

Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: Comparing Anticipatory Postural Adjustments of the Trunk and Lower Limb Muscles After Prolonged Standing Between Individuals with and Without Chronic Non-Specific Low Back Pain

Authors: Neda Orakifar^{1,2,*}, Roholla Khorshidi Malahmadi², Razieh mofateh^{1,2}, Shahla Zahednejad^{1,2}, Gholamhossein Nassadj^{1,2}

1. *Physiotherapy, 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*

To appear in: **Archives of Rehabilitation**

Received date: 2025/12/04

Accepted date: 2026/09/06

First Online Published: 2026/07/01

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Archives of Rehabilitation provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

Please cite this article as:

Orakifar N, Khorshidi Malahmadi R, mofateh R, Zahednejad S, Nassadj G. [Comparing Anticipatory Postural Adjustments of the Trunk and Lower Limb Muscles After Prolonged Standing Between Individuals with and Without Chronic Non-Specific Low Back Pain (Persian)]. Archives of Rehabilitation. Forthcoming 2026.

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: مقایسه تنظیمات وضعیتی پیش بینانه عضلات تنه و اندام تحتانی بعد از ایستادن طولانی مدت در افراد با و بدون کمردرد غیر اختصاصی مزمن

نویسندگان: ندا اورکی^{۱*}، روح الله خورشیدی مال احمدی^۲، راضیه مفتاح^۲، شهلا زاهدنژاد^۲، غلامحسین نساج^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.

نشریه: ارشیو توانبخشی

تاریخ دریافت: 1404/9/13

تاریخ پذیرش: 1405/6/15

تاریخ انتشار اولیه: 1405/07/10

این نسخه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرایند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرایند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه آرشیو توانبخشی گزینه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آن‌ها در سریع‌ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرایند آماده‌سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وبسایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرایی و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تأثیر بگذارد و این امر از حیطه مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

لطفا این‌گونه استناد شود:

Orakifar N, Khorshidi Malahmadi R, mofateh R, Zahednejad S, Nassadj G. [Comparing Anticipatory Postural Adjustments of the Trunk and Lower Limb Muscles After Prolonged Standing Between Individuals with and Without Chronic Non-Specific Low Back Pain (Persian)]. Archives of Rehabilitation. Forthcoming 2026.

Abstract

Objective: The aim of the present study was to investigate the effect of prolonged standing on the anticipatory postural adjustments of trunk and lower limb muscles in individuals with chronic nonspecific low back pain and compare it with healthy individuals.

Methods: In this quasi-experimental study, fifteen healthy subjects and fifteen individuals with chronic non-specific low back pain participated. Electromyographic activity of the right trunk and lower limb muscles (anterior tibialis, soleus, internal oblique/transversus abdominis, medial hamstrings, lateral hamstrings, and lumbar multifidus) was recorded during rapid right shoulder flexion before and after 30 minutes of standing. Onset latency and root mean square of muscles were calculated. The main and interaction effects of the variables were examined using two-way repeated measure analysis of variance with two factors: group (low back pain and healthy control) and time (before and after prolonged standing).

Results: For the onset latency, the interaction effect of group by time was significant for the tibialis anterior muscle (P-value = 0.046). The results of the post hoc test showed a lower latency of the tibialis anterior muscle in subjects with low back pain after prolonged standing compared to before prolonged standing (P-value = 0.003). Also, the results of the independent t-test showed a significant decrease in the latency of the tibialis anterior muscle in subjects with low back pain compared to healthy subjects after prolonged standing (P-value = 0.002). For the root mean square, the interaction effect of group by time was significant for the hamstring muscles medial (P-value < 0.001) and lateral (P-value = 0.007). The results of the post hoc test showed a significant decrease in the root mean square value for the internal hamstring muscle (P-value = 0.009) and external hamstring (P-value = 0.007) in subjects with low back pain after prolonged standing compared to before prolonged standing. The effect size for all significant results was large ($\eta^2 \geq 0.14$).

Conclusion: Reducing the onset delay and reducing the activity level of some lower limb postural muscles during voluntary shoulder flexion movement after prolonged standing may represent a protective and compensatory strategy of the central nervous system in people with back pain. It may prevent further disturbances due to the feedforward activity of postural muscles and prevent further disruption of postural control in this difficult condition of instability that are accompanied by fatigue, discomfort, and pain in the lower limb and back muscles after prolonged standing.

Keywords: Chronic low back pain, Postural control, Anticipatory postural adjustments

Introduction

Low back pain (LBP) is one of the most common and costly musculoskeletal disorders in modern society and a leading cause of disability worldwide (1). More than 80% of individuals experience at least one episode of LBP during their lifetime, and in approximately 90% of cases, the results of paraclinical examinations are negative in identifying a specific underlying cause; these cases are therefore classified as nonspecific low back pain (2). When the symptoms of this type of LBP persist for more than 12 weeks, the condition is referred to as chronic nonspecific low back pain (CNLBP) (3). Deficits in motor control have been recognized as one of the most important contributing factors to the onset and chronification of LBP (4, 5), and are most commonly investigated using the concept of anticipatory postural adjustments (APAs). APAs are automatic postural responses generated prior to the occurrence of a predictable postural disturbance (1, 2). In other words, APAs are feed-forward mechanisms that control postural disturbances arising from voluntary movements by altering muscle activity and joint kinetics and kinematics in order to maintain body balance (3, 4). The results of numerous studies have demonstrated a delayed onset of activity in both superficial (external oblique and rectus abdominis) and deep (transversus abdominis and internal oblique) trunk muscles in response to expected disturbances (e.g., rapid shoulder movements) in individuals with CNLBP compared with healthy controls (5–9). These findings indicate an altered feed-forward motor control of trunk muscles in these individuals.

However, one of the most important research gaps in this field is the lack of a comprehensive investigation of the feed-forward responses of lower limb muscles in individuals with LBP (10). Indeed, despite the evaluation of voluntary perturbations in the standing position, only very few studies to date have examined the anticipatory postural adjustments of the lower limb muscles (11, 12). This is despite the fact that the association between deficits in lower limb motor control and LBP has previously been proposed by some researchers. Lower limb movement influences the movements and forces transmitted to the spinal column. Therefore, given the extensive intersegmental motor interactions, alterations in motor control in the lower limbs may be important contributing factors to the development of LBP (13). Consequently, in individuals with LBP, evaluating motor control deficits without considering these disturbances in the lower limbs would be incomplete (14).

Furthermore, according to previous studies, several factors influence the anticipatory postural adjustments of trunk muscles, including the magnitude and direction of the applied perturbations

(15–17), the characteristics of the motor task generating the perturbation (11, 18), postural stability (11, 19–21), fear of falling (22), and local muscle fatigue (12). In addition, in the study by Paul et al. (2014), an association was reported between transient LBP induced by prolonged standing and reduced anticipatory postural adjustments of the transversus abdominis muscle during rapid shoulder flexion and extension movements (6). Prolonged standing, as one of the common activities of daily living, is a factor that can alter muscle activation strategies related to postural control. For example, increased co-contraction of the gluteus medius muscles bilaterally in individuals with transient LBP induced by prolonged standing (23, 24), as well as increased activity levels of the trunk muscles (external oblique and rectus abdominis) and lumbar muscles (erector spinae) in individuals with CLBP, are among the observed changes in muscle activation caused by prolonged standing (25). Additionally, alterations in postural control resulting from prolonged standing have been reported in various populations. Lafond et al. (2009) identified fatigue and discomfort in the lower lumbar region as possible contributory factors to impaired postural control in individuals with CLBP following prolonged standing (26). Several studies have also reported an association between prolonged standing and reduced blood circulation in the lower limbs, resulting in swelling of the leg and foot, which in turn leads to pain and fatigue of the muscles in that region (27, 28). Furthermore, fatigue of the passive structures of the spine and increased load on the intervertebral disc due to excessive lumbar lordosis during prolonged standing have been reported (24, 29). Moreover, individuals with LBP have demonstrated higher levels of perceived exertion compared with healthy controls after 15 minutes of standing (30).

Given the relevance of prolonged standing during routine daily activities and its impact on the onset of pain, fatigue, and discomfort in the trunk and lower limb muscles, the present study aimed to investigate the effect of prolonged standing on the anticipatory postural adjustments of the trunk and lower limb muscles during rapid shoulder flexion, in individuals with CNLBP in comparison with healthy controls. It was hypothesized that prolonged standing would alter the feed-forward activity of the trunk and lower limb muscles, and that this effect would be more pronounced in individuals with CNLBP than in healthy individuals. The findings of the present study may serve as an effective step toward a better understanding of the strategies adopted by individuals with CNLBP to preserve postural stability under demanding conditions such as prolonged standing. These insights could, in turn, inform the design of future research aimed at developing therapeutic programs to improve postural control in CNLBP patients following prolonged standing.

Material & Methods

This quasi-experimental study was conducted at the Rehabilitation Research Center of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences (ethics code: IR.AJUMS.REC.1400.683). Male and female participants aged 18 to 45 years were enrolled and allocated into two groups: a healthy group (with no history of low back pain within the preceding year) and a group of individuals with LBP referred to physiotherapy clinics by orthopedic specialists. Based on comparable studies in the literature (5, 11, 12) and considering the means of the onset-delay and root-mean-square (RMS) variables of the muscles, and accounting for a large effect size (0.40), an alpha level of 0.05, an optimal statistical power of 0.80, and a type I error probability of 0.05, a sample size of 15 participants per group was determined, yielding a total of 30 participants. Participants were recruited from the available population using a non-probability, non-simple sampling method.

For the group of individuals with CNLBP, the inclusion criteria comprised the presence of pain in the right lumbar region (between the first lumbar vertebra and the gluteal fold), with or without referred pain to the right lower limb, of at least 3 months' duration, and with a LBP intensity of less than 3 according to the visual analogue scale (VAS). Of note, given the influence of chronic pain on muscle function, only individuals with pain localized on the right side were enrolled in the study. The exclusion criteria were as follows: dizziness; epilepsy; inner ear disorders; LBP resulting from infection, fracture, or pathology; LBP accompanied by neurological symptoms; a history of surgery in the lumbar region or lower limbs; the presence of other musculoskeletal disorders, such as previous fractures of the lower limbs, neck pain, knee pain, or similar conditions; severe brain injury and inability to follow instructions; a history of cardiovascular disorders; the use of opioid medications; and employment in occupations requiring prolonged periods of standing throughout the day.

Prior to data collection, all participants provided written informed consent, as approved by the Ethics Committee of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences.

In this study, the electromyographic (EMG) activity of the right trunk and lower limb muscles was assessed immediately before and after a 30-minute period of prolonged standing (35). During the prolonged standing protocol, no specific instructions were given to the participants regarding their standing posture, and they were permitted to freely adjust their body position at any time; however, they were required to keep their feet in contact with the ground. Furthermore, to replicate the

conditions of habitual standing during everyday activities — which is typically performed concurrently with another task — a television was positioned two meters in front of the participant so that they could watch a film while standing (35). Of note, to standardize the testing conditions across all participants, data collection was performed between 8:00 and 11:00 AM, and participants were asked to rest completely in a seated position on a chair for 15 minutes prior to entering the study.

To examine the APAs of the right trunk and lower limb muscles, participants were instructed to perform a rapid right shoulder flexion movement both immediately before and immediately after the prolonged standing period. For this purpose, following the attachment of surface electrodes of the EMG device, the participant stood with the feet positioned shoulder-width apart and the arms fully relaxed along the sides of the body. To achieve a 90° shoulder flexion angle with the elbow fully extended, a target marker was positioned on the wall opposite the participant, adjusted according to each individual's height. The participant was then instructed that, upon hearing the "get ready" signal, they had a 3-second window within which to raise their right upper limb at maximum speed, such that the index finger would point toward the marker mounted on the wall. This movement was repeated three times, with a one-minute rest period between repetitions. Throughout the movement, the EMG activity of the muscles was recorded via surface electrodes. Additionally, upon entry into the study, the participants' level of disability was assessed using the Oswestry Disability Index (ODI). The intensity of LBP was evaluated using the Visual Analogue Scale (VAS) both before and immediately after the prolonged standing period. The perceived level of discomfort and fatigue in the lumbar region and lower limbs was measured using the Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale immediately after the prolonged standing period.

