



## بررسی بیومکانیکی رابطه آنتروپومتری با نیروی وارد بر مهره‌های کمری در حین جوشکاری

پریناز شکرانی<sup>۱</sup>، نیما جمشیدی\*<sup>۲</sup>

چکیده

مقدمه: اختلالات اسکلتی عضلانی از دلایل عمده ناتوانی کارگران و کاهش بهره‌وری در کشورهای صنعتی می‌باشند. مطالعات نشان می‌دهند یکی از مشاغل که باعث ایجاد اختلالات اسکلتی عضلانی می‌گردد، جوشکاری است. جهت بررسی علل این اختلالات، این مطالعه با هدف یافتن روابطی بین ارگونومی محیط کار و آنتروپومتری انسان، با میزان نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های کمری جوشکاران، انجام گرفت.

روش بررسی: در این مطالعه پژوهشی، از دو روش مدل‌سازی و آنالیز در نرم‌افزار CATIA V5R20 و محاسبات دینامیک معکوس، جهت بررسی بیومکانیکی ستون فقرات ۱۰ مانکن با آنتروپومتری مختلف، در ۲ حالت جوشکاری استفاده شد. همچنین با بکارگیری استانداردهای ایمنی و بهداشت شغلی موجود در نرم‌افزار، بر موقعیت حرکتی اندام‌های مدل‌ها قضاوت گردید.

نتایج: نتایج محاسبات دینامیک معکوس و نرم‌افزار کتیا نشان داد که با افزایش حدود ۱۳ درصدی قد کارگران آمریکایی، گشتاور و نیروی وارد بر مهره‌های کمری ال ۴ و ال ۵، حدود ۴۷-۴۵٪ افزایش می‌یابد. همچنین با افزایش طول بالاتنه و پایین‌تنه‌ی کارگران، درصد جمعیت کارگرانی که قادر به جوشکاری نیستند، افزایش یافت. مقایسه جوشکاری نشسته و ایستاده نشان داد که در حالت نشسته نیروی وارد بر مهره‌ها ۲۸-۲۶٪ بیش‌تر از حالت ایستاده می‌باشد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه در مقایسه با استانداردهای جهانی از جمله NIOSH، نشان می‌دهد که با افزایش طول بالاتنه و پایین‌تنه جوشکاران، نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های کمری افزایش یافته و به دلیل بالاتر بودن نیرو و گشتاور در حالت جوشکاری نشسته نسبت به ایستاده، خطر بیش‌تری جوشکاران سطوح کم ارتفاع را تهدید می‌کند.

واژه‌های کلیدی: مدل‌سازی، جوشکاری، بیومکانیک، آنتروپومتری، ارگونومی.

۱- دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی (بیومکانیک)، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی (بیومکانیک)، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

\* (نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۳۱۳۷۹۳۵۶۱۳، پست الکترونیکی: n.jamshidi@eng.ui.ac.ir

## مقدمه

ستون مهره‌ای، محور اسکلت بدن است که از قاعده جمجمه شروع شده و در تمامی طول گردن و تنه ادامه می‌یابد. این ستون شامل ۵ ناحیه می‌باشد: ۱- ناحیه گردنی ۲- ناحیه سینه‌ای ۳- ناحیه کمری (شامل ۵ مهره) ۴- ناحیه خاجی ۵- ناحیه دنبالچه (۱،۲). یکی از شایع‌ترین اختلالات ستون فقرات، کمردرد است که منجر به بیماری دیسکوپاتی یا دیسک ناحیه کمر می‌شود. این بیماری ارتباط نزدیکی با شغل افراد داشته و بر اثر استفاده ناصحیح از مهره‌ها و طرز رفتار نادرستی است که افراد با بدن خود دارند بنابراین به نظر می‌رسد ارائه یک مدل مناسب، به بررسی وضعیت بیومکانیکی مهره‌های ستون فقرات کمک زیادی بکند (۳،۴).

برای مثال مطالعات زیادی در زمینه مدلسازی به روش المان محدود به عنوان جایگزین تست‌های درون آزمایشگاهی، بر روی ستون فقرات انجام گرفته است. این روش محاسباتی تکرارپذیر، ارزان قیمت و داری قابلیت تنظیم پارامترها می‌باشد. یکی از این مطالعات نشان می‌دهد که تنش متوسط مفصلی در حالت خم شدن ستون فقرات، ناشی از مقاومت لیگامنت کپسولی می‌باشد (۵). مطالعات دیگری بر روی بیومکانیک ستون فقرات در حین بلند کردن اجسام و خم کردن آن در موقعیت نماز نشان داد که عواملی مانند وزن جسم، ارتفاع مقصد و آنتروپومتری افراد، بر نیروی وارد بر ستون فقرات تاثیر گذار می‌باشد (۶،۷). با این حال، در این میان به مطالعاتی که با استفاده از روش‌های بیومکانیکی و با توجه به مباحث ارگونومی محیط‌های کاری و آنتروپومتری افراد، به بررسی علل اختلالات ستون مهره‌ای پرداخته باشند، کمتر توجه شده است. به همین منظور در این مطالعه به تاثیر آنتروپومتری و ارگونومی بر سلامت کارگران در محیط‌های شغلی، پرداخته شده است. سازمان ایمنی و بهداشت شغلی (OSHA: Occupational Safety and Health Act of 1970) (۸)، ارگونومی را به عنوان علم طراحی کار به تناسب کارگر، به جای وادار کردن فیزیکی کارگر، جهت تناسب با شغل، تعریف کرده است (۹). این علم اطلاعاتی در مورد رفتار، توانایی‌ها، محدودیت‌ها و ویژگی‌های

دیگر انسان، به منظور طراحی ابزار، ماشین‌آلات، وظایف، شغل و محیط‌های کاری، در اختیار قرار می‌دهد. از اهداف بکارگیری این علم می‌توان به مواردی از جمله: بهبود بهره‌وری فردی و سازمانی، کاهش ضایعات سیستماتیک، کاهش اشتباهات و بهبود کیفیت، کاهش جراحات و فراهم نمودن امنیت و راحتی انسان اشاره نمود (۱۰). عدم توجه به اصول ارگونومی در حین انجام کار، سلامتی شاغلین را تهدید کرده و بسیاری از بیماری‌های عضلانی اسکلتی را ایجاد می‌کند (۱۱). بر اساس نتایج تحقیقات، یکی از مشاغلی که باعث به وجود آمدن اختلالات عضلانی اسکلتی در کارگران می‌شود، جوشکاری است (۱۲). از دلایل این اختلالات می‌توان به وضعیت نامناسب بدن از جمله خم کردن شدید ناحیه کمری، گردنی و شانه‌ها، بلند کردن وسایل یا مواد سنگین، حالت استاتیک برای مدت طولانی، حالت نامناسب مچ دست، انجام فعالیت‌های تکراری و لرزش‌های ایجاد شده در حین بکارگیری دستگاه‌ها، اشاره نمود (۱۱،۱۳). قابل توجه است که عوامل خطرزای ذکر شده می‌توانند شامل ۳ ویژگی زیر باشند که باید مورد توجه قرار گیرند.

- شدت: تاثیر این ویژگی بر عوامل خطرزا بسیار است. البته در مقابل باید توجه داشت عدم تحرک کامل هم خود به عوامل خطرزا کمک می‌کند. به عنوان مثال قرارگیری بیش از حد و اعمال تنش زیاد به بدن در موقعیت جوشکاری بر سلامتی کارگر موثر است.

