

Research Paper

Relationship Between Postural Adjustments and Dynamic Balance Control in Individuals With Chronic Nonspecific Low Back Pain



Neda Orakifar^{1, 2} , Fatemeh Barati² , Mohammad Mehravar^{1, 2} , *Razieh Mofateh^{1, 2} , Ramin Saki³ , Maryam Seyedtabib⁴ , Amin Behdarvandan^{1, 2}

1. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2. Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3. Department of Mechanics, Faculty of Civil Engineering and Architecture, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahvaz, Iran.

4. Department of Biostatistics and Epidemiology, School of Public Health, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Use your device to scan
and read the article online



Citation Orakifar N, Barati F, Mehravar M, Mofateh R, Saki R, Seyedtabib M, et al. Relationship Between Postural Adjustments and Dynamic Balance Control in Individuals With Chronic Nonspecific Low Back Pain. *Archives of Rehabilitation*. 2026; 27(2):286-305. <https://doi.org/10.32598/RJ.27.2.3711.2>

<https://doi.org/10.32598/RJ.27.2.3711.2>

ABSTRACT

Objective Motor control changes can contribute to developing and persisting low back pain. It is often examined using the concept of postural adjustments, and it has at least two components of anticipatory (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs). Impaired APAs and CPAs have been reported in individuals with chronic low back pain. The relationship between PA deficits and the ability to maintain balance during functional activities has not been investigated in individuals with low back pain. Therefore, this study was aimed to investigate the association between PAs and dynamic balance during functional reach test (FRT) in standing position among individuals with chronic nonspecific low back pain (NLBP).

Materials & Methods In this cross sectional study, 25 individuals with chronic NLBP with a mean age of 30 years participated. They were recruited by non-probability convenience sampling method. Electromyographic (EMG) activity of the trunk and lower-limb postural muscles, including the transvers abdominus/ internal oblique, erector spinae, lateral and medial hamstrings, and soleus were recorded using surface EMG method. Center of pressure (CoP) displacements using force plate, and displacement during a FRT were measured. The level of electrical muscle activity, the delay in the onset of muscle activity, and the values of medial-lateral (ML) and anterior-posterior (AP) CoP displacement were the main study variables. The relationship between variables was examined using Pearson's correlation test.

Results Participants had low disability and moderate physical activity level. Results indicated a significant positive relationship between the electrical activity level of the medial hamstring during the APA phase and the ML CoP displacement ($r=0.38$, $P=0.019$). Also, the lateral hamstring activity level was positively and significantly correlated with ML CoP displacement during CPA phase ($r=0.46$, $P=0.009$). Considering that the correlation coefficients values were less than 0.50, relationships weak. No statistically significant relationship was observed in other muscles.

Conclusion Altered feedforward and compensatory motor control strategies of lower limb postural muscles in individuals with chronic NLBP is associated with greater CoP displacement in ML direction during FRT. Further studies on older NLBP adults with higher disability are recommended.

Keywords Surface electromyography, Motor control, Non-specific low back pain (NSLBP), Postural control

Received: 23 Oct 2025

Revised: 12 Apr 2026

Accepted: 27 Apr 2026

* Corresponding Author:

Razieh Mofateh, Associate Professor.

Address: Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Tel: +98 (916) 3019432

E-Mail: mofatehr@yahoo.com



Copyright © 2026 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC 4.0: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

English Version

Introduction

Low back pain is a common experience among people all over the world [1]. About 85% of individuals report low back pain at least once in their lives [1, 2]. In 85% of people with low back pain, paraclinical findings are negative and no specific pathology is found [2]. This type of back pain is called non-specific low back pain (NSLBP) [3]. In 80% of people with NSLBP, chronic symptoms persist for up to one year after the onset of pain [4]. Chronic NSLBP has an adverse effect on the independence and quality of life and it is considered as the most important reason for activity restriction among people aged <45 years [5, 6]. Although, available evidences confirm the multifactorial nature of chronic NSLBP, it seems that among numerous physical and psychosocial causes known [7, 8], changes in motor control represent one of the key factors involved in the development and chronicity of low back pain [7-9]. Thus, motor control deficits are strongly associated with chronicity and recurrence of low back pain [10]. In addition, motor control deficits have been identified as factors contributing to the occurrence of balance disorders in people with chronic NSLBP [11]. The ability to maintain dynamic balance control during daily activities is essential and balance dysfunctions can increase risk of falls [12].

Motor control is often studied using the concept of postural adjustments (PAs). Accordingly, to maintain dynamic balance, the central nervous system (CNS) controls the initiation of voluntary movements using overlapping and related PAs, such as anticipatory (APAs) and compensatory (CPAs) [11]. APAs are generated through a feedforward control strategy before the commencement of voluntary movement. APAs are typically generated 100–150 ms before voluntary movement [12–14]. They reflect neural control strategies employed by the CNS to preserve postural stability by regulating the position of the body's center of mass within the base of support and compensation for perturbing forces generated by voluntary movements and by pre-activating specific muscle groups, thereby reducing the postural perturbations imposed by the initiation of voluntary movement [15]. After a postural perturbation is induced by a voluntary movement, body posture is controlled by the CNS using a feedback-based strategy [16], and these responses are identified as CPAs [17]. Therefore, the goal of CPAs is to restore the location of the center of mass following a perturbation [18]. These

adjustments are typically made 50–300 ms after the perturbation [19–21] and utilize the flow of sensory information entering the system [19]. Importantly, effective control of the APA system can reduce the need for CPAs [22]. Therefore, motor control system employs different strategies, such as APAs and CPAs, to control body posture during dynamic activities.

A review study found a delayed activation of the trunk muscles in response to expected perturbations (e.g. voluntary limb movements) and unexpected perturbations in individuals with low back pain, indicating the impairment of APAs and CPAs in these individuals [23], although a research gap in this area still remains. Previous studies have mostly examined the maintenance of a neutral trunk position during upper limb lifting [24–26] and have not assessed PAs during large trunk movements. This is despite the association between the risk of low back pain and large trunk movements [27, 28]. Therefore, it is essential to examine motor control during activities involving trunk movement and displacement. Although PAs have often been studied in standing positions, the role of lower limb postural muscles has received less attention. According to Allery et al., low back pain is not necessarily linked with defect in motor control system in a specific muscle or muscle group, and this disorder can be caused by broad alterations in neural control of the complex lumbopelvic-lower limb segment that manifests itself based on postural demands or specific functional activities [25]. Motor control deficits in the gastrocnemius, hamstring, and gluteus maximus muscles have been indicated in individuals with low back pain [24]. On the other hand, the association between PA deficits and balance has not been examined in individuals with low back pain during functional reach test (FRT), a common, simple, and reproducible clinical tool for assessing dynamic balance control, which is performed in a standing position and is accompanied by trunk movement. Maintaining balance during this test requires the ability to control optimal movement in the trunk and lower limb muscles [29]. Therefore, considering the existing research gap, this study aimed to examine the relationship between PAs and dynamic balance control during a FRT in individuals with chronic NSLBP.

Materials & Methods

This cross-sectional study was performed at the Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran. Participants included men and women aged 18–45 years with chronic NSLBP referred to physiotherapy clinics. The sample size was calculated as 25 based on previous studies [23,

24] and considering a test power of 80%, a significance level of 0.05, and an effect size of 0.25. Sampling was performed using a convenience sampling method. Pain in the right lumbar region (between the first lumbar vertebra and the gluteal fold) with or without pain referred to the right lower limb, which was present for at least 3 months and a visual analogue scale (VAS) <3 were considered as inclusion criteria. Considering the impact of chronic pain on muscle function, only people with low back pain on the right side were included in the study. Dizziness, epilepsy, inner ear problems, low back pain due to infection, fracture or pathology, low back pain with neurological symptoms, history of surgery in the back or lower limbs, having other musculoskeletal problems such as previous fractures of the lower limbs, neck pain, knee pain, severe brain injury and inability to follow instructions, history of cardiovascular problems, and use of opioid drugs were considered as exclusion criteria.

Initially, the levels of disability and physical activity were assessed using the Oswestry disability index (ODI) and the Baecke physical activity questionnaire (BPAQ), respectively. Next, a FRT in standing position was performed for dynamic balance assessment. During this test, electrical muscle activity using an electromyography (EMG) device and the center of pressure (CoP) using a force plate were recorded simultaneously. For this purpose, an accelerometer was attached to the participants' right elbow. After connecting the EMG surface electrodes to the individual's body, the individual stood on the force plate with their right side facing the wall and both feet shoulder-width apart. A tape measure was attached to the wall at the individual's shoulder level. Then, the individual raised both arms 90 degrees with the elbows fully extended and the wrists pronated, holding a small bar in the hand and standing in a relaxed and alert position. Next, after hearing the command "move",

the individual was asked to count to 3 and then reach forward as far as possible without stepping or losing the balance, while standing in a fixed position. The distance between the initial and final positions was measured in centimeters (Figure 1). This FRT was performed three times, with a one-minute rest interval between repetitions. The mean distance traveled was recorded. Noteworthy, due to the effect of height on distance traveled in the FRT, the average distance traveled was divided by height, and the resulting number indicated the individual's functional balance score, used for subsequent analyses.

