Iranian Journal of Ergonomics

Iran J Ergon, 2024; 12(3): 192-200. DOI:10.32592/IJE.12.3.192

https://journal.iehfs.ir/

Original Article

Muscular Synergy of Trunk and Hip Segments in Carrying Hand Loads with Different Weights in Healthy Young People

Saeed Ilbeigi[1,*], Masoumeh Al-Eghabi[1], Mohammad Yousefi[1], Mohammad Hamed Hosseini[2]

[1] Department of Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
[2] Department of Occupational Health and Safety Engineering, School of Health, Social Determinants of Health Research Center, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran

Article History:
Received: 19/10/2024
Revised: 27/11/2024
Accepted: 30/11/2024
ePublished: 20/12/2024

*Corresponding author: Saeed Ilbeigi, Department of Sport Sciences, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

Email: silbeigi@birjand.ac.ir

Abstract

Objectives: Designing one-handed carrying tasks based on biomechanical findings has a significant impact on preventing musculoskeletal injuries. The present study was conducted to investigate the muscle synergy of the trunk and pelvis in the manual carrying of loads with different weights in healthy young people.

Methods: In this experimental study, 20 male volunteers performed the walking protocol without load, carrying different weights of 5%, 10%, and 15% of their own weight during unilateral manual load carrying. The electrical activity of the trunk and pelvis muscles while carrying loads of different weights was recorded using an electromyography device (Biovision). To evaluate the differences between different load-carrying conditions, a repeated measures test was used at a significance level of $P \leq 0.05$.

Results: The results showed that in the performance of manual load carrying, there was a significant difference between muscle synergy (synergy size) in all walking protocols, including 5% and 10% of body weight and 5% and 15% of body weight and between 15% and 10% ($P \leq 50$). While in the performance of manual load carrying, a significant difference was found between muscle synergy (synergy direction) in 5% of body weight and 10% of body weight, this difference was not seen in manual load carrying with 5% of body weight and 15% of body weight and also between synergy of 15% and 10% ($P \geq 0.05$).

Conclusion: It seems that the difference in muscle synergy in terms of size in unilateral manual load carrying can, with increasing load, create more tension in the back and pelvic muscles; however, the direction or angle does not change compared to the no-load state.

Keywords: Manual load caring, Muscle activity, Muscle synergy, Musculoskeletal disorders

Copyright © 2024 Iranian Journal of Ergonomics. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cite

Extended Abstract

Background and Objective

Manual load carrying is a common activity in work environments and daily life that often exerts significant stress on the trunk and pelvic muscles. This requires precise coordination between muscles to stabilize the body, transfer force, and prevent musculoskeletal injuries. Disruption in muscular coordination (synergy) can lead to injuries, such as lower back pain and movement disorders. Previous studies have reported biomechanical differences in carrying loads with one hand versus two hands. The aim of this research was to closely examine the synergy of trunk and pelvic muscles during manual load carrying with different weights to gain a better understanding of body movement mechanics in these situations.

Materials and Methods

This quasi-experimental and applied study was conducted on 15 healthy men aged 18 to 25. The tools used included an electromyography device, standard weights, and wooden boxes. Electrodes were placed according to standard methods on the erector spinae and gluteus medius muscles. Participants walked unilaterally without a load and with weights equivalent to 5%, 10%, and 15% of their body weight. Data were analyzed using SPSS, Excel, and MATLAB software, and Shapiro-Wilk tests, ANOVA, and Bonferroni post-hoc tests were employed to assess differences.

Results

Since the data were normally distributed based on the Shapiro-Wilk test, the results of the one-way ANOVA indicated that load weight had a significant effect on the magnitude of muscular synergy. Additionally, the mean scores for synergy magnitude for loads of 5%, 10%, and 15% of body weight were 2.1±0.3, 2.5±0.4, and 3.0±0.5, respectively ($P<0.01$). The post-hoc test revealed a significant increase between the 15% load and the other two loads, while the difference between the 5% and 10% loads was not significant. Regarding the direction of synergy, the results showed that changes in load weight had no significant effect on the pattern of muscle activity distribution. Moreover, the mean angles of synergy vectors for the three load conditions were 45.2°±3.1°, 45.8°±3.4°, and 46.0°±3.2°, respectively ($P=0.12$). Finally, the activity of the erector spinae muscle was consistently greater than that of the gluteus medius across all conditions. Consequently, the ratio of erector spinae activity to gluteus medius activity increased with the load weight, measuring 1.8:1, 2.1:1, and 2.4:1 for loads of 5%, 10%, and 15%, respectively.

Discussion

The results of the study indicated that as the load weight increased, the magnitude of muscular synergy changed significantly. These changes are attributed to the need for greater coordination among muscles to counterbalance the instability caused by heavier loads. The gluteus medius muscle played a crucial role in stabilizing the pelvis, and its activity increased significantly at higher weights. The results also revealed that asymmetrical loading during manual load carrying could lead to excessive stress on the muscles of one side of the body, consequently increasing the risk of injury. This study confirmed the essential role of muscular synergy in manual load carrying. The findings can contribute to the design of ergonomic interventions and the development of work standards to reduce the risk of musculoskeletal injuries. Specifically, it is recommended that manual load weights be adjusted according to the individual's capacity and symmetrical loading between the two hands be utilized.

The results of the ANOVA test showed that with an increase in load weight, the magnitude of muscular synergy increased, and there was a significant difference between the 15% load and the other conditions (5% and 10% of body weight). These changes may be due to the body's increasing need to stabilize the trunk and pelvis and the greater interactions between the erector spinae and gluteus medius muscles. In heavier load conditions, the external forces acting on the body increase, requiring the muscles to exhibit more activity. Previous studies have also noted an increase in muscle activity when carrying heavier loads. For instance, studies by Rose et al. (2012) demonstrated that carrying heavier loads increases shear forces on the lumbar vertebrae, which can exert more pressure on the surrounding spinal muscles. Additionally, the results of this study align with findings by Lang et al. (2015), which stated that asymmetry in load carrying increases activity in the trunk and pelvic muscles on the loaded side. Regarding the direction of muscular synergy, the results indicated that changes in load weight had no significant effect on the direction of muscular synergy. This finding may reflect the body's mechanical adaptability in response to weight changes, whereby the neuromuscular system maintains a consistent coordination pattern to prevent potential disturbances.

