Journal of Health and Safety at Work 2021; 11(1): 55-71

ORIGINAL RESEARCH PAPER

Design and fabrication of portable motion recorder: comparing lumbar kinematics in workers with and without low back pain in assembly line of a car manufacturing industry

Adel Mazloumi[1,*], Zeinab Kazemi[1,2], Saeed AbedZadeh[3], Abbas Rahimi Foroushani[4]

[1] Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[2] Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran / Department of Ergonomics, School of Public Health, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[3] Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[4] Department of Epidemiology and Biostatistics, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2017-04-18 Accepted: 2020-10-20

ABSTRACT

Introduction: Workers in car manufacturing industry are at risk of a high prevalence of musculoskeletal disorders, especially low back pain. Therefore, in the present study aimed to design and fabricate a portable device to evaluate the low back kinematics and to compare these variables in workers with and without low back pain (LBP) in assembly lines of an automotive industry.

Material and Methods: In the present research workers postures were assessed using OWAS direct observational method. Moreover, simultaneously, prevalence and intensity of low back pain were evaluated by Dutch Musculoskeletal Questionnaire (DMQ) and Visual Analogue Scale (VAS). After fabricating motion analysis device, a field study was conducted using the designed device among 16 volunteers to investigate low back kinematic variables in two groups of workers: LBP and non-LBP.

Results: The results showed that 62.1 percent of all working postures were high risk with corrective action levels of 3 and 4. On average, 86.1 percent of workers experienced LBP in the previous 12 months. Regarding comparison of kinematic variable in the two groups of LBP and non-LBP, workers without LBP had higher degree and duration (in second) of movements (forward flexion, lateral bending, extension, and twisting), as compared to those with LBP. However, only movement range of forward flexion in non-LBP group (mean: 64.29 and SD: 8.41), was significantly higher than those with LBP (mean: 58.97 and SD: 11.34).

Conclusion: The device can be used as an effective tool in the ergonomics studies in the field of back pain, due to its potential to record the kinematics of the trunk, as well as its lightweight and non-interference with the task. Device's validity was acceptable based on the comparison of the results of this device with those obtained from inclinometer.

Keywords: *low back pain, Kinematics, motion analysis device, car manufacturing industry*

1. INTRODUCTION

Body posture is one of the factors affecting spinal compression/shear forces and moments. Specifically, the lumbar posture and movements, during industrial tasks are important parameters that determines the internal load distributions, and can increase the risk of lumbar dysfunction. A review study by Nelson and Hughes (2010) found that prolonged lumbar flexion can increase the risk of lumbar disc injury and consequently the risk of low back pain. Shin and D'Souza (2010) investigated the effect of repetitive back movements (flexion and extension) on low back pain using electromyogrphic signals and they showed a direct relationship between repetitive flexion and extension movements and muscle activity changes in the lumbar muscles recorded

* Corresponding Author Email: *amazlomi@tums.ac.ir*

Copyright © 2021 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.

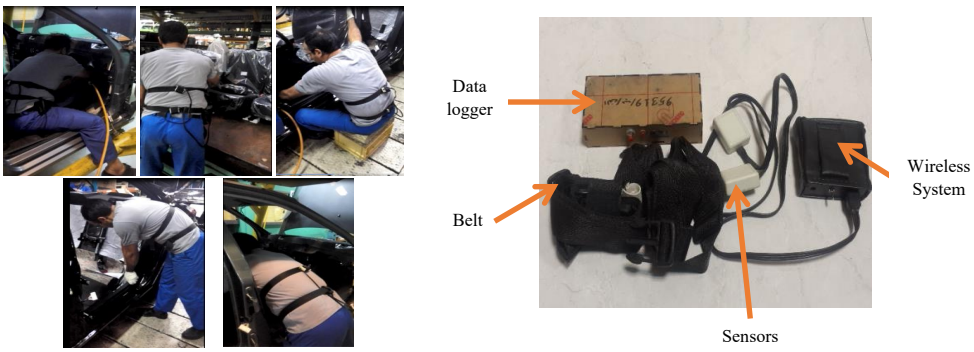

Fig. 1. The designed lumbar motion capture system in the present study

by the electromyography device. Survey of lumbar movements provides the possibility for accurate prediction of the onset and severity of lumbar injuries. Therefore, there is a need for methods and tools to assess back movements in order to prevent low back pain and injuries. The currently available evaluations tools can be categorized into questionnaire-based, observation-based, and objective methods.

The questionnaires and observational tools have been widely used in a wide range of studies so far. Minimal interference with the workers tasks and the low cost are of the benefits of these assessments tools. However, the results are vastly dependent on the subjects' evaluations or experience of the examiner. Another limitation, which limits the generalizability of the results, is the inability for continuous evaluations of tasks.

Considering the role of back movements (number of movements and their duration) in development of low back pain and disabilities as well as the need for objective and continuous evaluations of these parameters, the purpose of this study was to (1) design and fabricate a device to evaluate the kinematic variables of the trunk and to study the effect of these variables on low back pain among employees of one of the car manufacturing industries. Workers in car manufacturing industry are at risk of a high prevalence of musculoskeletal disorders, especially low back pain, due to direct exposure to a wide range of ergonomics issues.

2. MATERIAL AND METHODS

In the present research, following task analysis by TTA technique, workers postures were assessed using OWAS direct observational method in order to identify high-risk workstations. Moreover, simultaneously, prevalence and intensity of low back pain were evaluated by Dutch Musculoskeletal Questionnaire (DMQ) and Visual Analogue Scale (VAS). After designing and constructing the motion analysis device, a field study was conducted using the designed device among 16 volunteers to investigate low back kinematic variables in two groups of workers: LBP (n=10) and non-LBP (n=6). The designed device consisted of an accelerometer, a magnetometer, and a gyroscope with sampling frequency of 30 Hz.

In order to test the accuracy of the developed device, it was attached to the movable arm of an electronic goniometer (Sammons Preston, Rolyan, USA). By adjusting the movable arm of the goniometer to the desired angle, the angle measured by the developed device was recorded. In the sagittal plane, angles from zero to 130 degrees with an interval of 5 degrees were recorded three times. Similarly, for the frontal plane, angles from zero to 50 degrees were recorded by 5-degree intervals three times. Using Spearman correlation coefficient, the correlation between the results of the goniometer and the developed device was obtained (r=0.7 to 0.85).

3. RESULTS AND DISCUSSION

The results of analysis by OWAS method showed that 62.1 percent of all working postures were high risk with corrective action levels of 3 and 4. On average, 86.1 percent of workers experienced LBP in the previous 12 months. Furthermore, mean (SD) of pain intensity (ranged between 0-100) was obtained 57.95 (15.46).

According to the findings, non-LBP group had higher job tenure than those with LBP (P-value=0.024). Considering the participants' anthropometric characteristics, the height of LBP group was significantly higher than the height of non-LBP people (P-value=0.04).

Table 1. Comparison of low back movements' magnitude (degree) in LBP and non-LBP workers using Mann-Whitney statistical test

Movement	Group	Mean	SD	Minimum	maximum	P-value
Forward flexion	LBP	58.97	11.34	48	75.78	0.05*
	Non-LBP	64.29	8.41	54.20	76.33	
Lateral bending	LBP	10.4	3.20	7	14	0.63
	Non-LBP	11.58	0.56	3.50	13.50	
Extension	LBP	4.73	0.56	3.50	5	0.71
	Non-LBP	6.55	2.41	5	10	
Twisting	LBP	14.4	1.34	12	15	0.54
	Non-LBP	17.20	2.16	15	20	

Table 2. Comparison of low back movements' duration (second) in LBP and non-LBP workers using Mann-Whitney statistical test

Movement	Group	Mean	SD	Minimum	maximum	P-value
Forward flexion	LBP	22.94	17.04	4.7	7.84	1.00
	Non-LBP	24.7	17.7	5.5	8.6	
Lateral bending	LBP	1.39	0.78	0.3	0.67	0.63
	Non-LBP	1.8	1.1	0.5	1.1	
Extension	LBP	2.9	1	0.8	1.3	0.59
	Non-LBP	3.5	2.2	1.5	1.9	
Twisting	LBP	2.7	1.8	0.7	0.99	1.00
	Non-LBP	2.7	1.3	1.2	0.9	

A significant negative correlation between low back pain intensity and work experience (P-value=0.013 and r=-0.253) was found using Pearson correlation coefficient. In other word, pain intensity decreases with increase in work experience. However, the correlation between age and pain intensity was not statistically significant (P-value= 0.290 and r = -0.11).

