


A Survey lifting the cylindrical things and comparing them with the NIOSH lifting index

Ehsan Habibi¹, Emad Mirsalimi^{2*}, Faezeh Darabi³, Kamran Ebrahimi²

1. Professor, Department of Occupational Health, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2. MSc Student, Department of Occupational Health, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3. MSc Student, Department of Occupational Health, School of Public Health, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Article Info	Abstract
Original Article Received: 2019/02/19 Accepted: 2019/03/16 Published Online: 2019/03/16 DOI: Use your device to scan and read the article online 	Background and Objectives: This study focused on lifting drill rods. Drilling is a repetitive and heavy mining operation with a high incidence and severity of musculoskeletal injuries. The purpose of this study was to examine how to lift a vertical drill bit (1.61m and 35kg in height) using two types of rod height and four feet positions, and finally compare them with the Lifting Index (LI). Methods: Seven workers participated in this study. Each person raised a rod and held it vertically. Reflective markers were installed on each person, and from three cameras and an Ergo-meter plate for record forces and Movement of the limbs. In this case, four positions of the foot and pressures on the lower back were Investigated (position0=to the rod, position45=diagonally to the rod, position90=right side of the bar and free posture). In addition, two positions of the height of the rod were Investigated, at the first, the end of rod was on the ground (height of the rod was 83 m), and in the following the end of rod was on the Basket with height 20cm (rod height of 1.03 m). Results: The Lifting Index (LI) for each person was equal to 1.4 in the NIOSH lifting equation. It was found that the vertical height of the rod had the greatest effect at the load on the lower back. Some workers use techniques that endure less pressure on their waist. Conclusion: Finally, it was found that the asymmetric loading Condition (90° angle) was the worst case compared to the Lifting index and NIOSH standard. Keywords: lifting, NIOSH load transport equation, symmetric lifting standard
Corresponding Information Emad Mirsalimi, Graduate Student, Department of Occupational Health, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran Email: emad.mirsalimi@ymail.com	

Copyright © 2019, Journal of Ergonomics. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited

How to Cite This Article:

Habibi E, Mirsalimi E, Darabi F, Ebrahimi K. A Survey lifting the cylindrical things and comparing them with the NIOSH lifting index. Iran J Ergon. 2019; 6 (4) :46-57

بررسی بلندکردن بار اجسام استوانه‌ای و مقایسه آن با استاندارد حمل بار NIOSH

احسان حبیبی^۱، عماد میرسلیمی^{۲*}، فائزه دارابی^۳، کامران ابراهیمی^۲

۱. استاد، گروه بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳. دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

اطلاعات مقاله	چکیده
تاریخ وصول: ۱۳۹۷/۱۱/۳۰	<p>زمینه و هدف: این مطالعه با تمرکز بر بلندکردن میله‌های حفاری انجام شده است. حفاری، عملیات معدنکاری تکراری و سنگینی محسوب می‌شود که میزان بروز و شدت آسیب اسکلتی-عضلانی آن زیاد است. هدف از این مطالعه بررسی چگونگی بلندکردن میله عمودی حفاری (با ارتفاع ۱/۶۱ متر و وزن ۳۵ کیلوگرم) با استفاده از دو نوع ارتفاع میله و چهار موقعیت پا و در نهایت مقایسه آن با شاخص حمل بار (LI) است.</p> <p>روش کار: هفت کارگر در این مطالعه شرکت کردند. بدین صورت که هر فرد یک میله را بلند کرد و به صورت عمودی نگه داشت. نشانگرهای بازتابی نیز بر روی افراد نصب و ۳ دوربین فیلم‌برداری و یک صفحه نیروسنج برای ضبط نیروها و حرکت اندام افراد استفاده شد. در این حالت، چهار موقعیت پا و فشارهای وارد بر کمر بررسی شد (وضعیت ۰° = رو به میله، وضعیت ۴۵° = مایل به میله، وضعیت ۹۰° = فرد سمت راست میله و حالت آزاد). در ادامه، دو وضعیت ارتفاع میله، یک بار پایه میله بر روی زمین (ارتفاع میله، ۰/۸۳ متر) و بار دیگر پایه میله روی یک قفسه ۲۰ سانتی‌متری (ارتفاع میله ۱/۰۳ متر) بررسی شدند.</p> <p>یافته‌ها: شاخص حمل بار برای هر فرد، ۱/۴ در معادله حمل بار NIOSH بود و مشخص شد ارتفاع عمودی میله، بیشترین تأثیر را در بار وارد شده بر کمر دارد. علاوه بر این، برخی کارگران از تکنیک‌هایی استفاده کردند که فشار کمتری به کمرشان وارد می‌کرد.</p> <p>نتیجه‌گیری: از نتایج این مطالعه می‌توان دریافت حالت نامتقارن حمل بار (زاویه ۹۰ درجه) بدترین حالت را در مقایسه با شاخص حمل بار و استاندارد NIOSH دارد.</p> <p>واژه‌های کلیدی: بلندکردن، معادله حمل بار NIOSH، استاندارد حمل متقارن</p>
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۲/۲۵	
انتشار آنلاین: ۱۳۹۷/۱۲/۲۵	
<p>نویسنده مسئول: عماد میرسلیمی دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران emad.mirsalimi@ymail.com</p>	

مقدمه

این حال، مطالعاتی که بر بلندکردن اجسام میله‌ای، سنگین و ناخوشایند تمرکز دارد، کم است [۳-۵].

حفاری، عملیات معدنکاری تکراری و سنگینی است که میزان بروز آن نسبتاً بالا و شدت آسیب اسکلتی-عضلانی که از آن گزارش می‌شود، زیاد است. متعاً حفاری شامل یک چکش پنوماتیک و بیت است که به کمک میله‌ها به یک سر متعاً چرخشی متصل می‌شود. میله‌های حفاری مدنظر در این پژوهش ۱/۶۱ متر طول و ۱۳ سانتی‌متر قطر دارند. وزن تقریبی آنها نیز در زمان شروع به کار ۳۵ کیلوگرم و پس از اتمام کار به دلیل سایش به ۲۲ کیلوگرم می‌رسد. بیت، مجموع چکش و میله‌ها یا به صورت کلی متعاً نامیده می‌شود که ممکن است ۴۰ متعاً داشته باشد. وظایف کارگر برای حمل میله عبارت است از: بلندکردن میله از نقطه ذخیره‌سازی، حمل میله به متعاً، قراردادن میله روی سر متعاً و نگهدارنده آن و سپس بیرون کشیدن میله از متعاً و حمل میله به محل ذخیره‌سازی. میله‌ها به متعاً اضافه می‌شوند و چکش و بیت شروع به حفاری یک سوراخ می‌کنند. شرایط موجود در زیر زمین، زمان حفاری با هر میله را تعیین می‌کند. این زمان

