

بررسی عینی و ذهنی خستگی عضله تراپیوز فوقانی در قالی بافان

ندا مهدوی^۱، مجید معتمدزاده^{۲*}، علی اشرف جمشیدی^۳، عباس مقیمیگی^۴، رشید حیدری مقدم^۲

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد ارگونومی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان
۲. عضو هیأت علمی گروه ارگونومی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان
۳. عضو هیأت علمی گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران
۴. عضو هیأت علمی آمار و اپیدمیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان

تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۲/۱۵

تاریخ دریافت: ۹۱/۱۲/۱۵

چکیده

مقدمه: حدود ۸/۵ میلیون نفر از شاغلان کشور را قالی بافان تشکیل می دهند که شیوع اختلالات اسکلتی-عضلانی، به ویژه در ناحیه شانه آنها بسیار بالا است. توجه به خستگی عضلانی به عنوان ریسک فاکتور ایجادکننده اختلالات اسکلتی-عضلانی باعث ارتقای سلامت قالی بافان می شود. از فاکتورهای نشان دهنده گسترش خستگی عضلانی، کاهش فرکانس میانگین توان و افزایش مجذور میانگین ریشه در سیگنال های الکترومایوگرافی در واحد زمان است. این مطالعه به بررسی خستگی عضلانی قالی بافان می پردازد.

روش بررسی: در این مطالعه مقطعی با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج، ۱۲ قالی باف (۹ زن، ۳ مرد) وارد مطالعه شدند. داده های مطالعه با روش های الکترومایوگرافی سطحی و نرخ ناراحتی اعضای بدن، طی ۲۱۰ دقیقه قالی بافی جمع آوری شد. تغییرات پارامترهای الکترومایوگرافی و نرخ ناراحتی اعضای بدن با روش آنالیز واریانس اندازه گیری های تکرار شده (با متغیرهای مستقل جنسیت و سابقه کار) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته ها: طی ۲۱۰ دقیقه قالی بافی، تغییر کاهشی فرکانس میانگین توان تراپیوز فوقانی راست و چپ به ترتیب با $P=0/006$ و $P=0/002$ معنادار بود؛ ولی تغییرات مجذور میانگین ریشه این دو عضله در زمان بررسی معنادار نبود. به همین ترتیب طی این مدت، تغییرات نرخ ناراحتی اعضای بدن نیز معنادار نبود و روش عینی و روش ذهنی همبستگی معناداری نداشتند.

نتیجه گیری: بررسی گسترش خستگی عضلانی با روش های عینی و ذهنی، کاهش معنادار فرکانس میانگین توان را نشان داد، اما پارامتر مجذور میانگین توان و نرخ ناراحتی اعضای بدن، تغییر معناداری نداشتند. رابطه معناداری بین ارزیابی ذهنی و عینی خستگی مشاهده نشد.

کلید واژه ها: خستگی عضلانی، عضله تراپیوز فوقانی، الکترومایوگرافی، ارگونومی

مقدمه

اختلالات اسکلتی-عضلانی (Musculoskeletal Disorders: MSDs) ناشی از ریسک فاکتورهای ارگونومیک مرتبط با کار، شامل آسیب یا اختلال در کارایی عضلات، اعصاب، تاندون‌ها، مفاصل، غضروف‌ها و دیسک‌های بین‌مهره‌ای هستند (۱). MSDs حدود ۲۴٪ کل آسیب‌های محیط کار در سال ۲۰۱۰ و ۳۳٪ کل آسیب‌های محیط کار در سال ۲۰۱۱ را به خود اختصاص داده است (۲،۳). از دست رفتن روزهای کاری، ناتوانی کارگران و اتلاف سرمایه از تبعات این آسیب‌ها محسوب می‌شوند (۴،۵).

اگرچه بر اساس بررسی‌های اداره آمار کار ایالات متحده (Bureau of Labor Statistics)، تنها ۱۵-۱۳٪ موارد MSDs در ناحیه شانه اتفاق می‌افتد، اما شدیدترین موارد MSDs که فرد را حدود ۲۱ روز دور از محیط کار نگه می‌دارد، مربوط به این ناحیه است (۲،۳).

شانه پس از کمر و اندام تحتانی (پا و زانو)، درگیرترین عضو در اختلالات اسکلتی-عضلانی مرتبط با کار (Work-related Musculoskeletal Disorders: WMSDs) است (۲،۳). فاکتورهای جسمانی و روانی-اجتماعی محیط کار و فاکتورهای فردی در اختلالات اسکلتی-عضلانی نقش مهمی بازی می‌کنند (۶).

