

ORIGINAL RESEARCH PAPER

Analyzing the Correlation Between Plantar Pressure Distribution and UTAH Back Compressive Force and NIOSH Lifting Index in Symmetrical Lifting Tasks

Hassan Mehridiz¹, Mohamad Sadegh Ghasemi¹, Hassan Saeedi², Mahsa Varmazyar¹, Ehsan Garosi^{1*}

¹Department of Ergonomics, School of Public Health, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

²Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 7 - 1 - 2024

Accepted: 18 - 6 - 2024

ABSTRACT

Introduction: Lifting loads in awkward postures is a main cause of low back musculoskeletal disorders. In this context, researchers have used various indicators to determine the relationship between biomechanical variables and the risk of these disorders. This study aimed to investigate the correlation between plantar pressure distribution and the values of UTAH back-compressive forces (BCF) and lifting index (LI) during symmetrical load-lifting tasks.

Material and Methods: Thirteen healthy men, aged 25 to 35, took part in this study. The participants were instructed to symmetrically lift loads weighing 7.5 kg and 15 kg in 15 different postures, considering three horizontal distances (A, B, C) and five different heights (1-5). Pressure on the foot soles was recorded using 16 force-sensitive resistors (FSR) corresponding to eight anatomical areas on each foot. The BCF and LI were also calculated using the UTAH method and the NIOSH equation, respectively. Statistical analysis was performed using SPSS (version 21) software.

Results: Based on the results, when the load was closest to the body (A1-A5), the highest pressure was recorded in the heel and the 4th and 5th metatarsal of both feet. In lifting a load of 15 kg in the A2, B1, B2, C1, C2 postures and lifting a load of 7.5 kg in the C2 posture, the average BCF exceeded 700 pounds. The LI was greater than 1 for specific postures (B1, B2, B4, B5, C1-C5) at 15 kg and (C1, C2, C4, C5) at 7.5 kg load-lifting. During the 7.5 kg and 15 kg load-lifting, there was a significant correlation between the plantar pressure and the values of LI and UTAH (p -values < 0.05) in most postures.

Conclusion: The results showed a significant correlation between plantar pressure distribution and load-lifting postures. The study findings, which identify risk levels associated with lifting postures, lay the groundwork for future research aimed at categorizing safe and unsafe plantar pressure patterns.

Keywords: Manual material handling, Work-related musculoskeletal disorders, Low back pain, Compression forces, Foot plantar pressure distribution

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Mehridiz H, G MS, Saeedi H, Varmazyar M, Garosi E. Analyzing the correlation between plantar pressure distribution and UTAH back compressive force and NIOSH lifting index in symmetrical lifting tasks. *J Health Saf Work.* 2024; 14(2): 272-290.

1. INTRODUCTION

Work-related musculoskeletal disorders (WMSDs) are injuries or disorders that affect the muscles, nerves, tendons, joints, cartilage, and spinal discs, exacerbated by work conditions.

* Corresponding Author Email: eh.garosi@gmail.ir

Manual material handling (MMH), a significant part of many industrial activities, can lead to WMSDs. MMH tasks, especially lifting, stress the lumbar spine, increasing the risk of low-back disorders (LBD). Approximately 50% of back pain prevalence is attributable to lifting. These disorders

Copyright © 2024 The Authors.

Published by Tehran University of Medical Sciences

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>). Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

impose substantial costs on both workers' health and society as a whole. It has also been reported that WMSDs account for 40% of global work-related disability costs. Therefore, the identification and reduction of risk factors associated with musculoskeletal disorders (MSDs) can lead to substantial societal cost savings, a primary objective of ergonomics.

Several ergonomic interventions have been proposed to mitigate WMSDs resulted from load-lifting, including training, corrective exercises, and the use of back exoskeletons. Despite the variety of interventions, risk assessment tools are often used to evaluate the risk of MSDs originating from MMH; as a result, various tools and techniques have been developed, including subjective and observational methods such as the Key Indicator Method (KIM), UTAH back compressive force, and Snook tables. While these methods are cost-effective and versatile, they are time-consuming. Furthermore, direct or objective evaluation methods, such as inertial measurement units (IMUs) and surface electromyography (sEMG), have been used to assess biomechanical lifting risk factors. However, these methods also present challenges, particularly in calculating and analyzing biomechanical variables and determining sensor or electrode placement.

In the context of load-lifting research, only a few studies have investigated the use of Force-Sensitive Resistor (FSR) sensors to explore the relationship between plantar pressure distribution and the risk associated with load-lifting tasks. This study aims to assess the feasibility of predicting postural risk during various load-lifting activities by meticulously analyzing plantar pressure distribution. Our main hypothesis posits that real-time plantar pressure pattern can serve as a valuable indicator of improper lifting postures. To validate this assumption, we aim to establish a significant correlation between the pressure distribution across the foot soles and the risk assessment indicators related to load-lifting, such as the force exerted on the lower back and the lifting index.

2. MATERIAL AND METHODS

In this experimental study, 13 male participants were asked to perform a symmetrical load-lifting task. The sample size for the current study was determined based on the correlation discovered between plantar pressure distribution and lumbar spine range of motion in a related study, using G-Power software (version v6.3.0). To control for

intervening variables, individuals within the 50th percentile of Body Mass Index (BMI) and the age range of 25–35 years were selected. Furthermore, musculoskeletal disorders, deformities or disorders in the foot area, and balance disorders were considered as exclusion criteria for the study. Informed consent, by the ethics resolution of the Iran University of Medical Sciences, was obtained from all participants.

To evaluate lifting techniques under various conditions, an experimental study was designed. The participants were asked to lift two loads using 15 different postures. These postures were performed in a combination of three horizontal distances from the body (A: closest to the body, B: half of the maximum reach, C: maximum reach) and five different heights from the ground (1: ground level, 2: knee height, 3: halfway between knee and waist, 4: elbow height, 5: shoulder height). The loads consisted of two boxes, weighing 7.5 and 15 kg with dimensions of 43 cm (length) x 29 cm (width) x 16 cm (height). Participants were given a minimum of 5 minutes of rest between each lifting task. Our selection of postures and heights aligned with the American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH) Threshold Limit Value (TLV) for lifting techniques. By examining a range of distances and heights, we aimed to capture realistic scenarios encountered in various work environments.

Plantar pressure was recorded using an ErgoFs16 device (Ergokit, Tehran, Iran), which includes 16 FSR sensors (Interlink Electronics, Inc., USA) corresponding to eight anatomical areas of each foot's sole. To determine the sensor locations, the maps of the participants' feet were first drawn on a flat surface (A4 paper). The exact location of each sensor was determined by connecting reference points based on the protocol of a related study. Following the calibration and accuracy evaluation of the ErgoFs16 device, plantar pressures were measured and recorded in 3 seconds with a frequency of 9 Hz for all 390 load-lifting postures.

The UTAH method was used to evaluate back-compressive force, and the NIOSH equation was used to determine the Lifting Index (LI). Given the need to measure angles and distances in different postures, a 12-megapixel Samsung A32 camera was used. The camera was mounted on a tripod, positioned three meters away from the subjects, and took shots from the lateral side of the participants. After calibrating the Digimizer software (version

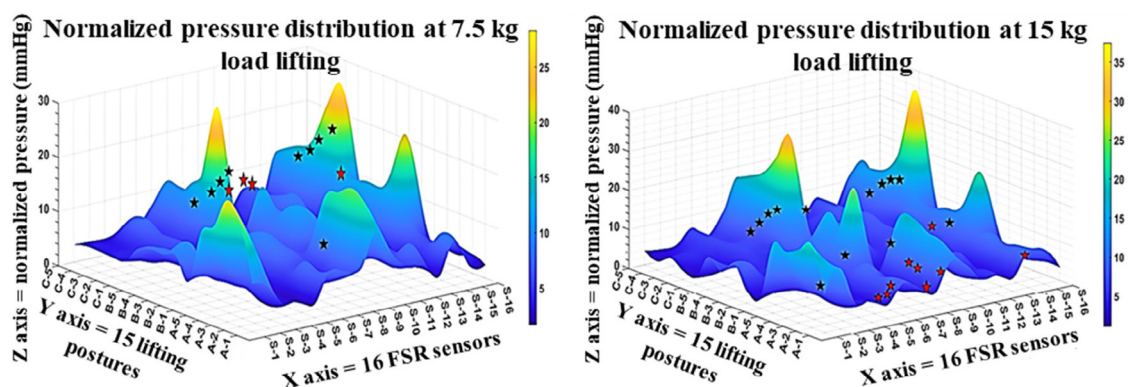


Fig. 1: Three-dimensional diagram of the normalized plantar pressure on the soles of the right and left feet while lifting 7.5 and 15 kg weights. The black star (★) refers to a significant correlation between the UTAH back compressive force and the average pressure on the foot soles and the red star (★) refers to a significant correlation between the average Lifting Index and the average pressure on the foot soles.

v6.3.0), the flexion angles were extracted by choosing 3 landmarks (The prominence of the shoulder area, the outer or side of the knee, and the side of the hip).

In the data analysis phase, the Shapiro–Wilk test was employed to evaluate the normality of the dataset. To explore the correlation between plantar pressure distribution and both LI and UTAH, the Pearson correlation test was utilized. The analysis was conducted using the SPSS software (version 21). We considered a p-value less than 0.05 as the threshold for statistical significance.

3. RESULTS AND DISCUSSION

This study presents the central and dispersion statistical indices, including the mean and standard deviation of the UTAH and LI for lifting 15 kg and 7.5 kg boxes in 15 postures (A1–C5). Where a 15 kg box was lifted in the B1, B2, B4, B5, C1–C5 postures, and a 7.5 kg box was lifted in the C1, C2, C4, C5 postures, the mean LI was found to exceed 1. Furthermore, when lifting a 15 kg box in the A2, B1, B2, C1, C2 postures, and a 7.5 kg box in the C2 posture, the average UTAH value surpassed 700 pounds. This data provides valuable insight into the physical strain experienced during these lifting tasks. These findings indicate that as the horizontal distance of the load from the body increases, the value of LI exceeds 1, placing it in the unsafe risk range. Similarly, an increase in lumbar flexion angle leads to a UTAH value exceeding 700 pounds, which falls within the unacceptable risk range. These findings align with the results of related studies which observed that when the load

is farther from the body and the back is flexed, the force on the intervertebral discs increases, resulting in a value of LI and UTAH beyond acceptable limits. Moreover, as the load weight increases during load-lifting tasks, the UTAH and LI also rise, as confirmed by Hozimans' study.