- فرکانس: تعداد دفعاتی که عوامل خطرزا در یک بازه‌ی زمانی اعمال شوند.

- مدت زمان: سیکل زمانی که کارگر در معرض خطر قرار می‌گیرد (۱۱).

بنابراین امروزه نیاز به طراحی ارگونومیک در کارخانجات جهت بهبود بهره‌وری و زندگی کاری اپراتورها و کاهش خستگی و جراحات کارگران آشکار شده است.

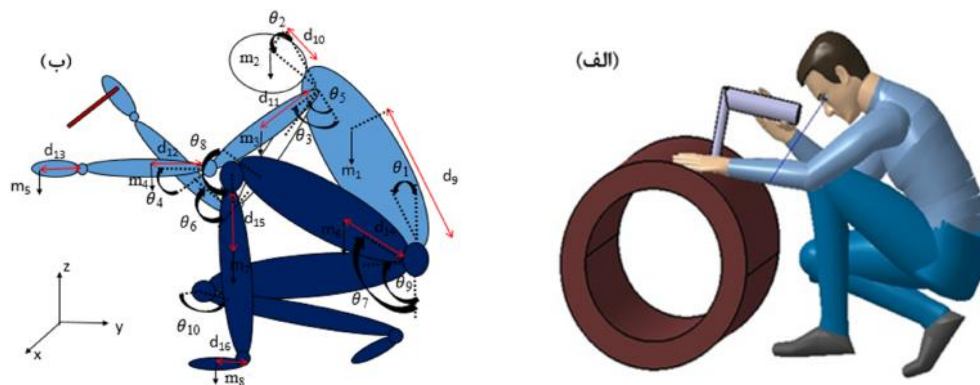
یکی از بخش‌های اساسی علم ارگونومی، بحث آنتروپومتری افراد است که باید در هنگام انتخاب کارگران مورد توجه واقع

## روش بررسی

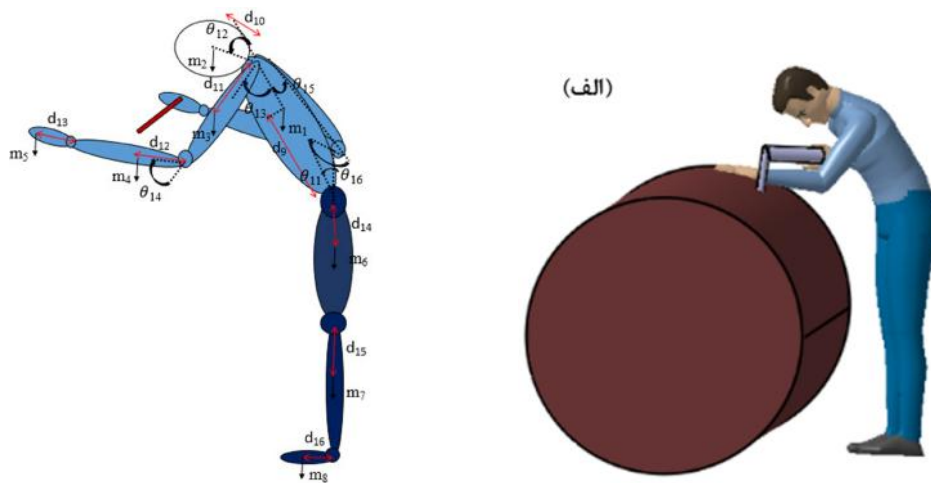
امروزه با پیشرفت علم و تکنولوژی و گسترده شدن تولیدات صنعتی، سازگاری محصولات با ساختار فیزیکی انسان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار شده است. به گونه‌ای که بسیاری از شرکت‌های بزرگ تولیدکننده در تلاشند تا ارگونومی محصولات خود را با آنتروپومتری مصرف کنندگان تطابق دهند تا از بسیاری از بیماری‌های عضلانی اسکلتی جلوگیری شود. به همین دلیل نرم افزارهای مهندسی بسیاری علاوه بر کاربرد در زمینه‌های طراحی به کمک رایانه، مهندسی به کمک رایانه و تولید به کمک رایانه به بررسی بیومکانیکی مدل‌های انسانی نیز می‌پردازند. از جمله این نرم‌افزارها می‌توان به نرم‌افزاری برای کاربردهای به هم پیوسته سه‌بعدی (CATIA: Computer Aided Three Dimensional Interactive Application) اشاره نمود (۱۷، ۱۸).

در این مطالعه با بکارگیری بخش ارگونومی نرم‌افزار کتیا، مدلی از نژاد آمریکایی انتخاب گردید و با تنظیم اطلاعات سینتیکی، در وضعیت جوشکاری ایستاده و نشسته قرار داده شد. در شکل (الف) و (ب) نمایی از مدل موجود در نرم‌افزار کتیا و در شکل (ب) و (ج) مدلی از فرد جوشکار که بر اساس حالت واقعی جوشکاری نشسته و ایستاده طراحی شده‌اند، وجود دارد. در این دو شکل مرکز ثقل اعضا و نیروهای وارد بر آنها مشخص گردیده است.

شود. آنتروپومتری به معنای سنجش و اندازه‌گیری ابعاد و اندازه‌های قسمت‌های مختلف بدن انسان بوده و طراحی از دیدگاه آن شامل انطباق و هماهنگی ابعاد و اندازه‌های بدن با ابعاد و اندازه‌های محل کار یا ابزار و وسایل مورد استفاده می‌باشد (۱۴، ۱۵). از آن جایی که دانستن ابعاد و اندازه‌های اعضای مختلف بدن برای طراحی ارگونومیک بسیاری از وسایل زندگی ضروری است، دانش آنتروپومتری نیز با اندازه‌گیری و ارائه اندازه‌های مختلف بدن (مانند طول دست و پا، عرض شانه و کتف‌ها و...) و تعیین میدان حرکتی یا محدوده حرکت آن‌ها به طراح کمک می‌کند تا به میزان زیادی بر ایمنی، سلامت و کارایی بازده طرح خود بیافزاید و از هر جهت یک طرح مناسب ارائه دهد (۱۴، ۱۵). بنابراین هدف از این مطالعه، کمی‌سازی و محاسبه‌ی نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ ستون فقرات در کارگران جوشکار، و مقایسه این مقادیر با استانداردهای جهانی از جمله استاندارد ملی ایمنی و بهداشت حرفه‌ای آمریکا (NIOSH: National Institute for Occupational Safety and Health) (۱۶) بوده تا رابطه بین ارگونومی محیط کار از جمله سطوح جوشکاری و آنتروپومتری افراد از جمله طول بالاتنه و پایین‌تنه کارگران، با میزان نیرو و گشتاور وارد بر این مهره‌ها مشخص گردد و از نتایج بدست آمده در جهت کاهش جراحات وارد بر کارگران استفاده نماییم.



شکل ۱: کارگر در حین جوشکاری سطوح کم ارتفاع، (الف) مدل نرم‌افزار کتیا و (ب) مدل ریاضی



شکل ۲: کارگر در حین جوشکاری سطوح مرتفع، (الف) مدل نرم‌افزار کتیا و (ب) مدل ریاضی

تنظیمات مربوط به زوایای اندام این مدل‌ها به گونه‌ای است که اعضای بدن مانکن در آخرین رنج حرکتی خود قرار گیرند و مدل نزدیک‌ترین حالت را به جوشکاری داشته باشد. در جدول ۱ گزارشی از تنظیمات شکل ۱ و ۲ آورده شده است.