Conclusion

The findings of this study highlight the importance of adhering to ergonomic principles in manual load carrying. Increases in muscle activity and changes in muscular synergy, particularly with heavier loads, can lead to fatigue and an enhanced risk of musculoskeletal injuries. This issue is especially relevant in work environments where heavier loads are carried continuously. Furthermore, the findings of this study confirm that symmetrically distributing the load between both hands can help reduce stress on the lumbar and pelvic muscles. This is consistent with previous research findings that show symmetrical load carrying exerts less pressure on the musculoskeletal system. The results indicated that the magnitude of muscular synergy is influenced by increases in load weight, while the direction of muscular synergy showed no significant changes. These findings can be examined from biomechanical and ergonomic perspectives and may be useful in designing strategies for the prevention of musculoskeletal injuries.

Please cite this article as follows: Ilbeigi S, Al-Eghabi M, Yousefi M, Hosseini M H. Muscular Synergy of Trunk and Hip Segments in Carrying Hand Loads with Different Weights in Healthy Young People . Iran J Ergon. 2024; 12(3): 192-200. 10.32592/IJE.12.3.192

مجله ارگونومی
د وره ۱۲، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۳، صفحات: ۲۰۰-۱۹۲
DOI: 10.32592/IJE.12.3.192
https://journal.iehfs.ir/
UMSHA Press

مقاله پژوهشی

سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم

سعید ایل بیگی[۱]، معصومه العقابی[۱]، محمد یوسفی[۱]، محمدحامد حسینی[۲*]

[۱] گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
[۲] گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای و ایمنی، دانشکده بهداشت، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی مؤثر بر سلامت، دانشگاه علوم‌پزشکی بیرجند، بیرجند، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۷/۲۸
تاریخ داوری مقاله: ۱۴۰۳/۰۹/۰۷
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۹/۱۰
تاریخ انتشار مقاله: ۱۴۰۳/۰۹/۳۰

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی همدان محفوظ است.

* **نویسنده مسئول:** سعید ایل بیگی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند ایران.

ایمیل: silbeigi@birjand.ac.ir

چکیده

اهداف: طراحی وظایف حمل با یک دست براساس یافته‌های بیومکانیکی تأثیر بسزایی در پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی دارد. پژوهش حاضر با هدف بررسی سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم انجام شده است.

روش کار: در این مطالعه تجربی، ۲۰ داوطلب مرد عمل راه رفتن بدون بار، وزن‌های مختلف ۵٪ و ۱۰٪ و ۱۵٪ وزن خودش حمل بار دستی یک‌طرفه را انجام دادند. فعالیت الکتریکی عضلات تنه و لگن در حین حمل بار با وزن‌های مختلف با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (Biovision) ثبت شد. برای ارزیابی تفاوت بین شرایط مختلف حمل بار، از آزمون اندازه‌گیری‌ها مکرر در سطح معناداری $P\leq0.05$ استفاده گردید.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که در اجرای حمل بار دستی، بین سینرژی عضلات (اندازه سینرژی) در تمامی پُروتُکل‌های راه رفتن شامل ۵٪ و ۱۰٪ وزن بدن و ۵٪ و ۱۵٪ وزن بدن و بین ۱۵٪ و ۱۰٪ اختلاف معناداری وجود دارد ($P\leq۵۰$). درحالی‌که در اجرای حمل بار دستی، بین سینرژی عضلات (جهت سینرژی) در ۵٪ وزن بدن و ۱۰٪ وزن بدن اختلاف معنی‌داری دیده شد، این تفاوت در حمل بار دستی با ۵٪ وزن بدن و ۱۵٪ وزن بدن و همچنین بین سینرژی ۱۵٪ و ۱۰٪ دیده نشد ($P\geq۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که تفاوت سینرژی عضلانی ازنظرِ اندازه در حمل بار دستی یک‌طرفه می‌تواند با افزایش بار، تنش بیشتری در عضلات کمر و لگن ایجاد کند، اما جهت یا زاویه نسبت به حالت بدون بار تغییری نمی‌کند.

کلید واژه‌ها: سینرژی عضلانی، فعالیت الکتریکی عضله، حمل بار دستی، اختلالات اسکلتی‌عضلانی

استناد: ایل بیگی، سعید؛ العقابی، معصومه؛ یوسفی، محمد؛ حسینی، محمدحامد. سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم. مجله ارگونومی، پاییز ۱۴۰۳؛۱۲(۳): ۲۰۰-۱۹۲

مقدمه

حمل بار دستی یکی از فعالیت‌های شایع در محیط‌های کاری و زندگی روزمرّه است که نیازمند تعامل پیچیده و هماهنگ بین اندام‌های مختلف بدن، به‌ویژه عضلات تنه و لگن است و می‌تواند یکی از مهم‌ترین دلایل آسیب‌های شدید در نظر گرفته شود [۱]. در طی این فعالیت، عضلات تنه و لگن نقش مهمی در ایجاد ثبات، انتقال نیرو و پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی دارند. هماهنگی و سینرژی عضلانی (تعامل عملکردی بین عضلات مختلف) در این نواحی برای انجام حرکات ایمن و کارآمد حیاتی است. اختلال در این سینرژی می‌تواند به افزایش خطر آسیب‌دیدگی‌هایی همچون کمردرد، آسیب به عضلات لگنی و حتّی اختلالات طولانی‌مدت در عملکرد حرکتی منجر شود [۲]. به‌همین‌دلیل استفاده از روش‌های مختلف حمل دستی ازجمله حمل با یک دست همچنان در محیط‌های کار رایج است [۳-۶]. این روش حمل خطر آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی ازجمله درد شانه و کمر را افزایش می‌دهد [۷،۸]. این آسیب‌ها پیامدهای زیادی ازجمله افزایش هزینه درمان و از دست دادن روزهای کاری دارند [۹].