Surface EMG recording of muscle activity: Using a wireless electromyography system with surface electrode placement and a sampling frequency of 1000 Hz, the electrical activity of the muscles was recorded to determine two variables relevant to APAs: the onset time of muscle activity and the level of electrical activity of the right-side muscles, including the tibialis anterior, soleus, transversus abdominis/internal oblique, lumbar multifidus, and the medial and lateral hamstrings. In addition, a pair of electrodes was placed over the right anterior deltoid muscle to record the onset of activity of this muscle during the shoulder flexion movement. After cleansing the skin with alcohol, the electrodes were placed parallel to the muscle fibers with a center-to-center distance of 2 cm. Electrode placement was performed in accordance with the standard

SENIAM guidelines (Table 1). Data processing was performed using MATLAB software, version 2016a. The onset of muscle electrical activity was defined as the moment at which the signal amplitude exceeded the mean value plus two times the standard deviation of the background electrical activity, provided that this increase persisted for a duration of 50 milliseconds. Subsequently, to calculate the onset latency of muscle electrical activity, the onset time of the right anterior deltoid muscle was designated as time zero, and the activation time of each other muscle was consequently determined relative to this reference point. By convention, a negative value indicated earlier activation of a muscle relative to the onset of the right anterior deltoid. Of note, muscle activation occurring within the window from 100 milliseconds prior to, to 50 milliseconds after, the onset of the right anterior deltoid was considered to represent anticipatory muscle activation (14). To determine the level of muscle electrical activity, the root-mean-square (RMS) of the EMG signal was calculated over the anticipatory period, defined as the interval spanning 100 milliseconds before to 50 milliseconds after the onset latency (33).

Assessment of pain intensity: To measure the intensity of LBP, immediately before the onset of, and following the completion of, the prolonged standing period, a 10-centimeter horizontal line was drawn on a sheet of paper, with the words "no pain" written at the left end and "worst imaginable pain" at the right end. Participants were asked to draw a vertical mark on this horizontal axis to indicate their level of pain. Based on a previous study, an increase of 8 mm in pain intensity is considered a clinically important difference (40), and was deemed acceptable to allow participants to report worsening of their back pain symptoms.

Assessment of perceived discomfort and fatigue: Discomfort and fatigue in the lumbar region and lower leg following prolonged standing were assessed using the Borg scale. This scale constitutes an important instrument for expressing the degree of exertion experienced by the body based on physical sensations, including increased heart rate, increased respiration or respiratory rate, increased sweating, and muscular fatigue (41). The Borg RPE scale demonstrates acceptable sensitivity and reliability (42). This scale employs a scoring range of 0 to 10, whereby a score of 0 denotes no sensation, 1 denotes very light, 2 denotes light, 3 denotes moderate, 4 denotes somewhat hard, 5 and 6 denote hard, 7 and 8 denote very hard, 9 denotes very, very hard, and 10 denotes the most extreme sensation of heaviness and fatigue following a highly demanding activity, such as prolonged standing.

Assessment of LBP-related disability: Oswestry Disability Index (ODI): This questionnaire comprises items that clarify the extent to which LBP affects an individual's ability to perform activities of daily living. The ODI consists of 10 items, each scored on a Likert scale ranging from 0 to 5. A total score falling within the range of 10–20% indicates mild disability, a score of 21–40% indicates moderate disability, and a score of 41–60% indicates severe disability (43).

Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using SPSS version 29. An independent-samples t test was used to compare demographic and clinical characteristics between participants with CNSLBP and healthy controls. To examine the main and interaction effects of the independent variables (group and time) on the dependent variables, a two-way mixed repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was conducted, with group (CNSLBP and healthy control) as the between-subjects factor and time (before and after prolonged standing) as the within-subjects factor. Whenever a significant group $\times$ time interaction was identified, post hoc analyses were performed using the Bonferroni adjustment to control for the inflation of the Type I error associated with multiple comparisons. Given the two study groups and the two measurement time points, the significance threshold for post hoc comparisons was set at 0.012 (0.05/4). Effect sizes were quantified using partial eta squared (η^2), with values of $0.01 \leq \eta^2 < 0.06$ considered small, $0.06 \leq \eta^2 < 0.14$ considered moderate, and $\eta^2 \geq 0.14$ considered large (31). For all other statistical analyses, the significance level was set at 0.05.

Results

Descriptive and Analytical Results for Demographic and Clinical Characteristics: A total of 30 participants were included in the study, comprising 15 individuals with CNSLBP (7 women and 8 men) and 15 healthy controls (7 women and 8 men). The normality of data distribution was assessed using the Kolmogorov–Smirnov test. In addition, Levene's test indicated that the assumption of homogeneity of variances was satisfied for all dependent variables ($p > 0.05$). Furthermore, Box's M test was not statistically significant, indicating that the covariance matrices were comparable between the two groups. The independent-samples t test revealed no statistically significant differences between the CNSLBP and healthy control groups in demographic characteristics, including age, height, body weight, and body mass index (BMI) (all $p > 0.05$). In contrast, statistically significant between-group differences were observed for the clinical characteristics, including LBP intensity measured using the VAS before and after prolonged

standing, duration of low back pain, percentage score on the ODI, and post-standing perceived exertion measured using the Borg RPE scale (all $p < 0.05$). Following prolonged standing, the perceived level of exertion according to the Borg scale ranged from light to moderate in healthy controls (2.73), whereas participants with CNSLBP reported exertion ranging from somewhat difficult to difficult (4.53). Moreover, the increase in LBP intensity following prolonged standing was significantly greater in participants with CNSLBP than in healthy controls ($p < 0.001$). In the CNSLBP group pain intensity also increased significantly following prolonged standing compared with the pre-standing assessment, with an approximately 3-point increase on the pain scale ($p < 0.001$). The percentage ODI score also differed significantly between the groups, corresponding to a mild level of disability in healthy controls and a moderate level of disability in participants with CNSLBP ($p < 0.001$) (Table 2).

Statistical Analysis of Onset Latency and Post Hoc Comparisons: For onset latency, a significant group $\times$ time interaction was observed only for the tibialis anterior muscle, with a large effect size ($p = 0.046$) (Table 3). Paired-samples t test analysis demonstrated that, in participants with CNSLBP, tibialis anterior muscle activation occurred significantly earlier after prolonged standing than before prolonged standing (95% CI: 0.16–1.83; mean difference = 1.26 ± 0.41 ; $p = 0.003$). In addition, the independent-samples t test demonstrated a significantly lower onset latency for the tibialis anterior muscle in participants with CNSLBP compared with healthy controls following prolonged standing (95% CI: -3.01 to -0.76 ; mean difference = -1.84 ± 0.54 ; $p = 0.002$). Furthermore, a significant main effect of time was found for the onset latency of the lateral hamstring muscle ($p = 0.02$), with a large effect size (Figure 1). A significant main effect of group was also observed for onset latency in the soleus ($p < 0.001$) and tibialis anterior ($p = 0.005$) muscles, both demonstrating large effect sizes.

Statistical Analysis of RMS and Post Hoc Comparisons: For the RMS variable, a significant group $\times$ time interaction was observed for both the medial hamstring ($p < 0.001$) and lateral hamstring ($p = 0.007$) muscles, with both interactions demonstrating large effect sizes (Table 4). Post hoc paired-samples t tests indicated that, in participants with chronic nonspecific low back pain (CNSLBP), RMS values of the medial hamstring (95% CI: 0.24–1.40; mean difference = 0.82 ± 0.41 ; $p = 0.009$) and lateral hamstring (95% CI: 0.20–2.36; mean difference = 1.08 ± 0.32 ; $p = 0.007$) muscles were significantly lower after prolonged standing compared with the pre-standing condition. In contrast, RMS values of the medial hamstring muscle in the healthy control group

were significantly higher after prolonged standing than before prolonged standing (95% CI: 0.95–4.75; mean difference = 2.85 ± 0.43 ; $p = 0.006$). Furthermore, a significant main effect of time was observed for RMS values of the medial hamstring ($p = 0.03$) and transversus abdominis/internal oblique (TrA/IO) ($p = 0.006$) muscles, with large effect sizes (Figure 2). In addition, analysis of the main effect of group revealed statistically significant differences in RMS values for the medial hamstring ($p = 0.013$) and transversus abdominis/internal oblique ($p = 0.034$) muscles.

Discussion

The findings of the present study supported our hypothesis, demonstrating that, in individuals with CNSLBP, prolonged standing resulted in reduced onset latency and decreased anticipatory activity of several postural muscles of the lower extremities during a voluntary rapid shoulder flexion task compared with the pre-standing condition. These changes were accompanied by large clinically meaningful effects.

Consistent with the findings of the present study, previous investigations examining the effects of muscle fatigue induced by isometric contractions on APAs have reported a reduction in the magnitude of anticipatory muscle activity (7, 8). Previous studies have also suggested that impaired postural control following prolonged standing may be primarily attributable to fatigue and discomfort in the lumbar and lower-extremity regions (32, 33). In the present study, participants with CNSLBP reported greater perceived fatigue and discomfort in the lumbar region and lower leg than healthy controls. Prolonged standing can lead to blood pooling and reduced peripheral circulation, as well as swelling of the feet and lower legs and the development of pain in these regions (34). Given the important contribution of sensory information from the ankle musculature and plantar surface of the foot to postural control (35), deterioration of these sensory inputs may compromise APAs and, consequently, reduce postural control following prolonged standing compared with the pre-standing condition in individuals with CNSLBP (6, 26, 32, 36, 37). However, these findings appear to contrast with those of a recent study reporting increased anticipatory activity of several lower-extremity muscles following local and generalized fatigue induced by exercise in healthy individuals (38). This discrepancy may be explained by differences in the characteristics of the populations investigated and, importantly, by differences in the experimental paradigms used to induce postural perturbation. In the present study, the perturbation was generated by a voluntary rapid shoulder flexion movement, whereas Nardone et al. (2025)

used a mechanical perturbation produced by applying a pendulum impact to the chest in healthy individuals. The latter paradigm may have required the central nervous system to adopt a different postural-control strategy to maintain optimal stability in response to the relatively large mechanical perturbation produced by the pendulum.

In the present study, prolonged standing also resulted in a significant increase in LBP intensity among participants with CNSLBP. Specifically, the change in pain intensity induced by prolonged standing was approximately 3 cm on the VAS. Previous research has suggested that an increase of approximately 1 cm in pain intensity can be considered clinically meaningful and indicative of worsening LBP symptoms (39). Numerous studies have demonstrated an association between pain and impaired postural control (6, 26, 36, 37). It should be noted that the influence of pain on postural control is not exclusively mechanical; attentional interference may also play an important role. Given the limited capacity of attentional resources, combined with the potentially threatening nature of pain, greater attentional resources may be allocated toward processing and monitoring pain. Consequently, fewer attentional resources may remain available for postural control, potentially resulting in impaired balance.

Furthermore, according to the hypothesis proposed by Aruin, Latash, and colleagues, under challenging conditions characterized by postural instability, the central nervous system may downregulate the magnitude of APAs as a protective strategy against potentially destabilizing consequences (11). This is because excessively strong anticipatory muscle activation may itself act as a source of postural perturbation. Thus, under unstable conditions, the potential threat associated with overcompensation—which may itself induce a perturbation—could outweigh the benefits of generating strong anticipatory adjustments.

Accordingly, greater postural instability may logically be expected to result in smaller APAs. Since APAs can themselves contribute to postural perturbation, their attenuation or suppression under conditions of instability may represent a defensive and compensatory strategy adopted by the central nervous system (11). Consistent with this concept, other investigators have also reported reduced APAs under conditions of postural instability. For example, decreased anticipatory activity of the plantar-flexor muscles has been reported during standing on a narrow support surface (40), while reduced anticipatory activity of the tibialis anterior and soleus muscles has been observed during single-leg raising (41). Taken together, the findings of the present study suggest that, in individuals with CNSLBP, fatigue affecting the muscles of the lumbar and lower-extremity

regions, together with the substantial increase in LBP following prolonged standing, may create a challenging state for postural regulation and contribute to postural instability. Therefore, in accordance with the proposed hypothesis, attenuation of APAs under these conditions would not be unexpected.

Another important finding of the present study was the significant main effect of group on onset latency for several postural muscles, indicating earlier activation of these muscles in individuals with CNSLBP compared with healthy controls. This finding was associated with a large effect size. Consistent with this observation, previous studies have reported earlier muscle activation following fatigue in lower-extremity, upper-extremity, and trunk muscles during rapid shoulder flexion tasks in healthy individuals (5, 11, 42). Considering the pattern of anticipatory muscle activity observed in the present study, which generally indicated lower levels of anticipatory activation in individuals with CNSLBP than in healthy controls, it may be hypothesized that the earlier activation of these muscles represents a compensatory strategy employed by the central nervous system. Such a strategy may serve to facilitate postural stability when the ability to generate the muscular force required for effective postural control is compromised by fatigue.