جدول ۱: زوایای در نظر گرفته شده برای اندام جوشکاران در دو حالت جوشکاری ایستاده و نشسته

متغیر	مقدار متغیر (درجه)
۱	۴۸/۵
۲	۶/۵
۳	۱۱۰
۴	۴۲
۵	۸۶
۶	۱۰۱
۷	۹۵
۸	۱۲۵
۹	۶۰
۱۰	۱۵۵
۱۱	۳۳
۱۲	۱۸
۱۳	۸۸
۱۴	۵۸
۱۵	۹
۱۶	۱۵۰

گزارشی از نسبت‌های آنترپومتری برای بخش‌های مختلف شکل ۱ و ۲ در جدول ۲ (۱۹،۲۰)، و اطلاعات آنترپومتریکی ۱۰ مانکن مورد مطالعه در این تحقیق در جدول ۳ آورده شده‌اند. در جدول ۳ در ۵ مانکن اول هدف افزایش طول بالاتنه و در ۵ مانکن دوم هدف افزایش طول پایین‌تنه بوده است.

با تغییر نسبت‌های آنترپومتری از جمله طول بالاتنه و پایین‌تنه‌ی این مدل، ۱۰ نمونه مانکن بدست آمد و بر اساس اندازه‌های حاصل، محاسبات دینامیک معکوس، جهت محاسبه گشتاور حول مهره‌های کمری ال ۴ و ال ۵، انجام گرفت.

جدول ۲: نسبت‌های آنترپومتری اندام مدل

بخش‌های بدن	نماد طول اعضا	مقدار متغیر (متر)	نماد جرم	مقدار متغیر (کیلوگرم)	نماد فاصله مرکز ثقل اعضا	مقدار متغیر (متر)
تنه	$d_1$	۰/۲۸۸H	$m_1$	۰/۴۹۷ M	$d_9$	۰/۶۲ $d_1$
سر و گردن	$d_2$	۰/۱۸۲H	$m_2$	۰/۰۸۱ M	$d_{10}$	۰/۵۰ $d_2$
بازو	$d_3$	۰/۱۸۸H	$m_3$	۰/۰۲۸ M	$d_{11}$	۰/۵۱۳ $d_3$
ساعد	$d_4$	۰/۱۴۵H	$m_4$	۰/۰۱۶ M	$d_{12}$	۰/۳۹ $d_4$
دست	$d_5$	۰/۱۰۸H	$m_5$	۰/۰۰۶ M	$d_{13}$	۰/۸۲ $d_5$
ساق فوقانی پا	$d_6$	۰/۲۴۵H	$m_6$	۰/۱ M	$d_{14}$	۰/۳۷۲ $d_6$
ساق تحتانی پا	$d_7$	۰/۲۴۶H	$m_7$	۰/۰۴۶۵ M	$d_{15}$	۰/۳۷۱ $d_7$
پا	$d_8$	۰/۱۵۲H	$m_8$	۰/۰۱۴۵ M	$d_{16}$	۰/۴۴۹ $d_8$

جدول ۳: اطلاعات مربوط به نمونه مانکن‌های بررسی شده در این مطالعه

شماره نمونه	طول بالاتنه (بجز سر و گردن)	طول پایین‌تنه	جرم مدل (kg)	قد مدل (cm)
۱	۴۸/۰۲	۹۷/۹۹	۶۷/۷۴۶	۱۶۴/۶۵
۲	۴۹/۶۴	۱۰۱/۷۴	۷۲/۸۵۷	۱۶۹/۸۵
۳	۵۱/۴۲	۱۰۵/۸۸	۷۸/۴۹	۱۷۵/۵۸
۴	۵۲/۸۷	۱۰۹/۲۵	۸۳/۰۸	۱۸۰/۲۵
۵	۵۴/۴۹	۱۱۳/۰۱	۸۸/۱۹۱	۱۸۵/۴۵
۶	۴۶/۶۹	۸۵/۸۸	۵۹/۵۱۸	۱۵۱/۵۶
۷	۴۷/۸۷	۹۰/۸۸	۶۴/۳۶	۱۵۷/۵۷
۸	۴۹/۰۵	۹۵/۸۸	۶۹	۱۶۳/۵۷
۹	۵۱/۴۲	۱۰۵/۸۸	۷۸/۴۹	۱۷۵/۵۸
۱۰	۵۳/۸	۱۱۵/۸۸	۸۷/۹۷۶	۱۸۷/۵۹

سطوح مرتفع استخراج گشته و جزئیات این دو فرمول در ادامه ذکر شده است. در این فرمول‌ها  $w$  وزن بخش‌های بدن مدل و  $L$  فاصله در راستای  $y$  مرکز ثقل هر بخش از بدن مانکن، نسبت به مهره‌های کمری ال ۴ و ال ۵ می‌باشد.

با توجه به شکل‌ها و جداول ۱ و ۲، از فرمول‌های ۱ و ۲ برای محاسبه گشتاور حول ال ۴ و ال ۵ به روش دینامیک معکوس استفاده شده است. براساس مدل ارائه شده در این مقاله، فرمول ۱ برای جوشکاری سطوح کم ارتفاع و فرمول ۲ برای جوشکاری

جوشکاری سطوح کم ارتفاع:

بخش ۱:

$$\sum M_{x1} = m_1 g L_1 = w_1 d_9 \sin \theta_1$$

بخش ۲:

$$\sum M_{x2} = m_2 g L_2 = w_2 [d_1 \sin \theta_1 + d_{10} \sin(\theta_1 + \theta_2)]$$

بخش ۳:

$$\sum M_{x3r} = m_3 g L_{3r} = w_3 [d_1 \sin \theta_1 + d_{11} \sin(\theta_5 - \theta_1)]$$

$$\sum M_{x3l} = m_3 g L_{3l} = w_3 [d_1 \sin \theta_1 + d_{11} \sin(\theta_3 - \theta_1)]$$

بخش ۴:

$$\sum M_{x4r} = m_4 g L_{4r} = w_4 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_5 - \theta_1) + d_{12} \sin(\theta_5 - \theta_1 + \theta_6)]$$

$$\sum M_{x4l} = m_4 g L_{4l} = w_4 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_3 - \theta_1) + d_{12} \sin(\theta_3 - \theta_1 + \theta_4)]$$

بخش ۵:

$$\sum M_{x5r} = m_5 g L_{5r} = w_5 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_5 - \theta_1) + (d_4 + d_{13}) \sin(\theta_5 - \theta_1 + \theta_6)]$$

$$\sum M_{x5l} = m_5 g L_{5l} = w_5 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_3 - \theta_1) + (d_4 + d_{13}) \sin(\theta_3 - \theta_1 + \theta_4)]$$

بخش ۶:

$$\sum M_{x6r} = m_6 g L_{6r} = w_6 d_{14} \sin \theta_9$$

$$\sum M_{x6l} = m_6 g L_{6l} = w_6 d_{14} \sin \theta_7$$

بخش ۷:

$$\sum M_{x7r} = m_7 g L_{7r} = w_7 [d_6 \sin \theta_9 - d_{15} \sin(\theta_{10} - \theta_9)]$$

$$\sum M_{x7l} = m_7 g L_{7l} = w_7 [d_6 \sin \theta_7 - d_{15} \sin(\theta_8 - \theta_7)]$$