Comparison of different back movements in low back pain and non-low back pain participants was done using Mann-Whitney test (Table 1). The results showed that the mean forward flexion angle in LBP and non-LBP groups was significantly different; so that non-LBP group had greater trunk flexion (Table 1). Moreover, the average duration of maintaining the posture for all trunk movements was higher in non-low back pain workers as compared to those with low back pain. In addition, the mean duration of forward flexion in both groups was longer than other movements (lateral bending, extension, and twisting). In the study by Sheeran et al. (2019), the spinal movements of people with low back pain and non-low back pain were measured using an IMU sensor. Similar to the present study, subjects with low back pain had significantly less range of motion (ROM) in the lumbar region during forward flexion than non-back pain subjects.

Regarding the number of movements performed by worker with low back pain and non-low back pain, the mode (maximum frequency) of forward bending among participants with low back pain and non-low back pain is 6 and 5, respectively.

4. CONCLUSIONS

Overall, in the present study, it was observed that kinematic variables including trunk forward flexion, lateral bending, extension, twisting (in degree), as well as the duration of maintaining these postures (in seconds) are greater in non-LBP group as compared to those with LBP. However, these differences were statistically significant only for forward flexion angle.

The designed motion analysis device could

efficiently differentiate LPB and non-LBP groups. Considering the capability of this device to record workers trunk kinematics, as well as its light weight and non-interference of the device with their tasks, it can be used in ergonomics assessments in the field of low back pain. Moreover, comparing the results of the designed device with those of an inclinometer confirmed its accuracy.

فصلنامه بهداشت و ایمنی کار جلد ۱۱/ شماره ۱/ بهار ۱۴۰۰ صفحات ۵۵-۷۱

طراحی و ساخت دستگاه پرتابل ثبت حرکات: مقایسه کینماتیک کمر در میان شاغلین کمردردی و غیرکمردری در خطوط مونتاژ یک صنعت خودروسازی

عادل مظلومی[1*]، زینب کاظمی[2]، سعید عابدزاده[3]، عباس رحیمی فروشانی[4]

[1] گروه مهندسی بهداشت حرفه ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

[2] گروه مهندسی بهداشت حرفه ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران / گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

[3] گروه مهندسی بهداشت حرفه ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

[4] گروه اپیدمیولوژی و آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۱/۲۹، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۷/۲۹

چکیده

مقدمه: کارکنان صنعت خودروسازی بدلیل مواجهه مستقیم با طیف وسیعی از مشکلات ارگونومیک ناشی از وجود تجهیزات و ماشین آلات مختلف در معرض شیوع بالای اختلالات اسکلتی عضلانی بویژه کمردرد می باشند. ازاینرو، مطالعه حاضر با هدف طراحی و ساخت یک دستگاه پرتابل جهت ارزیابی متغیرهای کینماتیکی کمر و مقایسه این حرکات در میان شاغلین کمردردی و غیرکمردردی در خطوط مونتاژ یکی از صنایع خودروسازی انجام شد.

روش کار: در پژوهش حاضر، پس از آنالیز شغلی به روش TTA، با بهره گیری از روش مشاهده ای مستقیم OWAS، پوسچرهای کاری کارگران مورد ارزیابی قرار گرفت و ایستگاه های کاری با سطح ریسک بالا شناسایی شدند. همچنین همزمان، با استفاده از پرسشنامه اسکلتی عضلانی هلندی (DMQ) و مقیاس درجه بندی دیداری (VAS) شیوع و شدت کمردرد مورد بررسی قرار گرفت. در ادامه، پس از طراحی و ساخت دستگاه پرتابل، مطالعه میدانی با استفاده از دستگاه طراحی شده بر روی ۱۶ آزمودنی جهت ارزیابی متغیرهای کینماتیکی کمر بر روی دو گروه از کارگران دارای کمردرد و بدون کمردرد انجام شد.

یافته ها: نتایج حاصل از روش OWAS نشان داد که ۶۱/۲ درصد از تمامی پوسچرهای کاری مورد بررسی دارای سطح ریسک بالا با اولویت اقدام اصلاحی ۳ و ۴ بودند. بطور متوسط، ۸۶/۱ درصد از شرکت کنندگان طی ۱۲ ماه گذشته تجربه کمردرد را گزارش نمودند. علاوه بر این، میانگین (انحراف معیار) شدت درد (دامنه نمره ۰-۱۰۰) ۵۷/۹۵ (۱۵/۴۶) بدست آمد. درخصوص مقایسه متغیرهای کینماتیکی در دو گروه کمردردی و غیرکمردردی یافته ها نشان داد که تمامی حرکات خمش جلو، خمش جانبی، خمش عقب، و دامنه پیچش تنه (درجه) و مدت زمان حرکات (ثانیه) در افراد غیرکمردردی بیشتر از افراد کمردردی می باشد؛ هرچند که ازلحاظ آماری تنها دامنه خمش جلو (درجه) در افراد غیرکمردردی (میانگین و انحراف معیار: ۶۴/۲۹ و ۸/۴۱) بطور معنی داری بیشتر از افراد کمردردی (میانگین و انحراف معیار: ۵۸/۹۷ و ۱۱/۳۴) بود (P-value <۰/۰۵).

نتیجه گیری: با توجه به قابلیت ابزار در بررسی کینماتیک تنه، و همچنین سبک بودن و عدم تداخل دستگاه با وظیفه کارگر می توان از آن به عنوان ابزاری مناسب در مطالعات ارگونومی در حیطه کمردرد استفاده کرد. بعلاوه، مقایسه نتایج بدست آمده از این دستگاه با دستگاه شیب سنج مؤید صحت نتایج بدست آمده از این ابزار می باشد.

کلمات کلیدی: *کمردرد، کینماتیک، ابزار آنالیز حرکت، ارگونومی، خودروسازی*

* پست الکترونیکی نویسنده مسئول مکاتبه: *amazlomi@tums.ac.ir*

مقدمه

پوسچرهای بدنی یکی از فاکتورهای اثرگذار بر میزان فشار وارده بر ستون فقرات می باشند. بطور مثال چمباتمه زدن و یا خم شدن، که در اغلب مشاغل وجود دارند، می توانند منجر به ایجاد نیروهای فشاری شده و فشار وارد بر ستون فقرات و مفاصل محیطی در اندام ها را افزایش دهند. طبق مطالعات، این وضعیت های نامناسب می توانند منجر به تحمیل فشار ثابتی به بافت های نرم و انباشتکی مواد زائد گردند؛ درنتیجه تخریب دیسک تسهیل شده و سرانجام منجر به فتق دیسک می شود. پوسچرهای نامناسب سبب افزایش میزان لوردوز طبیعی ناحیه کمری شده که این نیز یکی دیگر از دلایل شیوع کمردرد در بین افراد جامعه است (۱).

حرکات کمر نیز می تواند منجر به افزایش احتمال اختلال کمر شود به طوری که در مطالعه مروری نلسون و هوگس (۲۰۱۰) مشخص شد که فلکشن طولانی مدت و شدید می تواند ریسک آسیب دیسک کمر را افزایش و احتمال کمردرد را افزایش دهد (۲). مطالعه شین و سوزا (۲۰۱۰) با هدف بررسی تأثیر حرکات مکرر کمر (فلکشن و اکستنشن) بر کمردرد با استفاده از دستگاه EMG نشان داد که میان حرکات فلکشن و اکستنشن مکرر و تغییرات عصبی عضلانی در عضلات کمر ارتباط دارد به این صورت که با تغییرات دامنه حرکتی میزان تغییرات فعالیت عضلانی ثبت شده بوسیله دستگاه EMG نیز تغییر می کرد (۳). همچنین در مطالعه ای که سولیوان و همکارانش در سال ۲۰۰۶ انجام دادند نشان دادند که تحرک زیاد ناحیه کمر و افزایش فلکشن جانبی کمر نیز تعیین کننده کمردرد می باشد (۴).

بررسی و مطالعه حرکات کمر به ما این اجازه را می دهد تا شروع و شدت آسیب های کمری را به طور دقیق تری پیش بینی کنیم. بعلاوه، بررسی حرکات کمری می تواند در ایجاد و ثبت یک رویکرد جهت کاهش خطرات پیشرفته کمک کننده باشد. برای پیشگیری از کمردرد نیازمند روش ها و ابزارهایی برای بررسی انواع فشارهای وارده بر بدن در هنگام فعالیت می باشیم.

