

## کفپوش ضد خستگی: یک راه حل ارگونومیک جهت کاهش کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت

جواد آقازاده<sup>۱</sup>، محمود قادری<sup>۲</sup>، محمودرضا آذغانی<sup>۳</sup>، حمیدرضا خلخالی<sup>۴</sup>، تیمور اللهیاری<sup>۵</sup>، ایرج محبی<sup>۶\*</sup>

تاریخ دریافت 1392/07/07 تاریخ پذیرش 1392/09/25

## چکیده

**پیش زمینه و هدف:** ایستادن طولانی مدت در وضعیت ثابت طی انجام وظایف شغلی با ایجاد کمردرد در ارتباط است. افزایش کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف از جمله مهمترین فاکتورهای زمینه‌ساز ایجاد کمردرد طی ایستادن طولانی مدت در افراد سالم شناخته شده است. مداخله‌ی ارگونومیکی رایج جهت کاهش مشکلات ناشی از ایستادن طولانی مدت از جمله کمردرد، تغییر و اصلاح سطح زیر پای افراد شاغل در محیط می‌باشد. این مطالعه با هدف بررسی تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف و گزارش ذهنی کمردرد، در دو وضعیت مختلف ایستادن بر روی سطح عادی سخت و ایستادن بر روی کفپوش ضد خستگی انجام گرفت.

**مواد و روش کار:** ۱۶ شرکت کننده‌ی بدون سابقه‌ی کمردرد، در حالیکه وظایف شغلی سبک شبیه‌سازی شده را انجام می‌دادند، به ترتیب در هر وضعیت به مدت دو ساعت ایستادند. در هر وضعیت؛ در ابتدای ایستادن و هر ۱۵ دقیقه تا پایان ۱۲۰ دقیقه، فعالیت الکتریکی عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف و میزان ذهنی درد در ناحیه‌ی کمر به ترتیب توسط الکترومیوگرافی سطحی (Surface EMG) و مقیاس بصری درد (VAS) جمع‌آوری شدند. در انتها، زمانی که شرکت‌کنندگان در هر دو وضعیت ایستادند، از آن‌ها در مورد وضعیتی که ترجیح می‌دهند سؤال شد.

**یافته‌ها:** نتایج این مطالعه در ۱۵ نفر از شرکت‌کنندگان نشان داد؛ کفپوش ضدخستگی از لحاظ ذهنی به طور معنی‌داری باعث کاهش میزان درد در ناحیه‌ی کمر شده است ( $P = 0/003$ ). با این وجود از لحاظ عینی اختلاف معنی‌داری در الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف، در شرکت‌کنندگان بین وضعیت اول و وضعیت دوم مشاهده نشد ( $P = 0/776$ ). نتایج مطالعه‌ی حاضر در ارتباط با تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی کمردرد بر اساس آستانه‌ی تغییر بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در VAS نشان داد؛ این مداخله تأثیر معنی‌داری در کاهش تعداد افراد مبتلا به کمردرد و همچنین کاهش کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو گروه درد و فاقد درد ندارد ( $P > 0/05$ ) اگرچه ۷۳ درصد از شرکت‌کنندگان استفاده از آن را ترجیح دادند.

**نتیجه‌گیری:** بنابر یافته‌های مطالعه‌ی حاضر به نظر می‌رسد کفپوش ضد خستگی می‌تواند در کاهش میزان درد در ناحیه‌ی کمر و به طبع آن، کمردرد، مفید باشد، اگرچه از لحاظ عینی تغییر معنی‌داری در الگوی فعالیت عضلانی مرتبط با کمردرد ایجاد نکرد.

**کلیدواژه‌ها:** کمردرد، ایستادن طولانی مدت، کفپوش ضد خستگی، کواکتیویشن عضلانی

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و چهارم، شماره دوازدهم، ص ۹۵۵-۹۴۲، اسفند ۱۳۹۲

آدرس مکاتبه: ارومیه، نازلو، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، دانشکده‌ی بهداشت، گروه بهداشت حرفه‌ای، تلفن: ۰۴۴۱-۲۲۲۰۶۳۳

Email: mohebbi\_iraj@yahoo.co.uk

<sup>۱</sup> دانشیار جراحی مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

<sup>۲</sup> کارشناس ارشد ارگونومی، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

<sup>۳</sup> استادیار بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند

<sup>۴</sup> استادیار آمار زیستی، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

<sup>۵</sup> استادیار بهداشت حرفه‌ای، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

<sup>۶</sup> استاد طب کار، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه (نویسنده مسئول)

## مقدمه

کمردردها از جمله مهم‌ترین اختلالات اسکلتی عضلانی مرتبط با کار هستند. شیوع کمردرد در جامعه بین ۸۰-۶۰ درصد برآورد شده است، که بیشتر در دهه‌ی دوم تا پنجم زندگی بین افراد شایع است (۱). مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده‌اند که بین ایستادن طولانی مدت و ایجاد کمردرد ارتباط معنی‌داری وجود دارد (۲). ایستادن طولانی مدت در بسیاری از حرفه‌های خدماتی مانند تحویلداران و صندوقداران، حرفه‌های تولیدی مانند کارگران خط مونتاژ، کارکنان بخش بازرسی و بخش کنترل کیفیت و همچنین بخش‌های مراقبت سلامت مانند پرستاران و جراحان رایج است (۳-۷).

به نظر می‌رسد بیشتر این ناراحتی و درد ناشی از پوسچر<sup>۱</sup> ثابت در طول ایستادن طولانی مدت و در نتیجه ایجاد و تجمع متابولیت‌ها در عضلات کمر باشد (۸). با این وجود در بسیاری از موارد مکانیزم ایجاد کمردرد به صورت چندعلیتی مطرح شده است. بنابراین پیش‌بینی مؤثر چگونگی ایجاد آن به صورت پیچیده و مبهم باقی مانده است (۹). مطالعات بیومکانیکی و کینزیولوژیکی فراوانی جهت شناسایی فاکتورهای پیش‌بینی کننده‌ی ایجاد کمردرد طی ایستادن طولانی مدت، در بین افراد فاقد علائم کمردرد صورت پذیرفته است، که در آنها متغیرهای مختلفی از جمله: فعال‌سازی عضلات هیپ و تنه، وضعیت ستون فقرات کمری، اکسیژن‌رسانی عضلات اکستنسور<sup>۲</sup> پشت، دمای پوستی تنه، تغییرات مرکز فشار، استحکام، تحمل و کواکتیویشن عضلات گلوئتوس مدیوس<sup>۳</sup>، کواکتیویشن عضلات تنه و سفتی همسترینگ‌ها<sup>۴</sup> ارزیابی شده است. علاوه بر این متغیرها، در بعضی مطالعات ابزارهای ارزیابی کلینیکال و همچنین روانی اجتماعی نیز مورد بررسی قرار گرفته‌اند (۸-۱۲).

فاکتورهایی که مشخص شد می‌توانند برای شناسایی افراد مستعد کمردرد مفید باشند؛ الگوی کواکتیویشن عضلات فلکسور<sup>۵</sup> و اکستنسور تنه و عضلات گلوئتوس مدیوس دو طرف، کنترل در صفحه‌ی فرونتال<sup>۶</sup> طی ارزیابی کلینیکال و تحمل گلوئتوس مدیوس بودند، به طوری که در افراد گروه درد، بر اساس آستانه‌ی VAS، در مقایسه با گروه فاقد درد، افزایش کواکتیویشن عضلات فلکسور/اکستنسور تنه و عضلات گلوئتوس مدیوس، کاهش کنترل صفحه‌ی فرونتال و کاهش تحمل گلوئتوس مدیوس، به صورت معنی‌داری مشاهده گردید (۸-۱۱). با این وجود فاکتور

زمینه‌سازی که در همه‌ی مطالعات به صورت یک الگوی غالب و پایا در نظر گرفته شده است؛ الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئتوس مدیوس دو طرف و همچنین گزارش ذهنی افراد از کمردرد بر اساس شاخص ذهنی درد<sup>۷</sup> (VAS) می‌باشد، به طوری که بر اساس آن می‌توان ۷۹-۷۶ درصد از افراد را به طور صحیح در دو گروه درد و فاقد درد قرار داد (۸-۱۰، ۱۳).

تأثیر کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت بر روی سلامت، غیبت از کار و بهره‌وری قابل توجه و مهم است (۳، ۱۴)، بر همین اساس کشورهای متعددی ایستادن طولانی مدت را به عنوان یک مشکل ارگونومیک در سطح وسیع توصیف و کمی‌سازی کرده‌اند (۳).