بخش ۸:

$$\sum M_{x8r} = m_8 g L_{8r} = 0$$

$$\sum M_{x8l} = m_8 g L_{8l} = w_8 [d_6 \sin \theta_7 - d_7 \sin(\theta_8 - \theta_7) + d_{16}]$$

$$\sum M_{xT} =$$

$$\begin{aligned} & w_1 d_9 \sin \theta_1 + w_2 [d_1 \sin \theta_1 + d_{10} \sin(\theta_1 + \theta_2)] + w_3 [d_1 \sin \theta_1 + d_{11} \sin(\theta_3 - \theta_1)] + w_3 \\ & [d_1 \sin \theta_1 + d_{11} \sin(\theta_5 - \theta_1)] + w_4 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_3 - \theta_1) + d_{12} \sin(\theta_3 - \theta_1 + \theta_4)] \quad ( ) \\ & + w_4 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_5 - \theta_1) + d_{12} \sin(\theta_5 - \theta_1 + \theta_6)] + w_5 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_3 - \theta_1) + \\ & (d_4 + d_{13}) \sin(\theta_3 - \theta_1 + \theta_4)] + w_5 [d_1 \sin \theta_1 + d_3 \sin(\theta_5 - \theta_1) + (d_4 + d_{13}) \sin(\theta_5 - \theta_1 + \theta_6)] \\ & + w_6 d_{14} \sin \theta_7 + w_6 d_{14} \sin \theta_9 + w_7 [d_6 \sin \theta_7 - d_{15} \sin(\theta_8 - \theta_7)] + w_7 [d_6 \sin \theta_9 - d_{15} \\ & \sin(\theta_{10} - \theta_9)] + w_8 [d_6 \sin \theta_7 - d_7 \sin(\theta_8 - \theta_7) + d_{16}] \end{aligned}$$

جوشکاری سطوح مرتفع:

بخش ۱:

$$\sum M_{x1} = m_1 g L_1 = w_1 d_9 \sin \theta_{11}$$

بخش ۲:

$$\sum M_{x2} = m_2 g L_2 = w_2 [d_1 \sin \theta_{11} + d_{10} \sin(\theta_{11} + \theta_{12})]$$

بخش ۳:

$$\begin{aligned} \sum M_{x3r} &= m_3 g L_{3r} = w_3 [(d_3 - d_{11}) \sin(\theta_{15} + \theta_{11})] \\ \sum M_{x3l} &= m_3 g L_{3l} = w_3 [d_1 \sin \theta_{11} + d_{11} \sin(\theta_{13} - \theta_{11})] \end{aligned}$$

بخش ۴:

$$\begin{aligned} \sum M_{x4r} &= m_4 g L_{4r} = w_4 [d_{12} \sin(180 + \theta_{15} + \theta_{11} - \theta_{16})] \\ \sum M_{x4l} &= m_4 g L_{4l} = w_4 [d_1 \sin \theta_{11} + d_3 \sin(\theta_{13} - \theta_{11}) + d_{12} \sin(\theta_{13} - \theta_{11} + \theta_{14})] \end{aligned}$$

بخش ۵:

$$\begin{aligned} \sum M_{x5r} &= m_5 g L_{5r} = w_5 (d_4 + d_{13}) \sin(180 + \theta_{15} + \theta_{11} - \theta_{16}) \\ \sum M_{x5l} &= m_5 g L_{5l} = w_5 [d_1 \sin \theta_{11} + d_3 \sin(\theta_{13} - \theta_{11}) + (d_4 + d_{13}) (\sin(\theta_{13} - \theta_{11} + \theta_{14}))] \end{aligned}$$

بخش ۶:

$$\begin{aligned} \sum M_{x6r} &= m_6 g L_{6r} = 0 \\ \sum M_{x6l} &= m_6 g L_{6l} = 0 \end{aligned}$$

بخش ۷:

$$\begin{aligned} \sum M_{x7r} &= m_7 g L_{7r} = 0 \\ \sum M_{x7l} &= m_7 g L_{7l} = 0 \end{aligned}$$

بخش ۸:

$$\begin{aligned} \sum M_{x8r} &= m_8 g L_{8r} = w_8 d_{16} \\ \sum M_{x8l} &= m_8 g L_{8l} = w_8 d_{16} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \sum M_{xT} &= \\ &w_1 d_9 \sin \theta_{11} + w_2 [d_1 \sin \theta_{11} + d_{10} \sin(\theta_{11} + \theta_{12})] + w_3 [d_1 \sin \theta_{11} + d_{11} \sin(\theta_{13} - \theta_{11})] + \\ &w_3 [(d_3 - d_{11}) \sin(\theta_{15} + \theta_{11})] + w_4 [d_1 \sin \theta_{11} + d_3 \sin(\theta_{13} - \theta_{11}) + d_{12} \sin(\theta_{13} - \theta_{11} + \theta_{14})] \\ &+ w_4 [d_{12} \sin(180 + \theta_{15} + \theta_{11} - \theta_{16})] + w_5 [d_1 \sin \theta_{11} + d_3 \sin(\theta_{13} - \theta_{11}) + (d_4 + d_{13}) \\ &\sin(\theta_{13} - \theta_{11} + \theta_{14})] + w_5 (d_4 + d_{13}) \sin(180 + \theta_{15} + \theta_{11} - \theta_{16}) + 2w_8 d_{16} \end{aligned} \quad ( )$$

جهت یکدیگرند. بنابراین با یکدیگر خنثی شده و گشتاور کلی از فرمول ۴ بدست می‌آید.

$$M_T = M_x \quad ( )$$

جهت ارزیابی نتایج این محاسبات، به بررسی بیومکانیکی ستون فقرات توسط نرم‌افزار کتیا پرداخته شد تا درک صحیحی از میزان گشتاور و نیروهای فشاری وارد بر مهره‌های

از آنجاکه نیاز است گشتاور به صورت سه بعدی محاسبه شود، بنابراین گشتاور کلی مطابق فرمول ۳ بدست می‌آید.

$$M_T = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2} \quad ( )$$

اما با توجه به راستای نیروها، گشتاور در راستای Z صفر بوده و به دلیل فاصله یکسان اندام نسبت به صفحه ساجیتال، گشتاور در راستای Y حاصل از دو طرف بدن، برابر اما درخلاف

منتشر شده توسط جامعه علمی (Gomez PT, Beach G, Cooke C, Hrudehy W, Goyert P (1991) می‌باشد (۲۲).

در انتها پس از مقایسه نتایج محاسبات دینامیک معکوس و خروجی نرم‌افزار کتیا در مورد ۱۰ مانکن انتخابی، پیشنهادهای لازم جهت جلوگیری از بیماری‌های اسکلتی عضلانی به کارگران و کارفرمایان ارائه می‌شود.

### نتایج

با تغییر طول بالاتنه و پایین تنه مدل و با توجه به داده‌های بدست آمده از نسبت‌های آنتروپومتری، توسط مدل‌سازی ریاضی و استخراج معادلاتی بر مبنای دینامیک معکوس، و بکارگیری ابزار Biomechanics Single Action Analysis، گشتاور ایجاد شده حول مهره‌های کمری ال ۴ و ال ۵، محاسبه گشت. همچنین با بکارگیری ابزار Biomechanics Single Action Analysis نیز، نیروی فشاری وارد بر این مهره‌ها و درصد جمعیت کارگران آمریکایی که توانایی انجام جوشکاری را با توجه به زوایای فلکشن و اکستنشن تعریف شده در ناحیه کمری ندارند، بدست آورده شد. در جدول ۴ گزارشی از خروجی این دو تحلیل بیان گردیده است.