Recording the muscle electrical activity

Using a wireless surface EMG device and surface electrode placement, the EMG activity of the trunk and lower-limb postural muscles, including the transverse abdominis/internal oblique, erector spinae, medial and lateral hamstrings, and soleus on the right side, was measured. The selection of muscles was made according to previous studies reporting the contribution of these muscles to PAs, and considering type of activity being studied (functional reach). After cleaning the skin using alcohol, electrodes were positioned in parallel with the muscle fibers. The electrode placement method was performed based on the SENIAM standard guide (Table 1). In order to process the EMG data using an accelerometer, the moment when the subject started to move the limb (T0) was determined. Then, the two main variables of PA, including the onset time (delay) of activity and the electrical activity of the muscles were calculated from 150 ms before to 200 ms after the start of limb movement relative to T0. For this purpose, two time intervals were considered: 150 ms before to 50 ms after relative to T0 (considered to examine APAs) and 50 ms after to 200 ms after relative to T0 (considered to examine CPAs).

Table 1. Surface electrode placement on the study muscles

Muscle	Surface Electrode Placement
Transverse abdominis/Internal oblique	Electrodes were placed 2 cm medial and inferior to the anterior superior iliac spine.
Erector spinae	Electrodes were placed two finger widths lateral to the spinous process of the first lumbar vertebra.
Soleus	Electrodes were placed on the upper 2/3 of the line between the medial femoral condyle and the medial malleolus.
Lateral hamstring	Electrodes were placed at the midpoint between the lateral tibial epicondyle and the ischial tuberosity.
Medial hamstring	Electrodes were placed at the midpoint between the medial tibial epicondyle and the ischial tuberosity.



Figure 1. Recording of muscle electrical activity and CoP displacement during a FRT.

Archives of
Rehabilitation

MATLAB 2016 software was applied for data processing. The EMG signals were filtered at 10-500 Hz and then sampled at a frequency of 1000 Hz. To determine the delay in the start of muscle electrical activity, it is first necessary to determine the onset time of muscle activity. The onset time was considered as the moment when the increase in signal amplitude exceeded the mean level of the background electrical activity by two standard deviations and this increase persisted for 50 ms. The time interval between the onset of muscle electrical activity and the moment of maximum deflection of initial accelerometer was then considered as the delay in the onset of muscle electrical activity. To determine the level of muscle electrical activity, after rectifying and applying a two-way Butterworth low-pass filter with a cutoff of 250 Hz, the background electrical activity was determined 600-800 ms before the start of movement. Then, the root mean square of the muscle electrical activity in the anticipatory and compensatory activity interval was calculated. Thus, the average of EMG signals in the time intervals were integrated. The integrated electrical activity refers to the sum of the muscle activity in each time

interval for each muscle from which the background muscle activity was subtracted. Also, to make the electrical activity of muscles comparable between different individuals, the ratio of the integrated muscle activity to the background muscle activity was calculated. For both EMG variables (delay in onset of electrical activity and muscle electrical activity level), the average of the signals of three repetitions was calculated for each individual.

Dynamic balance assessment

The CoP data including the torque and ground reaction force were recorded during the FRT with a six-channel Kistler force plate at a sampling frequency of 100 Hz. After coding in MATLAB 2016 software, the amount of CoP displacement in the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions was used for subsequent analyses.

Oswestry disability index

The ODI clarifies how low back pain affects the individual's capability to do activities of daily living and includes 10 items rated on a Likert scale ranging from 0 to 5. The total score is divided by the maximum possible score (i.e. 50), and multiplied by 100 to produce a percentage. A score of 10-20% indicates mild disability, a score of 21-40% shows moderate disability, and a score of 41-60% reflect severe disability. The psychometric characteristics of the Persian version of ODI were confirmed by Mousavi et al. [30].

Baecke physical activity questionnaire

The BPAQ evaluates a person's level of physical activity with 16 items and 3 domains: physical activity at work, physical activity in sports, and leisure-time physical activity. Each item was rated on a 5-point Likert scale from 1 (never) to 5 (always). The total score range is 0-15, with higher scores indicating higher physical activity. The psychometric properties of the questionnaire have been reported to be acceptable [31].

Visual analogue scale

The VAS was used to assess the level of low back pain in participants immediately after their entrance to the research site. For this purpose, a 10 cm horizontal line with the labels "no pain" (left) and "worst pain imaginable" (right) was drawn on a paper sheet and participants were asked to mark a point on this horizontal line to describe their perceived pain.

Statistical analysis

SPSS software, version 29 was used for statistical analysis. Given the normal distribution of the data, the relationship between variables was examined using Pearson's correlation test. In this test, a correlation coefficient (r) of 0-0.25 shows no correlation, 0.25-0.50 weak correlation, 0.50-0.75 moderate to good correlation, and >0.75 strong correlation. $P<0.05$ was considered statistically significant.

Results

In this study, 25 individuals with chronic NSLBP (15 women and 10 men) with a mean age of about 30 years participated (Table 2). They had a moderate level of physical activity and mild disability. The results of Pearson's correlation test for assessing the relationship between the delay in the onset of muscle electrical activity and the CoP displacement at AP and ML directions, between the level of muscle electrical activity in the APA phase and the CoP displacement at AP and ML directions, and between the level of muscle electrical activity in the CPA phase and the CoP displacement at AP and ML directions are presented in Tables 3, 4, and 5, respectively. According to the results, the relationship between the electrical activity level of the medial hamstring in the APA phase and the ML CoP displacement ($r=0.38$, $P=0.019$) and the relationship between the electrical activity level of the external hamstring in the CPA phase and the ML CoP displacement ($r=0.46$, $P=0.009$) was significant and positive. Given that the correlation coefficient value was less than 0.50, these relationships were weak. No statistically significant relationship was observed in other muscles.

Table 2. Demographic and clinical information of the participants (n=25)

Variables	Mean $\pm$ SD
Age (y)	29.93 $\pm$ 6.97
Height (cm)	170.03 $\pm$ 9.12
Weight (kg)	73.85 $\pm$ 12.72
ODI score	3 $\pm$ 1.2
Total BPAQ score	7.23 $\pm$ 0.52
VAS score	2 $\pm$ 0.33
Distance traveled in the FRT (cm)	15 $\pm$ 3

Table 3. Relationship between the delay in the onset of muscle electrical activity and the CoP displacement at the AP and ML directions

Variables		Test Results*
Transverse abdominis/Internal oblique	Displacement in AP direction	P=0.68, r=-0.07
	Displacement in ML direction	P=0.93, r=0.01
Soleus	Displacement in AP direction	P=0.45, r=-0.13
	Displacement in ML direction	P=0.68, r=0.07
Erector spinae	Displacement in AP direction	P=0.67, r=-0.07
	Displacement in ML direction	P=0.20, r=0.23
Medial hamstring	Displacement in AP direction	P=0.14, r=-0.26
	Displacement in ML direction	P=0.34, r=0.17
Lateral hamstring	Displacement in AP direction	P=0.46, r=-0.13
	Displacement in ML direction	P=0.78, r=0.05

Abbreviations: AP: Anterior-posterior, ML: Medio-lateral, CoP: Center of pressure.

*Pearson's correlation test.

Archives of
Rehabilitation

Discussion

The primary objective of this study was to determine the relationship between PAs and dynamic balance control during a FRT in individuals with chronic NSLBP. Based on the results, a significant positive relationship was found between the electrical activity level of the medial and ex-

ternal hamstrings in both the APA and CPA phases and the ML CoP displacement. In other words, in individuals with chronic NSLBP, changes in anticipatory and compensatory movement control strategies are associated with a greater CoP displacement in the ML plane and, eventually, with the occurrence of dynamic balance control disorders in this direction (plane) during a FRT. In a recent study, deficits in

Table 4. Relationship between the level of muscle electrical activity in the APA phase and the CoP displacement at the AP and ML directions

Variables		Test Results*
Transverse abdominis/Internal oblique	Displacement in AP direction	P=0.38, r=-0.16
	Displacement in ML direction	P=0.83, r=-0.03
Soleus	Displacement in AP direction	P=0.30, r=-0.18
	Displacement in ML direction	P=0.93, r=-0.01
Erector spinae	Displacement in AP direction	P=0.26, r=-0.2
	Displacement in ML direction	P=0.26, r=0.2
Medial hamstring	Displacement in AP direction	P=0.47, r=0.13
	Displacement in ML direction	P=0.019, r=0.38
Lateral hamstring	Displacement in AP direction	P=0.53, r=0.13
	Displacement in ML direction	P=0.19, r=0.42

Abbreviations: AP: Anterior-posterior, ML: Medio-lateral, CoP: Center of pressure.