حمل دستی اشیاء در محیط‌های کاری یکی از عوامل نگرانی متخصصان بهداشت حرفه‌ای است؛ زیرا فعالیت‌هایی که به حمل و نقل مکرر و سنگین نیاز دارند، خطر کمردرد را افزایش می‌دهند. تاکنون بیشتر مطالعات درباره بلندکردن اشیاء مستطیل شکل و به میزان محدود، به شکل نامنظم بر اشیایی مانند کیسه‌های خرید یا گونی متمرکز شده است. اگرچه اشیاء با اشکال نامنظم اغلب حمل و جابه‌جا می‌شوند، به ندرت مدنظر قرار می‌گیرند. از میان مطالعات، تنها در دو پژوهش به بلندکردن اشیاء استوانه‌ای پرداخته شده است [۱، ۲]. علاوه بر این، پژوهشگران بر مشکلات دیگری در معادن زیرزمینی تمرکز کرده‌اند؛ برای مثال، پیامدهای مدل‌های مختلف پوسته‌پوسته شدن (ابزارهای دستی مانند بیل و کلنگ)، ارتفاع سقف معدن و روش استفاده از ابزار، بر فعالیت عضلات تنه از جمله مطالعات بررسی شده بود [۳]. Gallagher و همکاران پژوهشی درباره کار در موقعیت‌های غیرمعمول و محدود انجام دادند که با نرخ‌های بالای مشکلات اسکلتی عضلانی مرتبط به فعالیت‌های معدنی ارتباط دارد. با

وزنشان نیز ۷۴/۷۵ کیلوگرم (محدوده ۶۴/۵ تا ۸۵ کیلوگرم)، میانگین قد ۱/۷۷ متر (محدوده ۱/۶۲ تا ۱/۸۲ متر) و میانگین سابقه کار آنها ۳/۵ سال (محدوده ۲ تا ۵ سال) بود. همه افراد راست‌دست بودند و هیچ سابقه آسیب جدی کمر یا ناراحتی نداشتند. آنها فرم رضایت‌نامه کتبی را که کمیته اخلاق تصویب کرده بود پس از اطلاع‌رسانی پروتکل آزمایش امضا کردند. تمام آزمایش‌ها در آزمایشگاه معدن مورد مطالعه انجام شد و تأمین‌کننده بودجه آزمایش‌ها نیز هیئت‌مدیره معدن بود.

کار آزمایشگاهی

حفاری جزئی از عملیات استخراج در معادن با نوع کار دستی است. مشاهدات تجزیه و تحلیل تصویری نشان می‌دهد کارگران هنگام بلندکردن میله از موقعیت‌های مختلف پا از ۰° تا ۹۰° استفاده می‌کنند. قفسه ذخیره‌سازی میله نیز گاهی اوقات استفاده می‌شود. برای آزمایش در شرایط مختلف، وظیفه بلندکردن یک میله حفاری از نقطه ذخیره آن، در آزمایشگاه شبیه‌سازی شد. هر کارگر برای بلندکردن میله عمودی حفاری (۳۵ کیلوگرم، ۱/۶۱ متر طول و قطر ۱۳ سانتی‌متر) در حالت ایستاده قرار می‌گرفت. این مرحله روی صفحه نیروسنج انجام شد. متغیرهای مستقل شامل استفاده از چهار مدل مختلف زاویه پا و دو ارتفاع میله است. چهار مدل مختلف پا (شکل ۱) عبارت‌اند از:

۰° = فرد رو به میله (متقارن)؛

۴۵° = فرد در حالت مورب به میله (نامتقارن)؛

۹۰° = فرد سمت راست میله (نامتقارن)؛

در مدل چهارم، حالت بدن فرد آزاد است و به انتخاب خود او، زاویه پاهایش شکل می‌گیرد.

در شکل ۲، دو وضعیت ارتفاع میله که در آن پایه میله عمودی از سطح زمین (ارتفاع میله ۰/۸۳ متر) (A) و همینطور با یک قفسه به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر (ارتفاع میله ۱/۰۳ متر) (B) نشان داده شده است. هریک از وضعیت‌های گوناگون برای تجزیه و تحلیل دو بار انجام شد تا خطای جمع‌آوری داده رخ ندهد. تمام بلندکردن‌ها از سمت راست کارگران و با نظم تصادفی صورت گرفت. به افراد گفته شد که میله‌ها را با سرعت ایده‌آل که نزدیک به سرعت واقعی در زمان کار است بلند کنند.

بلندکردن اجسام متقارن با توجه به روش حمل بار NIOSH، برای مقایسه با بلندکردن میله‌های حفاری اضافه شده است. یک جعبه (۳۴ cm در ۳۴ cm در ۱۸ cm) با وزن ۲۱/۵ کیلوگرم که دسته مناسبی برای جفت‌شدن بار با دست دارد با موقعیت عمودی ۵۸ cm، محل افقی ۲۵ cm و فاصله جابه‌جایی کمتر از ۲۵ cm، برداشته شد. فرض بر این بود که در روش حمل بار NIOSH، شاخص مناسب بار (LI) ۰/۱ باشد، اما شاخص واقعی به دلیل موقعیت مکانی افقی (۳۶ cm به جای ۲۵ cm) و فاصله کوتاه عمودی از زمین (به جای ۷۵ cm به اندازه ۵۸ cm) محاسبه شد.

معمولاً بین ۳/۵ تا ۵ دقیقه برای هر میله است که به صورت صاف روی قفسه‌های آلومینیومی ذخیره می‌شود. این قفسه‌ها با لیفتراک جابه‌جا می‌شوند و جهت‌گیری آنها نسبت به مته، مشخص‌کننده میزان چرخشی (درجه) است که کارگر باید با بار بچرخد.

مشاهدات مقدماتی در کارگاه نشان می‌دهد بلندکردن میله باید به صورت نامتقارن از مرکز جرم انجام شود که تقریباً به طور کامل توسط یک بازو پشتیبانی می‌شود و با بازو، ساعد و دست تماس دارد. ممکن است برای کنترل جرم بار، دست مخالف نیز در زیر مرکز جرم میله قرار بگیرد. هنگامی که میله بلند می‌شود، معمولاً در جلوی اپراتور یا کنار او قرار می‌گیرد. شرایط در زیر زمین با شرایط ایده‌آل بسیار متفاوت است. ممکن است سطح زمین لغزنده، گلی و ناهموار باشد. خطرات شناسایی شده در شرایط واقعی، شامل وزن میله، شرایط ظاهری میله (مرطوب و کثیف بودن)، سطح ناهموار زمین، لغزنده و گلی بودن و گاهی افزایش میزان بارگیری است. انجمن ایمنی و بهداشت معادن و مصالح (MASHA) در انتاریو کانادا گزارش داده است که ۱۲۴ مصدومیت و آسیب اسکلتی-عضلانی در سال‌های بین ۱۹۹۱ تا ۲۰۰۰ به حفاری دست، ۲۲ درصد به آسیب دیدگی کمر و ۳۰ درصد به علت کار بیش از حد مجاز مانند بلندکردن و پایین گذاشتن اجسام مربوط بوده است. ۲۵ درصد نیز به دلیل قرارنگرفتن در پوسچر نامناسب بوده است. ۱۴ درصد به دلیل استفاده از ابزار یا تجهیزات خطرناک یا مواد منفجره و ۱۳ درصد به دلیل شیوه حمل نادرست بار بوده است. در حفاری، خطر آسیب ناشی از حمل دستی بار ظاهراً بالاست و شیوع کم‌ر درد در آن بیشتر دیده شده است. از آنجا که کم‌ر درد می‌تواند ناتوان‌کننده، پرهزینه و دائمی باشد، مهم است که راه‌هایی برای کاهش علت آسیب آن بیابیم. بررسی چگونگی بار واردشده بر کمر با تغییر ارتفاع بلندکردن بار و موقعیت پاها تغییر می‌کند. این امر برای شناسایی خطراتی که کمر را تهدید می‌کنند مؤثر است. با مقایسه حمل بار NIOSH توصیه‌شده برای بلندکردن میله‌های حفاری (۳۵ کیلوگرم) ممکن است بلندکردن این جسم سنگین توصیف شود.