جهت درک بهتر، در نمودارهای ۱ تا ۴ گزارشی از نتایج نرم‌افزار کتیا و محاسبات دینامیک معکوس، آورده شده است. در نمودار ۱ و ۲ مقایسه‌ای بین گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ مدل‌های شکل ۱ و ۲ در بین آنتروپومتری‌های گوناگون انجام گرفته، درحالی‌که در نمودار ۳ و ۴، مقدار نیروی وارد بر ال ۴ و ال ۵ مدل‌های شکل ۱ و ۲ بر حسب طول بالاتنه، بجز سر و گردن، و طول پایین‌تنه رسم شده و مقایسه‌ای بین این نیروها با حد حرکتی استاندارد ایمنی و بهداشت شغلی (NIOSH AL)، که برابر ۳۴۳۳ نیوتن و حداکثر حد مجاز استاندارد ایمنی و بهداشت شغلی (NIOSH MPL) که برابر ۶۳۷۶ نیوتن می‌باشد، انجام گرفته است.

کمری ال ۴ و ال ۵ به دست آید و مقایسه‌ای با استاندارد ملی ایمنی و بهداشت حرفه‌ای NIOSH، انجام گیرد.

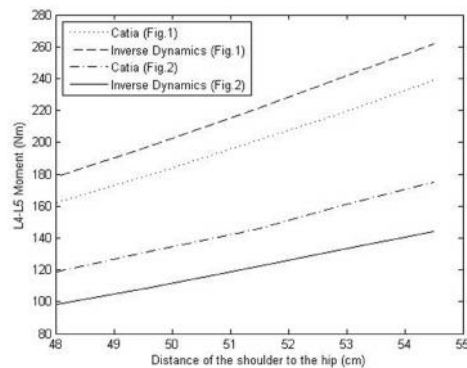
آنالیز و تحلیل بیومکانیکی مدل‌های ایجاد شده در نرم‌افزار کتیا، توسط ابزار RULA (Rapid Upper Limb Assessment) و Analysis Biomechanics Single Action Analysis انجام گرفت. با بکارگیری ابزار RULA Analysis نرم‌افزار کتیا، می‌توان با استفاده از استانداردهای ایمنی و بهداشت شغلی موجود در آن، بر موقعیت حرکتی اندام‌های مدل قضاوت کرد. تحلیل وضعیت مانکن توسط این ابزار بر اساس داده‌هایی است که کاربرد وارد می‌کند. در پنجره‌ی این ابزار چهار رنگ سبز، زرد، نارنجی و قرمز به همراه امتیازاتی موجود است که این امتیازات برای هر عضوی با رنگ مشخصی نشان داده می‌شوند. رنگ سبز نشان دهنده‌ی وضعیت قابل قبول است، البته اگر وضعیت برای مدت طولانی تکرار نشود. رنگ زرد نشان دهنده این است که کار به بررسی بیشتری نیاز دارد و ممکن است تغییراتی نیز لازم باشد و رنگ نارنجی نشان می‌دهد که تغییرات باید زود و سریع انجام شود. قرمز نیز نشان دهنده نیاز به تغییرات فوری است. بنابراین هرچه از سبز به قرمز نزدیک‌تر شوید و شماره‌ی ارزیابی افزایش یابد، موقعیتی که مدل در آن قرار دارد از نظر صدمات وارده به اندام خطرناک‌تر شده و بهتر است موقعیت آن عضو تغییر کند (۲۱).

ابزار دیگر مورد استفاده در این مطالعه Biomechanics Single Action Analysis است که برای اندازه‌گیری داده‌های بیومکانیکی از جمله تعیین میزان گشتاور حول ال ۴ و ال ۵، نیروی فشاری و برشی وارد بر آن‌ها و درصد جمعیت کارگری که براساس مطالعات قدرت، توانایی انجام کار را با توجه به درجه‌ی آزادی عضو ندارند، کاربرد دارد. قابل توجه است تمام خروجی این ابزار، بر اساس نتایج تحقیق و الگوریتم‌های



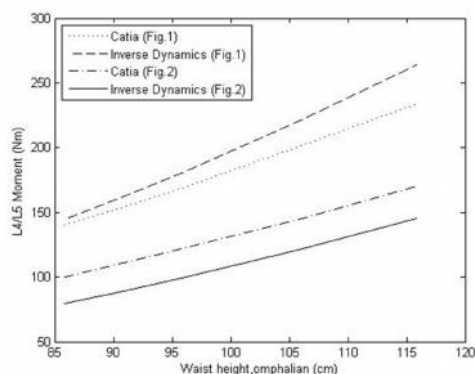
جدول ۴: نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ در جوشکاران آمریکایی با آنتروپومتری گوناگون، حاصل از محاسبات دینامیک معکوس و مقایسه آن با نتایج ابزار Biomechanics Single Action Analysis جهت صحت سنجی

حالت جوشکاری	شماره نمونه	گشتاور حول ال ۴ و ال ۵ (Nm) حاصل از محاسبات دینامیک معکوس	نیروی		درصد جمعیتی که قادر به عمل نیستند در نرم افزار CATIA	% خطای نسبی (نسبت به خروجی نرم افزار CATIA)
			فشاری وارد بر ال ۴ و ال ۵ (N) در نرم افزار CATIA	گشتاور حول ال ۴ و ال ۵ (Nm) در نرم افزار CATIA		
جوشکاری سطوح کم ارتفاع	۱	۱۷۸/۵۴۶۴	۲۸۶۵	۱۶۲	۰	-۱۰/۲۱
	۲	۱۹۸/۰۸۰۸	۳۱۷۵	۱۸۰	۰/۱	-۱۰/۰۵
	۳	۲۲۰/۵۹۴۷	۳۵۳۴	۲۰۱	۰/۱	-۹/۷۵
	۴	۲۳۹/۷۰۵۲	۳۸۳۸	۲۱۸	۰/۲	-۹/۹۶
	۵	۲۶۱/۷۹۲۲	۴۱۸۹	۲۳۹	۰/۵	-۹/۵۳
	۶	۱۴۴/۳۹۰۵	۲۴۷۵	۱۴۰	۰	-۳/۱۴
	۷	۱۶۲/۰۷۶۴	۲۷۲۸	۱۵۴	۰	-۵/۲۴
	۸	۱۸۰/۶۵۸۵	۲۹۸۸	۱۶۹	۰	-۶/۹
	۹	۲۲۰/۵۹۴۷	۳۵۳۴	۲۰۱	۰/۱	-۹/۷۵
	۱۰	۲۶۴/۱۶۷۶	۴۱۱۳	۲۳۴	۰/۴	-۱۲/۸۹
جوشکاری سطوح مرتفع	۱	۹۸/۴۰۴۹	۲۲۶۳	۱۱۹	۰	۱۷/۳۱
	۲	۱۰۹/۱۷۱۲	۲۵۰۴	۱۳۲	۰	۱۷/۲۹
	۳	۱۲۱/۵۷۹۶	۲۷۵۶	۱۴۵	۰	۱۶/۱۵
	۴	۱۳۲/۱۱۲۲	۳۰۱۵	۱۶۰	۰	۱۷/۴۳
	۵	۱۴۴/۲۸۵۴	۳۲۸۵	۱۷۵	۰/۱	۱۷/۵۵
	۶	۷۹/۵۸۰۱	۱۹۲۶	۱۰۰	۰	۲۰/۴۲
	۷	۸۹/۳۲۷۶	۲۱۲۴	۱۱۱	۰	۱۹/۵۲
	۸	۹۹/۵۶۹۰	۲۳۲۸	۱۲۲	۰	۱۸/۳۹
	۹	۱۲۱/۵۷۹۶	۲۷۵۴	۱۴۵	۰	۱۶/۱۵
	۱۰	۱۴۵/۵۹۴۶	۳۲۱۱	۱۷۰	۰	۱۴/۳۶