در محیط کار جهت به حداقل رساندن مشکلات ناشی از ایستادن طولانی مدت، مداخلات ارگونومیکی متفاوتی صورت پذیرفته است. همانطور که از تعریف ارگونومی بر می‌آید، این مداخلات جهت متناسب ساختن محیط کار برای فرد شاغل در محیط می‌باشند، که از جمله آنها می‌توان به: تغییر کفپوش جایی که فرد در آن می‌ایستد، استفاده از کفی ضربه‌گیر داخل کفش، استفاده از ارتزهای حمایت کننده‌ی قوس پا، استفاده از کفش‌های دارای خاصیت ضربه‌گیری و استفاده از فوت ریل<sup>۸</sup> اشاره نمود (۳-۵، ۱۴-۲۲).

از میان این مداخلات، کفپوش ضد خستگی یکی از راه حل‌های ارگونومیکی رایج برای کاهش عوارض ناشی از ایستادن طولانی مدت است (۳، ۱۴). این کفپوش‌ها بیشتر در صنعت استفاده می‌شود، البته علاوه بر صنعت، در بخش مراقبت سلامت نیز، در تلاش برای به حداقل رساندن تأثیرات ناشی از ایستادن طولانی مدت در جراحان، نوع خاصی کفپوش برای اتاق عمل طراحی شده است، که خصوصاً در آمریکا رایج است (۴).

در بین کفپوش‌های مختلف، جهت تعیین ویژگی‌های یک کفپوش سودمند در کاهش مشکلات ناشی از ایستادن طولانی مدت، خصوصیات از جمله: سفتی، ضخامت، فشردگی و همچنین جنس مواد آنها و ارتباطشان با ناراحتی و خستگی، مورد بررسی قرار گرفته شده است. در ارتباط با سفتی، بیشتر مطالعات گزارش کرده‌اند که؛ کفپوش نرم‌تر به طور معنی‌داری میزان درک ناراحتی را کاهش می‌دهد (۳، ۱۴، ۱۷، ۲۰، ۲۳). در ارتباط با ضخامت، Redfern و Chaffin عنوان کردند؛ کفپوش‌های با ضخامت ۵/۸-۳/۸ اینچ، کمترین میزان خستگی را ایجاد می‌کنند (۲۰). در ارتباط با ویژگی فشردگی کفپوش‌ها؛ Konz و همکاران بیان کردند که؛ بهترین کفپوش‌ها، کفپوش با حداقل فشردگی و تراکم است

<sup>۱</sup> Posture<sup>۲</sup> Extensor<sup>۳</sup> Gluteus medius muscle co-actovation<sup>۴</sup> Hamstring muscles<sup>۵</sup> Flexor<sup>۶</sup> Frontal plane<sup>۷</sup> Visual Analog Scale<sup>۸</sup> Foot rail

بر اساس شاخص ذهنی مقیاس بصری درد (VAS) و شاخص عینی کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف می‌باشد که نتایج طرح در ارائه‌ی راهکار ارگونومیک مناسب جهت پیشگیری از کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت در افرادی که طی روز کاری مدت زمان زیادی به صورت ثابت می‌ایستند، می‌تواند مفید باشد.

### مواد و روش‌ها

قبل از شروع پژوهش، شرایط ورود به مطالعه در افراد داوطلب برای مشارکت در طرح، که دانشجویان و کارکنان دانشگاه علوم پزشکی ارومیه بودند، بررسی گردید که شامل: داشتن رضایت کامل برای شرکت در مطالعه، نداشتن هرگونه سابقه‌ی کمردرد نیازمند معالجه یا مرخصی بیش از ۳ روز از محل کار یا دانشگاه، نداشتن هرگونه سابقه‌ی کمردرد طی ۱۲ ماه گذشته، نداشتن هرگونه جراحی هیپ، داشتن توانایی ایستادن بیش از ۴ ساعت، نداشتن شغلی که نیازمند ایستادن ثابت باشد طی ۱۲ ماه گذشته، بود و از بین افراد واجد شرایط ۱۶ نفر انتخاب شدند و اطلاعات اولیه‌ی آنها شامل: سن، وزن و قدشان جمع‌آوری گردید (جدول ۱).

مطالعه در ۲ وضعیت مختلف ایستادن ۲ ساعته انجام پذیرفت که شامل وضعیت‌های؛ ایستادن بر روی سطح عادی سخت و ایستادن بر روی کفپوش ضد خستگی بود. کفپوش مورد استفاده در این مطالعه Ergomat Infinity Bubble بود که به عنوان کفپوش ضد خستگی کاربرد دارد و دلیل استفاده‌ی ما از این کفپوش، مناسب بودن ضخامت و همچنین درجه‌ی سختی قابل قبول آن بود (۳، ۱۴). این محصول از پلی اورتان فومی با ضخامت ۱۴/۵ میلی‌متر ساخته شده است. شرکت سازنده‌ی این کفپوش ادعا کرده است که این محصول نه تنها یک کفپوش ضد خستگی؛ بلکه یک کفپوش ارگونومیک واقعی نیز می‌باشد.

همه‌ی افراد طی مطالعه در هر ۲ وضعیت مذکور قرار گرفتند. به این صورت که؛ ابتدا همگی در وضعیت اول بر روی سطح عادی ایستادند و در ادامه‌ی مطالعه همگی در وضعیت دوم روی کفپوش ضد خستگی قرار گرفتند. در هر ۲ وضعیت جهت حذف قضاوت ذهنی شرکت‌کنندگان بر نتایج مطالعه، سطح محدوده‌ی ایستادن با پوششی پوشانیده گردید. شیوه‌ی جمع‌آوری داده‌ها و مراحل انجام طرح در هر ۲ وضعیت، مشابه و به صورت زیر بود. جمع‌آوری داده‌ها:

قبل از شروع، از افراد شرکت‌کننده خواسته شد میزان مبنای علائم درد در ناحیه‌ی کمرشان را در همان زمان بر روی شاخص بصری درد (VAS) ۱۰۰ میلی‌متری با دو انتهای (لنگر) بدون درد

(۲۴). همچنین Rys و Konz نیز به این نتیجه رسیدند که؛ از بین کفپوش‌ها، کفپوش با ۶ درصد فشردگی ناشی از وزن بدن، خیلی راحت‌تر از کفپوش با ۱۸ درصد فشردگی و تراکم است (۲۵). در عین حال، Cham و Redfern بیان کردند که؛ در ایستادن چهار ساعته، خصوصیات از جمله: افزایش الاستیسیته<sup>۱</sup>، کاهش توانایی جذب انرژی و افزایش سختی در کفپوش‌ها، باعث کاهش ناراحتی و خستگی در ساعت سوم به بعد می‌شود (۲۰).

جهت اثبات سودمند بودن این مداخله در کاهش اختلالات ناشی از ایستادن طولانی مدت در اندام تحتانی و کمر، مطالعات مختلفی به عمل آمده است که در این مطالعات تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی متغیرهای ذهنی و عینی مختلف مرتبط با ایستادن مورد ارزیابی قرار گرفته شده است. در مطالعاتی که معیارهای ذهنی افراد در وضعیت‌های مختلف سطوح مورد بررسی قرار گرفته شده است، با وجود اینکه در کل، نتیجه‌ی بیشتر بررسی‌ها نشان می‌دهد که کفپوش تأثیر معنی‌داری بر روی درک افراد از خستگی و ناراحتی دارد (۳، ۱۷، ۲۰) ولی نتیجه‌ی نشان در مورد تأثیر کفپوش بر روی نواحی خاص بدن، از جمله کمر، تا حدودی ناسازگار است (۱۴). از سوی دیگر در مطالعاتی که علاوه بر معیار ذهنی افراد، معیارهای عینی نیز مورد بررسی قرار گرفته شده‌اند، یا اینکه صرفاً بر مبنای بررسی معیارهای عینی افراد صورت پذیرفته‌اند، از بین همه‌ی پارامترهای بیومکانیکی و فیزیولوژیکی بررسی شده، تنها معیار عینی که صرفاً به منظور بررسی تأثیر کفپوش‌ها بر روی ناراحتی و خستگی در ناحیه‌ی کمر مورد ارزیابی قرار گرفته شده است؛ خستگی موضعی در عضلات پاراسپینال<sup>۲</sup> با استفاده از ثبت EMG سطحی<sup>۳</sup> می‌باشد. در عین حال مطالعاتی که در بررسی تأثیر کفپوش‌ها، این پارامتر را مورد ارزیابی قرار داده‌اند، بسیار اندک هستند. با این وجود، نوع کفپوش‌ها، تعداد شرکت‌کنندگان، روش جمع‌آوری داده‌ها و روش اجرا، حتی در این مطالعات اندک، کاملاً متنوع است. این تنوع در روش‌شناسی باعث شده است که؛ یافته‌های این مطالعات نیز کاملاً متفاوت باشد (۱۴). همچنین بر اساس دانسته‌ها و جستجوی منابع علمی مختلف، در هیچ مطالعه‌ای تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی متغیرهای مرتبط با ایجاد کمردرد در طول ایستادن طولانی مدت مورد مقایسه قرار گرفته نشده است.