Several limitations of the present study should be acknowledged. First, the relatively young mean age of the participants and their moderate level of disability may limit the generalizability of the findings to individuals with CNSLBP who are older or have greater levels of disability. Second, the participants with CLBP in the present study had unilateral symptoms. Therefore, the findings may not be directly generalizable to individuals presenting with bilateral CLBP. Another limitation was the inability to distinguish the EMG activity of the transversus abdominis and internal oblique muscles separately. In accordance with the standard recommendations of SENIAM, surface EMG does not allow reliable differentiation of the activity of these two anatomically adjacent muscles when using the relevant electrode placement. Therefore, their activity was assessed as a combined transversus abdominis/internal oblique (TrA/IO) signal. Finally, within-session reliability and repeatability of the investigated variables were not assessed. Future studies should therefore consider evaluating the reliability of these measures to strengthen the methodological robustness and reproducibility of the findings.

Conclusion

The reduction in onset latency and the decreased level of anticipatory activity of some lower-extremity postural muscles during voluntary shoulder flexion following prolonged standing in

individuals with LBP may indicate a protective and compensatory strategy adopted by the central nervous system. Under these challenging conditions of postural instability, in which fatigue, discomfort, and pain develop in the lower-extremity and lumbar muscles following prolonged standing, this strategy may help prevent additional perturbations caused by anticipatory activation of the postural muscles and avoid further deterioration of postural control. Investigating the effects of physiotherapy interventions on improving postural control and lower-extremity muscle function following prolonged standing in future studies may represent an effective step toward the rehabilitation of individuals with LBP.

Acknowledgments

This study was financially supported by Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences and was conducted as part of the master's thesis of roholla khorshidi malahmadi under project code PHT-0033.

Research ethics: This project has an ethics code number IR.AJUMS.REC.1400.683. Before data collection, participants were informed about the research process and completed an informed consent form approved by the Ethics Committee of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences. No fees were charged for participating in this project, and all participants were free to withdraw from this research at any stage of the research and for any reason, even without a specific reason. The researcher was committed to compensating the subjects for any possible costs incurred as a result of participating in this study. Confidentiality of participant information was maintained in this project.

Funder: This article is based on the Master's thesis in Physiotherapy of Roholla Khorshidi malahmadi with project number PHT-0033. All costs of this project were covered by Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences.

Author Contributions: Conceptualization and writing of the draft and statistical analysis by Neda Orakifar, research and review of sources by Roholla Khorshidi malahmadi, editing and finalization by Razieh Mofateh, methodology by Shahla Zahednejad, finalization by Gholamhossein Nassadj.

Conflict of Interest: None of the authors had any conflicts of interest such as direct financial conflicts (employment, stock ownership, grants, and patents); indirect financial conflicts (royalties, consulting, and joint venture ownership); or professional and intellectual property conflicts (organizational promotion and personal expert opinions).

Statement on the use of artificial intelligence tools: Artificial intelligence was not used in the writing or editing of the article.

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

Table 1. Surface electrode placement for the muscles examined

Muscle	Surface electrode placement
Transversus abdominis/Internal oblique	The electrodes were placed 2 cm medial and inferior to the anterior superior iliac spine
Lumbar multifidus	The electrodes were placed along the line connecting the posterior superior iliac spine to the intervertebral space between the first and second lumbar vertebrae, at the level of the intervertebral space between the transverse processes of the third and fourth lumbar vertebrae.
Tibialis anterior	The electrodes were placed over the upper third of the distance between the head of the fibula and the medial malleolus.
Soleus	The electrodes were placed over the upper two-thirds of the distance between the medial femoral condyle and the medial malleolus.
Medial hamstring	The electrodes were placed at the midpoint between the lateral tibial epicondyle and the ischial tuberosity.
Lateral hamstring	The electrodes were placed at the midpoint between the medial tibial epicondyle and the ischial tuberosity.
Anterior deltoid	The electrodes were placed over the most prominent portion of the muscle, 4 cm below the clavicle, along the line connecting the acromion to the lateral epicondyle of the humerus.

Table 2. Comparison of demographic and clinical characteristics between the two study groups using the Independent-Samples *t* Test

Variable	Healthy Controls (N = 15) Mean (SD)	Chronic Nonspecific Low Back Pain (N = 15) Mean (SD)	P-value
Demographic characteristics			
Age (years)	29 (7.59)	29.33 (8.24)	0.90
Height (cm)	169.06 (8.00)	170 (8.00)	0.91
Weight (kg)	67 (8.90)	74 (13.93)	0.10
Body mass index (kg/m ²)	25.90 (5.65)	25.60 (4.40)	0.72
Clinical characteristics			
Low back pain VAS score before prolonged standing	0.00 (0.00)	2.00 (0.37)	<0.001*
Low back pain VAS score after prolonged standing	0.33 (0.56)	4.90 (0.75)	<0.001*
Duration of low back pain (months)	—	52 (38.23)	—
Oswestry Disability Index score (%)	5.33 (0.33)	37.90 (5.00)	<0.001*
Borg Rating of Perceived Exertion score after prolonged standing	2.73 (0.33)	4.53 (1.45)	<0.001*

*Statistically significant differences between the groups.

Table 3. Repeated-measures analysis of variance for muscle electrical activity onset latency

Muscle	Effect	F-ratio	P-value	η^2
Medial hamstring	Time (main effect)	0.03	0.85	0.01
	Group (main effect)	0.11	0.73	0.005
	Group $\times$ Time (interaction effect)	0.27	0.60	0.001
Lateral hamstring	Time (main effect)	6.25	0.02*	0.20
	Group (main effect)	22.00	<0.001*	0.12
	Group $\times$ Time (interaction effect)	0.88	0.35	0.03
Soleus	Time (main effect)	1.84	0.18	0.07
	Group (main effect)	0.94	<0.001*	0.46
	Group $\times$ Time (interaction effect)	1.98	0.17	0.07
Lumbar multifidus	Time (main effect)	0.44	0.51	0.02
	Group (main effect)	4.13	0.054	0.15
	Group $\times$ Time (interaction effect)	0.18	0.67	0.00
Transversus abdominis/Internal oblique	Time (main effect)	2.48	0.12	0.09
	Group (main effect)	0.012	0.91	0.00
	Group $\times$ Time (interaction effect)	1.98	0.34	0.03
Tibialis anterior	Time (main effect)	0.37	0.54	0.01
	Group (main effect)	9.65	0.005*	0.14
	Group $\times$ Time (interaction effect)	3.24	0.046*	0.28

Statistically significant differences are shown in bold.

Abbreviations: F-ratio, Fisher's ratio; P-value, probability value; η^2 , partial eta squared.

Table 4. Repeated-measures analysis of variance for root mean square values

Muscle	Effect	F-ratio	P-value	ηp^2
Medial hamstring	Time (main effect)	4.90	0.03*	0.14
	Group (main effect)	12.70	0.01*	0.20
	Group $\times$ Time (interaction effect)	15.79	<0.001*	0.36
Lateral hamstring	Time (main effect)	0.41	0.52	0.01
	Group (main effect)	1.89	0.18	0.06
	Group $\times$ Time (interaction effect)	7.49	0.007*	0.23
Soleus	Time (main effect)	1.32	0.25	0.04
	Group (main effect)	0.94	0.34	0.03
	Group $\times$ Time (interaction effect)	3.12	0.08	0.10
Lumbar multifidus	Time (main effect)	0.94	0.34	0.03
	Group (main effect)	0.86	0.36	0.03
	Group $\times$ Time (interaction effect)	1.05	0.31	0.03
Transversus abdominis/Internal oblique	Time (main effect)	8.82	0.006*	0.24
	Group (main effect)	5.02	0.034*	0.16
	Group $\times$ Time (interaction effect)	0.69	0.41	0.02
Tibialis anterior	Time (main effect)	3.31	0.08	0.11
	Group (main effect)	0.99	0.32	0.03
	Group $\times$ Time (interaction effect)	1.96	0.17	0.07

Statistically significant differences are shown in bold.

Abbreviations: F-ratio, Fisher's ratio; P-value, probability value; ηp^2 , partial eta squared.

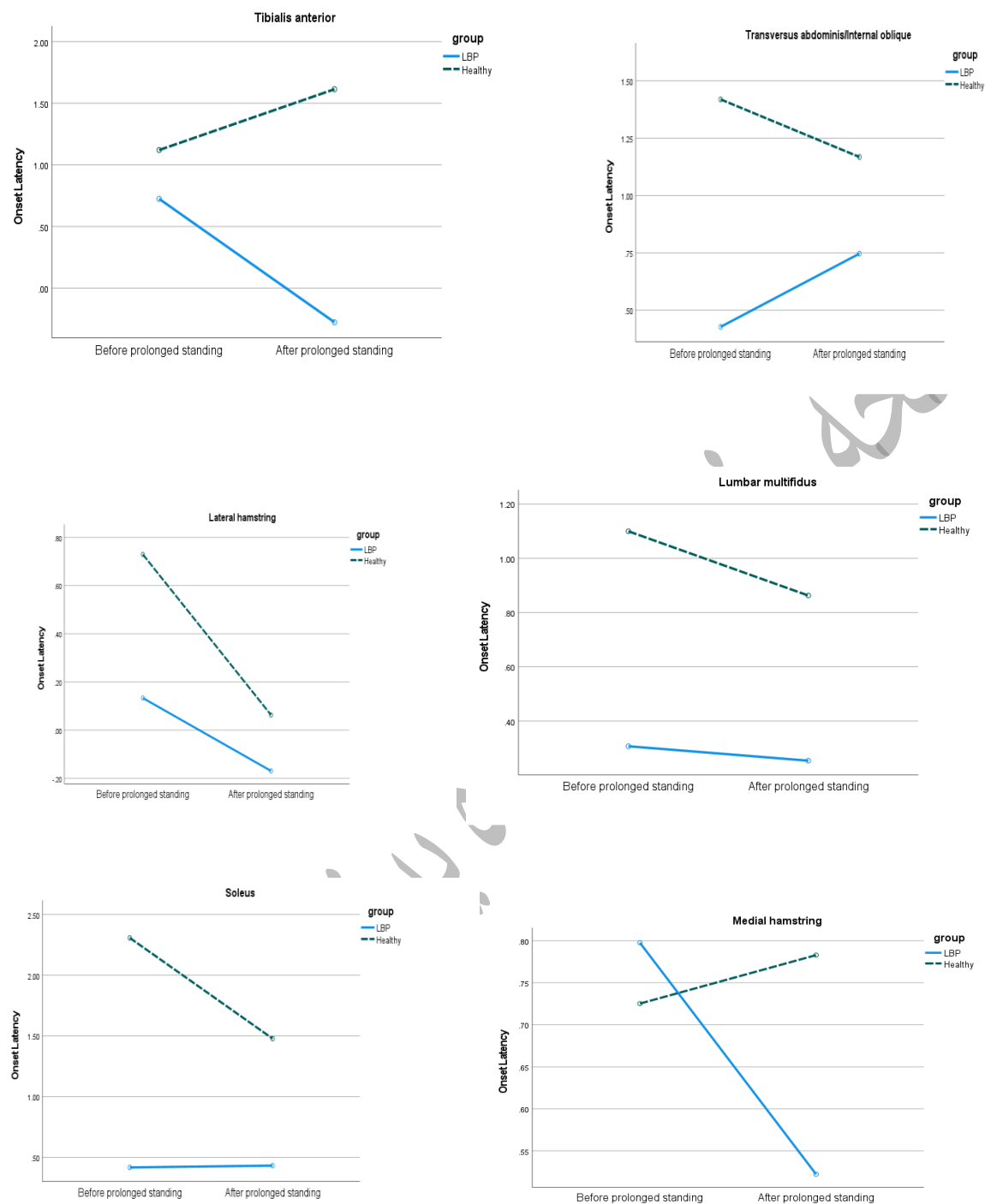


Figure 1. Interaction effect of time on group for onset latency. LBP: low back pain.

