطالعه به حدی زیاد نبوده است که تغییرات معنی‌داری را در ضخامت عضلات شکمی ایجاد کند. با این وجود، همان‌طور که ذکر شده همین مقدار بار توانسته افزایش غیر معنی‌دار در ضخامت عضله IO و EO ایجاد کند. با توجه به اینکه عضلات نقش‌های مختلفی در پوسچرهای مختلف دارند و دیده شده که در وضعیت صاف ایستاده، عضله TrA نقش بیشتری در حفظ پوسچر نوترال نسبت به دیگر عضلات شکم بر عهده دارد (۳۶) به نظر می‌رسد در این حالت با اعمال بار کم، افزایش مختصر فعالیت عضله مایل داخلی و خارجی شکم برای مقابله با این مقدار بار کافی بوده است و در نتیجه ضخامت TrA تغییر چندانی نداشته است. بنابراین، تفاوت‌هایی که بین نتایج این مطالعه و مطالعات دو محقق ذکر شده وجود دارد را می‌توان به تفاوت

بحث

در دو دهه اخیر تکنیک تصویربرداری اولتراسونیک برای بررسی رفتار عضلات شکمی (۱۸، ۲۲، ۲۷) و همچنین برای ارزیابی و پیگیری اثر برنامه‌های توانبخشی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۳۵). به طور معمول مانور «فرو بردن شکم» جهت بررسی رفتار ارادی عضلات شکمی مورد توجه محققان است. اما از آن جایی که رفتارهای اتوماتیک عضله کمتر تحت تأثیر احساسات و انگیزه فرد آزمون شونده است، می‌توان تغییرات فعالیت عضلات را بیشتر به مداخله اعمال شده نسبت داد. لذا اخیراً، بررسی فعالیت اتوماتیک عضلات شکمی مورد توجه برخی از محققان قرار گرفته است (۲۳). در مطالعه حاضر، در وضعیت ایستاده صاف که وضعیت عملکردی تری نسبت به دراز کشیده است بار محوری قرینه اعمال شد تا فعالیت اتوماتیک عضلات شکمی بررسی شود.

نتایج این مطالعه نشان داد که بار محوری قرینه استفاده شده در مطالعه، تغییر ضخامت معنی‌داری در عضلات شکمی ایجاد نکرده است. با وجود اینکه عضله IO و EO به ترتیب ۶/۱۵ درصد و ۳/۳۱ درصد افزایش ضخامت نشان داده‌اند ولی تغییرات معنی‌دار نبوده است. قابل ذکر است که عضله TrA در این تکلیف (تحمل بار قرینه محوری) هیچ‌گونه تغییر ضخامتی را نشان نداد.

گزارش محققان، فعالیت عضلات و انقباضات همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست در محیط‌های خطرزا به حفظ پایداری ستون فقرات کمک می‌کنند (۶). دیده شده است که به دنبال تلاش خسته کننده اکستنشن کمر، فعالیت عضلات فلکسور نیز در کنار افزایش فعالیت عضلات اکستنسور به وجود می‌آید تا کاهش ظرفیت تولید نیرو که در عضلات اکستنسور به دنبال خستگی ایجاد شده است را جبران نماید (۴۴). ممکن است افزایش ضخامت عضله IO که در این مطالعه دیده شد پاسخی جبرانی در مقابل ناپایداری به وجود آمده در ستون فقرات در اثر بروز خستگی باشد. در این زمینه تعدادی از محققان فعالیت آنتاگونیستی را به دنبال خستگی گزارش کرده‌اند (۴۵, ۴۶). به عنوان مثال Sparto گزارش کرد (۴۷) که خستگی عضلات اکستنسور کمر منجر به افزایش فعالیت الکتریکی عضله IO می‌شود که در واقع نتایج مطالعه حاضر را نیز تأیید می‌نماید.

از آنجایی که خستگی عضلانی هماهنگی عضلات را بر هم می‌زند (۱۴) و باعث ایجاد حرکات غیر طبیعی می‌شود که در وضعیت عادی وجود ندارند (۱۵). به نظر می‌رسد که بخشی از افزایش ضخامت عضله IO پس از خستگی عضلات کمری، به خاطر به وجود آمدن نقص در کنترل عصبی عضلانی و تلاش سیستم در کاهش حرکات غیر طبیعی است (Reeve و همکارانش (۴۸) پدیده خستگی عضلات اکستنسور کمر و فعالیت عضلات آنتاگونیست و تغییرپذیری کینماتیک را بررسی کردند و عنوان کردند که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شکم به جز راست شکمی با بروز خستگی افزایش می‌یابد.