قالی‌بافی از مشاغل سنتی است و قالی‌بخش مهمی از صادرات غیرنفتی کشور را به خود اختصاص داده و میلیون‌ها نفر به طور مستقیم یا غیر مستقیم از آن کسب درآمد می‌کنند. کار مداوم، پوسچر نامناسب، حرکات تکراری، استراحت ناکافی و محیط فیزیکی نامساعد از یک‌سو (۷)، نابرابری و عدم توازن بین میزان کار و درآمد، ابزار و تجهیزات نامناسب، عدم وجود تنوع کاری و برنامه‌های کاری صحیح از سوی دیگر (۸) از جمله فاکتورهای آسیب‌رسان به سلامت و آسایش شاغلان این حرفه می‌باشد. بر اساس مطالعه چوبینه ۴۷/۸٪ جمعیت قالی‌باف ایران از اختلال و ناراحتی در شانه، ۴۵/۲٪ در ناحیه کمر و ۳۸/۲٪ در ناحیه مچ دست رنج می‌برند.

به نظر می‌رسد برای اندازه‌گیری دقیق مواجهه با ریسک فاکتورهای فیزیکی به ابزار و روش‌های جدید و قابل اعتمادی نیاز است (۵). تغییر در ظرفیت‌های عملکرد مکانیکی عضلات، متناظراً در تغییرات الکترومایوگرافی Electromyography (EMG) منعکس می‌شود (۴)، که یکی از معتبرترین ابزارهای بررسی مواجهه بدن با بارهای فیزیکی وارده در محیط‌های کاری است (۹). سابقه استفاده از الکترومایوگرافی در مطالعات ارگونومی به سال ۱۹۵۵ باز می‌گردد (۱۰).

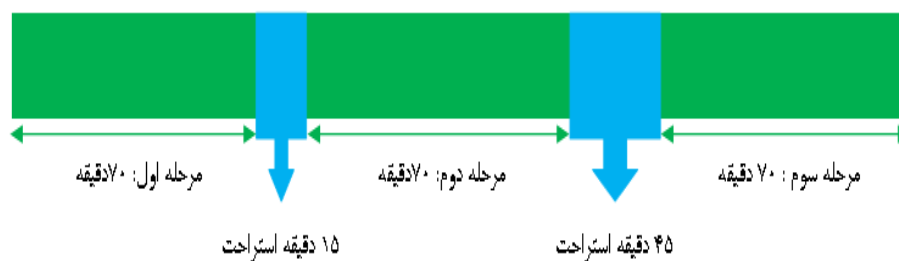
در حوزه ارگونومی و فیزیولوژی کار، خستگی عضلانی به صورت "کاهش ظرفیت تولید نیروی عضلانی بر اثر کار" تعریف می‌شود (۴). خستگی عضلانی یکی از مهمترین ریسک فاکتورهای MSDs در گردن و شانه می‌باشد (۱۵-۱۱).

از دیدگاه علم بیومکانیک هنگامی که شدت فعالیت‌های کاری بین ۲۰-۱۵٪ بیشترین انقباض ارادی Maximum Voluntary Contraction (MVC) باشد، شاهد نشانه‌هایی از خستگی عضلانی در عضله تراپیزوس خواهیم بود (۱۶).

از فواید بررسی خستگی، تدوین و توسعه رویکردی برای پیش‌بینی MSDs در آینده (۱۴،۱۵)، تعیین بیومارکر (Biomarker) مناسبی برای مواجهه تجمعی با کارهای تکراری، ارائه شاخصی معتبر در ارزیابی ریسک و پیشگیری از مشکلات مربوط به سلامتی افراد می‌باشد (۱۷،۱۸).

در مطالعات خستگی با استفاده از الکترومایوگرافی، تمرکز بر تغییرات پارامترهای دامنه و پارامترهای طیف الکترومایوگرافی است (۲۲-۱۹، ۱۳، ۱۰، ۹). پارامتر رایج برای بررسی تغییرات دامنه در الکترومایوگرافی، مجذور میانگین ریشه Root Mean Square (RMS) یا فعالیت الکتریکی عضله Electrical Activity (EA) است. پارامترهای رایج بررسی طیف فرکانس از سیگنال‌های ثبت شده از الکترومایوگرافی، نیز شامل فرکانس میانه

از آنجا که حدود ۸/۵ میلیون نفر از شاغلان کشور را قالی بافان تشکیل می‌دهند (۳۲)، توجه به خستگی عضلانی به عنوان یکی از ریسک فاکتورهای MSDs در این افراد، هم باعث بهبود کیفیت زندگی و ارتقای سلامت این قشر عظیم و هم بهبود کیفی و کمی این کالای هنری و پرارزش می‌شود. از این رو هدف این مطالعه بررسی خستگی عضله تراپزیوس فوقانی (از عضلات ناحیه شانه) با روش‌های عینی و ذهنی، طی ۳ ساعت و ۳۰ دقیقه قالی بافی با دار عمودی است.