روش های ارزیابی متفاوتی برای ارزیابی حرکات کمر در دسترس می باشند. از جمله این روش ها می توان به روش ارزیابی مبتنی بر پرسشنامه، روش ارزیابی مبتنی بر مشاهده، و روش ارزیابی عینی اشاره کرد. برای بررسی خطر اختلالات اسکلتی-عضلانی ابزارهای مشاهده ای متعددی از قبیل OWAS، RULA، REBA، QEC طراحی و ارائه شده است،که به متخصصین امکان ارزیابی و ثبت مجموعه ای از متغیرهای ساختاری مرتبط با ارزیابی عوامل خطرساز را می دهد. این ابزارهای مشاهده ای تاکنون به طور گسترده در مطالعات استفاده شده اند و مزیت آن ها شامل ۱) حداقل تداخل با وظایف کاری افراد مورد مطالعه و ۲) نیاز به حداقل ابزارها و هزینه ها جهت انجام مطالعه می باشد. با این وجود، ابزارهای مشاهده ای فردی باید به توانایی و تجربه آزمونگر تکیه کنند. از دیگر محدودیت های ذکر شده این است که هرگز نمی توان ارزیابی را بطور مداوم اجرا کرد و تنها تعداد محدودی از کارها را می توان مورد ارزیابی قرار داد. به علاوه، تفاوت های درونی نیز می تواند اعتبار نتایج ارزیابی را تحت تأثیر قرار دهد (۵).

ارزیابی های عینی (ارزیابی نیرو وحرکت) نیز دارای روش های متعددی می باشند. مطالعات بیومکانیکی که از وسایل سنجش کمی استفاده کرده اند معمولا ارزش و اعتبار بالایی دارند (۶). ابزارهای ارزیابی متعددی برای ارزیابی مستقیم کینماتیک تنه و ریسک های ایجاد کننده کمردرد ارائه شده است (۱). از جمله این ابزارها می توان به مواردی همچون الکتروگونیامتر، (Lumbar Motion Monitor) LMM، BodyGuard،Spineangle ، Orthosense را نام برد. دستگاه های دیگر شامل Spineangle، BodyGuard، و Orthosense نیز در همین راستا طراحی و ارائه شده اند (۷-۹). ضیائی و همکاران (۲۰۱۶) از روش CATIA بعنوان یک ابزار جهت مدلسازی دیجیتالی حرکات کمر کارگران بخش انبار کارخانه تولید شکر استفاده نمودند (۱۰). در مطالعه همینگ و همکاران (۲۰۱۷)، از سیستم ثبت حرکت Vicon جهت اندازه گیری و مقایسه متغیرهای

کینماتیکی ستون مهره ای در دو زیرگروه افراد دارای کمردرد اختصاصی استفاده شد (۱۱). هاج و همکاران (۲۰۱۸) یک سیستم LMM وایرلس را برای ثبت دامنه حرکتی، میانگین سرعت و شتاب خمش رو به جلو در ناحیه لومبار افراد دارای کمردرد مورد استفاده قرار دادند (۱۲). آشوری و همکاران (۲۰۱۷) با استفاده از سنسورهای اینرشیال (IMUs) کینماتیک ستون مهره ای را ارزیابی نمودند (۱۳).

مطالعات انجام گرفته نشان می دهد کاربرد وسیله های اندازه گیری مستقیم حرکات رو به افزایش هست اما استفاده از این وسایل دارای محدودیت هایی نیز می باشد. بطور مثال، LMM بدلیل دارا بودن به خاطر سیستم سخت افزاری حجیم، و سیم های رابط طویل، هنگام نصب روی بدن باعث ایجاد محدودیت حرکتی شده و در طولانی مدت نیز منجر به ایجاد خستگی در آزمودنی می گردد. بدلیل محدودیت های ذکر شده، استفاده از این وسیله در ارزیابی های طولانی مدت و وظایف بشدت داینامیک را با مشکلاتی مواجه می سازد. استفاده از Spineangle و BodyGuard هرچند برخی از محدودیت های LMM را ندارند اما هزینه خرید این وسایل و همچنین هزینه حفظ و نگهداری از آن ها بسیار بالاست و فروش این وسایل محدود بوده و بیشتر برای استفاده در محیط های آزمایشگاهی می باشد (۸).

با توجه به مطالب فوق می توان اظهار داشت که حرکات کمر می تواند بعنوان یک عامل ایجاد کننده کمردرد و عوامل مرتبط با آن باشد؛ در نتیجه ضروری است فاکتورهای مؤثر بر حرکات کمر از جمله تعداد حرکات و مدت زمان حرکت در محیط کاری مورد مطالعه قرار گیرد. از اینرو، هدف مطالعه حاضر طراحی و ساخت دستگاهی بمنظور ارزیابی متغیرهای کینماتیکی کمر و اثر این متغیرها بر کمردرد در میان شاغلین یکی از صنایع خودروسازی بود.

روش کار

شرکت کنندگان

این مطالعه به صورت کاربردی در خط مونتاژ یکی از شرکت های خودرو سازی انجام گرفت. در این مطالعه هدف اصلی بررسی تأثیر متغیرهای مدت زمان خمش جلو، خمش جانبی، خمش عقب و فرکانس حرکات خمش جلو، خمش جانبی، خمش عقب و زمان و فرکانس حرکت چرخش و حداقل و حداکثر درجه این حرکات بر احتمال ابتلا به کمردرد در کارگران خط مونتاژ می باشد که جهت تحلیل داده ها از آنالیز رگرسیون لجستیک استفاده شد. تعداد نمونه لازم جهت ارزیابی کمردرد شغلی و همچنین ارزیابی پوسچر به روش OWAS براساس فرمول حجم نمونه برای آنالیز لجستیک ۱۱۳ نفر بدست آمد که بمنظور افزایش دقت این تعداد به ۱۱۵ نفر افزایش یافت. در این مطالعه اطمینان آماری ٪۹۵، توان آزمون ٪۸۰ و شیوع کمردرد با توجه به مطالعات پیشین ٪۱۵ در نظر گرفته شد. از آنجا که سه خط مونتاژصنعت خودروسازی مشغول به فعالیت بودند، تعداد نمونه به نسبت از بین آن ها به طور تصافی انتخاب شد. درواقع روش نمونه گیری در این مطالعه طبقه بندی تصادفی ساده می باشد بطوریکه هر خط مونتاژ یک طبقه بوده و از هر طبقه متناسب با جمعیت کارگران خط مونتاژ، افراد نمونه بطور تصادفی انتخاب می شوند. در مرحله ارزیابی با استفاده از دستگاه آنالیز حرکتی، به دلیل بالا بودن حجم نمونه و طولانی بودن زمان استفاده از دستگاه آنالیز حرکت برای هر فرد (حداقل یک شیفت کاری ۸ ساعته)، ۲۰ درصد از کارگرانی که کمردرد ندارند (n=۶) و ۱۰ درصد از کارگرانی که کمردرد دارند (n=۱۰) را با دستگاه مورد تجزیه و تحلیل قرار دادیم. تعداد نمونه بگونه ای محاسبه گردید که شانس ابتلا به کمردرد در یک گروه نسبت به گروه مرجع ۲ برابر باشد تا اختلاف بین دو گروه از نظر آماری معنادار بدست آید.

مراحل انجام مطالعه و ابزارها

آنالیز شغلی (Task Analysis) و تعیین سطح ریسک

در گام اول مطالعه، به منظور شناسایی وظایف و زیروظایف تشکیل دهنده شغلی، تمامی مشاغل در

ایستگاه های کاری پرخطر در سه خط مونتاژ مورد بررسی و تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. این کار ازطریق مشاهده نحوه انجام کار، فضای موجود برای انجام کار، اطلاعات مربوط به وظایف و زیروظایف به روش جدولی (Tabular) ثبت و گزارش گردید (۱۴). سپس در ادامه ایستگا های کاری موجود از لحاظ سطح ریسک با استفاده از تکنیک OWAS مورد ارزیابی قرار گرفتند (۱۵). در روش OWAS، پوسچر بدن با یک کد ۴ رقمی بترتیب برای تنه، بازو، پاها، و نیروی اعمال شده تعریف می شود. ۴ حالت برای تنه، ۳ حالت برای بازو، ۷ حالت برای پا، و ۳ حالت برای نیروی اعمال شده در این روش استفاده می گردد. درنهایت، کدهای ۴ رقمی با جدول تعیین سطح اولویت اقدامات اصلاحی منطبق شده و سطح اقدامات اصلاحی مورد نیاز آن ها تعیین می گردد که بترتیب بیانگر گروه یک (به اصلاح نیاز ندارد)، دو (انجام اقدام اصلاحی در آینده مورد نیاز است)، سه (اقدام اصلاحی به زودی باید انجام شود)، و چهار (اقدام اصلاحی بی درنگ بایستی انجام شود) می باشند (۱۶). نتایج حاصل از این مرحله جهت شناسایی ایستگاه های کاری و وظایف با سطح ریسک بالا از نظر ریسک فاکتورهای ایجاد کننده کمردرد استفاده شد.