هدف از این مطالعه بررسی چگونگی تغییر بار توسط کارگران متعاً حفاری هنگام برداشتن میله‌ای عمودی (با ارتفاع ۱/۶۱ متر و وزن ۳۵ کیلوگرم) با استفاده از دو نوع تغییر ارتفاع میله و چهار موقعیت مختلف پاست. علاوه بر این، بلندکردن بار متقارن به عنوان شاخص حمل بار (LI) میله، به منظور مقایسه و تعیین احتمال خطر آسیب وارد بر کمر کاربرد دارد. در مطالعه حاضر، بار واردشده بر کمر از سوی بیشترین نیرویی که توسط کار مکانیکی و فعالیت وارد بر عضلات خاری صورت گرفته بررسی شده است.

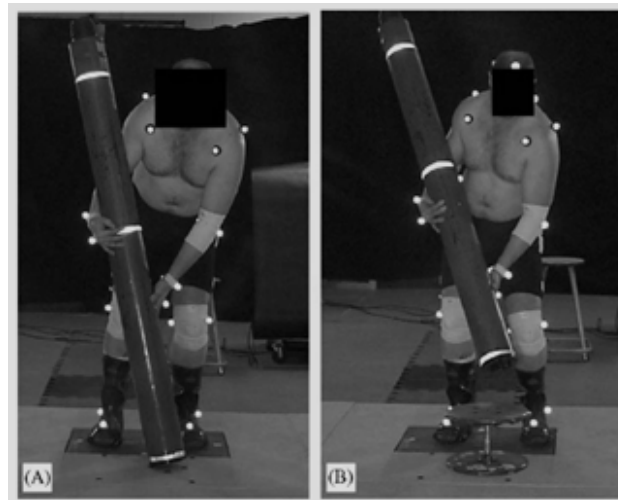
مواد و روش‌ها

افراد

هفت کارگر حفاری در این مطالعه شرکت کردند که میانگین سن آنها ۲۸/۵ (محدوده ۲۲ تا ۳۵ سال)، میانگین



شکل ۱. موقعیت اولیه پا در مقایسه با میله



شکل ۲. دو ارتفاع میله: (A) سطح زمین (سمت چپ)؛ و (B) سطح قفسه (سمت راست).

قرار گرفتند تا زوایا و ارتفاع دوربینها با توجه به ابعاد آنتروپومتریک آنها کالیبره شود. این کار سبب بهبود بهره‌برداری از داده‌های تصاویر سه‌بعدی شد.

فرایند داده‌ها

از دو مدل سه‌بعدی چندقسمتی که در نهایت مجموعه کاملی را برای ثبت دقیق گشتاور حرکات L5/S1 به ما می‌دهد استفاده شد که بخش‌های مختلف آن به‌صورت زیر تعریف شده است:

قسمت اول پایین‌تنه را شامل می‌شود که هفت بخش مچ پا، ساق پا، زانوها، ران‌ها و لگن فرد زیرمجموعه آن هستند. در قسمت دوم نیز اندام‌های فوقانی قرار دارند که شامل ۸ بخش کف دست‌ها، ساعدها، بازوها، سر و سینه می‌شود [۸،۹]. غیر از دو نفر از افراد شرکت‌کننده که به‌دلیل مشکل فنی در صفحه‌نیروسنج زیر افراد برای آنها از داده‌های مدل دوم یا قسمت فوقانی استفاده شد، بیشتر داده‌های مورد نیاز از روی برآیند ثبت گشتاور L5/S1 از مدل اول، یعنی حرکات پایین‌تنه استفاده شد. ثبت گشتاور L5/S1 به مختصات آناتومی لگن خاصره مربوط است. گشتاور خم و راست‌شدن لگن (گشتاور متقارن) در محور عرضی لگن قرار داشت. گشتاور طولی و ساجیتال نیز به‌عنوان یک جزء در نظر گرفته شدند. گشتاور نامتقارن به جذر ریشه مجموع مربعات گشتاور طولی و ساجیتال گفته می‌شود [۱۰]. در نتیجه گشتاورهای متقارن و نامتقارن برای به دست آمدن یک نتیجه محاسبه

بلندکردن میله روی یک صفحه‌نیروسنج (کیستلر: ۵۰ cm در ۶۰ cm؛ مدل ۹۸۷۵B) و با ابعاد یک کالیبراسیون سه‌بعدی (۱/۸ متر در ۱/۲ متر) انجام شد. همچنین از یک سیستم نشانگر پیک نیرو به نام ماتوس (Peak Performance Technologies Inc., Englewood, Colorado) با سه دوربین ویدئویی (Panasonic WV CL۳۵۰) برای ضبط نشانگرهای تشریحی افراد در طول کار استفاده شد. یکی از دوربین‌ها رو به فرد و دو دوربین دیگر پشت او قرار گرفت. این سیستم موقعیت مکانی دوبعدی ۴۴ نشانگر را برای هریک از افراد حاضر در این آزمایش در فرکانس ۶۰ هرتز جمع‌آوری کرد.

روش

افراد در آزمایشگاه پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، لباس خود را تعویض کردند و تنها مایوی سیاه‌رنگ مخصوص پوشیدند. ابعاد آنتروپومتریک، قد و وزن هر فرد اندازه‌گیری و سپس ۴۴ نشانگر بازتابی در ۱۵ بخش روی بدن آنها نصب شد. مکان این نشانگرها روی بدن افراد براساس ابعاد آنتروپومتریکی تعیین شد که در مطالعات Marras و همکاران و Freivalds و همکاران در آزمایش‌های قبلی مشخص شده بود [۶،۷]. سپس هریک از افراد در جایگاهی که برای بلندکردن میله مشخص شده بود حاضر شدند و طبق دستورات میله را بلند کردند.

قبل از بلندکردن بار، افراد در موقعیت‌های کالیبراسیون

شدند.

آنالیز آماری

متغیرهای وابسته در این پژوهش عبارتند از: پیک نهایی گشتاور متقارن، پیک نهایی گشتاور نامتقارن هنگام بلندکردن بار و کار مکانیکی عمودی روی بار، پیک سرعت بلندکردن میله و حداکثر زاویه تنه. همچنین داده‌های مستقل این پروژه شامل طول میله و موقعیت‌های قرارگیری پا بود. برای آزمون داده‌های مستقل از آزمون واریانس (ANOVA) استفاده شد. برای جلوگیری از خطای احتمالی در محاسبات در مقایسه با استاندارد NIOSH، آزمون T زوجی در بهترین و بدترین شرایط کاربرد داشت. برای تمام آزمون‌ها نیز یک سطح معناداری ۵ درصد ($P_v = 0/05$) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

یافته‌ها در چهار بخش ارائه می‌شود که ارتفاع عمودی میله، اثر موقعیت‌های مختلف پا، مقایسه با حمل بار NIOSH و سایر پیامدها را در نظر می‌گیرد. در جدول‌های ۱ و ۲ خلاصه‌ای از تمام نتایج و در جدول ۳ نتایج آماری اصلی ارائه می‌شوند.

کار مکانیکی که روی میله انجام می‌شود، در مرحله بلندکردن بار با احتساب مؤلفه نیرو (Power) به‌عنوان تابعی از زمان و نیروی ذاتی در نقطه حاصل از محل واردشدن نیرو (Force) روی محل شتاب مرکز ثقل میله محاسبه می‌شود [۱۰]. از آنجا که تنها یک فاز در این کار وجود داشت، تنها بلندکردن میله به‌صورت عمودی در نظر گرفته شد. سه متغیر سینتیکی برای مقایسه با شرایط مختلف آزمایش انتخاب شدند: پیک نهایی گشتاور متقارن، پیک نهایی گشتاور نامتقارن هنگام بلندکردن بار و کار مکانیکی عمودی روی بار. متغیرهای حرکتی (سینماتیکی) شامل بیشترین زاویه عمودی بدن و نهایت سرعت بلندکردن بار (خواه با نیروی مثبت و خواه با نیروی منفی) بودند.