شکل ۱- طرح شماتیک برنامه کاری ۲۱۰ دقیقه قالی بافی با دار عمودی در مطالعه حاضر

روش بررسی

برای سنجش خستگی حین عملکردهای شغلی، از اندازه‌گیری ذهنی یا درک افراد از خستگی نیز استفاده می‌شود (۳۳). از فواید استفاده از اندازه‌گیری‌های ذهنی، سهولت استفاده و عدم نیاز به کالیبراسیون آنها می‌باشد. این رویکرد غیر تهاجمی است ولی از نقاط ضعف این روش آن است که در فرآیند کار وقفه ایجاد می‌کند.

روش اندازه‌گیری ذهنی که ما در این مطالعه از آن بهره جستیم، روش نرخ‌دهی به ناراحتی اعضای بدن Body Part Discomfort Rate (BPDR) است (۳۴).

در این روش بر روی نقشه بدن ناراحتی موضعی با یک شاخص ۱۰ نقطه‌ای (۰ به معنی عدم احساس ناراحتی و ۱۰ یعنی ناراحتی شدید) نرخ‌گذاری می‌شود. بالاترین نمره در بین چهار ناحیه به عنوان نمره ناراحتی موضعی کل تعریف می‌گردد. این مطالعه مقطعی در سال ۱۳۹۰ بر روی گروهی از قالی بافان تحت پوشش امور فرش سازمان صنعت، معدن و تجارت استان همدان انجام شده است.

افراد مورد مطالعه و حجم نمونه

افراد مورد مطالعه ۱۲ نفر (۹ زن و ۳ مرد) سالم بودند که سابقه ابتلا به بیماری‌های اسکلتی-عضلانی نداشته و طی یک هفته قبل از تست هیچگونه ناراحتی یا حساسیت به لمس در اندام فوقانی خود تجربه نکرده بودند. این افراد پس از آگاهی از پروتکل مطالعه و امضای رضایت‌نامه وارد مطالعه شدند. همه افراد مورد مطالعه، راست دست بوده و حداقل یک سال سابقه قالی بافی داشتند. قابل ذکر است که به ازای همکاری در این مطالعه به شرکت‌کنندگان دستمزد داده شد. برنامه زمان‌بندی شده قالی بافی در این مطالعه، به طور شماتیک در شکل ۱ آورده شده است.

وظایف کاری

به منظور به حداقل رساندن عوامل مداخله‌گر و یکسان نمودن شرایط برای همه شرکت‌کنندگان، یک کارگاه قالی بافی در آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان ساخته شد. افراد

شرکت‌کننده در این مطالعه به صورت چهار زانو روی زمین می‌نشستند و بر روی یک دار عمودی با ابعاد $۱/۰۸ \times ۱/۶۵$ متر (یک ذرع و نیم در اصطلاح قالی‌بافی، دار)، نقشه سنتی به سبک گره فارسی، قالی‌بافی نمودند. سیگنال‌های عضله تراپزیوس فوقانی راست و چپ به طور پیوسته در ۲۱۰ دقیقه ثبت شدند.

قالی‌بافی دارای وظایف تکراری با شدت پایین، پوسچر استاتیک گردن-شانه و فرکانس بالای حرکات بازو و دست است (شکل ۲) و چرخش کاری از پیش تعیین شده‌ای بین وظایف این شغل وجود ندارد. قالی‌بافی به طور عمده دارای ۴ وظیفه (الف) برداشتن خامه، (ب) گره‌زنی، (ت) دغه‌زنی و (ث) پودزنی می‌باشد. بر اساس

مطالعه حاضر هر کدام از این وظایف معمولاً به ترتیب ۲٪، ۹۰٪، ۵٪ و ۳٪ زمان قالی‌بافی را به خود اختصاص می‌دهند. در محیط واقعی ابعاد دار قالی، نقشه قالی، تنوع رنگ پودهای به کار رفته، سرعت بافت، سابقه کاری و سفارش کارفرما چرخش وظایف را تعیین می‌کنند. در حین گره‌زنی که حدود ۹۰٪ از زمان قالی‌بافی را به خود اختصاص می‌دهد هر دو دست فعالیت می‌کنند. قلاب بافت در دست راست قرار می‌گیرد، پود قالی‌بافی که در دست چپ قرار دارد به دور تار چله‌کشی شده منتخب پیچانده شده و بلافاصله با کمک قلاب، گره بافته می‌شود.