یکی از عوامل مهم درپیشگیری از آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی در حمل بار دستی، بررسی رفتار عضلات حین اجرای حمل بار دستی، است. برای انجام حرکات هماهنگ، نیاز است تا سیستم عصبی، اندام‌های چند مفصله با درجه آزادی زیاد و عضلات احاطه‌کننده آن را هماهنگ نماید و بدین‌منظور علاوه‌بر سازمان‌دهی این سیستم پیچیده (سیستم عصبی، عضلات)، باید با محیط نیز تعامل برقرار کند

تا بتواند در شرایط مختلف الگوسازی و هماهنگی ر ا اجرا نماید. بنابراین، حمل بار دستی می‌تواند فشار زیادی حین اجرای کار بر روی فرد حامل بار وارد کند که این فشارها می‌تواند موجب آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی فرد شود [۹]. پژوهش‌های مختلف نشان دادند که بیشترین میزان شیوع ناهنجاری در ناحیه کمر گزارش شد. ازآنجایی‌که طراحی مشاغل براساس یافته‌های مطالعات بیومکانیکی نقش مهمی در پیشگیری از اختلالات اسکلتی‌عضلانی ایفا می‌کند [۱۰،۱۱] و مطالعات قبلی نیز جنبه‌های بیومکانیکی حمل با یک دست را بررسی و آن‌ها را با سایر روش‌های حمل مقایسه کرده‌اند [۱۲]، نتایج این یافته‌ها تفاوت‌هایی را در جنبه‌های بیومکانیکی بین حمل با یک دست در مقایسه با سایر روش‌ها نشان داده است که این روش حمل را با سایر روش‌ها و در بارهای مختلف متفاوت می‌کند. دراین‌رابطه، رز و همکاران دریافتند که نیروی برشی A/P در ۳ L/۲ L در حمل بار با دو دست در جلوی بدن در مقایسه با حمل بار با یک دست در یک طرف بدنه بیشتر است. دلیل این امر گشتاورهای خارجی بزرگ‌تر به‌دلیل فاصله بیشتر بار از بدنه است. یافته‌های مشابهی در بلند کردن با یک دست گزارش شده‌اند [۱۳،۱۴]. همچنین نشان داده شده است که تقسیم بار به‌طور مساوی بین دو دست، در مقایسه با حمل بار با یک دست در یک طرف بدن، فشار کمر را تا ۴۴٪ کاهش می‌دهد. دلیل این امر عدم تقارن بار در بلند کردن و حمل با یک دست است [۱۵،۱۶].

علاوه‌براین، نتیجه تحقیقاتی که بر روی موقعیت بدن در هنگامی‌که تنه مستقیم نگه داشته می‌شود انجام شد، نشان داد که فعالیت عضله ارکتور اسپاین در هنگام صاف نگه‌داشتن تنه، بیشتر از سایر عضلات پشت است. عضله ارکتور اسپاین که نقش راست‌کننده ستون‌فقرات را دارد، در سه ستون عمودی پشت، شامل عضلات ایلیوکوستالیس در ستون خارجی، عضلات لانژیسیموس در ستون میانی و عضلات اسپاینالیس در ستون داخلی است. علاوه‌براین، عضله گلوتئوس‌مدیوس یکی از عضلات ابداکتور اصلی، گروه عضلانی لگن است و نقش مهمی را در حمل بار دستی ایفا می‌کند. عضلات گلوتئال به‌عنوان تثبیت‌کننده مفصل ران عمل می‌کنند و برای حفظ عملکرد لگن مهم هستند. درنتیجه، بررسی عضله گلوتئوس‌مدیوس حین راه رفتن به‌این‌صورت گزارش شد که عضله گلوتئوس‌مدیوس نقش ابداکتور و ثبات‌دهنده لگن را برعهده دارد. در این زمینه محقّقان اظهار داشتند در حین راه رفتن، افرادی که دارای پروتز در مفصل لگن هستند، نباید بار دستی را در سمت مخالف حمل کنند [۱۷-۲۰].

به نظر می‌رسد که اهمیت ارگونومی حمل بار در ارتباط با سینرژی عضلانی می‌تواند از دو جهت بررسی شود: در حمل و جابه‌جایی بار دستی، نحوه استفاده از سینرژی عضلانی و هماهنگی عضلات مختلف برای تثبیت و حمایت از لگن و مفصل ران می‌تواند اهمیت بالقوّه ارگونومیکی داشته باشد. به‌عنوان‌مثال، استفاده نادرست از سینرژی عضلانی و عدم توازن مناسب بین عضلات می‌تواند به تنش‌ها و آسیب‌های عضلانی و مفصلی منجر شود.

انتظار می‌رود حمل یک دستی بار با وزن‌های مختلف، الگوی طبیعی سینرژی عضلانی تنه و لگن را تحت‌تأثیر قرار دهد. از دیدگاه ارگونومی، شناخت این تأثیرات بر سینرژی عضلانی نقش مهمی در درک بهتر مکانیسم بروز و پیشگیری از ناراحتی‌های اسکلتی‌عضلانی ناشی از حمل دستی بار خواهد داشت. باوجود اهمیت موضوع، شناخت دقیق نحوه سینرژی عضلانی تنه و لگن در شرایط مختلف، مانند حمل بار با وزن‌های متفاوت، هنوز به‌طور کامل مشخص نیست. درحالی‌که برخی مطالعات به بررسی فعالیت‌های عضلانی جداگانه در این نواحی پرداخته‌اند، پژوهش‌های اندکی تعاملات عضلانی این دو بخش را در شرایط دینامیکی نظیر حمل بار ارزیابی کرده‌اند. علاوه‌براین، تغییرات احتمالی در الگوی سینرژی عضلانی با افزایش وزن بار که می‌تواند به فشار بیش‌ازحد بر برخی عضلات منجر شود، به‌درستی شناخته نشده است. بنابراین، این پژوهش با هدف بررسی و تحلیل سینرژی عضلانی تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم طراحی شده است. نتایج این مطالعه می‌تواند به شناخت بهتر مکانیک حرکتی بدن در شرایط مختلف بارگذاری کمک کند و در توسعه مداخلات پیشگیرانه و برنامه‌های بهبود عملکرد حرکتی برای جمعیت عمومی و حرفه‌ای نقش داشته باشد.