*Pearson's correlation test.

Archives of
Rehabilitation

Table 5. Relationship between the level of muscle electrical activity in the CPA phase and the CoP displacement at the AP and ML directions

Variables		Test Results*
Transverse abdominis/Internal oblique	Displacement in AP direction	P=0.19, r=-0.42
	Displacement in ML direction	P=0.51, r=-0.12
Soleus	Displacement in AP direction	P=0.46, r=-0.13
	Displacement in ML direction	P=0.98, r=-0.03
Erector spinae	Displacement in AP direction	P=0.42, r=-0.14
	Displacement in ML direction	P=0.26, r=0.2
Medial hamstring	Displacement in AP direction	P=0.67, r=0.54
	Displacement in ML direction	P=0.24, r=0.21
Lateral hamstring	Displacement in AP direction	P=0.15, r=0.25
	Displacement in ML direction	P=0.009, r=0.46

Abbreviations: AP: Anterior-posterior, ML: Medio-lateral, CoP: Center of pressure.

Archives of
Rehabilitation

*Pearson's correlation test.

dynamic balance control in the ML plane was also reported in individuals with chronic low back pain [32]. Noteworthy, in our study, the participants were young and had moderate physical activity and their level of disability was mild. Therefore, although the observed associations between the variables were weak, it can be said that the worsening of motor control deficits with the increase of age, duration of low back pain, pain severity, and disability in individuals with chronic low back pain may be more strongly associated with impaired range of stability and the inability to maintain dynamic balance. However, this hypothesis requires further investigation.

According to previous studies, the amount of muscle electrical activity during the CPA phase relies on the accessibility of the muscles' anticipatory activity. Thus, production of strong APAs can lead to less compensatory responses [33, 34]. In other words, the CNS, after examining the effects of APAs, plans to produce or weaken compensatory postural activity [35]. Since the production of high levels of electrical activity after the onset of voluntary movement and during the CPA phase, in addition to increasing energy expenditure, can threaten to create a disturbance in the system that need to be controlled by other control strategies when faced with large postural disturbances, optimal use of anticipatory postural corrections and consequently reduced compensatory activity of postural muscles is a general rule of the CNS [35]. However, in cases where anticipatory activity is insufficient or the disturbance is large, the produc-

tion of large muscle activity in the compensatory phase is inevitable to maintain balance. In these cases, the disturbances introduced by the initiation of voluntary movement can be counteracted by the muscle responses produced after the disturbance [36].

According to previous studies, the FRT used to measure the stability of individuals is affected by multiple factors, including physical (flexibility and strength) and psychological (fear of falling and depression) [37, 38]. Although these factors were not directly measured in our study, given the low mean age (approximately 30 years) and minimal disability reported using the ODI, it can be assumed that the PA deficits during the FRT are well compensated by other factors in individuals with chronic NSLBP. It is recommended to investigate this hypothesis among older individuals suffering from low back pain with severe pain and disability.

This study had some limitations. Age and level of disability of the participants was low. Despite the importance of the CoP displacement as a repeatable indicator in the study of balance control, which was used in our study, it is recommended that other CoP variables such as displacement speed and oscillation area be analyzed in future studies. Due to laboratory limitations, electrical activity was recorded in only five muscles in the present study. It is recommended that electrical activity be recorded in more muscles and bilaterally in future studies.

Conclusion

Changes in the anticipatory and compensatory movement control strategies of the lower limb postural muscles in individuals with chronic NSLBP are associated with greater CoP displacement in the ML plane during the FRT.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study has an ethical approval code from the Ethics Committee of [Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences](#), Ahvaz, Iran (Code: IR.AJUMS.REC.1401.239). Before data collection, participants were informed about the study process and signed an informed consent form. All participants were free to withdraw from the study at any stage. Confidentiality of participants' information was maintained.

Funding

This article was extracted from Fatemeh Barati's master's thesis in Physiotherapy (Code: PHT-0117), funded by [Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences](#).

Authors' contributions

Conceptualization and writing: Neda Orakifar; investigation: Fatemeh Barati; editing and review: Razieh Mofateh and Amin Behdarondan; methodology: Mohammad Mehravar and Ramin Saki; statistical analysis: Maryam Seyyed Tabib.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

AI tools disclosure statement

The authors acknowledge that no AI tools were used in the preparation of this article.

Acknowledgments

Special thanks to Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences for the financial support.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

بررسی ارتباط بین تنظیمات وضعیتی و کنترل تعادل پویا در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن

ندا اورکی فر^{۱،۲}، فاطمه براتی^۲، محمد مهرآور^{۱،۲}، *راضیه مفتاح^{۱،۲}، رامین ساکی^۳، مریم سید طبیب^۴، امین بهداروندان^{۱،۲}

۱. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۲. مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳. گروه مکانیک، دانشکده مهندسی عمران و معماری، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران.

۴. گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.



Citation Orakifar N, Barati F, Mehravar M, Mofateh R, Saki R, Seyedtabib M, et al. Relationship Between Postural Adjustments and Dynamic Balance Control in Individuals With Chronic Nonspecific Low Back Pain. *Archives of Rehabilitation*. 2026; 27(2):286-305. <https://doi.org/10.32598/RJ.27.2.3711.2>

doi <https://doi.org/10.32598/RJ.27.2.3711.2>

چکیده

هدف تغییر کنترل حرکت یکی از مهم‌ترین فاکتورهای مشارکت‌کننده در ایجاد و تداوم کمردرد می‌باشد که اغلب با استفاده از مفهومی تنظیمات وضعیتی مورد بررسی قرار می‌گیرد و حداقل دارای دو جزء تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و جبرانی می‌باشد. اختلال در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و جبرانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن گزارش شده است؛ هرچند ارتباط بین نقایص تنظیمات وضعیتی و توانایی حفظ تعادل حین انجام فعالیت‌های عملکردی در افراد مبتلا به کمردرد بررسی نشده است. از این‌رو، هدف از مطالعه حاضر، بررسی ارتباط بین تنظیمات وضعیتی و کنترل تعادل پویا حین انجام آزمون رسیدن عملکردی در وضعیت ایستاده در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن بود.

روش بررسی در این مطالعه مقطعی، ۲۵ فرد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن با میانگین سنی ۳۰ سال شرکت کردند. نمونه‌گیری با روش غیراحتمالی ساده انجام گرفت. فعالیت الکتریکی عضلات تنه و اندام تحتانی راست شامل سولفوس، عرضی شکمی، لمایل داخلی، هامسترینگ داخلی، هامسترینگ خارجی و مستقیم کمری حین انجام آزمون رسیدن عملکردی با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی ثبت شد. جابه‌جایی مرکز فشار به وسیله صفحه نیرو و مسافت جابه‌جایی حین انجام آزمون رسیدن عملکردی اندازه‌گیری شد. سطح فعالیت الکتریکی عضلات، تأخیر در زمان وارد عمل شدن عضلات و میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی و قدمی-خلفی مرکز فشار متغیرهای اصلی مورد مطالعه بودند. برای بررسی ارتباط بین این متغیرها از آزمون پیرسون استفاده شد.

یافته‌ها افراد شرکت‌کننده سطح ناتوانی خفیف و سطح فعالیت فیزیکی متوسطی داشتند. براساس نتایج به‌دست‌آمده، ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ داخلی و میانگین میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار در بازه زمانی پیش‌بینانه به‌طور معناداری مثبت بود ($P=0/019$ ، $r=0/38$). همچنین، بین سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ خارجی و میانگین میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار در بازه زمانی جبرانی ارتباط معنادار مثبتی مشاهده شد ($P=0/009$ ، $r=0/46$). با توجه به میزان ضریب همبستگی (کمتر از ۰/۵۰)، ارتباطات مذکور در محدوده ضعیف بود. ارتباط آماری معنادار دیگری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری تغییر استراتژی‌های کنترل حرکت پیش‌خواندی و جبرانی عضلات وضعیتی اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن با جابه‌جایی بیشتر مرکز فشار در صفحه جانبی حین انجام آزمون رسیدن عملکردی مرتبط بود. بررسی نتایج، در افراد مبتلا به کمردرد با میانگین سنی بالاتر و سطح ناتوانی بیشتر پیشنهاد می‌شود.