شکل ۲- پوسچر قالی‌بافان حین وظیفه گره‌زنی

ثبت الکترومایوگرافی

به منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی، از یک دستگاه الکترومایوگرافی سطحی Datalog ۸ کاناله، در محدوده فرکانسی ۴۵۰-۱۰ هرتز و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز (SX230, Biometrics Ltd., UK; gain:) استفاده شد.

بر اساس توصیه‌های موجود (۱) یک جفت الکتروده صفحه‌ای ثابت (مدل SX230) با فاصله بین الکتروده‌ی ۲cm و قطر ۱۰mm بر روی هر یک از عضلات تراپزیوس فوقانی راست و چپ، در سمت خارج نقطه

میانی خط واصل بین زائده مهره‌ای C7 و زائده آکرومیون به صورت موازی با فیبرهای عضلانی نصب شد (شکل ۳). برای جلوگیری از ایجاد نویز و کاهش مقاومت پوست، موهای ناحیه مورد نظر تراشیده شده و پوست ناحیه مورد نظر با الکل تمیز گردید. برای ثابت نگه داشتن الکترودها در طول زمان نسبتاً طولانی قالی‌بافی، از چسب‌های لکوپلاست استفاده شد. الکتروده زمین هم از نوع حلقوی مدل R200 بود که بر روی زائده استیلوئید میچ دست راست بسته می‌شد.

نرخ‌دهی به ناراحتی موضعی

با استفاده از روش BPDR در شروع کار، قبل از ناهار، بعد از ناهار و پایان کار، ناراحتی موضعی درک شده در ناحیه راست و چپ گردن و شانه، بر اساس شاخص ۱۰ نقطه‌ای BPDR توسط شرکت‌کنندگان نرخ‌گذاری شد.

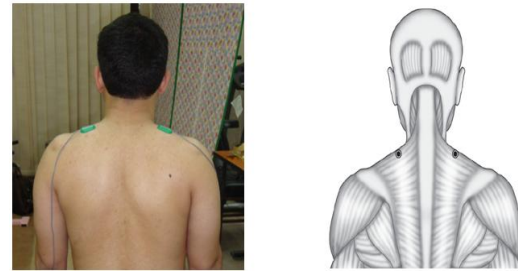
تجزیه و تحلیل آماری

تجزیه و تحلیل داده‌های مطالعه در سطح معناداری ۰/۰۵ با استفاده از نگارش ۱۶ نرم‌افزار آماری SPSS، انجام گرفت. با استفاده از تحلیل واریانس اندازه‌گیری‌های تکرار شده (RMANOVA) Repeated Measures ANOVA، که از بازه‌های ۱۰ دقیقه‌ای به دست آمده بود روند تغییرات پارامترهای الکترومایوگرافی و BPDR مورد بررسی قرار گرفت. همبستگی دو روش بررسی خستگی عضلانی، به کمک آزمون اسپیرمن سنجیده شد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از بررسی پارامترهای الکترومایوگرافی

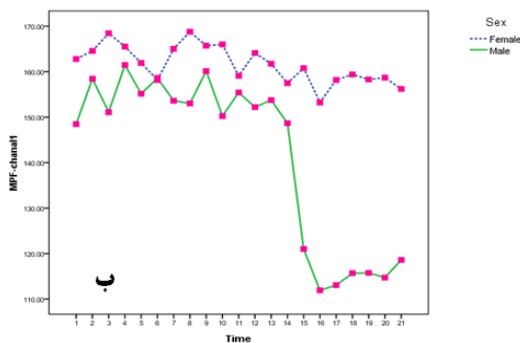
نتایج تجزیه و تحلیل نشان داد تغییرات MPF عضله تراپزیوس فوقانی راست، طی ۲۱۰ دقیقه (نمودار ۱-الف) معنادار بود ($P=0/002$). دو جنس از نظر تغییرات MPF عضله تراپزیوس فوقانی راست (نمودار ۱-ب) اختلاف معناداری داشتند ($P=0/026$). تغییرات MPF عضله تراپزیوس فوقانی چپ، طی ۲۱۰ دقیقه (نمودار ۲-الف) معنادار بود ($P=0/001$).



