

ORIGINAL RESEARCH PAPER

The Effect of Repetitive Lifting on Trunk Muscles' Fatigue and Kinematics of Spine and Load-in-Hand

Zeinab Kazemi¹, Adel Mazloumi^{2*}, Navid Arjmand³, Zanyar Karimi⁴, Ahmadreza Keihani⁵, Mohammad Sadegh Ghasemi⁶

¹ Department of Industrial Engineering, Clemson University, Clemson, USA

² Sports Medicine Research Center, Neuroscience Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran | Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³ Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

⁴ Department of Ergonomics, School of Public Health, Urmia University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁵ Department of Medical Physics and Biomedical Engineering, School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

⁶ Department of Ergonomics, School of Public Health, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2022-08-09

Accepted: 2023-01-01

ABSTRACT

Introduction: Given the high prevalence of low back pain in manual handling activities, its known relationship with spinal loads, and the role of muscular fatigue and the body's adaptive mechanisms to counteract fatigue, this study investigated the effect of repetitive lifting tasks on trunk muscular fatigue and the kinematics of the spine and load-in-hand.

Material and Methods: Eighteen male volunteers lifted a box from the floor to their waist height at a pace of ten lifts per minute until they could no longer continue the task and reported the highest level of exhaustion. Kinematic data and muscle electromyographic activity were simultaneously recorded using a motion capture system and an electromyography device. In this study, average trunk flexion angle and trunk angular velocity were calculated as trunk kinematic variables, while average box vertical travel distance, average box horizontal displacement from L5-S1, and average box vertical displacement velocity were considered as box kinematic variables. The median frequency of electromyographic signals from selected muscles was quantified as a muscle fatigue indicator. Since subjects performed different lifting cycles, the total number of cycles was divided into five distinct blocks for data analysis.

Results: The results showed significant effects of lifting trial blocks on trunk angle ($p=0.004$) and vertical box displacement ($p<0.001$). Median frequency was significantly affected by lifting blocks for right ($p=0.016$) and left erector spinae ($p=0.014$), right ($p=0.021$) and left multifidus ($p<0.001$), right latissimus dorsi ($p=0.001$), and left rectus abdominis ($p=0.039$).

Conclusion: Overall, the results highlight variations in most kinematic parameters and a reduction in the frequency content of EMG signal spectra. These changes serve as indices of the central nervous system's control over lifting behavior under dynamic conditions. A better understanding of these central nervous system adaptations could have practical applications in interventions such as workstation design, exoskeleton development, and worker training to manage musculoskeletal disorders.

Keywords: Electromyography, Repetitive lifting, Fatigue, Low back pain

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Kazemi Z, Mazloumi A, Arjmand N, Karimi Z, Keihani A, Ghasemi MS. The Effect of Repetitive Lifting on Trunk Muscles' Fatigue and Kinematics of Spine and Load-in-Hand. *Journal of Health and Safety at Work*. 2023; 13(2): 202-217.

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

1. INTRODUCTION

In Iran, low back pain (LBP) is a significant health concern and the third leading cause of disease burden. The prevalence of LBP in the general Iranian population ranges from 14.4% to 84.1%. Occupational LBP is a common workplace disorder that can lead to absenteeism and disability among workers.

Various mechanical risk factors for LBP have been identified, including postures with low constant loads (such as sitting and standing), high levels of loading (such as manual load carrying tasks), sudden spinal loadings, high repetition, and exposure to vibration. Manual handling tasks, which include load handling, repetitive loading, trunk twisting, and bending, are common in many jobs and can contribute to spinal compressive forces and back pain.

Trunk muscles play a crucial role in maintaining spinal stability. However, fatigue caused by manual activities can adversely affect neuromuscular control and lead to compensatory behaviors that increase spinal loads. Given the high prevalence of LBP in industrial settings and the role of fatigue in spinal loads, this study aims to investigate the effect of repetitive lifting tasks on trunk muscle fatigue and the kinematics of the spine and load-in-hand.

2. MATERIAL AND METHODS

Participants and Study Procedure: Eighteen male subjects, with an average age of 26.5 years ($SD = 2.9$), participated in a lifting task until they reached maximum fatigue. The weight of the box was adjusted to 10% of each subject's maximum lifting capacity, as determined by a Chatillon dynamometer (DFX model, America). The box was lifted from a height of approximately 10 centimeters above the floor to waist level at a rate of 10 lifts per minute.

Instruments: Muscle activity levels were recorded using an electromyography (EMG) device (Myon, Switzerland) with a sampling rate of 1200 Hz for the right and left erector spinae, multifidus, latissimus dorsi, and rectus abdominis muscles. Motion data were captured using an 11-camera Vicon optical motion recording system with a sampling frequency of 120 Hz. Thirty-nine reflective markers were placed on anatomical landmarks according to the plug-in-gait model, and an additional marker was mounted on the top edge of the box.

Data Processing: Analyses were performed

on data from the lifting phase. Raw EMG data were filtered using low-pass and high-pass filters with cut-off frequencies of 450 Hz and 20 Hz, respectively. Muscle fatigue was determined using median frequency (MF). Motion data were filtered using a low-pass fourth-order Butterworth filter at 7 Hz. Each loading cycle was divided into five equal blocks (C1-C5: 0-20%, 20-40%, 40-60%, 60-80%, 80-100%). To examine changes in kinematic variables from the beginning to the end of the loading period, the average of these variables was calculated for each cycle. Then, the total number of loading cycles was divided into five blocks (T1-T5) for each participant. A two-way MANOVA was used to assess the effect of cycle blocks ©, loading test blocks (T), and their interaction with the kinematic variables. The mean angle and angular velocity were calculated as trunk kinematic variables, while the mean vertical displacement, displacement velocity, and horizontal distance to the body were calculated as kinematic variables of load-in-hand. A one-way MANOVA was performed to assess the effect of lifting blocks (T) on the muscles' median frequency. Bonferroni adjustments were used when pairwise comparisons were required.

3. RESULTS AND DISCUSSION

According to the MANOVA analysis, the loading cycle blocks © had a significant effect on all the kinematic variables of the trunk and the load (p -value > 0.001). Post hoc comparisons revealed that the trunk angle decreased from C1 to C5 (p -value < 0.001) (Fig. 1). Trunk angular velocity increased from C1 to C4 and decreased from C4 to C5. Load vertical displacement increased from C1 to C3 and then decreased for the remainder of the cycle. In addition, from C1 to C4, subjects significantly reduced the horizontal distance of the load from the body.

The results confirmed the significant effect of time on only trunk angle (p -value = 0.004) and vertical load displacement (p -value < 0.001). The trunk flexion angle in the sagittal plane decreased during the five loading blocks.

Finally, according to the MANOVA analysis, there was a significant interaction effect between cycle blocks and load blocks (C \times T) for trunk extension speed (p -value = 0.008), vertical and horizontal movement of the load in hand (p -value = 0.002 and p -value = 0.006, respectively), and load displacement speed (p -value > 0.001). MANOVA analyses also confirmed the significant effect of