کلیدواژه‌ها الکترومایوگرافی سطحی، کنترل حرکت، کمردرد غیراختصاصی مزمن، تعادل وضعیتی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴ آبان ۰۱

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۵ فروردین ۲۳

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵ اردیبهشت ۰۷

* نویسنده مسئول:

دکتر راضیه مفتاح

نشانی: اهواز، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.

تلفن: ۳۰۱۹۴۳۲ (۹۱۶) ۹۸

رایانامه: mofatehr@yahoo.com



Copyright © 2026 The Author(s);

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC 4.0: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

طریق پیش‌فعالیت^۹ گروه‌های عضلانی خاص صورت می‌گیرد و در نتیجه اغتشاش وضعیتی تحمیل‌شده ناشی از شروع حرکت ارادی را کاهش می‌دهد [۱۵]. در ادامه و پس از شروع اغتشاش وضعیتی ناشی از حرکت ارادی، سیستم عصبی مرکزی از استراتژی بازخوردی^{۱۰} برای کنترل وضعیت بدن استفاده می‌نماید [۱۶] که از این پاسخ‌های پویا به‌عنوان تنظیمات وضعیتی جبرانی یاد می‌شود [۱۷]. بنابراین، هدف از تنظیمات وضعیتی جبرانی بازگرداندن موقعیت مرکز جرم بدن بعد از وقوع اغتشاش می‌باشد [۱۸]. این تنظیمات به‌طور معمول ۵۰ تا ۳۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اغتشاش ایجاد می‌شوند [۱۹-۲۱] و از جریان اطلاعات حسی واردشده به سیستم استفاده می‌کند [۱۹]. مهم آن که عملکرد مؤثر سیستم کنترلی در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، می‌تواند نیاز به تنظیمات وضعیتی جبرانی را کاهش دهد [۲۲]. بنابراین، سیستم عصبی مرکزی از استراتژی‌های مختلفی مانند تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تنظیمات وضعیتی جبرانی برای کنترل وضعیت بدن حین انجام فعالیت‌های پویا استفاده می‌کند.

نتایج یک مطالعه مروری، تأخیر در شروع فعالیت عضلات تنه در پاسخ به اغتشاشات قابل‌انتظار^{۱۱} (مانند حرکات ارادی اندام) و غیرقابل‌انتظار را در افراد مبتلا به کمردرد نشان داد. این یافته، منعکس‌کننده اختلال در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و جبرانی در این افراد می‌باشد [۲۳]، هرچند خلأهای تحقیقاتی مختلفی در این زمینه باقی مانده که پاسخ به آن‌ها هنوز نامشخص است. اول آنکه در مطالعات قبلی، اغلب حفظ وضعیت خنثی تنه^{۱۲} حین انجام حرکت بالا آوردن اندام فوقانی مورد بررسی قرار گرفته است [۲۴-۲۶] و تنظیمات وضعیتی حین جابه‌جایی‌های بزرگ تنه مورد ارزیابی قرار نگرفته است. این در حالی است که احتمال بروز آسیب‌های کمری با جابه‌جایی‌های بزرگ تنه مرتبط دانسته شده است [۲۷، ۲۸]. بنابراین، بررسی کنترل حرکت حین انجام فعالیت‌هایی که با حرکت و جابه‌جایی تنه همراه است، ضروری می‌باشد. دوم آنکه، اگرچه تنظیمات وضعیتی اغلب در شرایط ایستاده بررسی شده‌اند، اما نقش عضلات وضعیتی اندام تحتانی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. به اعتقاد آلری و همکاران، کمردرد الزاماً با نقص کنترل حرکت در یک عضله یا یک گروه عضلانی خاص مرتبط نیست و این اختلال می‌تواند ناشی از نقایص کنترل عصبی گسترده در سگمان پیچیده کمری لگنی - اندام تحتانی باشد که براساس تقاضاهای وضعیتی و یا فعالیت‌های عملکردی خاص تظاهر می‌کند [۲۵]. به‌طوری‌که پیش‌تر، اختلال کنترل حرکت در عضلات گاستروکرنیموس، هامسترینگ و گلوئئوس ماگزیموس در افراد مبتلا به کمردرد گزارش شده است [۲۴].

کمردرد تجربه‌ای متداول در بین مردم در سراسر جهان است [۱]. به‌طوری‌که ۸۵ درصد از افراد در طول زندگی خود حداقل یک بار کمردرد را تجربه می‌کنند [۲، ۱]. براساس مطالعات قبلی، در ۸۵ درصد از افراد مبتلا به کمردرد، یافته‌های پاراکلینیکی منفی بوده و پاتولوژی خاصی یافت نمی‌شود [۲]. این موارد از کمردرد، گروه‌های غیرهمسان زیادی را شامل می‌شود که اصطلاحاً به همگی آن‌ها کمردرد غیراختصاصی^۱ گفته می‌شود [۳]. در ۸۰ درصد از افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی، نشانه‌های^۲ مزمن تا ۱ سال پس از شروع درد، همچنان تداوم دارد [۴]. کمردرد غیراختصاصی مزمن بر روی استقلال و کیفیت زندگی افراد، تأثیر منفی گذاشته و مهم‌ترین علت محدودکننده فعالیت در سنین زیر ۴۵ سال به شمار می‌رود [۵، ۶]. اگرچه براساس شواهد موجود، ماهیت چند علتی کمردرد غیراختصاصی مزمن مورد تأیید است، اما به نظر می‌رسد در بین علت‌های متعدد فیزیکی و روانی-اجتماعی شناخته‌شده [۷، ۸]، تغییر کنترل حرکت^۳ یکی از مهم‌ترین فاکتورهای مشارکت‌کننده در ایجاد و تداوم کمردرد می‌باشد [۷-۹]. به‌طوری‌که، نقص در کنترل حرکت ارتباط قوی با مزمن شدن وعود مجدد کمردرد دارد [۱۰]. علاوه بر آن، نقایص کنترل حرکت به‌عنوان عوامل مؤثر در بروز اختلال تعادل در افراد مبتلا به کمردرد مزمن شناخته شده‌اند [۱۱]. این در حالی است که حفظ تعادل پویا حین انجام فعالیت‌های روزمره ضروری است و نادیده گرفتن اختلالات کنترل تعادل می‌تواند با افزایش احتمال زمین خوردن مرتبط باشد [۱۲].

کنترل حرکت، اغلب با استفاده از مفهوم تنظیمات وضعیتی^۴ در تحقیقات مورد بررسی قرار می‌گیرد. براین اساس، برای حفظ تعادل پویا، سیستم عصبی مرکزی با استفاده از تنظیمات وضعیتی همپوشانی‌شده^۵ و مرتبط از قبیل تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه^۶ و جبرانی^۷، شروع حرکات ارادی را کنترل می‌کند [۱۱]. تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه از طریق استراتژی کنترلی پیش‌خوراندی^۸ قبل از شروع حرکت ارادی تولید می‌شود؛ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، به‌طور معمول ۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکت ارادی ایجاد می‌شود [۱۲-۱۴] و نشان‌دهنده سازماندهی سیستم عصبی مرکزی برای حفظ مرکز جرم بدن بر روی سطح تکیه‌گاه می‌باشد که به‌وسیله مقابله با نیروهای واکنشی داخلی و تحمیل‌شده از حرکات ارادی و از

1. Non-specific low back pain
2. Symptoms
3. Motor control
4. Postural adjustment
5. Overlapping components
6. Anticipatory postural adjustment
7. Compensatory postural adjustment
8. Feed forward

9. Pre-activation
10. Feed back
11. Expected perturbation
12. Neutral trunk position

رسیدن عملکردی در وضعیت ایستاده بررسی شد. حین انجام این آزمون، داده‌های فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی و نیز داده‌های مرکز فشار با استفاده از صفحه نیرو به صورت هم‌زمان ثبت می‌شد که برای این منظور، از شتاب‌سنج قرار داده‌شده بر روی آرنج دست راست افراد شرکت‌کننده استفاده می‌شد.