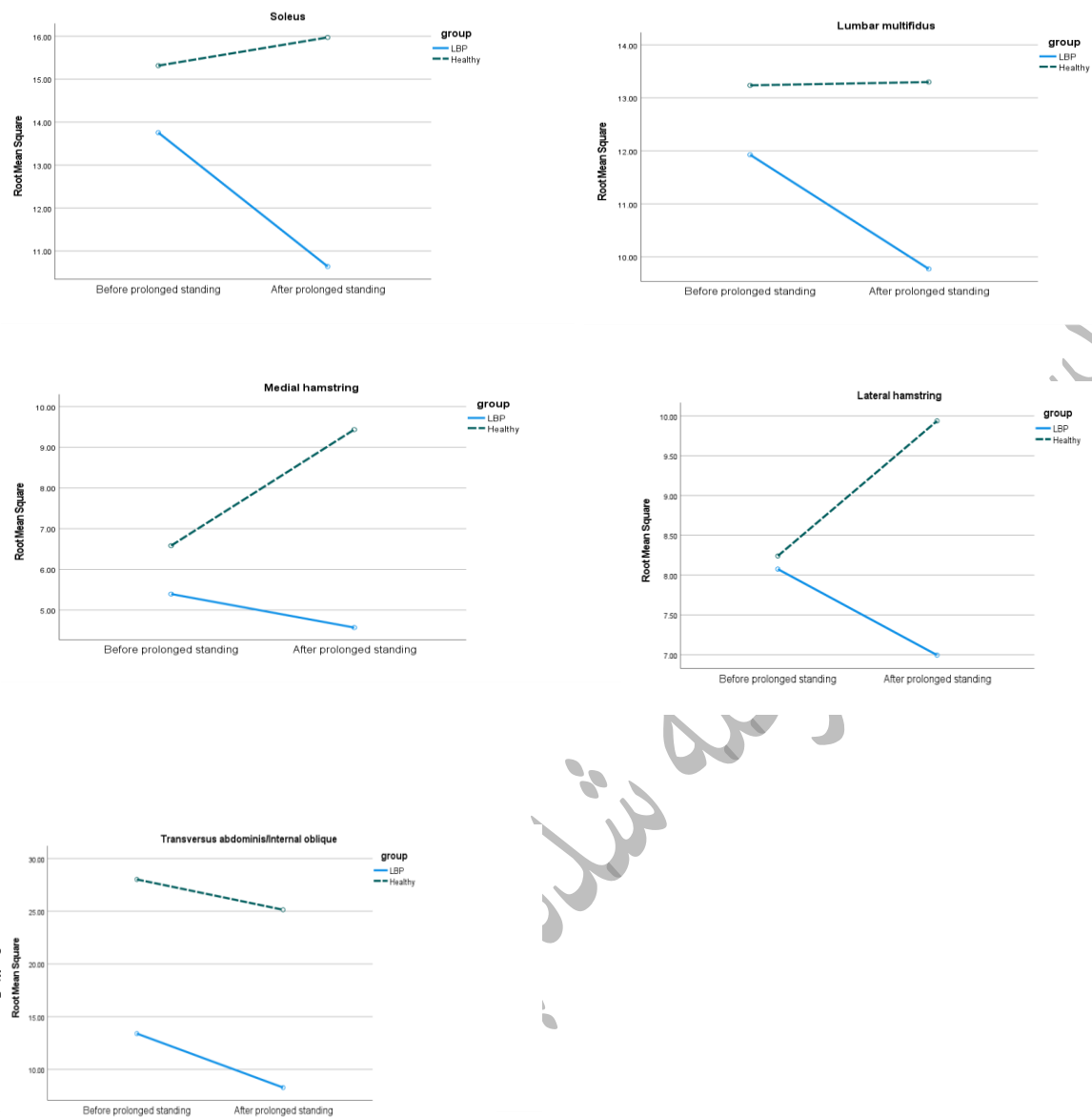


Figure 2. Interaction effect of time on group for root mean square. LBP: low back pain.

هدف: هدف از مطالعه حاضر، بررسی تاثیر ایستادن طولانی مدت بر تنظیمات وضعیتی پیش بینانه عضلات تنه و اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن و مقایسه آن با افراد سالم است.

روش بررسی: در این مطالعه شبه تجربی ۱۵ فرد سالم و ۱۵ فرد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن شرکت نمودند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سمت راست تنه و اندام تحتانی (تیپالیس قدامی، سولئوس، عرضی شکمی/ مایل داخلی، هامسترینگ داخلی، هامسترینگ خارجی و مولتیفیدوس کمری) حین حرکت سریع فلکشن شانه راست، قبل و ۳۰ دقیقه پس از ایستادن ثبت گردید. تاخیر شروع و جذر میانگین مربع فعالیت الکتریکی عضلات محاسبه شد. اثرات اصلی و متقابل متغیرها، با استفاده از آزمون آنالیز واریانس دو طرفه با دو عامل گروه (کمردرد و کنترل سالم) و زمان (قبل و بعد از ایستادن طولانی مدت) بررسی شد.

یافته ها: برای متغیر تاخیر شروع، اثر متقابل گروه در زمان برای عضله تیپالیس قدامی ($P\text{-value}=0/046$) معنادار بود. نتایج آزمون تعقیبی تاخیر کمتر شروع فعالیت عضله تیپالیس قدامی را در افراد مبتلا به کمردرد بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت نشان داد ($P\text{-value}=0.003$). همچنین، نتایج آزمون تی مستقل، کاهش معناداری را در تاخیر شروع عضله تیپالیس قدامی در افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم بعد از ایستادن طولانی مدت نشان داد ($P\text{-value}=0.002$). برای متغیر جذر میانگین مربع، اثر متقابل گروه در زمان برای عضلات هامسترینگ داخلی ($P\text{-value}<0/001$) و هامسترینگ خارجی ($P\text{-value}=0/007$) معنادار بود. نتایج آزمون تعقیبی کاهش معنادار مقدار متغیر جذر میانگین مربع را برای عضله هامسترینگ داخلی ($P\text{-value}=0.009$) و هامسترینگ خارجی ($P\text{-value}=0.007$) در افراد مبتلا به کمردرد بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت نشان داد. اندازه اثر برای کلیه نتایج معنی دار بزرگ بود ($\eta^2 \geq 0.14$).

نتیجه گیری: کاهش تاخیر شروعی و کاهش سطح فعالیت پیش بینانه برخی از عضلات وضعیتی اندام تحتانی حین انجام حرکت ارادی فلکشن شانه بعد از ایستادن طولانی مدت در افراد مبتلا به کمردرد می تواند بیانگر استراتژی محافظتی و جبرانی سیستم عصبی مرکزی باشد تا در این شرایط دشوار بی ثباتی که خستگی، ناراحتی و درد در عضلات اندام تحتانی و کمر پس از ایستادن طولانی مدت ایجاد شده است از وقوع اغتشاشات بیشتر ناشی از فعالیت پیشخواندی عضلات وضعیتی جلوگیری کند و کنترل وضعیت را بیش از پیش مختل ننماید.

کلمات کلیدی: کمردرد مزمن، کنترل وضعیت، تنظیمات وضعیتی پیش بینانه

کمردرد یکی از شایع‌ترین و پرهزینه‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی در جامعه مدرن امروزی و از علل اصلی ناتوانی در انسان است (۱). بیش از ۸۰٪ از افراد، حداقل یک دوره کمردرد را در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که تقریباً در ۹۰٪ از موارد، نتایج بررسی‌های پاراکلینیکی در شناسایی یک علت زمینه‌ای خاص منفی بوده و از این رو به عنوان کمردرد غیر اختصاصی طبقه‌بندی می‌شوند (۲). همچنین، به تداوم علائم این نوع کمردرد به بیش از ۱۲ هفته، کمردرد غیر اختصاصی مزمن اطلاق می‌شود (۳). نقایص کنترل حرکت^۱ به عنوان یکی از مهمترین عوامل مشارکت کننده در بروز و مزمن شدن کمردرد شناخته شده اند (۴،۵)، که اغلب با استفاده از مفهوم تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه^۲ مورد بررسی قرار می‌گیرند. تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، تطابقات خودکار وضعیت بدن هستند که قبل از وقوع یک اغتشاش وضعیتی قابل پیش‌بینی^۳ تولید می‌شوند (۱، ۲). به عبارت دیگر، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، مکانیسم‌های پیشرو^۴ هستند که به منظور حفظ تعادل بدن، از طریق تغییر در فعالیت عضلانی و کینماتیک مفاصل، اغتشاشات وضعیتی ناشی از حرکات ارادی را کنترل می‌کنند (۳، ۴). نتایج مطالعات متعدد، تأخیر در زمان شروع^۵ فعالیت عضلات سطحی (مایل خارجی و مستقیم شکمی) و عمقی (عرض شکم و مایل داخلی) تنه را در مواجهه با اغتشاشات مورد انتظار (مانند حرکات سریع شانه) در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن در مقایسه با افراد سالم نشان داده اند (۵-۹). این یافته‌ها بیانگر تغییر کنترل حرکتی پیشرو عضلات تنه در این افراد می‌باشد. هر چند، یکی از مهمترین خلاهای تحقیقاتی موجود در این زمینه، عدم بررسی جامع پاسخ پیشخوراندی عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد می‌باشد (۱۰). بطوریکه، به رغم ارزیابی اغتشاشات ارادی در وضعیت ایستاده، تاکنون تنها مطالعات بسیار اندکی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات اندام تحتانی را مورد بررسی قرار داده اند (۱۱، ۱۲). این در حالی است که پیشتر، ارتباط بین نقایص کنترل حرکت اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد توسط برخی از محققین مطرح شده است. حرکت اندام تحتانی، حرکات و نیروهای اعمالی به ستون فقرات را تحت تأثیر قرار می‌دهد. بنابراین، با توجه به تعاملات حرکتی وسیع بین این اجزاء، تغییرات کنترل حرکت در اندام تحتانی می‌تواند از عوامل مهم مشارکت کننده در بروز کمردرد باشد (۱۳). از این رو، در افراد مبتلا به کمردرد، بررسی نقایص کنترل حرکت بدون در نظر گرفتن این اختلالات در اندام تحتانی جامع نخواهد بود (۱۴).

¹ Motor control

² Anticipatory postural adjustments

³ Predictable postural perturbation

⁴ Feedforward

⁵ Onset latency

علاوه بر این، بر اساس مطالعات قبلی عوامل متعددی بر تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات تنه تأثیر می‌گذارند که از آن میان می‌توان به اندازه و جهت اعمال اغتشاشات (۱۵-۱۷)، ویژگی‌های فعالیت حرکتی ایجاد کننده اغتشاش (۱۱، ۱۸)، ثبات بدن (۱۱)، (۱۹-۲۱)، ترس از افتادن (۲۲)، و خستگی موضعی عضلات (۱۲) اشاره کرد. همچنین، در مطالعه پاول و همکاران (۲۰۱۴)، ارتباط بین کمردرد گذرای ناشی از ایستادن طولانی مدت و کاهش تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضله عرضی شکم حین انجام حرکات سریع فلکشن و اکستنشن شانه گزارش شده است (۶). ایستادن طولانی مدت به عنوان یکی از فعالیتهای معمول زندگی روزانه، از عوامل موثر در تغییر استراتژی‌های فعال سازی عضلانی^۷ مرتبط با کنترل وضعیت^۸ است. برای مثال افزایش همزمانی انقباضات عضلات گلوئوس مدیوس هر دو سمت در افراد مبتلا به کمردرد گذرای ناشی از ایستادن طولانی مدت (۲۳، ۲۴)، و نیز افزایش سطح فعالیت عضلات تنه (مایل خارجی^۹ و مستقیم شکمی) و کمر (مستقیم کمری) در افراد مبتلا به کمردرد مزمن از جمله تغییرات مشاهده شده در فعال سازی عضلانی ناشی از ایستادن طولانی مدت است (۲۵). همچنین، تغییرات کنترل وضعیت ناشی از ایستادن طولانی مدت در جمعیت‌های مختلف گزارش شده است. لافوند و همکاران (۲۰۰۹) خستگی و ناراحتی^{۱۰} ناحیه کمری تحتانی را به عنوان یکی از دلایل احتمالی اثر گذار در ایجاد اختلال کنترل وضعیت در افراد مبتلا به کمردرد مزمن پس از ایستادن طولانی مدت بیان کرده اند (۲۶). در چندین مطالعه ارتباط بین ایستادن طولانی مدت و کاهش گردش خون در اندام تحتانی و در نتیجه ورم ساق و کف پا که منجر به درد و خستگی عضلات آن ناحیه می‌شود، گزارش شده است (۲۷، ۲۸). علاوه بر این، خستگی در ساختارهای غیرفعال ستون فقرات و نیز افزایش بار بر دیسک بین مهره‌ای ناشی از قوس کمری بیش از حد حین ایستادن طولانی مدت گزارش شده است (۲۴، ۲۹). همچنین، افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم، سطح بالاتری از تلاش درک شده^{۱۱} را پس از ۱۵ دقیقه ایستادن نشان داده اند (۳۰).