ارزیابی کمردرد

همزمان با ارزیابی پوسچرهای کاری در ایستگاه های پرخطر، وضعیت کمردرد افراد مشغول به کار نیز مورد ارزیابی قرار گرفت. پرسشنامه مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل بخش هایی از پرسشنامه اسکلتی عضلانی هلندی[1] (DMQ) می باشد. این پرسشنامه شامل چندین بخش از جمله بخش عمومی (مشخصه های دموگرافیک و زمینه ای)، سلامت (پیرامون وضعیت سلامت فیزیکی و اختلالات اسکلتی-عضلانی)، مرتبط با کار (پیرامون وظایف شغلی و شرایط کاری)، مرتبط با اوقات فراغت، و همچنین سؤالاتی اختصاصی درخصوص کمردرد، و ناراحتی های گردن و شانه است. در این مطالعه سؤالات مرتبط با بخش عمومی، سلامت، و کمردرد (عوامل ایجادکننده، زمان شروع، ارتباط با کار و فعالیت های اوقات فراغت، فرکانس، و کیفیت کمردرد) مورد استفاده قرار گرفت (۱۷, ۱۸). به منظور اندازه گیری شدت درد ادراک شده، از مقیاس درجه بندی دیداری[2] (VAS) استفاده گردید. این مقیاس یک خط ۱۰ سانتیمتری است که یک انتهای آن عدد صفر (عدم وجود درد) و انتهای دیگر آن عدد ده (شدیدترین درد ممکن) است. از آزمودنی خواسته شد که با توجه به میزان درد خود، روی خط علامت بزنند. با استفاده از خط کش میزان درد فرد اندازه گیری گردید. لازم به ذکر است که در زمان آنالیز داده ها، عدد بدست آمده بصورت بازه صفر تا ۱۰۰ بیان شد. این مقیاس یکی از معتبرترین سیستم های درجه بندی درد بوده و به طور گسترده در پژوهش های مرتبط با درد مورد استفاده قرار گرفته است (۱۹, ۲۰). در ادامه، روایی محتوایی و پایایی پرسشنامه گردآوری شده مورد بررسی قرار گرفت. پایایی پرسشنامه با کمک روش آزمون بازآزمون و روش آلفای کرونباخ بررسی گردید. به منظور بررسی روایی محتوایی نیز از نظر اساتید و صاحب نظران در زمینه مورد نظر استفاده کردیم.

طراحی و ساخت ابزار آنالیز حرکت

در مرحله بعدی، فرآیند طراحی و ساخت ابزار آنالیز حرکت انجام شد. ابزار آنالیز حرکت شامل دو بخش سخت افزاری و نرم افزاری می باشد که بخش سخت افزاری آن از یک سیستم اندازه گیری مغناطیسی و لختی به همراه حسگرهای سبک (۳ عدد) و قابل پوشیدن به همراه یک کمک کننده (تسهیل کننده) سه بعدی، یک ژایرسکوپ سه بعدی، و یک مغناطیس سنج سه بعدی در هر واحد حسگر است که برای بررسی حرکات بدن در محیط های غیر آزمایشگاهی مناسب می باشد. سیستم آنالیز حرکت 3D طراحی شده متشکل از چند سنسور از نوع مغناطیسی و اینرسی بوده و از یک شتاب سنج 3D، یک ژایروسکوپ 3D، و یک مغناطیس سنج (ولت سنج) 3D

1 Dutch Musculoskeletal Questionnaire

2 Visual Analogue Scale

شکل۱. الف) دستگاه آنالیز حرکتی طراحی شده، ب) استفاده از دستگاه آنالیز حرکت در صنعت خودروسازی

در یک واحد حسی می باشد. نرخ نمونه برداری دستگاه ۳۰ هرتز بود. جهت نصب دستگاه طراحی شده بر روی بدن آزمودنی ها و جلوگیری از لغزش و حرکت دستگاه بر روی بدن، از استرپ های با مقاومت بالا استفاده گردید. همچنین دستگاه بر روی لباس پوشیده شد تا از لغزش ناشی از تعریق بدن حین انجام فعالیت جلوگیری شود.

اعتبارسنجی ابزار آنالیز حرکت و تجزیه و تحلیل داده ها

برای انجام کالیبراسیون، بعد از نصب و فیکس کردن گونیامتر مدرج استاندارد (Sammons Preston-Rolyan-USA) بر روی میز کار، شیب سنج بر روی بازوی متحرک گونیامتر با توجه به جهت مورد نظر، متصل شد. با تنظیم بازوی متحرک گونیامتر بروی زاویه مورد نظر، زاویه اندازه گیری شده به وسیله شیب سنج از طریق مانیتور کامپیوتر مشاهده و به صورت دستی ثبت گردید. میزان دقت شیب سنج از طریق تفاضل زوایای گونیامتر و زوایای قرائت شده از شیب سنج مورد بررسی قرار گرفت. در صفحه ساجیتال زوایا از صفر تا ۱۳۰ درجه با فاصله ۵ درجه ای و سه بار تکرار انجام شد. در صفحه فرونتال، زوایا از صفر تا ۵۰ درجه با فاصله ۵ درجه ای و با سه بار تکرار انجام شد. پس از ثبت زوایا، با استفاده از آزمون آماری ضریب همبستگی اسپیرمن، میزان همبستگی بین نتایج دستگاه آنالیز حرکت و گونیامتر بین ۰/۷ تا ۰/۸۵ بدست آمد که مؤید دقت و صحت دستگاه آنالیز حرکت طراحی شده می باشد.

بعد از طراحی و تست عملکرد دستگاه، در مرحله بعدی از مطالعه، با توجه به حجم نمونه مورد نیاز، افراد شرکت کننده از ایستگاه های کاری که در مرحله سوم مطالعه بعنوان ایستگاه های با ریسک بالا شناسایی شده اند به طور تصادفی انتخاب و آنالیز حرکات کمر با استفاده از ابزار طراحی شده برای این افراد انجام شد. به خاطر محدودیت های امنیتی و مسائل مربوط به کسب اجازه ورود و خروج از کارخانه امکان نصب دستگاه بر روی هر فرد به مدت ۸ ساعت امکان پذیر نبود بنابراین با توجه به تکراری بودن وظایف، برای هر فرد حداقل ۱۰ سیکل کاری کامل با دستگاه ثبت گردید. نهایتا، در مرحله آخر، داده های اخذ شده از مطالعات مشاهده ای و بررسی های دستگاهی با استفاده از روش های متعدد آماری شامل آلفای کرونباخ، Mann-Whitney و Kruskal-Wallis، و ضریب همبستگی پیرسون مورد آزمون های آماری قرار گرفتند. آلفای کرونباخ و ضریب همبستگی به کمک نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ بترتیب ۰/۸۵ و ۰/۸۲ بدست آمد.

یافته ها

آنالیز شغلی و سطح ریسک

با استفاده از روش آنالیز شغلی، ابتدا زیروظایفی که در هر یک از خطوط مونتاژ انجام می شد استخراج گردید

جدول ۱. سطح اولویت اقدام اصلاحی OWAS (دامنه نمره: ۱-۴) مربوط به وظایف کارگران در سه خط مونتاژ خودروسازی

خط مونتاژ ۱	سطح اولویت	خط مونتاژ ۲	سطح اولویت	خط مونتاژ ۳	سطح اولویت
نصب دسته سیم ها	۳	نصب پالون	۳	مونتاژ درب ها	۳
برداشتن سیم ها از داخل پالت	۴	نصب سقف کاذب	۳	برداشتن پالون از داخل پالت	۳
نصب سیم های صندوق	۳	نصب کابل اضطراری صندوق	۳	نصب پالون	۲
نصب سپر	۴	برداشتن و حمل بخاری	۴	برداشتن دسته سیم اتاق بار	۳
نصب کلیستر و لوله های بنزین –چال مکانیکی	۴	نصب بخاری	۴	نصب براکت کپسول گاز	۳
نصب سینی حرات گیر وسط اگزوز –چال مکانیکی	۴	نصب رله ها	۳	نصب مجموعه پدال گاز	۴
نصب کنسول-چال مکانیکی	۳	نصب داشتبورد	۳	نصب پدال گاز	۴
برداشتن صندلی از داخل پالت	۴	نصب بوستر و جا زدن سیم کلاچ	۳	نصب سوکت‌های BSI	۴
نصب صندلی	۴	نصب کمربند	۴	نصب ایربک	۳
نصب لاستیک زاپاس، فوم جک و اچار چرخ و سینی زیر باطری	۴	نصب آمپر چهارگانه، شفت فرمان و چهار شاخ فرمان	۴	نصب مجموعه میل فرمان و سوکت‌های مربوطه	۴
حمل ونصب باتری	۳	نصب نمدی یر داشبورد	۳	-	-
نصب لوله گاز	۴	نصب پنل	۳	-	-
ساب لاستیک	۴	جا زدن شیلنگ بوستر	۴	-	-
نصب قاب ستون و رکاب	۴	نصب باتری	۳	-	-
نصب موکت صندوق	۴	نصب صندلی	۴	-	-
نصب کف و پشتی	۴	-	-	-	-
نصب نمد زیر داشبورد	۴	-	-	-	-
برداشتن کمپرسور از داخل پالت	۳	-	-	-	-

و سپس برای هر زیروظیفه نمره OWAS محاسبه شد. نتایج مربوطه در جدول شماره ۱ ارائه شده است. بطور کلی در مطالعه حاضر، نتایج حاصل از روش OWAS نشان داد که ۶۱/۲ از تمامی پوسچرهای کاری مورد بررسی دارای سطح ریسک بالا با اولویت اقدام اصلاحی ۳ و ۴ بودند.