در نهایت داده‌های به‌دست‌آمده با استاندارد حمل بار NIOSH مقایسه شدند. همچنین شرایطی که سبب شد بیشترین و کمترین میزان گشتاور در بلندکردن میله به دست بیاید، با استاندارد معرفی شده توسط NIOSH مقایسه شد.

جدول ۱. خلاصه نتایج

NIOSH	زمین			قفسه			میانگین	SD	تست	نتیجه
	آزاد	۹۰°	۴۵°	آزاد	۹۰°	۴۵°				
۰°	آزاد	۹۰°	۴۵°	۰°	آزاد	۹۰°	۴۵°	۰°	M	پیک نهایی
۲۲۶	۲۵۹	۲۷۳	۲۴۳	۲۵۱	۱۹۵	۲۱۷	۲۱۲	۱۹۰	SD	گشتاور (Nm)
۳۶	۸۵	۵۴	۵۵	۶۳	۵۷	۵۴	۵۳	۵۲	M	گشتاور
۲۲۵	۲۵۶	۲۶۱	۲۳۷	۲۴۶	۱۸۶	۲۰۶	۲۰۲	۱۸۵	SD	مقارن (Nm)
۳۶	۸۵	۵۸	۵۶	۶۵	۶۴	۵۷	۵۹	۵۳	M	گشتاور
۱۸	۳۵	۶۱	۴۸	۴۴	۴۳	۶۱	۵۹	۳۹	SD	نامتقارن (Nm)
۷	۲۱	۴۶	۲۹	۱۵	۲۴	۲۹	۲۰	۱۷	M	پیک گشتاور
۲۲	۷۰	۸۶	۷۲	۶۹	۷۴	۸۱	۷۴	۷۷	SD	نامتقارن (Nm)
۷	۱۶	۳۴	۱۹	۱۳	۲۳	۲۶	۲۱	۲۴	M	گشتاور
۱۹۸	۱۶۰	۲۲۶	۱۷۹	۱۷۰	۱۵۰	۱۹۳	۱۷۷	۱۳۹	SD	نهایی (Nm)
۴۶	۷۶	۷۱	۷۸	۷۷	۵۶	۵۲	۵۰	۴۷	M	گشتاور
۱۹۷	۱۳۸	۲۰۳	۱۵۷	۱۵۲	۱۲۷	۱۷۱	۱۵۹	۱۱۲	SD	مقارن (Nm)
۴۵	۸۵	۸۳	۸۹	۸۳	۶۰	۵۸	۵۴	۵۰		

- گشتاور متقارن و نامتقارن از پیک نهایی گشتاور حاصل می‌شوند.
- گشتاور نهایی و گشتاور متقارن از پیک گشتاور نامتقارن به دست می‌آیند.

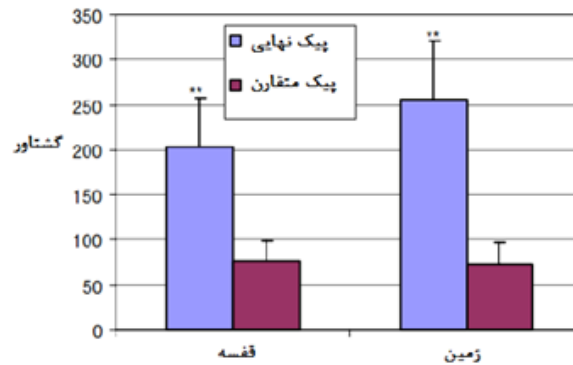
حال، اثری که قفسه در پیک نامتقارن گشتاور دارد، آن‌چنان مؤثر نیست ($P = 0/50$) مقدار آن نیز از ۷۷ نیوتن متر ($23 = SD$) به ۷۴ نیوتن متر ($22 = SD$) از سطح زمین تغییر کرده است. علاوه بر این، خم‌شدن تنه در حالتی که از یک قفسه استفاده می‌شود، کمتر از حالتی است که میله از سطح زمین برداشته می‌شود ($P < 0/01$). همان‌طور که انتظار می‌رفت کار

اثر ارتفاع عمودی میله

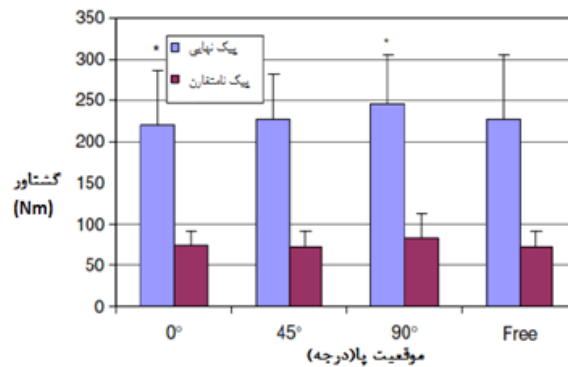
بلندکردن بار از روی یک قفسه به‌طور قابل توجهی کاهش می‌یابد ($P < 0/01$) همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود، پیک نهایی گشتاور از ۲۵۶ نیوتن متر ($64 = SD$) از سطح زمین، به ۲۰۳ نیوتن متر ($53 = SD$) تغییر می‌کند. با این

(SD) به ۸۱ ژول ($SD = ۳۴$) کاهش یافت. این نکته قابل تأمل است که هنگام پایین گذاشتن میله، ارتفاع آن در کار عمودی رو به پایین آن تأثیری ندارد ($P = ۰/۴۷$).

عمودی بلندکردن میله در زمانی که از یک قفسه زیر میله استفاده شد، به طور معناداری کمتر از زمانی بود که بدون آن صورت می گرفت ($P < ۰/۰۱$). تغییرات از ۱۳۶ ژول ($SD = ۳۵$)



شکل ۱. اثر ارتفاع میله در پیک نهایی گشتاور و پیک نامتقارن گشتاور ($n = ۱۱$)
** به طور چشمگیری در $P < ۰/۰۱$ متفاوت است.



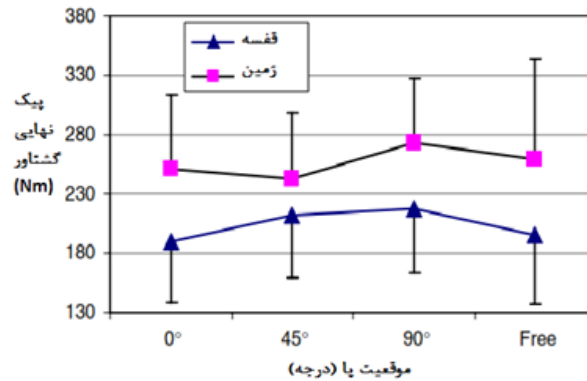
شکل ۲. اثر چهار موقعیت مکانی پا در پیک نهایی و پیک نامتقارن گشتاور ($n = ۱۱$)
* آزمون شف (scheffe) در $P > ۰/۰۵$ معنادار است.