طبق اصل اندازه طی روند خستگی، موتور یونیت‌های بیشتری ممکن است فعال شوند تا سطح نیروی خواسته شده را حفظ کنند. بنابراین وقتی عضله‌ای خسته می‌شود، به علت به کارگیری فیبرهای بیشتر ضخامتش بیشتر می‌شود (۴۹). دلیل دیگر افزایش ضخامت عضله مایل داخلی بعد از خستگی عضلات اکستنسور کمر در این مطالعه را می‌توان ناشی از خستگی خود عضله در روند تکلیف خستگی دانست. از آنجایی

در روش و مقدار بار و وضعیت بدن نسبت داد. در عین حال نتایج این مطالعه هم‌سو با نظر Hide (۲۳)، مؤید این نظریه است که هنگامی که باری بر تنه اعمال می‌شود کمربند کمری لگنی به طور اتوماتیک شکل می‌گیرد تا پایداری ستون فقرات را حفظ کند.

نتایج این مطالعه تا حدودی با نتایج مطالعه Cholewicki و همکارانش (۳۷) نیز هم‌سو می‌باشد. در مطالعه Cholewicki بار محوری قرینه‌ی ۳۲ کیلوگرمی باعث افزایش ۱/۲٪ در انقباض همزمان عضلات تنه (عضلات فلکسور و اکستنسور) گردید. آن‌ها گزارش کردند که افزایش نیروی بی‌ثبات‌کننده مانند افزایش جرم باعث افزایش بیشتر فعالیت آنتاگونیستی عضلات تنه می‌شود. در مطالعه حاضر نیز مشخص شد که با تحمل بار، افزایش فعالیت (ضخامت) عضلات شکمی بروز می‌کند اما مقدار افزایش ضخامت معنی‌دار نبوده است. میانگین بار محوری استفاده شده در مطالعه حاضر حدود ۱۵ کیلوگرم بود که تقریباً نصف مقدار بار استفاده شده در مطالعه Cholewicki است. بنابراین همان‌طور که ذکر شد به نظر می‌رسد کم بودن مقدار بار استفاده شده در این مطالعه علت عدم معنی‌داری افزایش ضخامت در عضلات مورد بررسی می‌تواند باشد.

محققان پوزیشن‌های مختلفی برای بررسی performance و خسته کردن عضلات کمر استفاده می‌کنند. روش سورنسون یکی از مرسوم‌ترین روش‌ها در مطالعات است (۳۸). وضعیت نشسته (۳۹)، نیمه نشسته (۴۰) و ایستاده (۴۱) هم در مطالعات استفاده شده است. اما روش باربرداری به علت شباهتش با فعالیت‌های روزمره زندگی و فانکشنال بودن برای ایجاد خستگی در عضلات کمر و بررسی بروز کمردرد مورد توجه محققان قرار گرفته است (۳۱, ۴۲) و به این منظور در این مطالعه از این روش استفاده شد.

نتایج این مطالعه نشان داد که با بروز خستگی در عضلات اکستنسور کمر، ضخامت عضله IO در وضعیت ایستاده زیاد می‌شود. ارتباط بین خستگی عضلانی و بروز کمردرد در مطالعات اپیدمیولوژیک گزارش شده است (۴۳). اما طبق

باری تحمل نمی‌کند، افزایش پیدا می‌کند. همچنین در این وضعیت افزایش غیر معنی‌دار در ضخامت عضله TrA نیز به وجود آمد. به نظر می‌رسد که در این تکلیف، چالش ایجاد شده بر ستون فقرات بیشتر از سه تکلیف قبلی بوده است، لذا سیستم کنترل حرکتی جهت مقابله با این چالش و حفظ پایداری ستون فقرات و جلوگیری از آسیب، عضلات بیشتری را فعال می‌کند که این مساله نیاز به بررسی‌های بیشتر دارد.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که با خستگی عضلات اکستانسور کمر، ضخامت عضلات شکمی زیاد می‌شود تا پایداری ستون فقرات حفظ شود و مقدار این ضخامت با میزان درخواست سیستم و چالش اعمال شده مرتبط است. به علاوه طبق دستاوردهای این مطالعه، روش تصویربرداری اولتراسونیک قادر به نشان دادن تغییرات ضخامت در رویارویی با پدیده خستگی می‌باشد.