The plantar pressure distribution during symmetrical load-lifting was measured using 16 sensors embedded in the soles of the left and right feet. Normalized plantar pressure on the foot soles while lifting 7.5 and 15 kg weight are shown in Figure 1. In the A1 to A5 postures, the highest pressure was exerted on the heel and lateral metatarsal areas. In B1 to C5 postures, the maximum pressure was recorded by the sensors that were located in the heel, lateral metatarsal, and toe areas. Regarding plantar pressure distribution, it was discovered that when the load is closest to the body the foot plantar pressure on the toe area increases and when the load is farther from the body, the pressure distribution on the heel area increases. Leaning forward exacerbates this effect. Furthermore, the pressure distribution on the foot soles varied across different lifting postures and between the right and left legs, as similarly noted in Chan Kit Han's study. These variations are attributed to muscle contractions that help maintain body balance.

The correlation of the average plantar pressure with the average LI and the average UTAH in each posture was calculated for each sensor. The correlation between specific postures and the LI and UTAH scores is illustrated in Figure 1 and Table 1. The significant correlations support our assumption that plantar pressure pattern can serve

Table 1: The significant correlation between the average absolute value (ABS) of plantar pressure and the values of UTAH and LI in lifting task (7.5 and 15 kg)

Correlation between average absolute value (ABS) of plantar pressure and UTAH in lifting task (15 kg)			Correlation between average absolute value (ABS) of plantar pressure and UTAH in lifting task (7.5 kg)			Correlation between average absolute value (ABS) of plantar pressure and LI in lifting task (15 kg)			Correlation between average absolute value (ABS) of plantar pressure and LI in lifting task (7.5 kg)		
posture	sensor	(r)	posture	sensor	(r)	posture	sensor	(r)	posture	sensor	(r)
		(p-value)			(p-value)			(p-value)			(p-value)
	A5	S3		A3	S9		A1	S9		B2	S13
		-0.620			-0.559			0.595			-0.601
		0.024			0.047			0.032			0.03
	A5	S7		B2	S13		A1	S11		B4	S5
		-0.626			-0.637			0.724			-0.709
		0.022			0.026			0.005			0.01
	A5	S10		C2	S5		A1	S14		B5	S9
		-0.598			0.556			0.578			0.785
		0.031			0.048			0.038			0.001
	A5	S14		C2	S6		A3	S6		C1	S9
		-0.568			0.594			-0.734			-0.713
		0.043			0.032			0.004			0.006
	C2	S5		C2	S7		A3	S7			
		0.595			0.696			-0.624			
		0.032			0.008			0.023			
	C2	S6		C2	S8		A3	S8			
		0.675			0.579			-0.626			
		0.011			0.038			0.022			
	C2	S7		C2	S13		A3	S14			
		0.581			0.838			-0.569			
		0.048			0			0.042			
	C2	S8		C2	S14		A3	S15			
		0.556			0.591			-0.569			
		0.048			0.033			0.043			
	C2	S13		C2	S15		A3	S16			
		0.638			0.655			-0.804			
		0.019			0.015			0.001			
	C2	S14		C2	S16		A4	S10			
		0.586			0.716			-0.576			
		0.035			0.006			0.04			
	C2	S15					A5	S10			
		0.585									
		0.036						0.006			
	C2	S16					B2	S13			
		0.599									
		0.03						0.025			
	C4	S9					B5	S16			
		0.588									
		0.035						0.004			
							C3	S12			
								0.722			
								0.005			

as a real-time indicator of improper lifting posture. In summary, risk factors for MSDs during load-lifting tasks include load weight, and horizontal and vertical zones of load-lifting. Additionally, the significant correlation (p -value < 0.05) between pressure distribution on the foot soles and LI and UTAH values in certain load-lifting postures reveals that there is a possibility to apply foot plantar pressure distribution to evaluate the risk of load-lifting tasks.

4. CONCLUSIONS

The findings of this study highlight a significant association between the distribution of plantar pressure and lifting postures. This correlation suggests that the analysis of plantar pressure could potentially serve as a reliable indicator for distinguishing between safe and hazardous lifting techniques. The importance of these findings is

further underscored by the insight they provide into the risk levels associated with load-lifting in different postures. This understanding is crucial in the context of occupational health and safety, as it can guide the development of preventive measures and interventions to minimize the risk of injury.

Moreover, the results of this study pave the way for future research endeavors aimed at classifying plantar pressure patterns into safe and unsafe categories. Such categorization could be instrumental in designing targeted interventions for promoting safe lifting practices. It could also contribute to the development of training programs that educate individuals about the importance of proper lifting techniques and the potential risks associated with improper postures. This study, therefore, builds a foundation for the future investigations into the prevention of work-related musculoskeletal disorders.

تجزیه و تحلیل همبستگی بین فشار کف پا با نیروی فشاری وارده به ناحیه کمری و شاخص بلندکردن بار نایاش در وظایف بلندکردن متقارن بار

حسن مهری دیز^۱، محمد صادق قاسمی^۱، حسن سعیدی^۲، مهسا ورمزیار^۱، احسان گروسی^{۱*}

^۱گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
^۲گروه ارتوز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۷، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۳/۲۹

چکیده

مقدمه: بلندکردن بار در پوسچر نامناسب یکی از دلایل بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی ناحیه کمر می‌باشد. در این راستا محققان از شاخص‌های گوناگونی به منظور تعیین ارتباط بین متغیرهای بیومکانیکی و ریسک بروز این اختلالات استفاده کرده‌اند. هدف این مطالعه تعیین ارتباط بین نیروی فشاری وارده به کف پا با نیروی فشاری وارده به ناحیه کمری (BCF^1) و شاخص بلندکردن بار (LI^2) در وظایف بلندکردن متقارن بار بود.

روش کار: در این مطالعه آزمایشگاهی از ۱۳ نفر مرد سالم با محدوده سنی بین ۲۵ تا ۳۵ سال خواسته شد تا به صورت متقارن وظایف بلندکردن بارهای ۷٫۵ و ۱۵ کیلوگرمی را در ۱۵ پوسچر شامل ضریب ۳ فاصله افقی (A-B-C) از بدن و ۵ ارتفاع (۱-۵) انجام دهند. فشار وارده به کف پاها توسط ۱۶ عدد سنسور FSR متناسب با ۸ ناحیه آناتومیک از کف هر پا ثبت گردید. علاوه بر این، نیروی وارده به دیسک‌های بین مهره‌ای و شاخص ریسک بلندکردن بار (LI) به ترتیب با روش یوتا و معادله نایاش محاسبه شد. همچنین برای آنالیز آماری از نرم افزار SPSS (نسخه ۲۱) استفاده شد.

یافته‌ها: با توجه به نتایج، زمانی که بار در نزدیکترین فاصله به بدن قرار داشت (A1-A5) بیشترین میزان فشار در ناحیه پاشنه و ناحیه متاتارس ۴ و ۵ پای چپ و راست ثبت شده بود. علاوه بر این، در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای A2, B1, B2, C1, C2 و در بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچر C2، میانگین نیروی فشاری وارده به کمر بیشتر از ۷۰۰ پوند محاسبه گردید. در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای B1, B2, B4, B5, C1-C5 و در بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچرهای C1, C2, C4, C5 میانگین LI بیشتر از ۱ بود. در بسیاری از پوسچرهای بلندکردن بارهای ۷٫۵ و ۱۵ کیلوگرمی، همبستگی معنی‌داری بین نیروی فشاری وارده به کف پا با مقدار LI و $UTAH$ مشاهده شد ($p\text{-value} < 0.05$).

نتیجه‌گیری: یافته‌های این مطالعه گواه بر وجود همبستگی معنادار بین توزیع فشار وارده به کف پا و پوسچرهای ایمن و نایمن بلندکردن بار بود. بنابراین، می‌توان از نتایج حاصل از تحلیل توزیع فشارهای وارده به کف پا بعنوان یک پیش بینی کننده تمایز ایمن و نایمن بودن بلندکردن بار استفاده کرد. علاوه بر این، یافته‌های این مطالعه با شناسایی سطوح ریسک بلندکردن بار در هر پوسچر، راه را برای تحقیقات آینده در مورد شناسایی و دسته بندی الگوهای فشاری ایمن و نایمن کف پا برای ارائه مداخلات بهینه برای بلندکردن ایمن بار هموار می‌کند.

کلمات کلیدی: جابجایی دستی بار، اختلالات اسکلتی-عضلانی مرتبط با کار، کمردرد، نیروهای فشاری،

توزیع فشار کف پا

1. Back compression force
2. Lifting index

کمردرد به عنوان یک بیماری جهانی با بار سلامتی گسترده شناخته شده است به طوری که بیش از ۸۰ درصد از جمعیت در مقطعی از زندگی خود کمردرد را تجربه می کنند (۱۲). یافته های آماری نشان داده است که حدود ۵۰ درصد از کمردردها مربوط به بلندکردن بار، ۱۰ درصد مربوط به هل دادن و کشیدن بار و ۶ درصد نیز مربوط به حمل بار می باشد (۱۳). اگرچه ناراحتی در ناحیه کمر شایع ترین نوع ناراحتی ایجاد شده در حمل دستی بار می باشد اما اختلالات ساق پا و بازو نیز از صدماتی است که در حین انجام کارهای دستی مانند بلندکردن بار وجود دارد (۱۴). بر اساس گزارش Liberty Mutual در سال ۲۰۲۱، اعمال نیرو بیش از حد (مانند جابجایی بار) برای مشاغل ۱۳٫۳ میلیارد دلار هزینه مستقیم داشته و ۲۳ درصد از کل هزینه غرامت کارگران ملی را تشکیل داده است (۱۵). در نتیجه، کاهش ریسک فاکتورهای بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی منجر به صرفه جویی قابل توجهی در هزینه های یک جامعه می شود که یکی از اهداف مهم متخصصان ارگونومی بشمار می آید (۱۴).