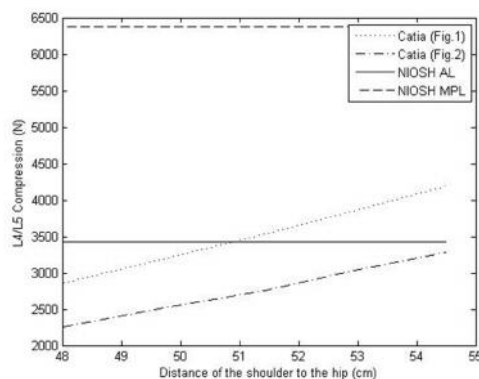
نمودار ۱: گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ شکل ۱ و ۲ بر حسب طول بالاتنه در دو روش دینامیک معکوس و

Biomechanics Single Action Analysis

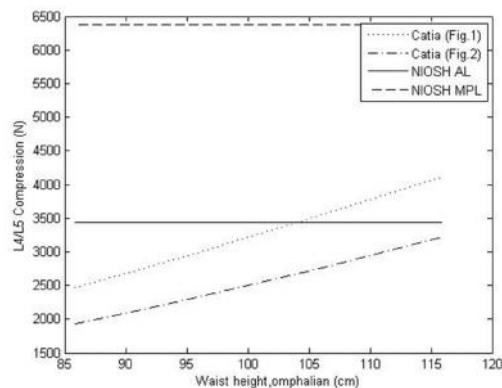


نمودار ۲: گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ شکل ۱ و ۲ بر حسب طول پایین تنه در دو روش دینامیک معکوس و

### Biomechanics Single Action Analysis



نمودار ۳: نیروی فشاری وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ شکل ۱ و ۲ بر حسب طول بالاتنه و مقایسه با استانداردهای جهانی



نمودار ۴: نیروی فشاری وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ شکل ۱ و ۲ بر حسب طول پایین تنه و مقایسه با استانداردهای جهانی

کتیا، برای هر دو حالت جوشکاری، افزایش یافته است. همچنین در یک آنتروپومتری ثابت، گشتاور ایجاد شده حول

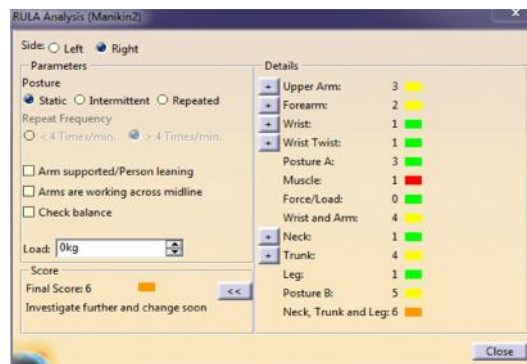
همان‌طور که در نمودار ۱ و ۲ مشاهده می‌شود، با افزایش طول بالا و پایین تنه، گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ حاصل از هر دو روش دینامیک معکوس و آنالیز در نرم‌افزار

افزار کتیا ارائه شد. براساس این نتایج، با وجود حداکثر حدود ۲۰ درصد خطا، متوجه یکسان بودن تقریبی نتایج حاصل از محاسبات دینامیک معکوس و نتایج حاصل از نرم افزار کتیا می‌شویم. البته قابل ذکر است تفاوت مقادیر این دو روش به دلیل خطای محاسباتی مربوط به فواصل، زوایا و وزن اندام می‌باشد. بنابراین هر دو روش بر کاهش نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های کمری در حالت جوشکاری ایستاده نسبت به حالت نشسته، و در افراد با قد کوتاهتر نسبت به افراد بلند قد اشاره دارند.

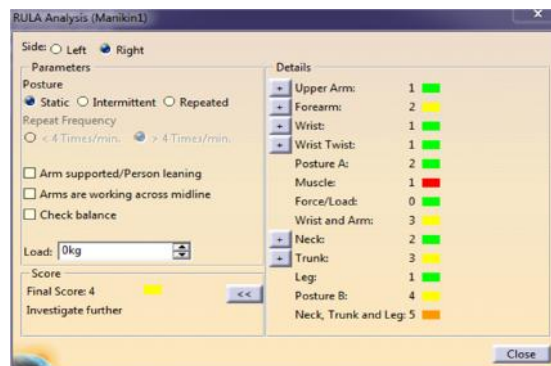
در این مطالعه آنالیز دیگری توسط ابزار RULA Analysis انجام گرفت که نتایج آن در شکل ۳ و ۴ نشان داده شده است. تنظیمات این ابزار به گونه‌ای است که مدل را به صورت استاتیکی در حالت جوشکاری قرار می‌دهد و سمت راست بدن آن را بررسی می‌کند. در این دو شکل با توجه به رنگ و عدد داده شده برای هر عضو، می‌توان بر موقعیت اعضا قضاوت کرد. بر اساس نتایج این ابزار متوجه می‌شویم که در حالت جوشکاری نشسته موقعیت تنه، با رنگ زرد و امتیاز ۴ و موقعیت کلی اندام، با رنگ نارنجی و امتیاز ۶ ارزیابی شده است. اما همین نتایج برای جوشکاری ایستاده به ترتیب با رنگ زرد و امتیاز ۳ و رنگ زرد و امتیاز ۴ تعیین شده است. مقایسه‌ی این نتایج نشان می‌دهد در حالت نشسته، خطر بیشتری جوشکار را تهدید می‌کند و نیاز است که تغییرات سریعی در موقعیت جوشکار انجام گیرد. بنابراین این ابزار نیز تایید کننده‌ی نتایج دو روش قبلی می‌باشد.

مهره‌های ال ۴ و ال ۵ در حالت جوشکاری سطوح کم ارتفاع، بیش‌تر از حالت جوشکاری سطوح مرتفع بدست آمده است. با توجه به نمودار ۳ و ۴ برای هر دو حالت جوشکاری، با افزایش طول بالاتنه و پایین‌تنه، میزان نیروی وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ افزایش یافته است. همچنین در یک آنترپومتری ثابت برای هر دو نمودار، نیروی وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ در حالت جوشکاری نشسته بیش‌تر از حالت جوشکاری ایستاده است و حتی در بعضی از آنترپومتری‌ها، که طول بالا و پایین‌تنه زیاد باشد، این نیرو از حد حرکتی استاندارد ایمنی و بهداشت شغلی هم بالاتر رفته است. اما در هیچ یک از حالت‌های ایستاده و نشسته‌ی جوشکاری، این میزان نیرو از حداکثر حد مجاز استاندارد ایمنی و بهداشت شغلی، تجاوز نکرده است. اگر به نتایج ستون ششم جدول ۴ توجه نمایید، متوجه خواهید شد که با افزایش طول بالا و پایین‌تنه و در نتیجه افزایش نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵، درصد جمعیت کارگران آمریکایی که قادر به جوشکاری در حالت ایستاده و نشسته نیستند، افزایش می‌یابد. بنابراین از مسائل حائز اهمیت در هنگام انتخاب کارگران توجه به ارگونومی محیط کار و آنترپومتری کارگران می‌باشد.