با توجه به نتایج این تحقیق به نظر می‌رسد که خستگی عضلات اثر قابل ملاحظه‌ای بر سیستم کنترل حرکت عضلات می‌گذارد و باعث تغییرات زیادی در رفتار عضلات افراد سالم می‌شود. از آنجایی که خستگی امری اجتناب‌ناپذیر در محیط کار و زندگی روزمره است توجه به اثر آسیب‌رسان آن مهم و ضروری به نظر می‌رسد.

محدودیت‌ها

یکی از محدودیت‌های این مطالعه بروز پدیده مختصر خستگی در عضلات شکمی به عنوان عامل مخدوشگر در روند تکلیف خستگی بود که طبق نتایج محققان قبلی امری غیر قابل اجتناب می‌باشد (۳۲).

پیشنهادها

بررسی کینماتیک ستون فقرات همراه با بررسی ضخامت عضلات در حین انجام تکالیف ارزیابی اطلاعات مفیدی از اثرات پدیده خستگی به دست می‌دهد که برای مطالعات آینده

که در این مطالعه، علاوه بر عضلات هدف خستگی (اکستانسور کمر) عضلات شکمی نیز مورد ارزیابی الکترومیوگرافی به منظور بررسی بروز خستگی قرار گرفتند و مشاهده گردید که در روند تکلیف خستگی، عضله مایل داخلی/ عرضی شکم کمی کاهش فرکانس میانه را در سیگنال‌های الکترومیوگرافی نشان می‌دهد بنابراین احتمال دارد به علت خستگی سطح مقطع و قطر عضله افزایش یافته باشد. البته عضله ارتکوراسپاین در روند تکلیف خستگی بیشترین مقدار خستگی (۴۶٪ کاهش شیب فرکانس میانه) را نشان داد و خستگی عضلات شکمی (۱٪ کاهش شیب فرکانس میانه) در مقایسه با خستگی این عضله ناچیز بوده است. از محدودیت‌های کار با دستگاه اولتراسوند می‌توان اشاره نمود که افزایش ضخامت به علت خستگی خود عضله، با افزایش ضخامت جهت جبران نقص در فعالیت دیگر عضلات به دنبال خستگی، از طریق تصاویر ثبت شده، برخلاف سیستم الکترومیوگرافی قابل تفکیک نیست؛ لذا بررسی‌های بیشتر و مطالعه ارتباط بین پارامترهای الکترومیوگرافی و اولتراسوند در بحث خستگی عضلات ضروری به نظر می‌رسد.

عضله عرضی شکم به طور اختصاصی از طریق افزایش فشار داخل شکمی به علت اتصالاتش به فاشیای توراکولومبار به حفظ پایداری ستون فقرات کمک می‌کند (۵۰، ۵۱). وقتی که گشتاور اکستانسوری بر تنه وارد شود عضلات شکمی بخصوص عضله TrA با آن مقابله می‌کنند. در مطالعه حاضر که گشتاوری بر تنه اعمال نشد و تمامی تکالیف در وضعیت ایستاده و صاف بوده است، احتمالاً عامل گشتاور نتوانسته است فشار داخل شکمی را بالا ببرد لذا تغییرات ضخامت قابل ملاحظه‌ای در عضله عرضی شکم در تکالیف این مطالعه دیده نشد.

همان‌طور که ذکر شد در این مطالعه تحمل بار در شرایط خستگی عضلات اکستانسور کمر تغییرات معنی‌داری را در عضله IO به وجود آورد و علاوه بر آن در عضله EO دیده شد که در حالت «خستگی × بار» ضخامت به طور معنی‌داری، نسبت به وضعیتی که فقط عضله خسته است و

تشکر و قدردانی

این مطالعه با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه تربیت مدرس در قالب پایان‌نامه کارشناسی ارشد انجام شده است. نویسندگان این مطالعه مراتب تشکر و قدردانی را از معاونت پژوهشی دانشگاه و تمام افرادی که باین تحقیق همکاری کردند، اعلام می‌دارند.

پیشنهاد می‌شود. از آنجایی که خستگی پاسخ عصبی عضلانی را دچار تغییر می‌کند، بررسی این پدیده در افرادی که اختلال در سیستم نوروماسکولار دارند مانند افراد مبتلا به کمردرد در مطالعات آینده ضروری به نظر می‌رسد.

