Journal of Health and Safety at Work 2021; 11(4): 594-613

ORIGINAL RESEARCH PAPER

Ergonomic Evaluation of Relationship between Electromyographic Activity in Selected Trunk Muscles and Back Discomfort While Working with a Laptop in a Sitting Position

Mohammad Yadegaripour [1, 2, *], Malihe Hadadnezhad[1], Ali Abbasi[1], Fereshteh Eftekhari [3]

[1] Department of Sports Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
[2] Farhangian University, Allameh Tabatabai Campus, Khorramabad, Iran
[3] School of Education and Psychology, Department of Sport Sciences, Shiraz University, Iran

Received: 2019-11-04 Accepted: 2021-01-13

ABSTRACT

Introduction: Low back pain is one of the most common musculoskeletal disorders leading to disability around the world. Several studies have suggested that prolonged computer/ laptop work contributes to the development of low back pain and discomfort. The results of the studies conducted on the association of back discomfort and muscle activity are contradictory. Thus, the present study aims to evaluate the relationship between the activity level and relative rest time of the trunk muscles with back discomfort while working with a laptop in a sitting position.

Material and Methods: First, 20 young healthy males performed laptop work including mouse work and typing in conventional and ergonomic setups. In the ergonomic setup, the screen height and keyboard placement were specifically adjusted for each individual. In addition, the electromyographic activity of the lumbar erector spinae, right and left multifidus and transversus abdominis, rectus abdominis, external oblique muscles, and the posture of the lumbar spine were recorded in the first and last two minutes of an 8-min task. After the end of each task, the participants scored their back discomfort.

Results: The results showed a positive correlation (r=0.57 and p=0.009) between back discomfort and the EMG amplitude of the lumbar erector spinae muscle. In addition, back discomfort was negatively correlated to the relative rest time of the multifidus muscle (r=0.50 and p=0.023), and a positive correlation was reported with the relative rest time of the transversus and rectus abdominis (r=0.47, p=0.039, and r=0.45, p=0.049, respectively).

Conclusion: The relative rest time of the trunk muscles may be a better index than that of the EMG amplitude to highlight the risk factors for back discomfort. However, a causative link between muscle activity and discomfort cannot be implied from this study. The current results do not undermine the role of other factors associated with the increased level of discomfort during sitting.

Keywords: *Sitting, Electromyography, Discomfort, Computer*

1. INTRODUCTION

Sitting is one of the most common postures during daily activities, office, industrial jobs, and activities which require working with electronic devices such as computers and laptops. Computer and laptop users who are often categorized as individuals with sedentary work posture often report musculoskeletal disorders/ complaints in various parts of their body. Discomfort and pain in the low back are the most important musculoskeletal problems associated with using electronic devices such as computers and laptops, the result of which was confirmed to be associated with prolonged sitting. Low back pain leading to long-term disability is a worldwide problem. Therefore, identifying the mechanism and causes of low back discomfort while sitting is highly important.

In the literature, muscle fatigue, increased

* Corresponding Author Email: *Myli1364@yahoo.com*

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.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

lumbar intradiscal pressure, poor core stability, and long-lasting stretching of passive lumbar structures have been considered as the mechanisms involved in causing low back discomfort and pain during sitting. However, there is still no general agreement about the details of such mechanisms. Also, the results of the studies conducted on the association of back discomfort and muscle activity levels are contradictory.

It is worth noting that the level of muscle activity (EMG amplitude) in a sitting position is low while working with a computer or laptop, and the back muscles work at a level close to the resting level. Some studies suggested that the commonly used indices of muscle activity (i.e. EMG amplitude) may not reflect the resting state of the muscles at the low level of activity, and some indices such as relative rest time are more representative. Therefore, this study aimed to evaluate the relationship between the activity level and relative rest time of the trunk muscles with back discomfort while working with a laptop in a sitting position.

2. MATERIAL AND METHODS

In this study, 20 young healthy male university students (age: 27.05 ± 3.5 years, height: 176.9 ± 5.5 cm, weight: 71 ± 11.8 kg, BMI: 22.4 ± 3.0) were selected based on voluntary sampling. The participants sat on a chair without a backrest and armrest to reduce the physical contact to the measuring sensors hooked up to the participants. They performed mouse work and typing tasks with a laptop in the conventional and ergonomic workstation setups. In the conventional setup, the laptop was placed on a desk whose height was adjusted to be 5 cm above the elbow level. Regarding ergonomic setup, a height adjustable riser (Cooling Pad, 638 (A), China) was placed underneath the laptop on the desk for adjusting its screen height, and the top edge of the laptop screen was adjusted at participants' eye levels. Further, an external keyboard (XP -product, XP-8004, China) was used in the ergonomic setup for typing (Figs. 1. A & B). The duration of performing each task (mouse work and typing) in each setup was eight minutes. There

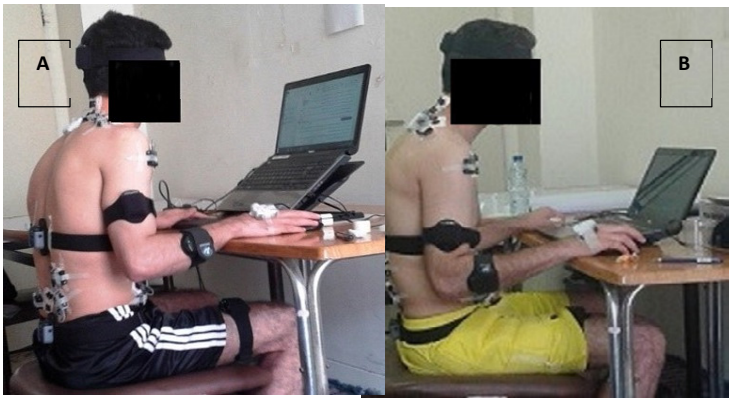


Fig. 1. The participants working with laptop in the ergonomic (A) and conventional (B) setups

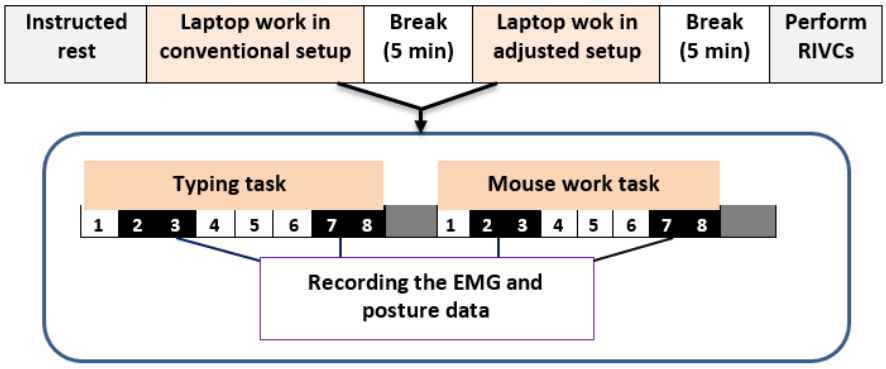


Fig. 2. The experimental procedures and data recording periods. The EMG and posture data were recorded (black color) for 120 s at the beginning (2-3 minutes) and ending each task (7-8 minutes). The participants rated discomfort after completing each task (grey color). Further, the EMG data were recorded during instructed rest (Before working with laptop for 10 seconds) and sub-maximal reference isometric voluntary contractions (RIVC)

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

was a 1-2 minute break between the two tasks for scoring discomfort and saving EMG and posture data to a computer (Fig. 2). Therefore, working with a laptop in each setup lasted approximately 20 minutes.

Electromyographic (EMG) activity of the lumbar erector spinae (LES), right and left multifidus (MF) and transversus abdominis (TrAb), rectus abdominis (RAb), external oblique (EO) muscles, and the posture of the lumbar spine were recorded in the first and last two minutes of the 8-min task. Furthermore, the EMG data were recorded during instructed rest (before working with laptop work for 10 seconds), and sub-maximal reference isometric voluntary contractions (RIVC) were used for calculating the relative rest time (RRT) and normalize the root mean square (RMS) of each muscle, respectively. The EMG and postural data were recorded by a wireless surface EMG Noraxon DTS system and Noraxon's 3D myoMOTION analysis system (Noraxon Inc., USA), respectively. After ending each task, the participants scored their back discomfort on a 0-10 scale using an adopted body map and discomfort scale.

After digitally filtering the EMG signals and removing the cardiac signal, RMS was computed across 500-ms non-overlapping epochs on EMG signals from each muscle, and subsequently normalized using the corresponding RIVC values. Finally, the normalized RMS values were averaged across the epochs. RRT was computed across 10-s non-overlapping epochs and averaged across the epochs. The mean lumbar flexion angles were calculated to assess the postural configuration during the tasks. The details of the procedure for performing tasks, EMG, and angular displacement measuring were described in the study of Yadegaripour et al.

Moreover, the EMG amplitude and RRT, posture, and back discomfort during each of the mouse work and typing tasks were averaged to obtain the mean of these variables while working with the laptop in each setup. The mean of these variables in each task and setup was used for examining the correlation between the variables. Pearson and Spearman correlation tests were used with normal and non-normal distributions, respectively.