اکنون با توجه به خلاءهای موجود و اهمیت کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت، هدف این مطالعه‌ی تجربی تعیین تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی کمر درد، طی ایستادن طولانی مدت،

<sup>1</sup> Elasticity

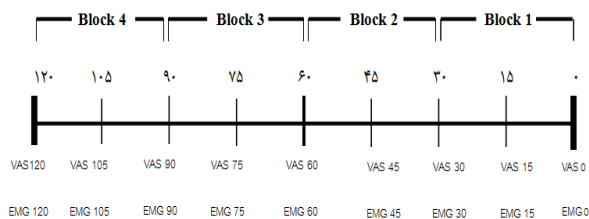
<sup>2</sup> Paraspinal muscles

<sup>3</sup> Surface ElectroMyoGraphy

کوچک، طبقه بندی کردن، انجام کارهای فکری و ایستادن بدون فعالیت و تعامل اجتماعی (وظایف خسته کننده) بودند. این وظایف به صورت تصادفی در دوره‌های ۳۰ دقیقه‌ای در طول ۲ ساعت ایستادن انجام شدند، به گونه‌ای که در هر نیم ساعت از فراد خواسته می‌شد که یکی از وظایف را به قید قرعه از جعبه‌ی قرعه کشی انتخاب نمایند.

داده‌های الکترومیوگرافی در دوره‌های متوالی ۱۵ دقیقه‌ای، در طول ۲ ساعت ایستادن از عضلات مذکور جمع‌آوری شد. در پایان هر ۱۵ دقیقه از افراد خواسته شد که میزان ذهنی درد در ناحیه‌ی کمرشان را بر روی VAS نشان دهند. شایان ذکر است که در این مطالعه جهت جلوگیری از ایجاد تورش، در هر مرتبه VAS در برگی جدیدی به شرکت‌کنندگان ارائه می‌گشت تا آنان قضاوت ذهنی خودشان را در علامت زدن دخیل نکنند. در نهایت در طول ۲ ساعت؛ ۹ ارزیابی درد و ۹ ثبت فعالیت الکتریکی عضله، در ۴ بلوک کار تصادفی، در هر وضعیت و برای هر شرکت‌کننده صورت پذیرفت (شکل ۱).

در انتها، زمانی که شرکت‌کنندگان در هر دو وضعیت ایستادند، از آن‌ها در مورد وضعیتی که ترجیح می‌دهند سؤال شد.



شکل (۱): نمودار زمانی جمع‌آوری داده‌ها در طول ۲ ساعت ایستادن

#### تحلیل داده‌ها:

نخست میزان بدست آمده‌ی VAS قبل از شروع تست یا قبل از ایستادن (VAS مبنای اول و دوم) به عنوان مبنا از مقادیر محاسبه شده در حالت‌های مختلف دیگر کم شد، تا مقدار واقعی VAS در هنگام ایستادن بدست آید و اطمینان حاصل شود که هر تغییری که در میزان ذهنی درد در ناحیه‌ی کمر ایجاد شده است، ناشی از ایستادن بوده است. سپس جهت مقایسه‌ی تغییرات میزان نمره‌ی VAS در دو وضعیت، دو شاخص کلی برای نمره‌های گزارش شده‌ی VAS در طول دو ساعت ایستادن تعریف شد. یکی از این دو شاخص؛ بیشترین میزان تغییرات در نمره‌ی VAS در طول دو ساعت ایستادن نسبت به VAS مبنای دوم (Max

و بیشترین درد ممکن (درد فوق العاده) نشان دهند. روایی و پایایی شاخص بصری درد (VAS) جهت نرخ گذاری میزان درد و ناراحتی در نواحی مختلف بدن به اثبات رسیده است (۲۶، ۲۷).

جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضله‌ی گلوئوس مدیوس، بعد از آماده و تمیز کردن پوست و همچنین لمس دستی عضلات گلوئوس مدیوس راست و چپ، ۱ جفت الکتروود Ag/AgCl با فاصله‌ی بین الکتروود ۲۰/۰۰ میلی‌متر بر روی عضلات دو طرف قرار داده شد. محل قرارگیری الکتروودها بر طبق مطالعات قبلی (۹-۱۱، ۱۳) یک اینچ دیستال نقطه‌ی میانی سیتیغ ایلیاک در نظر گرفته شد.

پس از قرار داده شدن الکتروود بر روی گلوئوس مدیوس، حداکثر انقباض ارادی<sup>۱</sup> (MVC) به صورت مقاومت دستی در برابر دور کردن لگن در حالت خوابیده به پهلو، ۳ بار در فواصل زمانی ۱ دقیقه و هر بار به مدت ۵ ثانیه، برای هر دو طرف، گرفته شد.

سیگنال‌های الکترومیوگرافی خام با استفاده از دستگاه Biometric، ۸ کاناله مدل Ltd NP11 7Hz تقویت شده و با فرکانس نمونه‌گیری معادل ۱۰۲۴ هرتز جمع‌آوری شدند. دستگاه به صورت خودکار، جهت ثبت سیگنال‌های عضلات فیلتر میان گذر ۵۰۰-۱۵۰ هرتز را اعمال می‌کرد. با وجود اینکه محل قرارگیری دقیق الکتروودها بر اساس لندمارک‌های خاص، قبلاً تعریف شده بود ولی علاوه بر آن، قرارگیری صحیح آنها با کنترل سیگنال خروجی، زمانی که شخص عضله را منقبض می‌کرد، کنترل شد.

سپس افراد شرکت‌کننده با قرار گرفتن در محل محدود و تعیین شده‌ی ۵۲ × ۶۴ سانتی‌متر، در حالی که یک میز قابل تنظیم در جلوی آنها قرار داشت و کفش‌های ورزشی بدون پاشنه‌ی خود را پوشیده بودند و در وضعیت طبیعی آناتومیکی قرار داشتند، وارد پروتکل آزمایش در طول ۲ ساعت ایستادن ممتد شدند. میز قابل تنظیم برای هر شرکت‌کننده در ۵ سانتی‌متر زیر ارتفاع آرنجش تنظیم شد و به افراد آموزش داده شد که به صورت عادی بایستند، از محیط تعیین شده خارج نشوند، گام برندارند، پاهایشان را برای استراحت به پایه‌ی میز تکیه ندهند و همچنین جهت حمایت وزن بدن با دست به میز تکیه ندهند.

VAS مبنای دوم قبل از شروع وظایف از افراد شرکت‌کننده جمع‌آوری شد.

در ادامه، افراد شرکت‌کننده، شروع به انجام وظایف تعیین شده کردند. در این مطالعه جهت شبیه‌سازی فعالیت‌های شغلی سبک، ۴ وظیفه‌ی مختلف انتخاب شد که شامل: مونتاژ قطعات

<sup>۱</sup> Maximum Voluntary Contraction

کواکتیویشن‌های ۹ گانه در طول دو ساعت ایستادن در هر وضعیت، به عنوان شاخصی برای مقایسه تغییرات میزان CCI در دو وضعیت، میانگین گرفته شد.

معادله (۱) رابطه‌ی نرمالسازی RMS:

$$NRMS = \frac{(RMS_i - RMS_{min})}{(RMS_{max} - RMS_{min})}$$

معادله (۲) رابطه‌ی محاسبه‌ی CCI:

$$CCI = \sum_{i=1}^n \left( \frac{NRMS_{min i}}{NRMS_{max i}} \right) (NRMS_{min i} + NRMS_{max i})$$

تحلیل‌های آماری:

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۸ انجام گرفت. برای آزمون فرضیه‌های پژوهش، از آزمون‌های ویلکسون و مک‌نمار استفاده گردید و در جاهایی که نیاز بود از آزمون T-test نیز استفاده به عمل آمد. سطح معنی‌داری در همه‌ی آزمون‌ها  $P < 0.05$  در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

در مطالعه‌ی حاضر، از بین ۱۶ شرکت‌کننده، ۱ نفر به علت مناسب نبودن سیگنال‌های الکترومیوگرافی‌اش برای آنالیز، از مطالعه کنار گذاشته شد. مشخصات دموگرافیک ۱۵ نفر باقی‌مانده از جمله سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی در جدول ۱ آمده است.