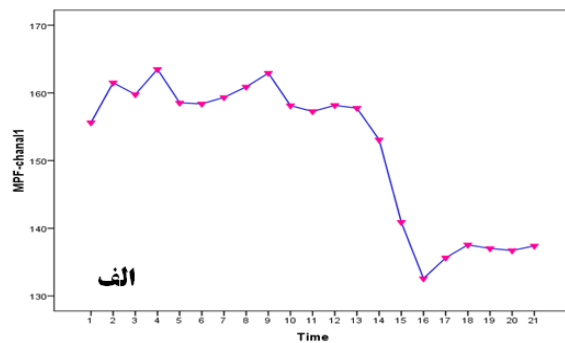
شکل ۳- محل نصب الکترودها بر روی عضله تراپزیوس فوقانی

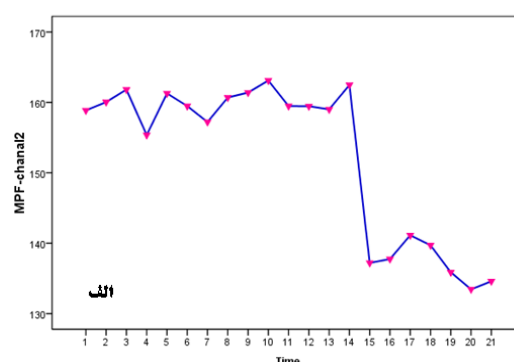
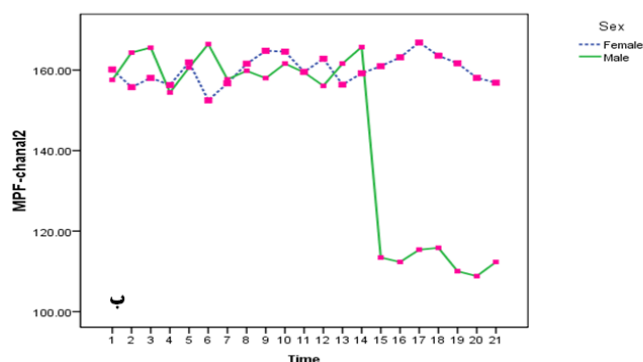
جهت بررسی روند خستگی از نرم‌افزار طراحی شده در محیط متلب MATrix LABORATORY Software (MatLab) نگارش 2008a استفاده شد. دامنه (RMS) و طیف فرکانس (MPF) سیگنال‌های الکترومایوگرافی ثبت شده از عضله، در بازه‌های تعریف شده استخراج شدند. به علت ماهیت ارگونومیک مطالعه، بازه استخراج RMS و MPF از داده‌های خام الکترومایوگرافی، ۵ ثانیه آخر بازه‌های ۱۰ دقیقه‌ای (از هریک از سه بازه ۲۱۰ دقیقه‌ای ثبت شده) انتخاب شد.

با استفاده از نرم‌افزار متلب، RMS تحت فیلتر پایین گذر Low Pass (۲ هرتز) قرار گرفت و از پنجره‌های زمانی با لغزش ۱۰۰ نمونه و همپوشانی ۵۰ نمونه در پنجره‌های متوالی، از سیگنال‌های فیلتر شده محاسبه گردید. MPF نیز با استفاده از تبدیل سریع فوری (FFT) تعیین شد. FFT رایج‌ترین متد برای تعیین طیف فرکانس سیگنال‌های الکترومایوگرافی است (۳۵).



نمودار ۱-الف: تغییرات MPF تراپزیوس فوقانی راست طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی، ب: تفاوت تغییرات MPF تراپزیوس فوقانی راست زنان و مردان در طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی





نمودار ۲-الف: تغییرات MPF تراپیوس فوقانی چپ طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی، ب: تفاوت زنان و مردان در تغییرات MPF تراپیوس فوقانی چپ طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی

در این مطالعه شاهد کاهش معنادار MPF در تراپیوس فوقانی راست و چپ در واحد زمان بودیم، ولی تغییر معناداری در RMS دیده نشد.