2. RESULTS AND DISCUSSION

As shown in Tables 1 and 2, a positive relationship is observed between the EMG amplitude of LES muscle and back discomfort while working with a laptop in the sitting position, while it has a negative relationship with the left TrAb. In addition, back discomfort was negatively related to the RRT of the LES and MF muscles and positively related to the RRT in the TrAb and Ab muscles. It

Table 1. The results of the Pearson /Spearman tests performed to analyze the correlation of the back discomfort with the EMG amplitude of trunk muscles while working with laptop in the conventional and ergonomic setup

		Conventional setup	Ergonomic setup	Mouse work-Conventional setup	Typing-Conventional setup	Mouse work-Ergonomic setup	Typing-Ergonomic setup
LES [1]	r	0.028	0.323	-0.189	0.056	0.286	0.571
	p	0.905	0.165	0.424	0.816	0.222	0.009
MF-R [2]	r	0.197	-0.235	0.105	0.040	0.171	0.052
	p	0.405	0.319	0.659	0.867	0.470	0.828
MF-L [3]	r	0.057	-0.081	-0.095	0.084	-0.099	-0.166
	p	0.810	0.733	0.690	0.726	0.679	0.485
TrAb-R [4]	r	0.002	0.110	-0.230	0.065	0.014	0.121
	p	0.993	0.644	0.330	0.784	0.953	0.613
TrAb –L [5]	r	-0.267	-0.055	-0.381	-0.155	-0.279	0.107
	p	0.255	0.817	0.098	0.515	0.234	0.654
RAb [6]	r	-0.272	-0.040	-0.325	-0.259	-0.163	0.164
	p	0.246	0.867	0.162	0.270	0.492	0.491
EO [7]	r	0.059	0.250	-0.139	-0.002	-0.171	0.359
	p	0.805	0.289	0.560	0.993	0.472	0.121
Lumbar flexion	r	-0.250	-0.229	-0.019	-0.136	0.093	-0.180
	p	0.287	0.331	0.938	0.567	0.706	0.448

p[1] Lumbar erector spinae, [2] Right multifidus, [3] Left multifidus, [4] Right transversus abdominis, [5] Left transversus abdominis, [6] Rectus abdominis, [7] External oblique

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

Table 2. The results of the Pearson /Spearman tests performed to analyze the correlation of the back discomfort with the relative rest time (RRT) of trunk muscles while working with laptop in the conventional and ergonomic setup

		Conventional setup	Ergonomic setup	Mouse work-Conventional setup	Typing-Conventional setup	Mouse work-Ergonomic setup	Typing-Ergonomic setup
LES [1]	r	-0.401	-0.305	-0.236	-0.436	-0.318	-0.356
	p	0.080	0.190	0.317	0.055	0.172	0.123
MF-R [2]	r	-0.505	-0.193	-0.281	-0.415	-0.153	0.070
	p	0.023	0.414	0.231	0.069	0.519	0.770
MF-L [3]	r	-0.327	-0.421	-0.179	-0.114	-0.332	-0.170
	p	0.159	0.065	0.451	0.633	0.152	0.473
TrAb-R [4]	r	0.250	0.312	0.107	0.143	0.275	0.427
	p	0.288	0.180	0.654	0.548	0.240	0.060
TrAb –L [5]	r	0.260	0.466	0.474	0.094	0.547	0.421
	p	0.269	0.039	0.035	0.695	0.013	0.064
RAb [6]	r	0.445	0.043	0.268	0.352	0.271	0.103
	p	0.049	0.856	0.253	0.128	0.247	0.667
EO [7]	r	0.200	0.110	0.142	0.266	0.196	-0.093
	p	0.397	0.646	0.551	0.258	0.408	0.695

[1] Lumbar erector spinae, [2] Right multifidus, [3] Left multifidus, [4] Right transversus abdominis, [5] Left transversus abdominis, [6] Rectus abdominis, [7] External oblique

seems that more EMG amplitude (less RRT) of the lumbar muscles and less EMG amplitude (more RRT) of the abdominal muscles are associated with increased back discomfort.

As already mentioned in the literature, there is a positive relationship between EMG amplitude and back discomfort while sitting, and increased trunk muscle activity is associated with back discomfort. In some studies, lumbar muscle activity was higher in people with chronic low back pain or in those developing pain compared to those without any pain. Some researchers hypothesize that defects in neuromuscular control leading to higher muscle activity in the patients with chronic low back pain may be considered as a mechanism for maintaining passive spinal structures, and a protective strategy used by the participants with low back pain. Although the participants in this study were healthy individuals with no pain, their neuromuscular control during sitting is one of the possible reasons for the positive relationship between the EMG amplitude and back discomfort and negative relationship between RRT of the lumbar muscles and back discomfort. However, some studies failed to indicate a relationship between discomfort while sitting and trunk muscle activity, or no association was found with discomfort in spite of increasing the activity. Dankaerts et al. (2009) indicated that decreased and increased trunk muscle activations may cause back pain. Therefore, reduced and increased muscle activations may be appropriate in different situations. Thus, other reasons may be related to back discomfort while sitting in addition to the pattern of muscle activity.

Some studies reported that long-lasting lumbar flexion combined with low activation of the trunk muscles and sustained static posture while sitting can play a significant role in the mechanism of back discomfort and pain. In the present study, no positive relationship was observed between lumbar flexion and back discomfort. However, lumbar flexion was high during sitting with respect to the reference stand. Further, adopting a slumped posture during sitting is suggested based on the results of this study, which is consistent with those of the previous studies. Depending on the association of lumbar muscle activity with lumbar posture, some participants may sit with slumped posture or alter their posture intermittently to transfer load from muscle to passive tissues temporarily. In this way, they may reduce back discomfort in a short time, and accordingly no relationship may be reported between lumbar muscle activities or lumbar flexion and back discomfort in a short term. However, as shown in the study of Mörl and Bradl (2013), prolonged sitting can cause back discomfort in both slumped and straight posture, and muscle activity may increase over time in each case. Further, the sustained lumbar flexion during slumped sitting posture can cause discomfort. Thus, discomfort may increase during slumped sitting since it can cause creep and increase tension in muscles and

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

tendons, intradiscal pressure and stretch ligaments, and posterior passive spinal structures.

4. CONCLUSIONS

Back discomfort during laptop work in a sitting position may be related to the activity pattern of trunk muscles. However, the mechanism of back discomfort while sitting is multifactorial, and the role of a factor in causing back discomfort/pain may be more than other factors based on an individual's condition and sitting posture. Thus, the role of muscle activity, lumbar posture, type of task, and duration of sitting, as well as factors such as defect in neuromuscular control and even the presence of underlying factors, should be considered at the same time. Further, the opposite results of the previous studies may be related to the above-mention factors.

Finally, the relative rest time of the trunk muscles may be a better index than that of the EMG amplitude to highlight the risk factors for back discomfort. More studies can be conducted for confirming the results.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

فصلنامه بهداشت و ایمنی کار جلد ۱۱/ شماره ۴/ زمستان ۱۴۰۰ صفحات ۵۹۴-۶۱۳

ارزیابی ارگونومیک رابطه بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب تنه و ناراحتی کمر در وضعیت نشسته ی کار با لپ تاپ

محمد یادگاری پور [۲،۱*]، ملیحه حدادنژاد[۱]، علی عباسی[۱]، فرشته افتخاری[۳]

[۱] گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
[۲] دانشگاه فرهنگیان- پردیس علامه طباطبایی خرم آباد، خرم آباد، ایران
[۳] گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۸/۱۳، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۲۴

چکیده

مقدمه: کمردرد یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی عضلانی منجر به ناتوانی در سراسر جهان است. در مطالعات مختلفی ارتباط ناراحتی و درد کمر با نشستن طولانی مدت نشان داده شده است. مطالعات مختلفی به بررسی مکانیزم های ایجاد ناراحتی و درد کمر در حین نشستن پرداخته‌اند، اما تا کنون توافق کلی بر یک مکانیزم به دست نیامده است. در مورد ارتباط ناراحتی کمر و فعالیت عضلات نیز نتایج تقریباً متناقض است. بنابراین هدف از این مطالعه ارزیابی ارگونومیک ارتباط ناراحتی کمر با فعالیت عضلات تنه در وضعیت نشسته کار با لپ‌تاپ بود.

روش کار: بیست دانشجوی مرد، کار با لپ‌تاپ (دو تکلیف جداگانه کار با موس و تایپ کردن) را در وضعیت نشسته پشت میز یک‌بار در تنظیمات عادی و یک‌بار در تنظیمات ارگونومیک انجام دادند. در تنظیمات ارگونومیک، ارتفاع مانیتور و محل قرار دادن کیبورد برای هر فرد تنظیم شد. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین کمری، مولتیفیدوس راست و چپ، ترنسورس آبدومینیس راست و چپ، مایل خارجی و رکتوس آبدومینیس به همراه پوسچر کمر در ۲ دقیقه ابتدا و انتهای انجام هر تکلیف ثبت شد. بعد از پایان هر تکلیف، شرکت‌کنندگان میزان ناراحتی کمر خود را با توجه به مقیاس سنجش ناراحتی اعلام کردند.

یافته ها: ناراحتی کمر ارتباط مثبتی با سطح فعالیت عضله ارکتور اسپاین کمری ($r=۰/۵۷$ و $p=۰/۰۰۹$) داشت. همچنین ناراحتی کمر ارتباطی منفی با زمان استراحت نسبی عضله مولتفیدوس ($r=۰/۵۰$ و $p=۰/۰۲۳$) و ارتباطی مثبت با زمان استراحت نسبی عضلات ترنسورس آبدومینیس ($r=۰/۴۷$ و $p=۰/۰۳۹$) و رکتوس آبدومینیس ($r=۰/۴۵$ و $p=۰/۰۴۹$) داشت.

نتیجه گیری: به نظر می‌رسد سطح فعالیت و زمان استراحت نسبی عضلات تنه مرتبط با ایجاد ناراحتی کمر باشند و بین این دو شاخص، احتمالا زمان استراحت نسبی عضلات، شاخص مناسب تری برای نشان دادن عوامل خطر مربوط به ناراحتی کمر باشد. البته نقش سایر عواملی که ممکن است مرتبط با ناراحتی کمر حین نشستن باشند در این مطالعه بررسی نشده است و لازم است همزمان با بررسی فعالیت عضلات، مورد توجه قرار داده شوند.

کلمات کلیدی: *کمردرد، الکترومیوگرافی، کامپیوتر، نشستن*

* پست الکترونیکی نویسنده مسئول مکاتبه: *Myli1364@yahoo.com*

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

مقدمه

نشستن یکی از رایج‌ترین پوسچرهای بدنی در طول فعالیت‌های روزمره است. تقریباً سه چهارم از همه کارمندان در کشورهای صنعتی دارای مشاغلی هستند که مستلزم کار در وضعیت نشسته هستند (۱, ۲). بسیاری از مشاغل نیازمند استفاده از کامپیوتر هستند و این غالباً منجر به اعمال وضعیت نشسته در حین کار می شود (۳). بخش عمده‌ای از جمعیت جامعه نیز از جمله دانشجویان زمان زیادی از روز را در وضعیت نشسته و به‌ویژه در استفاده از وسایل الکترونیکی از جمله کامپیوتر، لپ‌تاپ و تبلت به سر می برند. در پژوهشی که اخیراً در بین دانشجویان در هنگ‌کنگ انجام شده است نشان داده شد که بیش از نیمی از دانشجویانی که از لپ‌تاپ استفاده می‌کردند هر روز و به طور میانگین ۴/۲ ساعت در روز را از لپ‌تاپ استفاده می‌کردند. در ارتباط با پوسچر مورد استفاده در حین استفاده از وسایل الکترونیکی، حدود ۶۷/۵ درصد از دانشجویان از وضعیت نشسته استفاده کرده بودند (۴). استفاده از کامپیوتر و لپ‌تاپ که بیشتر در وضعیت نشسته انجام می شود، با اختلالات اسکلتی عضلانی بخش های مختلف بدن از جمله ناراحتی و درد کمر، گردن، شانه، مچ و حتی خشکی و خستگی چشم مرتبط است (۴-۱۱). در مقایسه با ناراحتی بخش‌های مختلف بدن، ناراحتی و درد کمر از مهم‌ترین مشکلات مرتبط با استفاده از وسایل الکترونیکی مانند کامپیوتر و لپ تاپ است که ارتباط آن با نشستن طولانی مدت نیز تأیید شده است (۵, ۱۲-۱۴). ناراحتی و درد کمر یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی عضلانی منجر به ناتوانی در سراسر جهان است (۱, ۱۵-۱۸) و علاوه بر ایجاد نقص در سلامت افراد و تأثیر منفی بر عملکرد و کیفیت زندگی، هزینه‌های درمانی زیادی را به فرد و جامعه تحمیل می‌کند (۱۹). بنابراین بررسی و پژوهش جهت شناسایی مکانیزم و دلایل ایجاد ناراحتی کمر در حین نشستن و در نتیجه ارائه مداخلات مناسب برای پیشگیری از ناراحتی و درد کمر از اهمیت بالایی برخوردار است.