ارزیابی کمردرد

تعداد کارگران شاغل در سه خط مونتاژ ۱، ۳، و ۴ بترتیب ۳۵، ۴۰، و ۴۸ نفر بودند. درخصوص وضعیت سلامت شرکت کنندگان، درمجموع بترتیب ۵۸/۳، ۱۵/۷، ۱۹/۴، و ۶/۵ درصد وضعیت سلامت خود را بد، تقریبا بد، تقریبا خوب، و خوب ارزیابی کردند. طبق یافته ها، آسیب های ورزشی و تصادفات کمترین و بلندکردن بارهای سنگین بیشترین نقش را در ایجاد کمردرد داشتند. شیوع کمردرد در کارگران شاغل در سه خط مونتاژ ذکرشده بترتیب ۷۰، ۹۴، و ۹۴/۳ درصد بدست آمد؛ که بطور کلی ۸۶/۱ درصد از شرکت کنندگان طی ۱۲ ماه گذشته کمردرد را تجربه نموده بودند. بررسی شدت کمردرد (که دامنه نمره آن ۱۰۰-۰ می باشد)، نشان داد که حداقل شدت درد ۵ و حداکثر نمره شدت درد ۸۰ بود. همچنین، همچنین میانگین (انحراف معیار) شدت درد (دامنه نمره ۰-۱۰۰) ۵۷/۹۵ (۱۵/۴۶) بدست آمد.

میانگین و انحراف معیار سن و سابقه کاری شرکت کنندگان مشغول به کار در ایستگاه های کاری پرخطر، بدست آمده با استفاده از روش OWAS، در پژوهش حاضر بترتیب ۳۵/۶±۴/۴۱ و ۵±۲/۱ سال بدست

جدول ۲. مقایسه متغیرهای دموگرافیک بین افراد کمردردی و غیرکمردردی (آزمون های آماری Mann-Whitney و Kruskal-Wallis)

متغیر	زیرگروه	میانگین	انحراف معیار	P-value
سابقه کاری	کمردردی	۴/۸۲	۲/۴۶	۰/۰۲۴*
	غیرکمردردی	۶/۵	۲/۶	
سن	کمردردی	۳۵/۳	۳/۹۷	۰/۱۴۸
	غیرکمردردی	۳۷/۲۷	۶/۴۴	
قد	کمردردی	۱۷۶/۹۶	۶/۶	۰/۰۴*
	غیرکمردردی	۱۷۱/۹	۵/۹۳	
وزن	کمردردی	۷۹/۷۵	۱۱/۵۲	۰/۰۸۸
	غیرکمردردی	۷۴/۶	۱۰	

جدول ۳. میانگین میزان حرکات مختلف کمر (برحسب درجه) در افراد کمردردی و غیرکمردردی و P-valueمربوط به مقایسه این متغیر در دو گروه با استفاده از آزمون آماری Mann-Whitney

حرکات	تقسیم‌بندی افراد	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر	P-value
خمش جلو	کمردردی	۵۸/۹۷	۱۱/۳۴	۴۸	۷۵/۷۸	۰/۰۵*
	غیرکمردردی	۶۴/۲۹	۸/۴۱	۵۴/۲۰	۷۶/۳۳	
خمش جانبی	کمردردی	۱۰/.۴	۳/۲۰	۷	۱۴	۰/۶۳
	غیرکمردردی	۱۱/۵۸	۱/۳۶	۱۰	۱۳/۵۰	
خمش عقب	کمردردی	۴/۷۳	۰/۵۶	۳/۵۰	۵	۰/۷۱
	غیرکمردردی	۶/۵۵	۲/۴۱	۵	۱۰	
پیچش تنه	کمردردی	۱۴/.۴	۱/۳۴	۱۲	۱۵	۰/۵۴
	غیرکمردردی	۱۷/۲۰	۲/۱۶	۱۵	۲۰	

آمد. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی ها به تفکیک گروه کمردردی و غیرکمردردی در جدول شماره ۲ ارائه شده است. با توجه به نرمال نبودن داده های بدست آمده، به منظور بررسی اثر متغیرهای دموگرافیک بر بروز کمردرد (بررسی شده بصورت بلی/خیر) از آزمون های آماری Mann-Whitney و Kruskal-Wallis استفاده گردید. طبق یافته ها (جدول شماره ۲) سابقه کاری در افراد گروه کمردردی و غیرکمردردی دارای اختلاف معنی داری می باشد بطوریکه میزان سابقه کاری در افراد غیرکمردردی بیش از افراد کمردردی می باشد (P-value=۰/۰۲۴). علاوه بر این، قد افراد کمردردی بطور معناداری بیشتر از قد افراد غیرکمردردی بود (P-value=۰/۰۴).

همبستگی بین شدت کمردرد با سابقه کاری و سن با استفاده از ضریب همبستگی پیرسون بررسی شد. نتایج بدست آمده نشان داد که همبستگی منفی معنی داری بین شدت درد و سابقه کاری وجود دارد (P-value=۰/۰۱۳ و r=-۰/۲۵۳) بگونه ای که با افزایش سابقه کاری شدت درد کاهش می یابد. با این وجود، همبستگی بین سن و شدت درد از لحاظ آماری معنی دار نبود (P-value=۰/۲۹۰ و r=-۰/۱۱).

ارزیابی متغیرهای کینماتیکی

اطلاعات توصیفی مرتبط با محدوده حرکات کمر (برحسب درجه) برای تمامی افراد شرکت کننده به تفکیک دو گروه کمردردی و غیر کمردردی در جدول شماره ۳ ارائه شده است. همانطور که ملاحظه می گردد در تمامی موارد میزان حرکت در افراد غیرکمردردی

جدول ۴. میانگین زمان حرکات مختلف کمر (برحسب ثانیه) در افراد کمردردی و غیرکمردردی و P-valueمربوط به مقایسه این متغیر در دو گروه با استفاده از آزمون آماری Mann-Whitney

حرکات	تقسیم‌بندی افراد	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر	P-value
خمش جلو	کمردردی	۲۲/۹۴	۱۷/۰۴	۴/۷	۷/۸۴	۱
	غیرکمردردی	۲۴/۷	۱۷/۷	۵/۵	۸/۶	
خمش جانبی	کمردردی	۱/۳۹	۰/۷۸	۰/۳	۰/۶۷	۰/۶۳
	غیرکمردردی	۱/۸	۱/۱	۰/۵	۱/۱	
خمش عقب	کمردردی	۲/۹	۱	۰/۸	۱/۳	۰/۵۹
	غیرکمردردی	۳/۵	۲/۲	۱/۵	۱/۹	
پیچش تنه	کمردردی	۲/۵	۱/۸	۰/۷	۰/۹۹	۱
	غیرکمردردی	۲/۷	۱/۳	۱/۲	۰/۹	

جدول ۵. میانگین تعداد (n) (در یک دقیقه) حرکات مختلف کمر انجام شده در ده سیکل کاری به تفکیک افراد کمردردی و غیرکمردردی

حرکات	افراد کمردردی					افراد غیرکمردردی				
	میانه	مد	میانگین	حداقل	حداکثر	میانه	مد	میانگین	حداقل	حداکثر
خمش جلو	۵/۵	۵	۵/۷۵	۴	۸	۶	۶	۶/۱۳	۲	۴
خمش جانبی	۱	۰	۰/۷۵	۰	۲	۱	۱	۰/۹	۰	۳
خمش عقب	۱	۱	۱/۲۵	۰	۳	۱	۰	۱/۲۵	۰	۲
پیچش تنه	۰/۵	۱	۰/۶۳	۰	۲	۰/۵	۰	۷۵	۰	۲

بیشتر از افراد کمردردی است. میانگین(انحراف معیار) میزان خمش جلو در گروه کمردردی و غیرکمردردی بترتیب (۱۱/۳۴) ۵۸/۹۷ و (۸/۴۱) ۶۴/۲۹ بدست آمد. مقایسه میزان حرکات مختلف کمر (میانگین حرکات، حداقل، و حداکثر مقدار حرکات) در افراد کمردردی و غیرکمردردی با استفاده از آزمون آماری Mann-Whitney مورد بررسی قرار گرفت (جدول شماره ۳). نتایج نشان داد که میانگین میزان خمش جلو در افراد کمردردی و غیرکمردردی دارای اختلاف معنی داری می باشد؛ بطوریکه مقادیر مذکور در گروه غیرکمردردی بیش از گروه کمردردی است. (جدول شماره ۳).