تغییرات طیف فرکانس، معمولاً بر پایه تغییر در سرعت هدایت الکتریکی و فعال شدن همزمان واحدهای حرکتی قابل توجه است (۲۵،۳۶). بدین ترتیب که با ایجاد خستگی در عضله، سرعت هدایت پتانسل عمل کاهش یافته و شلیک واحدهای حرکتی همزمان (synchronization) می‌شود و این تغییرات با کاهش طیف فرکانس نمایان می‌شوند. اما معنادار نبودن تغییرات "مجذور میانگین ریشه" و ثبات نسبی آن را اینگونه می‌توان توجیه نمود که:

۱. واحدهای حرکتی فعال شده، حتی در زمان‌هایی که خسته شده‌اند، هنوز قادر به تحمل نیروی ضعیف مورد نیاز هستند و به استخدام واحدهای حرکتی اضافی نیاز نداشته یا نیاز کمی دارند (۳۷).

۲. ممکن است به خاطر بهبود تکنیک کار و آشناتر شدن فرد به شرایط کاری، نیروی مورد نیاز برای انجام کار کمتر شده و باعث ثابت ماندن دامنه در واحد زمان شده باشد (۳۷).

مطالعه Lin و همکاران نشان داد به هنگام تجزیه و تحلیل خستگی عضلانی در انقباضات دینامیک و طولانی با سطح نیروی پایین، طیف فرکانس پارامتر معتبرتر و مناسب‌تری نسبت به دامنه است (۲۲).

دو جنس از نظر تغییرات MPF عضله تراپیوس فوقانی چپ (نمودار ۲-ب)، اختلاف معناداری با یکدیگر داشتند ($P=0/001$). تغییرات RMS عضله تراپیوس فوقانی راست و چپ طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی معنادار نبود.

نتایج حاصل از بررسی نمرات BPDR

تغییرات BPDR در ناحیه راست و چپ شانه و گردن، طی ۲۱۰ دقیقه با ۴ بار اندازه‌گیری (شروع کار، قبل از ناهار، بعد از ناهار، پایان کار) معنادار نبودند (شکل ۹-الف و ج). به همین ترتیب جنسیت و سابقه کار نیز متغیرهای مستقل معناداری نبودند.

بررسی ضریب همبستگی اسپیرمن نشان داد پارامترهای الکترومایوگرافی و نمرات BPDR طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی همبستگی معناداری با یکدیگر ندارند.

بحث

در مطالعه اخیر، گسترش خستگی عضلانی در عضله تراپیوس فوقانی، طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی با دار عمودی و رابطه بین خستگی عینی و خستگی ذهنی درک شده، مورد توجه قرار گرفت.

سیگنال‌های الکترومایوگرافی حاصل از این مطالعه نشانه‌هایی از گسترش خستگی عضلانی طی ۲۱۰ دقیقه قالی‌بافی با دار سنتی عمودی را نشان دادند. همزمان با ایجاد خستگی، افزایش دامنه و کاهش MPF در سیگنال‌های ثبت شده الکترومایوگرافی دیده می‌شود (۲۳).

تغییرات BPDR در طول زمان قالی‌بافی معنادار نبود. گاهی نرخ ناراحتی موضعی درک شده، منعکس‌کننده فعالیت واقعی عضله نیست. ممکن است شرایط محیطی مناسب‌تر کارگاه ساخته شده نسبت به کارگاه‌های سنتی قالی‌بافی، باعث درک کمتر ناراحتی ذهنی توسط شرکت‌کنندگان شده باشد. احساس تحت مشاهده بودن و شرکت در یک مطالعه تحقیقاتی نیز از دلایلی است که ممکن است پاسخ افراد به مقدار ناراحتی و خستگی موضعی‌شان را متاثر کند.

در این مطالعه بین تغییرات BPDR و پارامترهای دامنه و طیف فرکانس الکترومایوگرافی همبستگی مشاهده نشد. گرچه گسترش خستگی عضلانی با هر دو روش عینی و ذهنی قابل اندازه‌گیری است، با این حال رابطه واضحی بین این دو رویکرد شناسایی خستگی عضلانی وجود ندارد (۲۴، ۳۸، ۳۹).

در این مطالعه از ثبت دینامیک برای نمونه‌برداری از سیگنال‌های عضله تراپزیوس فوقانی استفاده شد، زیرا تست انقباضی با وجود محاسنی که در بررسی گسترش خستگی عضلانی دارد، باعث وقفه در فرآیند کاری شده و به هیچ وجه نمی‌تواند نماینده بار کاری وارده بر فرد، حین انجام وظایف کاری باشد. با وجود اینکه در ثبت دینامیک سیگنال‌های الکترومایوگرافی، عواملی همچون طول عضله و سرعت حرکات و فاصله الکتروود-عضله به سختی قابل کنترل هستند (۲۴) و ممکن است باعث تفسیر نادرست سیگنال‌های الکترومایوگرافی شود (۴۰)، ولی ثبت انجام شده منعکس‌کننده عینی سیگنال‌های عضله در وظایف کاری خواهد بود.