بنابر آنچه گفته شد، با توجه به کاربردی بودن ایستادن طولانی مدت حین انجام فعالیتهای روزانه و تأثیر آن بر بروز درد، خستگی و ناراحتی عضلات تنه و اندام تحتانی، هدف از انجام این مطالعه بررسی تأثیر ایستادن طولانی مدت بر تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات تنه و اندام تحتانی حین انجام حرکت سریع فلکشن شانه در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن و مقایسه آن با افراد سالم است. می‌توان فرض کرد که ایستادن طولانی مدت، فعالیت پیشرو عضلات تنه و اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد و احتمالاً این تأثیر در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن در مقایسه با افراد سالم قابل ملاحظه خواهد بود. نتایج مطالعه

⁶ Prolonged standing

⁷ Muscle activation

⁸ Postural control

⁹ External oblique

¹⁰ Discomfort

¹¹ Perceived exertion

حاضر می تواند گامی موثر در افزایش آگاهی از استراتژی اتخاذ شده در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن برای حفظ ثبات وضعیتی در شرایط دشواری مانند ایستادن طولانی مدت باشد و در طراحی مطالعات آتی برای ارائه برنامه های درمانی جهت بهبود کنترل وضعیت افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن پس از ایستادن طولانی مدت مد نظر قرار گیرد.

روش بررسی:

در این مطالعه شبه تجربی که در مرکز تحقیقات توانبخشی واقع در دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز با کد اخلاق IR.AJUMS.REC.1400.683 انجام شد، زنان و مردان در بازه سنی ۱۸ تا ۴۵ سال در دو گروه افراد سالم (عدم سابقه کمردرد در یکسال اخیر) و نیز افراد مبتلا به کمردرد که از طرف متخصصین ارتوپدی به کلینیک های فیزیوتراپی ارجاع داده شده بودند، شرکت کردند. با توجه به مقالات مشابه در این زمینه (۵، ۱۱، ۱۲)، و بررسی میانگین متغیرهای تاخیر شروع و جذر میانگین مربع^{۱۲} عضلات و بر اساس حجم اثر بزرگ (۰/۴۰)، سطح آلفای ۰/۰۵، توان مطلوب ۰/۸۰، و احتمال خطای نوع اول ۵/۰٪ حجم نمونه برای هر گروه ۱۵ نفر و در مجموع ۳۰ نفر تعیین شد. نمونه گیری از میان جامعه در دسترس و با روش غیر احتمالی غیرساده انجام گرفت. در گروه افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن درد در سمت راست ناحیه کمری (بین اولین مهره کمری و چین گلوئتال) با یا بدون درد راجعه به اندام تحتانی راست، که حداقل ۳ ماه از شروع آن گذشته باشد و شدت کمردرد کمتر از ۳ بر اساس مقیاس دیداری درد از معیارهای ورود به مطالعه در نظر گرفته شدند. لازم به ذکر است که با توجه به تاثیر 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 اندام های تحتانی، وجود دیگر مشکلات عضلانی اسکلتی مانند شکستگی های قبلی اندام های تحتانی، گردن درد، زانو درد و غیره، آسیب مغزی شدید و ناتوانایی در اجرای دستورات، سابقه مشکلات قلبی و عروقی، مصرف داروهای اپیوئید و اشتغال در مشاغلی که نیازمند دوره های ایستادن طولانی مدت درطول روز باشد به عنوان معیارهای خروج از مطالعه در نظر گرفته شد. قبل از جمع آوری داده، شرکت کنندگان فرم رضایت آگاهانه مصوب کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز را تکمیل کردند.

در این مطالعه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی راست بلافاصله قبل و بعد از ایستادن طولانی مدت ۳۰ دقیقه ای مورد بررسی قرار گرفت (۳۵). حین ایستادن طولانی مدت، هیچ دستور خاصی برای نحوه ایستادن به فرد داده نمی شود و به او اجازه داده می شود که وضعیت بدنش را آزادانه در هر زمان تغییر دهد، هر چند پای فرد نباید از روی زمین بلند می شد. همچنین، به

¹² Root mean square

منظور شبیه سازی مطالعه با ایستادن معمولی فرد در طول روز که اغلب به طور همزمان حین انجام کار دیگری صورت می گیرد، یک تلویزیون در فاصله دو متری از فرد قرار داده شد تا حین ایستادن به تماشای فیلم پردازد (۳۵). لازم به ذکر است که به منظور یکسان سازی شرایط برای کلیه شرکت کنندگان، جمع آوری داده ها از ساعت ۸ الی ۱۱ صبح انجام شد و از شرکت کنندگان خواسته می شد قبل از ورود به مطالعه، در وضعیت نشسته بر روی صندلی به مدت ۱۵ دقیقه کاملاً استراحت کنند.

به منظور بررسی تنظیمات وضعیتی پیش بینانه عضلات تنه و اندام تحتانی راست، بلافاصله قبل و بعد از ایستادن طولانی، از افراد خواسته شد که حرکت سریع فلکشن شانه راست را انجام دهند. برای این منظور، پس از اتصال الکترودهای سطحی دستگاه الکترومایوگرافی به بدن، فرد در وضعیتی که پاهای وی به اندازه عرض شانه ها باز بود و دست ها کاملاً آرام در کنار تنه قرار گرفته بود، می ایستاد. برای بدست آوردن زاویه فلکشن ۹۰ درجه ای شانه با آرنج کاملاً صاف، متناسب با قد هر فرد، مارکری بر روی دیوار مقابل فرد قرار داده شد. سپس به فرد توضیح داده می شد که پس از شنیدن صدای 'آماده باش' در یک بازه زمانی ۳ ثانیه ای فرصت دارد تا با حداکثر سرعت، اندام فوقانی راست خود را بالا آورد به طوری که انگشت اشاره او مارکر نصب شده بر روی دیوار را نشان دهد. این حرکت سه بار تکرار می شد و بین هر تکرار یک دقیقه استراحت داده می شد. حین این حرکت، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات به صورت سطحی ثبت می گردید.

همچنین، در ابتدای ورود، سطح ناتوانی افراد با استفاده از شاخص ناتوانی اوسوستری مورد بررسی قرار می گرفت. شدت کمردرد با استفاده از مقیاس دیداری درد قبل و بلافاصله بعد از ایستادن طولانی مدت بررسی می شد. میزان ناراحتی و خستگی درک شده نواحی کمری و اندام تحتانی با استفاده از مقیاس تلاش درک شده بورگ بلافاصله بعد از ایستادن طولانی مدت اندازه گیری می شد.

ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات: با استفاده از دستگاه ثبت فعالیت الکترومایوگرافی بی سیم^{۱۳} و الکتروود گذاری سطحی و با فرکانس نمونه گیری ۱۰۰۰ هرتز، فعالیت الکتریکی عضلات جهت تعیین دو متغیر مرتبط با تنظیمات وضعیتی پیش بینانه شامل زمان شروع فعالیت و سطح فعالیت الکتریکی عضلات سمت راست شامل تیبیالیس قدامی، سولئوس، عرضی شکمی/ مایل داخلی، مولتیفیدوس کمری، هامسترینگ داخلی و خارجی مورد سنجش قرار گرفت. علاوه بر این، یک جفت الکتروود نیز روی عضله دلتوئید قدامی سمت راست قرار می گرفت تا زمان شروع فعالیت این عضله را هنگام انجام حرکت فلکشن شانه ثبت کند. پس از تمیز کردن

¹³wireless

پوست با الک، الکترودها به صورت موازی با فیبرهای عضله با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی متر قرار داده می شدند. نحوه الکتروگذاری با استفاده از راهنمای استاندارد SENIAM انجام شد (جدول ۱).

پردازش داده ها با استفاده از نرم افزار متلب ۲۰۱۶a صورت گرفت. زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات، به عنوان لحظه ای که افزایش دامنه سیگنال از مقدار میانگین به علاوه دو برابر انحراف معیار سطح فعالیت الکتریکی زمینه بیشتر می شد و این افزایش ۵۰ میلی ثانیه باقی می ماند، در نظر گرفته شد. سپس، برای محاسبه تاخیر شروع فعالیت الکتریکی عضلات، زمان شروع فعالیت عضله دلتوئید قدامی راست به عنوان لحظه صفر در نظر گرفته شد و در نتیجه، زمان وارد عمل شدن سایر عضلات نسبت به لحظه صفر محاسبه شد. طبق قرارداد، علامت منفی بیانگر شروع زودتر فعالیت عضلات نسبت به زمان شروع فعالیت عضله دلتوئید قدامی راست بود. لازم به ذکر است که وارد عمل شدن عضلات در بازه زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل تا ۵۰ میلی ثانیه بعد از شروع فعالیت عضله دلتوئید قدامی راست به عنوان شروع فعالیت عضله در دوره پیش بینانه در نظر گرفته شد (۱۴). جهت تعیین سطح فعالیت الکتریکی عضلات نیز جذر میانگین مربع فعالیت الکتریکی عضلات در دوره فعالیت پیش بینانه (بازه زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل تا ۵۰ میلی ثانیه بعد از زمان تاخیر شروع) محاسبه شد (۳۳).

تعیین شدت درد: برای اندازه گیری شدت کمردرد، بلافاصله قبل از شروع ایستادن طولانی مدت و نیز بعد از اتمام ایستادن طولانی مدت، با استفاده از یک خط افقی ده سانتی متری کشیده شده بر روی یک صفحه ی کاغذ که در انتهای چپ آن کلمه ی ' بدون درد ' و در انتهای راست آن کلمه ی ' بدترین درد قابل تصور ' نوشته شده بود، از شرکت کنندگان خواسته می شد یک خط عمودی روی این محور افقی برای توضیح میزان دردشان رسم کنند. بر اساس مطالعه قبلی افزایش ۸ میلی متری در شدت درد از لحاظ میزان تفاوت مهم بالینی (۴۰)، قابل قبول است تا افراد بتوانند بدتر شدن علایم درد در کمر را گزارش کنند.

تعیین میزان ناراحتی و خستگی درک شده: ناراحتی و خستگی ناحیه کمری و ساق پا پس از ایستادن طولانی مدت با مقیاس بورگ ارزیابی شد. این مقیاس ابزاری مهم برای بیان میزان سختی که بدن فرد بر اساس احساسات فیزیکی از جمله افزایش ضربان قلب، افزایش تنفس یا تعداد تنفس، افزایش تعریق و خستگی عضلانی تجربه می کند، می باشد (۴۱). مقیاس تلاش درک شده بورگ، حساسیت و تکرارپذیری قابل قبول دارد (۴۲). این مقیاس داری نمره گذاری ۰ تا ۱۰ می باشد. بر این اساس درجه سختی درک شده برای نمره صفر به معنای بدون احساس، نمره ۱ به معنای خیلی سبک، نمره ۲ به معنای سبک، نمره ۳ به معنای متوسط، نمره

۴ به معنای تاحدودی دشوار، نمره ۵ و ۶ به معنای دشوار، نمره ۷ و ۸ به معنای خیلی دشوار، نمره ۹ به معنای خیلی خیلی دشوار و نمره ۱۰ به معنای شدیدترین احساس سنگینی و خستگی بعد از یک فعالیت بسیار دشوار (ایستادن طولانی مدت) است.

تعیین میزان ناتوانی مرتبط با کمردرد: شاخص ناتوانی اوسوستری شامل سوالاتی است که روشن می سازد، کمردرد چه تاثیری بر روی توانایی افراد حین انجام فعالیت های روزمره می گذارد. پرسشنامه ناتوانی اوسوستری شامل ۱۰ سوال می باشد که هر سوال بر اساس مقیاس لیکرت بین صفر تا پنج نمره دهی می شود. در صورتی که نمره کسب شده از این پرسشنامه در محدوده ی ۱۰ تا ۲۰ درصد باشد، نشان دهنده ی ناتوانی خفیف، نمره ی ۲۱ تا ۴۰ درصد، نشان دهنده ی ناتوانی متوسط و نمره ۴۱ تا ۶۰ درصد، نشان دهنده ی ناتوانی شدید می باشد (۴۳).