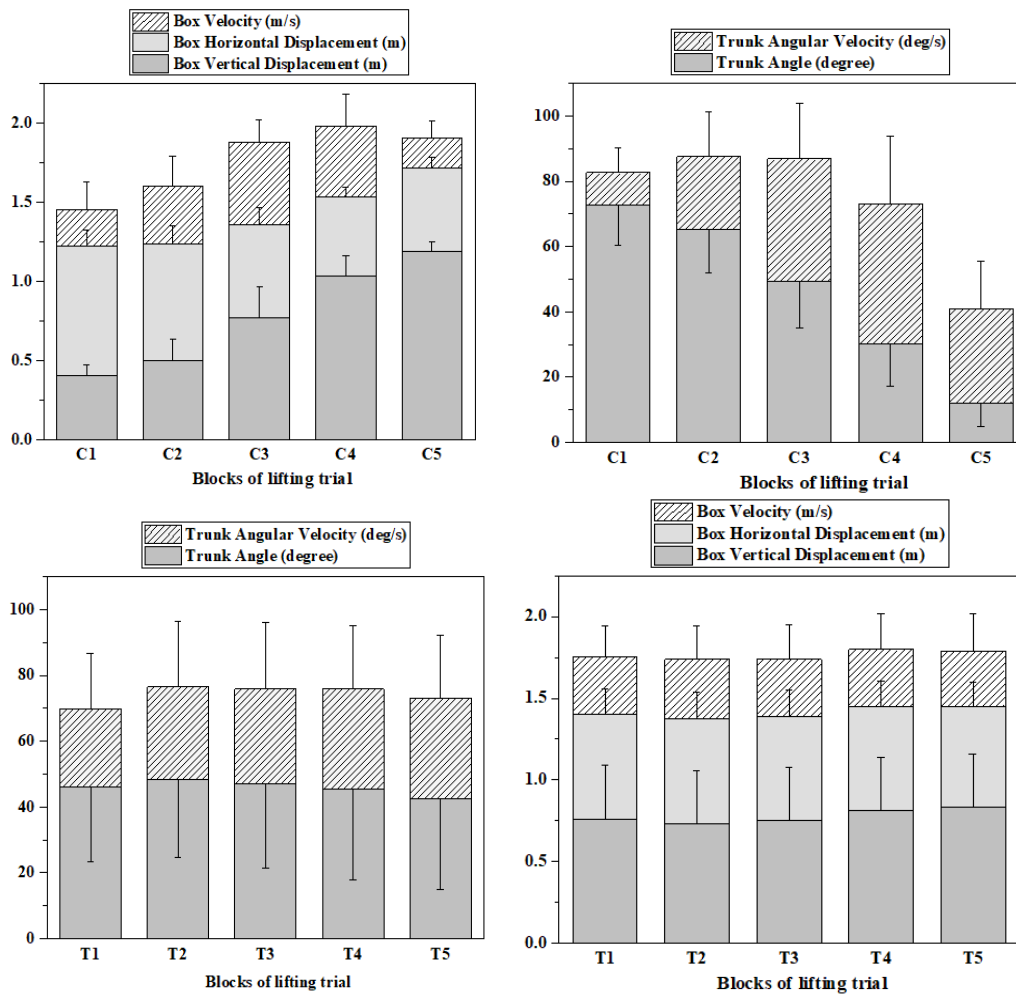


Fig. 1: Changes in the kinematic variables of the trunk and the load-in-hand for different sections of lifting cycles (C1-C5) and from the beginning to the end of the loading period (T1-T5)

time on the mean frequency index of several muscles (p -value < 0.05).

4. CONCLUSIONS

In conclusion, this study tracked postural behavior and muscle fatigue during lifting tasks over time. The findings confirmed changes in kinematic

variables and a decrease in the frequency content of electromyography signals as an indicator of central nervous system control of loading behavior under dynamic conditions. This understanding can be used in ergonomics interventions such as workstation design, exoskeleton design, or worker training to manage musculoskeletal disorders.

بررسی تأثیر وظیفه‌ی باربرداری تکراری بر خستگی عضلات تنه و کینماتیک ستون مهره‌ای و بار در دست

زینب کاظمی^۱، عادل مظلومی^{۲*}، نوید ارجمند^۳، زانیار کریمی^۴، احمدرضا کیهانی^۵، محمدصادق قاسمی^۶

^۱ گروه مهندسی صنایع، دانشگاه کلمسون، کلمسون، امریکا

^۲ مرکز تحقیقات پزشکی ورزشی، پژوهشکده بازتوانی عصبی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران | گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

^۳ دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

^۴ گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، تهران، ایران

^۵ گروه مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

^۶ گروه ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۵/۱۸، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۱۱

مکیده

مقدمه: با توجه به شیوع بالای کمردرد در وظایف حمل دستی بار و ارتباط شناخته‌شده‌ی آن با بارهای ستون مهره‌ای و همچنین نادیده گرفتن اثر خستگی عضلانی و مکانیسم‌های انطباقی بدن برای سازگار شدن با خستگی، مطالعه‌ی حاضر با هدف بررسی اثر وظیفه‌ی باربرداری تکراری بر سطح خستگی عضلات تنه و کینماتیک ستون مهره‌ای و بار در دست انجام شده است.

روش کار: از ۱۸ آزمودنی مرد، خواسته شد تا یک جعبه را در وضعیت متقارن با فرکانس ۱۰ بار در دقیقه تا زمان رسیدن به حداکثر خستگی از زمین بلند کرده و بر روی سطحی در ارتفاع کمر قرار دهند. اطلاعات حرکتی و ثبت هم‌زمان سطح فعالیت عضلات، به ترتیب با استفاده از سیستم آنالیز حرکت اپتیکال و دستگاه الکترومایوگرافی انجام شد. شاخص‌های میانگین زاویه و سرعت زاویه‌ای، به‌عنوان متغیرهای کینماتیکی تنه و شاخص‌های میانگین جابه‌جایی عمودی، سرعت جابه‌جایی عمودی و فاصله‌ی افقی بار تا مهره‌ی L۵/S۱، به‌عنوان متغیرهای کینماتیکی بار مورد استفاده قرار گرفت. جهت کمی‌سازی خستگی عضلات، از شاخص فرکانس میانه استفاده شد. با توجه به متفاوت بودن تعداد سیکل‌های باربرداری آزمودنی‌ها، تعداد کل سیکل‌های هر فرد به ۵ بلوک مساوی تقسیم و آنالیزها به تفکیک هر بلوک انجام شد.

یافته‌ها: اثر معنی‌دار زمان بر زاویه‌ی تنه ($p=0/004$) و جابه‌جایی عمودی بار ($p<0/001$) را نشان می‌دهد. آنالیزها، مؤید اثر معنی‌دار زمان بر شاخص فرکانس میانه‌ی عضلات ارتکتور اسپاینی راست ($p=0/016$) و چپ ($p=0/014$)، مولتی فیدوس راست ($p=0/021$) و چپ ($p<0/001$)، لاتیسیموس درسی راست ($p=0/001$) و رکتوس ابدومینوس چپ ($p=0/039$) است.

نتیجه‌گیری: به‌طور کلی، یافته‌ها مؤید تغییر در پارامترهای کینماتیکی همراه با کاهش محتوای فرکانسی سیگنال‌های الکترومایوگرافی، به‌عنوان شاخص‌های سیستم اعصاب مرکزی در کنترل رفتار باربرداری، تحت شرایط دینامیک تکراری است. درک دقیق انطباقات سیستم اعصاب مرکزی، می‌تواند در مداخلاتی همچون طراحی ایستگاه کاری، طراحی آگرواسکلتون و یا آموزش کارگران جهت مدیریت اختلالات اسکلتی عضلانی، کاربرد داشته باشد.

کلمات کلیدی: الکترومایوگرافی، باربرداری تکراری، خستگی، کمردرد

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

مقدمه

کمردرد^۱ (LBP)، یکی از اختلالات اسکلتی-عضلانی^۲ (MSDs) رایج و با تبعات زیاد است که شیوع تمام عمر^۳ (LTP) آن بین ۴۰ تا ۸۰ درصد گزارش شده است (۱)، (۲). در کشور ایران نیز کمردرد، سومین دلیل اصلی بار بیماری (طبق شاخص دالی^۴) در جمعیت با دامنه ی سنی ۱۵ تا ۶۹ سال است. در مطالعه‌ای، شیوع کمردرد در جمعیت عادی، شاغلین، دانش‌آموزان و زنان باردار ایرانی، بین ۱۴/۴ تا ۸۴/۱ درصد گزارش شد (۳). کمردرد شغلی، از جمله ی اختلالات اصلی در محیط‌های کاری است که منجر به غیبت‌های کاری و ناتوانی کارگران با سن کمتر از ۴۵ سال شده و مسئول تقریباً ۱/۴ ناتوانی‌های زودرس است (۴-۶).

ریسک فاکتورهای مرتبط با کمردرد را می‌توان به دو دسته ی کلی فاکتورهای مکانیکی و غیرمکانیکی تقسیم نمود (۷). مطابق با مطالعات پیشین، فاکتورهای مکانیکی، اغلب با شروع اولیه ی کمردرد، وقوع مجدد (عود) آن و تشدید کمردرد مزمن مرتبط است (۸-۱۰)، اندازه‌گیری و کمی‌سازی آن‌ها عینی‌تر بوده و اثر مستقیم‌تری بر ایجاد کمردرد دارند (۱۱). مطالعات اپیدمیولوژیکی ریسک فاکتورهای مکانیکی مختلفی را معرفی نموده‌اند که شامل مواجهه با وظایف دارای ویژگی‌های زیر است: (۱) حرکات و پوسچرهای با بار کم اما به مدت طولانی (مثل نشستن، ایستادن)، (۲) سطوح بالای بارگذاری (همچون وظایف حمل دستی بار^۵ (MMH))، (۳) بارگذاری‌های ناگهانی ستون مهره‌ای، (۴) تکرار بالا و (۵) ارتعاش تمام بدن یا دست-بازو (۱۰، ۱۲).

