

ارزیابی ارگونومیکي علل کمردردهای شغلي با استفاده از مدل سازی دیجیتالی انسان (DHM) در یکی از صنایع خودروساز

اعادل مظلومی^{۱*}، علی اکبر کبخی مقدم^۲، سید فرهاد طباطبایی^۳ - حمیدرضا مختاری نیا

^۱استادیار، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران

^۲دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران

^۳استادیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران

چکیده

مقدمه: روش‌های متعددی برای ارزیابی ارگونومیکي عوامل خطر کمردرد در محیط کار وجود دارد که شامل روش‌های بیومکانیکي، فیزیولوژیکي و فیزیکی-روانی می‌باشند. مدل سازی دیجیتالی انسان (DHM) نیز ابزاری مبتنی بر کامپیوتر جهت ارزیابی ارگونومیکي بوده که دارای مزایایی هم‌چون صرفه جویی در وقت و زمان در ارزیابی‌ها و نیز ارزیابی فعالانه راهکارهای ارگونومی در محیط دیجیتالی می‌باشد. این مطالعه با هدف ارزیابی علل کمردرد های شغلي با استفاده از مدل سازی دیجیتالی انسان و ارایه راهکارهای مناسب انجام گرفت.

روش کار: مطالعه حاضر به صورت موردی نیمه تجربی در بخش مونتاژ موتور یکی از صنایع خودروسازی اجرا گردید. ابتدا با بررسی شیوع کمردرد، ویژگی‌های شغلي و عوامل خطر کمردرد در جمعیت مورد مطالعه و در ایستگاه‌های کاری مورد بررسی قرار گرفت، سپس ایستگاه‌های پر خطر تعیین شد و در نهایت یک ایستگاه کاری جهت شبیه سازی و ارزیابی در نرم افزارهای مدل سازی دیجیتالی انسان شامل 3DSSPP^۳ و Catia^۴ انتخاب گردید. ۲۲ پوسچر از لحظه برداشتن و گذاشتن بار از سه وظیفه موجود ایستگاه جهت شبیه سازی مطالعه شدند. پس از ارزیابی در محیط دیجیتالی، نقاط خطر شناسایی و راهکارهای مورد نظر ارایه گردید.

یافته‌ها: با افزایش ابعاد آنتروپومتریکي، فاصله افقی بار تا بدن و کاهش ارتفاع محل گذاشتن بار، نیروی فشاری و برشی وارد بر دیسک S1/L5 افزایش یافته و درصد افراد قادر به انجام وظیفه در هر مفصل با افزایش ابعاد آنتروپومتریکي کاهش یافت. برآورد آسیب به لیگامنت نیز در پوسچرهای دارای خمش شدید کمر افزایش بیش‌تری داشت. امتیاز RULA نیز با وضعیت نامناسب کمر و دست‌ها افزایش یافت. نتایج نشان داد که نقاط خطر در وظایف مورد بررسی، بیش‌تر مربوط به ارتفاع پایین پالت‌ها در محل برداشتن و گذاشتن بار و هم‌چنین فاصله افقی زیاد بار از بدن بود.

نتیجه‌گیری: در این مطالعه عوامل بیومکانیکي مؤثر بر افزایش احتمال بروز کمردرد شامل ویژگی‌های آنتروپومتریکي (قد و وزن)، فاصله افقی بار تا بدن، ارتفاع محل برداشتن و گذاشتن بار و خمش و پیچش تنه بودند. این مطالعه نشان داد که DHM، ابزاری مؤثرتر در ارزیابی وظایف شغلي و طراحی محیط کار بوده که می‌توان نقاط خطر در هر وظیفه را شناسایی کرده و به نقاط ایده‌آل در طراحی دست یافت. با استفاده از DHM می‌توان راهکارهای مداخله‌ای مورد نظر را در محیط مجازی اجرا کرده و با ارزیابی مجدد، از اثربخش بودن راهکارها در محیط واقعی اطمینان حاصل نمود.

کلمات کلیدی: کمردرد، مدل سازی دیجیتالی انسان، Catia^۴، 3DSSPP^۳، دیسک S1/L5، نیروی فشاری، نیروی برشی

مقدمه

یکی از الزامات مهم در پیشگیری از اختلالات اسکلتی-عضلانی اینست که بدانیم دقیقاً چه اعمال نیروی شدیدی در کار وجود دارد. این کار نیاز به ابزار توسعه یافته‌ی آنالیز شغل دارد که بتواند با دقت، تنش‌های بالقوه و مضر سیستم اسکلتی-عضلانی را پیش‌بینی نماید.

کمردرد شغلي، یکی از علل مهم بیماریزایی و هزینه‌های غرامت کارگران در دنیاست. هزینه‌های مزبور در سال ۱۹۹۷ در ایالات متحده آمریکا در حدود ۴۹/۲ میلیارد دلار تخمین زده شده است (Sadeghi, et al., 2006).

* نویسنده مسوول: پست الکترونیکی: ali.keikhmoghaddam@yahoo.com

در این زمینه توسعه مدل‌های بیومکانیکی کامپیوتری از سیستم اسکلتی - عضلانی در ارگونومی اهمیت دارد (Violante, et al., 2000). ارزیابی ارگونومیکی از مواجهه فیزیکی با خطرات اختلالات اسکلتی-عضلانی را می‌توان از طریق استفاده از تجهیزات و نرم افزارهای کامپیوتری تسهیل نمود (Wilson, 2006). مدل سازی دیجیتال انسان (DHM) یک ابزار مبتنی بر کامپیوتر بوده که عبارتست از یک انسان مجازی در فضای سه بعدی که می‌تواند حرکت و دستکاری شده تا حرکات واقعی و دقیق افراد شبیه سازی شود (Hamameh, 2010). مدل سازی دیجیتال انسان یکی از ابزارهای ارزیابی ارگونومی بوده که با استفاده از آن می‌توان زمان طراحی را کوتاه‌تر کرده و در وقت و هزینه‌ی طراحی و ارزیابی آن صرفه جویی نموده و فعالیت‌های طراحی را به صورت فعالانه در محیط دیجیتالی ارزیابی کرد، یعنی می‌توان راهکارهای ارگونومیکی پیشنهاد شده را در محیط دیجیتالی پیاده کرده و ارزیابی مجدد انجام داد و پس از اطمینان از معتبر بودن یک راهکار، آن را در محیط واقعی اجرا نمود (Naumann and Roetting, 2007).

این مطالعه با هدف تعیین عوامل بیومکانیکی و فیزیکی کمردرد با استفاده از مدل سازی دیجیتالی انسان در یکی از ایستگاه‌های خط مونتاژ موتور در یک شرکت خودروسازی انجام شده تا نقاط خطر موجود در ایستگاه مورد نظر شناسایی گشته و در نهایت راهکار مداخله ای مورد نظر جهت حذف یا کاهش عوامل خطر کمردرد در محیط دیجیتالی اجرا و مورد ارزیابی قرار گیرد تا اثر بخشی راهکار مورد نظر تعیین گردد.

روش کار

مطالعه حاضر از نوع مقطعی و نیمه تجربی است. در این تحقیق که در خط مونتاژ موتور یک شرکت خودروسازی انجام شد یک بررسی اولیه و ثبت ویژگی‌های شغلی در ۴۰ ایستگاه کاری انجام گرفت و در نهایت یک ایستگاه کاری جهت شبیه سازی و ارزیابی ارگونومیکی با نرم افزارهای مدل

سازی دیجیتالی انسان انتخاب شد. نرم افزار مورد استفاده در این مطالعه 3DSSPP بود. در ابتدا با ثبت ویژگی‌های هر شغل و عوامل خطر آن در هر ایستگاه، هم‌چون دارا بودن حمل دستی بار، وزن بار، نوع فعالیت حمل دستی (برداشتن/گذاشتن، کشیدن/هل دادن و نگه داشتن)، تکرار، پوسچر بدنی نامناسب به‌ویژه در کمر، ایستگاه‌های کاری پر خطر انتخاب شد و در نهایت ایستگاه شستشوی میل لنگ به دلیل حمل دستی بسیار زیاد و پوسچرهای نامناسب به‌خصوص در تنه و کمر جهت شبیه سازی در نرم افزارهای 3DSSPP و Catia انتخاب گردید. پوسچرهای کاری مورد نظر جهت شبیه سازی، از لحظه برداشتن و لحظه گذاشتن بار انتخاب گردید که در این ایستگاه کار از سه وظیفه موجود ۲۲ پوسچر کاری نمونه برداری شد. وظیفه ۱ شامل برداشتن قطعه از داخل پالت و گذاشتن در سبد بود که کد پوسچرهای آن B1، B2، B3، B4، B5، B6، B7، B8 و BG بود. در وظیفه دوم نیز فرد قطعات را از چهار فاصله متفاوت از روی سبد برداشته و به محل زدن خار و متعلقات به میل لنگ منتقل می‌کند که کد پوسچرهای آن Z1، Z2، Z3، Z4 و ZG بود. در وظیفه ۳ که فرد قطعات را در داخل پالت قرار می‌داد، هفت ردیف قطعات از پایین ترین ردیف تا بالاترین ردیف چنین بود: R1=۳۴ (پایین ترین ردیف)، R2=۴۵، R3=۵۷، R4=۷۰، R5=۸۵، R6=۹۶ و R7=۱۰۶ (بالاترین ردیف). اطلاعات لازم جهت شبیه سازی هر پوسچر که شامل ارتفاع سطوح محل برداشتن و گذاشتن بار، فواصل افقی بار تا بدن، موقعیت دست‌ها و وزن بار بوده، جمع آوری گردید. در این تحقیق به دلیل در دسترس نبودن داده‌های آنتروپومتریکی کشور ایران، از اطلاعات آنتروپومتریکی مردان کره‌ای (صدک‌های ۵، ۵۰ و ۹۵) در نرم افزار Catia استفاده شد و در کنار آن اطلاعات آنتروپومتریکی دو اپراتور ایستگاه کار (فرد ۱ و فرد ۲) نیز جمع آوری گردید.

اطلاعات به دست آمده از نرم افزار 3DSSPP شامل نیروی فشاری و برشی وارده بر دیسک L5/S1، درصد افراد قادر به انجام وظیفه و برآورد آسیب به لیگامنت بود.

که بدترین وضعیت بدنی در لحظه برداشتن میل لنگ از ردیف دوم که انتهای پالت قرار دارد رخ داده است (شکل ۱). با توجه به جدول (۱) مشاهده می‌شود که نیروی فشاری و برشی، لیگامنت استرین و امتیاز تنه RULA در این پوسچر نسبت به دو پوسچر مشابه (B1 و B3) بیشتر و درصد افراد قادر به انجام آن نیز کم‌تر از دو پوسچر دیگر بوده که علت اصلی این امر فاصله افقی زیاد بار از بدن (۷۵ سانتیمتر) می‌باشد.

مشاهده می‌شود که نیروی فشاری در این پوسچر، کم‌تر از ۳۴۰۰ نیوتن و لیگامنت استرین آن نیز ۱۴٪ بوده که نشان دهنده خطر نسبی برای فرد در این وضعیت می‌باشد. فاصله افقی بار از بدن بیش از حد مجاز بوده (RWL=۰) و امتیاز تنه ۵ و وضعیت قرمز را دارد که علت این امر در خمش کمر به همراه پیچش زیاد می‌باشد. امتیاز کل RULA نیز ۷ بوده و سطح اقدام اصلاحی ۴ برای این پوسچر به دست آمده است که نیاز به بررسی بیشتر داشته و مداخله ارگونومی باید فوراً انجام شود.

۲- حالت دوم در تخلیه پالت، مربوط به برداشتن میل لنگ‌های عمودی در جلوی پالت می‌باشد که با توجه به وجود ۸ ردیف میل لنگ عمودی در عرض پالت، فرد اپراتور برای برداشتن قطعات تا ردیف

استاندارد مقایسه نیروی فشاری ۳۴۰۰ نیوتن و نیروی برشی ۵۰۰ نیوتن بود. پس از شبیه‌سازی و ارزیابی توسط نرم افزار مدل سازی دیجیتالی انسان، نقاط خطر وظایف مورد نظر بر اساس نیروی فشاری و برشی تعیین شد و با همپوشانی، نیروی فشاری و برشی نقاطی را که در هر دو نیرو در حد مجاز بود، مشخص کرده و توسط این نقاط محدوده طراحی مناسب و نقاط ایده آل در ارتفاع و فاصله افقی برای هر وظیفه ارائه گردید.

یافته‌ها

نتایج حاصل از نرم افزارهای 3DSSPP و Catia برای صدک ۹۵ جمعیت که بدترین وضعیت را داشت، ارائه گردید. در هر وظیفه شغلی نیز به بررسی بدترین وضعیت در پوسچرهای کاری پرداخته شد.

وظیفه شماره ۱: در این وظیفه شغلی فرد اپراتور میل لنگ را از داخل پالت برداشته به طوری که تخلیه پالت به سه شکل کلی انجام می‌گیرد.

۱- حالت اول مربوط به برداشتن میل لنگ‌های افقی از ردیف بالایی بوده (پوسچرهای B2، B1 و B3) و طبق جدول (۱) با مشاهده کامل نتایج، می‌بینیم

جدول ۱: داده‌های اصلی نرم افزارهای 3DSSPP و Catia برای پوسچرهای سه وظیفه

| پوسچر | نیروی فشاری (N)* | نیروی برشی (N)* | درصد افراد قادر به انجام وظیفه % | | | | لیگامنت استرین (%) | H ^a (cm) | V ^b (cm) | RWL (kg) | LI | نتایج RULA | | |
|-------|------------------|-----------------|----------------------------------|-----|-----|------|--------------------|---------------------|---------------------|----------|------|------------|-----------|------------------|
| | | | شانه | تنه | لگن | زانو | | | | | | امتیاز تنه | امتیاز کل | سطح اقدام اصلاحی |
| B1 | ۲۹۱۴ | ۴۱۲ | ۹۹ | ۸۶ | ۸۵ | ۷۹ | ۱۲ | ۶۰ | ۹۳ | ۸ | ۱/۳۸ | ۴ | ۷ | ۴ |
| B2 | ۳۲۴۶ | ۴۳۵ | ۹۴ | ۷۹ | ۸۲ | ۷۱ | ۱۴ | ۷۵ | ۹۳ | ۰ | ∞ | ۵ | ۷ | ۴ |
| B3 | ۱۹۷۷ | ۳۶۱ | ۹۹ | ۹۶ | ۹۶ | ۹۶ | ۷ | ۳۵ | ۹۳ | ۱۴/۴ | ۰/۷۶ | ۳ | ۶ | ۳ |
| B4 | ۱۴۶۶ | ۳۳۸ | ۹۹ | ۹۸ | ۹۷ | ۹۹ | ۱ | ۳۵ | ۱۰۸ | ۱۲/۹ | ۰/۸۵ | ۲ | ۵ | ۳ |
| B5 | ۲۶۱۱ | ۳۸۴ | ۹۹ | ۹۰ | ۸۸ | ۸۶ | ۱۰ | ۴۵ | ۹۵ | ۱۱/۶ | ۰/۹۵ | ۳ | ۶ | ۳ |
| B6 | ۳۶۹۷ | ۴۸۵ | ۹۹ | ۸۱ | ۳۷ | ۴۶ | ۱۹ | ۷۰ | ۳۶ | - | - | ۵ | ۷ | ۴ |
| B7 | ۳۲۹۰ | ۴۹۹ | ۹۹ | ۸۴ | ۶۶ | ۱۱ | ۱۷ | ۸۳ | ۳۶ | - | - | ۵ | ۷ | ۴ |
| B8 | ۴۲۷۷ | ۵۲۱ | ۹۴ | ۶۶ | ۲۷ | ۱۸ | ۲۰ | ۹۰ | ۳۶ | - | - | ۵ | ۷ | ۴ |
| BG | ۲۲۴۴ | ۳۷۲ | ۹۶ | ۴۲ | ۷۷ | ۶۱ | ۸ | ۳۵ | ۱۰۰ | ۱۰/۳ | ۱/۰۷ | ۴ | ۷ | ۴ |
| Z1 | ۲۰۶۱ | ۳۵۰ | ۹۹ | ۹۴ | ۷۷ | ۸۱ | ۵ | ۳۶ | ۱۰۱ | ۱۱/۶ | ۰/۹۵ | ۲ | ۴ | ۲ |
| Z2 | ۲۳۳۱ | ۳۵۲ | ۹۸ | ۸۹ | ۷۲ | ۷۴ | ۵ | ۴۸ | ۱۰۱ | ۸/۷ | ۱/۲۶ | ۳ | ۵ | ۳ |
| Z3 | ۲۸۳۵ | ۳۷۰ | ۹۶ | ۸۴ | ۷۰ | ۶۷ | ۹ | ۶۰ | ۱۰۱ | ۷ | ۱/۵۸ | ۳ | ۶ | ۳ |
| Z4 | ۳۲۳۳ | ۳۸۹ | ۹۶ | ۶۹ | ۶۹ | ۲۹ | ۱۰ | ۷۲ | ۱۰۱ | ۰ | ∞ | ۳ | ۶ | ۳ |
| ZG | ۲۱۵۳ | ۳۵۲ | ۹۹ | ۹۵ | ۹۵ | ۹۷ | ۵ | ۵۲ | ۱۰۰ | ۸/۱ | ۱/۴ | ۳ | ۶ | ۳ |
| R1 | ۳۸۶۸ | ۵۰۸ | ۹۹ | ۷۳ | ۳۶ | ۳۲ | ۱۹ | ۶۸ | ۳۴ | - | - | ۴ | ۷ | ۴ |
| R2 | ۳۶۴۵ | ۴۹۳ | ۹۹ | ۷۷ | ۳۶ | ۲۸ | ۱۸ | ۶۶ | ۴۵ | - | - | ۴ | ۷ | ۴ |
| R3 | ۳۶۲۶ | ۴۷۰ | ۹۸ | ۷۲ | ۳۶ | ۲۴ | ۱۷ | ۶۷ | ۵۷ | - | - | ۳ | ۶ | ۳ |
| R4 | ۳۴۴۲ | ۴۲۸ | ۹۵ | ۸۰ | ۳۵ | ۳۳ | ۱۶ | ۶۶ | ۷۰ | - | - | ۳ | ۶ | ۳ |
| R5 | ۳۲۸۲ | ۳۹۷ | ۸۰ | ۷۹ | ۴۷ | ۴۵ | ۱۲ | ۷۰ | ۸۵ | - | - | ۳ | ۶ | ۳ |
| R6 | ۲۷۸۶ | ۳۷۲ | ۷۸ | ۸۴ | ۵۴ | ۷۹ | ۱۰ | ۶۸ | ۹۶ | - | - | ۳ | ۶ | ۳ |
| R7 | ۱۶۵۰ | ۳۵۵ | ۹۶ | ۶۸ | ۸۹ | ۸۹ | ۵ | ۵۰ | ۱۰۶ | - | - | ۳ | ۶ | ۳ |
| RB | ۲۵۸۴ | ۳۶۶ | ۹۸ | ۸۷ | ۷۰ | ۷۲ | ۸ | ۵۰ | ۱۰۰ | ۷/۹ | ۱/۴ | ۴ | ۷ | ۴ |

* داده‌ها مربوط به صدک ۹۵ جمعیت می‌باشد

b. ارتفاع محل برداشتن بار

a: فاصله افقی بار از بدن



| | |
|-------------------------------|------------|
| نیروی فشاری | ۳۲۴۶ نیوتن |
| نیروی برشی | ۴۳۵ نیوتن |
| لیگامنت استرین | ۱۴٪ |
| درصد افراد قادر به انجام شانه | ۹۴٪ |
| درصد افراد قادر به انجام تنه | ۷۹٪ |
| درصد افراد قادر به انجام لگن | ۸۲٪ |
| درصد افراد قادر به انجام زانو | ۷۱٪ |
| RWL | ۰ |
| LI | ∞ |
| امتیاز تنه | ۵ |
| امتیاز کل RULA | ۷ |
| سطح اقدام اصلاحی | ۴ |

شکل ۱: نتایج اصلی 3DSSPP و Catia برای پوسچر B2 از وظیفه شماره ۱

زیاد بار از بدن، بار را به صورت یک دستی از کف پالت بردارد. بدترین وضعیت بدنی در این حالت، مربوط به پوسچر B8 می باشد (شکل ۳) که مشاهده می شود نیروی فشاری و برشی بیش از حد استاندارد NIOSH و لیگامنت استرین ۲۰٪ بوده که به نوبه ی خود نشان دهنده احتمال آسیب به بافت کمر می باشد.

درصد افراد قادر به انجام این وظیفه نیز برای زانو ۱۸٪ و در وضعیت قرمز می باشد که علت اصلی آن خم شدن کارگر به داخل پالت جهت دسترسی به قطعه مورد نظر است. درصد توانایی تنه و لگن نیز در وضعیت زرد قرار داشته و تنها در مفصل شانه بیش از ۹۰٪ افراد قادر به انجام این وضعیت کاری می باشند. امتیازات تنه و امتیاز کل RULA نیز وضعیت قرمز را برای این پوسچر کاری نشان داده و سطح اقدام اصلاحی آن نیز

چهارم باید میل لنگ را به بیرون بکشد (شکل ۲). مشاهده می شود که این پوسچر به لحاظ بیومکانیکی وضعیت مناسبی داشته و تنها امتیاز کل در ارزیابی پوسچر RULA در وضعیت نامناسب بوده که بیش تر به دلیل وضعیت قرارگیری دست ها بوده است. سطح اقدام اصلاحی برای این وضعیت نیز ۳ بوده که نشان دهنده ی بررسی بیش تر و اجرای مداخله ارگونومی در آینده ای نزدیک می باشد.

۳- حالت سوم در تخلیه پالت، برداشتن میل لنگ های افقی از کف پالت است که به دلیل خالی شدن نیمه ی جلویی پالت، میل لنگ های انتهایی پالت به دلیل فاصله دسترسی بسیار زیاد، به کف پالت انداخته می شود تا به حد دسترسی کارگر نزدیک شود و فرد اپراتور نیز مجبور است با خمش شدید کمر و در فاصله افقی



| | |
|-------------------------------|------------|
| نیروی فشاری | ۱۴۶۴ نیوتن |
| نیروی برشی | ۳۳۸ نیوتن |
| لیگامنت استرین | ۱٪ |
| درصد افراد قادر به انجام شانه | ۹۹٪ |
| درصد افراد قادر به انجام تنه | ۹۸٪ |
| درصد افراد قادر به انجام لگن | ۹۷٪ |
| درصد افراد قادر به انجام زانو | ۹۹٪ |
| RWL | ۱۲/۹ |
| LI | ۰/۸۵ |
| امتیاز تنه | ۲ |
| امتیاز کل RULA | ۵ |
| سطح اقدام اصلاحی | ۳ |

شکل ۲: نتایج اصلی 3DSSPP و Catia برای پوسچر B4 از وظیفه شماره ۱



| | |
|-------------------------------|------------|
| نیروی فشاری | ۴۲۷۷ نیوتن |
| نیروی برشی | ۵۲۱ نیوتن |
| لیگامنت استرین | ۲۰٪ |
| درصد افراد قادر به انجام شانه | ۹۴٪ |
| درصد افراد قادر به انجام تنه | ۶۶٪ |
| درصد افراد قادر به انجام لگن | ۲۷٪ |
| درصد افراد قادر به انجام زانو | ۱۸٪ |
| RWL | - |
| LI | - |
| امتیاز تنه | ۵ |
| امتیاز کل RULA | ۷ |
| سطح اقدام اصلاحی | ۴ |

شکل ۳: نتایج اصلی 3DSSPP و Catia برای پوسچر B8 از وظیفه شماره ۱

وجود احتمال تغییر شکل بافت دیسک و در نتیجه آسیب به بافت دیسک را نشان می‌دهد. همچنین با توجه به ارزیابی پوسچر RULA، سطح اقدام اصلاحی برای این وضعیت ۳ بوده که نیاز به بررسی و مداخله ارگونومی در آینده ای نزدیک را دارد.

وظیفه شماره ۳:

در این وظیفه شغلی، فرد قطعات را از محل زدن خار به میل لنگ برداشته و در داخل پالت قرار می‌دهد (شکل ۵) به طوری که ۷ ردیف میل لنگ بر روی هم قرار گیرند. با توجه به جدول (۱) مشخص شد که مشکل عمده در انجام این وظیفه ارتفاع بسیار پایین محل گذاشتن میل لنگ‌ها بوده، به طوری که ردیف اول (R1) که در کف پالت قرار دارد سبب خمش شدید کمر در لحظه گذاشتن

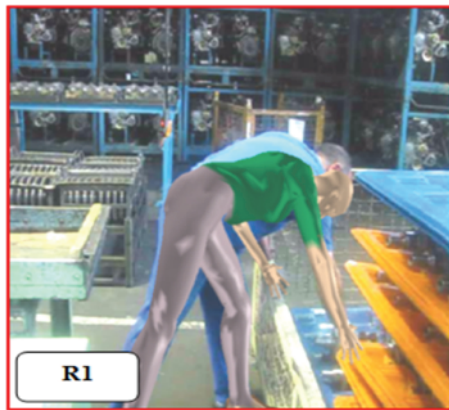
۴ بوده که انجام مداخله فوری باید انجام گیرد.
وظیفه شماره ۲: در این وظیفه فعالیتی که انجام می‌گیرد شامل برداشتن میل لنگ از سبد و گذاشتن در محل زدن خار و متعلقات می‌باشد (شکل ۴). در این وظیفه نیز با توجه به جدول (۱) مشخص می‌شود که پوسچر Z4 بدترین وضعیت را در بین سایر پوسچرهای وظیفه ۲ دارا می‌باشد.

با مشاهده نتایج در کنار یک‌دیگر اولین نکته ای که به چشم می‌خورد وضعیت نامناسب مقادیر RWL و LI بوده که به دلیل فاصله بیش از حد مجاز بار از بدن تعریف نشده هستند. نیروی فشاری نیز در این پوسچر، نسبت به سایر پوسچرهای این وظیفه بیش‌تر بوده که با توجه به مقدار ۳۲۳۳ نیوتن برای صدک ۹۵ جمعیت، در حد مجاز می‌باشد. از طرفی لیگامنت استرین ۱۰٪



| | |
|-------------------------------|------------|
| نیروی فشاری | ۳۲۳۳ نیوتن |
| نیروی برشی | ۳۸۹ نیوتن |
| لیگامنت استرین | ۱۰٪ |
| درصد افراد قادر به انجام شانه | ۹۶٪ |
| درصد افراد قادر به انجام تنه | ۶۹٪ |
| درصد افراد قادر به انجام لگن | ۴۵٪ |
| درصد افراد قادر به انجام زانو | ۲۹٪ |
| RWL | ۰ |
| LI | ∞ |
| امتیاز تنه | ۳ |
| امتیاز کل RULA | ۶ |
| سطح اقدام اصلاحی | ۳ |

شکل ۴: نتایج اصلی 3DSSPP و Catia برای پوسچر Z4 از وظیفه شماره ۲



| | |
|-------------------------------|------------|
| نیروی فشاری | ۳۸۴۸ نیوتن |
| نیروی برشی | ۵۰۸ نیوتن |
| لیگامنت استرین | ۱۹٪ |
| درصد افراد قادر به انجام شانه | ۹۹٪ |
| درصد افراد قادر به انجام تنه | ۷۳٪ |
| درصد افراد قادر به انجام لگن | ۳۶٪ |
| درصد افراد قادر به انجام زانو | ۳۲٪ |
| RWL | - |
| LI | - |
| امتیاز تنه | ۴ |
| امتیاز کل RULA | ۷ |
| سطح اقدام اصلاحی | ۴ |

شکل ۵: نتایج اصلی 3DSSPP و Catia برای پوسچر R4 از وظیفه شماره ۳

جدول ۲: مقادیر نیروی فشاری با در نظر گرفتن ارتفاع‌های مختلف کف پالت در وظیفه ۳

| صدک و ایراتورها ارتفاع کف پالت | صدک ۵ | صدک ۵۰ | صدک ۹۵ | فرد ۱ | فرد ۲ |
|-----------------------------------|-------|--------|--------|-------|-------|
| V=۴ | ۲۱۵۱ | ۲۵۸۲ | ۲۹۶۵ | ۲۳۳۶ | ۲۸۴۴ |
| V=۹ | ۲۳۱۳ | ۲۷۵۱ | ۳۲۰۹ | ۲۵۳۱ | ۳۱۵۴ |
| V=۱۴ | ۲۴۷۱ | ۲۹۸۷ | ۳۴۶۷ | ۲۷۷۱ | ۳۳۸۶ |
| V=۱۹ | ۲۶۲۸ | ۳۱۷۲ | ۳۶۶۸ | ۲۹۷۴ | ۳۶۱۷ |
| V=۲۴ | ۲۶۸۷ | ۳۲۰۷ | ۳۷۴۳ | ۳۰۱۱ | ۳۶۸۸ |
| V=۲۹ | ۲۶۹۰ | ۳۱۹۹ | ۳۷۲۱ | ۲۹۹۸ | ۳۶۵۹ |
| V=۳۴ (ارتفاع واقعی کف پالت) | ۲۶۹۴ | ۳۲۶۲ | ۳۸۴۸ | ۲۹۸۳ | ۳۶۹۶ |
| V=۳۹ | ۲۶۵۷ | ۳۱۲۷ | ۳۶۱۱ | ۲۹۴۴ | ۳۵۷۹ |
| V=۴۴ | ۲۶۱۸ | ۳۰۹۰ | ۳۵۷۳ | ۲۹۰۱ | ۳۵۰۷ |
| V=۴۹ | ۲۵۷۹ | ۳۰۳۵ | ۳۵۱۲ | ۲۸۳۵ | ۳۴۲۲ |
| V=۵۴ | ۲۵۴۲ | ۲۹۵۶ | ۳۳۹۵ | ۲۸۱۶ | ۳۳۹۰ |
| V=۵۹ | ۲۴۲۹ | ۲۸۷۹ | ۳۳۱۲ | ۲۷۰۷ | ۳۲۲۶ |
| V=۶۴ | ۲۳۹۰ | ۲۷۶۴ | ۳۱۸۱ | ۲۵۹۲ | ۳۱۰۰ |

اعداد Bold در جدول، نقاطی هستند که هر دو نیروی فشاری و برشی در حد مجاز می‌باشند.

ردیف امتیاز تنه ۴، امتیاز کل RULA برابر ۷ و سطح اقدام اصلاحی نیز ۴ می‌باشد. از سویی در این جدول مشخص است که با افزایش ارتفاع محل گذاشتن بار، میزان درصد افراد قادر به انجام وظیفه افزایش یافته است.