References

1. Crisco J, Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clin Biomech* 1992;7(1):27-32.
2. Morris JM, Lucas DB, Bresler B. Role of the trunk in stability of the spine. *J Bone Joint Surg Am* 1961;43(3):327-51.
3. Crisco J, Panjabi M. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. *Clin Biomech* 1992;7(1):19-26.
4. Preuss R, Fung J. Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Man Ther* 2005;10(1):14-20.
5. Gardner-Morse M, Stokes IAF, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *J Orthop Res* 2005;13(5):802-8.
6. Kim K, Kim YH. Role of trunk muscles in generating follower load in the lumbar spine of neutral standing posture. *J Biomech Eng* 2008;130(4).
7. Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88(1):54-62.
8. Thelen D, Schultz A, Ashton-Miller J. Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *J Orthop Res* 1995;13(3):390-8.
9. W Hodges P, Martin Eriksson A, Shirley D, C Gandevia S. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech* 2005;38(9):1873-80.
10. Hodges P, Kaigle Holm A, Holm S, Ekström L, Cresswell A, Hansson T, et al. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine* 2003;28(23):2594.
11. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001;81(4): 1725-89.
12. Garland SJ, Garner S, McComas A. Reduced voluntary electromyographic activity after fatiguing stimulation of human muscle. *J Physiol* 1988;401(1):547-56.
13. Garland SJ, McComas A. Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *J Physiol* 1990;429(1):17-27.
14. Potvin J, O'Brien P. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions: possible implications for spine stability. *Spine* 1998;23(7):774-80.
15. Mital A, Nicholson A. A guide to manual materials handling. London: Taylor & Francis; 1993.
16. Howarth SJ, Kingston DC, Brown SH, Graham RB. Viscoelastic creep induced by repetitive spine flexion and its relationship to dynamic spine stability. *J Electromyogr Kinesiol* 2013.
17. Whittaker JL, Teyhen DS, Elliott JM, Cook K, Langevin HM, Dahl HH, et al. Rehabilitative ultrasound imaging: understanding the technology and its applications. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37(8):434.
18. Hodges P, Pengel L, Herbert R. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve* 2003;27:682-92.
19. Kopenhagen SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(1):87-94.
20. Critchley D, Coutts F. Abdominal Muscle Function in Chronic Low Back Pain Patients: Measurement with real-time ultrasound scanning. *Physiotherapy* 2002;88(6):322-32.

21. Springer BA, Mielcarek BJ, Nesfield TK, Teyhen DS. Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36(5):289.
22. Ferreira P, Ferreira M, Hodges P. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine* 2004;29:2560-6.
23. Hides J, Wong I, Wilson S, Belavý D, Richardson C. Assessment of abdominal muscle function during a simulated unilateral weight-bearing task using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37(8):467-71.
24. Hyde J, Stanton WR, Hides JA. Abdominal muscle response to a simulated weight-bearing task by elite Australian Rules football players. *Hum Movement Sci* 2012;31(1):129-38.
25. Grondin DE, Potvin JR. Effect of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;19:237-45.
26. Allison GT, Henry S. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clin Biomech* 2002;17:414-7.
27. McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech* 2004;19:337-42.
28. Rasouli O, Arab AM, Amiri M, Jaberzadeh S. Ultrasound measurement of deep abdominal muscle activity in sitting positions with different stability levels in subjects with and without chronic low back pain. *Man Ther* 2011:1-6.
29. Hodges P, Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996;21(22):2640-50.
30. Kahrizi S, Parnianpour M, Firoozabadi S, Karimi H, Kazemnejad A. Investigating the static effect of an external load, trunk and knee position on the electrical activity of the trunk muscles. *Iran Med Phys* 2004:59-68.
31. Strang AJ, Berg WP. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res* 2007;178:49-61.
32. Champagne A, Descarreaux M, Lafond D. Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: task-dependency effect of two variants of the Sorensen test. *Eur Spine J* 2008;17(12):1721-6.
33. Elfving B, Dederig A, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18(7):619-30.
34. Hajizadeh E, Asghari M. Statistical methods and analyses in health and biosciences: a research methodological approach using SPSS guide. Tehran: Iranian Students Book Agency; 1390. p. 135-9.
35. Goldby LJ, Moore AP, Doust J, Trew ME. A randomized controlled trial investigating the efficiency of musculoskeletal physiotherapy on chronic low back disorder. *Spine* 2006;31(10):1083-93.
36. Reeve A, Dilley A. Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects. *Man Ther* 2009;14(6):679-84.
37. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997;22(19):2207-12.
38. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(6):997-1005.
39. Kankaanpää M, Taimela S, Webber CL, Airaksinen O, Hanninen O. Lumbar paraspinal muscle fatiguability in repetitive isoinertial loading: EMGspectral indices, Borg scale and endurance time. *Eur J Appl Physiol* 1997;76:236-42.
40. Larivière C, Gagnon D, Gravel D, Bertrand Arsénault A. The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I--Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(6):1006-19.
41. Corin G, Strutton P, McGregor A. Establishment of a protocol to test fatigue of the trunk muscles. *Br J Sports Med* 2005;39(10):731-5.
42. Peek-Asa C, McArthur DL, Kraus JF. Incidence of acute low-back injury among older workers in a cohort of material handlers. *J Occup Env Hyg* 2004;1(8):551-7.
43. Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 1984;9:106-19.
44. Granata KP, Orishimo KF, Sanford AH. Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *J Electromyogr Kinesiol* 2001;11:247-54.