پس از اتصال الکترودهای سطحی دستگاه الکترومایوگرافی به بدن فرد و درحالی‌که سمت راست بدن فرد مجاور به دیوار بود و پاهایش به اندازه عرض شانه‌ها باز بود، بر روی صفحه نیرو می‌ایستاد. بر روی دیوار مجاور، یک متر نواری در راستای شانه فرد چسبانده شده بود. سپس، فرد هر دو دست خود را تا ۹۰ درجه از جلو بالا می‌آورد و درحالی‌که آرنج‌ها کاملاً کشیده و میچ‌ها در وضعیت پرونیشن قرار داشت، یک میله کوچک در دست گرفته و در وضعیت آماده باش و آرام قرار می‌گرفت. در ادامه از او خواسته می‌شد تا پس از شنیدن دستور حرکت، ۳ شماره به صورت ذهنی (از ۱ تا ۳) بشمرد و سپس بدون آنکه تعادل خود را از دست دهد و یا گام بردارد و درحالی‌که پاها بر روی زمین ثابت است تا حد ممکن خود را به سمت جلو حرکت دهد. فاصله بین نقطه شروعی و پایانی حرکت افقی میله برحسب سانتی‌متر اندازه‌گیری می‌شد (تصویر شماره ۱). این آزمون، ۳ بار (بین هر تکرار ۱ دقیقه استراحت) تکرار می‌شد و میانگین مسافت جابه‌جایی ثبت می‌شد. توجه به این نکته اهمیت دارد که به دلیل تأثیر طول قد افراد بر مسافت جابه‌جایی در آزمون رسیدن عملکردی، میانگین مسافت جابه‌جایی بر طول قد افراد تقسیم می‌شد و عدد حاصل که نشان‌دهنده تعادل عملکردی فرد بود جهت آنالیزهای بعدی مورد استفاده قرار می‌گرفت.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات

با استفاده از دستگاه ثبت فعالیت الکتریکی بی‌سیم^{۱۶} و الکتروگذاری سطحی فعالیت الکتریکی عضلات وضعیتی تنه و اندام تحتانی شامل عرضی شکمی/مایل داخلی، مستقیم کمری، هامسترینگ داخلی و خارجی و سولئوس در سمت راست مورد سنجش قرار گرفت. انتخاب عضلات، باتوجه به گزارش مطالعات قبلی مبنی بر نقش این عضلات در تنظیمات وضعیتی و با در نظر گرفتن نوع فعالیت موردبررسی (آزمون رسیدن عملکردی) صورت گرفت. پس از تمیز کردن پوست با الکل، الکترودها به صورت موازی با فیبرهای عضله قرار داده می‌شدند. نحوه الکتروگذاری با استفاده از راهنمای استاندارد SENIAM انجام شد (جدول شماره ۱). به منظور پردازش داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از داده‌های شتاب‌سنج، لحظه‌ای که فرد شروع به حرکت اندام می‌کند (T۰) تعیین شد. سپس، دو متغیر اصلی تنظیمات وضعیتی شامل زمان شروع (تأخیر) فعالیت و نیز سطح فعالیت الکتریکی

از دیگر خلأهای موجود، آن است که ارتباط بین نقایص تنظیمات وضعیتی و توانایی حفظ کنترل تعادل در افراد مبتلا به کمردرد حین انجام فعالیت‌های عملکردی مورد بررسی قرار نگرفته است. آزمون رسیدن عملکردی^{۱۳} یکی از ابزارهای بالینی رایج، ساده و تکرارپذیر برای سنجش کنترل تعادل پویا می‌باشد. حفظ تعادل حین انجام این آزمون که در وضعیت ایستاده انجام می‌شود و با جابه‌جایی تنه همراه است، نیازمند توانایی کنترل حرکت بهینه در عضلات تنه و اندام تحتانی می‌باشد [۲۹]. بنابراین، باتوجه به خلأهای تحقیقاتی مطرح‌شده، هدف از مطالعه حاضر بررسی ارتباط بین تنظیمات وضعیتی و کنترل تعادل پویا حین انجام آزمون رسیدن عملکردی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن بود.

روش بررسی

در این مطالعه مقطعی که در مرکز تحقیقات توانبخشی واقع در دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز انجام شد، زنان و مردان در بازه سنی ۱۸ تا ۴۵ سال و مبتلا به کمردرد که از طرف متخصصین ارتوپدی به کلینیک‌های فیزیوتراپی ارجاع داده شده بودند، شرکت کردند. حجم نمونه باتوجه به مقالات مرتبط [۲۴، ۲۳] و در نظر گرفتن و توان آماری ۸۰ درصد و سطح معناداری ۰/۰۵ و اندازه تأثیر ۰/۲۵، به تعداد ۲۵ نفر محاسبه شد. نمونه‌گیری از میان جامعه در دسترس و با روش غیراحتمالی ساده انجام گرفت. درد در سمت راست ناحیه کمری (بین اولین مهره کمری و چین گلوئثال) با یا بدون درد راجعه به اندام تحتانی راست، که حداقل ۳ ماه از شروع آن گذشته باشد و شدت کمردرد کمتر از ۳ براساس مقیاس دیداری درد، از معیارهای ورود به مطالعه در نظر گرفته شد.

باتوجه به تأثیر درد مزمن بر عملکرد عضلات، تنها افراد مبتلا به کمردرد با علائم درد در سمت راست در مطالعه شرکت داده شدند. سرگیجه، صرع، مشکلات گوش داخلی، درد در ناحیه کمر به علت عفونت، شکستگی و یا پاتولوژی و یا کمردرد با علائم نرولوژیک، سابقه جراحی در ناحیه کمر و یا اندام‌های تحتانی، وجود دیگر مشکلات عضلانی اسکلتی مانند شکستگی‌های قبلی اندام‌های تحتانی، گردن درد، زانو درد و غیره، آسیب مغزی شدید و ناتوانایی در اجرای دستورات، سابقه مشکلات قلبی و عروقی و مصرف داروهای اپیوید به عنوان معیارهای خروج از مطالعه در نظر گرفته شد.

در ابتدا، سطح ناتوانی با استفاده از شاخص ناتوانی اسوستری^{۱۴} و سطح فعالیت بدنی با استفاده از پرسش‌نامه فعالیت فیزیکی بک^{۱۵} ارزیابی شد. در ادامه، تعادل پویا با استفاده از آزمون

13. Functional reach test

14. Oswestry disability index

15. Beck Physical Activity Questionnaire

16. Wireless surface electromyography



تصویر ۱. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات و جابه‌جایی مرکز فشار بدن حین انجام آزمون رسیدن عملکردی

توانبخشی

داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۱۶-a صورت گرفت. سیگنال‌های الکترومایوگرافی بین ۱۰ هرتز و ۵۰۰ هرتز فیلتر شد و سپس نمونه‌برداری با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز انجام شد. برای تعیین تأخیر در شروع فعالیت الکتریکی عضلات، ابتدا لازم است زمان شروع فعالیت عضلات تعیین گردد. زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات، به‌عنوان لحظه‌ای که افزایش دامنه سیگنال از مقدار میانگین به‌علاوه ۲ برابر انحراف معیار سطح فعالیت الکتریکی زمینه (۸۰۰ تا ۶۰۰ میلی‌ثانیه قبل از شروع حرکت) بیشتر شود و این

عضلات مستقیم کمری، عرضی شکمی/مایل داخلی، هامسترینگ داخلی، هامسترینگ خارجی و عضله سولئوس سمت راست در بازه ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از شروع حرکت اندام نسبت به T۰ محاسبه شد. برای این منظور، دو بازه زمانی در نظر گرفته شد: بازه ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل تا ۵۰ میلی‌ثانیه بعد نسبت به T۰ که برای بررسی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و بازه ۵۰ میلی‌ثانیه بعد تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد نسبت به T۰ که برای بررسی تنظیمات وضعیتی جبرانی در نظر گرفته شد. پردازش کلیه

جدول ۱. نحوه الکتروگذاری سطحی عضلات مورد مطالعه

عضله	نحوه الکتروگذاری سطحی
عضله عرضی شکم/مایل داخلی	الکترودها ۲ سانتی‌متر داخل و پایین‌تر از خار خاسته‌های قدامی فوقانی قرار می‌گرفتند.
عضله مستقیم کمری	الکترودها به اندازه عرض دو انگشت در قسمت خارجی زائده خاری مهره اول کمری قرار داده می‌شوند.
عضله سولئوس	الکترودها بر روی ۲/۳ فوقانی فاصله بین کندیل داخلی فمور و قوزک داخلی قرار می‌گرفتند.
عضله هامسترینگ داخلی	الکترودها در نقطه میانی فاصله بین اپی کندیل خارجی استخوان تیبیا و برجستگی نشیمنگاهی قرار می‌گرفتند.
عضله هامسترینگ خارجی	الکترودها در نقطه میانی بین اپی کندیل داخلی استخوان تیبیا و برجستگی نشیمنگاهی قرار گرفت.