آنالیز آماری:

آنالیز آماری با نسخه ۲۹ نرم افزار SPSS انجام شد. از آزمون تی مستقل برای مقایسه اطلاعات دموگرافیک و بالینی بین دو گروه افراد سالم و افراد مبتلا به کمردرد استفاده شد. برای بررسی اثرات اصلی و متقابل متغیرهای مستقل (گروه و زمان) بر متغیرهای وابسته از آزمون آماری آنالیز واریانس سنجش های مکرر دو طرفه با دو عامل گروه (کمردرد غیراختصاصی مزمن و کنترل سالم) و زمان (قبل و بعد از ایستادن طولانی مدت) استفاده شد. در ادامه، اثرات متقابل معنی دار پس از عمل اصلاح شده بونفرونی^{۱۴} برای کنترل خطای نوع اول ناشی از مقایسه های چندگانه، مورد تجزیه و تحلیل بیشتر قرار گرفتند. بنابراین، با توجه به مشارکت دو گروه و اندازه گیری متغیرها در دو زمان قبل و بعد از ایستادن، سطح معناداری برای آزمون های تعقیبی $0.012/0.05$ (تقسیم بر ۴) در نظر گرفته شد. همچنین، اندازه اثر با استفاده از آماره اتای مربع جزئی (η^2) اندازه گیری شد، به طوری که $0.06 < \eta^2 \leq 0.1$ به عنوان اثر کوچک، $0.14 < \eta^2 \leq 0.06$ به عنوان اثر متوسط و $0.14 \geq \eta^2$ به عنوان اثر بزرگ در نظر گرفته شد (۳۱). سطح معناداری 0.05 در نظر گرفته شد.

یافته ها:

نتایج آمار توصیفی و تحلیلی ویژگی های دموگرافیک و بالینی افراد شرکت کننده: در این مطالعه ۳۰ نفر شامل ۱۵ فرد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن (۷ زن، ۸ مرد) و ۱۵ فرد سالم (۷ زن، ۸ مرد) شرکت کردند. نرمال بودن توزیع داده ها با استفاده از

¹⁴ Bonferroni-corrected

آزمون k-S بررسی گردید. همچنین، همگنی واریانس ها (آزمون لون^{۱۵}) نشان داد که فرض برابری واریانس ها در بین گروه ها برای همه متغیرهای وابسته رعایت شده است (همه $p\text{-value} > 0/05$). علاوه بر این، آزمون Box's M برای برابری ماتریس های کوواریانس معنی دار نبود که تأیید می کرد ماتریس های کوواریانس در بین گروه ها همگن بودند.

نتایج آزمون تی مستقل، تفاوت آماری معناداری را برای اطلاعات دموگرافیک (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی) بین دو گروه افراد سالم و افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن نشان نداد (همه $p\text{-value} > 0/05$). اما، تفاوت آماری معناداری برای اطلاعات بالینی (نمره مقیاس دیداری درد در کمر قبل و بعد از ایستادن طولانی مدت، مدت زمان ابتلا به کمردرد، درصد نمره پرسشنامه ناتوانی اوسوستری و نمره مقیاس بورگ بعد از ایستادن طولانی مدت) بین دو گروه شرکت کننده مشاهده شد (همه $P\text{-value} < 0/05$). به طوری که، درجه سختی درک شده بر اساس مقیاس بورگ بعد از ایستادن طولانی مدت در افراد سالم، بین سبک و متوسط (۲/۷۳) و برای افراد مبتلا به کمردرد، بین تا حدودی دشوار و دشوار (۴/۵۳) بود. همچنین، میزان افزایش شدت کمر درد بعد از ایستادن طولانی مدت در افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم بیشتر بود ($P\text{-value} < 0/001$). علاوه بر این، شدت کمر درد در افراد مبتلا به کمردرد بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت با افزایش نزدیک به ۳ واحدی تفاوت معناداری را نشان داد ($P\text{-value} < 0/001$). درصد نمره پرسشنامه شاخص ناتوانی اوسوستری نیز تفاوت آماری معناداری را بین سطح ناتوانی خفیف در افراد سالم و سطح ناتوانی متوسط در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن نشان داد ($P\text{-value} < 0/001$) (جدول ۲).

نتایج آمار تحلیلی متغیر تاخیر شروعی همراه با آزمون های تعقیبی: برای متغیر تاخیر شروع، "اثر متقابل گروه در زمان" تنها برای عضله تیپالیس قدامی معنادار و دارای اندازه اثر بزرگ بود ($P\text{-value} = 0/046$) (جدول ۳). نتایج آزمون تعقیبی تی زوجی نشان داد که شروع فعالیت عضله تیپالیس قدامی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت به طور معناداری تاخیر کمتری داشت

(95% CI= 0/16-1/83, Mean differences= $1/26 \pm 0.41$, $P\text{-value} = 0/003$). همچنین، نتایج آزمون تی مستقل، کاهش معناداری را در تاخیر شروع عضله تیپالیس قدامی در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن در مقایسه با افراد سالم بعد از ایستادن طولانی مدت نشان داد (95% CI= -3/01- -0/76, Mean differences= $-1/84 \pm 0/54$, $P\text{-value} = 0/002$). علاوه

¹⁵ Levene's test

بر این، نتایج حاکی از معناداری "اثر اصلی زمان" برای متغیر تأخیر شروع فعالیت عضله هامسترینگ خارجی ($P\text{-value} = 0/02$) همراه با اندازه اثر بزرگ بود (نمودار ۱). بررسی "اثر اصلی گروه" نیز، نتایج معناداری را برای متغیر تأخیر شروع فعالیت عضلات سولئوس ($P\text{-value} < 0/001$) و تیبیالیس قدامی ($P\text{-value} = 0/005$) همراه با اندازه اثر بزرگ نشان داد.

نتایج آمار تحلیلی متغیر جذر میانگین مربع همراه با آزمون های تعقیبی: برای متغیر جذر میانگین مربع، "اثر متقابل گروه در زمان" برای عضلات هامسترینگ داخلی ($P\text{-value} < 0/001$) و هامسترینگ خارجی معنادار ($P\text{-value} = 0/007$) و همراه با اندازه اثر بزرگ بود (جدول ۴). نتایج آزمون تعقیبی تی زوجی نشان داد که مقدار متغیر جذر میانگین مربع برای عضله هامسترینگ داخلی ($95\% C = 1/40 - 0/24$, Mean differences = $0/82 \pm 0/41$, $P\text{-value} = 0/009$) و هامسترینگ خارجی ($95\% CI = 2/36 - 0/20$, Mean differences = $1/08 \pm 0/32$, $P\text{-value} = 0/007$) بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت به طور معناداری کمتر است. همچنین، مقدار این متغیر برای عضله هامسترینگ داخلی در گروه کنترل سالم بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت به طور معناداری بیشتر بود ($95\% CI = 4/75 - 0/95$, Mean differences = 2.85 ± 0.43 , $P\text{-value} = 0.006$). همچنین، نتایج حاکی از معناداری "اثر اصلی زمان" برای متغیر جذر میانگین مربع در عضلات هامسترینگ داخلی ($P\text{-value} = 0/03$) و عرضی شکمی/ مایل داخلی ($P\text{-value} = 0/006$) همراه با اندازه اثر بزرگ بود (نمودار ۲). علاوه بر آن، بررسی "اثر اصلی گروه" معناداری آماری متغیر جذر میانگین مربع را برای عضلات هامسترینگ داخلی ($P\text{-value} = 0/013$) و عرضی شکمی/ مایل داخلی ($P\text{-value} = 0/034$) نشان داد.

بحث

نتایج، فرضیه ی ما را تایید کرد به طوری که در افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی مزمن، کاهش تأخیر شروع و کاهش سطح فعالیت پیش بینانه برخی از عضلات وضعیتی اندام تحتانی حین انجام حرکت ارادی فلکشن سریع شانه بعد از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت ایجاد شد. این نتایج با معناداری بالینی بزرگ همراه بود. همسو با نتایج مطالعه حاضر، در برخی از مطالعاتی که به بررسی تاثیر خستگی عضلانی ایجاد شده با استفاده از انقباضات ایزومتریک بر تنظیمات وضعیتی پیش بینانه پرداخته اند، نتایجی مشابه مبنی بر کاهش سطح فعالیت پیش بینانه عضلات وضعیتی گزارش کرده اند (۷، ۸). بر اساس مطالعات قبلی نیز، یکی از دلایل اصلی اختلال در کنترل وضعیت پس از ایستادن طولانی مدت ناشی از خستگی و ناراحتی ناحیه کمری و اندام تحتانی می باشد (۳۲، ۳۳). در مطالعه حاضر در گروه افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن در مقایسه با افراد سالم میزان

خستگی و ناراحتی درک شده در ناحیه کمری و ساق پا بیشتر بود. تجمع و کاهش گردش خون حین ایستادن طولانی مدت، تورم پا و ساق و نیز بروز درد در این نواحی را به دنبال دارد (۳۴)، که با توجه به نقش اطلاعات ورودی از عضلات مچ پا و نیز اطلاعات پوستی از کف پا در توانایی کنترل وضعیت (۳۵)، تضعیف تنظیمات وضعیتی پیش بینانه و در نتیجه کاهش توانایی کنترل وضعیت پس از ایستادن طولانی مدت در مقایسه با قبل از ایستادن طولانی مدت در افراد مبتلا به کمردرد قابل انتظار است (۶، ۲۶، ۳۲، ۳۶، ۳۷). هر چند، این یافته ها با نتایج مطالعه اخیر مبنی بر افزایش سطح فعالیت پیش بینانه برخی از عضلات اندام تحتانی بعد از ایجاد خستگی موضعی و عمومی به دنبال انجام تمرین در افراد سالم متناقض است (۳۸). به نظر می رسد تفاوت این نتایج با توجه به ویژگی های جمعیت مورد بررسی در هر دو مطالعه و نیز نوع طراحی مطالعه در ایجاد اغتشاش مورد انتظار قابل توجیه باشد. در مطالعه جاری از حرکت ارادی فلکشن شانه و در مطالعه ناردون و همکاران (۲۰۲۵) از اغتشاش ناشی از اعمال ضربه پاندول به قفسه سینه در "افراد سالم" استفاده شده است. این امر احتمالاً منجر به اتخاذ استراتژی متفاوت سیستم عصبی مرکزی برای حفظ ثبات وضعیتی بهینه جهت مقابله با تأثیرات مکانیکی بزرگ پاندول در افراد سالم شده است.

همچنین، در مطالعه حاضر ایستادن طولانی مدت در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن سبب افزایش معنادار شدت درد در ناحیه کمری شد. به طوری که در این افراد میزان تغییرات ایجاد شده در کمردرد ناشی از ایستادن طولانی مدت بر اساس مقیاس دیداری درد ۳ سانتی متر بود. مطالعات قبلی افزایش تقریباً ۱ سانتی متری (۸ میلی متری) در میزان درد را به لحاظ بالینی قابل قبول دانسته و آن را به معنای بدتر شدن علائم کمردرد مطرح کرده اند (۳۹). در مطالعات بسیاری، تاثیر درد در بروز اختلال کنترل وضعیت گزارش شده است (۶، ۲۶، ۳۶، ۳۷). لازم به ذکر است که این اثرات، صرفاً مکانیکی نبوده و تداخل توجه^{۱۶} نقش مهم و قابل توجهی را می تواند در این رابطه ایفا کند. در این راستا، با توجه به محدود بودن منابع توجهی از یک سو و تهدیدآمیز بودن ماهیت درد از سوی دیگر سبب می شود که با جلب بیشتر منابع توجهی به سمت درد، منابع توجهی کمتری برای کنترل وضعیت در دسترس باقی بماند و در نتیجه اختلال تعادل ایجاد شود.