روش کار

پژوهش حاضر با هدف بررسی سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم انجام شد. جامعه آماری پژوهش شامل مردان ۱۸ تا ۲۵ ساله راست دست شهر بیرجند بود که فاقد ناهنجاری‌های کیفوز، لوردوز و اسکولیوز در بالاتنه بودند و همچنین شاخص ترکیب بدنی آنان بین ۱۸/۵ تا ۲۵ بود. این پژوهش ازنظر هدفْ کاربردی، ازحیث روش نیمه‌تجربی و ازحیث طرحْ علّی‌مقایسه‌ای بود. حجم نمونه ۱۵ نفر انتخاب شدند که با توجه به شرایط برگزاری آزمون و همچنین از دست دادن دیتاهای آزمودنی‌ها به‌جهت داشتن نویز به ۸ نفر تقلیل یافت که از نرم‌افزار G POEWR نسخه ۳/۱ با در نظر گرفتن توان ۰/۸۰ و خطای نوع اوّل ۰/۰۵ و اندازه اثر (۰/۹۵) استفاده شد. ابزارهایی که در این پژوهش استفاده شدند عبارت بودند از

- دستگاه الکترومیوگرافی شرکت BIOVISION- ساخت آلمان
- وزنه‌های آزاد با وزن نیم کیلو، یک کیلو و ۲۵۰ گرم از جنس ماسه که به‌صورت کیسه‌های کوچک بسته‌بندی خواهند شد.
- جعبه دسته‌دار از جنس چوب با ابعاد ۳۰ ×۱۶× ۴۰ و قطر دسته ۳ سانتی‌متری برای حمل بار

آزمودنی‌ها قبل از شرکت در آزمون، فرم موافقت آگاهانه موردنظر را تکمیل و امضا کردند. در اوّلین مرحله، با صحبت کوتاهی نحوه اجرای آزمون و هدف از پژوهش حاضر برای آن‌ها توضیح داده شد سپس با روش معاینه ازطریق صفحه شطرنجی از نداشتن ناهنجاری‌های اسکلتی (کیفوز، اسکولیوز، لوردوز) در بالاتنه آزمودنی‌ها اطمینان حاصل گردید. در ارزیابی اوّلیه به‌جهت پیدا کردن نقاط آناتومیکی و قرار دادن الکترودهای دستگاه الکترومایوگرافی ۷ کاناله، از روش سنیام (Seniam Electrode Placement)Surface Electromyography For the Non-invasive

Assessment of Muscles) استفاده شد [۲۱]. قبل از الکترودگذاری، سطح پوست آزمودنی با توجه به این مسئله که از آزمودنی خواسته شده بود موهای زائد سطوح موردنظر را شیو کند، ناحیه موردنظر توسط پد الکلی تمیز شد [۲۱] و سپس به روش سنیام، نقاط اناتومیکی موردنظر شامل مهره سوم کمری و مهره نهم پشتی و تروکانتر پیدا (تصویر ۳-۲) و با مداد نرم مشکی علامت‌گذاری شدند [۲۲]. سپس الکترودهای دستگاه الکترومایوگرافی روی عضلات موردنظر در نواحی آناتومیکی موردنظر که از قبل علامت‌گذاری شده بودند، قرار داده شدند. به‌منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضله ارکتور اسپاین (Erector Spinae Muscles-ES)، دو الکترود تماسی به فاصله ۲ سانتی‌متر از یکدیگر در ۱ سانتی‌متری مهره T ۹ در هریک از طرفین چپ و راست ستون‌فقرات و همچنین با همین ویژگی در طرفین مهره L ۳ نصب شد (تصویر ۳-۲) و توسط چسب کاغذی و باند الکترودها مهار گردید. سپس، دو الکترود در دو سانتی‌متری تروکانتر بزرگ به‌منظور ثبت فعالیت لگن و فعالیت عضله گلوتئوس‌مدیوس (Gluteus Medius Muscles-GM) در دو سمت چپ و راست قرار داده شدند [۲۳]. قبل از اجرای آزمون، به‌طور کامل مراحل آزمون به آزمودنی آموزش داده و از او خواسته شد به‌طور آزمایشی چهار گام در مسیر مشخص‌شده برای یک‌بار بردارد. پس از اعلام آمادگی آزمودنی برای بار اوّل، از آزمودنی خواسته شد در محلّ نقطه شروع بایستد و بعداز شنیدن فرمان رو، بدون حمل بار چهار گام را به‌طور طبیعی طی کند (حالت نرمال یا حمل بدون وزنه) و پس از رسیدن به نقطه پایان بایستد. سپس ۳ تا ۵ دقیقه زمان برای استراحت در هر تکرار در نظر گرفته شد. علاوه‌بر راه رفتن طبیعی، آزمودنی می‌بایست در سه حالت دیگر به‌صورت حمل دستی با وزنه‌های ۵٪، ۱۰٪ و ۱۵٪ نیز همین پُروتُکل راه رفتن را تکرار کند و هم‌زمان داده‌های الکترومیوگرافی در حین فعالیت نیز باید ثبت می‌شدند. برای این منظور، از آزمودنی درخواست شد وزنه موردنظر را (۵٪ وزن بدن آزمودنی) که در فاصله استراحت او تنظیم وآماده شده و پشت خط در جعبه مشخص قرار گرفته بود، با دست غالب (تمام آزمودنی‌ها راست دست هستند) برای یک‌بار، مشابه روش نرمال، به‌صورت حمل یک‌طرفه، طی کند.