در ادبیات پیشینه، از خستگی عضلانی، افزایش فشار درون دیسکی (اینترادیسکال) در ناحیه کمری ستون فقرات، افزایش اعمال بار عضلانی استاتیک، ضعف ثبات مرکزی و کشش مداوم ساختارهای غیر فعال کمری به عنوان مکانیزم های درگیر در ایجاد ناراحتی و درد کمر در طول نشستن نام برده شده است (۲۰-۲۸) با این وجود هنوز توافق کلی روی یک مکانیزم خاص برای ایجاد کمردرد مرتبط با نشستن حاصل نشده است. در مورد ارتباط ناراحتی کمر با سطح فعالیت عضلات نیز تناقض وجود دارد. در برخی مطالعات افزایش فعالیت عضلات تنه حین نشستن با ناراحتی کمر مرتبط بوده است (۲۰, ۲۹, ۳۰). اما در برخی مطالعات نیز ارتباط ناراحتی حین نشستن با فعالیت عضلات تنه نشان داده نشده است و یا اینکه هر چند فعالیت افزایش یافته است اما مرتبط با ناراحتی نبوده است (۲۶, ۳۱, ۳۲). به عنوان نمونه در مطالعه Antle (۲۰۱۳) شرکت کنندگانی که فعالیت بیشتر عضله مایل خارجی را در ابتدا داشتند در انتهای پروتکل ناراحتی کمتری گزارش کردند. اما در مطالعه Sheahan و همکاران (۲۰۱۶)، ۸ نفر از کل شرکت کنندگان (۲۰ نفر)، افزایش ناراحتی را در طول یک ساعت نشستن بدون وقفه نشان دادند که به عنوان گروه توسعه دهنده درد در نظر گرفته شدند. با این وجود فعالیت عضلات، فرکانس میانگین و شاخص هم انقباضی عضلات هیچ‌گونه تغییرات یا تفاوت معنی‌داری را با عامل گروه (بدون درد و توسعه دهنده درد) یا زمان نشان ندادند (۳۱).

یک نکته قابل توجه نیز این است که، سطح فعالیت عضلات حین کار با کامپیوتر یا لپ تاپ در وضعیت نشسته پایین است و عضلات کمر با سطحی نزدیک به سطح استراحت فعالیت می کنند. بنابراین استفاده از زمان استراحت نسبی عضلات کمر ممکن است وضعیت فعالیت عضلات را حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته نسبت به شاخص های رایج مورد استفاده برای نشان دادن سطح فعالیت عضلات (مانند EMG amplitude) بهتر نشان دهد و برای بررسی ارتباط ناراحتی کمر با فعالیت عضلات کمر مناسب باشد. از این رو در این پژوهش، برای ارزیابی ارتباط فعالیت عضلات و ناراحتی کمر حین کار با لپ تاپ

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

در وضعیت نشسته، علاوه بر سطح فعالیت، زمان استراحت نسبی عضلات تنه نیز بررسی شد.

با توجه به مطالعات قبلی و موارد ذکر شده مشخص می شود که تا کنون مکانیزم قطعی ایجاد ناراحتی کمر در حین نشستن از جمله حین کار با لپ تاپ مشخص نشده است و به تحقیقات بیشتری در این زمینه نیاز است. بنابراین هدف از انجام این پژوهش ارزیابی ارگونومیک ارتباط سطح فعالیت الکترومیوگرافی و زمان استراحت نسبی عضلات تنه با ناراحتی کمر حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته بود.

روش کار

شرکت کنندگان

۲۰نفر از دانشجویان تحصیلات تکمیلی مرد مشغول به تحصیل دانشگاه خوارزمی به طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. از پرسشنامه آمادگی فعالیت بدنی[1] (۳۳) و پرسشنامه اصلاح شده استاندارد درد[2] (۳۴) برای بررسی وضعیت سلامت آزمودنی ها استفاده شد. داشتن سابقه مشکلات عصبی، مشکلات اسکلتی عضلانی، سابقه گردن درد یا کمردردی قابل توجه (در ۶ ماه گذشته) که منجر به بیشتر از ۳ روز دوری از کار یا تحصیل شده باشد، داشتن کمردرد یا گردن درد یا درد ران در زمان اجرای پژوهش به عنوان معیار های خروج از تحقیق در نظر گرفته شدند. اهداف، فرآیند و دیگر شرایط پژوهش برای شرکت کنندگان توضیح داده شد و آنها بعد از مطالعه و امضاء فرم رضایت نامه آگاهانه وارد پژوهش شدند. تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و مقطعی است که طرح تحقیق آن از نوع رابطه سنجی می باشد. لازم به ذکر است که طرح و پروتکل این تحقیق توسط کمیته پژوهش دانشگاه خوارزمی تایید شده است.

پروتکل تحقیق

با حضور هر شرکت کننده، ابتدا چگونگی پروتکل و آزمون‌ها برای او شرح داده شد و با تکالیف مربوط به کار با لپ‌تاپ (که در ادامه شرح داده می شود) آشنا شد. سپس مراحل آماده‌سازی پوست (تراشیدن موهای زائد، تمیز کردن پوست با الکل) و نصب الکترودهایEMG انجام شد. بعد از نصب الکترودهای عضلات شکم (قبل از نصب الکترودهای مربوط به عضلات کمر و سنسورهای ارزیابی پوسچر کمر)، سیگنال‌های EMG در حین ۷ ثانیه انقباض زیر بیشینه ایزومتریک ارادی (RIVC)[3] برای این عضلات، ثبت شد[4]. سپس الکترودهای مربوط به عضلات کمر نصب شد، و به دنبال آن سنسورهای دستگاه آنالیز حرکت برای ارزیابی پوسچر و کمک به تجزیه و تحلیل دادها نصب شدند. بعد از نصب سنسورها، تجهیزات مورد استفاده جهت انجام تکالیف تنظیم شدند. فایل های pdf و word مورد نیاز برای انجام کار با لپ‌تاپ (کار با موس و تایپ کردن) روی صفحه نمایش لپ‌تاپ برای شرکت کنندگان آماده شد. ارتفاع صندلی برای هر فرد تنظیم شد، به گونه‌ای که کف پاها روی زمین قرار گرفته و زاویه زانو و ران ۹۰ درجه باشد.

شرکت کننده روی یک صندلی بدون تکیه‌گاه (برای جلوگیری از فشار بر سنسورها و کاهش نویز) می‌نشست و کار با لپ‌تاپ را در دو تنظیمات مختلف به نام تنظیمات عادی[5] و تنظیمات ارگونومیک (استفاده از یک بالابرنده با قابلیت تنظیم ارتفاع به همراه کیبورد مجزا)[6] انجام می‌داد. لپ‌تاپ روی یک میز که ارتفاع آن ۵ سانتی‌متر بالای سطح آرنج فرد با توجه به ملزومات انجام تکالیف ظریف و سبک تنظیم شده بود قرار داشت (۳۵). در تنظیمات عادی لپ‌تاپ طوری روی میز قرار گرفته بود که فاصله صفحه کلید (کلید خط فاصله یا spacebar) تقریباً ۱۰ سانتی‌متر از لبه میز فاصله داشت. در تنظیمات

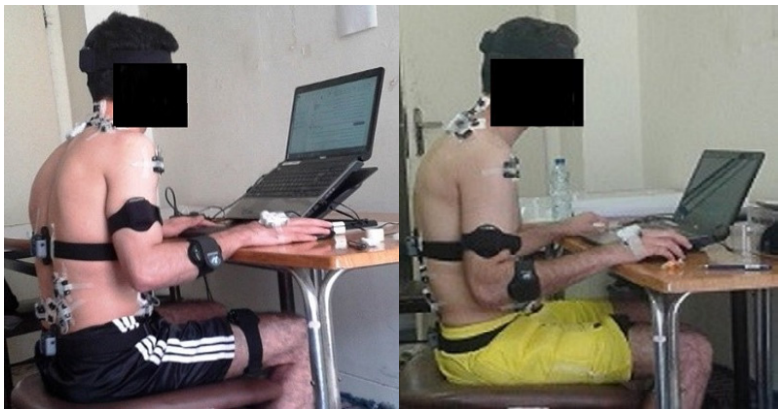
1. Physical activity readiness questionnaire (PAR-Q)
2. Modified Standardized Nordic Questionnaires

3. Sub-maximal reference isometric voluntary contractions (RIVC)

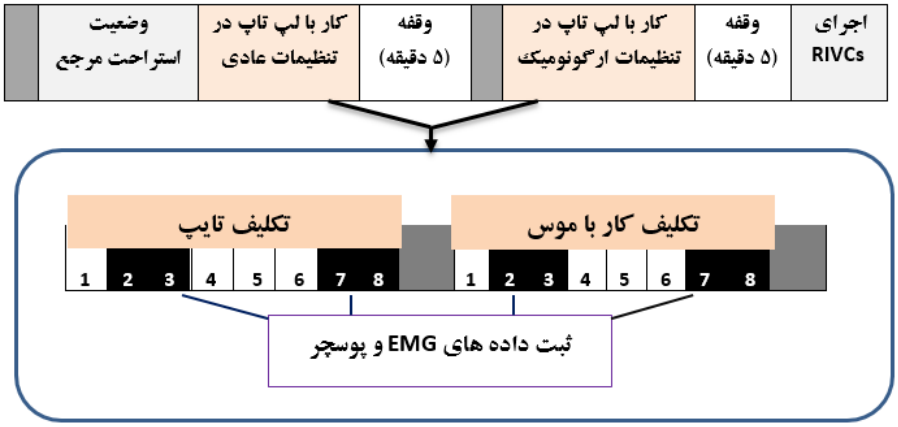
۴. البته انقباضات مربوط عضلات کمر بعد از پایان کار با لپ تاپ انجام شد. در حین آزمون بیرینگ سورنسون که برای ثبت انقباض زیر بیشینه ایزومتریک ارادی عضلات کمر اجرا شد، احتمال تعریق، لق شدن الکترودها و در کل تحت تاثیر قرار دادن EMG حین کار با لپ تاپ وجود داشت، بنابراین این آزمون بعد از اتمام کار با لپ تاپ اجرا شد.