اطلاعات توصیفی مرتبط با مدت زمان هر یک از حرکات کمر (برحسب ثانیه) در افراد کمردردی و غیرکمردردی در جدول ۴ نشان داده شده است. همانطور که ملاحظه می گردد، میانگین مدت زمان حفظ تمامی حرکات در افراد غیرکمردردی بیش از افراد کمردردی بدست آمده است. بعلاوه، میانگین مدت زمان حفظ وضعیت خمش جلو در هر دو گروه افراد غیرکمردردی (میانگین: ۲۴/۷ ثانیه) و افراد کمردردی (۲۲/۹۴ ثانیه) بیش از سایر حرکات (خمش عقب، پیچش تنه، و خمش جانبی) می باشد. مقایسه مدت زمان حرکات مختلف کمر (میانگین حرکات، حداقل، و حداکثر مقدار حرکات) در افراد کمردردی و غیرکمردردی با استفاده از آزمون آماری Mann-Whitney انجام شد (جدول شماره ۴). نتایج نشان داد که میانگین مدت زمان خمش جلو در افراد کمردردی و غیرکمردردی دارای اختلاف معنی داری نمی باشد. درخصوص تعداد حرکات انجام شده در افراد کمردردی و غیرکمردردی نتایج در جدول شماره ۵ ارائه شده است. همانطور که در جدول نیز ملاحظه می شود، مد (بیشترین فراوانی) خمش جلو در بین شرکت کنندگان کمردردی و غیرکمردردی بترتیب ۶ و ۵ است.

بحث

در مطالعه حاضر، کمردرد و حرکات کینماتیکی ناحیه کمر در میان شاغلین یکی از صنایع خودروسازی بررسی شد. یافته های مطالعه حاضر نشان داد که در تمامی حرکات خمش جلو، خمش جانبی، خمش عقب و پیچش تنه دامنه (برحسب درجه) و مدت زمان (برحسب ثانیه) حرکات در افراد غیرکمردردی بیشتر از افراد کمردردی می باشد؛ هرچند که ازلحاظ آماری تنها دامنه (درجه) حرکت خمش جلو در افراد غیرکمردردی (میانگین و انحراف معیار: ۶۴/۲۹ و ۸/۴۱) بطور معنی داری بیشتر از افراد کمردردی (میانگین و انحراف معیار: ۵۸/۹۷ و ۱۱/۳۴) بود (P-value ۰</۰۵). این اطلاعات با استفاده از دستگاه آنالیز حرکت طراحی شده در پژوهش حاضر جمع آوری گردید. از طرف دیگر مطالعات انجام شده با سایر دستگاه ها نیز بیشتر بر روایی و پایایی ابزارها متمرکز بوده و مطالعات محدودی با هدف مقایسه این متغیرهای کینماتیکی، مشابه با هدف مطالعه حاضر، انجام شده است. در مطالعه جانسن و همکاران (۲۰۰۴)، هارکنس و همکاران (۲۰۰۳)، و هامبرگ و ون رنن (۲۰۰۶) همبستگی مثبتی بین فلکشن رو به جلوی بیش از ۴۵ درجه در تنه و آسیب و درد در ناحیه کمری گزارش گردید (۲۱-۲۳) و از آنجا که مقادیر بدست آمده در پژوهش حاضر برای هر دو گروه کمردردی و غیرکمردردی بالاتر از میزان ۴۵ درجه می باشد، بایستی مداخلات متناسب جهت اصلاح ایستگاه کاری و وظایف در حال انجام صورت بگیرد. در این خصوص، نوسازانینا و همکاران (۲۰۱۴) در مطالعه ای که در میان کارگران صنعت خودروسازی در مالزی انجام دادند به این نتیجه رسیدند که بارکاری فیزیکی ازجمله ایستادن طولانی مدت جهت انجام وظایف شغلی، مهم ترین ریسک فاکتور ایجاد کمردرد در کارگران مسئول حمل دستی بار هستند. علاوه بر پوسچر ایستاده، پوسچرهای نامناسب مثل خمش جلو و جانبی، چرخش تنه، حد دسترسی گسترده، زانو زدن و همچنین بالا رفتن از سطوح مختلف ازجمله دیگر وضعیت های مرتبط با کمردرد می باشند (۲۴). در مطالعه شین و همکاران (۲۰۱۹)، حرکات ستون مهره ای افراد کمردردی و غیرکمردردی با استفاده از سنسور IMU اندازه گیری و مقایسه گردید. مشابه با مطالعه حاضر، در این مطالعه، افراد کمردردی بطور معنی داری دامنه حرکتی (ROM) کمتری در ناحیه لومبار حین خمش جلو نسبت به افراد غیرکمردردی داشتند (۲۵). فرگوسن و همکاران (۲۰۰۴) در یک مطالعه مورد-شاهدی از دستگاه آنالیز حرکت LMM جهت بررسی تفاوت های کینماتیک تنه بین کارگران صنایع (مونتاژ خودرو سواری و کامیون، مونتاژ قطعات خودرو، پردازش مواد غذایی، تولید لاستیک، تولید شیشه، و پردازش فلزات) دچار کمردرد و گروه کنترل انجام دادند. طبق یافته ها، مشابه با مطالعه حاضر، میزان حرکت خم شدن رو به جلو در صفحه ساجیتال در افراد غیرکمردردی بیش از کمردردی بود. اما میزان خم شدن به طرفین در صفحه کرونال و چرخش تنه در صفحه عرضی در افراد کمردردی بیش از کارگران بدون کمردرد گزارش شد. با این وجود هیچیک از تفاوت های بدست آمده از لحاظ آماری معنی دار نبودند (۷). درواقع می توان اینگونه نتیجه گیری نمود که افراد گروه کمردردی و غیرکمردردی، استراتژی های حرکتی متفاوتی از خود نشان می دهند که ناشی از وجود یا عدم وجود درد حین خم شدن به جلو می باشد.

دین و همکاران (۲۰۰۶) مطالعه ای آزمایشگاهی جهت بررسی کاربرد وسیله مانیتور پوسچر ارتوسنس (OPM) (Orthosense Posture Monitor) طی حرکات و وظایف حمل دستی در شرایط واقعی، بعنوان یک ابزار بیوفیدبک، انجام دادند. بررسی پوسچر و بکارگیری تکنیک های مؤثر OPM می تواند بروز کمردرد را کاهش دهد. درصورتیکه فرد از یک میزان حرکت از قبل تعیین شده (در این مطالعه فلکشن ۲۰ درجه) فراتر رود، OPM یک بیوفیدبک ایجاد می کند و نبود بیوفیدبک در سایر موارد نشان دهنده عملکرد در دامنه مناسب است. یافته های این مطالعه نشان دهنده کاهش معنی دار در دفعات و طول مدت پوسچر فراتر از ۲۰ درجه فلکشن کمر هنگام استفاده از OPM می باشد

(۷). نلسون و هوگس (۲۰۰۸) در مطالعه مروری خود به این موضوع پرداختند که تغییرات مشخصی در سطوح مواجهه بیومکانیکی محیط کار می تواند کاهش هایی را در آسیب های کمر پیش بینی کند. همبستگی های کمی بین آسیب های کمر و اندازه گیری های مربوط به نیروی فشاری ستون فقرات، بلندکردن بار، نسبت های بلندکردن بار، پوسچر، و ترکیبی از این موارد مشاهده شد (۲). اندازه گیری های کمی در تمامی مطالعات با استفاده از ابزارهای سنجش بیوکانیکی عینی همچون LMM، 3DSSPP، و RNLE انجام شده بودند. از اینرو می توان از ابزارهایی همچون وسیله ثبت حرکت طراحی شده در مطالعه حاضر بعنوان یک بیوفدبک جهت کنترل رفتارهای پاسچرال افراد دارای کمردرد استفاده نمود.