45. Clancy EA, Hogan N. Relating agonist-antagonist electromyograms to joint torque during isometric, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 1997;44(10):1024-8.
46. Hebert L, De Serres S, Arsenault A. Cocontraction of the elbow muscles during combined tasks of pronation-flexion and supination-flexion. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1991;31(8):483.
47. Sparto PJ, Parnianpour M, Marras WS, Granata KP, Reinsel TE, Simon S. Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements. *J Spinal Disord* 1997;10(2):145-56.
48. Reeves NP, Cholewicki J, Milner T. Trunk antagonist co-activation is associated with impaired neuromuscular performance. *Exp Brain Res* 2008;188:457-63.
49. Shi J, Zhao W, Chan M, Huang Q. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: muscle thickness change detected from ultrasound images. *Med Eng Phys* 2007;29:472-9.
50. Cresswell AG. Response of intraabdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man. *Eur J Physiol* 1993;66: 315-20.
51. Cresswell AG, Oddson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res* 1994;98: 336-41.

The effect of back extensor muscles fatigue on the thickness of abdominal muscles after lifting task in healthy women

Tahere Seyed Hoseinpoor¹, Sedighe Kahrizi^{*}, Bahram Mobini², Mohsen Naji³

Original Article

Introduction: Back muscles fatigue is one of the risk factors in workplace and throughout daily activities. Under fatigue conditions, loads will be redistributed among active and passive tissues in a non-optimal manner, where a single tissue may become overloaded and thus increasing the risk of injury with minimal loads. Because of the importance of abdominal muscles in producing and maintaining spinal stability in unstable conditions, it was necessary to investigate the response of these muscles in the presence of back muscles fatigue. Since it is not possible to study deep muscles with surface electromyography (EMG) techniques, in this study the function of abdominal muscles after lumbar extensor fatigue was investigated by ultrasound imaging technique.

Materials and Methods: Fifteen healthy women participated in this experimental study. Abdominal muscles thickness was measured from the lateral abdominal wall (Transverse abdomen (TrA), Internal oblique abdomen (IO), External oblique abdomen (EO)) using ultrasound imaging technique before and after the back extensor muscles fatigue protocol in upright standing with and without axial loading equal to 25% of the participants' body weight. Repeated measure ANOVA was used to test the main effects of the load and back extensor muscle fatigue on the thickness of the abdominal muscles.

Results: Although, symmetric axial loads equal to 25% of each participant weight had no significant effect on the thickness of abdominal muscles, back extensor muscles fatigue increased IO thickness significantly ($P=0.009$).

Conclusion: The results showed that abdominal muscles response changes with back extensor muscles fatigue. By increasing the thickness of abdominal muscle, the stability of the spine could be maintained.

Keywords: back extensor muscles fatigue, thickness, abdominal muscles, load

Citation: Seyed Hoseinpoor T, Kahrizi S, Mobini B, Naji M. **The effect of back extensor muscles fatigue on the thickness of abdominal muscles after lifting task in healthy women.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(5):876-888

Received date: 1/4/2013

Accept date: 23/9/2013

*-Assistant professor, Department of Physical therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (Corresponding Author) Email: kahrizis@modares.ac.ir

1- MSc, Department of Physical therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2- MD, Department of Orthopedics, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

3- Instructor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Islamic Azad University, Dezfoul Branch, Dezfoul, Iran