جدول (۱): مشخصات دموگرافیک شرکت‌کنندگان

مشخصات دموگرافیک	تعداد شرکت‌کنندگان	میانگین $\pm$ ضریب خطا
سن (سال)	۱۵	$22/27 \pm 0/56$
قد (متر)	۱۵	$1/77 \pm 0/01$
وزن (کیلوگرم)	۱۵	$68/33 \pm 2/49$
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر مربع)	۱۵	$21/85 \pm 0/7$

در همه‌ی شرکت‌کنندگان؛ در هر دو وضعیت ایستادن، میزان VAS مبنای اولیه صفر بود ولی VAS مبنای دوم (VAS ابتدای ایستادن) در وضعیت ۱ و ۲ به ترتیب  $0/33 \pm 0/16$  و  $0/27 \pm 0/15$  گزارش شد؛ که در هر شرکت‌کننده در این دو وضعیت، این مقادیر از نمره‌ی VAS دقیق دیگر کسر گردید تا اطمینان حاصل شود

و دیگری مجموع تغییرات نمره‌های VAS گزارش شده در طول ایستادن نسبت به VAS مبنای دوم (Sum VAS) در هر وضعیت بود. در ادامه، افراد بر اساس بیشترین تغییر مقدار VAS از مینا در هر زمان در طول ۲ ساعت ایستادن، به دو گروه درد و فاقد درد تقسیم شدند. نحوه‌ی تقسیم‌بندی به این صورت بود که؛ اگر بیشترین میزان تغییرات شاخص بصری درد گزارش شده بیشتر از ۱۰ میلی‌متر می‌بود، افراد در گروه درد قرار می‌گرفتند و اگر کمتر از ۱۰ میلی‌متر می‌بود، در گروه فاقد درد قرار می‌گرفتند (۱۲). افراد گروه درد در سطح عادی بر اساس اینکه کفپوش ضد خستگی باعث کاهش درد در آن‌ها، بر مبنای آستانه‌ی مذکور، شده بود یا نه، به ترتیب به دو گروه پاسخگو و غیر پاسخگو تقسیم شدند.

برای بررسی و آنالیز سیگنال‌های EMG، برنامه‌ای به صورت دستی در (Matlab version R2009a version 7.8.0.374) (The Mathworks, Inc., Natick, USA) نوشته شد. از آنجاییکه الکترودهای مورد استفاده بصورت سخت‌افزاری دارای فیلتر میان‌گذر ۵۰۰-۱۵ بودند، هیچگونه فیلتر نرم‌افزاری به صورت دستی بر روی داده‌ها اعمال نگردید. جهت کاهش میزان داده‌ها با توجه به اینکه نرخ نمونه‌گیری برای الکترودهای دستگاه ۱۰۰۰ داده در ثانیه بود، بنابراین از ۳۰۰۰۰ داده‌ای که برای هر عضله در هر ۳۰ ثانیه (۳۰۰۰۰ میلی‌ثانیه) در بلوک‌های ۱۵ دقیقه‌ای در طول دو ساعت ایستادن گرفته شده بود، پنجره‌ی زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه عبور داده شد و برای هر پنجره RMS<sup>۱</sup> محاسبه گردید. برای نرمالسازی داده‌های به دست آمده‌ی RMS، از MVCهای سه گانه‌ای که قبل از پروتکل ایستادن گرفته شده بود، استفاده گردید، بدین صورت که در اینجا نیز با اعمال پنجره‌ی زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه، برای داده‌های MVC، RMSها محاسبه شدند و بیشترین میزان RMS در این پنجره‌ها به عنوان RMS<sub>max</sub> و کمترین مقدار به عنوان RMS<sub>min</sub> در نظر گرفته شد و در ادامه با استفاده از رابطه‌ی ۱ تعداد (۲۰۰-۳۰۰۰) RMS برای هر ۳۰ ثانیه در هر ۱۵ دقیقه نرمالسازی شدند.

جهت محاسبه‌ی ضریب کواکتیویشن (Co-activation coefficient (CCI)) که میزان کمی انقباض همزمان دو عضله را نشان می‌دهد، از میان همه‌ی NRMSهای محاسبه شده در هر ۳۰ ثانیه برای هر کدام از عضلات گلوئوس مدیوس راست و چپ، بیشترین و کمترین میزان NRMS جدا شده و در رابطه‌ی ۲ قرار گرفت. بنابراین برای هر جفت عضله در هر وضعیت ۹ عدد CCI در فواصل ۱۵ دقیقه‌ای به دست آمد و در ادامه از میزان

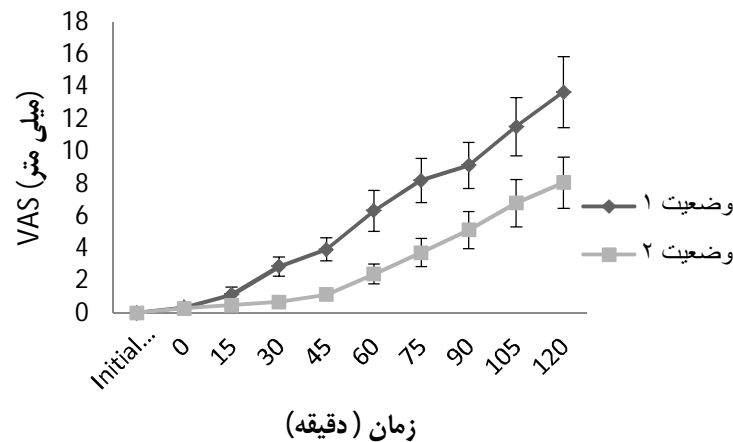
<sup>۱</sup> Root Mean Square

پیدا کرده است و این متغیر در هر دو وضعیت به طور معنی‌داری تحت تأثیر زمان قرار دارد ( $P < 0.05$ ,  $df = 9$ ). این در حالیست که میزان VAS در وضعیت ۲ که در آن مداخله صورت گرفته بود، در سطح پایین‌تری نسبت به وضعیت ۱، که وضعیت بدون مداخله بود، قرار داشت (نمودار ۱).

که هر تغییری که در نمره‌ی VAS اتفاق افتاده، در نتیجه‌ی ایستادن بوده است.

میزان ذهنی درد در طول ایستادن:

روند تغییرات میانگین نمره‌ی VAS نسبت به مینا در طول دو ساعت ایستادن در ۱۵ شرکت‌کننده در وضعیت ۱ و ۲ نشان داد که؛ میزان نمره‌ی VAS در طول دو ساعت ایستادن افزایش

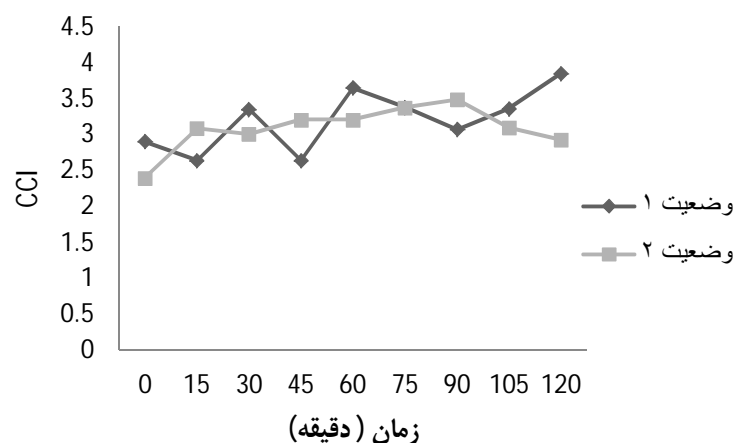


**نمودار (۱):** روند تغییرات میانگین نمره‌ی VAS نسبت به مینا در طول دو ساعت ایستادن در دو وضعیت (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)

میزان کواکتیویشن عضلات گلوٹئوس مدیوس دو طرف در طول ایستادن:

روند تغییرات میانگین کواکتیویشن عضلات گلوٹئوس مدیوس دو طرف در طول ۲ ساعت ایستادن در هر دو وضعیت برای ۱۵ نفر شرکت‌کننده در مطالعه نشان داد؛ بر خلاف روند تغییرات میانگین نمره‌ی VAS، میانگین CCI در هیچکدام از دو وضعیت تحت تأثیر زمان قرار ندارد ( $P > 0.05$ ,  $df = 9$ ) (نمودار ۲).