5. Conventional setup
6. A commercially available high adjustable riser with external keyboard

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]



شکل ۱. شرکت کننده در حین کار با لپ‌تاپ در تنظیمات عادی (سمت راست) و ارگونومیک (سمت چپ)



شکل ۲. فرآیند اجرای آزمایش و ثبت داده‌ها. داده های الکترومیوگرافی و پوسچر (رنگ مشکی) به مدت ۲ دقیقه در ابتدا (دقایق ۲ و ۳) و انتهای (دقایق ۷ و ۸) هر تکلیف ثبت شد. شرکت کنندگان در ابتدای هر تنظیمات و انتهای هر تکلیف (رنگ خاکستری) میزان ناراحتی خود را گزارش کردند. به علاوه داده‌های EMG در حین وضعیت استراحت مرجع و همچنین حین انقباضات ارادی زیر بیشینه ایزومتریک مرجع (RIVC) به ترتیب برای محاسبه زمان استراحت مرجع (RRT) و نرمال کردن RMS هر عضله، ثبت شد.

ارگونومیک، ارتفاع صفحه نمایش لپ‌تاپ و محل قرار دادن کیبورد به طور اختصاصی برای هر فرد تنظیم شد. یک بالابرنده که ارتفاع آن قابل تنظیم بود روی میز در زیر لپ‌تاپ قرار داده شد و ارتفاع آن متناسب با قد فرد تنظیم شد به طوری که لبه بالایی صفحه نمایش لپ‌تاپ در راستای چشم‌های فرد باشد. یک کیبورد مجزا نیز با فاصله ۱۰ سانتی‌متر از لبه میز (مشابه فاصله مربوط به تنظیمات عادی) قرار داده می‌شد و فرد از آن برای تایپ کردن استفاده می‌کرد (شکل ۱).

قبل از شروع کار با لپ‌تاپ، آزمودنی روی صندلی به حالت راحت نشسته و دست‌ها را روی ران قرار می‌داد و با نگاه رو به جلو این وضعیت را به مدت ۱۰ ثانیه حفظ می‌کرد. فعالیت عضلات در این وضعیت که با نام "وضعیت مرجع نشستن" در این متن به کار می‌رود ثبت شد. فعالیت هر عضله در حین وضعیت نشستن مرجع، برای محاسبه زمان استراحت نسبی عضلات مورد استفاده قرار گرفت (۳۶).

کار با لپ‌تاپ در هر تنظیمات (تنظیمات عادی و ارگونومیک) شامل دو تکلیف مجزای تایپ و کار با موس بود که هر کدام ۸ دقیقه طول می‌کشید و بین آن‌ها هم ۱ تا ۲ دقیقه زمان برای ارزیابی و ثبت ناراحتی بدنی صرف می‌شد (شکل ۲). با توجه به اینکه ارزیابی ناراحتی و

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

ذخیره داده های EMG و پوسچر در پایان هر تکلیف، حدود ۱ تا ۲ دقیقه طول می کشید، به طور کلی کار با لپ تاپ در هر تنظیمات تقریبا ۲۰ دقیقه طول می کشید. لازم به ذکر است که در حین ذخیره داده ها، آزمودنی ها همان تکلیف را که در حال انجام آن بودند را ادامه می دادند. مدت زمان نشستن حین کار با لپ تاپ و زمانبندی مورد نظر بر اساس مطالعات قبلی انتخاب شد (۲۷, ۳۷).

در تکلیف تایپ کردن، آزمودنی باید متنی را که در مورد ناراحتی بدنی و پوسچر نشستن (۴, ۳۸, ۳۹) بود و در قسمت بالایی صفحه نمایش به صورت فایل pdf از قبل قرار داده شده بود، با سرعت عادی و همیشگی خود تایپ می‌کرد. از آزمودنی درخواست شد که در حین تایپ برای تصحیح کلمه نوشته شده برنگردد و به تایپ ادامه دهد تا وقت به پایان برسد و همچنین از آن‌ها درخواست شد که فقط از صفحه کلید استفاده نمایند و از موس استفاده نکنند. برای تکلیف کار با موس نیز آزمودنی، با استفاده از موس بخش مشخصی از متنی را که به صورت فایل ورد در روی صفحه مانیتور وجود داشت کپی کرده و در جدولی که از قبل برای این کار آماده شده بود پیست می‌کرد. سپس بر طبق مواردی که در جدول از فرد خواسته شده بود تغییرات مورد نظر را روی متن انجام می‌داد. این تغییرات شامل تغییر سایز متن، تغییر فونت، ضخیم کردن متن، تغییر رنگ و ... بود که آزمودنی موظف بود که فقط با استفاده از موس آن‌ها را اعمال کند. ترتیب انجام تکالیف کار با موس و تایپ کردن در هر تنظیمات و همچنین ترتیب استفاده از تنظیمات به صورت تصادفی و با توجه به تعداد آزمودنی‌ها متعادل شد. حدود ۵ دقیقه وقفه بین دو تنظیمات وجود داشت. بعد از پایان یافتن کار با لپ‌تاپ و ۵ دقیقه استراحت، سیگنال‌های EMG در حین ۷ ثانیه از انقباض زیر بیشینه ایزومتریک ارادی برای عضلات کمر، ثبت شد.

ثبت داده ها

فعالیت الکترومیوگرافی (EMG)[7] سطحی عضلات مولتیفیدوس راست و چپ، ارکتور اسپاینای کمری، ترنسورس آبدومینس راست و چپ، مایل خارجی و رکتوس آبدومینس و همچنین جابه جایی زاویه ای (پوسچر) ستون فقرات کمری در دو دقیقه ابتدایی و انتهایی هر تکلیف بدون اطلاع شرکت کننده ثبت شد. ثبت فعالیت و پوسچر ابتدایی برای رسیدن آزمودنی به سازگاری با تکلیف، بعد از گذشت یک دقیقه از انجام تکلیف انجام شد. شرکت کننده میزان ناراحتی کمر خود را با استفاده از یک مقیاس سنجش ناراحتی، قبل از شروع کار با لپ تاپ و همچنین بلافاصله بعد از اتمام هر تکلیف، در یک مقیاس ۰ تا ۱۰ اعلام می‌کرد و توسط محقق ثبت می‌شد (۳۸, ۴۰). تصویر مقیاس سنجش ناراحتی، به صورت یک خط کش ۱۰ امتیازی روی صفحه نمایش لپ تاپ قرار داشت و شرکت کننده هنگام اعلام میزان ناراحتی به آن نگاه کرده و میزان ناراحتی خود را تعیین می‌کرد. در این مقیاس، عدد ۰ نشانه عدم وجود ناراحتی و عدد ۱۰ نشانه ناراحتی غیر قابل تحمل است.

تست های RIVC، برای نرمال سازی فعالیت عضلات انجام شد. برای عضلات ارکتور اسپاینای کمر و مولتیفیدوس آزمودنی وضعیت تست بیرینگ سورنسون را به مدت ۷ ثانیه حفظ می کرد. در تست بیرینگ سورنسون آزمودنی روی تخت به شکم طوری قرار می گیرد که ایلیاک کرست در لبه تخت قرار گیرد و تنه از تخت آویزان باشد. سپس آزمودنی زاویه ۱۸۰ درجه تنه با تخت را بواسطه اکستنشن ایزومتریک تنه حفظ می کند (۴۰). برای عضلات شکمی، از تست بالا آوردن هر دو پا در وضعیت خمیده بودن زانوها استفاده شد. در این تست، آزمودنی به پشت دراز کشیده و کف پاها را روی زمین قرار می دهد (crook lying)، به طوری که ران در ۴۵ درجه فلکشن و زانوها در ۹۰ درجه فلکشن قرار داشته باشند (۴۱). در این وضعیت آزمودنی پاهای خود را یک سانتی متر از زمین بالا آورده و به مدت ۷ ثانیه حفظ می کند.

جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی از عضلات ذکر شده، از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله Noraxon (ساخت شرکت Noraxon کشور ایالات متحده آمریکا)[8]

7. Surface electromyography

8. Wireless surface EMG Noraxon DTS system (Noraxon Inc., USA)

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

و الکترودهای سطحی یکبار مصرف Ag/AgCl (مدل F-RG۱، ساخت شرکت Skintact اتریش) استفاده شد. الکترودها به موازات فیبرهای عضلانی با فاصله ۲ سانتی متر از هم نصب شدند. الکترودها به سنسورهای EMG بی سیم (DTS EMG sensors، ساخت شرکتNoraxon ایالات متحده آمریکا) توسط سیم های رابط[9] وصل می شدند (CMRR > ۱۰۰ dB, Gain: ۵۰۰). سیگنال های EMG از طریق سنسورها به یک تبدیل کننده ۱۶- bit آنالوگ به دیجیتال (Noraxon DTS receiver) منتقل می شدند و با نرخ نمونه برداری ۱۵۰۰ هرتز، در یک کامپیوتر با استفاده از نرم افزار MR۳ (Version ۳.۱۰.۰ Noraxon) ذخیره می شدند. برای همه آزمودنی ها، نصب الکترودها توسط یک نفر انجام شد. جایگاه الکترودها با توجه به دستورالعمل ارائه شده در مطالعات قبلی و SENIAM مشخص و نصب شد. برای عضله ارکتور اسپاینای کمری (لانجیسیموس)[10]، الکترودها با فاصله ۴ سانتی متر لترال نسبت به L۱ و به طور عمودی نصب شد (۴۲, ۴۳). برای مولتیفیدوس، الکترود روی و در راستای خطی از خار خاصره ای خلفی فوقانی به فضای بین L۱ و L۲، در سطح زائده شوکی L۵ (حدود ۲ تا ۳ سانتی متر از خط وسط) نصب شد (۴۲). الکترودهای مربوط به ترنسورسس آبدومینیس، ۱سانتی متر مدیال نسبت به ASIS (۲۷) و برای راست شکمی ۳ سانتی متر لترال و ۳ سانتی متر بالاتر از ناف نصب شدند (۴۴). برای عضله مایل خارجی شکم، الکترودها وسط خط بین خارخاصره قدامی فوقانی و قفسه سینه نصب شدند (۴۵).