همچنین، این روند برای وزنه ۱۰٪ و ۱۵٪ وزن بدن شرکت‌کنندگان تکرار شد. در این تحقیق، داده‌ها و اطلاعات گردآوری‌شده ازطریق روش VRI برای محاسبه سینرژی عضلانی و روش‌های آماری (توصیفی و استنباطی) تجزیه‌وتحلیل شدند. از شاخص‌های مرکزی و پراکندگی در آمار توصیفی برای تفسیر ویژگی‌های آزمودنی‌ها و از آمار استنباطی برای آزمون فرضیات تحقیق استفاده شد. همچنین برای تشخیص نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو- ویلک و برای ارزیابی تفاوت بین شرایط مختلف حمل بار، از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرّر و از آزمون‌های تعقیبی برای مقایسه چندگانه استفاده شد. علاوه‌براین، از نرم‌افزار اکسل و متلب نیز جهت تجزیه‌وتحلیل اطلاعات استفاده شد. تحلیل داده‌ها در نرم‌افزار SPSS ویرایش ۲۳ در سطح معناداری P≤ ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

تمامی اطلاعات فردی آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) مربوط به شاخص‌های دموگرافی و آنتروپومتریکی در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱: تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی متغیّرهای دموگرافیک و آنتروپومتری در افرادِ بررسی‌شده

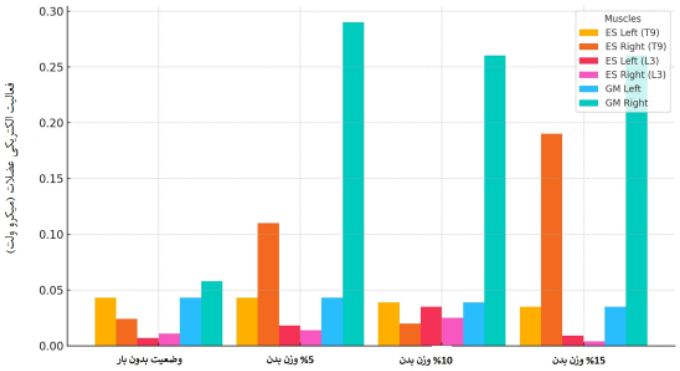
نام متغییر	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۱۹/۷۵ ± ۱/۱۶
وزن (کیلوگرم)	۷۶/۳۷ ± ۳/۸۸
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶/۴۵ ± ۶/۶۰
ارتفاع شانه (سانتی‌متر)	۱۴۳/۶۰ ± ۶/۶۳
ارتفاع آرنج (سانتی‌متر)	۱۱۰/۲۰ ± ۵/۲۵
ارتفاع زانو (سانتی‌متر)	۴۶/۸۰ ± ۴/۳۵

علاوه‌براین، در جدول ۲ میزان فعالیت الکتریکی عضلات ارکتور اسپاین (ES) و سرینی بزرگ (GM) حین راه رفتن با وزن‌های مختلف آورده شده است.

جدول ۲: میانگین فعالیت عضلات (بر حسب میکرو ولت: µv) حین راه رفتن در سطح‌های مختلف

حالت‌ها	ES چپ (T9)	ES راست (T9)	ES چپ (L3)	ES راست (L3)	GM چپ	GM راست
بدون بار	۰/۰۴۳	۰/۰۲۴	۰/۰۰۷	۰/۰۱۱	۰/۰۴۳	۰/۰۵۸
۵٪ وزن بدن	۰/۰۴۳	۰/۱۱۰	۰/۰۱۸	۰/۰۱۴	۰/۰۴۳	۰/۲۹۰
۱۰٪ وزن بدن	۰/۰۳۹	۰/۰۲۰	۰/۰۳۵	۰/۰۲۵	۰/۰۳۹	۰/۲۶۰
۱۵٪ وزن بدن	۰/۰۳۵	۰/۱۹۰	۰/۰۰۹	۰/۰۰۴	۰/۰۳۵	۰/۲۶

ES: Erector Spine, GM: Gluteus Maximus, T9: 9th Thoracic Vertebrate, L3: 3rd Lumbar Vertebrate



نمودار ۱: میانگین فعالیت عضلات مختلف (برحسب میکرو ولت) را در شرایط مختلف حمل بار

نرمال بودن توزیع داده‌ها براساس آزمون شاپیرو- ویلک بررسی شد و با توجه به اطلاعات مندرج در جدول ۳ شاخص جهت و اندازه سینرژی عضلانی از توزیع نرمال پیروی می‌کنند (P>۰.۰۵).

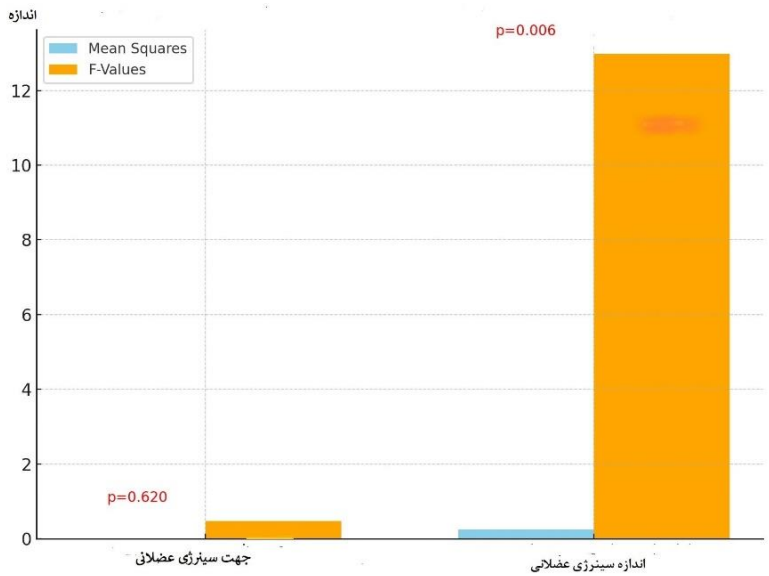
آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه با اندازه‌گیری مکرّر در ارتباط با جهت و اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن حین حمل دستی بار در سطح‌های ۵٪، ۱۰٪ و ۱۵٪ وزن بدن در مقایسه با حالت نرمال (بدون بار) بررسی شد و با توجه به نتایج جدول ۴، بین جهت سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ۵ ٪، ۱۰ ٪ و ۱۵٪ وزن بدن تفاوت آماری معناداری یافت نشد، اما در اندازه سینرژی عضلانی تفاوت یافت معنی‌داری پیدا شد (p=۰/۰۰۶).