در مقایسه‌ی میانگین تغییرات نمره‌ی VAS در وضعیت ۱ و وضعیت ۲ نتایج آزمون ویلکسون در سطح معنی‌داری  $\alpha = 0.05$  نشان داد که در هر دو شاخص؛ بیشترین میزان تغییرات در نمره‌ی VAS در طول دو ساعت ایستادن نسبت به VAS مینای دوم (Max VAS) و مجموع تغییرات نمره‌های VAS گزارش شده در طول ایستادن نسبت به VAS مینای دوم (Sum VAS)، در بین دو وضعیت اختلاف معنی‌داری وجود دارد ( $P = 0.003$ ).



**نمودار (۲):** روند تغییرات میانگین ضریب کواکتیویشن عضلات گلوٹئوس مدیوس دو طرف در طول دو ساعت ایستادن در دو وضعیت (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)

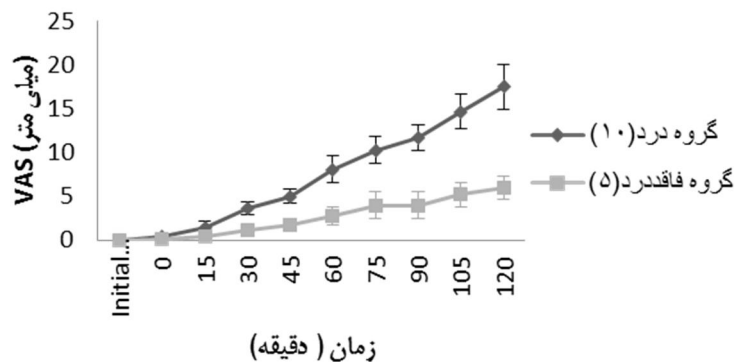
وضعیت ۱ در کاهش ابتلا به کمردرد مشاهده نشد ( $P = 0/062$ ). شایان ذکر است در هر دو وضعیت ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان در دو گروه (درد/ فاقدرد) از لحاظ آماری مشابه بودند ( $P < 0/05$ )، (جدول ۲). وقتی روند میانگین تغییرات VAS در گروه درد و فاقدرد در این دو وضعیت در طول دو ساعت ایستادن مورد آنالیز قرار گرفت، مشاهده گردید؛ در هر دو گروه میانگین نمره‌ی VAS در طول زمان دارای یک روند افزایشی است و به طور معنی‌داری تحت تأثیر زمان قرار دارد ( $P < 0/05$ ) و  $(df=9, P < 0/05)$ . این در حالی بود که در گروه فاقدرد این میزان در سطح پایین‌تری نسبت به گروه درد قرار داشت (نمودارهای ۳ و ۴). همچنین برای میانگین کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف در طول ایستادن در هر دو وضعیت همانگونه که انتظار می‌رفت (همانند مطالعات مشابه) میزان این متغیر در طول زمان برای گروه درد به طور معنی‌داری بالاتر از این میزان برای گروه فاقدرد بود ( $P < 0/05$ )، (نمودارهای ۵ و ۶).

در مقایسه‌ی میانگین تغییرات کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف در طول ایستادن در وضعیت‌های ۱ و ۲، نتایج آزمون ویلکسون در سطح معنی‌داری  $\alpha = 0/05$  نشان داد که در اینجا بر خلاف VAS در میزان میانگین تغییرات کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف در طول ایستادن در دو وضعیت اختلاف آماری معنی‌داری وجود ندارد ( $P = 0/776$ ). ایجاد کمردرد در طول ایستادن بر اساس مقیاس VAS.

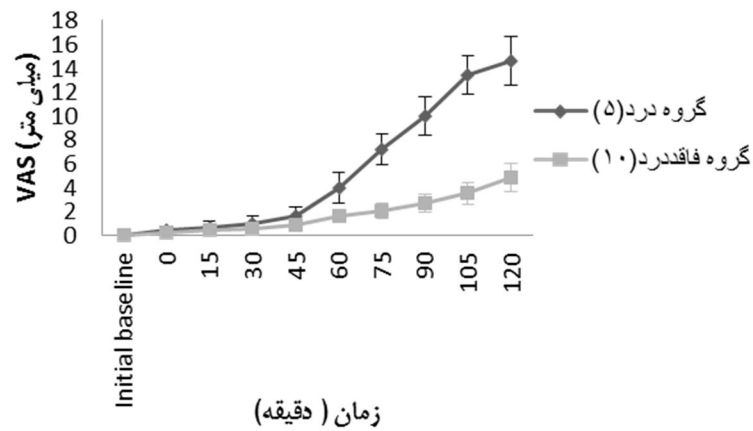
در بررسی ایجاد کمردرد در شرکت‌کنندگان در هر وضعیت، بعد از تقسیم‌بندی افراد شرکت‌کننده به دو گروه دارای درد و فاقدرد، بر اساس آستانه‌ی اشاره شده در بخش آنالیز داده‌های VAS، مشاهده شد؛ در وضعیت ۱، یعنی ایستادن بر روی سطح عادی سخت، تعداد ۱۰ نفر از ۱۵ نفر شرکت‌کننده در مطالعه در گروه درد و ۵ نفر در گروه فاقدرد قرار گرفتند و در وضعیت ۲ یعنی ایستادن بر روی کفپوش ضد خستگی علاوه بر تعداد افراد مبتلا به کمردرد به ۵ نفر ولی اختلاف آماری معنی‌داری نسبت به

جدول (۲): مشخصات دموگرافیک شرکت‌کنندگان در گروه‌های درد/فاقدرد در دو وضعیت (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)

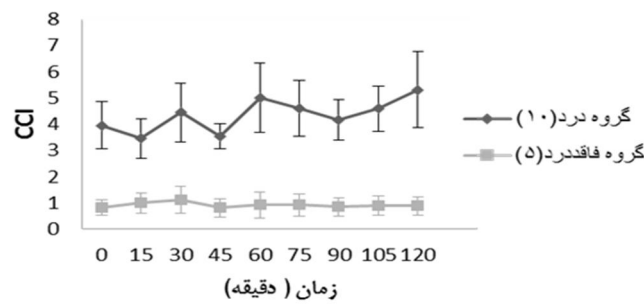
وضعیت‌های ایستادن	گروه‌ها (تعداد)	سن (سال)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر <sup>۲</sup> )	VAS مبنای اولیه (میلی‌متر)	VAS مبنای دوم (VAS ابتدای ایستادن)
وضعیت ۱	گروه درد (۱۰)	$22 \pm 0/56$	$21/98 \pm 0/94$	۰	$0/4 \pm 0/22$
	گروه فاقدرد (۵)	$22/8 \pm 1/36$	$21/58 \pm 1/08$	۰	$0/2 \pm 0/2$
وضعیت ۲	گروه درد (۵)	$21/8 \pm 0/58$	$24/15 \pm 0/99$	۰	$0/4 \pm 0/4$
	گروه فاقدرد (۱۰)	$22/5 \pm 0/8$	$20/69 \pm 0/7$	۰	$0/2 \pm 0/13$



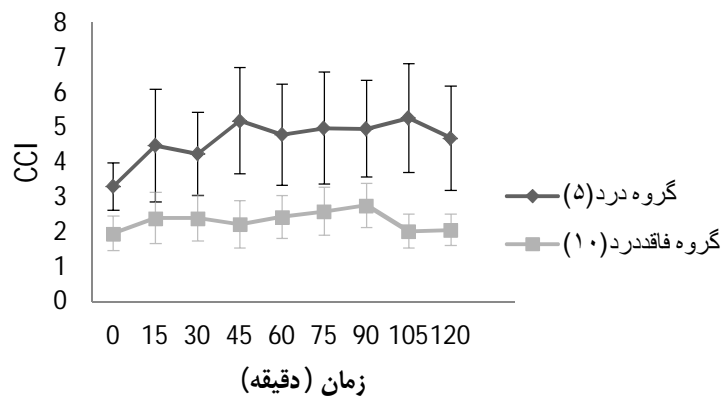
نمودار (۳): روند تغییرات نمره‌ی VAS نسبت به مینا در گروه درد و فاقدرد در وضعیت ۱ (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)



نمودار (۴): روند تغییرات میانگین نمره‌ی VAS نسبت به مبنا در گروه درد و فاقد درد در وضعیت ۲ (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)