زمان قابل توجهی از فعالیت‌های کاری در مشاغل و واحدهای کاری مختلف، در مواجهه با وظایف حمل دستی بار سپری می‌شود؛ به‌طوری که نزدیک به یک‌سوم کارگران اروپایی، حداقل ۱/۴ زمان کاری خود

را مشغول انجام فعالیت‌های حمل دستی بار هستند (۱۳). جابه‌جایی بار، باربرداری تکراری، پیچش و خمش تنه که به‌نوبه ی خود با گشتاورها و فشارهای ستون مهره‌ای مرتبط هستند (۱۴-۱۶)، از دلایل اصلی ایجاد کمردرد در محیط‌های شغلی می‌باشند (۱۷). درصد بالایی از آسیب‌های ناحیه ی کمر برای وظایف دارای باربرداری تکراری گزارش شده است. باربرداری تکراری، منجر به افزایش فلکشن ناحیه ی کمر، افزایش بار وارد بر ساختارهای غیرفعال ستون مهره‌ای، کاهش ثبات ستون مهره‌ای، ایجاد خستگی عضلانی و پاسخ‌های التهابی حاد در بافت‌های ستون مهره‌ای می‌شود (۱۷، ۱۸). فلکشن تکراری، به‌عنوان فاکتور افزایش‌دهنده ی ریسک کمردرد در آینده یا ادامه یافتن علائم کمردرد شناخته شده است (۱۹، ۲۰). میزان بروز کمردرد، با نیروهای فشاری وارد بر دیسک‌های بین مهره‌ای مرتبط بوده و با افزایش بار فشاری، افزایش می‌یابد (۲۱، ۲۲)؛ بنابراین، طی دهه‌های اخیر، بارهای مکانیکی کمر، محور مطالعات زیادی بوده که به دنبال درک مکانیسم‌های زیربنایی ارتباط بین مواجهه با ریسک فاکتورها و وقوع و عود کمردرد بوده‌اند. خستگی عضلانی، به‌عنوان کاهش ظرفیت تولید نیرو در عضلات اصلی درگیر در فعالیت و در نتیجه کاهش نیروی در دسترس، تعریف شده است (۱۸). عضلات تنه، بایستی به میزان کافی نیرو، جهت حفظ ثبات ستون مهره‌ای و پیشگیری از آسیب این سیستم پیچیده تولید کنند و این فعالیت عضلانی، بایستی در زمان بهینه و با بزرگی کافی رخ دهد تا بتوانند از ساختارهای استخوانی-لیگامانی در برابر آسیب ناشی از فعالیت‌های مختلف از جمله باربرداری محافظت کنند (۲۳، ۲۴). خستگی ناشی از فعالیت‌های باربرداری، کنترل عصبی-عضلانی^۶ ثبات ستون مهره‌ای را تحت تأثیر قرار می‌دهد. ثبات ستون مهره‌ای، در درجه ی اول، به‌وسیله ی پاسخ رفلکسی، سفتی^۷ فعال عضلانی و فراخوانی^۸ عضلات، کنترل می‌گردد. خستگی، هر یک از این پارامترهای نوروماسکولار و از این‌رو ثبات

6. Neuromuscular
7. Stiffness
8. Recruitment

1. Low back pain
2. Musculoskeletal disorders
3. Lifetime prevalence rate
4. DALY
5. Manual Material Handling

روش کار

آزمودنی‌ها

۱۸ آزمودنی مرد با میانگین \pm انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب $۲۶/۵ \pm ۲/۹$ سال، $۱۷۵/۲ \pm ۶/۹$ سانتی‌متر و $۷۰/۱ \pm ۷/۳$ کیلوگرم مورد بررسی قرار گرفتند که به روش نمونه‌گیری در دسترس از میان جمعیت دانشجویی انتخاب شدند. شرکت‌کنندگان، عاری از آسیب، ناراحتی و بدشکلی ساختاری یا عملکردی سیستم اسکلتی-عضلانی بودند. همچنین، عدم سابقه‌ی ورزشی حرفه‌ای، از معیارهای ورود به مطالعه بود.

شرایط آزمون

متغیرهای اصلی در وظیفه‌ی باربرداری تکراری، شامل فرکانس باربرداری، ارتفاع باربرداری، جرم بار و فاصله‌ی قدمی بار از بدن است. با توجه به مطالعه‌ی پایلوت انجام‌شده، فرکانس متوسط ۱۰ باربرداری در دقیقه در نظر گرفته شد. جهت تعیین زمان‌های باربرداری، از نرم‌افزار مترونوم استفاده شد. این نرم‌افزار، صداهای بسیار کوتاهی مثل کلیک کردن را با فواصل زمانی مشخصی که قابل تنظیم است، تولید می‌کند و در نتیجه، آزمودنی می‌تواند ریتم انجام وظیفه را بر اساس ریتم دریافتی از مترونوم تنظیم نماید. جهت اطمینان از رسیدن تمامی آزمودنی‌ها به حداکثر خستگی در وظیفه‌ی تعریف‌شده، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا وظیفه‌ی باربرداری را تا زمان رسیدن به حداکثر خستگی خود ادامه دهند. با توجه به اینکه روند تغییر متغیرهای مورد بررسی در طی زمان آزمون برای هر آزمودنی جداگانه بررسی می‌شود و در واقع مقایسه‌ی هر آزمودنی با خودش صورت می‌گیرد، نوع تکنیک باربرداری اهمیتی نداشته و به همین دلیل نیز کنترل نشده و به صورت انتخابی و آزادانه بود. با توجه به مطالعه‌ی پایلوت انجام‌شده، میزان بار در دست، ۱۰ درصد حداکثر ظرفیت باربرداری آزمودنی در نظر گرفته شد (در این مطالعه، بین ۵ تا ۷ کیلوگرم). جعبه‌ی مورد استفاده با ابعاد تقریبی $۲۸ \times ۳۴ \times ۳۴$ سانتی‌متر و دارای دو دسته در طرفین و نزدیک به لبه‌ی بالایی بود که آزمودنی

ستون مهره‌ای را تحت تأثیر قرار داده (۲۵، ۲۶) و منجر به تحمیل بار بیشتری به ساختارهای ستون مهره‌ای می‌شود. افراد، در جبران خستگی عضلانی ایجادشده، ممکن است استراتژی‌های کاری اتخاذ کنند که منجر به تغییرات رفتاری بزرگ‌تر می‌گردد (۱۸). رفتارهای جبرانی ناشی از خستگی در وظایف باربرداری تکراری، منجر به تغییر ثبات ستون مهره‌ای و کنترل حرکتی می‌گردد. بسته به ناحیه‌ی خستگی عضلانی موضعی، نشان داده شده که این تطابق‌ها می‌تواند به‌طور مثال، باعث تغییر سبک باربرداری (۱۸، ۲۷)، تغییرات کینماتیکی، همچون سطح بالاتر شتاب خمش روبه‌جلو با ایجاد خستگی شوند (۲۸). در مطالعه‌ی دیگر، به ایجاد تغییرپذیری^۱ ذاتی در حرکات بدن حین انجام یک وظیفه هم‌زمان با ایجاد خستگی اشاره شده است (۲۹). تمامی تغییرات ذکرشده جهت حفظ عملکرد و از سوی دیگر تعادل، می‌تواند منجر به افزایش بارهای وارد به ستون مهره‌ای شود.

علی‌رغم شیوع بالای کمردرد در محیط‌های صنعتی و هزینه‌های به دنبال آن و نقش خستگی در افزایش بارهای وارد بر ستون مهره‌ای، مطالعات کمی به بررسی خستگی عضلانی و مکانیسم‌های انطباقی که بدن برای سازگار شدن با خستگی اعمال می‌نماید، پرداخته‌اند. در محدود مطالعات انجام‌شده (۱۸، ۲۷، ۲۸) نیز تمرکز تنها بر یک متغیر بوده و انطباقات حرکتی و عضلانی به‌صورت هم‌زمان مورد بررسی قرار نگرفته‌اند. همچنین مقایسه‌ها به‌صورت قبل و بعد از انجام وظیفه بوده و روند تغییرات متغیرهای بیومکانیکی در طول زمان، کمتر مورد هدف قرار گرفته است؛ بنابراین، هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، بررسی اثر وظیفه‌ی باربرداری تکراری بر خستگی عضلات تنه و کینماتیک ستون مهره‌ای و بار در دست است. در این مطالعه، مفروض است که خستگی ایجادشده در طول وظیفه‌ی باربرداری، با تغییرات گسترده‌ای در متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست و همچنین سطح فعالیت عضلات تنه همراه است که در پاسخ به خستگی ایجاد می‌شوند.

1. Variation

بایستی روبه‌روی آن در فاصله‌ی راحتی که بیشتر از ۱۵ سانتی‌متر نباشد (۳۰)، می‌ایستاد و آن را از سطحی تقریباً ده سانتی‌متر بالاتر از سطح زمین، بلند کرده و بر روی سطحی در ارتفاع کمر قرار می‌داد (۳۱).

مراحل انجام آزمون

آزمون حداکثر ظرفیت باربرداری

پس از ورود آزمودنی به آزمایشگاه و شرح اهداف مطالعه و کسب رضایت‌نامه، از آزمودنی خواسته می‌شد تا حرکات کششی کوتاهی جهت آماده‌سازی عضلات تنه و شکمی انجام دهد. سپس آزمون حداکثر ظرفیت باربرداری جهت تعیین حداکثر باری که فرد قادر به بلند کردن آن است، با استفاده از نیروسنج Chatillon (ساخت آمریکا، مدل DFX) که به پایه‌ی یک فریم فلزی فیکس شده بود، انجام شد. سه تکرار، با تقریباً ۳ دقیقه استراحت بین آزمون‌ها، انجام و متوسط نیروی ثبت‌شده، به‌عنوان حداکثر ظرفیت باربرداری نهایی آزمودنی مورد استفاده قرار گرفت (۳۱).