جابه جایی زاویه ای مربوط به ستون فقرات کمری توسط یک دستگاه آنالیز حرکت Noraxon (ساخت شرکت Noraxon کشور ایالات متحده آمریکا)[11] ثبت شد. این دستگاه دارای یک مجموعه ۱ تا ۱۶سنسوری است که با استفاده از تکنولوژی Inertial Sensor کار می کند (MyoMotion Clinical، ساخت شرکت Noraxon کشور ایالات متحده آمریکا). هر سنسور اطلاعاتی را که مشخص کننده ی جهت یابی فضایی آن سنسور هستند را به دستگاه می فرستد و نرم افزار Noraxon's MR۳ به طور اتوماتیک آن اطلاعات را با استفاده از یک مدل بدنی[12] که از سنسورهای نصب شده فراهم می شود به جابه جایی زاویه تبدیل می کند. در این مطالعه جابه جایی زاویه ای کمر با استفاده از سنسورهایی که روی مهره T۱۲ و ناحیه استخوانی ساکروم نصب شده بودند به دست آمد. جزئیات بیشتر مربوط به اندازه گیری جابه جایی زاویه ای در راهنمای دستگاه و همچنین پژوهش Xie و همکاران (۲۰۱۸) توضیح داده شده است (۴۶, ۴۷). قبل از شروع انجام کار با لپ تاپ، برای به دست آوردن وضعیت خنثی سنسورها، هر آزمودنی در وضعیت ایستاده مستقیم و با نگاه به جلو قرار می گرفت و پوسچر او در این وضعیت ثبت می شد.

آنالیز داده ها و روش های آماری

داده های EMG، با فیلتر میان گذر باتروورث مرتبه ۴ با فرکانس قطع ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. برای حذف سیگنال های ضربان قلب از سیگنال های EMG، از فیلتر باتروورث بالاگذر ۳۰ هرتز استفاده شد (۴۸). ۱۰ ثانیه ابتدا و انتهای داده های مربوط به تکالیف کار با موس و تایپ و ۲ ثانیه ابتدا و انتهای تست های RIVC حذف شد و در محاسبات وارد نشد. میانگین RMS حین ۳ ثانیه از تست های مرجع مربوط به هر کدام از عضلات، با پنجره های ۲۵۰ میلی ثانیه ای و حرکت در دوره های ۱۵۰میلی ثانیه ای[13] به عنوان فعالیت مرجع (RVE)[14] برای نرمال سازی داده های EMG محاسبه شد (۴۹).

RMS در عرض پنجره های ۵۰۰ میلی ثانیه ای غیر همپوشانی از سیگنال های EMG هر عضله محاسبه شد و با استفاده از فعالیت مرجع مربوط به هر عضله نرمال شد. سپس میانگین RMS نرمال شده در عرض پنجره ها، برای فعالیت حین تکالیف محاسبه شد (۴۹). همچنین میانگین زوایای فلکشن/ اکستنشن کمر نیز در

9. EMG pinch lead wires
10. Erector Spinae (longissimus)
11. Noraxon's 3D myoMOTION analysis system

12. Rigid body model
13. Over 250-ms epochs moving in steps of 150 ms.
14. Reference voluntary electrical activity (RVE)

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

جدول ۱. مشخصات عمومی شرکت کنندگان (میانگین و انحراف استاندارد)

سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI	میزان استفاده از لپ تاپ یا کامپیوتر در شبانه روز (ساعت)
۳/۵ ±۲۷	۱۷۶/۴±۹/۵	۱۱/۸ ±۹/۷۰	۳ ±۴/۲۲	۵/۳±۶/۱

حین تکالیف محاسبه شد. زمان استراحت نسبی عضلات (RRT) نیز در عرض پنجره‌های غیر همپوشانی ۱۰ ثانیه‌ای محاسبه شد. RRT، یک مقدار عددی بین ۰ تا ۱۰۰ درصد است که بیانگر درصد زمانی است که عضله (با فعالیتی زیر آستانه تنظیم شده) در طول کل دوره زمانی مورد ارزیابی، در حال استراحت می‌باشد. این روش، RMS را در پنجره‌های زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه‌ای محاسبه می‌کند و زمانی نسبی را که RMS به مدت حداقل ۲۵۰ میلی‌ثانیه زیر آستانه استراحت می‌افتد برآورد می‌کند (۳۶, ۵۰). آستانه استراحت بر اساس سیگنال‌های ثبت شده در طول وضعیت نشستن مرجع به دست آمد. آستانه استراحت محاسبه شده، با افزایش یا کاهش‌های مرحله به مرحله ۵ درصدی، طوری تعدیل شد که RRT در آن دوره استراحت حداقل برابر با ۹۹ درصد بود (این میزان RRT، نشانگر استراحت عضله می باشد). برای محاسبه استراحت نسبی کلی، میانگین مقادیر همه پنجره‌های غیر همپوشانی محاسبه شد (۴۹). همچنین میانگین زوایای فلکشن/اکستنشن کمر حین تکالیف محاسبه شد.

از میزان مقادیر مربوط به EMG، پوسچر و ناراحتی کمر حین هر دو تکلیف کار با موس و تایپ کردن، برای به دست آوردن میانگین هر کدام از این متغیرها در حین کار با لپ‌تاپ در هر تنظیمات، میانگین گرفته شد. میانگین این متغیرها در هر تکلیف و همچنین در هر تنظیمات، برای بررسی همبستگی مورد استفاده قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل اطلاعات با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد. در همه آزمون ها، P<۰/۰۵ به عنوان معنی داری در نظر گرفته شد. قبل از اجرای آزمون های همبستگی، پیش فرض‌های مورد نیاز آزمون های پارامتریک از جمله نرمال بودن داده‌ها بررسی شد. برای داده های با توزیع نرمال از آزمون همبستگی پیرسون و برای داده های با توزیع غیر نرمال از آزمون اسپیرمن استفاده شد.

یافته ها

مشخصات عمومی شرکت کنندگان و نتایج آزمون پیرسون/ اسپیرمن برای ارزیابی ارتباط ناراحتی کمر با سطح فعالیت و زمان استراحت نسبی عضلات تنه در جداول ۱، ۲ و ۳ ارائه شده است.

نتایج نشان می‌دهد که حین تایپ کردن در تنظیمات ارگونومیک ناراحتی کمر همبستگی مثبت و معنی‌داری با فعالیت عضله ارکتور اسپاین کمری داشته است (r=۰/۵۷۱ و p=۰/۰۰۹). اما عضله ترنسورس آبدومینیس چپ همبستگی منفی و متمایل به معنی‌دار بودن[۱۵] با ناراحتی کمر (r=-۰/۳۸۱ و p=۰/۰۹۸) حین کار با موس در تنظیمات عادی داشته است (جدول ۲).

استراحت نسبی عضله ارکتور اسپاین کمری (r=-۰/۴۳۶ و p=۰/۰۵۵) و مولتیفیدوس راست (r=-۰/۴۱۵ و p=۰/۰۶۹) ارتباط منفی و متمایل به معنی‌دار بودن با ناراحتی حین تایپ کردن در تنظیمات عادی داشته‌اند. استراحت نسبی عضله ترنسورس آبدومینیس راست (r=۰/۴۲۷ و p=۰/۰۶۰) و چپ (r=۰/۴۲۱ و p=۰/۰۶۴) ارتباط مثبت و متمایل به معنی‌دار بودن با ناراحتی حین تایپ کردن در تنظیمات ارگونومیک داشته اند. به علاوه استراحت نسبی عضله ترنسورس آبدومینیس چپ ارتباط مثبت و معنی‌داری با ناراحتی حین کار با موس در تنظیمات عادی (r=۰/۵۴۷ و p=۰/۰۱۳) و ارگونومیک (r=۰/۴۷۴ و p=۰/۰۳۵) داشته است. برای میانگین تکالیف حین تنظیمات عادی، استراحت عضلانی

۱۵. P بین ۰/۰۵ و ۰/۱۰ به عنوان تمایل به معنی داری در نظر گرفته شد.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

جدول ۲. نتایج آزمون همبستگی (پیرسون/ اسپیرمن) برای ارزیابی ارتباط بین سطح فعالیت نرمال شده (NRMS) عضلات تنه و ناراحتی کمر حین تکالیف و تنظیمات.

		تایپ- تنظیمات ارگونومیک	کار با موس- تنظیمات ارگونومیک	تایپ- تنظیمات عادی	کار با موس- تنظیمات عادی	تنظیمات ارگونومیک	تنظیمات عادی
LES	r	۰/۵۷۱	۰/۲۸۶	۰/۰۵۶	-۰/۱۸۹	۰/۳۲۳	۰/۰۲۸
	p	۰/۰۰۹	۰/۲۲۲	۰/۸۱۶	۰/۴۲۴	۰/۱۶۵	۰/۹۰۵
MU-R	r	۰/۰۵۲	۰/۱۷۱	۰/۰۴۰	۰/۱۰۵	-۰/۲۳۵	۰/۱۹۷
	p	۰/۸۲۸	۰/۴۷۰	۰/۸۶۷	۰/۶۵۹	۰/۳۱۹	۰/۴۰۵
MU-L	r	-۰/۱۶۶	-۰/۰۹۹	۰/۰۸۴	-۰/۰۹۵	-۰/۰۸۱	۰/۰۵۷
	p	۰/۴۸۵	۰/۶۷۹	۰/۷۲۶	۰/۶۹۰	۰/۷۳۳	۰/۸۱۰
TrAb-R	r	۰/۱۲۱	۰/۰۱۴	۰/۰۶۵	-۰/۲۳۰	۰/۱۱۰	۰/۰۰۲
	p	۰/۶۱۳	۰/۹۵۳	۰/۷۸۴	۰/۳۳۰	۰/۶۴۴	۰/۹۹۳
TrAb -L	r	۰/۱۰۷	-۰/۲۷۹	-۰/۱۵۵	-۰/۳۸۱	-۰/۰۵۵	-۰/۲۶۷
	p	۰/۶۵۴	۰/۲۳۴	۰/۵۱۵	۰/۰۹۸	۰/۸۱۷	۰/۲۵۵
RAb	r	۰/۱۶۴	-۰/۱۶۳	-۰/۲۵۹	-۰/۳۲۵	-۰/۰۴۰	-۰/۲۷۲
	p	۰/۴۹۱	۰/۴۹۲	۰/۲۷۰	۰/۱۶۲	۰/۸۶۷	۰/۲۴۶
EO	r	۰/۳۵۹	-۰/۱۷۱	-۰/۰۰۲	-۰/۱۳۹	۰/۲۵۰	۰/۰۵۹
	p	۰/۱۲۱	۰/۴۷۲	۰/۹۹۳	۰/۵۶۰	۰/۲۸۹	۰/۸۰۵
فلکشن کمر	r	-۰/۱۸۰	۰/۰۹۳	-۰/۱۳۶	-۰/۰۱۹	-۰/۲۲۹	-۰/۲۵۰
	p	۰/۴۴۸	۰/۷۰۶	۰/۵۶۷	۰/۹۳۸	۰/۳۳۱	۰/۲۸۷

- LES: ارکتور اسپاین کمری، MU-R و MU-L: مولتیفیدوس راست و چپ، TrAb-R و TrAb-L :ترنسورس آبدومینیس راست و چپ، RAb: رکتوس آبدومینیس، EO: مایل خارجی

جدول ۳. نتایج آزمون همبستگی (اسپیرمن/ پیرسون) برای ارزیابی ارتباط بین زمان استراحت نسبی (RRT) عضلات تنه و ناراحتی کمر حین تکالیف و تنظیمات.