بسیاری از مطالعات انجام شده ارتباط قوی بین فلکشن طولانی و مداوم تنه و ریسک آسیب دیسک های بین مهره ای و کمردرد را تأیید می کنند. در مطالعه زتو و همکاران (۲۰۱۳) گزارش شده است که فلکشن طولانی مدت می تواند منجر به افزایش احتمال ایجاد اختلال کمر به نسبت ۵/۷ (برای فلکشن شدید تنه) و ۵/۹ (برای فلکشن و چرخش تنه) شود (۲۶). بامگارتنر و همکاران رابطه میان وضعیت بدنی یا فشار خارجی و حرکات بین مهره ای را در مهره های تحتانی کمری شامل L3-L4-L5 با استفاده از سیستم ردیابی حرکت FASTRAK در ۵ مرد سالم و ۵ مرد مبتلا به کمردرد حاد بررسی کردند. در این پژوهش پین های ۲/۵ میلی متری در زوائد خاری مهره های مذکور جاسازی شدند. سنسورهای سیستم FASTRAK به این پین ها متصل گردیدند. یک سنسور چهارم روی پوست در محل زائده خاری مهره C7 بمنظور اندازه گیری حرکات تنه قرار گرفت و حرکات فلکشن، اکستنشن، خم شدن به طرفین، و چرخش تنه بررسی شد. مقایسه اطلاعات حاصل از افراد مورد مطالعه با یکدیگر و با مطالعات مشابه تأیید کننده دقت و صحت حاصل از استفاده از این روش بوده است. در این روش بیشترین فشار حرکات در مهره کمری L5 بود و در افراد سالم حرکات بین مهره ای مقدار کمتری را داشت (۲۷).

اسولیوان و همکارانش در سال ۲۰۱۲ اعتبار همزمان (Concurrent Validity) یک دستگاه مانیتور پوسچر بنام دستگاه BodyGuard را در بررسی حرکات کمری-لگنی (لومبوپلویک) در صفحه ساجیتال با مقایسه با یک سیستم آنالیز حرکت آزمایشگاهی رایج (CODA^{TM}) در ۱۲ فرد سالم مورد بررسی قرار دادند. بدین منظور حرکات فلکشن و اکستنشن، چرخش و خم شدن به طرفین در وضعیت های نشسته و ایستاده با استفاده از این دو دستگاه ثبت حرکت بررسی شد. نتایج حاکی از صحت اطلاعات به دست آمده از این دستگاه بود (۹). اسفرزا و همکاران (۲۰۱۲) یک تحلیل کمی سه بعدی از حرکات بدنی طی فعالیت قایقرانی (Ergometer rowing) با استفاده از سیستم SMART در ۱۸ قایقران حرفه ای اما با سابقه کمردرد در ۶ ماه گذشته انجام دادند. نتایج نشان داد که در حرکت قایقرانی دامنه حرکتی ستون فقرات لومبار بطور متوسط ۵۹ درجه بوده و بطور کلی این ابزار در مقایسه با ابزارهای سنتی ثبت حرکات، ابزار مناسبی جهت بررسی کینماتیک تنه می باشد (۲۸).

میانگین مدت زمان حفظ تمامی حرکات (فلکشن رو به جلو، فلکشن جانبی، اکستنشن، و پیچش تنه) در افراد غیرکمردردی بیش از افراد کمردردی بدست آمده است. با این وجود، لایرد و همکاران، مدت زمان طولانی تری را برای حرکت فلکشن کمر در گروه کمردردی در مقایسه با غیرکمردردی گزارش نمودند (۲۹). کوتاه تر بودن حرکات تنه در افراد کمردردی در مطالعه حاضر ممکن است ناشی از تلاش آزمودنی جهت انجام هر چه سریع تر وظیفه و یک استراتژی تطبیقی جهت کاهش درد باشد که البته در مطالعات آتی نیاز به بررسی بیشتر از طریق بررسی همزمان فعالیت عضله نیز دارد.

در پژوهش حاضر متغیرهای دموگرافیکی بین دو گروه افراد کمردردی و غیرکمردردی مقایسه گردید. در این راستا، افراد گروه کمردردی بطور معنی داری سابقه کاری کمتر و همچنین قد بلندتری نسبت به گروه

غیرکمردردی داشتند. درحالیکه متغیرهای سن و وزن دارای اختلاف معنی داری بین دو گروه نبودند. در این خصوص در مطالعات، نتایج مختلفی گزارش شده است. در مطالعه اندو و همکاران (۲۰۱۹) ارتباط معنی داری بین قد و LBP گزارش نگردید (۳۰). سمائی و همکاران (۲۰۱۷)، ارتباط معنی داری بین سن، BMI و سابقه کاری و کمردرد در ۲۴۳ پرستار گزارش نمودند؛ بگونه ای که افراد کمردردی دارای سن، سابقه کاری و BMI بیشتری در مقایسه با گروه غیرکمردردی بودند (۳۱). در مطالعه ضیائی و همکاران (۱۳۹۲)، رابطه معناداری میان قد با کمردرد و وزن با کمردرد وجود نداشت (۳۲). درخصوص متغیر قد، بالا بودن میزان کمردرد در این گروه را می توان احتمالا ناشی از بلندتر شدن بازوی اهرمی وزن بار و درنتیجه بالاتر بودن گشتاور نیروی وزن بار و همچنین وزن اندام فوقانی دانست (۳۳-۳۵). بردار گشتاور نیرو برابر است با حاصلضرب نیرو در فاصله عمودی آن از محوری که جسم به دور آن دوران می کند. در افراد بلند قد، طول بازوی اهرمی بلندتر می باشد درنتیجه گشتاور که عامل مهمی در ایجاد کمردرد است نیز مقدار بالاتری خواهد داشت. کمردرد در افراد با سابقه کمتر را نیز می توان ناشی از عدم آگاهی این افراد و بی تجربگی آن ها درخصوص گرفتن پوسچرهای بدنی و روش های انجام کار دانست (۳۶). بطور مشابه، در مطالعه ای که میان بازیکنان فوتبال انجام شد یافته ها نشان داد که فوتبالیست های تازه وارد تجربه درد پشت شدیدتری داشته است (۳۷).

نتیجه گیری

بطور کلی، در مطالعه حاضر ملاحظه گردید که متغیرهای کینماتیکی شامل میزان حرکات تنه شامل خمش رو به جلو، خمش به طرفین، خم شدن رو به عقب، و پیچش برحسب درجه و همچنین مدت زمان (برحسب ثانیه) حفظ این پوسچرها در افراد غیرکمردردی بیشتر از افراد کمردردی می باشد؛ هرچند که ازلحاظ آماری تنها دامنه حرکت خم شدن رو به جلو در افراد غیرکمردردی بطور معنی داری بیشتر از افراد کمردردی بدست آمد. ابزار آنالیز حرکت طراحی شده توانست بخوبی بین افراد گروه کمردردی و غیرکمردردی تمایز قائل شود. با توجه به قابلیت ابزار در بررسی کینماتیک تنه، و همچنین سبک بودن و عدم تداخل دستگاه با وظیفه کارگر می توان از آن به عنوان ابزاری مناسب در مطالعات ارگونومی در حیطه کمردرد یاد کرد. بعلاوه، مقایسه نتایج بدست آمده از این دستگاه با دستگاه شیب سنج مؤید صحت نتایج بدست آمده از این ابزار می باشد.

پیشنهاد می شود که در مطالعات آتی در صورت استفاده از دستگاه های آنالیز حرکتی تعداد افراد بیشتر و هر دو گروه زنان و مردان مورد بررسی قرار گیرند. بعلاوه، می توان در مطالعات آتی داده های بدست آمده از این دستگاه را با سایر دستگاه های آنالیز حرکت مقایسه نمود. همچنین برای کاهش اثر لغزش های ریز دستگاه بر کیفیت داده های خروجی، پیشنهاد می شود که در نمونه های بعدی، طراحی ظاهری دستگاه بگونه ای باشد که حداکثر تناسب بین دستگاه و بدن آزمودنی ایجاد گردد. در پژوهش حاضر از میان متغیرهای آنتروپومتری تنها متغیر قد مورد اندازه گیری قرار گرفت. پیشنهاد می شود در مطالعه دیگری اثر ابعاد مختلف آنتروپومتری بر میزان و زمان حرکات بررسی شود. علاوه بر موارد ذکر شده، در این پژوهش انتخاب افراد کمردردی تنها بر مبنای روش خودگزارش دهی بود و تمامی افراد در یک گروه تحت عنوان گروه کمردردی قرار گرفتند در حالیکه در مطالعات آتی می توان شرکت کنندگان را بر مبنای منشأ کمردرد (ضعف عضلانی، بیرون زدگی دیسک، تنگی کانال نخاعی و غیره) در گروه های مجزایی قرار داد و به نتایج متفاوتی نیز دست یافت.