طی انقباضات قدرتمند High force یا طولانی مدت تغییرات درون-عضله‌ای عظیمی در جریان خون، شار آبی، دما، تجمع متابولیت‌های بدن و غیره به وقوع می‌پیوندد (۴۱). با این حال در فعالیت‌های نیازمند نیروی

پایین و انقباضات ضعیف (Low force contraction)، تغییرات بین عضله‌ای ناچیزی به وقوع می‌پیوندد و فقط شاهد تغییرات جزئی فیزیولوژیک (۴۱) و اختلالات هموستاتیکی (۴۲) خواهیم بود که در طولانی مدت تغییرات مورفولوژیکی مزمنی را در پیش خواهد داشت (۴۱). بنابراین الکترومایوگرافی عضلات حین انقباضات ضعیف و تکراری (همچون انقباض عضلات قالی‌بافی)، فقط منعکس‌کننده بخشی از شرایط فیزیولوژیکی عضله است، در حالیکه ممکن است برخی فرآیندهای فیزیولوژیکی که نقش مهمی در ایجاد خستگی طی مشاغل با شدت پایین بازی می‌کند نادیده گرفته شوند یا الکترومایوگرافی قابلیت ثبت همه این اثرات را نداشته باشد.

در این مطالعه به علت شرایط آب و هوایی خاص شهر همدان (زمستان‌های سرد و برفی) و مشکلات فردی شرکت‌کنندگان دوره‌های کاری برنامه‌ریزی شده اغلب نادیده گرفته می‌شد. مسائلی همانند تنوع سطح مهارتی افراد در قالی‌بافی، غیبت افراد، قالی‌بافی در محیط غیرآشنا و استرس‌های درونی افراد از عوامل تاثیرگذاری بودند که به سختی قابل کنترل بوده و ممکن است بر مطالعه تاثیرگذار باشند.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه گسترش خستگی عضلانی در طول یک روز کاری در قالی‌بافی با دار عمودی سنتی، با دو رویکرد عینی و ذهنی مورد ارزیابی قرار گرفت. بررسی گسترش خستگی عضلانی با روش‌های عینی و ذهنی، کاهش معنادار فرکانس میانگین توان را نشان داد، اما پارامتر مجذور میانگین توان و نرخ ناراحتی اعضای بدن، تغییر معناداری نداشتند. رابطه معناداری بین ارزیابی ذهنی و عینی خستگی مشاهده نشد.

منابع

1. Bureau of Labor Statistics. Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2002. Department of Labor; 2003 [updated March 25, 2004; cited December 13, 2012]; Available from: www.bls.gov/iif/oshcdnew.htm
2. Bureau of Labor Statistics. Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2010. U.S. Department of Labor; 2011 [cited November 9, 2011 December 13.2012]; Available from: www.bls.gov/iif/oshcdnew.htm
3. Bureau of Labor Statistics. Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2011. U.S. Department of Labor; 2012 [updated November 8, 2012; cited December 13, 2012]; Available from: www.bls.gov/iif/oshcdnew.htm
4. Luttmann A, Jäger M, Laurig W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International journal of industrial ergonomics*. 2000; 25(6): 645-60.
5. Moon SD, Sauter SL. Beyond biomechanics: Psychosocial aspects of musculoskeletal disorders in office work. London: Taylor & Francis London; 1996: 252.
6. Haukka E. Musculoskeletal disorders and psychosocial factors at work: Effects of a participatory ergonomics intervention in a cluster randomized controlled trial: University of Helsinki; 2010.
7. Choobineh A, Hosseini M, Lahmi M, Khani Jazani R, Shahnavaz H. Musculoskeletal problems in Iranian hand-woven carpet industry: Guidelines for workstation design. *Applied Ergonomics*. 2007;38(6):617-24. [Persian]
8. Motamedzade M, Moghimbeigi A. Musculoskeletal disorders among female carpet weavers in Iran. *Ergonomics*. 2012;55(2): 229-36. [Persian]
9. Kumar S, Mital A. *Electromyography In Ergonomics*: Taylor & Francis Group; 1996:112.
10. Hägg GM, Luttmann A, Jäger M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2000;10(5):301-12.
11. Sogaard K, Blangsted A, Jørgensen LV, Madeleine P, Sjøgaard G. Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano-and electromyograms. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2003;13(5):441.
12. Takala EP. Static muscular load, an increasing hazard in modern information technology. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 2002;28(4):211-3.
13. Sundelin G, Hagberg M. Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm work paced by the Methods-Time Measurement system. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 1992;18(4):262-8.
14. Veiersted KB, Westgaard RH, Andersen P. Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 1993;19(4):284-90.
15. Hägg G, Suurküla J. Zero crossing rate of electromyograms during occupational work and endurance tests as predictors for work related myalgia in the shoulder/neck region. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1991;62(6):436-44.
16. de Looze M, Bosch T, van Dieën J. Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics*. 2009;52(4):428-37.
17. Dennerlein JT, Ciriello VM, Kerin KJ, Johnson PW. Fatigue in the forearm resulting from low-level repetitive ulnar deviation. *AIHA Journal*. 2003;64(6):799-805.
18. Nussbaum MA. Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European journal of applied physiology*. 2001;85(3):299-309.