علاوه بر این، بر اساس فرضیه آروین، لاتاش و همکاران در شرایط دشوار بی ثباتی، سیستم عصبی مرکزی ممکن است از تضعیف سطح فعالیت تنظیمات وضعیتی پیش بینانه به عنوان راهکار محافظتی در برابر اثرات احتمالی بی ثبات کننده آن استفاده کند (۱۱). زیرا، اگر سطح فعالیت تنظیمات وضعیتی پیش بینانه قوی تر از حد لازم باشند، ممکن است خود، نقش اغتشاشات وضعیتی را ایفا کنند. بنابراین، در شرایط بی ثباتی وضعیتی، تهدید ناشی از جبران بیش از حد^{۱۷} - که خود ممکن است منجر به اغتشاش شود- از

¹⁶ Attentional interference

¹⁷ Overcompensation

مزایای استفاده از تنظیمات پیش بینانه قوی پیشی می گیرد. از این رو به طور منطقی، انتظار می رود که بی ثباتی های بیشتر منجر به تنظیمات وضعیتی کوچکتر شود. زیرا تنظیمات وضعیتی پیش بینانه خود ممکن است به عنوان اغتشاش برای تعادل در نظر گرفته شوند و فقدان یا تضعیف آنها در شرایط بی ثباتی وضعیتی ممکن است نشان دهنده یک استراتژی دفاعی و جبرانی توسط سیستم عصبی مرکزی باشد (۱۱). سایر محققین نیز کاهش تنظیمات وضعیتی پیش بینانه را در شرایط بی ثباتی وضعیتی گزارش کرده اند، به عنوان مثال؛ کاهش سطح فعالیت تنظیمات وضعیتی پیش بینانه عضلات کف پا حین ایستادن بر روی تکیه گاه باریک (۴۰)، و یا کاهش تنظیمات وضعیتی پیش بینانه عضلات تیبیالیس قدامی و سولئوس حین بالا بردن یک پا (۴۱). بنابراین، به نظر می رسد در مطالعه جاری در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن، خستگی ایجاد شده در عضلات مختلف نواحی کمری و اندام تحتانی و نیز افزایش قابل ملاحظه در میزان کمردرد پس از ایستادن طولانی مدت منجر به ایجاد شرایط دشوار برای کنترل وضعیت و بروز بی ثباتی وضعیتی شده باشد. از این رو بنا بر فرضیه مطرح شده، تضعیف تنظیمات وضعیتی پیش بینانه در چنین شرایطی دور از انتظار نیست.

از دیگر یافته های این مطالعه، معناداری اثر گروه بر متغیر تاخیر شروع برای برخی از عضلات وضعیتی بود که بیانگر شروع زود هنگام فعالیت این عضلات در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن در مقایسه با گروه کنترل سالم بود. این یافته با اندازه اثر بزرگ همراه بود. همسو با این یافته، در برخی دیگر از مطالعات نیز شروع زود هنگام فعالیت عضلانی به دنبال خستگی در گروه های عضلانی اندام تحتانی، اندام فوقانی و تنه حین انجام حرکات سریع فلکشن شانه در افراد سالم گزارش شده است (۵، ۱۱، ۴۲). به نظر می رسد با توجه به سطح فعالیت پیش بینانه عضلات وضعیتی مورد بررسی در مطالعه حاضر که نشان دهنده روندی مینی بر کمتر بودن میزان فعالیت این عضلات در افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن در مقایسه با گروه کنترل سالم می باشد، می توان فرض کرد که احتمالاً شروع زود هنگام این عضلات بیانگر استراتژی جبرانی سیستم عصبی مرکزی برای ایجاد ثبات وضعیتی در شرایطی است که تولید نیروی عضلانی مورد نیاز برای کنترل وضعیت به دلیل خستگی عضلانی دچار اختلال شده است.

از مهمترین محدودیت های مطالعه حاضر، کم بودن میانگین سنی و متوسط بودن میزان ناتوانی افراد شرکت کننده بود. لذا نتایج ممکن است به افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی مزمن با سنین بالاتر و سطح ناتوانی بیشتر قابل تعمیم نباشد. همچنین، در مطالعه حاضر، افراد مبتلا به کمردرد مزمن یک طرفه مشارکت داشتند. بنابراین، نتایج حاصل ممکن است قابل تعمیم به افراد مبتلا به کمردرد مزمن دو طرفه نباشد. از دیگر محدودیت های مطالعه، عدم تمایز در ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات عرضی شکمی و مایل داخلی بود که مطابق با راهنمای استاندارد SENIAM، در الکتروگذاری سطحی امکان ثبت فعالیت این دو عضله به صورت مجزا وجود ندارد. علاوه بر این، پایایی و تکرارپذیری درون جلسه ای برای متغیرهای مورد مطالعه محاسبه نشده است. بنابراین،

مطالعات آینده باید پایایی این اندازه‌گیری‌ها را مورد ارزیابی قرار دهند تا استحکام روش‌شناختی و قابلیت تکرارپذیری یافته‌ها تقویت شود.

نتیجه گیری:

کاهش تاخیر شروعی و کاهش سطح فعالیت پیش بینانه برخی از عضلات وضعیتی اندام تحتانی حین انجام حرکت ارادی فلکشن شانه بعد از ایستادن طولانی مدت در افراد مبتلا به کمردرد می‌تواند بیانگر استراتژی محافظتی و جبرانی سیستم عصبی مرکزی باشد تا در این شرایط دشوار بی‌ثباتی که خستگی، ناراحتی و درد در عضلات اندام تحتانی و کمر پس از ایستادن طولانی مدت ایجاد شده است از وقوع اغتشاشات بیشتر ناشی از فعالیت پیشرو عضلات وضعیتی جلوگیری کند و کنترل وضعیت را بیش از پیش مختل ننماید. بررسی تاثیر مداخلات درمان فیزیوتراپی بر بهبود کنترل وضعیت عضلات اندام تحتانی پس از ایستادن طولانی مدت در مطالعات آتی، گامی موثر در توانبخشی افراد مبتلا به کمردرد خواهد بود.

تقدیر و تشکر

پژوهش حاضر با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز به عنوان بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد روح الله خورشیدی مال احمدی با کد طرح PHT-0033 انجام شد.

پیروی از اصول اخلاق پژوهش: این طرح دارای کد اخلاق به شماره IR.AJUMS.REC.1401.239 می‌باشد. 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. هیچ گونه 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 پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی روح الله خورشیدی مال احمدی با کد طرح PHT-0033 می‌باشد. کلیه هزینه‌های این طرح توسط دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز تامین شده است.

مشارکت نویسندگان: مفهوم سازی و نگارش پیش نویس و آنالیز آماری ندا اورکی فر، تحقیق و بررسی منابع روح الله خورشیدی مال احمدی، ویراستاری و نهایی سازی نوشته راضیه مفتاح، روش‌شناسی شهلا زاهدنژاد، نهایی سازی نوشته غلامحسین نساج.

تعارض منافع : هیچ یک از نویسندگان، هیچ گونه تعارض منافی از قبیل تعارض مالی مستقیم (اشتغال، مالکیت سهام، کمک هزینه، و ثبت اختراع) ؛ تعارض مالی غیرمستقیم (حق امتیاز، مشاوره، و مالکیت سرمایه گذاری مشترک)؛ و یا تعارض حرفه ای و مالکیت فکری (ارتقای سازمانی و نظریات تخصصی شخصی) نداشته اند.

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

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

۱. Bouisset S, Richardson J, Zattara M. Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Experimental brain research*. 2000;132:79-86.
۲. 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.
۳. Latash ML. *Neurophysiological basis of movement: Human Kinetics*; 2008.
۴. 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.
۵. Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental brain research*. 2003;151:262-71.
۶. Marshall PW, Romero R, Brooks C. Pain reported during prolonged standing is associated with reduced anticipatory postural adjustments of the deep abdominals. *Experimental brain research*. 2014;232:3515-24.
۷. Morris SL, Allison GT. Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. *Gait & Posture*. 2006;24(3):342-8.
۸. Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 2002;42(3):289.
۹. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1996;21(22):2640-50.
۱۰. Knox MF, Chipchase LS, Schabrun SM, Romero RJ, Marshall PW. 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.
۱۱. Aruin AS, Forrest WR, Latash ML. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1998;109(4):350-9.

۱۲. Kanekar N, Santos MJ, Aruin AS. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology*. 2008;119(10):2304-13.
۱۳. Rahimi A, Arab AM, Nourbakhsh MR, Hosseini SM, Forghany S. Lower limb kinematics in individuals with chronic low back pain during walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2020;51.۱۰۲۴۰۴:
۱۴. McGregor A, Hukins D. Lower limb involvement in spinal function and low back pain. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2009;22(4):219-22.
۱۵. Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental brain research*. 1995;106:291-300.
۱۶. Aruin AS, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*. 1996;101(6):497-503.
۱۷. Lee W, Buchanan T, Rogers M. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental brain research*. 1987;66:257-70.
۱۸. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental brain research*. 1995;103:323-32.
۱۹. Gantchev GN, Dimitrova DM. Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International journal of psychophysiology*. 1996;22(1-2):117-22.
۲۰. Nardone A, Schieppati M. Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Experimental Brain Research*. 1988;69:469-80.
۲۱. Nouillot P, Do M, Bouisset S. Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexions when balance is poor in humans ? *Neuroscience letters*. 2000;279(2):77-80.
۲۲. Adkin AL, Frank JS, Carpenter MG, Peysar GW. Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental brain research*. 2002;143:160-70.
۲۳. Marshall PW, Patel H, Callaghan JP. Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. *Human movement science*. 2011;30(1):63-73.
۲۴. Nelson-Wong E, Gregory DE, Winter DA, Callaghan JP. Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(5):545-53.

- .۲۵ Lima M, Ferreira AS, Reis FJJ, Paes V, Meziat-Filho N. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & posture*. 2018;61:250-6.
- .۲۶ Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois J-D, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & posture*. 2009;29(3):421-7.
- .۲۷ Madeleine P, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1997;77:1-9.
- .۲۸ Mannella J. Canadian Centre for Occupational Health and Safety (CCOHS). 2023.
- .۲۹ Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*. 1992;38(1):35-56.
- .۳۰ Balasubramanian V, Adalarasu K, Regulapati R. Comparing dynamic and stationary standing postures in an assembly task. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2009;39(5):649-54.
- .۳۱ Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*: routledge; 2013.
- .۳۲ Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait & posture*. 2005;22(4):322-30.
- .۳۳ Lin YC, Tsai LC, Cheng HY, Lin YH, Cheng CH. Postural steadiness after prolonged standing on different sloped surface in young healthy adults. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2016 29;28(01):1650007.
- .۳۴ Zander JE, King PM, Ezenwa BN. Influence of flooring conditions on lower leg volume following prolonged standing. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2004;34(4):279-88.
- .۳۵ Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of physiology*. 2001;532(3):869-78.
- .۳۶ Ringheim I, Austein H, Indahl A, Roeleveld K. Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Gait & posture*. 2015;42(4):584-9.
- .۳۷ Sartika, Sari Julia, and Siti Zawiah Dawal. "Investigation on lower leg muscles activity and discomfort on prolonged standing task." *2009 International Conference for Technical Postgraduates (TECHPOS)*. IEEE, 2009.
- .۳۸ Nardon M, Piscitelli F, Alessandro C, Tam E, Bertuccio M. Effects of localized and general fatigue on postural adjustments coupling during predictable external perturbations. *European Journal of Applied Physiology*. 2025;125(9):2539-61.

۳۹. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *European journal of applied physiology*. 2011;111. ۱۱۵-۲۳:
۴۰. Pedotti A, Crenna P, Deat A, Frigo C, Massion J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Experimental Brain Research*. 1989;74:3-10.
۴۱. Nouillot P, Bouisset S, Do M. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*. 1992;147(1):1-4.
۴۲. Gibson J, McCarron T. Feedforward muscle activity: an investigation into the onset and activity of internal oblique during two functional reaching tasks. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2004;8(2):104-13.

جدول ۱: نحوه الکتروگذاری سطحی عضلات مورد مطالعه

عضله	نحوه الکتروگذاری سطحی
عضله عرضی شکم/مايل داخلی	الکترودها ۲ سانتیمتر داخل و پایین تر از زائده قدامی فوقانی ایلیاک قرار می گرفتند.
عضله مولتیفیدوس کمری	الکترودها روی خطی که خار خلفی تحتانی ایلیاک را به فضای بین مهره اول و دوم کمری متصل می کند و در سطح فضای بین زائده عرضی مهره سوم و چهارم کمری قرار گرفتند.
تیبیالیس قدامی	الکترودها در ۱/۳ فوقانی فاصله بین سر استخوان فیبولا و قوزک داخلی قرار گرفتند.
عضله سولئوس	الکترودها بر روی ۲/۳ فوقانی فاصله بین کندیل داخلی فمور و قوزک داخلی قرار می گرفتند.
عضله هامسترینگ داخلی	الکترودها در نقطه میانی فاصله بین اپی کندیل خارجی استخوان تیبیا و برجستگی نشیمنگاهی قرار می گرفتند.
عضله هامسترینگ خارجی	الکترودها در نقطه میانی بین اپی کندیل داخلی استخوان تیبیا و برجستگی نشیمنگاهی قرار گرفت.
دلتوئید قدامی	الکترودها در امتداد خطی که از اکرومیون به اپی کندیل خارجی بازو وصل می شود، بر روی برجسته ترین قسمت عضله ۴ سانتی متر زیر ترقوه قرار می گرفتند.