		تایپ- تنظیمات ارگونومیک	کار با موس- تنظیمات ارگونومیک	تایپ- تنظیمات عادی	کار با موس- تنظیمات عادی	تنظیمات ارگونومیک	تنظیمات عادی
LES	r	-۰/۳۵۶	-۰/۳۱۸	-۰/۴۳۶	-۰/۲۳۶	-۰/۳۰۵	-۰/۴۰۱
	p	۰/۱۲۳	۰/۱۷۲	۰/۰۵۵	۰/۳۱۷	۰/۱۹۰	۰/۰۸۰
MU-R	r	۰/۰۷۰	-۰/۱۵۳	-۰/۴۱۵	-۰/۲۸۱	-۰/۱۹۳	-۰/۵۰۵
	p	۰/۷۷۰	۰/۵۱۹	۰/۰۶۹	۰/۲۳۱	۰/۴۱۴	۰/۰۲۳
MU-L	r	-۰/۱۷۰	-۰/۳۳۲	-۰/۱۱۴	-۰/۱۷۹	-۰/۴۲۱	-۰/۳۲۷
	p	۰/۴۷۳	۰/۱۵۲	۰/۶۳۳	۰/۴۵۱	۰/۰۶۵	۰/۱۵۹
TrAb-R	r	۰/۴۲۷	۰/۲۷۵	۰/۱۴۳	۰/۱۰۷	۰/۳۱۲	۰/۲۵۰
	p	۰/۰۶۰	۰/۲۴۰	۰/۵۴۸	۰/۶۵۴	۰/۱۸۰	۰/۲۸۸
TrAb - L	r	۰/۴۲۱	۰/۵۴۷	۰/۰۹۴	۰/۴۷۴	۰/۴۶۶	۰/۲۶۰
	p	۰/۰۶۴	۰/۰۱۳	۰/۶۹۵	۰/۰۳۵	۰/۰۳۹	۰/۲۶۹
RAb	r	۰/۱۰۳	۰/۲۷۱	۰/۳۵۲	۰/۲۶۸	۰/۰۴۳	۰/۴۴۵
	p	۰/۶۶۷	۰/۲۴۷	۰/۱۲۸	۰/۲۵۳	۰/۸۵۶	۰/۰۴۹
EO	r	-۰/۰۹۳	۰/۱۹۶	۰/۲۶۶	۰/۱۴۲	۰/۱۱۰	۰/۲۰۰
	p	۰/۶۹۵	۰/۴۰۸	۰/۲۵۸	۰/۵۵۱	۰/۶۴۶	۰/۳۹۷

- LES: ارکتور اسپاین کمری، MU-R و MU-L: مولتیفیدوس راست و چپ، TrAb-R و TrAb-L :ترنسورس آبدومینیس راست و چپ، RAb : رکتوس آبدومینیس، EO: مایل خارجی

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

ارکتوراسپاین کمری ارتباط منفی و متمایل به معنی داری (r=-۰/۴۰۱ و p=۰/۰۸۰)، مولتیفیدوس راست ارتباط منفی و معنی داری (r=-۰/۵۰۵ و p=۰/۰۲۳) و راست شکمی ارتباط مثبت و معنی داری (r=۰/۴۴۵ و p=۰/۰۴۹) با ناراحتی کمر داشته‌اند. برای میانگین تکالیف حین تنظیمات ارگونومیک نیز، استراحت عضلانی مولتیفیدوس چپ ارتباط منفی و متمایل به معنی داری (r=-۰/۴۲۱ و p=۰/۰۶۵) و ترنسورس آبدومینیس چپ ارتباط مثبت و معنی داری (r=۰/۴۶۶ و p=۰/۰۳۹) با ناراحتی کمر داشته اند (جدول ۳).

بحث

به طور کلی ناراحتی کمر حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته ارتباط مثبتی با سطح فعالیت (**NRMS**) عضله ارکتور اسپاین کمری و ارتباطی منفی با ترنسورس آبدومینیس چپ داشته است. همچنین ناراحتی کمر حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته ارتباطی منفی با زمان استراحت نسبی عضلات ارکتور اسپاین کمری و مولتیفیدوس و ارتباطی مثبت با استراحت نسبی عضلات ترنسورس و رکتوس آبدومینیس داشته است. به نظر می‌رسد هرچه که عضلات کمر میزان فعالیت بیشتر (زمان استراحت نسبی کمتر) و عضلات شکمی میزان فعالیت کمتری (زمان استراحت نسبی بیشتر) داشته‌اند ناراحتی کمر بیشتر بوده است.

در ادبیات پیشینه، ارتباط سطح فعالیت عضلات با ناراحتی کمر حین نشستن در برخی مطالعات تأیید شده است و افزایش فعالیت عضلات تنه با ناراحتی کمر مرتبط بوده است (۲۰, ۲۹, ۳۰). اما با این وجود در برخی از مطالعات نیز ارتباط ناراحتی حین نشستن با فعالیت عضلات تنه نشان داده نشده است و یا اینکه هر چند فعالیت افزایش یافته است اما مرتبط با ناراحتی نبوده است (۲۶, ۳۱, ۳۲).

نتایج مطالعه حاضر (ارتباط مثبت فعالیت عضلات کمر و ارتباط منفی عضلات شکم با ناراحتی) تقریباً مشابه نتایج مطالعه Antle (۲۰۱۳) و Fedorowich و همکاران (۲۰۱۵) است. در مطالعه آنتل نیز شرکت کنندگانی که فعالیت بیشتر عضله مایل خارجی را در ابتدا داشتند در انتهای پروتکل ناراحتی کمتری گزارش کردند. در مطالعه Fedorowich و همکاران (۲۰۱۵) نیز در طول زمان (۹۰ دقیقه) فعالیت عضله اکستنسور کمر در حین تایپ کردن در وضعیت نشسته افزایش یافت و مایل خارجی به طور غیر معنی‌داری کاهش یافت (۲۹). البته در این مطالعات پوسچر کمر گزاش نشده است و نقش آن در این نتایج برسی نشده است. در مطالعه Waongenngarm و همکاران (۲۰۱۵) نیز نشان داده شد که نشستن در وضعیت خمیده[16] مرتبط با خستگی عضله ترنسورس آبدومینیس/ مایل داخلی بود و این خستگی خیلی زود (تقریباً ۲۰ دقیقه بعد از نشستن) اتفاق افتاد. با توجه به نتایج، این محققین بیان کردند که خستگی عضله ترنسورس آبدومینیس/مایل داخلی ممکن است روی ثبات ستون فقرات تأثیر منفی داشته باشد و منجر به ایجاد کمردرد در کارمندان اداری شود (۲۷). در تعدادی از مطالعات نیز فعالیت عضلات کمر در افراد مبتلا به کمردرد مزمن و یا افراد توسعه دهنده درد (افرادی که در حین نشستن امتیاز درد آن‌ها افزایش می‌یابد) نسبت به افراد بدون درد بیشتر بوده است. برخی محققان فرض کرده‌اند که نقص در کنترل عصبی عضلانی، که منجر به فعالیت بالاتر عضلانی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن می شود، ممکن است مکانیزمی برای مبادرت به حفظ عناصر غیر فعال ستون فقرات (۵۱) و یا یک استراتژی محافظتی باشد که توسط شرکت کنندگان مبتلا به کمردرد به کار گرفته می شود (۵۲). بنابراین یکی از دلایل ارتباط مثبت سطح فعالیت (و ارتباط منفی استراحت نسبی) عضلات کمر با ناراحتی کمر حین نشستن، ممکن است نقص در کنترل عصبی عضلانی باشد (۵۲). البته این نکته را باید در نظر داشت که، شرکت کنندگان پژوهش حاضر، افراد سالم بدون درد بوده اند. برخلاف مطالعاتی که ارتباط فعالیت عضلات با ناراحتی و درد کمر را نشان داده اند، همان‌طور که

16. Slumped sitting

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

قبلاً اشاره شد، در برخی مطالعات ارتباط ناراحتی حین نشستن با فعالیت عضلات تنه نشان داده نشده است. به علاوه در برخی مطالعات نیز هر چند فعالیت افزایش یافته است اما مرتبط با ناراحتی نبوده است (۲۶, ۳۱, ۳۲). در پژوهش Jia و همکاران (۲۰۱۸) خستگی (کاهش فرکانس میانه) عضلات مولتیفیدوس و راست شکمی سمت راست، مایل خارجی سمت چپ و ارکتور اسپاین کمری و توراسیک و مایل داخلی راست و چپ به دنبال ۴۰ دقیقه کار با لپ‌تاپ در وضعیت نشسته خمیده بدون حمایت[17] اتفاق افتاد اما این خستگی با میزان ناراحتی گزارش شده همبستگی معنی‌داری نشان نداد (در این مطالعه متغییرهای آبجکتیو مانند فرکانس میانه و فلکشن کمر با متغییرهای سابجکتیو همبستگی معنی‌داری نشان ندادند). همچنین در این تحقیق زاویه فلکشن کمر در انتهای نشستن نسبت به ابتدای نشستن در حین کار با لپ‌تاپ افزایش زیادی داشت (۳۲). Dankaerts و همکاران (۲۰۰۹) بیان کرده اند که درد کمر هم با کاهش و هم افزایش فعالیت عضلات تنه مرتبط است (۵۳). بنابراین ممکن است موقعیت‌هایی وجود داشته باشد که در آن کاهش و افزایش فعالیت عضلات مطلوب است (۵۴). بنابراین به نظر می‌رسد که غیر از الگوی فعالیت عضلات، دلایل دیگری نیز مرتبط با ناراحتی کمر حین نشستن هستند.