جدول ۲. ادامه خلاصه نتایج

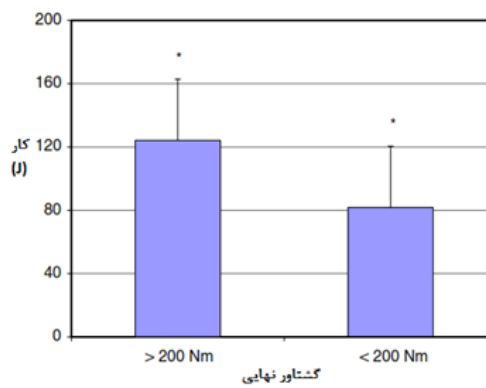
NIOSH	زمین				قفسه					
	آزاد	۹۰°	۴۵°	۰°	آزاد	۹۰°	۴۵°	۰°		
NA ^۱	۱۳۹	۱۳۶	۱۳۰	۱۳۸	۸۳	۸۴	۸۰	۷۹	M	کار عمودی
	۸۵	۴۲	۳۵	۳۵	۳۶	۳۷	۳۶	۳۳	SD	مثبت میله (J)
NA	۲۲	۲۸	۲۰	۱۸	۲۲	۲۹	۲۳	۱۸	M	کار عمودی
	۱۵	۱۵	۱۰	۹	۱۷	۱۴	۱۷	۱۱	SD	منفی میله (J)
NA	۵۱	۵۱	۵۱	۴۹	۴۴	۴۲	۴۵	۴۳	M	حداکثر زاویه
	۸	۱۱	۱۰	۹	۶	۹	۹	۶	SD	خمیدگی تنه (°)
NA	۰/۷	۰/۷۵	۰/۷	۰/۷	۰/۵	۰/۵۵	۰/۴۵	۰/۴۵	M	سرعت نهایی
	۰/۲	۰/۲۵	۰/۲	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱	۰/۱	SD	مثبت میله (m/s)
NA	۰/۱۵	۰/۱۵	۰/۱	۰/۰۵	۰/۱۵	۰/۲	۰/۱۵	۰/۱	M	سرعت نهایی
	۰/۱	۰/۰۵	۰/۰۵	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۰۵	SD	منفی میله (m/s)

NA = غیر قابل اجرا
ویه خمیدگی در راستای عمود

در هر دو حالت، مقدار اندازه‌گیری شده ۲۳- ژول است. به‌طور کلی بارگیری میله هنگامی که از روی قفسه صورت بگیرد، راحت‌تر از زمانی است که از روی زمین برداشته شود.



شکل ۳. تعامل معکوس ($F_{۳/۳۰} = ۳/۰۲$ ، $P < ۰/۰۴۵$) بین موقعیت پا و ارتفاع میله (زمین و قفسه)



شکل ۴. کار مکانیکی در مقابل پیک نهایی گشتاور $P < ۰/۰۴$

در حالت ۹۰° حدود ۶۱ نیوتن متر و در بقیه حالات ۳۹ نیوتن متر است. کارگران به‌جای چرخاندن کمر به سمت میله اجازه می‌دادند میله جلوی آنها سقوط کند و با بازوی چپ خود آن را کنترل می‌کردند. در موقعیت پاها با زاویه ۹۰° درجه نسبت به زاویه ۰° درجه که میله حرکتی رو به پایین و تحت کنترل داشت، سرعت حرکت $(-۰/۱۰ \text{ m/s})$ ، ۰° ، $(-۰/۲۰ \text{ m/s})$ درجه ۹۰° و پیک نهایی گشتاور بیشتر شد. یکی از تغییرات اصلی، تغییر موقعیت پا از ۰° به ۹۰° بود. به‌طور کلی اثر موقعیت پاها بر بار وارده به کمر به‌طور معناداری تأثیرگذار بود، اما کمتر از حد انتظار.

اثر موقعیت پاها

تغییرات در پیک نهایی گشتاور L5/S1 به‌طور معناداری متفاوت است ($P < ۰/۰۵$). در حالت ۰° این مقدار معادل ۲۲۰ نیوتن متر (Nm) و در حالت ۹۰° برابر ۲۴۵ نیوتن متر اندازه‌گیری شده، اما در پیک نامتقارن گشتاور، تفاوت معناداری یافت نشده است ($P = ۰/۱۹$). بیشترین گشتاور در حالت ۹۰° و با ۸۱ نیوتن متر است. در بقیه حالات این مقدار ۷۳ نیوتن متر است. علاوه بر این موقعیت پاها تأثیر فراوانی بر جزء نامتقارن پیک نهایی گشتاور (جدول ۱) نداشته است ($F = ۰/۱۰$ ، $P = ۰/۱۰$) مقادیر این داده‌ها

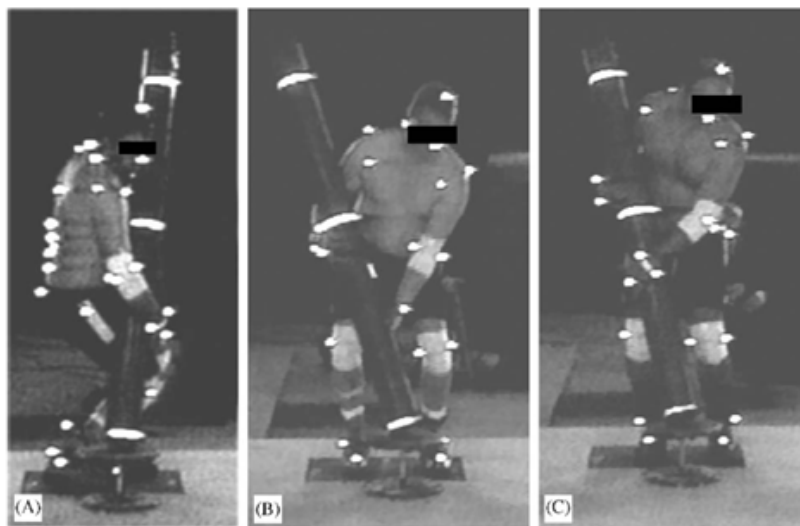
جدول ۳. تجزیه و تحلیل تکرار واریانس (ANOVA) برای مهم‌ترین متغیرها به‌عنوان تابعی از ارتفاع قفسه و موقعیت پا

متغیر وابسته	قفسه (۱)	پا (۲)	اثر متقابل ۱ و ۲
پیک نهایی گشتاور	F	۳/۵۳	۳/۰۵
	df	۳/۳	۳/۳
	P	$< ۰/۰۱$	$۰/۰۴۳$
پیک نامتقارن	F	۱/۶۸	۰/۷۳
	df	۳/۳	۳/۳
	P	$۰/۵۰۳$	$۰/۱۹۳$

متغیر وابسته	قفسه (۱)	پا (۲)	اثر متقابل ۱ و ۲
کار مکانیکی مثبت	F	۱/۱۵	۰/۵۸
	df	۳/۳	۳/۳
	P	۰/۳۴۵	۰/۶۳
کار مکانیکی منفی	F	۴/۱۳	۰/۳۳۲
	df	۳/۳	۳/۳
	P	۰/۰۱۵	۰/۸۰۲
زاویه تنه	F	۵۲/۳۵	۲/۳۶
	df	۱/۱	۳/۳
	P	<۰/۰۱	۰/۰۹۲
پیک سرعت عمودی مثبت میله	F	۷۳/۷۹	۱/۷۱
	df	۱/۱	۳/۳
	P	<۰/۰۱	۰/۱۸
پیک سرعت عمودی منفی میله	F	۳/۱۵	۰/۵۵
	df	۱/۱	۳/۳
	P	۰/۰۲۸	۰/۶۵

برای وضعیت 45° کوچک است. این نکته در شکل ۵ بیشتر می‌شود. گفتنی است مشاهدات ویدئویی و تجزیه و تحلیل داده‌ها در این امر کمک شایانی به ما نکرده است.