نمودار (۵): روند تغییرات میانگین ضریب کواکتیویشن عضلات گلوتهوس مدیوس دو طرف در گروه درد و فاقد درد در وضعیت ۱ (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)



نمودار (۶): روند تغییرات میانگین ضریب کواکتیویشن عضلات گلوتهوس مدیوس دو طرف در گروه درد و فاقد درد در وضعیت ۲ (میانگین  $\pm$  ضریب خطا)

پیگیری قرار گرفتند، مشاهده شد، تعداد ۵ نفر از شرکت‌کنندگانی که در وضعیت ۱ در گروه درد قرار داشتند، بر اساس آستانه اشاره

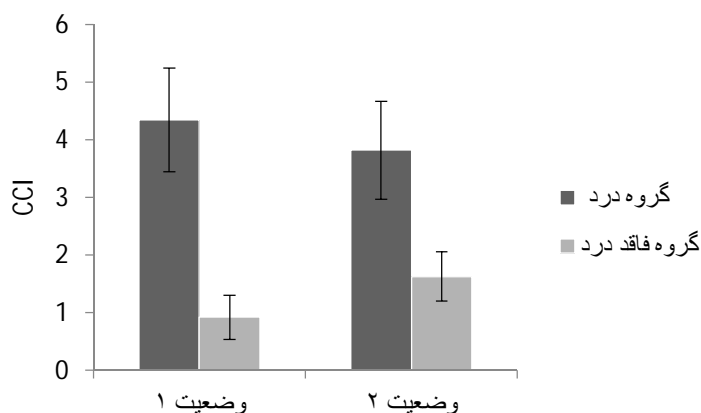
هنگامی که ۱۰ نفر شرکت‌کننده‌ی گروه درد و ۵ نفر شرکت‌کننده‌ی گروه فاقد درد در وضعیت ۱، در وضعیت دوم مورد



شده، در وضعیت ۲ در گروه فاقد درد قرار گرفتند (گروه پاسخگو) و ۵ نفر از شرکت کنندگان همچنان در گروه درد باقی ماندند (گروه غیر پاسخگو). در این مقایسه همه‌ی افرادی که در وضعیت ۱ در گروه فاقد درد قرار داشتند، در وضعیت ۲ نیز همچنان در گروه فاقد درد بودند.

در بررسی تأثیر کفیوش ضد خستگی بر روی CCI در ۱۰ شرکت کننده‌ی گروه درد و ۵ شرکت کننده‌ی گروه فاقد درد در وضعیت ۱ مشخص شد؛ میزان این پارامتر در گروه درد از

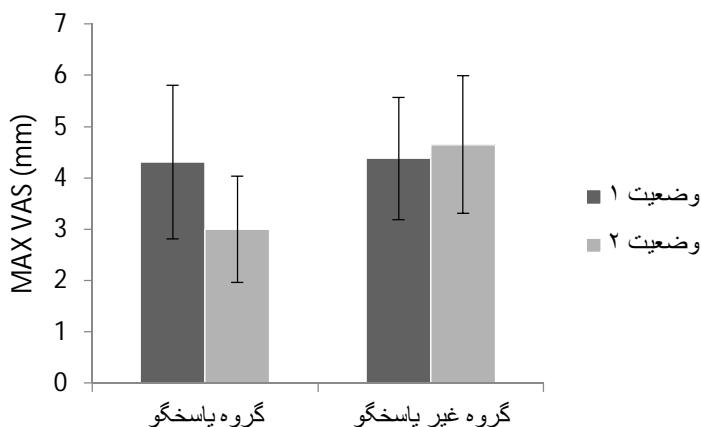
۴/۳۵±۰/۹ در وضعیت ۱ به ۳/۸۲±۰/۸۵ در وضعیت ۲ و در گروه فاقد درد از ۰/۳۸±۰/۹۲ در وضعیت ۱ به ۱/۶۳±۰/۴۱ در وضعیت ۲ تغییر پیدا کرده بود. اگرچه میزان این پارامتر برای شرکت کنندگان واقع در گروه درد و فاقد درد در وضعیت ۱، در وضعیت مداخله تغییر معنی داری نداشت ( $P > 0.05$ )، ولی در کل کفیوش ضد خستگی در گروه درد باعث کاهش CCI شده بود ولی در گروه فاقد درد میزان CCI را تا حدودی افزایش داده بود (نمودار ۷).



نمودار (۷): میزان CCI در ۱۰ نفر شرکت کننده‌ی گروه درد و ۵ نفر شرکت کننده‌ی گروه فاقد درد وضعیت ۱، در هر دو وضعیت (میانگین ± ضریب خطا)

پاسخگو از ۴/۳۸ ± ۱/۱۹ در وضعیت ۱ به ۴/۶۵ ± ۱/۳۴ در وضعیت ۲ تغییر پیدا کرد اگرچه هیچکدام از این تغییرات معنی دار نبودند ( $P > 0.05$ )، (نمودار ۸).

همچنین در بررسی تأثیر کفیوش ضد خستگی بر روی CCI در ۵ نفر گروه پاسخگو و ۵ نفر گروه غیر پاسخگو مشاهده شد میزان CCI در گروه پاسخگو از ۴/۳۱ ± ۱/۵ در وضعیت ۱ به ۳ ± ۱/۰۴ در وضعیت ۲ تقلیل پیدا کرد و این میزان در گروه غیر



نمودار (۸): میزان CCI در ۵ نفر گروه پاسخگو و ۵ نفر گروه غیر پاسخگو وضعیت ۲، در دو وضعیت (میانگین ± ضریب خطا)

ترجیح فردی:

در کل ۱۱ نفر از ۱۵ نفر شرکت‌کننده در مطالعه بیان کردند که اگر در یک ایستگاه کاری که نیازمند ایستادن طولانی مدت باشد کار کنند، وضعیت ۲ یعنی استفاده از کفپوش ضد خستگی را ترجیح می‌دهند. از ۴ نفر شرکت‌کننده‌ای که وضعیت ۱ را ترجیح داده بودند ۳ نفر در هر دو وضعیت در گروه فاقد درد و ۱ نفر در هر دو وضعیت در گروه درد قرار داشت.

## بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد، کفپوش ضد خستگی در کاهش میزان ذهنی درد در ناحیه‌ی کمر مفید است ( $P = 0.003$ ). از یافته‌های مهم دیگر این مطالعه، عدم تأثیر معنی‌دار این مداخله بر روی متغیر عینی الگوی فعالیت عضلانی مرتبط با کمردرد بود ( $P = 0.776$ ). نتایج مطالعه‌ی حاضر عطف به ارزیابی تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی کمردرد بر اساس آستانه‌ی تغییر بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در مقیاس بصری درد (VAS) طی ۲ ساعت ایستادن، نشان داد؛ اگرچه این مداخله باعث کاهش درد در ۵ نفر از شرکت‌کنندگان گروه درد در وضعیت ۱ شد ولی از لحاظ آماری در سطح معنی‌داری  $\alpha = 0.05$  تأثیر معنی‌داری در کاهش تعداد افراد مبتلا به کمردرد نداشت ( $P = 0.062$ ) و همچنین با وجود کاهش میزان CCI در گروه درد و گروه پاسخگو طی استفاده از این مداخله نسبت به وضعیت بدون مداخله ولی از لحاظ آماری کفپوش ضد خستگی تأثیر معنی‌داری بر روی کاهش کواکتیویشن عضلانی گلوئتوس مدیوس دو طرف در گروه درد و فاقد درد نداشت ( $P > 0.05$ ). در این مطالعه در کل ۱۱ نفر از ۱۵ نفر شرکت‌کننده در مطالعه (۷۳ درصد) بیان کردند که اگر در یک ایستگاه کاری که نیازمند ایستادن طولانی مدت باشد کار کنند، وضعیت ۲ یعنی استفاده از کفپوش ضد خستگی را ترجیح می‌دهند.

ناراحتی و درد در ناحیه‌ی کمر طی ایستادن طولانی مدت:

در این مطالعه، در هر دو وضعیت روند میزان ذهنی درد در ناحیه‌ی کمر طی ۲ ساعت ایستادن، به طور معنی‌داری تحت تأثیر زمان قرار داشت ( $P < 0.05$ ) و با گذشت زمان میزان درد در ناحیه‌ی کمر افزایش پیدا کرد، اگرچه در وضعیت مربوط به مداخله، روند افزایش VAS در سطح پایین‌تری نسبت به وضعیت ۱ قرار داشت. این نتیجه، عامل خطر بودن ایستادن در وضعیت ثابت به صورت طولانی مدت را در ایجاد کمردرد تقویت می‌کند، همچنان که در مطالعات متعددی که با هدف بررسی رابطه‌ی کمردرد و فاکتورهای فیزیکی مختلف شغلی در جوامعی از جمله

کارگران، پرستاران، جراحان و غیره، انجام گرفته‌اند نیز، عامل خطر بودن این فاکتور در ایجاد کمردرد به اثبات رسیده است.