19. Hostens I, Ramon H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2005;15(3):266-74.
20. Kimura M, Sato H, Ochi M, Hosoya S, Sadoyama T. Electromyogram and perceived fatigue changes in the trapezius muscle during typewriting and recovery. *European journal of applied physiology*. 2007;100(1):89-96.
21. Kleine BU, Schumann NP, Bradl I, Grieshaber R, Scholle HC. Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. *International archives of occupational and environmental health*. 1999;72(6):387-94.
22. Lin MI, Liang HW, Lin KH, Hwang YH. Electromyographical assessment on muscular fatigue—an elaboration upon repetitive typing activity. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2004;14(6): 661-9.
23. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*: Williams & Wilkins; 1985:126.
24. Bosch T, De Looze M, Van Dieen J. Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work. *Ergonomics*. 2007;50(2): 161-77.
25. De Luca C. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1984; 11(4): 251.
26. Hansson GÅKE, Stromberg U, LARSSON B, Ohlsson K, Balogh I, Moritz U. Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. *Ergonomics*. 1992; 35(11): 1341-52.
27. Kumar S, Fagarasanu M, Narayan Y, Prasad N. Measures of localized spinal muscle fatigue. *Ergonomics*. 2006; 49(11): 1092-110.
28. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of electromyography and kinesiology*. 1999; 9(1): 39-46.
29. Yassierli, Nussbaum M. Muscle fatigue during intermittent isokinetic shoulder abduction: age effects and utility of electromyographic measures. *Ergonomics*. 2007; 50(7): 1110-26.
30. Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2003; 13(1): 83-92.
31. Bilodeau M, Cincera M, Gervais S, Arsenault AB, Gravel D, Lepage Y, et al. Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995; 71(2-3): 113-23.
32. Choobineh A, Shahnava H, Lahmi M. Major health risk factors in Iranian hand-woven carpet industry. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. 2004; 10(1): 65-78
33. Ketola R, Toivonen R, Häkkinen M, Luukkainen R, Takala EP, Viikari-Juntura E. Effects of ergonomic intervention in work with video display units. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 2002; 28(1): 18-24.
34. Van Der Grinten MP. Test-retest reliability of a practical method for measuring body part discomfort. In: Que´innec Y, Daniellou F, editors. *Designing for Everyone*. London: Taylor and Francis; 1991: 54-7.
35. Güler NF, Koçer S. Classification of EMG signals using PCA and FFT. *Journal of Medical Systems*. 2005; 29(3): 241-50.
36. Fallentin N, Jørgensen K, Simonsen EB. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1993; 67(4): 335-41.

37. Bosch T, De Looze M, Kingma I, Visser B, Van Dieen J. Electromyographical manifestations of muscle fatigue during different levels of simulated light manual assembly work. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2009;19(4): 246-56.
38. Dederig A, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1999; 14(2): 103.
39. Strimpakos N, Georgios G, Eleni K, Vasilios K, Jacqueline O. Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2005; 15(5): 452.
40. Madeleine P, Bajaj P, Sjøgaard K, Arendt-Nielsen L. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2001; 11(2): 113-21.
41. Blangsted AK, Sjøgaard G, Madeleine P, Olsen HB, Sjøgaard K. Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2005; 15(2): 138-48.
42. Hägg GM. Human muscle fibre abnormalities related to occupational load. *European journal of applied physiology*. 2000; 83(2): 159-65.