جهت ارزیابی نتایج محاسبات دینامیک معکوس، مقایسه‌ی بین نتایج گشتاور در جدول ۴ انجام گرفت و در ستون انتهایی این جدول گزارشی از خطای نسبی بین گشتاورهای محاسبه شده از طریق دینامیک معکوس و گشتاورهای خروجی نرم



شکل ۳. نتایج ابزار RULA Analysis برای جوشکار شکل ۱



شکل ۴: نتایج ابزار RULA Analysis برای جوشکار شکل ۲

### بحث

میزان و نیرو و گشتاور ایجاد شده حول مهره‌های ال ۴ و ال ۵ کمری تلاش می‌کند. و با ایجاد یک پایگاه داده به طراحی ارگونومیک محیط‌های کاری و انتخاب کارگران کمک می‌نماید.

با بررسی نتایج حاصل از این مطالعه متوجه می‌شویم که در هر دو حالت جوشکاری، با تغییر طول بالاتنه و افزایش حدود ۱۳ درصدی قد جوشکاران، گشتاور حول مهره‌های کمری ال ۴ و ال ۵، حاصل از محاسبات دینامیک معکوس و نرم‌افزار کتیا، ۴۷-۴۶ درصد افزایش می‌یابد. همچنین با این میزان افزایش قد می‌توان افزایش ۴۶-۴۵ درصدی نیروی وارد بر این مهره‌ها را نیز مشاهده نمود. بار دیگر طول پایین تنه را در دو حالت جوشکاری تغییر داده و متوجه شدیم که افزایش حدود ۲۴ درصدی قد کارگران، موجب افزایش ۸۳-۸۲ درصدی گشتاور حاصل از محاسبات دینامیک معکوس، افزایش ۷۰-۶۷ درصدی گشتاور حاصل از نرم‌افزار کتیا و افزایش ۶۷-۶۶ درصدی نیروی وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ گردیده است. بنابراین با افزایش قد در هر دو حالت جوشکاری، گشتاور و نیروی وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ افزایش یافته است. همچنین درصد کارگرانی که قادر به جوشکاری نیستند نیز افزایش می‌یابد.

در بررسی دیگری مقایسه‌ای بین نتایج جوشکاری سطوح کم ارتفاع و مرتفع انجام گرفت. متوجه شدیم که در آنتروپومتری‌های گوناگون، گشتاور حاصل از محاسبات دینامیک معکوس حول ال ۴ و ال ۵ در حالت جوشکاری نشسته نسبت به

امروزه به دلیل گسترش صنعت و در نتیجه افزایش جمعیت کاری در صنایع کشورهای رو به رشد، رسیدگی به مشکلات شغلی از جایگاه ویژه‌ای برخوردار است. اهمیت ارتقاء سلامت و ایمنی شغلی به دلیل سالم‌سازی هر چه بیشتر محیط و دستیابی به درجات بالاتری از تولید امری مسلم است. بخشی از تنش‌های حرفه‌ای که سلامت جسمی و فکری کاربران را تهدید می‌کند مربوط به اختلالات اسکلتی عضلانی است. این اختلالات از دلایل عمده بروز ناراحتی و ناتوانی کارگران، افزایش غرامت‌های پرداختی و کاهش بهره‌وری نیروی کار در کشورهای صنعتی و در حال توسعه می‌باشند (۲۳). برای مثال در سال ۲۰۰۴ مطالعه‌ای بر روی اختلالات اسکلتی عضلانی ایجاد شده در محیط‌های کاری و تعداد روزهایی که کارگران به دلیل جراحتهای ایجاد شده، از محیط کاری دور هستند، انجام گرفته است. یکی از مشاغلی که در مطالعه‌ی مذکور مورد بررسی قرار گرفته، جوشکاری است. نشان داده شد جراحتهای ایجاد شده در هر ۱۰۰ مورد، باعث شده که جوشکاران به طور میانگین ۶ روز کاری از محیط کار دور باشند که این خود دلیلی بر کاهش بهره‌وری است (۱۲). بنابراین جهت جلوگیری از آسیب‌های اسکلتی عضلانی، توجه به اصول ارگونومی محیط کار و مباحث آنتروپومتری کارگران، بسیار مهم می‌باشد. از این رو مطالعه‌ی حاضر در صدد کمی‌سازی فاکتورهای بیومکانیکی و پیدا کردن رابطه‌ای بین ارگونومی محیط کار و آنتروپومتری کارگران با

کتیا مشاهده نمود و متوجه شد که در حالت جوشکاری ایستاده خطر کمتری برای جوشکار به وجود می‌آید.

#### نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه در مقایسه با استانداردهای جهانی از جمله NIOSH، نشان می‌دهد که با افزایش طول بالاتنه و پایین‌تنه جوشکاران، نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های کمری افزایش یافته است. همچنین نیرو و گشتاور وارد بر مهره‌های ال ۴ و ال ۵ در حالت جوشکاری نشسته نسبت به جوشکاری ایستاده بیش‌تر بوده و خطر بیش‌تری جوشکاران سطوح کم ارتفاع را تهدید می‌کند. بنابراین به منظور کاهش اختلالات اسکلتی عضلانی و افزایش بهره‌وری کارگران، آنتروپومتری افراد و طراحی ارگونومیک محیط‌های کاری باید به صورت کاملاً جدی مورد توجه قرار گیرد، و سعی شود سطوح جوشکاری به گونه‌ای قرار داده شوند که نیاز به خم‌شدن بیش از حد کارگر نباشد. امید است در مطالعات آینده رابطه کمی‌تری بین ارگونومی محیط کار و آنتروپومتری بدن با سلامتی جسمی کارگران بدست آوریم.

حالت جوشکاری ایستاده افزایش حدود ۸۱ درصدی و گشتاور حاصل از نرم افزار کتیا افزایش ۳۸-۳۶ درصدی را نشان می‌دهد. علت تفاوت این دو مقدار به دلیل بالا بودن گشتاور حاصل از نرم‌افزار نسبت به گشتاور حاصل از دینامیک معکوس در حالت جوشکاری ایستاده و پایین بودن گشتاور حاصل از نرم‌افزار نسبت به گشتاور حاصل از دینامیک معکوس در حالت جوشکاری نشسته است (نمودار ۲). و علت خطای حداکثر ۲۰ درصد بین خروجی این دو روش در هر دو حالت جوشکاری نیز به دلیل خطای محاسباتی مربوط به فواصل، زوایا و وزن اندام می‌باشد. اگر مقایسه‌ای بین نتایج نیروی وارد بر ال ۴ و ال ۵ حاصل از نرم‌افزار در دو حالت جوشکاری داشته باشیم، افزایش ۲۸-۲۶ درصدی را در حالت جوشکاری سطوح کم ارتفاع نسبت به سطوح مرتفع مشاهده می‌کنیم. همچنین با بررسی ستون ششم جدول ۴ متوجه می‌شویم که درصد کارگرانی که قادر به جوشکاری نیستند، در حالت جوشکاری نشسته بیش‌تر از حالت جوشکاری ایستاده است. این نتایج را می‌توان به صورت کیفی نیز در ابزار RULA Analysis