در ارتباط با تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی ناراحتی ذهنی در ناحیه‌ی کمر طی ایستادن طولانی مدت مطالعه‌ی حاضر همسو با مطالعات (Konz و Rys ۱۹۸۹) و (Redfern و Cham) تأثیر مثبت نوع کفپوش در کاهش ناراحتی را تقویت می‌کند (۲۸، ۲۰). اگرچه یافته‌های مطالعه‌های (Konz و Rys ۱۹۸۸)، (Konz و همکاران) و (Krumwiede و همکاران) نشان داد که؛ کفپوش تأثیری بر میزان ناراحتی ذهنی در ناحیه‌ی کمر ندارد (۲۴، ۲۹، ۳۰). احتمالاً مدت زمان متفاوت ایستادن در طول مطالعات مهم‌ترین توضیح برای این اختلاف باشد (۱۷).

الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئتوس مدیوس دو طرف طی ایستادن:

در این مطالعه؛ روند کواکتیویشن عضلانی گلوئتوس مدیوس که یک الگوی فعالیت عضلانی مرتبط با کمردرد است، در هیچکدام از دو وضعیت تحت تأثیر زمان قرار نداشت ( $P > 0.05$ ). در کل اختلاف معنی‌داری در CCI گلوئتوس مدیوس دو طرف شرکت‌کنندگان، بین وضعیت ۱ و وضعیت ۲ پیدا نشد ( $P = 0.776$ ). در مطالعات گذشته ثابت شد؛ الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئتوس مدیوس دو طرف، به عنوان یک فاکتور زمینه‌ساز در ایجاد کمردرد، الگوی غالبی برای شناسایی و قرار دادن افراد در دو گروه درد و فاقد درد می‌باشد، به گونه‌ای که؛ میزان این پارامتر در گروه درد به طور معنی‌داری بالاتر از گروه فاقد درد خواهد بود (۹-۱۱، ۱۳). از آنجایی که در این قسمت از آنالیز، گروه‌بندی‌ای در افراد، مبنی بر مستعد کمردرد بودن یا نبودن صورت نگرفته بود، بنابراین، این نتیجه دور از انتظار نبود. کمالینکه شاید در این مطالعه هم، همانند مطالعه‌ی (۳۱) که با هدف ارزیابی تأثیر نوعی کفپوش بر روی کمردرد انجام شده بود، مداخله باعث کاهش CCI گلوئتوس مدیوس در گروه درد و در عین حال افزایش آن در گروه فاقد درد شده باشد، در نتیجه این کاهش و افزایش در دو گروه باعث خنثی شدن تأثیر مداخله در کل جامعه می‌شود.

کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت:

در مطالعه‌ی حاضر طی بررسی ایجاد کمردرد در بین شرکت‌کنندگان، در وضعیت بدون مداخله، بر اساس تغییر بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در مقیاس بصری درد (VAS)، مشخص شد؛ ایستادن طولانی مدت در ۶۷ درصد افراد باعث ایجاد کمردرد می‌شود، که این درصد در مطالعات قبلی از ۴۰ تا ۸۰ درصد افراد متغییر بود (۸-۱۳). ارزیابی تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی کمردرد بر اساس آستانه‌ی مذکور نشان داد؛ ظاهراً این مداخله تأثیر مثبتی بر روی کاهش ابتلا به کمردرد دارد، اگرچه از لحاظ آماری

استنتاج کلی:

با وجود همه‌ی کاستی‌ها و محدودیت‌ها، یافته‌های بدست آمده از جامعه‌ی نسبتاً کوچک، جوان، سالم و مذکر مطالعه‌ی حاضر، شواهدی مبنی بر اینکه؛ کفپوش ضد خستگی در کاهش میزان درد ذهنی در ناحیه‌ی کمر و به طبع آن کمردرد مفید است، مطرح می‌کند. اگرچه این مداخله، از لحاظ عینی تغییر معنی‌داری در الگوی فعالیت عضلانی مرتبط با کمردرد ایجاد نکردند. در کل، نتایج این مطالعه، نظریه‌ی قرار دادن حایلی بین پا و سطح سفت در طول ایستادن طولانی مدت، جهت کاهش ناراحتی در نواحی مختلف بدن، را تقویت می‌کند همچنانکه ۷۳ درصد از افراد شرکت‌کننده در مطالعه وضعیت ۲ یعنی ایستادن بر روی کفپوش ضد خستگی را ترجیح دادند.

پیشنهادها:

بنابر نتایج، کاستی‌ها و محدودیت‌های این مطالعه، پیشنهادهایی که می‌توان برای انجام پژوهش‌هایی در آینده داشت، شامل: انجام پژوهش مشابه در جامعه‌ای بزرگتر و متشکل از شرکت‌کنندگان مرد و زن که توانایی دفاع و تصدیق کردن ارتباط بین درد در ناحیه‌ی کمر، کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس و وضعیت‌های مختلف سطح را داشته باشد، انجام مطالعه‌ی مشابه فقط بر روی گروه مستعد درد یا گروه فاقد درد جهت نمایان‌تر شدن تأثیر کفپوش ضد خستگی بر روی این دو گروه، انجام مطالعات کنترل شده‌ی مشابه که نوع کفش و تناسب آن با پای شرکت‌کنندگان در افراد یکسان باشد، انجام پژوهش‌هایی مشابه، طی ایستادن در محدوده‌ی زمانی بیشتر، مثلاً ۴ ساعت، انجام پژوهش‌های مشابه در محیط کار واقعی و با پیگیری در طول زمان، می‌باشد.

### تشکر و قدردانی

بر خود لازم می‌دانیم از همکاری صمیمانه‌ی جناب آقای دکتر محمدتقی کریمی عضو هیئت علمی گروه ارتوپدی فنی دانشکده‌ی توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و همه‌ی کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری نموده‌اند، تقدیر و تشکر خالصانه داشته باشیم.

تأثیرگذاری حالت آن معنی‌دار نبود ( $P = 0/062$ ). همچنین در این مطالعه همسو با مطالعاتی که الگوی کواکتیویشن عضلات گلوئوس مدیوس دو طرف را به عنوان یک عامل زمینه‌ساز در ایجاد کمردرد معرفی کرده بودند (۹-۱۱، ۱۳)، ثابت شد که؛ در هر دو وضعیت میزان کواکتیویشن در طول ۲ ساعت، در گروه درد به صورت معنی‌داری بالاتر از میزان این پارامتر در گروه فاقد درد است. در بررسی تأثیر مداخله بر روی این عامل زمینه‌ساز در گروه‌های درد و فاقد درد، مشاهده شد که؛ ایستادن بر روی کفپوش ضد خستگی باعث کاهش کواکتیویشن عضلانی گلوئوس مدیوس دو طرف در افرادی که در وضعیت ۱ در گروه درد قرار داشتند، می‌شود. اگرچه این کاهش معنی‌دار نبود. شایان ذکر است، این مداخله در گروه فاقد درد تا حدودی باعث افزایش CCI گلوئوس مدیوس شد، البته برای آنها افزایش متناسب کمردرد وجود نداشت. با وجود اینکه مطالعاتی که تأثیر این مداخله را بر روی کمردرد، طی ایستادن طولانی مدت با استفاده از پارامتر CCI گلوئوس مدیوس بررسی کرده باشند، وجود نداشت، ولی نتایج مطالعه‌ی حاضر با مطالعه‌ای که Nelson-Wong و Callaghan به منظور بررسی تأثیر سطح شیب‌دار بر روی پاسخ‌های ذهنی و بیومکانیکی مرتبط با کمردرد طی ۲ ساعت ایستادن طولانی مدت انجام دادند، مطابقت دارد، چنانچه در مطالعه‌ی آنها نیز با وجود کاهش CCI گلوئوس مدیوس و کمردرد ذهنی در گروه درد، طی ایستادن بر روی سطح شیب‌دار، میزان این پارامتر در گروه فاقد درد بدون افزایش متناسب کمردرد در آنها، افزایش پیدا کرده بود. در کل، افزایش CCI گلوئوس مدیوس طی استفاده از مداخلات در گروه فاقد درد تا حدودی مبهم به نظر می‌رسد.