به منظور کنترل اختلالات اسکلتی-عضلانی ناشی از بلندکردن بار، مداخلات ارگونومی مختلفی مانند آموزش شیوه صحیح بلندکردن بار، انجام حرکات اصلاحی ورزشی و استفاده از اگزواسکلتون ها پیشنهاد شده است (۱۶-۱۹). با وجود مداخلات مختلف برای کاهش ریسک فاکتورهای بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی هنگام بلندکردن بار، در بسیاری از مطالعات نخستین گام برای اجرای یک مداخله صحیح را شناسایی و ارزیابی ریسک فاکتورهای بروز این اختلالات می دانند. از این رو، طیف وسیعی از مطالعات به توسعه ابزارها و روش های ارزیابی جهت تعیین ریسک بلندکردن بار سوق داده شده اند (۲۰).

در حوزه علم ارگونومی برای بررسی فعالیت های حمل/جابجایی دستی بار ابزارها و روش های ارزیابی ذهنی، مشاهده ای و عینی طراحی و پیشنهاد شده است که در دهه های اخیر به دفعات در حوزه های مختلف مورد استفاده قرار گرفته اند. از جمله روش های ارزیابی

بر اساس تعریف سازمان بهداشت جهانی (WHO^۱) اختلالات اسکلتی-عضلانی مرتبط با کار (WMSDs^۲) آسیب و ناراحتی در ناحیه استخوان ها، ماهیچه ها، مفاصل و تاندون ها هستند که به دلیل شرایط کاری یا قرار گرفتن در محیط کار ایجاد و یا تشدید می شوند (۱، ۲). اختلالات اسکلتی-عضلانی یکی از شایع ترین بیماری ها و آسیب های شغلی هستند (۳) که باعث ایجاد دردهای طولانی مدت، ناتوانی و حتی انجام عمل جراحی می شود و علاوه بر تاثیراتی که بر روی سلامتی کارگران دارد هزینه های زیادی را بر سازمان های بیمه و خانواده ها تحمیل می کند (۴، ۵). گزارش شده است که اختلالات اسکلتی-عضلانی ۴۰ درصد از هزینه های جهانی غرامت ناشی از کار را تشکیل می دهد (۶). بنابراین شناسایی ریسک فاکتورهای بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی مرتبط با کار از اهمیت بالایی برخوردار است (۷).

شواهد نشان می دهند که حمل/جابجایی دستی بار (MMH^۳) از جمله بلندکردن دستی بار یکی از ریسک فاکتورهای مهم در بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی هستند (۸) که منجر به آسیب های حاد و نیز ایجاد کشیدگی عضلانی در نواحی کمر، شانه ها و بازوها می شود (۵). حمل جابجایی دستی بار بخش قابل توجهی از فعالیت های انجام شده در بسیاری از صنایع مانند تولید و ساخت و ساز را تشکیل می دهد (۹). یک مطالعه نشان داد که تقریباً ۸۷ درصد از کارگران ساختمانی در کشور کره علائم WMSD را گزارش کرده اند که بدلیل شرایط فیزیکی کار مانند وضعیت های بدنی نامناسب، بلندکردن مکرر بار، حمل اجسام سنگین و ارتعاشات ایجاد می شوند (۱۰). بلندکردن بار به صورت مکرر و در پوسچر نامناسب باعث اعمال فشار زیاد به دیسک های بین مهره ای ناحیه کمر شده و به عنوان یک عامل اصلی خطر برای اختلالات کمر (LBD^۴) عمل کند (۱۱).

1. World health organization
2. Work related musculoskeletal disorders
3. Manual material handling
4. Low back disorders

پژوهش اتاق طب کار واحد بهداشت حرفه‌ای در شبکه بهداشت و درمان شهرستان ملارد در فاصله زمانی ۱۴۰۱ تا ۱۴۰۲ اجرا شد. مطالعه بین ساعات ۹ تا ۱۲ ظهر در بازه زمانی یک ماه در فصل بهار انجام شد. مجوز اخلاقی این مطالعه مداخله‌ای قبل از شروع پژوهش، از کمیته اخلاق معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی ایران با شماره IR.IUMS.REC.۱۴۰۱.۱۰۵ اخذ گردید.

شرکت کنندگان

در این مطالعه ۱۳ نفر مرد سالم و شاغل در مرکز بهداشت شهرستان ملارد با میانگین سن ۳۱،۵۳ (SD=۳،۳) سال؛ میانگین وزن ۷۵،۸۴ (SD=۱،۴۶) کیلوگرم، میانگین قد ۱،۷۳ (SD=۵،۱۸) متر و میانگین سایز پا ۴۱،۹۶ (SD=۰،۳۸) شرکت کردند. همچنین میانگین سابقه کاری شرکت کنندگان ۵ سال بود. حجم نمونه براساس همبستگی کشف شده بین توزیع فشار کف پا با تغییرات حرکتی ستون فقرات کمری در مطالعات گذشته با در نظر گرفتن مقدار همبستگی ۰،۵، خطای نوع اول ۰،۰۵ و توان آزمون ۰،۹۵ توسط نرم‌افزار G-Pow-er^۲ (نسخه ۷۶،۳۰) محاسبه شد (۲۳، ۲۴). به منظور جلوگیری از تاثیر متغیرهای مخدوشگر، افراد با صدک ۵۰ شاخص توده بدنی (BMI^۵) و در دامنه سنی ۲۵-۳۵ سال انتخاب شدند. معیارهای خروج از مطالعه، مبتلا بودن به اختلالات اسکلتی-عضلانی، اختلال یا دفورمیتی در ناحیه کف پا و اختلال در کنترل تعادل بدن بود. قبل از انجام آزمایش از همه شرکت کنندگان رضایت آگاهانه مطابق با مصوبه اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ایران اخذ گردید.

پروتکل مطالعه و وظیفه بلندکردن دستی بار متقارن

در این مطالعه آزمایشگاهی از ۱۳ شرکت کننده آقا خواسته شد تا به صورت متقارن ۲ بار ۷،۵ و ۱۵ کیلوگرمی را در ۱۵ پوسچر بلند کنند. پوسچرهای بلندکردن بار بر اساس استاندارد ایزو (ISO ۱۴۷۳۸: ۲۰۰۲)، جداول

ذهنی و مشاهده‌ای می‌توان به روش مک (MAC^۱)، معادله نایاش (NIOSH^۲ Equation) و جداول اسنوک (Snook) اشاره کرد (۵). این روش‌ها علیرغم ارزان بودن و کاربردپذیری در طیف وسیعی از موقعیت‌های شغلی، زمان‌بر هستند و به قضاوت کارشناس‌ها بستگی دارند (۲۱). روش‌های کامپیوتری ارزیابی پوسچر به همراه استفاده از صفحه‌های نیرو برای پوشش برخی از این کمبودها توسعه داده شده‌اند ولی با این حال استفاده از این تجهیزات نیازمند فضای آزمایشگاهی است و به کار بردن آن‌ها در محیط‌های کاری و صنعتی با چالش‌های زیادی همراه است (۲۲). در روش‌های ارزیابی مستقیم یا عینی از سنسورهای اینرسی (IMUs^۳) و یا الکترومیوگرافی سطحی (sEMG^۴) برای ارزیابی ریسک فاکتورهای بیومکانیکی بلندکردن بار استفاده شده‌است. با این وجود در این روش‌ها، محاسبه و تحلیل متغیرهای بیومکانیکی و استفاده آن به صورت کاربردی با چالش‌های بسیاری از جمله تعیین محل نصب الکتروود یا سنسورها همراه است (۲۱).

تاکنون، مطالعات اندک و بسیار محدودی به بررسی استفاده از سنسورهای مقاومتی برای تعیین یا پیش‌بینی پوسچر هنگام بلندکردن بار پرداخته‌اند. لذا، هدف از انجام این مطالعه امکان‌سنجی استفاده از توزیع فشار کف پا بعنوان شاخصی برای تعیین ریسک بلندکردن بار بود. در این مطالعه فرض شده‌است که الگوی فشاری ناحیه کف پا می‌تواند پیش‌بینی‌کننده برخط پوسچرهای نامناسب بلندکردن بار باشد. در صورت وجود همبستگی معنادار بین توزیع فشار در ناحیه کف پا با شاخص‌های ارزیابی ریسک بلندکردن بار (نیروی وارده به ناحیه کمر یا شاخص بلندکردن بار) فرض مطالعه پذیرفته خواهد بود.