توانبخشی

پرسش‌نامه فعالیت فیزیکی بک

هدف از این پرسش‌نامه ارزیابی میزان تمایل افراد به فعالیت بدنی عمومی می‌باشد و شامل ۱۶ پرسش و ۳ بخش می‌باشد. بخش اول مربوط به شغل، بخش دوم مربوط به فعالیت ورزشی و بخش سوم، مربوط به فعالیت بدنی در زمان اوقات فراغت است. پرسش‌نامه براساس طیف لیکرت (از هرگز=۱ تا همیشه=۵) نمره‌گذاری می‌شود. اعداد به‌دست‌آمده در بازه ۰-۱۵ می‌باشد که هر چقدر این عدد به ۱۵ نزدیک‌تر باشد نشان‌دهنده فعالیت بدنی بالاتر و هرچقدر به صفر نزدیک باشد فعالیت بدنی کمتر را نشان می‌دهد. ویژگی‌های روان‌سنجی پرسش‌نامه قابل قبول بیان شده است [۳۱].

مقیاس دیداری درد

این مقیاس برای اندازه‌گیری میزان کمردرد افراد شرکت‌کننده استفاده شد. برای این منظور، بر روی یک صفحه کاغذ یک خط افقی ۱۰ سانتی‌متری کشیده شد که در انتهای چپ آن کلمه «بدون درد» و در انتهای راست آن کلمه «بدترین درد» قابل‌تصور نوشته شده بود. از شرکت‌کنندگان خواسته می‌شد یک خط عمودی روی این محور افقی برای توضیح میزان دردشان رسم کنند. در این مطالعه، میزان کمردرد بلافاصله پس از ورود افراد به محل تحقیق اندازه‌گیری می‌شد.

آنالیز آماری

آزمون‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۹ انجام شد. برای بررسی ارتباط بین متغیرها از آزمون پیرسون (باتوجه به نرمال بودن توزیع متغیر) استفاده شد. در بررسی نتایج، عدم وجود ارتباط با میزان $r=0/25$ ، وجود ارتباط ضعیف با $r=0/50$ ، وجود ارتباط متوسط تا خوب با $r=0/75$ و وجود ارتباط قوی با $r \geq 0/75$ تفسیر شد. سطح معناداری $0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در این مطالعه، ۲۵ فرد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن (۱۵ زن) با میانگین سنی نزدیک به ۳۰ سال شرکت کردند (جدول شماره ۲). شرکت‌کنندگان سطح فعالیت فیزیکی متوسطی داشتند و میزان ناتوانی در آنان خفیف بود. ارتباط بین تأخیر در شروع فعالیت الکتریکی عضلات و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار، ارتباط بین فعالیت الکتریکی عضلات در بازه زمانی پیش‌بینانه و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار و ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضلات در بازه زمانی جبرانی و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار به‌ترتیب

افزایش ۵۰ میلی‌ثانیه باقی بماند، در نظر گرفته شد. سپس، فاصله زمانی بین زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات تا لحظه حداکثر انحراف اولیه شتاب‌سنج به‌عنوان تأخیر در شروع فعالیت الکتریکی عضلات در نظر گرفته شد. برای تعیین سطح فعالیت الکتریکی عضلات نیز پس از یکسویه کردن و اعمال فیلتر دو جهته پایین‌گذر باترورث با قطع ۲۵۰ هرتز، فعالیت الکتریکی زمینه ۸۰۰ تا ۶۰۰ میلی‌ثانیه قبل از زمان شروع حرکت تعیین گردید. سپس، مجذور میانگین ریشه^{۱۷} فعالیت الکتریکی عضلات در بازه فعالیت پیش‌بینانه و جبرانی محاسبه شد. بدین ترتیب، سیگنال‌های الکترومیوگرافی میانگین در بازه‌های زمانی ادغام^{۱۸} شدند. فعالیت الکتریکی ادغام^{۱۹} به مجموع فعالیت عضلانی در هر بازه زمانی برای هر عضله اشاره دارد که فعالیت عضلانی زمینه از آن کم شده است. همچنین، برای اینکه فعالیت الکتریکی عضلات بین افراد مختلف قابل‌مقایسه باشد، نسبت سطح فعالیت عضلانی ادغام‌شده بر فعالیت عضلانی زمینه محاسبه شد. برای هر دو متغیر الکترومیوگرافی (تأخیر در شروع فعالیت الکتریکی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات)، میانگین سیگنال‌های ۳ تکرار برای هر شخص محاسبه شد.

کنترل وضعیت پویا

از دستگاه صفحه نیرو برای ثبت داده‌های مرکز فشار حین انجام آزمون رسیدن عملکردی استفاده شد. بنابراین، گشتاور و نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از صفحه نیرو Kistler شش کاناله و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز ثبت شد. پس از کدنویسی با استفاده از نرم‌افزار متلب، میزان جابه‌جایی مرکز فشار در جهات قدامی-خلفی و داخلی-خارجی جهت آنالیزهای بعدی استفاده شد.

پرسش‌نامه شاخص ناتوانی اسوستری

این پرسش‌نامه روشن می‌سازد که کمردرد چه تأثیری بر روی توانایی افراد حین انجام فعالیت‌های روزمره می‌گذارد و شامل ۱۰ سؤال می‌باشد که هر سؤال براساس مقیاس لیکرت بین (۰) تا (۵)، نمره‌دهی می‌شود. جمع نمرات به‌دست‌آمده بر نمره کلی پرسش‌نامه که ۵۰ نمره می‌باشد، تقسیم می‌شود و درصد آن محاسبه می‌شود. در صورتی که نمره کسب‌شده از این پرسش‌نامه در محدوده ۱۰ تا ۲۰ درصد باشد، نشان‌دهنده ناتوانی خفیف، نمره ۲۱ تا ۴۰ درصد، نشان‌دهنده ناتوانی متوسط و نمره ۴۱ تا ۶۰ درصد، نشان‌دهنده ناتوانی شدید می‌باشد. ویژگی‌های روان‌سنجی نسخه فارسی این پرسش‌نامه توسط سید جواد موسوی و همکاران در ایران انجام شده است [۳۰].

17. Root mean square
18. Integration
19. Integrated tEMG

جدول ۲. اطلاعات جمعیت‌شناختی و بالینی در افراد شرکت‌کننده (n=۲۵)

متغیر	میانگین ± انحراف معیار
سن (سال)	۹۷/۶ ± ۲۹/۹۳
قد (سانتی‌متر)	۱۷۰/۰ ± ۳۹/۱۲
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۸۵ ± ۱۲/۷۲
نمره پرسش‌نامه شاخص ناتوانی اسوستری	۳ ± ۱/۲
نمره کل پرسش‌نامه بک	۷/۲۳ ± ۰/۵۲
شدت درد براساس مقیاس دیداری درد	۲ ± ۰/۳۳
مسافت جابه‌جایی در آزمون رسیدن عملکردی (سانتی‌متر)	۱۵ ± ۳

توانبخشی

بحث

هدف اصلی مطالعه حاضر، تعیین ارتباط بین تنظیمات وضعیتی و کنترل تعادل پویا حین انجام آزمون رسیدن عملکردی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن بود. براساس نتایج به‌دست‌آمده، در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن، ارتباط معنادار مثبتی بین سطح فعالیت الکتریکی عضلات هامسترینگ داخلی و خارجی در هر دو بازه زمانی پیش‌بینانه و جبرانی با میانگین جابه‌جایی مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی یافت شد. به عبارت دیگر، در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن، تغییر استراتژی‌های کنترل حرکت پیش‌خوراندی و جبرانی می‌تواند با جابه‌جایی بیشتر مرکز فشار در صفحه جانبی و در نتیجه بروز اختلال کنترل تعادل پویا در این جهت (صفحه) حین انجام آزمون رسیدن عملکردی مرتبط باشد. در مطالعه اخیر، نقایص کنترل

در جداول شماره ۳، ۴ و ۵ بیان شده است. باتوجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون پیرسون برای آنالیز آماری استفاده شد. براساس نتایج به‌دست‌آمده ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ داخلی در بازه زمانی پیش‌بینانه و میانگین میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار به‌طور معناداری مثبت بود ($P=0/019$ ، $r=0/38$).

علاوه بر این، ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ خارجی و میانگین میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی مرکز فشار در بازه زمانی جبرانی به‌طور معناداری مثبت بود ($P=0/009$ ، $r=0/46$). باتوجه به میزان ضریب همبستگی (کمتر از ۰/۵۰)، میزان این ارتباطات در محدوده ضعیف می‌باشد. در سایر بررسی‌ها، ارتباط آماری معنادار دیگری مشاهده نشد.