#### References:

- 1- Enderle JD, Blanchard SM, Bronzino JD. *Introduction to biomedical engineering*. 2th ed. Hartford: Trinity College; 2005: 111-13.
- 2- Valiani A. *General Anatomy*. 3<sup>rd</sup> ed. Isfahan: Kankaush Publication; 2003: 32-3. [Persian]
- 3- Luoma K, Riihimäki H, Luukkonen R, Raininko R, Viikari-Juntura E, Lamminen A. *Low back pain in relation to lumbar disc degeneration*. Spine 2000; 25(4): 487-92.
- 4- Soltani N, Jamshidi N, Katouzian H. *Biomchanics of the spine*. Germany: Lap Lambert; 2014: 1-96.
- 5- Hassan CR, Zafarparandeh I, Erbulut DU. *Load Sharing in L4-L5 Spinal Motion Segment Using an Asymmetrical Finite Element Model*. Proceedings of the International Conference on Biomedical Engineering and Systems; 2014 August 14-15, Czech Republic.
- 6- Splittstoesser RE, Yang G, Knapik GG, Trippany DR, Hoyle JA, Lahoti P, Korkmaz SV, Sommerich CM, Lavender SA, Marras WS. *Spinal loading during manual materials handling in a kneeling posture*. J electromyography and kinesiology 2007; 17(1): 25-34.
- 7- Jamshidi N, Shokrani P, Karimi MT. *Quantifying the biomechanical forces applied on the vertebral column during praying*. Paramedical Sciences & Rehabilitation 2015; 4(2): 83-91. [Persian]

- 8- *Occupational Safety & Health Administration* [homepage on the Internet]. United States. (Cited 2015 Jun 30)  
Available at: <http://www.osha.gov/>.
- 9- Hansen JA. *OSHA regulation of ergonomic health*. J Occup Environ Med 1993; 35(1): 42-46.
- 10- Dul J, Weerdmeester B. *Ergonomics for beginners: a quick reference guide*. 3<sup>rd</sup> ed. USA: CRC press 2008: 1-4.
- 11- Simoneau S, St-Vincent M, Chicoine D. *Work-related musculoskeletal disorders (WMSDs)-A better understanding for more effective prevention*. Québec: IRSST & A.S.P Métal- Electrique; 1996: 15-8.
- 12- Bureau of Labor Statistics, U.S. *Department of Labor: Lost-work time injuries and illnesses: characteristics and resulting time away from work 2004*. USDL 05-2312. (Cited 2015 Jun 30) Available at:  
[http://www.bls.gov/news.release/archives/osh2\\_12132005.pdf](http://www.bls.gov/news.release/archives/osh2_12132005.pdf) (accessed 16 Feb 2015).
- 13- da Costa BR, Vieira ER. *Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies*. Am J Ind Med 2010; 53(3): 285-323.
- 14- Openshaw S, Taylor E, Allsteel. *Ergonomics and design: A reference guide*. All steel Inc 2006. (Cited 2015 Jun 30) Available at: <http://www.allsteeloffice.com>
- 15- Kroemer KH.E. Anthropometry and biomechanics: anthromechanics. In: Kumar S, editor. Biomechanics in ergonomics. 2th ed. Boca Raton: CRC Press; 2008: 41-84.
- 16- Centers for Disease Control and Prevention [homepage on the Internet]. Atlanta: NIOSH; 2015 [updated 2015 January 27]. Available: <http://www.cdc.gov/NIOSH>
- 17- Dassault systems [homepage on the Internet]. *Vélizy-Villacoublay: CATIA*; (cited 2015 Jun30). Available at:  
<http://www.3ds.com/products-services/catia>.
- 18- Jamshidi N, Nasiri S, Safarabadi H, Danesh M, Taherkhani H. *Applied guide to catia*. 9th ed. Isfahan: Abed; 2013: 11-24. [Persian]
- 19- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3th ed. New Jersey: Wiley 2008: 60.
- 20- Al-Zuheri A, Luong L, Xing K. *Biomechanical Assessment of Lower Limbs Using Support Moment Measure at Walking Worker Assembly Lines*. In: Isabel L. Nunes, editor. Ergonomics - A Systems Approach. IN -Tech; 2012.
- 21- Prakash RA, Arun BS, Narayanan N, Yeshwanth V. *Design of workplace for the assembly of monoblock pump*. Research in Engineering and Technology 2013; 2(1): 349-55.
- 22- Starcevic N, Raiff T, Bux M, Kostadinov M, Lutz K, Müller J. *Computer-aided strategic optimisation of a robot for biomass processing*. biosystems engineering 2010; 105(1): 13-24.
- 23- Yarahmadi R, Abarashi F, Solhi M, Haghani H. *Understanding the role of response efficiency on reducing ergonomic risk factors in the manufacturing industry in sabzevar*. Iran Occupational Health 2013; 10(3): 29-36.

## ***Biomechanical study of the relationship between anthropometry and forces applied on the lumbar vertebrae during welding***

***Parinaz Shokrani<sup>1</sup> (BSc), Nima Jamshidi<sup>\*2</sup> (PhD)***

<sup>1</sup> BSc Student of Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

<sup>2</sup> Assistant Professor of Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

***Received:*** 26 Feb 2015

***Accepted:*** 31 Oct 2016

### ***Abstract***

***Introduction:*** Musculoskeletal disorders are predominant causes of workers, disabilities and reducing productivity in industrial countries. Studies should one of the jobs that may cause musculoskeletal disorders, is welding. To investigate the causes of these disorders, this study attempts to find relationships between workplace ergonomics, human anthropometry and the amount of force and torque acting on the lumbar vertebrae of welders.

***Methods:*** In this study, two modeling and analysis methods in CATIA V5R20 software and reverse dynamic calculations, were used to assess biomechanical characteristics of 10 manikins with different anthropometric dimensions in 2 different welding positions. Also by using of occupational health and safety standards in software, the motor position of manikins limbs were judged.

***Results:*** Inverse dynamics calculations and CATIA software showed that by increasing the stature of American workers about 13%, the torque and force acting on the L4-L5 vertebrae increase approximately 45-47%. Also, by increasing the length of the upper and lower body segments, the percentage of workers who are not capable of welding, increased. In addition, Comparison between sitting and standing welding showed in sitting welding position, the force acting on the vertebrae is 26-28% more than standing position.

***Conclusion:*** The results of this study compared with international standards such as NIOSH, indicate that by increasing the length of the upper and lower body segments in welders, the force and torque acting on the lumbar vertebrae increased and because of more force and torque in sitting than standing welding position, perils threaten the low-lying levels welders.

***Keywords:*** Modeling; Welding; Biomechanics; Anthropometry; Ergonomics

***This paper should be cited as:***

Shokrani P , Jamshidi N. ***Biomechanical study of the relationship between anthropometry and forces applied on the lumbar vertebrae during welding.*** Occupational Medicine Quarterly Journal 2016; 8(3): 31-45.

***\* Corresponding Author: Tel: +98 3137935613, Email: n.jamshidi@eng.ui.ac.ir***