برخی از محققان بر این فرض هستند که فلکشن مداوم کمر توأم با فعالیت پایین عضلات تنه در حین نشستن می‌تواند در مکانیزم ایجاد ناراحتی و درد کمر نقش داشته باشد (۲۲, ۲۵). Mork و Westgaard (۲۰۰۹) در یک مطالعه میدانی پوسچر و فعالیت عضلات کمر را در حین کار کامپیوتری بررسی کردند. شرکت کنندگان در وضعیت نشسته در حین کار، پوسچر خمیده کمر را داشتند و فعالیت عضلات بسیار پایین بود و با پوسچر کمر مرتبط بود. در این مطالعه شرکت کنندگانی که افزایش درد کمر را در حین روز کاری گزارش کرده بودند، با توجه به مدت نشستن، پوسچر نشستن و فعالیت عضلات کمر از شرکت کنندگانی که درد را گزارش نکرده بودند متمایز نشدند. از این رو، این محققین اعلام کردند که کشش مداوم ساختارهای کمری در ترکیب با فعالیت ناچیز عضلات ممکن است درد کمر را در کارمندانی که در وضعیت نشسته قرار می‌گیرند بدتر کند. به علاوه نشان داده شده است که پوسچر نشسته مداوم استاتیک باعث ناراحتی کمر و دیگر بخش‌های بدن مانند گردن و شانه شده است (۲۹, ۳۲). در مطالعه حاضر همبستگی مثبت بین فلکشن کمر و ناراحتی کمر وجود نداشته است اما به طور کلی در حین نشستن (نسبت به ایستادن مرجع) فلکشن کمر زیاد بوده است و در راستای مطالعات قبلی حاکی از اتخاذ پوسچر خمیده (یا کایفوتیک) در طول نشستن است (۲۵, ۲۶). در مطالعه حاضر زمان نشستن در حین کار با لپ تاپ در هر تنظیمات طولانی نبوده است و از این رو ممکن است علت عدم ارتباط فلکشن کمر با ناراحتی به همین دلیل باشد. با توجه به وابستگی فعالیت عضلات کمر به پوسچر کمر (۲۶)، هرچه میزان فلکشن کمر (چرخش خلفی لگن) بیشتر باشد نقش عضلات کمر برای حفظ پوسچر کمتر و فعالیت آنها نیز کمتر می شود (۲۶, ۲۷, ۵۴). از این رو برخی از شرکت کنندگان ممکن است برای انتقال موقتی بار از عضلات به بافت‌های غیر فعال با وضعیت خمیده بنشینند و یا اینکه به طور متناوب پوسچر را تغییر دهند. بنابراین از این طریق ممکن است در کوتاه مدت باعث کاهش ناراحتی شوند و به این دلیل ممکن است ارتباط فعالیت یا فلکشن کمر با ناراحتی در کوتاه مدت نشان داده نشود. اما همانطور که در مطالعه Mörl و Bradl (۲۰۱۳) نشان داده شد، به نظر می‌رسد در نشستن طولانی مدت هم پوسچر خمیده و هم مستقیم می‌توانند باعث افزایش ناراحتی شوند (۲۶)، که در دو هر صورت ممکن است با گذشت زمان فعالیت عضلات نیز افزایش یابد و یا در نشستن خمیده، فلکشن مداوم منجر به ایجاد ناراحتی شود. زیرا فلکشن مداوم تنه زاویه فلکشن- ریلکسیشن[18]

17 . Unsupported seated task in a kyphosed sitting posture

۱۸. این زاویه اغلب به عنوان نشانه دفرمیشن کریپ در ساختار ستون فقرات هنگامی که در معرض فلکشن قرار می‌گیرد استفاده می شود.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

را افزایش می‌دهد (۳۲, ۵۵-۵۷) و هم پدیده کریپ[19] و هم خستگی در کمر می‌توانند با فلکشن استاتیک کمر ایجاد شوند (۳۲, ۵۵, ۵۸, ۵۹). همچنین در پوسچر خمیده، عضلات ممکن است به طور غیر فعالی کشیده شوند و بنابراین تنش عضلات برای مقابله با افزایش بازوی گشتاور فلکسور افزایش یابد (۶۰). کشش عضلات و تاندون‌ها و همچنین ایجاد تنش عضلانی ممکن است در ایجاد حس ناراحتی کمر از طریق تحریک گیرنده‌های مکانیکی واقع در عضلات و تاندون‌ها سهیم باشد (۶۱). در مطالعه کیسرلینگ و همکاران (۲۰۰۵) مشخص شد که هم در افراد بدون درد و هم مبتلایان به کمردرد مزمن یا عود کننده[20] هر چه قدر فلکشن تنه (در حالت ایستاده) افزایش یابد، عملکرد کاهش و ناراحتی ایجاد شده در کمر افزایش می‌یابد. همچنین میزان امتیاز درد مربوط به مبتلایان به درد کمر و هم افراد بدون کمردرد در حین فلکشن متناوب[21] کمتر از فلکشن مداوم[22] تنه بود (۶۱). به علاوه نشان داده شده است که حفظ پوسچر خمیده مداوم در حین نشستن می‌تواند منجر به افزایش فشار درون دیسکی (۲۱)، کشش لیگامنت ها و ساختارهای غیر فعال خلفی ستون فقرات شود (۵۵, ۵۶). همه این عوامل ممکن است در افزایش ناراحتی مشاهده شده در حین نشستن خمیده نقش داشته باشند. بنابراین در کل به نظر می‌رسد که سطح فعالیت عضلات را نباید به تنهایی معیار بررسی ناراحتی کمر قرار داد، بلکه باید همزمان نقش سایر عوامل به‌ویژه پوسچر کمر و همچنین عواملی مانند نقص در کنترل عضلانی و وجود عوامل زمینه‌ای را نیز مورد توجه قرار داد. در کنار این عوامل نیز باید در نظر داشت که گزارش ناراحتی یک عامل شخصی و ذهنی است و ممکن است تحت تأثیر نظر شخصی شرکت کنندگان در تحقیق قرار بگیرد. از این رو به نظر می‌رسد که مکانیزم ایجاد کمردرد چند عاملی باشد و با توجه به شرایط شخص و پوسچر نشستن وی ممکن است نقش یک عامل در ایجاد ناراحتی و درد کمر بیشتر باشد.

یکی از نکات قابل توجه در مورد ارتباط نشستن با کمردرد این است که هر چند بعد از چند ساعت کار اداری در وضعیت نشسته در واقع کمردرد ایجاد نمی‌شود، اما با توجه به اینکه زمان زیادی از زندگی روزمره افراد در وضعیت غیرفعال نشسته (نشستن پشت میز، نشستن حین رانندگی، نشستن روی مبل و تماشای تلویزیون و ...) سپری می شود، کار اداری غیر فعال، نشستن در وضعیت خمیده و نداشتن اوقات فراغت فعال در طی چندین سال ممکن است منجر به آتروفی و ضعف عضلات شود (۲۶) و در نتیجه توانایی عضلات برای حفظ ثبات ستون فقرات را کاهش و احتمال ابتلا به کمردرد را افزایش دهد (۶۲, ۶۳). به علاوه تغییر در ویژگی‌های مکانیکی عضلات و ساختارهای غیر فعال به علت بار مداوم، می‌تواند کل ستون فقرات را از وضعیت مناسب خارج کرده و منجر به اختلال عملکرد شود که در این شرایط افزایش دژنراسیون و ایجاد کمردرد دور از انتظار نیست (۵۶, ۶۴, ۶۵).

نتیجه گیری

به نظر می رسد که ناراحتی حین نشستن با الگوی فعالیت عضلات تنه مرتبط باشد. البته با توجه به نتایج این مطالعه و نتایج مطالعات قبلی به نظر می رسد که مکانیزم ایجاد ناراحتی حین نشستن چند عاملی باشد. بنابراین فعالیت عضلات را نباید به عنوان تنها معیار درگیر در ایجاد ناراحتی کمر مورد بررسی قرار داد، بلکه علاوه بر فعالیت عضلات، باید همزمان نقش سایر عوامل به‌ویژه مدت زمان نشستن، نوع تکالیف و پوسچر کمر حین نشستن، نقص در کنترل عصبی عضلانی و حتی وجود عوامل زمینه‌ای را نیز مورد توجه قرار داد. همچنین به نظر می رسد که برای بررسی ارتباط فعالیت عضلات با ناراحتی کمر حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته، میزان استراحت نسبی عضلات نسبت به سطح فعالیت آن ها شاخص بهتری بوده است چرا که ارتباط بین ناراحتی و میزان استراحت نسبی نسبت به سطح فعالیت عضلات بهتر مشخص شده است.

در مطالعه حاضر، تغییر فعالیت عضلات در طول زمان

19. Creep
20. Chronic or recurrent low back pain
21. Cyclical flexion
22. Sustained flexion

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

بررسی نشد و زمان نشستن نیز چندان طولانی تعیین نشد. بررسی تغییر فعالیت در طی زمان و طولانی تر بودن زمان نشستن ممکن است اطلاعات بیشتری در مورد ارتباط ناراحتی کمر با سطح فعالیت و استراحت نسبی عضلات تنه حین کار با لپ تاپ در وضعیت نشسته فراهم کند. بنابراین پیشنهاد می‌شود که مطالعات دیگری در این زمینه با تعیین زمان طولانی‌تر نشستن و همراه با بررسی تغییر فعالیت عضلات تنه در طول زمان انجام شود.

تقدیر و تشکر

از تمامی شرکت کنندگان در این پژوهش و همچنین تمام کسانی که ما را در فرآیند اجرای این پژوهش کمک کردند، کمال تشکر و تقدیر را داریم.