همچنین بین ارتفاع میله (از سطح زمین یا از سطح قفسه) و موقعیت پاها ارتباط معناداری وجود دارد ($P < 0/05$). در تمام شرایط، اثر موقعیت پاها بر ارتفاع میله، سبب افزایش گشتاور نهایی زمین نسبت به قفسه می‌شود. این افزایش



شکل ۵. سه روش مختلف بلندکردن میله: (A) 90° بلندکردن نامتقارن (B) 0° بلندکردن متقارن با دست در پشت میله و (C) 0° متقارن با دست در جلوی میله

بر اساس نتایج، در بهترین و بدترین حالت، بلندکردن میله در مقایسه با روش NIOSH به ترتیب در دو حالت مشاهده می‌شود. در حالت اول، قفسه زیر میله قرار دارد و زاویه پاها صفر درجه با کمترین گشتاور نهایی است. در حالت دوم، زاویه 90° درجه روی زمین با بیشترین گشتاور نهایی است. تفاوت این دو روش بلندکردن بار در پیک نهایی گشتاور

بلندکردن میله در مقابل روش حمل بار NIOSH

بر اساس نتایج، در بهترین و بدترین حالت، بلندکردن میله در مقایسه با روش NIOSH به ترتیب در دو حالت مشاهده می‌شود. در حالت اول، قفسه زیر میله قرار دارد و زاویه پاها صفر درجه با کمترین گشتاور نهایی است. در حالت دوم، زاویه 90° درجه روی زمین با بیشترین گشتاور نهایی است. تفاوت این دو روش بلندکردن بار در پیک نهایی گشتاور

نامتقارن را ایجاد می‌کنند؛ بنابراین موقعیت پا تأثیر معناداری بر بار وارد بر کمر داشت، اما نه به اندازه‌ای که انتظار می‌رفت. برخی مطالعات که مشابه وضعیت پا با زاویه ۹۰ درجه در این مطالعه هستند، نشان می‌دهند که مؤلفه بزرگ نامتقارن در مقایسه با مؤلفه متقارن بر گشتاور کمر تأثیرگذار است [۲۳،۲۴]. در این مطالعه، افراد مجبور بودند تنه خود را بچرخانند تا بتوانند بار را حمل کنند؛ زیرا باید موقعیت پای آنها ثابت می‌ماند. همچنین به افراد اجازه داده شد تا موقعیت پای خود را برای برداشتن بار تغییر دهند (شکل ۳). به همین دلیل پوسچرهای نامتقارن و در نتیجه گشتاور نامتقارن برای این افراد بسیار کاهش یافت. این تغییر برنامه‌ریزی شده نبود، اما براساس تجربه کاری برای هماهنگی بیشتر در شرایط واقعی توسط خود کارگران انجام شد. این توانایی همسان‌سازی ذهنی محسوب می‌شود و نتایجی مانند کاهش استرس و فشار وارد بر مفاصل، حفظ تعادل، کنترل بار و در نهایت کاهش خستگی و تقسیم انرژی کار برای تمام طول ساعت کاری را دربردارد [۱۰،۲۵،۲۶]. در پی پوسچرهای نامتقارن کارگران، مقدار گشتاور نامتقارن نیز افزایش یافت که می‌توان این افزایش را با وزن میله و زمانی که بلندکردن بار از یک سمت بدن (زاویه ۹۰ درجه پاها نسبت به بار) صورت می‌گیرد، توضیح داد.

در حالت آزاد اغلب افراد از موقعیت زاویه صفر درجه پاها، نقطه اتکای دست در زیر میله و نقطه اتکای دست در بالای میله استفاده نمی‌کردند، بلکه بیشترین زاویه بین ۰ و ۴۵ درجه را به کار می‌بردند. به نظر می‌رسد این شرایط بر میزان بار وارد بر ستون فقرات تأثیری نداشته است، اما براساس نظر Gagnon تحرک پاها نقش بسزایی در عدم تقارن به وجود آمده دارد. کارگران با تجربه به صورت ذاتی و بالقوه از این عامل برای کاهش فعالیت‌های خود استفاده می‌کنند [۱۰،۲۶].

حمل میله در مقابل حمل بار NIOSH

روش حمل بار NIOSH در سال ۱۹۹۱ حد توصیه‌شده وزن (Recommended Weight Limit=RWL) را برای استاندارد بلندکردن بار ارائه داد. حداکثر RWL معادل ۲۳ کیلوگرم (۲۲۵ نیوتون) در شرایط ایده‌آل است. شاخص بلندکردن بار، میزان بار برداشته‌شده نسبت به RWL است. این شاخص برای تعیین درصد کارگرانی که در معرض خطر ابتلا به کمردرد مرتبط با جابه‌جایی هستند، کاربرد دارد. اگر شاخص بلندکردن بار بیشتر از ۱ باشد میزان ریسک مربوط به کمر بالا می‌رود و اگر این شاخص از عدد ۲ تجاوز کند به این معنی است که ریسک تهدیدکننده کمر فرد بسیار بالاست [۲۱،۲۳].

میانگین مقدار به‌دست‌آمده در حمل بار NIOSH معادل ۲۲۶ نیوتن متر است که به شرایط مشابه شباهت دارد [۲۷]. همچنین مانند شرایطی است که شبیه‌سازی شده است [۲۸،۲۹]. در مطالعه حاضر، شاخص حمل بار به ۱/۴ رسید. احتمال داشت این عدد با توجه به نوع و شدت کار بیشتر باشد؛ زیرا حمل بار این میله‌ها با گزارش‌های آسیب‌های اسکلتی و عضلانی نسبتاً شدید شناسایی شده است. به عبارت

افزادی که با در نظر گرفتن هر چهار موقعیت پا، پیک نهایی گشتاورشان کمتر از ۲۰۰ نیوتن متر بود، کسانی بودند که کمترین کار عمودی مثبت را انجام داده‌اند. به عبارت دیگر، در چهار حالت از یک راهبرد برای بلندکردن میله استفاده کردند که تنها بار وارد بر کمر را کاهش داده است. در این میان، تنها تفاوت در استفاده از قفسه زیر میله برای افزایش ارتفاع میله است.

حالت B و C شکل ۳، دو تکنیک مختلف را در بلندکردن میله که در این معدن استفاده شده است نشان می‌دهد. در شرایط واقعی هشت شرکت‌کننده در این پژوهش از حالت B و سه نفر از حالت C برای بلندکردن میله استفاده کردند. این تفاوت در گشتاور نهایی و گشتاور نامتقارن مهم است. سه نفر از کارگرانی که از این روش برای تغییر حالت دست از بالای میله به پایین آن استفاده کردند به‌طور قابل توجهی نیروی عمودی کار را کاهش دادند.

بحث

در بحث حمل بار، وزن بار، موقعیت عمودی و افقی بار، شکل و سایز بار، تعداد دفعات بلندکردن بار، استحکام بار، جای دست داشتن بار و... از مواردی است که خطر بالقوه‌ای در حمل بار دارد [۱۱،۱۲]. سه مورد از موارد فوق در مطالعه استفاده شد که شامل استفاده از قفسه برای کاهش باربرداری مجدد، در نظر گرفتن موقعیت و زاویه پا نسبت به میله در هنگام بلندکردن آن است. همچنین به هر شرکت‌کننده در آزمایش اجازه داده شد از روش مخصوص به خود استفاده کند که این کار سبب کاهش بار به کمر شد. علاوه بر این، مقایسه بدترین حالت بلندکردن میله با استاندارد NIOSH نقطه عطف کار ما بود.