جدول ۲. مقایسه ویژگی های دموگرافیک و بالینی بین دو گروه شرکت کننده با استفاده از آزمون تی مستقل

متغیر	کنترل سالم (N=15) (انحراف معیار) میانگین	کمردرد غیراختصاصی مزمن (N=15) (انحراف معیار) میانگین	P-Value
دموگرافیک			
سن (سال)	۲۹(۷/۵۹)	۲۹/۳۳(۸/۲۴)	۰/۹۰
قد (سانتی متر)	۱۶۹/۰۶ (۸/۰۰)	۱۷۰ (۸/۰۰)	۰/۹۱
وزن (کیلوگرم)	۶۷(۸/۹۰)	۷۴ (۱۳/۹۳)	۰/۱۰
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۵/۹۰ (۵/۶۵)	۲۵/۶۰ (۴/۴)	۰/۷۲
بالینی			
نمره مقیاس دیداری درد در کمر قبل از ایستادن طولانی مدت	۰/۰۰ (۰/۰۰)	۲ (۰/۳۷)	* < ۰/۰۰۱
نمره مقیاس دیداری درد در کمر بعد از ایستادن طولانی مدت	۰/۳۳ (۰/۵۶)	۴/۹ (۰/۷۵)	* < ۰/۰۰۱
مدت زمان ابتلا به کمردرد (ماه)	-	۵۲ (۳۸/۲۳)	-
درصد نمره پرسشنامه ناتوانی اوسوستری	۵/۳۳ (۰/۳۳)	۳۷/۹ (۵/۰۰)	* < ۰/۰۰۱
نمره مقیاس بورگ بعد از ایستادن طولانی مدت	۲/۷۳(۰/۳۳)	۴/۵۳ (۱/۴۵)	* < ۰/۰۰۱

*تفاوت های معنادار آماری

جدول ۳. آنالیز واریانس سنجش های مکرر برای متغیر تاخیر شروع فعالیت الکتریکی عضلات

ηp^2	P-value	F-ratio	اثر اصلی	
۰/۰۰۵ ۰/۰۱	۰/۷۳ ۰/۸۵	۰/۱۱ ۰/۰۳	زمان گروه	هامسترینگ داخلی
۰/۰۰۱	۰/۶۰	۰/۲۷	اثر متقابل گروه × زمان	
۰/۲۰ ۰/۱۲	* ۰/۰۲ ۰/۰۷	۶/۲۵ ۲۲/۰۰	اثر اصلی زمان گروه	هامسترینگ خارجی
0/03	۰/۳۵	۰/۸۸	اثر متقابل گروه × زمان	
۰/۰۷ ۰/۴۶	۰/۱۸ * < ۰/۰۰۱	۱/۸۴ ۰/۹۴	اثر اصلی زمان گروه	سولئوس
۰/۰۷	۰/۱۷	۱/۹۸	اثر متقابل گروه × زمان	
۰/۰۲ ۰/۱۵	۰/۵۱ ۰/۰۵۴	۰/۴۴ ۴/۱۳	اثر اصلی زمان گروه	مولتیفیدوس
۰/۰۰	۰/۶۷	۰/۱۸	اثر متقابل گروه × زمان	
۰/۰۰ ۰/۰۹	۰/۹۱ ۰/۱۲	۰/۰۱۲ ۲/۴۸	اثر اصلی زمان گروه	عرضی شکمی / مایل داخلی
۰/۰۳	۰/۳۴	۰/۹۱	اثر متقابل گروه × زمان	
۰/۰۱ ۰/۱۴	۰/۵۴ * ۰/۰۰۵	۰/۳۷ ۹/۶۵	اثر اصلی زمان گروه	تیبیالیس قدامی
۰/۲۸	* ۰/۰۴۶	۳/۲۴	اثر متقابل گروه × زمان	

* تفاوت های معنادار آماری بصورت برجسته نمایش داده شده اند.

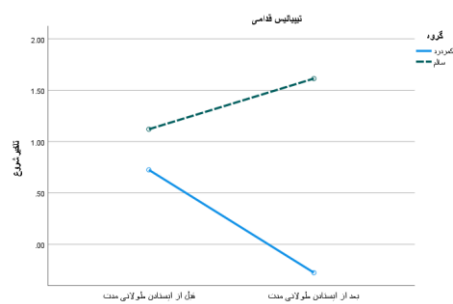
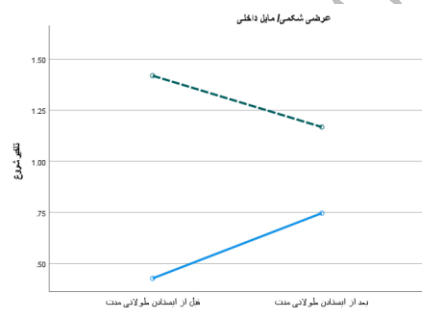
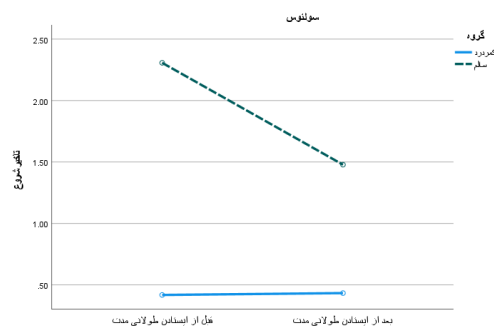
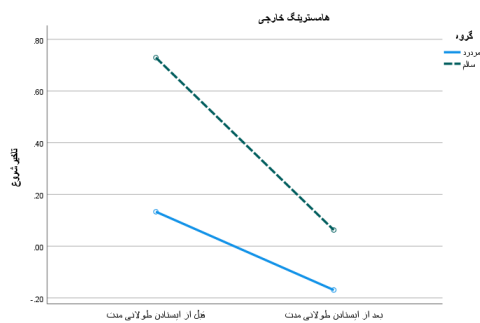
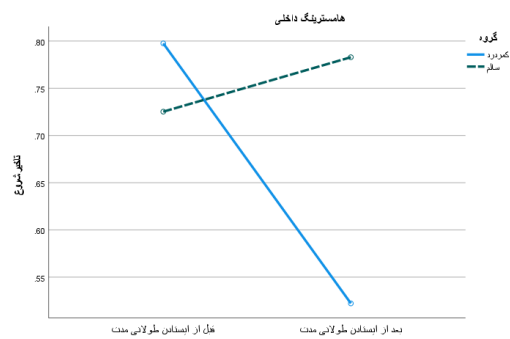
F-ratio: Fisher ratio, P-value: Probability Value, ηp^2 : Partial Eta-Squared

جدول ۴. آنالیز واریانس سنجش های مکرر برای متغیر جذر میانگین مربع

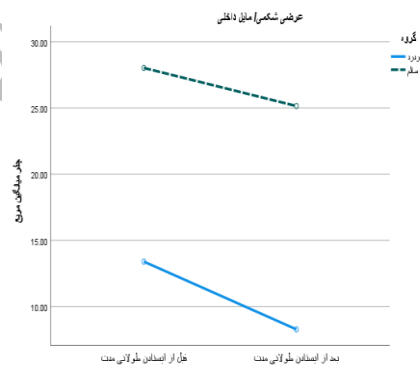
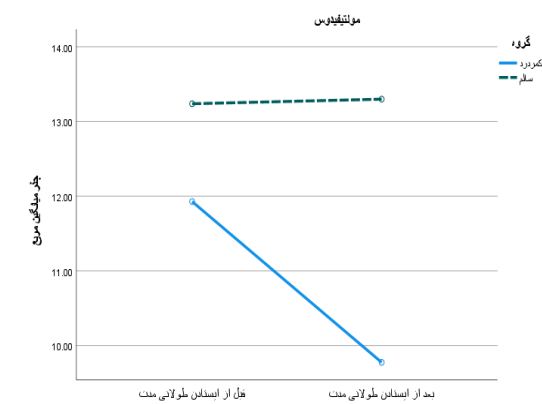
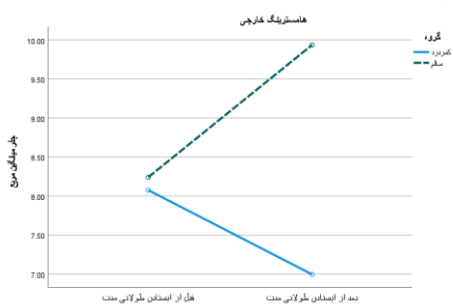
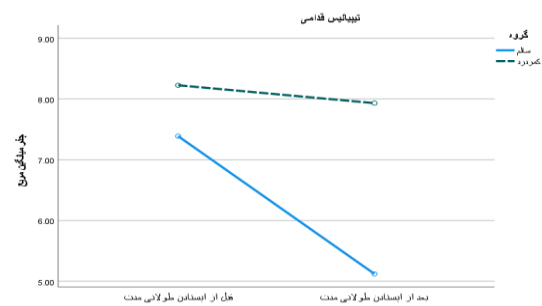
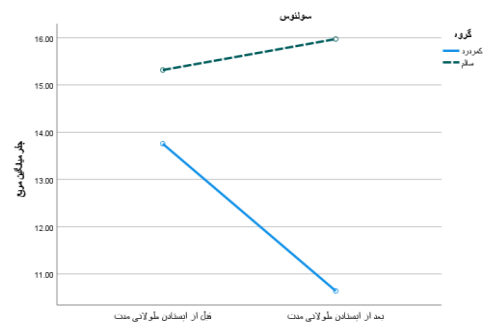
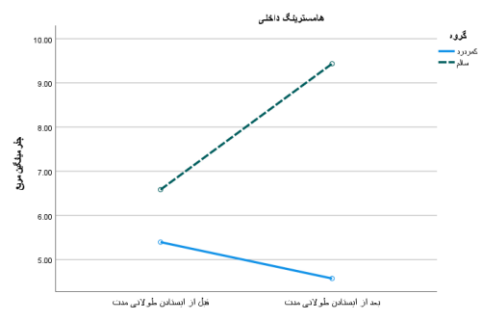
متغیر	F-ratio	P-value	ηp^2
هامسترینگ داخلی	اثر اصلی زمان گروه	 * ۰/۰۳ * ۰/۰۱	 ۰/۱۴ ۰/۲۰
	اثر متقابل گروه × زمان	 * ۰/۰۰۱	 ۰/۳۶
هامسترینگ خارجی	اثر اصلی زمان گروه	 ۰/۵۲ ۰/۱۸	 ۰/۰۱ ۰/۰۶
	اثر متقابل گروه × زمان	 * ۰/۰۰۷	 ۰/۲۳
سولئوس	اثر اصلی زمان گروه	 ۰/۲۵ ۰/۳۴	 ۰/۰۴ ۰/۰۳
	اثر متقابل گروه × زمان	 ۰/۰۸	 ۰/۱۰
مولتیفیدوس	اثر اصلی زمان گروه	 ۰/۳۴ ۰/۳۶	 ۰/۰۳ ۰/۰۳
	اثر متقابل گروه × زمان	 ۰/۳۱	 ۰/۰۳
عرضی شکمی / مایل داخلی	اثر اصلی زمان گروه	 * ۰/۰۰۶ * ۰/۰۳۴	 ۰/۲۴ ۰/۱۶
	اثر متقابل گروه × زمان	 ۰/۴۱	 ۰/۰۲
تیبیالیس قدامی	اثر اصلی زمان گروه	 ۰/۰۸ ۰/۳۲	 ۰/۱۱ ۰/۰۳
	اثر متقابل گروه × زمان	 ۰/۱۷	 ۰/۰۷

* تفاوت های معنادار آماری بصورت برجسته نمایش داده شده اند.

F-ratio: Fisher ratio, P-value: Probability Value, ηp^2 : Partial Eta-Squared



نمودار ۱: اثر متقابل گروه در زمان برای متغیر تأخیر شروع



نمودار ۲: اثر متقابل گروه در زمان برای متغیر جذر میانگین مربع