با توجه به نتایج فوق مشخص شد که وظیفه ۳ و ۱ به دلیل ارتفاع پایین کف پالت و ایجاد خمش شدید در کمر دارای بیشترین احتمال آسیب به کمر بودند. در نتیجه

بار می‌شود. نیروی فشاری اعمال شده بر دیسک L5/S1 در افراد با صدک ۹۵، تا ردیف سوم و تا حدودی ردیف چهارم نیز بیش از حد مجاز می‌باشد. طبق جدول (۱) مشاهده شد که با افزایش ارتفاع محل گذاشتن بار مقدار لیگامنت استرین نیز کاهش یافته است. از لحاظ ارزیابی پوسچر RULA، دو ردیف پایین در اولویت اجرای مداخله ارگونومی می‌باشند چنان‌که ملاحظه می‌شود برای این دو

جدول ۲: مقادیر نیروی فشاری با توجه به نقاط افقی و عمودی پالت در وظیفه ۱

| ارتفاع | فاصله افقی | H=۳۰ | H=۳۵ | H=۴۵ | H=۵۲ | H=۵۹ | H=۶۶ | H=۷۳ | H=۸۰ | H=۸۷ | H=۹۴ |
|--------------|-------------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| | | ۵ صدک | - | - | ۲۲۹۳ | ۲۴۲۰ | ۲۵۵۹ | ۲۷۳۰ | ۲۸۴۸ | ۲۹۸۴ | ۳۱۴۰ |
| ۷=۳۶ برداشتن | ۵۰ صدک | - | - | ۲۷۹۸ | ۲۸۷۷ | ۳۰۲۲ | ۳۱۵۷ | ۳۳۰۵ | ۳۴۷۵ | ۳۶۴۶ | ۳۷۹۸ |
| | ۹۵ صدک | - | - | ۳۲۹۴ | ۳۴۳۶ | ۳۵۸۱ | ۳۷۳۰ | ۳۸۸۴ | ۴۰۵۰ | ۴۲۲۶ | ۴۳۱۷ |
| از کف پالت | فرد | - | - | ۲۵۷۲ | ۲۷۱۵ | ۲۸۳۰ | ۳۰۳۸ | ۳۱۲۱ | ۳۲۸۷ | ۳۴۷۳ | ۳۵۳۱ |
| | ۲ فرد | - | - | ۳۲۰۸ | ۳۳۱۸ | ۳۴۵۷ | ۳۶۰۴ | ۳۷۸۰ | ۳۹۵۳ | ۴۱۵۲ | ۴۳۰۰ |
| ۷=۸۰ برداشتن | ۵ صدک | ۱۲۱۲ | - | ۱۵۹۰ | - | ۲۰۷۰ | - | - | - | - | - |
| | ۵۰ صدک | ۱۳۸۱ | - | ۱۹۰۹ | - | ۲۳۸۲ | - | - | - | - | - |
| | ۹۵ صدک | ۱۷۵۶ | - | ۲۲۷۱ | - | ۲۶۲۱ | - | - | - | - | - |
| | میل لنگ های | ۱۲۹۰ | - | ۱۷۲۰ | - | ۲۱۵۵ | - | - | - | - | - |
| | عمودی | ۲ فرد | ۱۶۱۵ | - | ۲۱۷۳ | - | ۲۵۸۶ | - | - | - | - |
| ۷=۹۴ برداشتن | ۵ صدک | - | ۱۳۲۹ | - | - | ۲۲۰۱ | - | ۲۶۳۰ | - | - | - |
| | ۵۰ صدک | - | ۱۵۱۴ | - | - | ۲۵۰۷ | - | ۲۹۷۶ | - | - | - |
| | ۹۵ صدک | - | ۱۹۷۷ | - | - | ۲۹۱۴ | - | ۳۲۴۶ | - | - | - |
| | میل لنگ های | - | ۱۴۵۳ | - | - | ۲۳۸۸ | - | ۲۸۴۰ | - | - | - |
| | افقی | - | ۱۷۳۸ | - | - | ۲۷۷۱ | - | ۳۱۵۷ | - | - | - |

نیروی فشاری و برشی با افزایش فاصله افقی بار از بدن، کاهش ارتفاع محل گذاشتن و برداشتن بار و افزایش صدک آنتروپومتریکی افراد افزایش یافت. مقدار لیگامنت استرین در پوسچرهای دارای خمش شدید بیش تر بود که احتمال آسیب بیشتر به بافت های کمر را نشان می داد. با توجه به جدول ۳ و ۲ مشخص شد که نقاط خطر در وظایف ۱ و ۳ عمدتاً در نواحی پایین پالت و فاصله افقی زیاد بار از بدن بوده و محدوده ایده آل برای ارتفاع کف پالت در وظیفه ۳، افزایش حداقل ۱۵ سانتی متری ارتفاع کف پالت بود. در وظیفه ۱ نیز برای ارتفاع کف پالت، افزایش ۲۰ سانتی متری به فاصله ۵ سانتی متر را انجام داده و مشخص شد که ارتفاع ۲۰-۱۰ سانتی متری کف پالت محدوده مناسب بوده و فاصله افقی بار از بدن نیز نباید از ۵۹ سانتی متر تجاوز نماید. علل احتمال بروز کمردرد در این مطالعه، ابعاد بدنی بزرگ تر، فاصله افقی بار از بدن، ارتفاع پایین محل برداشتن و گذاشتن بار، خمش و پیچش شدید کمر و تکرار بالا بود. راهکار افزایش پالت که در این مطالعه باعث کاهش استرس های کمر شد، با نتایج چانگ و همکاران (Chang and Wang, 2007)، ژاکوویاک (Jaskowiak, 2003)، ژانگ و همکاران (Zhang, et al., 2007) همخوانی دارد.