جدول ۳: بررسی توزیع نرمال جهت و اندازه سینرژی عضلانی تنه و لگن براساس آزمون شاپیرو- ویلک

متغیّر	حالت	مقدار p	آماره آزمون
جهت	۵٪ وزن بدن	۰/۸۵	۰/۰۶
	۱۰٪ وزن بدن	۰/۹۶	۰/۹
	۱۵٪ وزن بدن	۰/۸۹	۰/۰۵
اندازه	۵٪ وزن بدن	۰/۹۴	۰/۷۹
	۱۰٪ وزن بدن	۰/۹۴	۰/۳۶
	۱۵٪ وزن بدن	۰/۸۹	۰/۲۸

جدول ۴: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرّر بین جهت و اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵، ٪۱۰ و ٪۱۵ وزن بدن

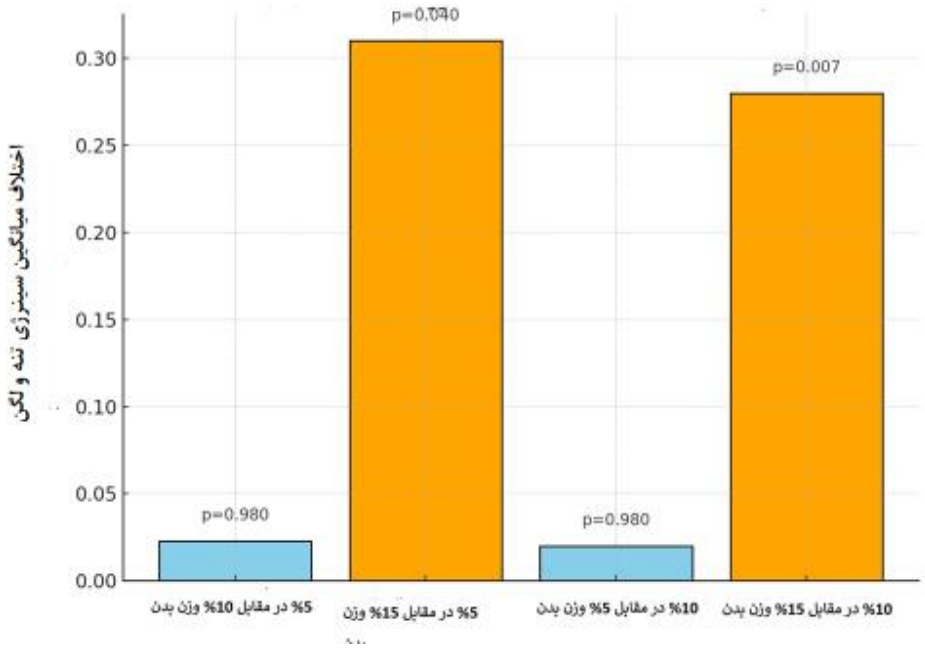
متغیّر	شاخص/منابع	درجه آزادی	میانگین مربعات	مقدار F	مقدار P
سینرژی عضلانی (جهت)	بین‌گروهی	۲	۰/۰۱۲	۰/۴۸	۰/۶۲
سینرژی عضلانی (اندازه)	بین‌گروهی	۱/۴	۰/۲۵	۱۲/۹۸	*۰/۰۰۶



نمودار ۲: سینرژی عضلانی در دو شاخص جهت و اندازه

جدول ۵: نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی بین اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵، ٪۱۰ و ٪۱۵ وزن بدن

گروه I	حالت J	اختلاف میانگین‌ها (I-J)	مقدار p
٪۵ وزن بدن	٪۱۰ وزن بدن	۰/۰۲۳	۰.۹۸
	٪۱۵ وزن بدن	۰/۰۳۱	*۰/۰۴
٪۱۰ وزن بدن	٪۵ وزن بدن	۰/۰۲	۰/۹۸
	٪۱۵ وزن بدن	۰/۲۸	*۰/۰۰۷



نمودار ۳: نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن

علاوه‌براین، به‌جهت بررسی بین‌گروهی از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شد که با توجه به اطلاعات به‌دست‌آمده (جدول ۵) بین اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵ و ٪۱۰ وزن بدن تفاوت آماری معناداری جود نداشت (P> ۰/۰۵).

بین اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۱۰ و ٪۱۵ وزن بدن تفاوت آماری معناداری یافت شد (P= ۰/۰۰۷). همچنین بین اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵ و ٪۱۵ وزن بدن تفاوت آماری معناداری یافت شد (P=۰/۰۴).

بحث

این پژوهش با هدف اصلی بررسی سینرژی (جهت و اندازه) عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت در جوانان سالم انجام شد که نتیجه اصلی این پژوهش نشان از تفاوت در اندازه سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های متفاوت دارد. مقایسه سینرژی عضلانی (جهت) اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵، ٪۱۰ و ٪۱۵ از وزن بدن با توجه به مقدار P=۰/۶۲ در آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرّر نشان داد که تفاوت آماری بین جهت سینرژی عضلانی در وزن‌های مختلف وجود نداشت و در تمامی وزن‌های مختلف، جهت حمل بار مشابه بدون بار (نرمال) بود، اما منطبق با آن نبودند. مقایسه سینرژی عضلانی (اندازه) اندام‌های تنه و لگن در حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ٪۵، ٪۱۰ و ٪۱۵ از وزن بدن با توجه به مقدار P= ۰/۰۰۶ آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرّر نشان داد که تفاوت آماری بین اندازه سینرژی عضلانی در وزن‌های مختلف وجود داشت و با افزایش بار، فعالیت الکتریکی افزایش می‌یابد و سینرژی عضلانی تغییر می‌کند که بیشترین اختلاف میانگین در آزمون تعقیبی بونفرونی بین حمل بار دستی ٪۵ و ٪۱۵ مشاهده شد. کمترین اختلاف میانگین طبق آزمون تعقیبی بونفرونی بین حمل بار دستی ٪۵ و ٪۱۰ مشاهده گردید. همچنین بیشترین فعالیت عضلانی مختص عضله گلتئوس مدیوس در سمت حمل بار بود.

همچنین در بررسی جهت سینرژی عضلانی اندام‌های تنه و لگن در حمل بار دستی با وزن‌های مختلف تفاوت آماری معناداری یافت نشد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که بین اندازه سینرژی عضلات در حمل دستی بار در حالت نرمال و مقایسه در وزن‌های مختلف تفاوت معناداری وجود دارد و این نشان می‌دهد که هرچه بر وزن بار اضافه شود، عضلات بیشتری درگیر می‌شوند و سینرژی تغییر می‌کند. نتیجه این تحقیق نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلات افزایش یافته

می‌یابد که با نتایج تحقیقات [۲۴] همسوست.

علاوه بر این، نتایج نشان می‌دهند که فعالیت عضله گلتئوس‌مدیوس مثبت بوده و سهم این عضله حین راه رفتن بدون بار و نیز با وزن‌های مختلف بیشتر از عضلات تنه است. همچنین فعالیت الکتریکی این عضله در سمتی که حمل دستی بار انجام شده، نسبت به سمت بدون بار، بیشتر است. در تحقیقی که توسط حسینی و همکارانش انجام شد، اظهار داشتند حمل بار یک‌طرفه باعث فعالیت ناهمسان عضلات سمت راست و چپ بدن می‌شود و نتایج حاصل از پژوهش حاضر این موضوع را تأیید می‌کند و با اظهارات حسینی و همکاران همسوست. در پژوهش پیش‌رو با توجه به سهم عضلات در حمل دستی بار در حالت نرمال و مقایسه در سطح ۵٪، ۱۰٪ و ۱۵٪ از وزن بدن، کمترین فعالیت الکتریکی عضلات در حالت نرمال مربوط به سمت چپ عضله الکترواسپاین در سطح کمری بود که حین اجرای حمل بار با وزن‌های مختلف، کمترین فعالیت الکتریکی عضلات در همان عضله، اما در سمت راست مشاهده شد. اما در حالت کلی با افزایش بار، فعالیت الکتریکی عضله الکترواسپاین در سطح کمری در سمت چپ نسبت به سمت راست افزایش پیدا کرد. نتایج به‌دست‌آمده این پژوهش با اظهارات حسینی و همکاران همسوست که در تحقیقی اظهار داشتند حمل بار یک‌طرفه باعث فعالیت ناهمسان عضلات سمت راست و چپ بدن می‌شود.

در پژوهش پیش‌رو، بین سینرژی عضلات در حمل دستی بار در حالت نرمال و مقایسه در سطح ۱۰٪ و ۱۵٪ از وزن بدن در حمل دستی بار در حالت نرمال، تفاوت معناداری وجود داشت، اما مشاهده شد که سینرژی عضلانی در حالت حمل دستی بار در حالت نرمال در سطح ۱۰٪ بیشتر از ۱۵٪ وزن بدن بود که نتایج حاصل از پژوهش حاضر این موضوع را تأیید می‌کند و با اظهارات [۲۵] همسوست [۲۶]. زمانی‌که بار از ۱۵٪ به ۲۰٪ از وزن بدن افزایش یافت، میزان تغییرات در پیک‌های عضلات مایل شکمی کم می‌شود و رفته‌رفته پیک عضله راست شکمی و ارکتوراسپاین کمری افزایش می‌یابد (بارهای نزدیک به ۲۰٪ وزن بدن).

درنهایت، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که حمل بار با وزن‌های مختلف باعث تغییرات قابل‌توجهی در الگوی فعالیت عضلات و سینرژی عضلانی می‌شود. افزایش وزن بار باعث افزایش فعالیت عضلات و بهبود هماهنگی بین آن‌ها می‌گردد. علاوه‌براین، تغییرات در الگوی حرکتی حمل بار ممکن است باعث تغییراتی در الگوی حرکتی افراد شود. این تغییرات در الگوی حرکتی می‌تواند بر روی الگوی فعالیت عضلات و سینرژی عضلانی تأثیرگذار باشد.

محدودیت‌های مطالعه

در این مطالعه، محدودیت‌هایی ازجمله تعداد کمِ آزمودنی‌ها، محدودیت جنسیتی و دامنه سنّی آزمودنی‌ها وجود داشت. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی، این بررسی بر روی کارگرانی که سابقه حمل بار دستی دارند، انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که اندازه سینرژی عضلانی تحت‌تأثیر افزایش وزن بار قرار می‌گیرد، درحالی‌که جهت سینرژی عضلانی تغییر معناداری نشان نداد. این یافته‌ها می‌توانند از منظر بیومکانیکی و ارگونومیکی بررسی شوند و در طراحی راهبردهای پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی‌عضلانی مفید باشند.

تشکر و قدردانی

در این تحقیق از همه داوطلبان شرکت‌کننده در تحقیق و همچنین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه بیرجند تقدیر و تشکّر می‌شود.

تضاد منافع

در این پژوهش، هیچ تضاد منافعی بین نویسندگان وجود ندارد.

سهم نویسندگان

خانم العقابی، به‌عنوان پژوهشگر اصلی مقاله، تمامی فرایندهای جمع‌آوری اطلاعات را عهده‌دار بود و دکتر سعید ایل‌بیگی، نویسنده مسئول مقاله، دکتر محمّد یوسفی و دکتر حامد حسینی در نوشتن و بررسی نتایج و کارهای آماری و آزمایشگاهی در این پروژه مشارکت داشتند.

ملاحظات اخلاقی

ملاحظات اخلاقی به شرح زیر بود:

۱. کسب مجوّزهای لازم از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه بیرجند

۲. اخذ رضایت کتبی از افراد شرکت‌کننده

۳. حفظ حرمت و جایگاه انسانی و برخورد محترمانه با افراد شرکت‌کننده

حمایت مالی

در این پژوهش از حمایت مالی خاصی استفاده نشده است.

REFERENCES

1. Morshedi R, Boazer M, Afshari D, Ahmadi angali K, Malek zadeh M. Biomechanical analysis of manual lifting of loads and ergonomics soiutions for nursing assistants. Iran J Ergon. 2015;3(1):17-24. [Link]
2. Piran Viseh P, Motamedzadeh Torghabeh M, Mohammadfam I, Soltanzadeh A, Moghim Beygi A. Effects of psychosocial factors on prevalence of musculoskeletal discomfort in VDT workers. J Sabzevar Univ Med Sci. 2016; 23(2): 233-240. [Link]
3. Health regulations of the ministry of health and medicine 2012.
4. Bampouras TM, Dewhurst S. Carrying shopping bags does not alter static postural stability and gait parameters in healthy older females. Gait Posture. 2016:46:81–85. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.02.017] [PMID]
5. Li KW, Peng L, Yi C. Modeling of maximum endurance time

for one-handed carrying tasks. Human Factors Ergon Manufactur Service Industries. 2019:29 (4): 319–326. [DOI:10.1002/hfm.20788]
6. Weston EB, Aurand AM, Dufour JS, Knapik GG, Marras WS. One versus two-handed lifting and lowering: lumbar spine loads and recommended one-handed limits protecting the lower back. Ergonomics. 2020:63(4):505–521. [DOI: 10.1080/00140139.2020.1727023] [PMID]
7. Denis D, St-Vincent M, Imbeau D, Trudeau R, Stock management influence on manual materials handling in two warehouse superstores. Int J Ind Ergon. 2016: 36 (3):191–201. [DOI: 10.1016/j.ergon.2005.11.002]
8. Heran-Le Roy O, Niedhammer I, Sandret N, Leclerc A. Manual materials handling and related occupational hazards: a national survey in France. Int J Ind Ergon.1999: 24 (4):365–377. [DOI:10.1016/S0169-8141(99)00004-9]
9. Ferguson SA, Merryweather A, Thiese MS, Hegmann KT, Lu ML, Kapellusch JM, et al. Prevalence of low back pain, seeking medical care, and lost time due to low back pain among manual material handling workers in the United States. BMC Muscoskelet Disord. 2019:20 (1): 243. [DOI: 10.1186/s12891-019-2594-0] [PMID]
10. Vathoughi S, Abolghasemi J. Relationship of Musculoskeletal Discomforts with the Permissible Levels of Manual Load Lifting and Postural Assessment Score (Case Study of a Printing Industry). J Occup Health Engineer. 2019;6(1):17-25. [DOI:10.52547/johe.6.1.17]
11. Asadi N, Choobineh A, Keshavarzi S, Daneshmandi H. Estimation of forces exerted on the lower back in manual load lifting using 3DSSPP software. Iran J Ergon. 2015;2(4):25-31. [Link]
12. Ataei SS, Heydari P, Varmazyar S. Investigation of correlation of musculoskeletal disorders with work ability index and allowable load lifting limit. Iran J Ergon 2017;4(4):14-23. [DOI: 10.21859/joe-04043]
13. Allread WG, Marras WS, Parnianpour M. Trunk kinematics of one-handed lifting, and the effects of asymmetry and load weight. Ergonomics. 1996:39(2):322–334. [DOI:10.1080/00140139608964462] [PMID]
14. Kahlai A, Kahrizi S, Parnianpour M, Firouzabadi SM. The role of posture and external load on trunk muscle activity during static lifting activities. First International Conference on Ergonomics of Iran. 2008. [Link]
15. Weston EB, Alizadeh M, Hani H, Knapik GG, Souchereau RA, Marras WS. A physiological and biomechanical investigation of three passive upper-extremity exoskeletons during simulated overhead work. Ergonomics. 2022;65(1): 105–117. [DOI: 10.1080/00140139.2021.1963490] [PMID]
16. McGill SM, Marshall L, Andersen J. Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. Ergonomics. 2013: 56 (2):293–302. [DOI:10.1080/00140139.2012.752528] [PMID]
17. Zhang XA, Ye M, Wang CT. Effect of unilateral load carriage on postures and gait symmetry in ground reaction force during walking. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2010:13(3):339–344. [DOI:10.1080/10255840903213445] [PMID]
18. Karami Matin B, Mehrabi Matin A, Ziaei M, Nazari Z, Yarmohammadi H, Gharagozlou F. Risk assessment of cumulative trauma disorders in quarry and stone industries workers Kermanshah in 1392. Iran J Ergon. 2013;1(2):28-35. [Link]
19. Eskandari D, Nourizadeh N, Saadati H, Mohammadpour S, Gholami A. The prevalence of musculoskeletal disorders and occupational risk factors in Kashan SAIPA automobile industry workers by key indicator method. J Health Saf Work. 2012; 2 (1) :27-36. [Link]
20. Rosado AS, Baptista JS, Haik Guilherme MN, Guedes JC. Economic impact of work-related musculoskeletal disorders—a systematic review. Occupational and environmental safety and health IV. Springer. 2022: 515-523.[Link]
21. Presswood L, Cronin J, Keogh JWL, Whatman C. Gluteus medius: applied anatomy, Ddysfunction, assessment, and progressive strengthening. Strength Conditioning J. 2008; 30(5):41–53. [DOI:10.1519/SSC.0b013e318187f19a]
22. Mohammady B, Farahpor N. Application of electromyography biofeedback in correction of femoral patellofemoral pain syndrome. The First National Sports Science Conference with a Technical and Engineering Approach. 2019. [Link]
23. Ilbeigi S, Kabootari A, Afzalpour M, Farzaneh H. The relationship between sitting posture and musculoskeletal Ppain in boy elementary school students. Iran J Ergon. 2017; 5 (3):41-49. [DOI: 10.30699/jergon.5.3.41]
24. Zhang XA, Wang CT. (2011). Effects of unilateral backpack load on the regional cerebral blood flow and gait parameters in children. European Journal of Applied Physiology, 111(12), 2907–2916. [Link]
25. Nabavinik H, Sadeghi H, Kobravi H, Barati A, Hadadnezhad M. Exercises on muscle synergies in gait pattern. MEJDS. 2020;10:147-147. [Link]
26. Akbari J, Mousavikoti M, Kazemi M, Moradirad R. Ergonomics assessment of manual handling tasks using the key item method (Kim) and its relationship with prevalence of musculoskeletal disorders in Abadan oil refinery. Ilam Uni Med Sci. 2018; 26(1): 122-131. [DOI: 10.29252/sjimu.26.1.122]