REFERENCES

1. Alexopoulos EC, Tanagra D, Konstantinou E, Burdorf A. Musculoskeletal disorders in shipyard industry: prevalence, health care use, and absenteeism. BMC musculoskeletal disorders. 2006;7(1):88.
2. Nelson NA, Hughes RE. Quantifying relationships between selected work-related risk factors and back pain: a systematic review of objective biomechanical measures and cost-related health outcomes. International journal of industrial ergonomics. 2009;39(1):202-10.
3. Shin G, D'Souza C. EMG activity of low back extensor muscles during cyclic flexion/extension. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(4):742-9.
4. O'Sullivan PB, Mitchell T, Bulich P, Waller R, Holte J. The relationship beween posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain. Manual therapy. 2006;11(4):264-71.
5. F G, M N, N M. Analysis of Lumbar Spine and Hip Pattern Motion While Stoop Lifting in Subjects with and Without a History of Low Back Pain. J Mazandaran Univ Med Sci. 2007;17 (59):42-50.
6. Liddle SD, Baxter GD, Gracey JH. Exercise and chronic low back pain: what works? Pain. 2004;107(1):176-90.
7. Dean AY, Dean SG. A pilot study investigating the use of the Orthosense Posture Monitor during a real-world moving and handling task. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2006;10(3):220-6.
8. Intolo P, Carman AB, Milosavljevic S, Abbott JH, Baxter GD. The Spineangel®: examining the validity and reliability of a novel clinical device for monitoring trunk motion. Manual therapy. 2010;15(2):160-6.
9. O'Sullivan K, Verschueren S, Pans S, Smets D, Dekelver K, Dankaerts W. Validation of a novel spinal posture monitor: comparison with digital videofluoroscopy. European Spine Journal. 2012;21(12):2633-9.
10. Ziaei M, Ziaei H, Hosseini SY, Gharagozlou F, Keikhamoghaddam AA, Laybidi MI, et al. Assessment and virtual redesign of a manual handling workstation by computer-aided three-dimensional interactive application. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics. 2017;23(2):169-74.
11. Hemming R, Sheeran L, Van Deursen R, Sparkes V. Non-specific chronic low back pain: differences in spinal kinematics in subgroups during functional tasks. European Spine Journal. 2018;27(1):163-70.
12. Haj A, Weisman A, Masharawi Y. Lumbar axial rotation kinematics in men with non-specific chronic low back pain. Clinical Biomechanics. 2019;61:192-8.
13. Ashouri S, Abedi M, Abdollahi M, Manshadi FD, Parnianpour M, Khalaf K. A novel approach to spinal 3-D kinematic assessment using inertial sensors: Towards effective quantitative evaluation of low back pain in clinical settings. Computers in biology and medicine. 2017;89:144-9.
14. Taylor C, editor Task Analysis as a Cornerstone Technique for Human Reliability Analysis. International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics; 2017: Springer.
15. Kee D. An empirical comparison of OWAS, RULA and REBA based on self-reported discomfort. International journal of occupational safety and ergonomics. 2020;26(2):285-95.
16. Ramadhani M, Rukman R, Prayogo D, Ayu D. Assessment Analysis of Ergonomics Work Posture on Wheel Installation With Ovako Work Posture Analysis System (OWAS) Method and Rapid Entire Body Assesment (REBA) Method Preventing Musculoskeleal Disorders AT Perum PPD Jakarta. IOSR Journal Of Humanities And Social Science (IOSR-JHSS). 2018;23(10):01-11.
17. Hildebrandt V, Bongers P, Van Dijk F, Kemper H, Dul J. Dutch Musculoskeletal Questionnaire: description and basic qualities. Ergonomics. 2001;44(12):1038-55.
18. Bos E, Krol B, van der Star L, Groothoff J. Risk factors and musculoskeletal complaints in non-specialized nurses, IC nurses, operation room nurses, and X-ray technologists. International Archives of Occupational and Environmental Health. 2007;80(3):198-206.
19. Marbouti L, Jafari H, NOORIZADEH DS, Behtash H. Pain-related disability measurement: the cultural adaptation and validation of "pain disability index (PDI)" and "pain disability questionnaire (PDQ)" among Iranian low back pain patients. 2011.
20. Yazdi Z, Abbasi M, Shamsi F. Work Limitation and its Related Factors in Patients with Acute and Chronic Low Back Pain Referred to the Rheumatology Clinic of Qazvin Bu-Ali Hospital. Iranian Journal of Ergonomics. 2016;4(1):13-9.
21. Hamberg-van Reenen HH, Ariëns GA, Blatter BM, Van Der Beek AJ, Twisk JW, Van Mechelen W, et al. Is an

imbalance between physical capacity and exposure to work-related physical factors associated with low-back, neck or shoulder pain? Scandinavian journal of work, environment & health. 2006:190-7.

22. Harkness E, MacFarlane GJ, Nahit E, Silman A, McBeth J. Risk factors for new-onset low back pain amongst cohorts of newly employed workers. Rheumatology. 2003;42(8):959-68.
23. Jansen J, Morgenstern H, Burdorf A. Dose-response relations between occupational exposures to physical and psychosocial factors and the risk of low back pain. Occupational and environmental medicine. 2004;61(12):972-9.
24. Isa NSM, Deros BM, Sahani M, Ismail AR. Physical activity and low back pain among automotive industry workers in selangor. Malaysian Journal of Public Health Medicine. 2014;14(2):34-44.
25. Sheeran L, Sparkes V, Al-Amri M. Utility of portable inertial measurment unit (IMU) sensor system for spinal movement assessment in people with and without low back pain. 2019.
26. Szeto G, Wong K, Law K, Lee E. A study of spinal kinematics in community nurses performing nursing tasks. International Journal of Industrial Ergonomics. 2013;43(3):203-9.
27. Baumgartner W, Grob D, Kramers-de Quervain I, Stüssi E. Position of Instantaneous Axis of Rotation during Standardized Movements. 2001:1-3.
28. Sforza C, Casiraghi E, Lovecchio N, Galante D, Ferrario VF. A three-dimensional study of body motion during ergometer rowing. 2012.
29. Laird RA, Keating JL, Ussing K, Li P, Kent P. Does movement matter in people with back pain? Investigating 'atypical'lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain using wireless movement sensors. BMC musculoskeletal disorders. 2019;20(1):28.
30. Endo T, Abe T, Akai K, Kijima T, Takeda M, Yamasaki M, et al. Height loss but not body composition is related to low back pain in community-dwelling elderlies: Shimane CoHRE study. BMC musculoskeletal disorders. 2019;20(1):207.
31. Samaei SE, Mostafaee M, Jafarpoor H, Hosseinabadi MB. Effects of patient-handling and individual factors on the prevalence of low back pain among nursing personnel. Work. 2017;56(4):551-61.
32. Ziaei M, Izadpanah S, Sharafi K, BARZEGAR SA, IZADI LM. Prevalence and Risk Factors of Musculoskeletal Disorders in Inside and Outside-City Taxi Drivers, Andisheh City, 2011. 2014.
33. Venning PJ, Walter SD, Stitt LW. Personal and job-related factors as determinants of incidence of back injuries among nursing personnel. Journal of Occupational and Environmental Medicine. 1987;29(10):820-5.
34. Ryden LA, Molgaard CA, Bobbitt S, Conway J. Occupational low-back injury in a hospital employee population: an epidemiologic analysis of multiple risk factors of a high-risk occupational group. Spine. 1989;14(3):315-20.
35. Ngo BP, Yazdani A, Carlan N, Wells R. Lifting height as the dominant risk factor for low-back pain and loading during manual materials handling: A scoping review. IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors. 2017;5(3-4):158-71.
36. Owen BD, Frazier Damron C. Personal characteristics and back injury among hospital nursing personnel. Research in nursing & health. 1984;7(4):305-13.
37. Hoskins W, Pollard H, Daff C, Odell A, Garbutt P, McHardy A, et al. Low back pain status in elite and semi-elite Australian football codes: a cross-sectional survey of football (soccer), Australian rules, rugby league, rugby union and non-athletic controls. BMC Musculoskeletal Disorders. 2009;10(1):38.