REFERENCES

1. Roffey D, Wai E, Bishop P, Kwon B, Dagenais S. Causal assessment of occupational sitting and low back pain: results of a systematic review. The Spine Journal. 2010;10(3):252-61.
2. Ryan C, Dall P, Granat M, Grant P. Sitting patterns at work: objective measurement of adherence to current recommendations. Ergonomics. 2011; 54(6):531-8.
3. Smith M, Conway F, Karsh B. Occupational stress in human computer interaction. Industrial health. 1999;37(2):157-73.
4. Woo E, White P, Lai C. Musculoskeletal impact of the use of various types of electronic devices on university students in Hong Kong: An evaluation by means of self-reported questionnaire. Manual therapy. 2016;26:47-53.
5. Drury C, Hsiao Y, Joseph C, Joshi S, Lapp J, Pennathur P. Posture and performance: sitting vs. standing for security screening. Ergonomics. 2008;51(3):290-307.
6. Shokri S, Ghalenoei M, Taban E, Ahmadi O, Kouhnavard B. Evaluation of Prevalence of Musculoskeletal Disorders among Students Using Portable Computer in Faculty of Health, Qazvin University of Medical Sciences. Journal of Health Research in Community. 2015;1(3):9-15. [Persian]
7. Van Nieuwenhuyse A, Fatkhutdinova L, Verbeke G, Pirenne D, Johannik K, Somville P-R, et al. Risk factors for first-ever low back pain among workers in their first employment. Occupational Medicine. 2004;54(8):513-9.
8. Pirami H, Zamanian Z, Abbasi Balouchkhaneh F, Mehrifar Y, Keshizadeh F. Investigating the relationship between the prevalence of carpal tunnel syndrome symptoms (CTS) and the dimensions of quality of life among computer users of 50 typing institutes. Health and Safety at Work. 2019;9(2):133-44.
9. Yadegaripour M, Hadadnezhad M, Abbasi A, Eftekhari F, Samani A. The Effect of Adjusting Screen Height and Keyboard Placement on Neck and Back Discomfort, Posture, and Muscle Activities during Laptop Work. International Journal of Human–Computer Interaction. 2021; 37(5): 459-469.
10. Mazloumi A, Pourbabaki R, Samiei S. Studying factors influencing eye indicators of computer users: A systematic review. Journal of Health and Safety at Work. 2019;9(3):231-40. [Persian]
11. Rahimian-Boogar IS, Ghodrati-Mirkouhi MEP. Sychosocial and Occupational Risk Factors of Musculoskeletal Pains among Computer Users: Retrospective Cross-Sectional Study in Iran. International Journal of Occupational Hygiene. 2013;5(2):46-52.
12. Søndergaard KH, Olesen CG, Søndergaard EK, De Zee M, Madeleine P. The variability and complexity of sitting postural control are associated with discomfort. Journal of biomechanics. 2010;43(10):1997-2001.
13. Janwantanakul P, Pensri P, Jiamjarasrangsri V, Sinsongsook T. Prevalence of self-reported musculoskeletal symptoms among office workers. Occup Med (Lond). 2008;58:436-8.
14. Nasiri I, Motamedzade M, Golmohammadi R, Faradmal J. Assessment of risk factors for musculoskeletal disorders using the Rapid Office Strain Assessment (ROSA) Method and implementing ergonomics intervention programs in Sepah Bank. Journal of Health and Safety at Work. 2015;5(2):47-62. [Persian]
15. Lee P, Helewa A, Goldsmith CH, Smythe HA, Stitt LW. Low back pain: prevalence and risk factors in an industrial setting. The Journal of rheumatology. 2001;28(2):346-51.
16. Yarmohammadi H, Niksima SH, Yarmohammadi S,

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

Khammar A, Marioryad H, Poursadeqiyan M. Evaluating the Prevalence of Musculoskeletal Disorders in Drivers Systematic Review and Meta-analysis. Health and Safety at Work. 2019;9(3):221-30. [Persian]

17. zamanian z, honarbakhsh m, jabari z. Survey of muscle fatigue for using MFA method and determination of some risk factors musculoskeletal disorders among tailors in Shiraz, 2015. Iran Occupational Health Journal. 2017;14(1):47-56. [Persian]
18. Rezaee M, Ghasemi M, Jafari NJ, Izadi M. Low Back Pain and Related Factors among Iranian Office Workers. Int J Occup Hyg. 2011; 3(1):23-28.
19. Stewart W, Ricci J, Chee E, Morganstein D, Lipton R. Lost productive time and cost due to common pain conditions in the US workforce. Jama. 2003; 290(18):2443-54.
20. Antle D. The use of laboratory and participatory ergonomics research models to investigate working posture in industry. McGill university; 2013.
21. Claus A, Hides J, Moseley GL, Hodges P. Sitting versus standing: does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008;18(4):550-8.
22. Hedman TP, Fernie GR. Mechanical response of the lumbar spine to seated postural loads. Spine. 1997;22(7):734-43.
23. Lord MJ, Small JM, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis: effects of sitting and standing. Spine. 1997;22(21):2571-4.
24. Pillastrini P, Mugnai R, Bertozzi L, Costi S, Curti S, Guccione A, et al. Effectiveness of an ergonomic intervention on work-related posture and low back pain in video display terminal operators: a 3 year cross-over trial. Applied ergonomics. 2010;41(3):436-43.
25. Mork PJ, Westgaard RH. Back posture and low back muscle activity in female computer workers: a field study. Clinical Biomechanics. 2009;24(2):169-75.
26. Mörl F, Bradl I. Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. Journal of electromyography and kinesiology. 2013;23(2):362-8.
27. Waongenngarm P, Rajaratnam BS, Janwantanakul P. Internal Oblique and Transversus Abdominis Muscle Fatigue Induced by Slumped Sitting Posture after 1 Hour of Sitting in Office Workers. Safety and health at work. 2016;7(1):49-54.
28. Yadegaripour M, Hadadnezhad M, Abbasi A, Eftekhari F. The study of relationship between core stability and back discomfort and muscle activity during laptop work in the sitting position. Anesthesiology and Pain. 2019;10(2):62-74. [Persian]
29. Fedorowich L, Emery K, Côté J. The effect of walking while typing on neck/shoulder patterns. European journal of applied physiology. 2015 115(8):1813-23.
30. Nairn BC, Azar NR, Drake JD. Transient pain developers show increased abdominal muscle activity during prolonged sitting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2013;23(6):1421-7.
31. Sheahan PJ, Diesbourg TL, Fischer SL. The effect of rest break schedule on acute low back pain development in pain and non-pain developers during seated work. Applied ergonomics. 2016;53:64-70.
32. Jia B, Nussbaum MA. Influences of continuous sitting and psychosocial stress on low back kinematics, kinetics, discomfort, and localized muscle fatigue during unsupported sitting activities. Ergonomics. 2018;61(5):1-14.
33. Cardinal B, Cardinal M. Screening efficiency of the revised physical activity readiness questionnaire in older adults. Journal of Aging and Physical Activity. 1995;3(3):299-308.
34. Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom A, Vinterberg H, Biering-Sørensen F, Andersson G, et al. Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. Applied ergonomics. 1987;18(3):233-7.
35. Sanders M, McCormick E. Human Factors In Engineering and Design. 7ed. New York: McGraw-Hill; 1998.
36. Samani A, Holtermann A, Sogaard K, Madeleine P. Active Pauses Induce More Variable Electromyographic Pattern of the Trapezius Muscle Activity during Computer Work. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009a;19:430-7.
37. Antle DM, Côté JN. Relationships between lower limb and trunk discomfort and vascular, muscular and kinetic outcomes during stationary standing work. Gait & posture. 2013;37(4):615-9.
38. Messing K, Vézina N, Ève M, Ouellet S, Tissot F, Couture V, et al. Body maps: an indicator of physical pain for worker-oriented ergonomic interventions. Policy and Practice in Health and Safety. 2008;6(2):31-49.
39. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(4):353-9.

40. Antle DM, Vézina N, Côté JN. Comparing standing posture and use of a sit-stand stool: Analysis of vascular, muscular and discomfort outcomes during simulated industrial work. International Journal of Industrial Ergonomics. 2015;45:98-106.
41. Dankaerts W, OSullivan, PB., Burnett, AF., Straker, LM., Danneels, LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2004;14(3):333-42.
42. Hermens H, Freriks B. http://www.seniam.org [cited 2016].
43. Basmajian J, Blumenstein R. Electrode placement in EMG biofeedback. Baltimore: Williams & Wilkins; 1980.
44. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2007;37(12):754-62.
45. Cram J, Kasman G. Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, MD: Aspen Publishers, Inc; 1993.
46. MyoMotion User Guide. v 3.6. In: Inc NUSA, editor. 2014.
47. Xie Y, Szeto G, Madeleine P, Tsang S. Spinal kinematics during smartphone texting – A comparison between young adults with and without chronic neck-shoulder pain. Applied ergonomics. 2018;30(68):160-8.
48. Montes A, Gouveia S, Crasto C, de Melo C, Carvalho P, Santos R, et al. Abdominal muscle activity during breathing in different postural sets in healthy subjects. Journal of bodywork and movement therapies. 2017; 21(2):354-61.
49. St-Onge N, Samani A, Madeleine P. Integration of active pauses and pattern of muscular activity during computer work Ergonomics. 2017; 60(9):1228-39.
50. Hermens H, Vollenbroek-Hutten M. Effects of electrode dislocation on electromyographic activity and relative rest time: effectiveness of compensation by a normalisation procedure. Medical and Biological Engineering and Computing. 2004; 42(4):502-8.
51. Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 2005;28(8):623-31.
52. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JD. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2013;23(4):778-86.
53. Dankaerts W, O'sullivan P, Burnett A, Straker L, Davey P, Gupta R. Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements: a statistical classification model. Spine. 2009;34(15):1610-8.
54. Kamil N, Dawal S. Effect of postural angle on back muscle activities in aging female workers performing computer tasks. Journal of physical therapy science. 2015;27(6):1967-70.
55. Shin G, D'souza C, Liu Y. Creep and fatigue development in the low back in static flexion. Spine. 2009;34(17):1873-8.
56. Solomonow M, Baratta R, Banks A, Freudenberger C, Zhou B. Flexion–relaxation response to static lumbar flexion in males and females. Clinical Biomechanics. 2003;18(4):273-9.
57. Olson M, Li L, Solomonow M. Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. Clinical Biomechanics. 2004;19(8):769-76.
58. Kanlayanaphotporn R, Williams M, Fulton I, Trott P. Reliability of the vertical spinal creep response measured in sitting (asymptomatic and low-back pain subjects). Ergonomics. 2002;45(3):240-7.
59. Kazarian L. Creep characteristics of the human spinal column. The Orthopedic clinics of North America. 1975;6(1):3-18.
60. Corlett E. Sitting as a hazard. Safety Science. 2008;46(5):815-21.
61. Keyserling WM, Sudarsan S, Martin B, Haig A, Armstrong T. Effects of low back disability status on lower back discomfort during sustained and cyclical trunk flexion. Ergonomics. 2005;48(3):219-33.
62. O'sullivan P, Grahamslaw K, Kendell M, Lapenskie S, Möller N, Richards K. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]

population. Spine. 2002;27(11):1238-44.
63. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. Clinical biomechanics. 1996;11(1):1-15.
64. MM P. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord;1992a;5(4):383-9.
65. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. Journal of spinal disorders. 1992b;5(4):390-7.

[Downloaded from jhsw.tums.ac.ir on 2025-02-10]