آزمون حداکثر انقباض ارادی

پس از آزمون حداکثر ظرفیت باربرداری و استراحت کافی، مراحل آماده‌سازی پوست (تراشیدن موهای زائد و تمیز کردن پوست با الکل) انجام و الکترودهای بایوپلار دستگاه الکترومایوگرافی سطحی جهت اندازه‌گیری سطح فعالیت عضلانی، به‌صورت دوطرفه (راست و چپ) بر روی عضلات کمری و شکمی شامل لانجیسیموس^۱ (ESLR)، مولتی‌فیدوس^۲ (MFR, MFL) و لاتیسیموس درسی^۳ (LDR, LDL)، رکتوس ابدومینیس^۴ (RAR, RAL) و مایل خارجی (EOR, EOL)^۵ قرار گرفت. عضلات ذکرشده، عضلات اصلی اکستانسور و فلکسور ستون مهره‌ای هستند که ثبت فعالیت آن‌ها با استفاده

1. Longissimus
2. Multifidus
3. Latissimus dorsi
4. Rectus abdominis
5. External oblique

از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی امکان‌پذیر است. جایگاه الکترودها با توجه به مطالعات قبلی تعیین شد (۳۲-۳۴). قبل از اجرای آزمایش باربرداری تکراری، لازم است ابتدا آزمون حداکثر انقباض ارادی^۶ (MVC)، انجام شود. هدف از انجام آزمایش‌های MVC، رساندن عضلات به حداکثر سطح فعالیت خود است. بعد از نصب الکترودها، سیگنال‌های EMG عضلات طی آزمون حداکثر انقباض ارادی مطابق با مطالعات پیشین ثبت شد (۳۵-۳۷). برای ثبت EMG در MVC برای عضلات ارکتور اسپاینی و مولتی‌فیدوس، از آزمودنی خواسته می‌شد تا روی تخت به شکم خوابیده، دست‌ها را پشت سر قلاب کرده و بخشی از تنه را خارج از تخت قرار دهد؛ پاهای او نیز توسط دستیار پژوهشی ثابت نگه داشته می‌شد تا حین آزمون از تخت جدا نشود. سپس آزمودنی، سینه و تا حدودی شکم را از تخت جدا کرده و تلاش می‌نمود تا ستون مهره‌ای خود را به حالت کشیده درآورد. درخصوص عضله‌ی لاتیسیموس درسی نیز آزمودنی به شکم در لبه‌ی تخت می‌خوابید؛ به‌گونه‌ای که بازو در کنار تخت در وضعیت آویزان قرار گیرد و آرنج زاویه‌ی ۹۰ درجه داشته باشد. سپس آزمودنی سعی می‌نمود که شانه را به حالت اکستنشن برده و محقق، به سمت پایین مقاومت اعمال می‌نمود. در طول تمامی آزمون‌ها، دستیار پژوهشی، به‌صورت دستی، از ایجاد هر نوع حرکت جلوگیری می‌کرد. برای MVC عضلات رکتوس ابدومینیس و مایل خارجی، از آزمودنی درخواست شد در حالی که روی تخت به پشت خوابیده، پوسچر مشابه پوسچر دراز-نشست اتخاذ کرده و ستون مهره‌ای را در حالت خمیده به سمت جلو و در ادامه خمش جانبی به سمت راست و چپ قرار دهد (۳۵)؛ در حالی که محقق در جهت مخالف حرکت، مقاومت اعمال می‌نمود. ثبت EMG برای هر عضله، سه بار، هر بار به مدت تقریباً ۵ ثانیه صورت گرفت. جهت جلوگیری از ایجاد خستگی، دو دقیقه استراحت بین تکرارها در نظر گرفته شد و میانگین سه تکرار، به‌عنوان میزان نهایی MVC فرد، مورد استفاده قرار گرفت (۳۸).

6. Maximum voluntary contraction

لازم به ذکر است که دستگاه الکترومایوگرافی بی‌سیم ساخت شرکت Myon سوئیس با نرخ نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز، جهت ثبت سطح فعالیت عضلانی مورد استفاده قرار گرفت. در ادامه، به‌منظور شناسایی مختصات سه‌بعدی (3D) مرکز مفاصل و محور هر سگمنت، ۳۹ مارکر رفلکتیو به‌صورت متقارن بر روی نقاط مشخص آناتومیکی بر اساس مدل پیشنهادی وایکون نصب شد (۳۹). یک مارکر رفلکتیو نیز روی لبه ی بالایی جعبه قرار داده شد. در این پژوهش، از یک سیستم ثبت حرکت اپتیکال از شرکت Vicon انگلستان شامل ۱۱ دوربین با نرخ نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز استفاده شد. لازم به ذکر است که کالیبراسیون تجهیزات مورد استفاده برای هر آزمودنی، در ابتدای ثبت داده صورت می‌گرفت.

استفاده شد. در مطالعه ی حاضر، از شاخص فرکانس میانه^۲ (MF) جهت تعیین خستگی عضلات استفاده شد. در مواردی که نیاز به استفاده از داده‌های خام مربوط به مختصات سه‌بعدی مارکرهای آناتومیکی سیستم آنالیز حرکت بود، داده‌ها ابتدا تحت یک فیلتر پایین‌گذر در ۷ هرتز قرار گرفتند. در مطالعه ی حاضر، میانگین زاویه و سرعت زاویه‌ای به‌عنوان متغیرهای کینماتیکی تنه و میانگین جابه‌جایی عمودی، سرعت جابه‌جایی عمودی و فاصله ی افقی تا مهره ی L5/S1، به‌عنوان متغیرهای کینماتیکی بار در دست مورد ارزیابی قرار گرفتند. این متغیرها، از مهم‌ترین متغیرهای اثرگذار بر نیروهای وارد بر ستون مهره‌ای هستند.

تحلیل آماری داده‌ها

با توجه به متفاوت بودن بازه ی زمانی سیکل‌های باربرداری (هم درون‌فردی و هم بین آزمودنی‌ها)، به‌منظور نرمالایز کردن داده‌ها و امکان برآورد یک میانگین تقریبی، برای هر آزمودنی هر سیکل باربرداری، به ۵ بلوک مساوی (۰٪-۲۰٪، ۲۰٪-۴۰٪، ۴۰٪-۶۰٪، ۶۰٪-۸۰٪، ۸۰٪-۱۰۰٪) تقسیم و میانگین و انحراف معیار متغیرها برای ۵ بلوک ذکرشده به‌صورت جداگانه محاسبه شد. همچنین جهت بررسی تغییرات متغیرهای کینماتیکی هر آزمودنی بین سیکل‌های مختلف (از ابتدا تا انتهای دوره باربرداری) و سپس در ادامه بررسی اثری که خستگی بر این متغیرها دارد، ابتدا میانگین این متغیرها در هر سیکل محاسبه و سپس با توجه به متفاوت بودن تعداد سیکل‌های باربرداری بین آزمودنی‌ها، تعداد کل سیکل‌های باربرداری هر فرد (معادل ۱۰۰ درصد) به ۵ بلوک مساوی (۰٪-۲۰٪، ۲۰٪-۴۰٪، ۴۰٪-۶۰٪، ۶۰٪-۸۰٪، ۸۰٪-۱۰۰٪) تقسیم گردید. به‌منظور بررسی تأثیر بلوک‌های سیکل (C1-C5)، بلوک‌های آزمون باربرداری (T1-T5) و اثر متقابل بلوک‌های سیکل و بلوک‌های باربرداری (C × T) به‌عنوان متغیرهای مستقل بر متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست به‌عنوان متغیرهای وابسته، از آزمون آماری آنالیز

آزمون باربرداری تکراری

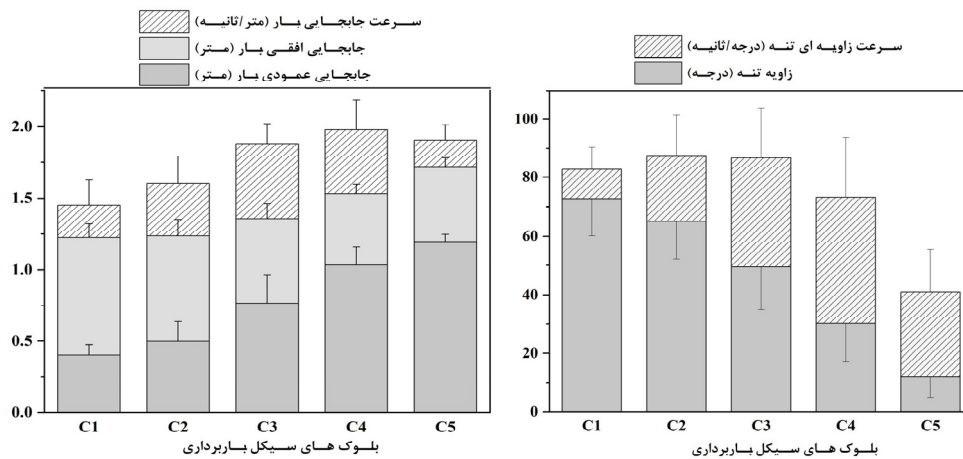
پس از آزمون MVC و استراحت کافی، آزمون باربرداری تکراری مشابه با آنچه در قسمت مشخصه‌های وظیفه باربرداری ذکر شد، انجام پذیرفت. هدف از آزمون باربرداری تکراری، رساندن فرد به حداکثر میزان خستگی است.

پردازش داده‌ها

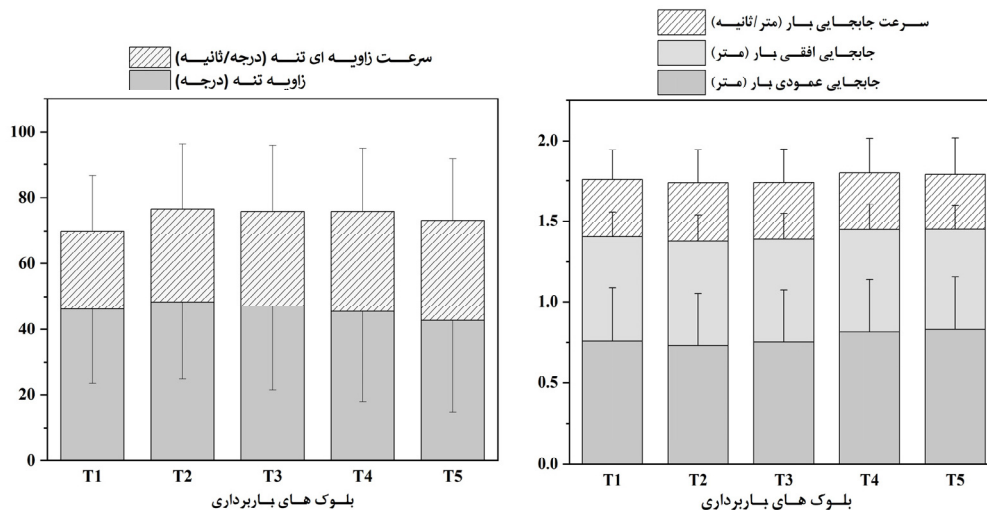
وظیفه ی تعریف‌شده، شامل برداشتن بار از سطح پایینی قفسه و گذاشتن آن روی سطح بالایی (فاز باربرداری) و برداشتن بار از سطح بالایی قفسه و گذاشتن آن روی سطح پایینی (فاز بارگذاری) بود. از آنجا که فاز باربرداری، محور مطالعه ی حاضر است، تمامی تحلیل‌ها بر مبنای داده‌های فاز باربرداری انجام شد. با توجه به دامنه ی طبیعی سیگنال‌های EMG و همچنین به‌منظور حذف سیگنال‌های ناخواسته ناشی از حرکت الکتروود بر روی پوست و سیگنال‌های قلبی، داده‌های خام EMG تحت یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴۵۰ هرتز و یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۲۰ هرتز قرار گرفتند. برای حذف نویز برق شهری، از فیلتر ناچ^۱ ۵۰ هرتزی

2. Median frequency

1. Notch



شکل ۱: تغییرات متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست به تفکیک بخش های متوالی یک سیکل (C1-C5)



شکل ۲: تغییرات متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست از ابتدا تا انتهای بازه باربرداری (T1-T5)

یافته ها

شکل شماره ۱، میانگین و انحراف معیار تغییرات متغیرهای کینماتیکی، از ابتدا تا انتهای یک سیکل باربرداری را برای همه ی افراد نشان می‌دهد. همچنین میانگین و انحراف معیار متغیرهای کینماتیکی به تفکیک بلوک‌های باربرداری (T1-T5) و صرف نظر از فاز سیکل، در شکل شماره ۲ ارائه شده است. مطابق با یافته‌های آزمون MANOVA، بلوک‌های سیکل باربرداری (C)، دارای اثر معنی‌داری بر تمامی متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست هستند ($p\text{-value} < 0.001$)

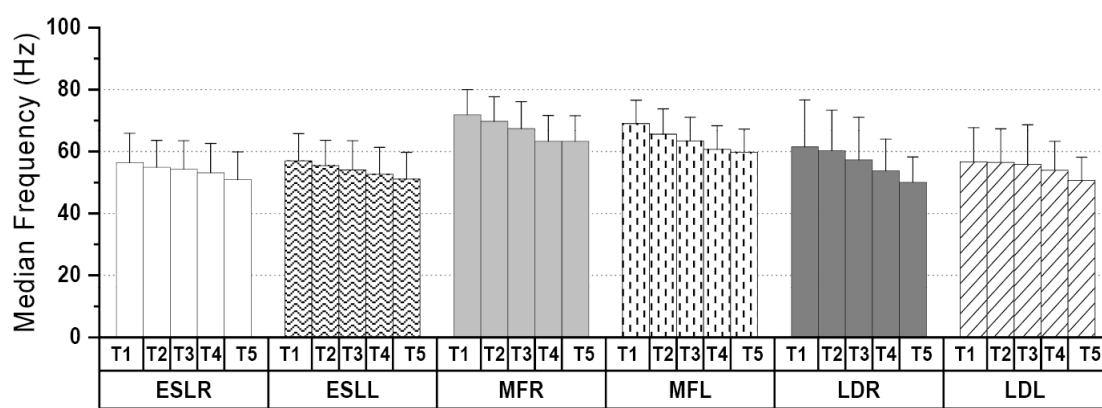
واریانس چندگانه ی دوطرفه^۱ (two-way MANOVA) استفاده گردید. درخصوص شاخص خستگی (MF)، تقسیم‌بندی تنها در طول آزمون باربرداری (T1-T5) انجام شد. اثر بلوک‌های آزمون باربرداری (T)، به‌عنوان متغیر مستقل بر MF عضلات بازکننده و خم‌کننده ی ستون مهره‌ای به‌عنوان متغیرهای وابسته با استفاده از آنالیز آماری one-way MANOVA مورد بررسی قرار گرفت. برای مقایسه‌های زوجی، از آزمون Bonferroni استفاده گردید.

1. Two-way multiple analysis of variance

جدول ۱: نتایج حاصل از آنالیز چندمتغیره MANOVA جهت بررسی تأثیر بلوک‌های سیکل (C1-C5)، بلوک‌های آزمون باربرداری (T1-T5) و اثر متقابل بلوک‌های سیکل و بلوک‌های باربرداری (C × T) بر متغیرهای کینماتیکی تنه و بار در دست آزمودنی

| C × T | | | T | | | C | | | متغیر |
|----------|----------|------|----------|----------|-------|----------|----------|--------|------------------------------|
| η^2 | p-value | F | η^2 | p-value | F | η^2 | p-value | F | |
| ۰/۰۷ | ۰/۳۱۴ | ۱/۲۷ | ۰/۰۵ | ۰/۰۰۴** | ۳/۹۱ | ۰/۷۹ | <۰/۰۰۱** | ۲۵۱/۵۲ | زاویه تنه |
| ۰/۱۱ | ۰/۰۰۸** | ۲/۱۱ | ۰/۰۳ | ۰/۰۸۱ | ۲/۱۰ | ۰/۳۸ | <۰/۰۰۱** | ۴۱/۰۴ | سرعت زاویه‌ای تنه |
| ۰/۱۳ | ۰/۰۰۲** | ۲/۴۸ | ۰/۱۴ | <۰/۰۰۱** | ۱۱/۴۰ | ۰/۸۸ | <۰/۰۰۱** | ۴۹۲/۸۱ | فاصله عمودی بار |
| ۰/۱۸ | <۰/۰۰۱** | ۳/۸۶ | ۰/۰۱ | ۰/۸۵۵ | ۰/۳۳ | ۰/۴۱ | <۰/۰۰۱** | ۴۷/۵۵ | سرعت جابجایی بار |
| ۰/۱۱ | ۰/۰۰۶** | ۲/۱۹ | ۰/۰۲ | ۰/۱۶۷ | ۱/۶۳ | ۰/۷۰ | <۰/۰۰۱** | ۱۵۱/۰۱ | فاصله افقی بار تا مهره L5/S1 |

* p < 0.05; ** p < 0.01

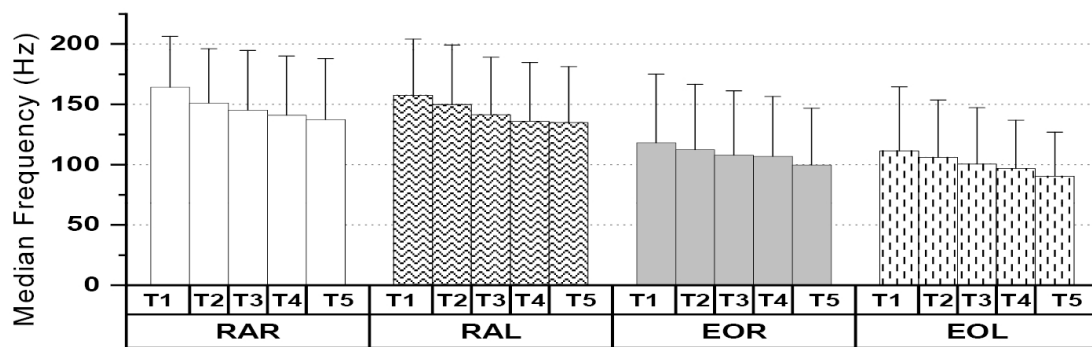


شکل ۳: سطح شاخص خستگی (MF) عضلات پشتی مورد بررسی در مطالعه حاضر: ارکتوراسپاینی راست (ESLR)، ارکتوراسپاینی چپ (ESLL)، مولتی فیدوس راست (MFR)، مولتی فیدوس چپ (MFL)، لاتیسیموس درسی راست (LDR)، و لاتیسیموس درسی چپ (LDL)

لحاظ آماری معنی‌داری بود؛ به جز اختلاف بین C1 و C5 و همچنین اختلاف بین C3 و C4. به علاوه، از C1 تا C4، آزمودنی‌ها فاصله ی افقی بار از بدن را به‌طور معنی‌داری کاهش دادند. با وجود این، از C4 تا C5، میزان این متغیر نسبتاً ثابت باقی ماند (شکل شماره ۱).

در خصوص بلوک‌های آزمون باربرداری (T)، یافته‌های حاصل از آنالیزهای MANOVA، مؤید اثر معنی‌دار زمان بر زاویه ی تنه (p-value=۰/۰۰۴) و جابه‌جایی عمودی بار (p-value < ۰/۰۰۱) است. با وجود این، تفاوت معنی‌داری برای متغیرهای سرعت زاویه‌ای تنه، سرعت جابه‌جایی بار و جابه‌جایی افقی بار بین بلوک‌های مختلف آزمون باربرداری، مشاهده نگردید (جدول شماره ۱). به‌طور کلی، زاویه ی فلکشن تنه در صفحه ی ساجیتال

(جدول شماره ۱). مطابق با آزمون‌های تعقیبی، هرچه به سمت انتهای سیکل باربرداری برویم، زاویه ی تنه از C1 تا C5 کاهش می‌یابد (p-value < ۰/۰۰۱). در خصوص سرعت زاویه‌ای تنه، از C1 تا C4 این متغیر افزایش و سپس از C4 به C5 کاهش می‌یابد (شکل شماره ۱). تفاوت بین تمامی بلوک‌ها از نظر آماری معنی‌دار است؛ به جز تفاوت بین C2 و C5 و همچنین C3 و C4 (p-value > ۰/۰۵). فاصله ی عمودی بار نیز از C1 تا C5 افزایش یافته و میزان اختلاف بین تمامی بلوک‌های سیکل از لحاظ آماری معنی‌دار به دست آمده است (p-value < ۰/۰۰۱). همچنین از C1 تا C3، سرعت جابه‌جایی عمودی بار افزایش و سپس برای باقیمانده ی سیکل کاهش یافت. اختلاف بین تمامی بلوک‌های سیکل برای این متغیر از



شکل ۴: سطح شاخص خستگی (MF) عضلات شکمی مورد بررسی در مطالعه حاضر: رکتوس ابدومینوس راست (RAR)، رکتوس ابدومینوس چپ (RAL)، مایل خارجی راست (EOR)، و مایل خارجی چپ (EOL)

جدول ۲: نتایج حاصل از آنالیز چندمتغیره MANOVA جهت بررسی تأثیر بلوک‌های آزمون باربرداری (T1-T5) بر شاخص فرکانس میانه (MF) عضلات کمری و شکمی

| MF | | | عضله |
|----------|----------|-------|----------------------|
| η^2 | p-value | F | |
| ۰/۲۶۴ | ۰/۰۱۶* | ۳/۲۳۰ | ارکتور اسپاینی راست |
| ۰/۲۵۲ | ۰/۰۱۴* | ۳/۵۳۰ | ارکتور اسپاینی چپ |
| ۰/۲۳۷ | ۰/۰۲۱* | ۳/۲۵۷ | مولتی فیدوس راست |
| ۰/۳۸۳ | <۰/۰۰۱** | ۶/۵۰۸ | مولتی فیدوس چپ |
| ۰/۳۴۹ | ۰/۰۰۱** | ۵/۶۳۸ | لاتیسیموس درسی راست |
| ۰/۱۲۷ | ۰/۲۱۱ | ۱/۵۳۰ | لاتیسیموس درسی چپ |
| ۰/۰۷۷ | ۰/۴۸۸ | ۰/۸۷۳ | رکتوس ابدومینوس راست |
| ۰/۲۱۰ | ۰/۰۳۹* | ۲/۷۸۷ | رکتوس ابدومینوس چپ |
| ۰/۱۴۵ | ۰/۱۵۰ | ۱/۷۸۵ | مایل خارجی راست |
| ۰/۱۳۵ | ۰/۱۸۲ | ۱/۶۴۰ | مایل خارجی چپ |

* p < 0.05; ** p < 0.01

طی پنج بلوک باربرداری کاهش یافت (شکل شماره ۲). مطابق با آزمون‌های تعقیبی، زاویه ی تنه در T5 نسبت به T1 (۱۴/۴ درصد، p-value=۰/۰۴۸) و T2 (۱۵/۸ درصد، p-value=۰/۰۰۸) کاهش معناداری داشته است. درخصوص متغیرهای کینماتیکی مرتبط با بار در دست، جابه‌جایی عمودی بار، تنها متغیری بود که طی دوره ی باربرداری تحت تأثیر خستگی قرار گرفت. در این راستا، این متغیر در T4 و T5 مقدار بیشتری نسبت به T1 (برای T4: ۹/۷ درصد، p-value=۰/۰۰۹؛ برای T5: ۱۲/۸ درصد، p-value < ۰/۰۰۱)، T2 (برای T4: ۱۳/۳ درصد، p-value < ۰/۰۰۱؛ برای T5: ۱۶/۵ درصد،

در نهایت، مطابق با آنالیزهای MANOVA، اثر تقابلی بین بلوک‌های سیکل و بلوک‌های باربرداری (C × T) برای سرعت اکستنشن تنه جابه‌جایی عمودی و افقی بار در دست و سرعت جابه‌جایی بار، معنی‌دار بود. با وجود این، اثر معنی‌داری برای متغیر زاویه ی تنه مشاهده نگردید.

آنالیزهای MANOVA، مؤید اثر معنی‌دار زمان بر شاخص فرکانس میانه ی عضلات ارکتور اسپاینی

در نهایت، مطابق با آنالیزهای MANOVA، اثر تقابلی بین بلوک‌های سیکل و بلوک‌های باربرداری (C × T) برای سرعت اکستنشن تنه جابه‌جایی عمودی و افقی بار در دست و سرعت جابه‌جایی بار، معنی‌دار بود. با وجود این، اثر معنی‌داری برای متغیر زاویه ی تنه مشاهده نگردید.

آنالیزهای MANOVA، مؤید اثر معنی‌دار زمان بر شاخص فرکانس میانه ی عضلات ارکتور اسپاینی

به طور کلی، یافته‌ها نشان داد که بدون در نظر گرفتن بلوک‌های باربرداری تعریف شده طی زمان (T)، رفتارهای مشابهی در بلوک‌های مربوط به سیکل‌های باربرداری (C) مشاهده شد؛ به طور مثال، در مجموع، هرچقدر آزمودنی‌ها به انتهای سیکل نزدیک‌تر می‌شدند، سرعت اکستنشن تنه و سرعت جابه‌جایی عمودی جعبه افزایش یافته و فاصله ی افقی بار از بدن کاهش می‌یافت.

علی‌رغم متفاوت بودن تعداد سیکل‌های باربرداری تا رسیدن به خستگی توسط آزمودنی‌ها، تغییرات وابسته به زمان مشابهی در طی وظیفه ی باربرداری تکراری نیز مشاهده گردید؛ رفتارهای انطباقی که به نظر می‌رسد جهت جبران خستگی بروز داده شده‌اند؛ در نتیجه، فرضیه ی مطالعه مبنی بر اینکه تداوم باربرداری تا رسیدن به خستگی همراه با تغییراتی در حرکات تنه است، مورد تأیید قرار گرفت. باربرداری تکراری، به طور معنی‌داری زاویه ی تنه را بدون در نظر گرفتن فاز سیکل (C)، تحت تأثیر قرار داد. بدین صورت که میانگین زاویه ی فلکشن تنه در طی زمان کاهش یافت؛ به بیان دیگر، آزمودنی‌ها جهت قرار دادن بار بر روی قفسه پاسچر صاف‌تری را به تنه ی خود گرفته بودند. یک دلیل احتمالی این مشاهده، می‌تواند خستگی عضلات راست‌کننده ی ستون مهره‌ای و تلاش آزمودنی جهت رسیدن هرچه سریع‌تر به وضعیت بدنی ایستاده و جبران خستگی باشد. از کاهش زاویه ی فلکشن تنه، به‌عنوان استراتژی ایمن باربرداری یاد شده است (۴۲). این یافته، در تضاد با مطالعات پیشین است که افزایش زاویه ی فلکشن تنه طی باربرداری سیکلیک را گزارش کرده‌اند (۱۷، ۲۳، ۲۷). با وجود این، هیچ‌یک از مطالعات پیشین، زاویه ی تنه را با در نظر گرفتن فازهای مختلف سیکل باربرداری محاسبه نکرده و یا حداکثر زاویه ی فلکشن را گزارش نموده‌اند. همچنین استفاده از روش‌های محاسباتی دیگر همچون تابع توزیع احتمال دامنه^۱ (APDF)، می‌توانست به نتایج متفاوتی منجر شود که پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی، مدنظر قرار گیرد. یافته‌های پژوهش حاضر، همچنین نشان داد که