اثر عمودی ارتفاع میله

ارتفاع میله اثر معناداری بر گشتاور نهایی و کار مکانیکی فرد دارد. موقعیت عمودی میله در ابتدای بلندکردن بار بالا بود. مطالعات نشان می‌دهد هرچه ارتفاع حمل بار پایین‌تر باشد، احتمال عکس‌العمل گشتاور افزایش می‌یابد؛ بنابراین نیروهای فشاری و برشی وارد بر دیسک‌ها افزایش می‌یابد [۱۳-۱۶]. اهمیت ارتفاع عمودی اولیه در بلندکردن میله به‌عنوان یک جزء در معادله NIOSH برای حد توصیه‌شده شناخته و درج شده است [۲۱]. ارتفاع کم و فاصله‌های افقی بیشتر سبب افزایش بار بر ستون فقرات می‌شود. ابتدا گشتاور بار افزایش می‌یابد که نیاز به نیروهای داخلی بیشتری دارد و در نهایت فشرده‌سازی بیشتر می‌شود و بار وارد بر ستون فقرات افزایش می‌یابد. دوم اینکه نسبت وزن بدن به فاصله بار از ستون فقرات است که هرچه بیشتر باشد، گشتاور بار افزایش می‌یابد [۲۱،۲۲]. نتایج ذکرشده در بالا به همراه یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد استفاده از یک قفسه برای بالاتر آمدن میله، عنصری مهم برای کاهش بار وارد بر ستون فقرات در حین عملیات حفاری است.

موقعیت پاها با زاویه ۹۰ درجه نسبت به سه حالت دیگر، بیشترین پیک نهایی گشتاور و نه بیشترین پیک گشتاور

حفاری به‌عنوان خطر بالقوه وارد شده و جابه‌جایی میله و زمین‌گذاشتن آن در مطالعه وارد نشده است.

شرایط بلندکردن بار در آزمایشگاه ایده‌آل بود. ملاحظات مهمی مانند شرایط جوی، ناهمواری، دستکش، آب و روغن ریخته‌شده روی میله و... در نظر گرفته نشده است. موقعیت پا و مکان انجام این کار محدود شده و محل میله برای بلندکردن آن براساس نظر کارگران و مشاهدات ویدئویی انجام شده است. اگر کارگران بتوانند بدون هیچ محدودیتی به میله دسترسی داشته باشند، می‌توانند فاصله بدنی خود را به میله کمتر کنند. این کار همان‌طور که گفته شد سبب کاهش گشتاور و پیوستگی در حرکت میله می‌شود. تمام این عوامل می‌تواند بر بار واردشده به کمر تأثیرگذار باشد. از سوی دیگر، این عوامل نباید بر آموزش‌های مداوم که افراد متخصص ارائه می‌کنند تأثیر بگذارد.

اگر بخواهیم بهترین تکنیک به کارگران معرفی کنیم، کار بهبوده‌ای است؛ پس بهتر است چندین راهبرد و تکنیک را به آنان معرفی کنیم تا بهترین را استفاده کنند.

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان می‌دهد ارتفاع میله مهم‌ترین عامل در بررسی بار واردشده به کمر است؛ درحالی‌که اثر موقعیت پا به وضعیت‌هایی محدود است که حفاران استفاده می‌کنند. استفاده از قفسه، مرکز ثقل میله را حداقل تا ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر افزایش داد که این کار گشتاور را هنگام بلندکردن میله کاهش می‌دهد. از سوی دیگر، بارگیری نامتقارن یکی از عوامل افزایش آسیب‌های واردشده بر کمر بود که بررسی شد. همچنین مشخص شد برخی افراد با استفاده از روش‌هایی، بار واردشده بر کمر خود را کاهش می‌دهند. این راهبردها مانند استفاده از دست برای کاهش فاصله و کاهش ارتفاع میله بود که در نتیجه به کاهش بار هنگام بلندکردن میله کمک کرد. باید توجه داشت برگزاری جلسات بحث و آموزش با افراد مجرب در این کار می‌تواند به کاهش آسیب‌های واردشده بر کمر کمک کند.

سیاسگزاری

این پژوهش با تأمین مالی شرکتی معدنی در استان اصفهان و با همکاری کارگران حفاری آن معدن انجام شد. نویسندگان این مقاله کمال تشکر و قدردانی را از کارگران زحمتکش این معدن و همچنین مهندسان شرکت معدنی دارند.

تضاد منافع

از دیدگاه نویسندگان هیچ‌گونه تضاد منافی درباره پژوهش حاضر وجود ندارد.

دیگر وزن میله ۳۵ کیلوگرم و وزن جعبه‌ای که با روش حمل بار NIOSH بلند شده ۲۱/۵ کیلوگرم است، اما از آنجا که طول میله زیاد است و هنگام بلندکردن آن نیازی به خم و راست‌شدن کمر نیست، این عدد ۱/۴ محاسبه شد. علاوه بر این میله بسیار نزدیک به بدن نگه داشته می‌شد که این کار فاصله افقی و در نتیجه گشتاور نهایی را کاهش می‌داد.

از سوی دیگر، سطح نامتقارن بلندکردن میله اهمیت بسزایی دارد. در روش NIOSH برای انجام این کار انرژی بیشتری صرف می‌شود. حمل بار نامتقارن با پوسچر نامتقارن بدن تفاوت زیادی دارد؛ زیرا شما می‌توانید در پوسچر نامتقارن قرار داشته باشید و بار نامتقارنی را حمل کنید. مانند برداشتن یک چمدان سنگین با یک دست [۳۰،۳۱]. در طول زمانی که پوسچر فرد نامتقارن باشد، حرکات دینامیک تنه تحت کنترل عضلاتی است که در مقطع عرضی کوچکی فعالیت می‌کنند. به همین دلیل احتمال ایجاد آسیب در هنگام کار بسیار بیشتر می‌شود [۳۲]. استرسی که به‌صورت نامتقارن به دیسک‌ها وارد می‌شود، آسیب دیگری است که حمل بار نامتقارن به بدن وارد می‌کند؛ به‌عنوان مثال، خم‌شدن به طرفین، گشتاور بیشتری را در مقایسه با خم‌شدن به جلو ایجاد می‌کند [۱۹،۳۳]. در نهایت، NIOSH کار فیزیکی سنگین با اعمال نیروی عضلانی بیش از ۷۰ درصد را حداکثر انقباض ذاتی ماهیچه تعریف می‌کند [۲۱].

نوع در راهبردهای بلندکردن میله

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد برخی افراد از راهبرد خاصی برای حمل میله استفاده می‌کنند که سبب کاهش بار بر کمرشان می‌شود. در ابتدا این افراد در مقایسه با دیگران، میله را در ارتفاع بالاتری گرفتند و با استفاده از دست دیگر فاصله افقی خود را با میله کم کردند و فاصله جابه‌جایی میله را کاهش دادند. از این راهبرد افراد باتجربه و با سابقه کار بالاتر استفاده کردند. مطالعات گوناگون نشان می‌دهد افراد مجرب‌تر، راهکارهای متفاوتی در مقایسه با افراد کم‌تجربه استفاده می‌کنند [۲۵،۳۴]. کارشناسان صنایع باید از نظر این متخصصان در کارها استفاده کنند و همواره آنان را به‌عنوان سرگروه تیم‌های کاری در نظر گرفته شوند [۳۴].