جدول ۳. ارتباط بین تأخیر در شروع فعالیت الکتریکی عضلات و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار

متغیر	نتایج آزمون*
تأخیر عضله عرضی شکم	جابه‌جایی قدامی-خلفی $P=0/07$ $r=0/68$
	جابه‌جایی داخلی-خارجی $P=0/01$ $r=0/93$
تأخیر عضله سولئوس	جابه‌جایی قدامی-خلفی $P=0/13$ $r=0/45$
	جابه‌جایی داخلی-خارجی $P=0/07$ $r=0/68$
تأخیر عضله مستقیم کمری	جابه‌جایی قدامی-خلفی $P=0/07$ $r=0/67$
	جابه‌جایی داخلی-خارجی $P=0/23$ $r=0/20$
تأخیر عضله هامسترینگ داخلی	جابه‌جایی قدامی-خلفی $P=0/26$ $r=0/14$
	جابه‌جایی داخلی-خارجی $P=0/17$ $r=0/34$
تأخیر عضله هامسترینگ خارجی	جابه‌جایی قدامی-خلفی $P=0/13$ $r=0/46$
	جابه‌جایی داخلی-خارجی $P=0/05$ $r=0/78$

توانبخشی

* آنالیز آماری پیرسون

جدول ۴. ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضلات در بازه زمانی پیش‌بینانه و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار

نتایج آزمون *	متغیر
$P=0/162$ $r=0/383$ $P=0/029$ $r=0/837$	سطح فعالیت الکتریکی عضله عرضی شکم جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/189$ $r=0/308$ $P=0/015$ $r=0/936$	سطح فعالیت الکتریکی عضله سولتوس جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/206$ $r=0/266$ $P=0/207$ $r=0/263$	سطح فعالیت الکتریکی عضله مستقیم کمری جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/134$ $r=0/377$ $P=0/238$ $r=0/019$	سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ داخلی جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/133$ $r=0/533$ $P=0/420$ $r=0/19$	سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ خارجی جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی

توانبخشانی

* آنالیز آماری پیرسون

براساس مطالعات قبلی، میزان فعالیت الکتریکی عضلات در بازه جبرانی، به در دسترس بودن فعالیت پیش‌خواندنی (پیش‌بینانه) آن‌ها بستگی دارد، به‌طوری‌که تولید تنظیمات وضعیتی پیش‌خواندنی قوی، پاسخ‌های جبرانی کمتری را به دنبال خواهد داشت [۳۳، ۳۴]. به‌عبارت‌دیگر، سیستم عصبی مرکزی پس از بررسی اثرات وقوع تنظیمات وضعیتی پیش‌خواندنی، تولید یا تضعیف فعالیت وضعیتی جبرانی را برنامه‌ریزی می‌کند [۳۵]، زیرا تولید سطح فعالیت الکتریکی بالا پس از شروع حرکت ارادی و در بازه جبرانی، علاوه‌بر بالا بردن مصرف انرژی، می‌تواند تهدیدی برای ایجاد اغتشاش در سیستم باشد. بنابراین، وقتی با اغتشاشات

تعادل پویا در صفحه جانبی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن گزارش شده است [۳۲]. توجه به این نکته ضروری است که در مطالعه جاری، افراد شرکت‌کننده جوان و سطح فعالیت فیزیکی متوسطی داشتند و میزان ناتوانی در آنان خفیف بود. بنابراین، اگر چه میزان ارتباطات مشاهده‌شده بین متغیرهای موردبررسی ضعیف بود، اما می‌توان فرض کرد که تشدید نقایص کنترل حرکت با افزایش سن، مدت‌زمان کم‌درد، شدت درد و ناتوانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن احتمالاً ارتباطات قوی‌تری را با اختلال در محدوده ثباتی ایمن و عدم توانایی حفظ کنترل تعادل پویا نشان دهد. هرچند، این فرضیه نیازمند بررسی بیشتر در مطالعات آتی می‌باشد.

جدول ۵. ارتباط بین سطح فعالیت الکتریکی عضلات در بازه زمانی جبرانی و میزان جابه‌جایی قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مرکز فشار

نتایج آزمون *	متغیر
$P=0/42$ $r=0/19$ $P=0/122$ $r=0/514$	سطح فعالیت الکتریکی عضله عرضی شکم جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/136$ $r=0/466$ $P=0/003$ $r=0/988$	سطح فعالیت الکتریکی عضله سولتوس جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/148$ $r=0/426$ $P=0/205$ $r=0/269$	سطح فعالیت الکتریکی عضله مستقیم کمری جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/54$ $r=0/67$ $P=0/214$ $r=0/248$	سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ داخلی جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی
$P=0/259$ $r=0/159$ $P=0/46$ $r=0/009$	سطح فعالیت الکتریکی عضله هامسترینگ خارجی جابه‌جایی قدامی-خلفی جابه‌جایی داخلی-خارجی

توانبخشانی

* آنالیز آماری پیرسون

دریافت کرده است. قبل از جمع‌آوری داده‌ها، شرکت‌کنندگان از روند اجرای پژوهش مطلع شده و فرم رضایت آگاهانه مصوب کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز را تکمیل می‌کردند. هیچ‌گونه هزینه‌ای برای شرکت در این طرح از افراد دریافت نشد و کلیه افراد شرکت‌کننده مختار بودند در هر مرحله از تحقیق و به هر علتی، حتی بدون علت مشخص از ادامه همکاری در این تحقیق منصرف شده و از تحقیق خارج شوند. محقق متعهد به جبران هر گونه هزینه احتمالی تحمیلی ناشی از شرکت در این مطالعه به آزمودنی‌ها بود. محرمانه ماندن اطلاعات شرکت‌کنندگان در این طرح رعایت شد.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی خانم «فاطمه براتی» با شماره طرح PHT-0117 می‌باشد. کلیه هزینه‌های این طرح توسط دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز تأمین شده است.

مشارکت‌نویسندگان

مفهوم‌سازی و نگارش پیش‌نویس: ندا اورکی‌فر؛ تحقیق و بررسی منابع: فاطمه براتی؛ ویراستاری و نهایی‌سازی نوشته: راضیه مفتاح؛ روش‌شناسی: محمد مهرآور و رامین ساکی؛ تحلیل آماری: مریم سید طیب؛ نهایی‌سازی نوشته: امین بهداروندان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

بیانیه استفاده از ابزارهای هوش مصنوعی

از هوش مصنوعی در نگارش یا ویرایش مقاله استفاده نشده است.

تشکر و قدردانی

از حمایت‌های دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز سپاس‌گزاری می‌شود.

وضعیتی بزرگ مواجه هستیم، استفاده بهینه از تصحیحات وضعیتی پیش‌خوراندی و در نتیجه کاهش فعالیت جبرانی عضلات وضعیتی از قوانین کلی سیستم عصبی مرکزی می‌باشد [۳۵]. هرچند، در موارد ناکافی بودن فعالیت پیش‌خوراندی و یا بزرگ بودن اغتشاش، تولید فعالیت عضلانی بزرگ در بازه جبرانی برای حفظ تعادل امری گریزناپذیر است. بدین‌ترتیب، اغتشاشات وارد شده ناشی از شروع حرکت ارادی از طریق پاسخ‌های عضلانی تولید شده بعد از اغتشاش و در بازه جبرانی، مقابله می‌شوند. [۳۶]. براساس مطالعات قبلی، آزمون رسیدن عملکردی که برای سنجش محدوده ثباتی افراد به کار می‌رود تحت تأثیر عوامل متعددی از قبیل فاکتورهای فیزیکی (انعطاف‌پذیری و قدرت) و روان‌شناختی (ترس از افتادن و افسردگی) قرار دارد [۳۷، ۳۸]. اگرچه در مطالعه حاضر، این عوامل به‌طور مستقیم مورد سنجش قرار نگرفته‌اند، اما باتوجه به میانگین سنی پایین (حدود ۳۰ سال) و سطح ناتوانی خفیف گزارش شده با استفاده از پرسش‌نامه شاخص ناتوانی اوسوستری می‌توان فرض کرد که نقایص تنظیمات وضعیتی حین انجام آزمون رسیدن عملکردی به‌خوبی توسط عوامل متعدد دیگری در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن جبران شده است. بررسی این فرضیه در افراد مبتلا به کمردرد سالمند با سطوح بالای درد و ناتوانی پیشنهاد می‌گردد.

نتیجه‌گیری

تغییر استراتژی‌های کنترل حرکت پیش‌خوراندی و جبرانی عضلات وضعیتی اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن با جابه‌جایی بیشتر مرکز فشار در صفحه جانبی حین انجام آزمون رسیدن عملکردی مرتبط بود.