راست، ارکتوراسپاینی چپ، مولتی فیدوس راست، مولتی فیدوس چپ، لاتیسیموس درسی راست و رکتوس ابدومینوس چپ است ($p\text{-value} < 0.05$) (جدول شماره ی ۲). مطابق با آزمون‌های تعقیبی، خستگی، منجر به کاهش معنی‌دار فرکانس میانه در T5 نسبت به T1 در عضلات ارکتوراسپاینی راست ($p\text{-value} = 0.006$)، ارکتوراسپاینی چپ ($p\text{-value} = 0.009$)، مولتی فیدوس راست ($p\text{-value} = 0.024$) مولتی فیدوس چپ ($p\text{-value} < 0.001$) و لاتیسیموس درسی راست ($p\text{-value} = 0.001$) گردید. در خصوص عضلات شکمی، شاخص فرکانس میانه در ۲۰ درصد انتهای باربرداری در مقایسه با ۲۰ درصد ابتدای بازه ی باربرداری، تقریباً $14/4 - 18/8$ درصد کاهش داشت (شکل‌های شماره ی ۳ و ۴). با وجود این، مقایسات زوجی، تفاوت‌های معنی‌داری را برای این عضلات نشان نداد.

بحث

زمان قابل توجهی از فعالیت‌های کاری در مشاغل و واحدهای کاری مختلف، در مواجهه با وظایف حمل دستی بار سپری می‌شود. جابه‌جایی بار، باربرداری تکراری، پیچش و خمش تنه که به‌نوبه ی خود با گشتاورها و فشارهای ستون مهره‌ای مرتبط هستند، از دلایل اصلی ایجاد کمردرد در محیط‌های شغلی هستند. درصد بالایی از آسیب‌های ناحیه ی کمر، ناشی از وظایف دارای باربرداری تکراری گزارش شده است (۴۰، ۴۱). با توجه به عدم وجود مطالعات کافی در زمینه‌ی تغییرات کینماتیکی و فعالیت عضلانی در طول وظیفه ی باربرداری، در این مطالعه، متغیرهای کینماتیکی سگمان تنه و بار در دست آزمودنی به تفکیک سیکل‌های باربرداری کمی‌سازی و روند تغییرات بررسی شد. همچنین شاخص‌های خطی سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات اکستانسور و فلکسور ستون مهره‌ای، شامل دامنه و فرکانس میانه به ازای هر سیکل باربرداری برای هر آزمودنی محاسبه و روند تغییرات این شاخص‌ها طی زمان مورد بررسی قرار گرفت.

1. Amplitude Probability Distribution Function

به‌طور معنی‌داری شاخص میانه (MF) الکترومیوگرافی را تحت تأثیر قرار داد. مطابق با مطالعات پیشین، حرکت به سمت فرکانس‌های پایین‌تر، نشان‌دهنده ی خستگی عضلانی است (۴۴، ۴۵). کاهش معنی‌دار شاخص فرکانس میانه در عضلات ارکتور اسپاینی راست و چپ، مولتی فیدوس راست و چپ، لاتیسیموس درسی راست و رکتوس ابدومینوس چپ، نشان داد که آزمایش تعریف‌شده در این پژوهش، به‌طور موفقیت‌آمیزی توانسته خستگی را القا کند. Boocock، در سال ۲۰۱۵، تفاوت شیب فرکانس میانه ی عضله ی ارکتور اسپاینی را قبل و بعد از باربرداری تکراری مقایسه کرده و کاهش تقریباً ۱۲ درصدی در آزمودنی‌های جوان را گزارش نمود (۱۷). در مطالعه ی Bonato و همکاران، در سال ۲۰۰۳، یک شاخص بر مبنای فرکانس در عضلات ستون مهره‌ای، به‌طور معنی‌داری طی باربرداری سیکلیک کاهش یافت (۱۷). Dolan و Adams (۱۹۹۸)، ۵/۵٪ کاهش در محتوای فرکانسی عضله ی ارکتور اسپاینی در سطح L3، بلافاصله بعد از ۱۰۰ بار باربرداری را در مقایسه با قبل از باربرداری، گزارش نمودند (۳۱). در پژوهش حاضر، عضله ی رکتوس ابدومینوس چپ، تنها عضله ی شکمی بود که شاخص فرکانس میانه ی آن طی بلوک‌های باربرداری کاهش معنی‌داری داشت. خستگی عضلات راست‌کننده ی ستون مهره‌ای، می‌تواند توانایی آن‌ها را در نگهداری و حفظ پایداری ستون مهره‌ای به‌طور منفی تحت تأثیر قرار دهد؛ از این‌رو، یافته‌های مطالعه ی ما، نتایج مطالعات پیشین را که نشان داده‌اند فعالیت عضلات شکمی جهت بهبود سفتی تنه و پایدار نمودن ستون مهره‌ای افزایش می‌یابد، تأیید می‌کند (۴۶). لازم به ذکر است که کاهش قابل توجهی در شاخص فرکانس میانه ی عضله ی لاتیسیموس دورسی نیز مشاهده گردید. مطالعات پیشین، نقش کلیدی این عضله در باربرداری را نادیده گرفته‌اند. خستگی عضلانی در این عضله، ممکن است ناشی از تلاش آزمودنی جهت تنظیم نمودن وضعیت قرارگیری شانه و اطمینان از قرارگیری مرکز جرم بدن در داخل سطح تکیه‌گاه باشد. با وجود این، استفاده

اثر متقابل بلوک‌های سیکل (C) و بلوک‌های باربرداری (T) برای برخی از پارامترهای کینماتیکی، شامل سرعت اکستنشن تنه، جابه‌جایی افقی و عمودی بار و همچنین سرعت جابه‌جایی بار از لحاظ آماری معنی‌دار است؛ بدین معنی که برای این متغیرها، میزان و جهت تغییرات طی بلوک‌های باربرداری (T)، وابسته به فاز سیکل باربرداری (T) است؛ به‌طور مثال، همان‌طور که در شکل ۱ نیز ملاحظه می‌شود، به نظر می‌رسد که هرچقدر به سیکل‌های باربرداری انتهایی نزدیک‌تر می‌شویم، آزمودنی‌ها طی بلوک‌های C2 و C3 با سرعت بالاتری به وضعیت ایستاده می‌رسند؛ در حالی که در C4 با سرعت کمتری به این وضعیت می‌رسند. در مطالعات پیشین، نشان داده شده که پایداری ستون مهره‌ای، در سرعت‌های بالاتر بهبود می‌یابد (۴۳)؛ که در مطالعه ی حاضر نیز برای بخش‌های ابتدایی سیکل، این قضیه مورد تأیید قرار گرفت. همچنین سرعت بالاتر اکستنشن تنه، به‌عنوان یک استراتژی جهت افزایش زمان استراحت بین باربرداری‌ها و متعاقباً متعادل نمودن سختی^۱ ناکافی عضله-مفصل که به دنبال خستگی به وجود می‌آید، معرفی شده است (۱۸). از سوی دیگر، انتظار می‌رود تحت شرایط خستگی، سرعت اکستنشن در پاسخ به فعالیت ناکافی عضلات راست‌کننده ی تنه (۲۷) مشابه با آنچه در انتهای سیکل مشاهده گردید، کاهش یابد. یافته‌ها، همچنین نشان داد که با نزدیک‌تر شدن به انتهای دوره ی باربرداری، فاصله ی افقی بار از بدن در C2 و C3 کاهش می‌یابد. درخصوص جابه‌جایی عمودی بار، یافته‌ها مؤید افزایش این متغیر طی C2 تا C4 است. بار در دست در C2، در انتهای باربرداری (T5) در مقایسه با T2 با سرعت بالاتر و در C4-C5 با سرعت کمتر در جهت عمودی جابه‌جا شده است؛ بنابراین، به‌طور کلی، این فرضیه ی مطالعه که کینماتیک سگمان تنه و بار در دست آزمودنی در طول فعالیت باربرداری تکراری تغییر می‌کند، مورد تأیید قرار گرفت؛ اگرچه میزان تغییرات، به فاز سیکل باربرداری و فاز دوره ی باربرداری وابسته است. همان‌طور که انتظار می‌رفت، باربرداری تکراری،

1. Stiffness

نتیجه گیری

در مطالعه ی حاضر، ابتدا متغیرهای بیومکانیکی به صورت سیکل به سیکل طی وظیفه ی باربرداری کمی سازی و در نتیجه، امکان ردیابی رفتار پاسچرال و رفتار عضلانی در طول زمان فراهم شد. به طور کلی، یافته های این بخش، مؤید تغییر در متغیرهای کینماتیکی همراه با کاهش در محتوای فرکانسی سیگنال های الکترومایوگرافی به عنوان یکی از شاخص های سیستم اعصاب مرکزی در کنترل رفتار باربرداری تحت شرایط دینامیک است. درک دقیق و جزئی انطباقات سیستم اعصاب مرکزی، می تواند در مداخلاتی همچون طراحی ایستگاه کاری، طراحی اگزواسکلتون و یا آموزش کارگران جهت مدیریت اختلالات اسکلتی عضلانی کاربرد داشته باشد.