تفاوت میان افراد تازه‌کار و افراد باتجربه در این آزمایش در موقعیت‌های پا، ایجاد رابطه خوب شیب میله، دست و موقعیت مناسب شانه بود [۱۰،۲۶]؛ به‌عنوان مثال افراد باتجربه از پا و لگن خود به‌عنوان حامی برای چرخاندن میله به سمت بدن استفاده می‌کردند که این کار سبب کاهش نامتقارن‌بودن بار شد و به پیوستگی و یکنواختی حرکت کمک کرد [۳۶-۳۴،۲۶،۱۰]. انتخاب این افراد برای این مطالعه براساس توانایی نبود، اما برخی از آنها توانایی بیشتری در حمل میله داشتند. در این مقاله تنها بلندکردن میله

References

- Gagnon M, Delisle A, Desjardins P. Biomechanical differences between best and worst performances in repeated free asymmetrical lifts. *International journal of industrial ergonomics*. 2002;29(2):73-83. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(01\)00052-X](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00052-X)
- Jorgensen K, Andersen B, Horst D, Jensen S, Nielsen A. The load on the back in different handling operations. *Ergonomics*. 1985;28(1):183-96. <https://doi.org/10.1080/00140138508963127>
- Gallagher S, Hamrick CA. Acceptable workloads for three common mining materials. *Ergonomics*. 1992;35(9):1013-31. <https://doi.org/10.1080/00140139208967379>
- Gallaghe S, Hamrick CA, Love AC, Marras WS. Dynamic biomechanical modelling of symmetric and asymmetric lifting tasks in restricted postures. *Ergonomics*. 1994;37(8):1289-310. <https://doi.org/10.1080/00140139408964909>
- Gallagher S, Marras WS, Davis KG, Kovacs K. Effects of posture on dynamic back loading during a cable lifting task. *Ergonomics*. 2002;45(5):380-98. <https://doi.org/10.1080/00140130210127639>
- Freivalds A, Chaffin DB, Garg A, Lee KS. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *Journal of Biomechanics*. 1984;17(4):251-62. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90136-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90136-2)
- Marras W, Kim J. Anthropometry of industrial populations. *Ergonomics*. 1993;36(4):371-8. <https://doi.org/10.1080/00140139308967894>
- Desjardins P, Plamondon A, Gagnon M. Sensitivity analysis of segment models to estimate the net reaction moments at the L5/S1 joint in lifting. *Medical engineering & physics*. 1998;20(2):153-8.
- Plamondon A, Gagnon M, Desjardins P. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L 5 S 1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics*. 1996;11(2):101-10. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00043-7)
- Gagnon M. The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(7):601-11. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00076-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00076-7)
- Grandjean E, Kroemer KH. Fitting the task to the human: a textbook of occupational ergonomics: CRC press; 1997.
- Kroemer KH, Grandjean E. Fitting the task to the human: a textbook of occupational ergonomics: Taylor & Francis; 1997. <https://doi.org/10.1201/b16825>
- Buseck M, Schipplein O, Andersson G, Andriacchi T. Influence of dynamic factors and external loads on the moment at the lumbar spine in lifting. *Spine*. 1988;13(8):918-21. <https://doi.org/10.1097/00007632-198808000-00009>
- De Looze M, Toussaint H, Van Dieen J, Kemper H. Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *Journal of Biomechanics*. 1993;26(9):1067-76. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(05\)80006-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(05)80006-5)
- Dolan P, Earley M, Adams M. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *Journal of biomechanics*. 1994;27(10):1237-48. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90277-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90277-1)
- Kingma I, Bosch T, Bruins L, Van Dieën JH. Foot positioning instruction, initial vertical load position and lifting technique: effects on low back loading. *Ergonomics*. 2004;47(13):1365-85. <https://doi.org/10.1080/00140130410001714742>
- Lavender SA, Andersson GB, Schipplein OD, Fuentes HJ. The effects of initial lifting height, load magnitude, and lifting speed on the peak dynamic L5/S1 moments. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2003; 31(1):51-9. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(02\)00174-9](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(02)00174-9)
- Leskinen T, Stålhammar H, Kuorinka I, Troup J. A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. *Ergonomics*. 1983;26(6):595-604. <https://doi.org/10.1080/00140138308963378>
- Schipplein O, Reinsel T, Andersson G, Lavender S. The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. *Spine*. 1995;20(17):1895-8. <https://doi.org/10.1097/00007632-199509000-00010>
- Tsuang Y-H, Schipplein O, Trafimow J, Andersson G. Influence of body segment dynamics on loads at the lumbar spine during lifting. *Ergonomics*. 1992;35(4):437-44. <https://doi.org/10.1080/00140139208967824>
- Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*. 1993;36(7):749-76. <https://doi.org/10.1080/00140139308967940>
- Disorders PoM, Workplace t, Medicine Io. Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back and Upper Extremities: National Academy Press; 2001.

23. Lavender S, Li Y, Andersson G, Natarajan R. The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics*. 1999;42(1):111-25. <https://doi.org/10.1080/001401399185838>
24. Plamondon A, Gagnon M, Gravel D. Moments at the L5/S1 joint during asymmetrical lifting: effects of different load trajectories and initial load positions. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(3):128-36. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)93702-U](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)93702-U)
25. Authier M, Gagnon M, Lortie M. Handling techniques: the influence of weight and height for experts and novices. *International journal of occupational safety and ergonomics*. 1995;1(3):262-75. <https://doi.org/10.1080/10803548.1995.11076324>
26. Gagnon M. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers' strategies and their validation in a training situation: summary of research. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(6):569-80. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.007>
27. Davis KG, Marras WS. Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? *Human factors*. 2000;42(2):195-208. <https://doi.org/10.1518/001872000779656499>
28. Leskinen T, Haijanen J, editors. Torque on the low back and the weight limits recommended by NIOSH in simulated lifts. *Proceedings of the Fourth International Symposium on*; 1996.
29. Potvin J. Use of NIOSH equation inputs to calculate lumbosacral compression forces. *Ergonomics*. 1997;40(7):691-707. <https://doi.org/10.1080/001401397187847>
30. Gravel D, Gagnon M, Plamondon A, Desjardins P. Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. *Clinical Biomechanics*. 1997;12(5):314-24. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00001-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00001-6)
31. Vink P, Daanen H, Meijst W, Ligteringen J. Decrease in back strength in asymmetric trunk postures. *Ergonomics*. 1992;35(4):405-16. <https://doi.org/10.1080/00140139208967821>
32. Marras W, Mirka G. A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion. *Spine*. 1992;17(3):318-26. <https://doi.org/10.1097/00007632-199203000-00013>
33. Adams M, Bogduk N, Burton K, Dolan P. *The Biomechanics of Back Pain*, Churchill Livingstone, Edinburgh, London, New York. Oxford, Philadelphia, St Louis, Sydney, Toronto; 2002.
34. Authier M, Lortie M, Gagnon M. Manual handling techniques: Comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1996;17(5):419-29. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(95\)00005-4](https://doi.org/10.1016/0169-8141(95)00005-4)
35. Delisle A, Gagnon M, Desjardins P. Kinematic analysis of footstep strategies in asymmetrical lifting and lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1999;23(5-6):451-60. [https://doi.org/10.1016/S0169-8141\(98\)00012-2](https://doi.org/10.1016/S0169-8141(98)00012-2)
36. Lortie M. Manutention: Prise d'information et décision d'action. *Le travail humain*. 2002;65(3):193-216. <https://doi.org/10.3917/th.653.0193>