روش کار

مطالعه حاضر به صورت آزمایشگاهی در محیط

1. Manual handling assessment charts
2. National institute of occupational Safety and health
3. Inertial measurement unit
4. Surface electromyography

5. Body mass index

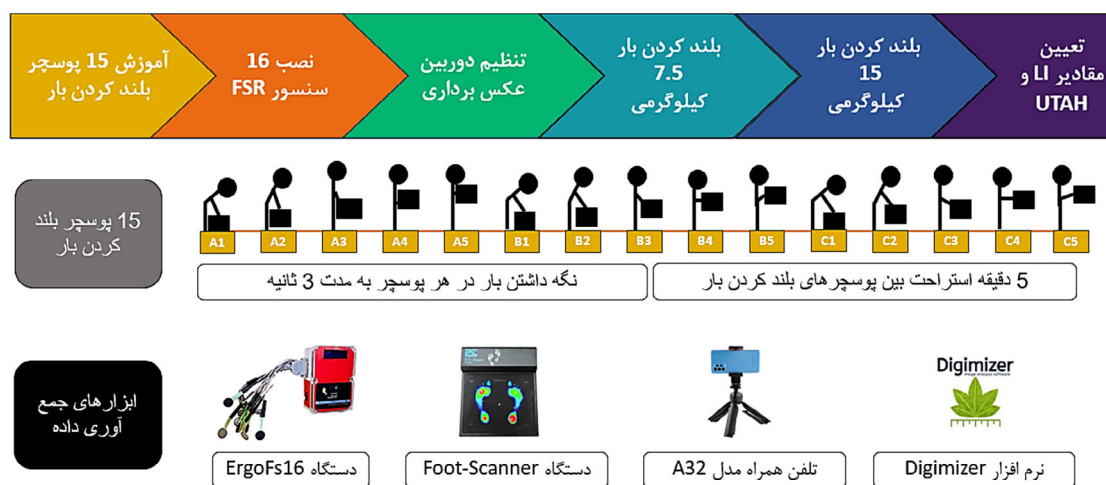
دستی بار، نیروهای فشاری وارده به کف پا با دستگاه اسکن کف پا و ErgoFs16 به مدت ۳ ثانیه با فرکانس ۹ هرتز ثبت شد. از شرکت کننده‌ها خواسته می‌شد تا بار را از روی مبدا (سطح زمین) بلند کرده و تا ارتفاع مورد نظر در هر پوسچر نگه دارند. در طول نگه داشتن هر پوسچر فشار تماسی به کمک نرم‌افزار اندرویدی (شروع و پایان ثبت) توسط پژوهشگر به صورت مشاهده‌ای کنترل و ثبت می‌شد. علاوه بر این، از زاویه جانبی (Lateral) تمامی پوسچرها عکس برداری انجام شد و با استفاده از اطلاعات موجود و استخراج شده از تصاویر گرفته شده، شاخص بلندکردن بار و نیروی فشاری به ناحیه کمری برای هر پوسچر محاسبه گردید. پروتکل روش اجرای مطالعه به صورت گرافیکی در شکل ۱ نشان داده شده‌است.

کالیبراسیون دستگاه اندازه‌گیری فشار تماسی

برای ارزیابی فشار وارده به نقاط مختلف کف پا همزمان از دستگاه اسکن کف پا و ErgoFs16 (ارگوکیت، تهران، ایران) استفاده شد. دستگاه ErgoFs16 دارای ۱۶ عدد سنسور (Interlink Electronics, Inc., USA) FSR با مشخصات ذکر شده در جدول ۱ می‌باشد (شکل ۲). برای کالیبراسیون دستگاه ErgoFs16، وزنه‌های استاندارد ۱۰۰، ۵۰۰ و ۱۰۰۰ گرمی هرکدام سه بار به مدت ۱۵

اسنوک و روش ACGIH TLV^۱ for lifting (۲۵) انتخاب شدند که شامل ترکیب ۳ فاصله افقی بار از بدن (A): نزدیکترین فاصله به بدن B: نیمه حداکثر ناحیه دسترسی فرد C: حداکثر ناحیه دسترسی فرد) و ۵ ارتفاع بار از زمین (۱: بار روی زمین ۲: بار در ارتفاع زانو ۳: بار در نیمه ارتفاع زانو تا کمر ۴: بار در ارتفاع آرنج ۵: بار در ارتفاع شانه) بودند. بین بلندکردن بار در هر پوسچر حداقل ۵ دقیقه استراحت در نظر گرفته شده بود. برای بلندکردن بار از جعبه‌هایی با طول: ۴۳ سانتی متر، عرض: ۲۹ سانتی متر، ارتفاع: ۱۶ سانتی متر و وزن ۷,۵ و ۱۵ کیلوگرم (بارهای متداول در صنعت) استفاده شد (۲۶). پیش از انجام آزمایش شیوه‌های صحیح و ایمن بلندکردن دستی بار برای هر ۱۵ پوسچر به شرکت کننده‌ها آموزش داده می‌شد تا از بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی در طول آزمایش جلوگیری شود. در طول آزمون، فشار تماسی کف پا با استفاده از دستگاه ErgoFs16، مجهز به نرم‌افزار اندرویدی، با قابلیت کنترل زمان آغاز و پایان ثبت می‌شد. پس از کالیبراسیون دستگاه، از شرکت کننده‌ها خواسته شد تا بر روی سنسورهای دستگاه ErgoFs16 ایستاده و جعبه‌هایی با وزن ۷,۵ و ۱۵ کیلوگرمی را در ۱۵ پوسچر مختلف به صورت متقارن بلند کنند. همزمان با بلندکردن

1. The American Conference of Governmental and Industrial Hygienists Threshold Limit Value



شکل ۱: پروتکل روش اجرای مطالعه

جدول ۱: مشخصات سنسورهای استفاده شده در دستگاه اندازه گیری فشار تماسی (Ergofs16)

ویژگی	مقدار	ویژگی	مقدار
نیروی فعال سازی سنسور	۰.۱ نیوتن	فرکانس ثبت	۹ هرتز
ثبت نیرو	۰.۱ تا ۱۰ نیوتن	مقاومت درونی	بیشتر از ۱۰ مگا اهم
تفکیک نیرو	از ۱ نیوتن	طول سیم الکترونها	۱.۵ متر
رزولوشن دستگاه	۱۰ بیت	ذخیره اطلاعات	تاریخ و ساعت + نیرو
سنسورها	۱۶ سنسور مقاومتی نیرو (FSR)	حافظه	۸ GB
قطر سنسورها	۱۸.۸ میلیمتر	ارسال سیگنال ها	با بلوتوث و USB
محدوده ضخامت	۰.۲ تا ۱.۲۵ میلیمتر	دمای کارکرد	۳۰C - تا ۷۰C +

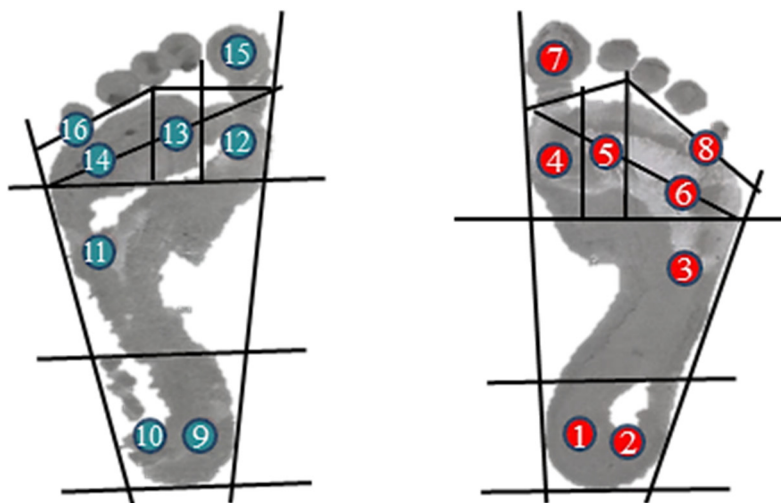


شکل ۲: دستگاه سنجش فشار تماسی (ErgoFs16)

ثانیه بر روی هر یک از سنسورها قرار گرفت و دیتاهای هر سنسور با میزان واقعی فشار وارده بر سطح سنسورها تراز شد. قابل ذکر است که بین نیروی وزنه‌ها و داده‌های ثبت شده توسط سنسورها همبستگی معنادار آماری مستقیم ۰,۹۶ بدست آمد که نشان‌دهنده صحت اندازه‌گیری نیروهای فشاری توسط سنسورها بود. در مرحله دوم برای ارزیابی دقت و صحت فشارهای تماسی، از شرکت‌کننده‌ها خواسته شد تا بر روی دستگاه اسکن کف پا و ۱۶ سنسور دستگاه طراحی شده (۸ سنسور کف هر پا) به صورت همزمان در ۱۵ پوسچر (ماتریس ۳ فاصله از بدن و ۵ ارتفاع) وظیفه بلندکردن وزنه‌های ۷,۵ و ۱۵ کیلوگرمی را به صورت متقارن انجام دهند. حین بلندکردن بار فشار تماسی بین کف پا با سنسورها و دستگاه اسکن کف پا ثبت گردید. اطلاعات به دست آمده از دستگاه اسکن کف پا شامل الگوهای رنگی مربوط به کف پا بود که از قرمز

تیره با مقدار بیشترین فشار و آبی روشن با مقدار کمترین فشار کمی‌سازی شد (تغییرات نقشه حرارتی فشار کف پا با نرم‌افزار ۲۰۲۱ Adobe photoshop استخراج شد). در نهایت میزان همبستگی بین تغییرات فشار کمی‌سازی شده دستگاه اسکن کف پا و سنسورهای FSR^۱ با نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۱) محاسبه شد. میزان همبستگی برای تمامی سنسورها با نقاط متناظر در پای راست به صورت معنادار بیشتر از ۰,۷۵، و برای پای چپ بیشتر از ۰,۷۳ بدست آمد. در این مطالعه بعد از اندازه‌گیری فشار خام از سنسورها با فرکانس ۹ هرتز، دیتاهای خام وارد نرم‌افزار متلب (نسخه R۲۰۲۳b) شد. دیتاهای خام به ولتاژ و جریان تبدیل شد و سپس براساس رابطه ۱ مقادیر دیتاهای خام به فشار براساس میلی متر جیوه محاسبه شدند. فشارهای ثبت شده براساس فرمول (انحراف از

1. Force sensitive resistor



شکل ۳: تعیین نقاط نصب سنسورها بر اساس پروتکل مطالعه کاوانگ (عکس سمت راست: اثر کف پای راست و نقاط نصب سنسورهای ۱ تا ۸، عکس سمت چپ: اثر کف پای چپ و نقاط نصب سنسورهای ۹ تا ۱۶)

با پروتکل مطالعات مشابه تعیین شد به این صورت که سنسورها در ۸ نقطه از کف هر پا تعبیه شدند (۲۹، ۳۰). برای تعیین محل قرارگیری هر یک از سنسورها، ابتدا کف پای شرکت کننده‌ها را به محلول رنگی خوراکی و ضد حساسیت آغشته کرده و بر روی سطح کاغذ A۴ قرار داده تا اثر کف پا بر روی کاغذ ثبت شود. سپس با استفاده از اتصال نقاط مرجع مطابق با پروتکل مطالعات مشابه محل دقیق هر یک از سنسورها متناسب با ابعاد آنترپومتریک کف پا هر شرکت کننده تعیین شد (شکل ۳).

عکس برداری از شرکت کننده‌ها هنگام بلند کردن بار در مطالعه حاضر جهت سهولت در بررسی پوسچرها در هنگام بلند کردن بار و تعیین برخی از ابعاد آنترپومتری، از عکس برداری دو بعدی استفاده شد. برای این منظور از دوربین گوشی سامسونگ مدل A۳۲ با کیفیت ۱۲ مگاپیکسل و ظرفیت ۲۰۰ گیگابایت استفاده گردید. زاویه مناسب عکس برداری با توجه به فضای فیزیکی محل انجام آزمایش و همچنین فواصل، ارتفاعات، و نقاطی که لازم بود در تصویر نمایش داده شود مشخص گردید. سپس گوشی با استفاده از پایه دوربین و با در نظر گرفتن زاویه مناسب بر روی میز کار نصب شد و همزمان با بلند کردن

معیار فشارها / میانگین فشار هر سنسور در سه ثانیه - فشار ثبت شده در هر هرتز (نرمالایز شد و قدر مطلق آن محاسبه شد. در نهایت از قدر مطلق فشارهای نرمال شده میانگین گرفته شد. استفاده از رابطه ۱ و محاسبه جریان و تبدیل آن به فشار در مطالعه مادرید و همکاران ۲۰۱۷ پیشنهاد شده است (۲۷).

$$D = IF(D < 1000, \frac{D2}{80}, \frac{D-1000}{30}) \times 0.00750062 \quad (1)$$

در رابطه شماره (۱) منظور از D جریان محاسبه شده براساس تغییرات ولتاژ و مقاومت در سطح سنسور می‌باشد. این فرمول براساس برگه اطلاعات (Datasheet) سنسور تهیه شده است، در این رابطه D برای تبدیل به نیرو (نیوتن) برای مقادیر کمتر از ۱۰۰۰ میلی آمپر با ضریب $D/80$ اصلاح می‌گردد و در سایر شرایط به صورت $(D-1000)/30$ اصلاح می‌شود. به منظور تبدیل مقدار نیرو فشاری به واحد میلی متر جیوه، مقدار اصلاح شده D در ثابت 0.00750062 ضرب شد (۲۸).

تعبیه سنسورهای FSR کف پا شرکت کننده‌ها محل قرارگیری سنسورهای FSR دستگاه، مطابق

بار متقارن، با فاصله ۳ متر از زاویه جانبی شرکت کننده‌ها عکس‌برداری می‌شد. همچنین برای جلوگیری از لرزش در طول عکس‌برداری از سیستم شاتر بلوتوثی استفاده گردید.

تعیین زاویه فلکشن کمر با نرم‌افزار Digimizer

در این مطالعه برای ارزیابی فشار وارده به کمر از روش یوتا استفاده گردید که برای محاسبه آن نیاز به اندازه‌گیری زاویه فلکشن (Flexion) کمر در پوسچرهای مختلف می‌باشد (۳۱) که به این منظور از نرم‌افزار Digimizer (نسخه ۷۶.۳۰) استفاده گردید. نرم‌افزار Digimizer امکان اندازه‌گیری فواصل، طول پاره‌خط، محیط و مساحت، زاویه، شناسایی مرکز شی یا پاره خط، محاسبه پارامترهای اجسام مدور، علامت‌گذاری و شمارش اشیا موجود در تصویر را فراهم می‌کند. به منظور کالیبراسیون نرم‌افزار دیجی‌مایزر از اندازه مرجع دو نقطه در تصویر که طول واقعی آن از قبل اندازه‌گیری شده بود استفاده شد بدین صورت که در نرم‌افزار دیجی‌مایزر تمامی پیکسل‌های تصویری نسبت به نقطه مرجع کالیبره شد. بعد از کالیبراسیون نرم‌افزار دیجی‌مایزر زاویه فلکشن کمر شرکت کننده‌ها در هر پوسچر استخراج گردید. برای تعیین زاویه فلکشن کمر، زاویه‌ای که از اتصال ۳ نقطه عطف (Landmark) شامل برجستگی ناحیه شانه، برجستگی ناحیه بیرونی یا کناری زانو و برجستگی ناحیه کناری لگن تشکیل می‌شود استفاده شد.

تعیین مقدار UTAH

تکنیک UTAH یک روش مشاهده‌ای و تک عضله‌ای برای ارزیابی ریسک بروز اختلالات کمردرد می‌باشد که نیروی فشاری وارده به کمر را محاسبه می‌کند (۳۲). در این مطالعه با داشتن زاویه فلکشن کمر نیروی فشاری وارده به کمر با استفاده از روش UTAH محاسبه شد. روش UTAH در سال ۲۰۰۰ توسط Blosswick و همکاران در دانشگاه یوتا معرفی شد. کاربرد روش UTAH دارای دو قسمت می‌باشد؛ بخش اول شامل:

آنالیز اطلاعات مربوط به وظیفه مانند وزن بدن، وزن بار، فاصله افقی بار تا بدن و زاویه تنه از ۹۰-۰ درجه و بخش دوم شامل: پوسچر کمر، گشتاور بار و فشار مستقیم وارده به کمر می‌باشد. در نهایت، نیروی فشاری کل، با جمع تجمعی سه عامل قسمت دوم محاسبه می‌شود (رابطه شماره ۲) (۳۳).

$$FC=3(BW)\sin\alpha+0.05(L\times HB)+0.8\left(\frac{BW}{2}\right)+L \quad (2)$$

از رابطه ۲ جهت تخمین نیروهای وارد بر کمر (Back Compressive Force) استفاده شد. متغیرهای معادله شامل وزن بدن (Body Weight) بر حسب پوند، زاویه فلکشن کمر با افق (From Vertical) Angle از ۹۰-۰ درجه، وزن بار (Load) بر حسب پوند، مسافت افقی دست‌ها (Hands to Lower Back) تا L۵/S۱ می‌باشد (۳۴).

تعیین مقدار LI

یکی از متداول‌ترین روش‌های ارزیابی ریسک بروز اختلالات اسکلتی-عضلانی، معادله بلندکردن بار NIOSH می‌باشد که از طریق تعیین حدود مجاز بلندکردن بار، ریسک بروز اختلالات کمر را کنترل می‌کند (۳۵). بنابراین در این مطالعه مقدار شاخص بلندکردن بار (LI) برای شرکت کننده‌ها در هر پوسچر براساس معادله بلندکردن بار NIOSH محاسبه شد. برای تعیین LI ابتدا از رابطه ۳ مقدار وزن توصیه شده (RWL) محاسبه شد.

$$RWL=LC\times HM\times VM\times DM\times AM\times FM\times CM \quad (3)$$

متغیرهای معادله ۳ شامل LC (عدد ثابت ۲۳ برحسب کیلوگرم یا ۵۱ بر حسب پوند)، HM (ضریب متناظر با فاصله افقی بین دست‌ها در محل گرفتن بار تا نقطه میانی بین مچ پاها برحسب اینچ یا سانتی

1. Recommended weight limit

کیلوگرم درپوسچرهای A1 تا C5 در جدول ۲ نشان داده شده است. بر اساس معادله NIOSH اگر LI کمتر از ۱ باشد سطح خطر آسیب کمری کم، اگر $1 < LI < 3$ سطح خطر آسیب کمری متوسط و اگر $LI > 3$ سطح خطر آسیب کمری زیاد می باشد. در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای C1-C5، B1، B2، B4، B5، C1- C5 و در بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچرهای C1، C2، C4، C5 میانگین LI بیشتر از ۱ بود. در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای A1، A3، A4، B3، B4، B5، C4، C5 و در بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچرهای A1، A2، A4، B1، B2، B3، C1، C2، C3 میانگین UTAH کمتر از ۷۰۰ پوند بود. همچنین در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای A2، B1، C2، C1، B2 و در بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچر C2 میانگین UTAH بیشتر از ۷۰۰ پوند بود.

نیروی فشاری وارده به کف پا برای ۱۳ شرکت کننده در هنگام بلندکردن متقارن دو بار ۷٫۵ و ۱۵ کیلوگرمی در ۱۵ پوسچر توسط ۱۶ سنسور تعبیه شده در کف پای چپ و راست اندازه گیری شد و فشار نرمالایز شده به صورت نمودار در شکل ۴ نشان داد شده است. در بلندکردن بار ۷٫۵ و ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای A1 تا A5 بیشترین فشار به سنسورهای S1، S2، S6 از پای راست و سنسورهای S14، S10، S9 از پای چپ وارد شد که در ناحیه پاشنه پا و متاتارس جانبی قرار داشتند. همچنین کمترین فشار به سنسور S5 از پای راست و سنسور S13 از پای چپ وارد شده که در ناحیه متاتارس دوم تعبیه شده بودند. در پوسچرهای B1 تا B5 بیشینه فشار به سنسورهای S7، S6، S2، S1 از پای راست و سنسورهای S15، S14، S10، S9 از پای چپ وارد شد که در ناحیه پاشنه پا، متاتارس جانبی و انگشت شست قرار گرفته بودند. همچنین کمترین فشار در سنسور S5 از پای راست و سنسور S13 از پای چپ در ناحیه متاتارس دوم بود. در پوسچرهای C1 تا C5 بیشینه فشار به سنسورهای S7، S6 در پای راست و سنسورهای

VM (ضریب متناظر با فاصله قائم بین دستها در محل گرفتن بار تا کف کارگاه بر حسب اینج یا سانتی متر)، DM (ضریب متناظر با میزان جا به جایی بار در سطح قائم (اختلاف ارتفاع محل برداشتن بار و قرار دادن بار بر حسب اینج یا سانتی متر)، AM (ضریب متناظر با زاویه انحراف تنه از سطح ساجیتال بر حسب درجه)، FM (ضریب متناظر با متوسط تعداد دفعات بلندکردن بار در دقیقه) و CM (ضریب متناظر با کیفیت جفت شدن دست با بار) می باشد (۹).

$$LI = \frac{L(kg)}{RWL(kg)} \quad (4)$$

در رابطه ۴ مقدار LI محاسبه شد که در آن L وزن بار بر حسب کیلوگرم و RWL وزن بار توصیه شده می باشد استفاده شد.

تجزیه و تحلیل داده ها

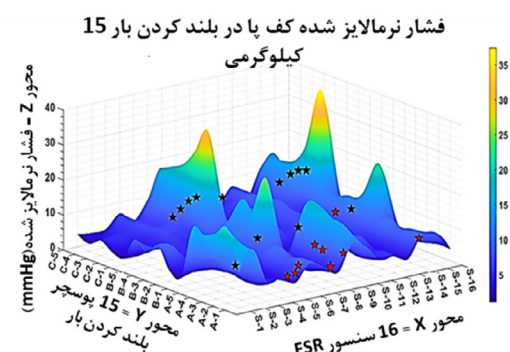
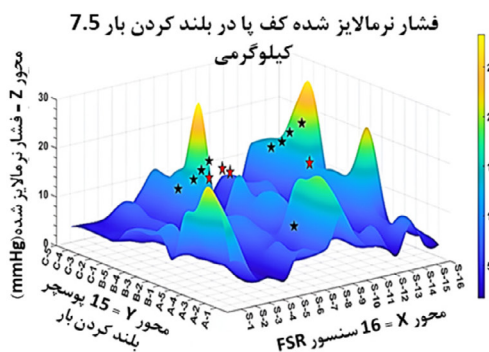
به منظور تجزیه و تحلیل اطلاعات جمع آوری شده، ابتدا نرمال بودن داده ها با آزمون شاپیرو ویلک بررسی شد و سپس داده ها به صورت شاخص های آماری مرکزی و پراکندگی گزارش شدند. همچنین، به منظور بررسی همبستگی بین متغیرهای نیروی فشاری وارده به کف پا با نیروی وارده به کمر و شاخص بلندکردن بار، از آزمون همبستگی پیرسون (pearson correlation)، استفاده شد. این روش به دلیل اینکه مبتنی بر روش کوواریانس است، به عنوان بهترین روش برای اندازه گیری ارتباط بین متغیرهای کمی شناخته می شود. تمامی آنالیزهای آماری با نرم افزار SPSS (نسخه ۲۱) و با در نظر گرفتن سطح آماری معنادار کمتر از ۰٫۰۵ اجرا گردید.

یافته ها

شاخص های آماری مرکزی و پراکندگی شامل میانگین و انحراف معیار نیروی وارده به کمر (UTAH) و شاخص بلندکردن بار (LI) در بلندکردن جعبه های ۷٫۵ و ۱۵

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد نیروی وارده به مهره های کمری (UTAH) و شاخص بلندکردن بار (LI)

پوسچر بلندکردن بار		میانگین و انحراف استاندارد شاخص بلندکردن بار (LI)				میانگین و انحراف استاندارد نیروی وارده به کمر (UTAH) به واحد پوند			
		۱۵ KG		۷.۵ KG		۱۵ KG		۷.۵ KG	
		MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
پوسچر ۱۵	A1	۰.۵۸	۰.۱	۰.۳۰	۰.۰	۶۲۱.۰۰	۳۵.۰	۵۳۱.۱۵	۳۶.۰
	A2	۰.۵۴	۰.۰	۰.۲۷	۰.۰	۷۳۴.۴۶	۲۲.۸	۶۴۶.۴۶	۱۹.۳
	A3	۰.۴۹	۰.۰	۰.۲۴	۰.۰	۳۸۶.۸۵	۹۵.۴	۲۹۷.۳۸	۹۶.۸
	A4	۰.۵۵	۰.۰	۰.۲۷	۰.۰	۳۵۶.۶۲	۶۷.۵	۲۴۸.۵۴	۵۶.۷
	A5	۰.۶۱	۰.۰	۰.۳۰	۰.۰	۳۳۲.۷۷	۴۰.۹	۲۲۸.۶۹	۴۰.۸
پوسچر ۷.۵	B1	۱.۱۸	۰.۲	۰.۶۰	۰.۱	۷۳۹.۲۳	۵۲.۷	۵۹۹.۶۹	۴۰.۳
	B2	۱.۰۲	۰.۱	۰.۵۱	۰.۱	۸۳۱.۷۷	۳۸.۳	۶۹۴.۰۰	۲۴.۳
	B3	۰.۹۴	۰.۱	۰.۴۷	۰.۱	۵۵۴.۶۹	۱۳۳.۱	۴۰۶.۳۱	۱۳۰.۹
	B4	۱.۰۵	۰.۱	۰.۵۳	۰.۱	۴۴۶.۹۲	۱۲۱.۵	۲۸۶.۸۵	۹۹.۸
	B5	۱.۱۸	۰.۱	۰.۵۹	۰.۱	۴۴۱.۴۶	۷۹.۶	۲۷۷.۲۳	۶۳.۶
پوسچر ۱۵	C1	۲.۳۹	۰.۲	۱.۲۰	۰.۱	۷۹۲.۵۴	۳۹.۵	۶۲۵.۱۵	۳۵.۰
	C2	۲.۰۵	۰.۲	۱.۰۳	۰.۱	۹۵۲.۲۳	۶۴.۶	۷۵۱.۵۴	۴۶.۶
	C3	۱.۹۱	۰.۱	۰.۹۶	۰.۱	۶۹۴.۱۵	۱۹۰.۷	۵۰۳.۳۸	۱۶۵.۹
	C4	۲.۱۳	۰.۲	۱.۰۶	۰.۱	۵۴۳.۹۲	۱۰۲.۶	۳۴۵.۱۵	۸۹.۸
	C5	۲.۴۱	۰.۲	۱.۱۸	۰.۱	۵۵۳.۶۲	۸۱.۹	۳۴۸.۷۷	۸۲.۱



شکل ۴: نمودار سه بعدی فشار نرمالایز شده کف پای راست و چپ در بلندکردن بارهای ۷.۵ و ۱۵ کیلوگرمی. ستاره مشکی (★) اشاره به همبستگی معنادار بین میانگین فشار وارده به ناحیه کمری با میانگین فشار وارده به کف پا و ستاره قرمز (★) اشاره به همبستگی معنادار بین میانگین شاخص بلندکردن بار با میانگین فشار وارده به کف پا دارد.

جدول ۳: همبستگی های معنادر بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا (ABS) و مقدار LI و UTAH در بلندکردن دو بار 7.5 و 15 کیلوگرمی

همبستگی بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا (ABS) و مقدار UTAH، 15 kg			همبستگی بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا (ABS) و مقدار UTAH، 7.5 kg			همبستگی بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا (ABS) و مقدار LI، 15 kg			همبستگی بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا (ABS) و مقدار LI، 7.5 kg		
پوسچر	سنسور	(r)	پوسچر	سنسور	(r)	پوسچر	سنسور	(r)	پوسچر	سنسور	(r)
		(p-value)			(p-value)			(p-value)			(p-value)
A5	S3	-0.620	A3	S9	-0.559	A1	S9	-0.595	B2	S13	-0.601
		0.024			0.047			0.032			0.003
A5	S7	-0.626	B2	S13	-0.637	A1	S11	-0.724	B4	S5	-0.709
		0.022			0.026			0.005			0.001
A5	S10	-0.598	C2	S5	-0.556	A1	S14	-0.578	B5	S9	-0.785
		0.031			0.048			0.038			0.001
A5	S14	-0.568	C2	S6	-0.594	A3	S6	-0.734	C1	S9	-0.713
		0.043			0.022			0.004			0.006
C2	S5	-0.595	C2	S7	-0.696	A3	S7	-0.624			
		0.032			0.008			0.023			
C2	S6	-0.675	C2	S8	-0.579	A3	S8	-0.626			
		0.011			0.038			0.022			
C2	S7	-0.581	C2	S13	-0.828	A3	S14	-0.569			
		0.048			0.000			0.042			
C2	S8	-0.556	C2	S14	-0.591	A3	S15	-0.569			
		0.048			0.033			0.043			
C2	S13	-0.638	C2	S15	-0.655	A3	S16	-0.804			
		0.019			0.015			0.001			
C2	S14	-0.586	C2	S16	-0.716	A4	S10	-0.576			
		0.035			0.006			0.004			
C2	S15	-0.585				A5	S10	-0.714			
		0.036								0.006	
C2	S16	-0.599				B2	S13	-0.615			
		0.003								0.025	
C4	S9	-0.588				B5	S16	-0.739			
		0.035								0.004	
						C3	S12	-0.722			
									0.005		

پا با مقادیر LI و UTAH به ترتیب به صورت ستاره قرمز و مشکی در شکل ۴ نشان داده شده است که محور X سنسورهای پای راست (S1-S8) و چپ (S16-S9)، محور Y پوسچرهای بلندکردن بار (15 پوسچر) و محور Z فشار نرمالایز شده کف پا بر حسب میلی متر جیوه (mmHg) را نشان می دهد. همچنین ضریب همبستگی و سطح معناداری متناظر با پوسچرها و سنسورهای دارای همبستگی معنادر بین قدر مطلق میانگین فشار کف پا ثبت شده (ABS) با مقادیر LI و UTAH در بلندکردن

S12، S14، S15 در پای چپ وارد شده که در ناحیه متاتارس جانبی و انگشت شست بود. کمترین فشار نیز بر سنسورهای S1، S2، S3 از پای راست و سنسورهای S9، S10، S11 از پای چپ وارد شد که در ناحیه پاشنه پا و قسمت خارجی میانه پا قرار گرفته داشتند.

همبستگی بین میانگین نیروی فشاری وارده به کف پا با میانگین LI و میانگین UTAH در هر پوسچر برای هر سنسور محاسبه شد و نقاط دارای همبستگی معنادر (P-Value < 0.05) بین نیروی فشاری وارده به کف

دو بار ۷٫۵ kg و ۱۵ kg در جدول ۳ مشخص شده است.

بحث

هدف از انجام این مطالعه پیش‌بینی فشار وارده به ناحیه کمری با ارزیابی توزیع فشار در کف پاها با کمک سنسورهای مقاومتی در وظایف بلندکردن بار در فواصل و ارتفاعات مختلف از بدن بود. بدین منظور نیروهای فشاری متناظر با ۱۶ نقطه فشاری در کف پا در یک محیط آزمایشگاهی در ۱۵ پوسچر بلندکردن بار ثبت شد و همزمان ریسک بلندکردن بار با تکنیک‌های یوتا و نایاش محاسبه گردید و در نهایت نتایج بررسی ارتباط بین توزیع فشار کف پا با شاخص‌های بلندکردن بار، همبستگی معناداری را در بسیاری از پوسچرهای بلندکردن بار نشان داد. در ادامه تفسیر نتایج به صورت تفصیلی بیان شده است.

براساس ارزیابی مقادیر LI بدست آمده از معادله NIOSH مشخص شد که در بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در پوسچرهای B۱، B۲، B۴، B۵، C۱، C۲، C۳، C۴، C۵ میانگین نمره LI بیشتر از ۱ محاسبه شده است. نمره بیشتر از ۱ در شاخص بلندکردن بار به معنای احتمال آسیب کمری می‌باشد (۳۵) که علت آن می‌تواند مربوط به افزایش فاصله افقی بین دست‌ها در محل گرفتن بار تا نقطه میانی بین مچ پاها در پوسچرهای B و C و همچنین پایین بودن نسبی محل برداشتن بار در پوسچرهای ذکر شده باشد. در این راستا، مطالعه حبیبی و همکاران نشان داد که هرچه ارتفاع حمل بار پایین‌تر باشد به علت تغییر مرکز ثقل بدن نیروی فشاری و برشی وارده به دیسک‌های بین مهره‌ای افزایش می‌یابد. همچنین فاصله افقی زیاد بار از بدن باعث افزایش گشتاور وارده بر کمر می‌شود که توجیه‌کننده ریسک بالای محاسبه شده در بلندکردن بار در این مطالعه است (۳۶).

نتایج محاسبه نیروهای وارده به ناحیه کمری با کمک روش یوتا نشان داد که، هنگامی که بار در ارتفاع پایین‌تر قرار گرفته و کمر نیز در حداکثر وضعیت خمش باشد (پوسچر C۱) مقدار یوتا در بیشترین مقدار است.

علاوه بر این، یافته‌های مربوط به محاسبه فشار وارده به کمر با روش یوتا نشان داد که هنگام بلندکردن بار ۱۵ کیلوگرمی در A2، B1، B2، C1، C2 پوسچرهای و هنگام بلندکردن بار ۷٫۵ کیلوگرمی در پوسچر C۲، ناحیه کمری متحمل فشار بیشتر از ۷۰۰ پوند می‌شد. بر اساس روش UTAH اگر نیروی فشاری وارده به کمر کمتر از ۷۰۰ پوند باشد ریسک آسیب کمری کم و قابل قبول می‌باشد و در صورتی که نیروی فشاری وارده به کمر بیشتر از ۷۰۰ پوند باشد ریسک آسیب کمری زیاد است و انجام مداخلات و اقدامات اصلاحی ضروری است (۳۲). در این راستا، نتایج مطالعات متعدد نشان داده است که در طول بلندکردن بار، مقدار نیروی فشاری وارده به مهره‌های کمر در شرایطی که بار در ارتفاع پایین‌تر و نزدیک به سطح زمین قرار داشته باشد و همچنین در فاصله دورتر از بدن بلند شود، بیشتر خواهد بود (۳۷-۳۹). همچنین، حبیبی و همکاران نشان دادند که نیروی فشاری وارده بر کمر برای مشاغلی که بلندکردن بار با کاهش زاویه خمش کمر همراه است بیش از حد مجاز می‌باشد (۴۰). علاوه بر این، با افزایش وزن بار نیروی وارده به ناحیه کمری افزایش می‌یابد و این اصل در مطالعه هوزیمنس و همکاران نشان داده شده است (۴۱). نتایج مربوط به فشار وارده به سنسورهای نصب شده در کف پا نشان داد که وقتی بار در نزدیکترین فاصله به بدن و کمر در حالت مستقیم قرار می‌گیرد (پوسچر A۴) بیشترین فشار به قسمت پاشنه پاها (سنسورهای S۱، S۲، S۹، S۱۰) وارد می‌شود. علت این موضوع احتمالاً مربوط به نزدیک بودن مرکز ثقل بدن به مرکز بار در این پوسچر می‌باشد و فرد برای حفظ حالت پایداری نیاز به حرکت اضافی نداشته و از ناحیه پاشنه پا بیشترین اتکا به زمین را جهت حفظ پایداری برقرار می‌کند. نتایج مطالعه‌ی پیتز آر کاونانگ و همکاران نیز نشان داد که ۶۰٫۵ درصد وزن بدن در هنگام ایستادن در ناحیه پاشنه پا، ۷٫۸ درصد در قسمت میانی پا، ۲۸٫۱ درصد در قسمت جلویی پا توزیع می‌شود (۲۹). در مطالعه دیگری که توسط نیکولوپلوس و همکاران در خصوص بررسی توزیع فشار کف پا انجام

پایایی نتایج را بهبود ببخشد. محدودیت دیگر تحمل فشار فیزیکی زیاد به علت پوسچرهای متعدد بلندکردن بار بود که منجر به انصراف تعدادی از نمونه‌ها شد، با این حال نمونه‌های دیگر جایگزین شدند. در این مطالعه فشار کف پا تنها در ۸ ناحیه برای هر پا اندازه‌گیری شد، استفاده از دستگاه اسکن کف پا که قابلیت ثبت توزیع فشاری یکنواخت کف پا را دارد پیشنهاد می‌گردد. از محدودیت‌های دیگر این مطالعه می‌توان به تاثیر سایز و فرم پا در نتایج اندازه‌گیری شده اشاره کرد که برای کنترل این شرایط سعی شد که با تنظیم محل نصب سنسورهای مقاومتی متناسب با ابعاد آناتومیک کف پا هر شرکت‌کننده تاثیر سایز و فرم پا تا حدودی کاهش یابد. مورد دیگر استفاده از شرکت‌کننده‌های آقا برای انجام وظیفه (بلندکردن بارهای سنگین در ۱۵ پوسچر) بود که با توجه به سنگین بودن وظیفه مذکور برای خانم‌ها، از نمونه‌های خانم صرف نظر شد. علاوه بر این، در این مطالعه به ارزیابی وضعیت بلندکردن دستی بار به صورت متقارن پرداخته شد و حالت‌های نامتقارن بلندکردن بار مورد بررسی قرار نگرفت. پیشنهاد می‌گردد که در مطالعات آتی توزیع فشار کف پا هنگام بلندکردن بار به صورت نامتقارن و همچنین هنگام جابه‌جایی بار بررسی گردد.

نتیجه گیری

یافته‌های این مطالعه گواه بر وجود همبستگی معنادار بین توزیع فشار وارده به کف پا و پوسچرهای ایمن و نایمن بلندکردن بار بود. این همبستگی نشان می‌دهد که تجزیه و تحلیل فشارهای کف پا به طور بالقوه می‌تواند بعنوان یک شاخص قابل اعتماد برای تمایز بین تکنیک‌های بلندکردن ایمن و نایمن بار استفاده شود. تعیین وجود ارتباط بین توزیع فشار کف پا و شاخص‌های بلندکردن بار می‌تواند به محققان در توسعه اقدامات پیشگیرانه و مداخلات برای به حداقل رساندن خطر آسیب ناشی از بلندکردن بار کمک کند. علاوه بر این، نتایج این مطالعه، که بخشی از یک

گرفت نشان داده شد که بیشترین فشار وارده به کف پا در حالت ایستاده به مناطق پاشنه پا وارد می‌شود (۴۲). علاوه بر این، هرچه فاصله افقی بار از بدن و میزان خمش کمر به جلو افزایش یابد توزیع فشار در ناحیه پنجه پا و متاتارس پا و همچنین مقدار نیروی وارده به دیسک‌های بین مهره‌ای کمر افزایش پیدا می‌کند. در این راستا، نتایج مطالعات ارجمند و همکاران و عابدی و همکاران با مطالعه حاضر هم خوانی دارد (۳۴، ۴۳).

نتایج حاصل از بررسی توزیع فشار کف پا در هنگام بلندکردن بار نشان داد که الگوی توزیع فشارکف پا در پوسچرهای مختلف و برای پای راست و چپ متفاوت می‌باشد. دلیل آن این است که در هر یک از پوسچرها، بدن برای حفظ تعادل و کنترل بی‌ثباتی، نیاز به تغییر در مقدار فشار وارده به بخش‌های مختلف هر دو پا را دارد. این یافته با نتایج پژوهش چان کیت هان و همکاران هم خوانی دارد که نشان داد غیرممکن است که پای انسان به طور مطلق ثابت بماند، زیرا عضلات به طور مداوم برای حفظ تعادل فرد تلاش می‌کنند (۴۴).

همبستگی میانگین فشار کف پا با میانگین LI و میانگین UTAH در پوسچرهای بلندکردن بار از این فرض حمایت می‌کنند که الگوهای فشار کف پا می‌توانند به عنوان شاخص‌های برخاط از وضعیت‌های بلندکردن نامناسب بار در نظر گرفته شود. به طور خلاصه، عوامل خطر برای اختلالات اسکلتی-عضلانی در طول وظایف بلندکردن بار شامل وزن بار، ارتفاع افقی و فاصله عمودی بلندکردن بار می‌باشد. علاوه بر این، همبستگی معنی‌دار ($p\text{-value} < 0.05$) بین توزیع فشار در کف پا و مقادیر LI و UTAH، در بسیاری از پوسچرهای بلندکردن بار، از فرضیه مطالعه مبنی بر امکان‌پذیری پیش‌بینی وضعیت‌های نایمن و ایمن بار بر اساس توزیع فشار کف پا حمایت می‌کند.

این مطالعه با محدودیت‌هایی همراه بود که در ادامه ذکر شده‌اند. با توجه به نوع وظایف سنگین برای بلندکردن بار همراه با تکرار بالا تنها به ۱۳ شرکت‌کننده اکتفا شد هرچند استفاده از شرکت‌کننده‌های بیشتر ممکن است

برای ارتقای شیوه‌های بلندکردن ایمن بار مؤثر باشد. همچنین می‌تواند به توسعه برنامه‌های آموزشی کمک کند تا افراد را در مورد اهمیت تکنیک‌های بلندکردن مناسب بار و خطرات احتمالی مرتبط با پوسچرهای نامناسب بدن آموزش دهد.

مطالعه کلان می‌باشد، راه را برای تحقیقات آینده با هدف طبقه‌بندی الگوهای فشار کف پا به دو دسته ایمن و نایمن برای طراحی لوازم‌های جانبی کاربردی پذیر مانند کفش یا کفی‌های هوشمند هموار می‌کند. چنین طبقه‌بندی می‌تواند در طراحی مداخلات هدفمند

REFERENCES

- Joseph L, Vasanthan L, Standen M, Kuisma R, Paungmali A, Pirunsan U, et al. Causal relationship between the risk factors and work-related musculoskeletal disorders among professional drivers: A systematic review. *Hum Factors*. 2023;65(1):62-85.
- Falaki S, Akbari H, Derakhshan M, Hannani M, Motalebi Kashani M. Prevalence and postural risk factors associated with musculoskeletal disorders among medical laboratory personnel in Kashan 2012. *Iran Occup Health*. 2016;12(6):58-68.
- Huysamen K, Power V, O'Sullivan L. Kinematic and kinetic functional requirements for industrial exoskeletons for lifting tasks and overhead lifting. *Ergonomics*. 2020;63(7):818-30.
- Park J, Kim Y, Han B. Work sectors with high risk for work-related musculoskeletal disorders in Korean men and women. *Saf Health Work*. 2018;9(1):75-8.
- Darvishi E, Giahi O, Mahdavi N. Comparative Evaluation of Manual Materials Handling Using Snook Tables and National Institute for Occupational Safety and Health Lifting Equation in Stone Cutting Workshops. *J Occup Hyg Eng*. 2018;5(1):25-34.
- Lind CM, Abtahi F, Forsman M. Wearable Motion Capture Devices for the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders in Ergonomics—An Overview of Current Applications, Challenges, and Future Opportunities. *Sensors*. 2023;23(9):4259.
- Das SK, Patyal VS, Ambekar S. Modeling of risk factors leading to workrelated musculoskeletal disorders in medical practitioners. *Saf Sci*. 2024;172:106427.
- Mohammadi H, Motamedzade M, Faghih MA, Bayat H, Mohraz MH, Musavi S. Manual material handling assessment among workers of Iranian casting workshops. *Int J Occup Saf Ergon*. 2013;19(4):675-81.
- Skals S, Bláfoss R, de Zee M, Andersen LL, Andersen MS. Effects of load mass and position on the dynamic loading of the knees, shoulders and lumbar spine during lifting: a musculoskeletal modelling approach. *Appl Ergon*. 2021;96:103491.
- Lee Y-C, Hong X, Man SS. Prevalence and Associated Factors of Work-Related Musculoskeletal Disorders Symptoms among Construction Workers: A Cross-Sectional Study in South China. *Int J Environ Res Public Health*. 2023;20(5):4653.
- Weston EB, Dufour JS, Lu M-L, Marras WS. Spinal loading and lift style in confined vertical space. *Appl Ergon*. 2020;84:103021.
- Beharriell TH, Mavor MP, Ramos Jr W, Mauger J-F, Imbeault P, Graham RB. Beyond the mechanical lens: Systemic inflammatory responses to repetitive lifting under varying loads and frequencies. *Appl Ergon*. 2020;89:103199.
- Randall SB, Jeter G. A guide to manual materials handling and back safety: Citeseer; 1997.
- Banks JJ, Caldwell GE. Are psychophysically chosen lifting loads based on joint kinetics? *Appl Ergon*. 2019;74:17-23.
- Zhou G, Lu M-L, Yu D. Investigating gripping force during lifting tasks using a pressure sensing glove system. *Appl ergon*. 2023;107:103917.
- Garosi E, Mazloumi A, Jafari AH, Keihani A, Shamsipour M, Kordi R, et al. Design and ergonomic assessment of a passive head/neck supporting exoskeleton for overhead work use. *Appl Ergon*. 2022;101:103699.
- Coskun Beyan A, Dilek B, Demiral Y. The effects of multifaceted ergonomic interventions on musculoskeletal complaints in intensive care units. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(10):3719.
- Simon AA, Alemi MM, Asbeck AT. Kinematic effects of a passive lift assistive exoskeleton. *J Biomech*. 2021;120:110317.

19. Koopman AS, Toxiri S, Power V, Kingma I, van Dieën JH, Ortiz J, et al. The effect of control strategies for an active back-support exoskeleton on spine loading and kinematics during lifting. *J Biomech*. 2019;91:14-22
20. Harari Y, Riemer R, Bechar A. Differences in spinal moments, kinematics and pace during single-task and combined manual material handling jobs. *Appl Ergon*. 2019;81:102871.
21. Antwi-Afari MF, Li H, Yu Y, Kong L. Wearable insole pressure system for automated detection and classification of awkward working postures in construction workers. *Autom Constr*. 2018;96:433-41.
22. Asadi N, Choobineh A, Keshavarzi S, Daneshmandi H. Estimation of forces exerted on the lower back in manual load lifting using 3DSSPP software. *Iranian J Ergon*. 2015;2(4):25-31.
23. Park J-H, Noh S, Jang H, Yu W, Park M, Choi H, editors. The study of correlation between foot-pressure distribution and scoliosis. 13th International Conference on Biomedical Engineering: ICBME 2008 3-6 December 2008 Singapore; 2009: Springer.
24. Seif M, Hajilou B. Comparison of electrical and co-contraction activity of selected lower limb muscles during manual load lifting with three different technique. *Iranian J Rehabil Res*. 2021;8(1):16-24.
25. Giahi O, Sarabi M, Khoubi J, Darvishi E. The effect of ergonomic intervention in reducing musculoskeletal disorders by Snook table method in a steel industry. *J Adv Environ Health Res*. 2014;2(2):65-71.
26. Pheasant S, Haslegrave CM. *Bodyspace: Anthropometry, ergonomics and the design of work*: CRC press; 2018.
27. Paredes-Madrid L, Palacio CA, Matute A, Parra Vargas CA. Underlying physics of conductive polymer composites and force sensing resistors (FSRs) under static loading conditions. *Sensors*. 2017;17(9):2108.
28. Krushnan J, Suriaraj HI, Debnath S, Sangappa PD, Gudiseva LS, Schrödel F, editors. *PneuBot-A Soft Robotic Link*. 2023 8th International Conference on Mechanical Engineering and Robotics Research (ICMERR); 2023: IEEE.
29. Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*. 1987;7(5):262-78.
30. Hughes J, Clark P, Linge K, Klenerman L. A comparison of two studies of the pressure distribution under the feet of normal subjects using different equipment. *Foot Ankle*. 1993;14(9):514-9.
31. Choobineh A. Application of Digimizer Image Analysis Software in Facial Anthropometry. *Iranian J Ergon*. 2020;2345:5365.
32. Abedi M, Sartang A, Habibi E, Palyzban F. Evaluation of the Back Compressive Force (BCF) using the UTAH Method in Manual Handling Tasks among Workers of a Chemical Manufacturing Company. *Occup Hyg Health Promot*. 2018;2.
33. Bloswick D. Estimation of Stresses Associated With Manual Material Handling Tasks. *uthah Back Compressive Force*. University Of Utah. 2000.
34. Abedi M, Ghanbary A, Habibi E, Palyzban F, Ghasemi H, Hasani AA. Back Compressive Force (BCF) assessment using UTAH method in manual handling tasks among workers of a chemical manufacturing company. *J Occup Health Epidemiol*. 2018;7(4):222-6.
35. Ahmad S, Muzammil M. Revised NIOSH lifting equation: a critical evaluation. *Int J Occup Saf Ergon*. 2023;29(1):358-65.
36. Habibi E, Mirsalimi E, Darabi F, Ebrahimi K. A Survey lifting the cylindrical things and comparing them with the NIOSH lifting index. *Iranian J Ergon*. 2019;6(4):46-57.
37. Panjali Z, Mazloumi A, Ahsani H, Rezaee E. Evaluation of the Risks for Manual Material Handling in a Metal Casing Industry in Iran. *Iran occupational health*. 2014;11(1):13-22.
38. Wang S, Park WM, Kim YH, Cha T, Wood K, Li G. In vivo loads in the lumbar L3-4 disc during a weight lifting extension. *Clin Biomech*. 2014;29(2):155-60.
39. 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. *Int J Ind Ergon*. 2003;31(1):51-9.
40. Torkaman J, Motamedzadeh M, Attari SG, Roshanaei G. Assessment of compressive force on back of hamadan building construction workers during manual load handling by utah method in 2015: a short report. *J Rafsanjan Univ Med Sci*. 2017;16(8):797-804.
41. Hoozemans MJ, Kingma I, de Vries WH, van Dieën JH. Effect of lifting height and load mass on low back

- loading. *Ergonomics*. 2008;51(7):1053-63.
42. Nikolopoulos C. Normative Pressure measurement Studies [Online]. 2006 [Cited 2006 Jul 10]. Available from: URL: <http://Figroup.com/Pdf/CPO>.
43. Hashemi MS, Arjmand N, editors. Estimation of Spinal Loads Using a Detailed Finite Element Model of the L4-L5 Lumbar Segment Derived by Medical Imaging Kinematics; A Feasibility Study. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018: June 3-8, 2018, Prague, Czech Republic (Vol 2)*; 2019: Springer.
44. Ang CK, Solihin MI, Chan WJ, Ong YY, editors. Study of plantar pressure distribution. *MATEC Web of Conferences*; 2018: EDP Sciences.