از این شاخص های خطی جهت آنالیز سیگنال های الکترومایوگرافی در شرایط به شدت دینامیک، همچون وظیفه ی باربرداری، نیاز به بررسی بیشتری دارد. از جمله ی محدودیت های مطالعه ی حاضر، می توان به استفاده از روش نمونه گیری در دسترس، افراد جوان، سالم و با آمادگی جسمانی سطح متوسط و بدون سابقه ی کمردرد و نمونه های محدود به جامعه ی مردان اشاره نمود که منجر به محدودیت تعمیم پذیری نتایج می شود. ثبت و اندازه گیری در شرایط آزمایشگاهی، تعمیم پذیری نتایج به شرایط کاری واقعی را نیز محدود می کند. همچنین در این پژوهش، اثرات حاد خستگی، اندازه گیری شده است و این موضوع که آیا خستگی در درازمدت منجر به انطباقات رفتاری و تغییرات پارامترهای بر پایه EMG مشابهی می گردد، به بررسی بیشتر در مطالعات آتی نیاز دارد.

REFERENCES

- Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet*. 2012;379(9814):482-91.
- Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(6):968-74.
- Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Bargheri-Nesami M, Ahmad-Shirvani M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M. Occupational back pain in Iranian nurses: an epidemiological study. *Br J Nurs*. 2006;15(17):914-7.
- Bevan S. Economic impact of musculoskeletal disorders (MSDs) on work in Europe. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2015;29(3):356-73.
- Lardon A, Dubois J-D, Cantin V, Piché M, Descarreaux M. Predictors of disability and absenteeism in workers with non-specific low back pain: A longitudinal 15-month study. *Appl Ergon*. 2018;68:176-85.
- Vos T, Barber RM, Bell B, Bertozzi-Villa A, Biryukov S, Bolliger I, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet*. 2015;386(9995):743-800.
- Vandergrift JL, Gold JE, Hanlon A, Punnett L. Physical and psychosocial ergonomic risk factors for low back pain in automobile manufacturing workers. *Occup Environ Med*. 2012;69(1):29-34.
- Adams MA, Burton K, Bogduk N. *The biomechanics of back pain*: Elsevier health sciences; 2006.
- Bazrgari B, Xia T. Application of advanced biomechanical methods in studying low back pain—recent development in estimation of lower back loads and large-array surface electromyography and findings. *J Pain Res*. 2017;10:1677.
- O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther*. 2005;10(4):242-55.
- Sterud T, Tynes T. Work-related psychosocial and mechanical risk factors for low back pain: a 3-year follow-up study of the general working population in Norway. *Occup Environ Med*. 2013;70(5):296-302.
- da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med*. 2010;53(3):285-323.
- Petit A, Mairiaux P, Desarmenien A, Meyer J-P,

- Roquelaure Y. French good practice guidelines for management of the risk of low back pain among workers exposed to manual material handling: Hierarchical strategy of risk assessment of work situations. *Work*. 2016;53(4):845-50.
14. Ben-Masaud A, Solomonow D, Davidson B, Zhou BH, Lu Y, Patel V, et al. Motor control of lumbar instability following exposure to various cyclic load magnitudes. *European Spine Journal*. 2009;18(7):1022-34.
 15. Potvin JR. Occupational spine biomechanics: a journey to the spinal frontier. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(6):891-9.
 16. Trask C, Teschke K, Morrison J, Johnson P, Village J, Koehoorn M. EMG estimated mean, peak, and cumulative spinal compression of workers in five heavy industries. *Int J Ind Ergon*. 2010;40(4):448-54.
 17. Boocock MG, Mawston GA, Taylor S. Age-related differences do affect postural kinematics and joint kinetics during repetitive lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30(2):136-43.
 18. Mehta JP, Lavender SA, Jagacinski RJ. Physiological and biomechanical responses to a prolonged repetitive asymmetric lifting activity. *Ergonomics*. 2014;57(4):575-88.
 19. Parkinson RJ, Beach TA, Callaghan JP. The time-varying response of the in vivo lumbar spine to dynamic repetitive flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(4):330-6.
 20. Parkinson RJ, Callaghan JP. The role of dynamic flexion in spine injury is altered by increasing dynamic load magnitude. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009; 24(2):148-54.
 21. Daynard D, Yassi A, Cooper J, Tate R, Norman R, Wells R. Biomechanical analysis of peak and cumulative spinal loads during simulated patient-handling activities: a substudy of a randomized controlled trial to prevent lift and transfer injury of health care workers. *Appl Ergon*. 2001;32(3):199-214.
 22. Norman R, Wells R, Neumann P, Frank J, Shannon H, Kerr M, et al. A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(8):561-73.
 23. Bonato P, Ebenbichler GR, Roy SH, Lehr S, Posch M, Kollmitzer J, et al. Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(16):1810-20.
 24. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*. 1992;5:390-.
 25. Missenard O, Mottet D, Perrey S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. *Exp Brain Res*. 2008;185(1):151-6.
 26. Granata KP, Slota GP, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors*. 2004;46(1):81-91.
 27. van Dieën JH, van der Burg P, Raaijmakers TA, Toussaint HM. Effects of repetitive lifting on kinematics: inadequate anticipatory control or adaptive changes? *J Mot Behav*. 1998;30(1):20-32.
 28. Chen Y-L. Changes in lifting dynamics after localized arm fatigue. *Int J Ind Ergon*. 2000;25(6):611-9.
 29. Sedighi A, Nussbaum MA. Temporal changes in motor variability during prolonged lifting/lowering and the influence of work experience. *J Electromyogr Kinesiol*. 2017;37:61-7.
 30. Banks AD, Aghazadeh F. Progressive fatigue effects on manual lifting factors. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*. 2009;19(5):361-77.
 31. Dolan P, Adams M. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *J Biomech*. 1998;31(8):713-21.
 32. Flint J, Linneman T, Pederson R, Storstad M. EMG Analysis of Latissimus Dorsi, Erector Spinae and Middle Trapezius Muscle Activity during Spinal Rotation: A Pilot Study: University of North Dakota 2015.
 33. Haddad O. Development and validation of a fatigue-modified, EMG-assisted biomechanical model of the lumbar region: Iowa State University; 2011.
 34. Hardie R, Haskew R, Harris J, Hughes G. The effects of bag style on muscle activity of the trapezius, erector spinae and latissimus dorsi during walking in female university students. *J Hum Kinet*. 2015;45(1):39-47.
 35. Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham's muscle Testing-E-Book: Techniques of manual examination and performance testing: Elsevier Health Sciences; 2013.
 36. Li X, Komeili A, Gül M, El-Rich M. A framework for evaluating muscle activity during repetitive manual material handling in construction manufacturing.

- Automation in Construction. 2017;79:39-48.
37. Mazloui A, Garoosi E. Electromyography (principles, basics, and application in Ergonomics). 2020.
38. Marras W, Davis K, Granata K. Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(4):247-56.
39. VICON-Documentation. Upper body modeling with Plug-in Gait 2020 [cited 2020 Jul 1]. Available from: <https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Upper+body+modeling+with+Plug-in+Gait#UpperbodymodelingwithPlug-inGait-MarkerPlacementUpper>.
40. Yin P, Yang L, Wang C, Qu S. Effects of wearable power assist device on low back fatigue during repetitive lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2019;70:59-65.
41. von Glinski A, Yilmaz E, Mrotzek S, Marek E, Jettkant B, Brinkemper A, et al. Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL® for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *J Clin Neurosci.* 2019;63:249-55.
42. Song J, Qu X. Effects of age and its interaction with task parameters on lifting biomechanics. *Ergonomics.* 2014;57(5):653-68.
43. Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Trottier M, Mathieu P. Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion-extension movements at different velocities. *J Biomech.* 2008;41(2):412-21.
44. Eken MM, Brændvik SM, Bardal EM, Houdijk H, Dallmeijer AJ, Roeleveld K. Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2019;61(2):212-8.
45. Liu SH, Lin CB, Chen Y, Chen W, Huang TS, Hsu CY. An EMG patch for the real-time monitoring of muscle-fatigue conditions during exercise. *Sensors (Basel).* 2019;19(14):3108.
46. Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech.* 2001;34(9):1117-23.