محدودیت‌ها:

در مجموع به علت تعداد کم شرکت‌کنندگان در مطالعات صورت گرفته، شاید نتوان برداشت کلی‌ای از این نتایج داشت، البته علاوه بر تعداد کم نمونه‌ها در مطالعات قبلی و مطالعه‌ی حاضر، در این مطالعه محدودیت‌ها و کاستی‌های دیگری نیز وجود دارد؛ از جمله می‌توان اشاره داشت به: نبود شرکت‌کننده‌ی خانم در مطالعه، استاندارد نبودن کفش در بین شرکت‌کنندگان و همچنین مدت زمان محدود ۲ ساعت برای ایستادن.

### References:

1. Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y, Gepstein R. The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose

job involves long-distance walking. *Eur Spine J* 2005;14(6):546-50.

2. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to

- an exercise intervention. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(6):1125–33.
3. King PM. A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. *Appl Ergon* 2002;33(5):477–84.
  4. Cook J, Branch TP, Baranowski TJ, Hutton WC. The effect of surgical floor mats in prolonged standing: an EMG study of the lumbar paraspinal and anterior tibialis muscles. *J Biomed Eng* 1993;15(3):247–50.
  5. Kim JY, Stuart-Buttle C, Marras WS. The effects of mats on back and leg fatigue. *Appl Ergon* 1994;25(1):29–34.
  6. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Bagheri-Nesami M, Ahmad-Shirvani M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M. Occupational back pain in Iranian nurses: an epidemiological study. *Br J Nurs* 2006;15(17):914–7.
  7. Mohseni-Bandpei MA, Ahmad-Shirvani M, Golbabaee N, Behtash H, Shahinfar Z, Fernández-de-las-Peñas C. Prevalence and risk factors associated with low back pain in Iranian surgeons. *J Manipulative Physiol Ther* 2011;34(6):362–70.
  8. Gregory DE, Callaghan JP. Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: an investigation of possible mechanisms. *Gait & posture* 2008;28(1):86–92.
  9. Nelson-Wong E, Gregory DE, Winter DA, Callaghan JP. Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23(5):545–53.
  10. Marshall PWM, Patel H, Callaghan JP. Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. *Hum Mov Sci* 2011;30(1):63–73.
  11. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(2):256–63.
  12. Raftery SM, Marshall PWM. Does a 'tight' hamstring predict low back pain reporting during prolonged standing? *J Electromyogr Kinesiol* 2012;23(3):407–11.
  13. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Repeatability of Clinical, Biomechanical, and Motor Control Profiles in People with and without Standing-Induced Low Back Pain. *Rehabil Res Pract* 2010;2010:289278.
  14. Orlando AR, King PM. Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. *J Occup Rehabil* 2004;14(1):63–76.
  15. AlmeidaI JS, FilhoI GC, Pastre CM, Padovani CR, Martins RADM. Comparison of plantar pressure and musculoskeletal symptoms with the use of custom and prefabricated insoles in the work environment. *Rev bras fisioter* 2009;13(6):542–8.
  16. Basford JR, Smith MA. Shoe insoles in the workplace. *Orthopedics* 1988;11(2):285–8.
  17. Cham R, Redfern MS. Effect of flooring on standing comfort and fatigue. *Human factors* 2001;43(3):381–91.
  18. Hansen L, Winkel J, Jorgensen K. Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. *Appl Ergon* 1998;29(3):217–24.
  19. Kelaher D, Mirka GA, Dudziak KQ. Effects of semi-rigid arch-support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. *Appl Ergon* 2000;31(5):515–22.

20. Redfern MS, Chaffin DB. Influence of Flooring on Standing Fatigue. *Human factors* 1995;37(3):570-81.
21. Zander JE, King PM, Ezenwa BN. Influence of flooring conditions on lower leg volume following prolonged standing. *Int J Ind Ergon* 2004;34(4):279-88.
22. Zhang L, Drury CG, Woolley SM. Constrained standing: Evaluating the foot/floor interface. *Ergonomics* 1991;34(2):175-92.
23. 1. Madeleine P, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77(1-2):1-9.
24. Konz S, Bandla V, Rys M, Sambasivan J. Standing on concrete vs. floor mats. London: Taylor & Francis; 1990. P.991-8.
25. Rys M, Konz S. Standing. *Ergonomics* 1994;37(4):677-87.
26. Revill SI, Robinson JO, Rosen M, Hogg MI. The reliability of a linear analogue for evaluating pain. *Anaesthesia* 1976;31(9):1191-8.
27. Summers S. Evidence-based practice part 2: reliability and validity of selected acute pain instruments. *J Perianesth Nurs* 2001;16(1):35-40.
28. Rys M, Konz S, editors. An evaluation of floor surface. Santa Monica: Proceedings of Human Factors and Ergonomics Society 33<sup>rd</sup> Annual Meeting Human Factors and Ergonomics Society; 1989.
29. Krumwiede D, Konz S, Hinnen P. Floor Mat Comfort. *Adv Occup Ergon Saf* 1998:159-62.
30. Rys M, Konz S. Standing work: Carpet vs. Concrete. Anaheim: Proceedings of Human Factors and Ergonomics Society 32<sup>nd</sup> Annual Meeting Human Factors and Ergonomics Society; 1988.
31. Nelson-Wong E, Callaghan JP. The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: a biomechanical analysis. *Appl Ergon* 2010;41(6):787-95.

## ANTI-FATIGUE FLOOR MAT: AN ERGONOMIC SOLUTION FOR ALLEVIATING LOW BACK PAIN ASSOCIATED WITH PROLONGED STANDING

Javad Aghazadeh<sup>1</sup>, Mahmoud Ghaderi<sup>2</sup>, Mahmood Reza Azghani<sup>3</sup>, Hamid Reza Khalkhali<sup>4</sup>,  
Teimour Allahyari<sup>5</sup>, Iraj Mohebbi<sup>6\*</sup>

Received: 29 Sep, 2013; Accepted: 16 Nov, 2013

### Abstract

**Background & Aims:** Prolonged standing in static posture during occupational tasks has been associated with low back pain (LBP). Increased bilateral gluteus medius (GM) muscles co-activation is considered to be the most predisposing factor for LBP development during prolonged standing in asymptomatic individual. Change and modify flooring in occupational environment is common ergonomic intervention to alleviate problems caused by prolonged standing such as LBP. The purpose of this study was to investigate the effect of anti-fatigue floor mat on bilateral GM co-activation pattern and subjective pain in the low back.

**Materials & Methods:** The study was conducted on 16 asymptomatic participants while they were doing simulated light occupational tasks in two conditions for two hours as follows: 1) standing on a hard floor, 2) standing on an anti-fatigue floor mat. In any standing condition, at the beginning of standing and every 15 minutes until 120 minutes, muscle co-activation of bilateral GM and subjective pain in the low back region has been collected respectively by surface electromyography (EMG) and visual analog scale (VAS).

**Results:** There were no significant difference in bilateral GM co-activation pattern in participants between two conditions ( $P=0.776$ ), but anti-fatigue floor mat presented a significantly decreased level of subjective pain in the low back. Although 73% of participants were indicating that they would use the anti-fatigue mat if they were in an occupational setting that required prolonged standing work, but results about the effect of anti-fatigue floor mat on LBP based on an increase of  $>10$ mm on VAS threshold indicated that this intervention has no significant effect on decreased LBP development and co-activation of bilateral GM muscles in both pain developer and non pain developer groups.

**Conclusion:** Apparently anti-fatigue mat were useful in decreasing LBP, although objectively it did not have any significant changes in muscle activity patterns that associated with LBP.

**Keywords:** Low back pain, Prolonged standing, Anti-fatigue floor mat, Muscle co-activation

**Address:** Department of Occupational Health, Urmia University of medical Sciences, Urmia, Iran  
Tel: 0441-2220633

**Email:** mohebbi\_iraj@yahoo.co.uk

SOURCE: URMIA MED J 2014; 24(12): 955 ISSN: 1027-3727

<sup>1</sup> Associate Professor of Neurosurgery, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

<sup>2</sup> Master in Ergonomics, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

<sup>3</sup> Assistant Professor of Biomechanic, Sahand University, Tabriz, Iran

<sup>4</sup> Assistant Professor of Occupational Health, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

<sup>5</sup> Assistant Professor of Biostatistic, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

<sup>6</sup> Professor of Occupational Medicine, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran  
(Corresponding Author)