تعیین دقیق تر نقاط خطر برای این دو وظیفه انجام گرفت. تعیین دقیق نقاط خطر در وظایف ۱ و ۳ (تخلیه و بارگذاری پالت):

با توجه به قابلیت های ابزار مدل سازی دیجیتالی انسان مبنی بر ایجاد تغییر مستقیم در طراحی محیط کار بدون صرف وقت و هزینه، می توان نقاط بسیاری هم چون فواصل افقی و عمودی را در محیط دیجیتالی بررسی کرده تا محدوده ایده آل برای طراحی را به دست آوریم (جدول ۳ و ۲).

بحث

در این مطالعه با بررسی پرسشنامه نوردیک مشخص شد که ۷۹/۶٪ افراد جمعیت مورد مطالعه دچار کمردرد هستند. ایستگاه های با خطر بالای کمردرد در این مطالعه شامل ایستگاه شستشوی میل لنگ، شستشوی دنده فلاویول (بارگذاری)، مونتاژ سرسیلندر، شستشوی دنده فلاویول (بارگذاری) و شستشوی دنده فلاویول (تخلیه) بودند که ایستگاه شستشوی میل لنگ به عنوان ایستگاه مورد نظر جهت شبیه سازی و ارزیابی ارگونومی انتخاب گردید. نتایج حاصل از شبیه سازی و ارزیابی وظایف نشان داد که

troit. Michigan, Wayne State University.

3. Jaskowiak, MN., (2003). A Preliminary Study Of The Effectiveness Of A Safety And Health Ergonomic Intervention For Manual Scrap Metal Sorting [MSc Thesis], University Of Cincinnati.
4. Naumann, A.; Roetting, M., (2007). Digital Human Modeling For Design And Evaluation Of Human-Machine Systems, MMI-Interaktiv, 12, 27-35
5. Sadeghi, Sh.; Nourgostar, S.; Alibeigi, N.; Bidari, A., (2006). Demographic Differences among Workers with and without Chronic Occupational Low Back Pain in a Steel Plant, IJOS, 2(14), 143-148.(in Persian)
6. Violante, F.; Armstrong, T.; Kilbom, Å., (2000). Occupational Ergonomics: Work Related Musculoskeletal Disorders Of The Upper Limb And Back, 1rd. Ed. London: Taylor & Francis.
7. Wilson, R M.; (2006). An Innovative Approach For Assessing The Ergonomic Risks Of Lifting Tasks Using A Video Motion Capture System[MSc Thesis], California. Naval Post-graduate School.
8. Zhang, B.; Casado, E Á.; Sandoval, S T.; Mondelo, P., (2007). Using ergonomic digital human modeling in evaluation of workplace design and prevention of occupational hazards onboard fishing vessel, Online available: upcommons.upc.edu/e-prints/bitstream/2117/8419/1/1417_posture_vessels .pdf

نتیجه گیری

این مطالعه با هدف ارزیابی علل کمردردهای شغلی با استفاده از مدل سازی دیجیتال انسان در وظایف حمل دستی بار انجام گرفت. این پژوهش نشان داد که DHM، ابزاری مؤثر در ارزیابی وظایف شغلی و طراحی محیط کار بوده، به طوری که در این مطالعه با به دست آوردن نیروهای فشاری و برشی در ارتفاعهای مختلف کف پالت، نقاط خطر وظیفه شناسایی شد و سپس با همپوشانی نقاط امن در هر دو نیروی فشاری و برشی، به محدوده طراحی ایمن رسید و با استفاده از آنها به نقاط ایده آل در طراحی دست یافته شد. همچنین مدل سازی دیجیتال انسان یک روش مؤثر جهت ارزیابی علل بیومکانیکی کمردردهای شغلی بود که احتمال بروز کمردرد در یک وظیفه را به طور سریع و بدون صرف هزینه و زمان خاصی به ما نشان داد بنابراین می توان راهکار مداخله ای مورد نظر جهت حذف یا کاهش اثر یک عامل خطر را در محیط دیجیتال اجرا کرد و با ارزیابی راهکار مورد نظر به وضعیت امن و مناسب در طراحی رسید که پس از اطمینان از اثربخش بودن راهکار، می توان آن را در محیط واقعی اجرا نمود.

منابع

1. Chang, SW.; Wang, MJ., (2007). Digital Human Modeling And Workplace Evaluation: Using An Automobile Assembly Task As An Example, Human Factors and Ergonomics in Manufacturing., 17(5), 445-455
2. Hamameh, R.; (2010). Digital Human Models Of People With Disabilities[MSc Thesis], De-