از مهم‌ترین محدودیت‌های پژوهش در مطالعه جاری کم بودن سن و میزان ناتوانی افراد شرکت‌کننده در گروه مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن بود. همچنین، به رغم اهمیت متغیر جابه‌جایی مرکز فشار به‌عنوان یک شاخص تکرارپذیر در بررسی کنترل تعادل که در مطالعه جاری از آن استفاده شد، پیشنهاد می‌گردد در مطالعات بعدی، سایر متغیرهای مرکز فشار از قبیل سرعت جابه‌جایی و مساحت نوسان نیز مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرند. همچنین، به دلیل محدودیت‌های آزمایشگاهی، در مطالعه حاضر ثبت فعالیت الکتریکی تنها در پنج عضله صورت گرفت. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی ثبت فعالیت الکتریکی از عضلات بیشتر و به‌صورت دو طرفه انجام شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این طرح از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور کد اخلاق به شماره (IR.AJUMS.REC.1401.239)

References

- [1] Dankaerts W, O'Sullivan PB, Straker LM, Burnett AF, Skouen JS. The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. *Manual Therapy*. 2006; 11(1):28-39. [DOI:10.1016/j.math.2005.02.001] [PMID]
- [2] Jacobs JV, Lomond KV, Hitt JR, DeSarno MJ, Bunn JY, Henry SM. Effects of low back pain and of stabilization or movement-system-impairment treatments on induced postural responses: A planned secondary analysis of a randomised controlled trial. *Manual Therapy*. 2016; 21:210-9. [DOI:10.1016/j.math.2015.08.006] [PMID]
- [3] Meier ML, Vrana A, Schweinhardt P. Low back pain: The potential contribution of supraspinal motor control and proprioception. *The Neuroscience*. 2019; 25(6):583-96. [DOI:10.1177/1073858418809074] [PMID]
- [4] Brennan GP, Fritz JM, Hunter SJ, Thackeray A, Delitto A, Erhard RE. Identifying subgroups of patients with acute/subacute "nonspecific" low back pain: Results of a randomized clinical trial. *Spine*. 2006; 31(6):623-31. [DOI:10.1097/01.brs.0000202807.72292.a8] [PMID]
- [5] Krismer M, Van Tulder M. Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 2007 ; 21(1):77-91. [DOI:10.1016/j.berh.2006.08.004]
- [6] Melzack R, Wall PD. Pain mechanisms: A new theory. *Science*. 1965; 150(3699):971-9. [DOI:10.1126/science.150.3699.971] [PMID]
- [7] Falla D, Hodges PW. Individualized exercise interventions for spinal pain. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2017; 45(2):105-15. [DOI:10.1249/JES.000000000000103] [PMID]
- [8] Yojana E, Zahari Z, Bukry SA. Factors that influence motor control in individuals with nonspecific low back pain: A scoping review. *The Medical Journal of Malaysia*. 2024; 79(Suppl 1):209-14. [PMID]
- [9] Hodges PW, Smeets RJ. Interaction between pain, movement, and physical activity: Short-term benefits, long-term consequences, and targets for treatment. *The Clinical Journal of Pain*. 2015; 31(2):97-107. [DOI:10.1097/AJP.0000000000000098] [PMID]
- [10] Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* . 2003; 13(4):361-70. [DOI:10.1016/s1050-6411(03)00042-7] [PMID]
- [11] Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009; 90(7):1159-69. [DOI:10.1016/j.apmr.2008.10.033] [PMID]
- [12] Sun P, Li K, Yao X, Wu Z, Yang Y. Association between functional disability with postural balance among patients with chronic low back pain. *Frontiers in Neurology*. 2023; 14:1136137. [DOI:10.3389/fneur.2023.1136137] [PMID]
- [13] Belen'kii VE, Gurfinkel' VS, Pal'tsev EI. [Control elements of voluntary movements (Russian)]. *Biofizika*. 1967; 12(1):135-41. [PMID]
- [14] Massion J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*. 1992; 38(1):35-56. [DOI:10.1016/0301-0082(92)90034-C] [PMID]
- [15] Aruin AS, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1996; 101(6):497-503. [DOI:10.1016/S0921-884X(96)95219-4]
- [16] Bussey MD, Aldabe D, Shemmell J, Jowett T. Anticipatory postural control differs between low back pain and pelvic girdle pain patients in the absence of visual feedback. *Human Movement Science*. 2020; 69:102529. [DOI:10.1016/j.humov.2019.102529] [PMID]
- [17] Tsang SMH, Chan EHW, Chan JYH, Huang GPY, Lam KKT, Lam EWY, et al. Reactive postural adjustment in response to predictable and unpredictable perturbations in healthy adults: A comparison between swayback, hyperlordotic and erect postures. *Gait & Posture*. 2024; 108:35-43. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2023.11.003] [PMID]
- [18] Macpherson JM, Horak FB, Dunbar DC, Dow RS. Stance dependence of automatic postural adjustments in humans. *Experimental Brain Research*. 1989; 78(3):557-66. [DOI:10.1007/BF00230243] [PMID]
- [19] Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*. 55(6):1369-81. [DOI:10.1152/jn.1986.55.6.1369] [PMID]
- [20] Henry SM, Fung J, Horak FB; New Collective Author. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *Journal of Neurophysiology*. 1998; 80(4):1939-50. [DOI:10.1152/jn.1998.80.4.1939] [PMID]
- [21] Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. Postural control in response to an external perturbation: Effect of altered proprioceptive information. *Experimental Brain Research*. 2012; 217(2):197-208. [DOI:10.1007/s00221-011-2986-3] [PMID]
- [22] Lee YJ, Aruin AS. Three components of postural control associated with pushing in symmetrical and asymmetrical stance. *Experimental Brain Research*. 2013; 228(3):341-51. [DOI:10.1007/s00221-013-3567-4] [PMID]
- [23] Knox MF, Chipchase LS, Schabrun SM, Romero RJ, Marshall PWM. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: A systematic review and meta-analysis. *The Spine Journal*. 2018; 18(10):1934-49. [DOI:10.1016/j.spinee.2018.06.008] [PMID]
- [24] Thomas JS, France CR, Sha D, Vander Wiele N, Moenter S, Swank K. The effect of chronic low back pain on trunk muscle activations in target reaching movements with various loads. *Spine*. 2007; 32(26):801-8. [DOI:10.1097/BRS.0b013e31815d0003] [PMID]
- [25] Massé-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait & Posture*. 2015; 41(2):440-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.11.006] [PMID]
- [26] Young KJ, Je CW, Hwa ST. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation integration pattern and swiss ball training on pain and balance in elderly patients with chronic back pain. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015; 27(10):3237-40. [DOI:10.1589/jpts.27.3237] [PMID]

- [27] Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Rajulu SL, Allread WG, Fathallah FA, et al. The role of dynamic three dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*. 1993; 18(5):617-28. [DOI:10.1097/00007632-199304000-00015] [PMID]
- [28] Punnett L, Fine LJ, Keyserling WM, Herrin GD, Chaffin DB. Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*. 1991; 17(5):337-46. [DOI:10.5271/sjweh.1700] [PMID]
- [29] Duray M, Yagci N, Ok N. Determination of physical parameters associated with self-efficacy in patients with chronic mechanic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2018; 31(4):743-8. [DOI:10.3233/BMR-170993] [PMID]
- [30] Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: Translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine*. 2006; 31(14):E454-9. [DOI:10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7] [PMID]
- [31] Fogelholm MI, Malmberg J, Suni J, Santtila M, Kyrolainen H, Mantysaari M, et al. International physical activity questionnaire: Validity against fitness. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2006; 38(4):753-60. [DOI:10.1249/01.mss.0000194075.16960.20] [PMID]
- [32] Sung P, Lee D. Sensory integration strategies on repeated postural stability and neuromuscular adaptation in individuals with low back pain. *European Spine Journal*. 2025; 34(6):2367-76. [DOI:10.1007/s00586-025-08879-w] [PMID]
- [33] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20(3):398-405. [DOI:10.1016/j.jelekin.2010.01.002] [PMID]
- [34] Kaewmanee T, Liang H, Aruin A. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*. 2020; 238(10):2207-19. [DOI:10.1007/s00221-020-05883-y] [PMID]
- [35] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20(3):388-97. [DOI:10.1016/j.jelekin.2009.06.006] [PMID]
- [36] Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Verschuuren JJ, Honegger F. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Experimental Brain Research*. 2002; 142(1):91-107. [DOI:10.1007/s00221-001-0926-3] [PMID]
- [37] Rosa MV, Perracini MR, Ricci NA. Usefulness, assessment and normative data of the Functional Reach Test in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2019; 81:149-70. [DOI:10.1016/j.archger.2018.11.015] [PMID]
- [38] Moriyama Y, Yamada T, Shimamura R, Ohmi T, Hirosawa M, Yamauchi T, et al. Movement patterns of the functional reach test do not reflect physical function in healthy young and older participants. *PLoS One*. 2022; 17(3):e0266195. [DOI:10.1371/journal.pone.0266195] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank