

Research Paper



Comparative Analysis of Dual-Task Effects on EMG Activity During Walking in Individuals with Hemiplegic Cerebral Palsy and Healthy Controls

Mobarake Elhami¹ , *Shirin Yazdani¹ , Mahta Eskandar Nezhad¹

1. Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, University of Tabriz, Tabriz, Iran.



Citation: Elhami M, Yazdani S, Eskandar Nezhad M. Comparative Analysis of Dual-Task Effects on EMG Activity During Walking in Individuals with Hemiplegic Cerebral Palsy and Healthy Controls. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):416-436. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.416>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.416>



Article Info:

Received: 23 November 2025

Accepted: 16 June 2026

Available Online: 18 June 2026

Keywords:

Electromyography, Cerebral palsy, Gait, Dual-task

ABSTRACT

Objective The present study aimed to investigate the electromyographic (EMG) activity of lower limb and trunk muscles in individuals with cerebral palsy (CP) and healthy controls during normal and dual-task walking.

Methods Twelve CP patients and twelve age-matched healthy volunteers participated in this study. Surface EMG signals from the erector spinae (ES), biceps femoris (BF), and rectus femoris (RF) muscles were recorded during normal walking and motor, cognitive, and visual dual-tasks using a bipolar EMG USB2+ system. Acquired signals were processed using OT Biolab software. Statistical analysis was performed using repeated measures ANOVA in SPSS 22, with significance set at $p < 0.05$.

Results Significant differences were observed in normalized EMG of L3, BF, and RF muscles between CP and healthy groups ($p < 0.001$). Motor and visual dual tasks differentially affected muscle activation intensity in both groups ($p = 0.020$). While dual tasks produced symmetrical muscle activation increases in healthy participants, CP patients demonstrated significantly greater left-side activation ($p = 0.010$).

Conclusion CP patients exhibited significantly higher EMG activity in L3, BF, and RF muscles across all conditions except normal walking and motor dual-task (where right BF showed no difference). Notably, motor and visual dual-tasks elicited greater muscle activity than cognitive tasks in CP patients, suggesting preferential reliance on visual over proprioceptive feedback due to sensory integration deficits. Therefore, these findings can serve as a useful guide for assessing and designing appropriate exercise and rehabilitation programs for individuals with CP.

*** Corresponding Author:**

Shirin Yazdani

Address: Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

E-mail: sh_yazdani@tabrizu.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

1. Introduction

The study of human movement and locomotion, particularly within dual-task paradigms, is of great importance in the fields of motor control and sports biomechanics. Walking is a low-impact, energy-efficient motor activity that serves as a primary mode of human transportation. It requires coordinated movements of the arms, legs, and trunk and is characterized by a repetitive bipedal pattern that propels the body forward in a controlled and efficient manner (1). As a fundamental and complex motor activity, walking relies on the seamless integration of cognitive, motor, and visual systems (2). In healthy individuals, this integration occurs automatically and efficiently; however, in populations with neurological impairments such as hemiplegic cerebral palsy (CP), this process is significantly disrupted.

Cerebral palsy (CP) is the most common motor disorder in childhood, with an incidence of approximately 1 per 1,000 live births in Europe (3). One-third of individuals with CP present with unilateral motor deficits (hemiplegic cerebral palsy), which represents the most common subtype observed at birth (4). Hemiplegic CP presents unique challenges in gait mechanics, balance control, and the execution of dual-task activities. These individuals commonly exhibit spasticity, muscle weakness, and impaired coordination, leading to frequent falls due to poor postural control and compromised dynamic balance (5), as well as altered gait patterns, reduced walking speed, shorter step lengths, increased step width (6, 7), and poor gait stability (8). Furthermore, more than 65% of children with CP demonstrate functional deficits in visuospatial processing, attention, and learning, along with altered activation of the sensorimotor cortex, impaired sensory white matter connectivity, and reduced performance on clinical sensory assessments (9, 10), all of which further exacerbate difficulties in performing dual-task activities.

Dual-task paradigms, which involve the simultaneous execution of a motor task and a cognitive or visual task, impose additional demands on the sensory and motor systems in this population (11). Compared with normal walking, dual-task walking further alters spatiotemporal gait parameters such as speed, step width, and step length in individuals with CP, leading to greater deterioration in gait performance and balance and requiring increased effort to maintain stability (11). Children with CP who experience deficits in executive functions, such as maintaining and dividing attention (7), face increased sensory-proprioceptive demands during dual-task conditions, including cognitive-motor and visual-motor tasks (12).

Motor impairments in CP, including reduced walking speed and shorter step length, are closely associated with abnormal somatosensory cortical activity (10). Moreover, excessive reliance on visual input during standing is linked to abnormal balance strategies (13) and an increased risk of delays in postural control, spatial awareness, and motor development (14). Visual input plays a critical role in maintaining postural stability in individuals with CP (15). Due to impairments in somatosensory and proprioceptive processing, these individuals often rely more heavily on visual cues than proprioceptive feedback during both upper- and lower-limb movements and during standing tasks (15, 16). The visual system is also essential for maintaining stability and planning movement trajectories during locomotion (17). In motor execution contexts, cognitive and attentional training tailored to specific motor tasks may optimize the use of visual information during skill performance. Overall, the combination of sensory deficits, abnormal cortical activation patterns, overreliance on vision, and motor limitations in CP contributes to inefficient motor planning and execution during dual-task conditions (10, 13), resulting in greater difficulty in performing simultaneous tasks due to competition for limited cognitive resources (7). However, dual-task training during walking has shown promise in reducing secondary complications associated with functional decline and improving overall motor outcomes in this population. Previous studies across different populations have demonstrated that dual-task training can improve balance and gait quality in individuals with CP (11, 18). Moreover, such interventions have been shown to enhance gait mechanics and balance in this population (19, 20). Despite these findings, the underlying mechanisms of these improvements and the specific neuromuscular responses of different muscles under various dual-task conditions (cognitive, motor, and visual) remain poorly understood. This gap in knowledge limits the development of optimized rehabilitation protocols tailored to individuals with hemiplegic CP.

Electromyographic (EMG) analysis provides a powerful method for investigating neuromuscular adaptations and compensatory strategies during walking under dual-task conditions. A deeper understanding of muscle activation patterns in selected lower-limb and trunk muscles during dual-task performance can provide valuable insight into the mechanisms underlying gait disturbances and balance impairments in individuals with hemiplegic CP and help identify potential targets for therapeutic intervention. Therefore, the present study aimed to investigate the effects of different dual-task conditions

on the electromyographic activity of selected lower-limb and trunk muscles during walking in individuals with hemiplegic CP compared with healthy controls. This research contributes to the understanding of motor control in hemiplegic CP and provides a foundation for evidence-based rehabilitation strategies aimed at improving functional mobility and quality of life in this population.

2. Methods

2.1. Participants

The study population comprised individuals diagnosed with left-sided hemiplegic cerebral palsy in Tabriz, Iran. From this population, 12 participants were voluntarily selected as the statistical sample. Additionally, 12 healthy age-, height-, and weight-matched individuals were recruited as the control group. Table 1 summarizes the mean age, height, weight, and body mass index (BMI) of participants in both groups. Prior to participation, the study protocol was fully explained to all participants and their parents, and written informed consent was obtained to ensure voluntary participation. The study was approved by the Ethics Committee of the University of Tabriz under the code IR.TABRIZU.REC.1399.005. The inclusion criteria for participants with cerebral palsy (CP) included left-sided unilateral cerebral palsy (21), the ability to understand and follow verbal instructions, independent walking ability, adequate balance control, the ability to carry a box, and the absence of significant cognitive impairments. The exclusion criteria included inability to control balance, inability to walk independently, lack of cooperation from parents or the child, cognitive impairment, intellectual disability, and visual or auditory problems. The control group consisted of healthy individuals with no history of surgery or neuromuscular, visual, auditory, or motor impairments.

2.2. Electromyography (EMG) Setup

Surface electromyography (EMG) recordings were obtained from the erector spinae (L3), biceps femoris (BF), and rectus femoris (RF) muscles using a USB2+ EMG system (manufactured in Italy) with a sampling frequency of 1000 Hz. Bipolar gel surface electrodes with an inter-electrode distance of 1.7 cm were used. Prior to electrode placement, the skin was prepared according to the SENIAM European protocol, which included shaving the electrode sites, cleaning the skin with alcohol, and removing dead epithelial cells to reduce impedance. Electrodes were placed parallel to the muscle fiber orientation following standard SENIAM guidelines. For the erector spinae muscle at the L3 level, electrodes were placed 3 cm lateral to the spinous process of the third lumbar vertebra (22). For the rectus femoris (RF), electrodes were positioned at the midpoint between the anterior superior iliac spine and the patella (23). For the biceps femoris (BF), electrodes were placed at the midpoint between the ischial tuberosity and the lateral femoral condyle (24). All procedures followed the SENIAM European recommendations (25).

2.3. Experimental Procedure

After electrode placement, all electrodes were secured using hypoallergenic tape and bandages to minimize movement artifacts. Cables were bundled and fixed to the body to further reduce noise. Electrodes were placed bilaterally, and a reference electrode was attached to the wrist. Participants performed walking trials along a 10-meter walkway under three conditions: motor, cognitive, and visual dual-task conditions. Each condition was repeated six times, and a foot switch was used to determine gait cycles. In the motor task condition, participants carried a box corresponding to 10% of their body weight. In the cognitive task condition, participants performed backward counting from 20 to 0 while verbalizing even numbers (20, 18, 16, etc.) (26). In the visual task condition, markers were placed at fixed intervals along the walkway, and participants were instructed to step on these markers while walking. Following the walking trials, maximal voluntary isometric contractions (MVIC) were recorded for the L3, RF, and BF muscles for EMG normalization. The erector spinae MVIC was assessed in the Sorensen position, in which participants lay prone with the upper body extended beyond the edge of the table at hip level while the lower limbs were secured. Participants were instructed to maintain a zero-degree trunk extension while resisting applied force (22, 27).

Table 1. Demographic Characteristics of the Participants (Mean $\pm$ SD)

	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)
Healthy	22.40 $\pm$ 3.56	165.22 $\pm$ 6.45	61.50 $\pm$ 13.14
Cerebral Palsy	24.44 $\pm$ 6.24	162.39 $\pm$ 5.24	62.89 $\pm$ 10.19

The rectus femoris MVIC was performed in a seated position with the knee secured, and participants were instructed to perform maximal knee extension against resistance at 90° hip flexion (24). The biceps femoris MVIC was assessed in a prone position with the pelvis and thighs stabilized, while participants performed maximal knee flexion against external resistance (28).

2.4. Data Processing and Statistical Analysis

Electromyographic signals were processed using OT BioLab software. Signals were filtered using a 10–350 Hz band-pass filter and a 50 Hz notch filter. Root mean square (RMS) values were extracted for analysis. For normalization, RMS values obtained during walking tasks were divided by RMS values obtained during MVIC for each corresponding muscle and expressed as a percentage. Statistical analysis was performed using SPSS version 22. Descriptive and inferential statistics were applied. The Shapiro–Wilk test was used to assess normality. Between-group and within-group comparisons were performed using ANOVA and repeated-measures ANOVA. Statistical significance was set at $p \leq 0.05$.

3. Results

Table 2 presents the normalized muscle activity intensity for the L3, BF, and RF muscles in individuals with cerebral palsy (CP) and the control group during normal walking. The results indicate that during normal walking, the electrical activity intensity of the RF and L3 muscles on the right side of CP patients was significantly higher than that of healthy individuals ($p = 0.027$ and $p = 0.001$, respectively). On the left side of the body, the normalized electrical activity intensity of the L3, BF, and RF muscles in CP patients was approximately 2.48, 1.88, and 2.47 times higher than that of healthy individuals, respectively ($p = 0.001$, $p = 0.002$, and $p = 0.022$).

Table 3 summarizes the normalized muscle activity intensity of the L3, BF, and RF muscles in CP patients and the control group during walking with a dual task. The results indicated that during walking with a dual task, the activity intensity of the L3 and RF muscles on the right side of CP patients was approximately 1.54 and 1.65 times higher than that of healthy individuals ($p = 0.001$ and $p = 0.006$, respectively). Furthermore, during walking with a dual task, the activity intensity of the L3, BF, and RF muscles on the left side of CP patients was approximately 2.53, 2.21, and 1.74 times higher than that of healthy individuals, respectively ($p = 0.001$, $p = 0.009$, and $p = 0.005$).

Table 4 displays the normalized muscle activity intensity of the L3, BF, and RF muscles in CP patients and the control group during walking with a dual cognitive task. The activity intensity of the L3 muscle on the right side of CP patients was approximately 1.38 times higher than that of healthy individuals. Additionally, the activity intensity of the L3 and BF muscles on the left side of CP patients was significantly higher than that of healthy individuals ($p = 0.001$ and $p = 0.027$, respectively).

Table 2. Normalized Muscle Activity Intensity of L3, BF, and RF Muscles in CP Patients and the Control Group During Normal Walking

	Side	Healthy	CP	P-value	F-value
L3	Right	9.36 ± 1.98	16.85 ± 5.18	0.001*	20.01
	Left	7.43 ± 3.06	19.64 ± 6.43	0.001*	32.28
BF	Right	27.04 ± 14.41	45.96 ± 29.10	0.068	3.73
	Left	27.42 ± 14.09	55.41 ± 22.69	0.002*	12.07
RF	Right	20.51 ± 6.42	28.44 ± 8.94	0.027*	5.68
	Left	19.98 ± 6.90	44.42 ± 22.03	0.022*	12.32

Table 3. Normalized Muscle Activity Intensity of L3, BF, and RF Muscles in CP Patients and the Control Group During Walking with a Motor Task

	Side	Healthy	CP	P-value	F-value
L3	Right	14.58 ± 5.88	25.03 ± 6.55	0.001*	49.15
	Left	9.76 ± 2.92	29.96 ± 2.19	0.001*	98.335
BF	Right	36.13 ± 26.41	44.95 ± 16.94	0.363	0.868
	Left	32.05 ± 21.36	74.70 ± 43.80	0.009*	8.42
RF	Right	24.19 ± 6.00	37.21 ± 12.80	0.006*	9.32
	Left	28.64 ± 12.93	51.99 ± 20.72	0.005*	10.04

Table 4. Normalized Muscle Activity Intensity of L3, BF, and RF Muscles in CP Patients and the Control Group During Walking with a Cognitive Task

Muscle Body	Side	Healthy	CP	P-value	F-value
L3	Right	9.82 ± 3.59	16.43 ± 2.08	0.001*	27.80
	Left	7.85 ± 3.44	22.90 ± 7.42	0.001*	37.21
BF	Right	35.98 ± 26.82	36.39 ± 14.35	0.965	0.002
	Left	27.41 ± 15.73	54.54 ± 34.19	0.027*	5.71
RF	Right	23.19 ± 10.59	29.01 ± 16.81	0.343	0.944
	Left	26.49 ± 16.49	37.34 ± 16.15	0.135	2.43

Table 5. Normalized Muscle Activity Intensity of L3, BF, and RF Muscles in CP Patients and the Control Group During Walking with a Visual Task

Muscle Body	Side	Healthy	CP	P-value	F-value
L3	Right	10.20 ± 4.18	19.34 ± 2.52	0.001*	38.43
	Left	6.95 ± 3.23	24.84 ± 9.13	0.001*	37.49
BF	Right	21.25 ± 13.29	44.42 ± 18.28	0.003*	11.55
	Left	25.34 ± 10.92	69.44 ± 37.91	0.001*	13.74
RF	Right	17.36 ± 6.89	42.54 ± 30.41	0.014*	7.17
	Left	22.82 ± 12.37	49.99 ± 31.05	0.014*	7.26

Table 5 presents the normalized muscle activity intensity of the L3, BF, and RF muscles in CP patients and the control group during walking with a dual visual task. The activity intensity of the L3 and BF muscles on the right side of CP patients was approximately 1.52 and 1.81 times higher than that of healthy individuals. Moreover, the activity intensity of the L3, BF, and RF muscles on the left side of CP patients was significantly higher than that of healthy individuals ($p = 0.001$, $p = 0.001$, and $p = 0.014$, respectively). The effect of the type of dual task on the muscle activity intensity differed between the CP and healthy groups. The cognitive and visual dual tasks had a greater impact on the CP group compared to the healthy group. As illustrated in Fig. 1, there was a significant interaction between the group and the motor task ($p = 0.001$). Additionally, the pattern of changes in muscle activity intensity varied between the healthy and CP groups across different muscles during various dual tasks (Fig. 2). A significant interaction was observed among the three factors of muscle, group, and dual tasks ($p = 0.020$). Furthermore, the motor tasks had a differential effect on the activity intensity of the L3, BF, and RF muscles in the healthy and CP groups ($p = 0.001$). Based on the results of the factor analysis (Fig. 3), it was found that the effect of body side differed between the two groups ($p = 0.010$), with which the left side of CP patients experiencing more tension than the right side ($p = 0.002$).

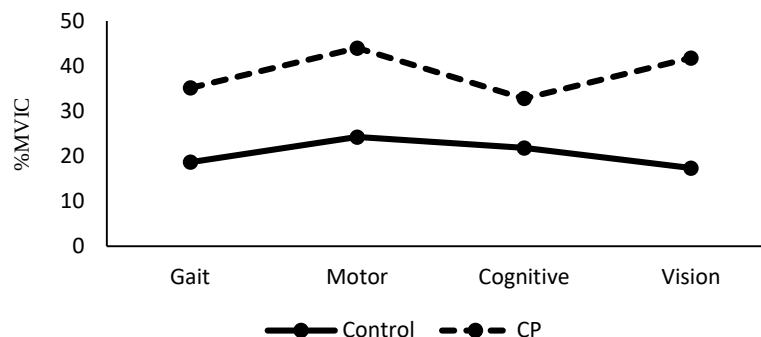


Fig. 1. Pattern of change in muscle activity intensity between the control group and individuals with cerebral palsy during a dual task

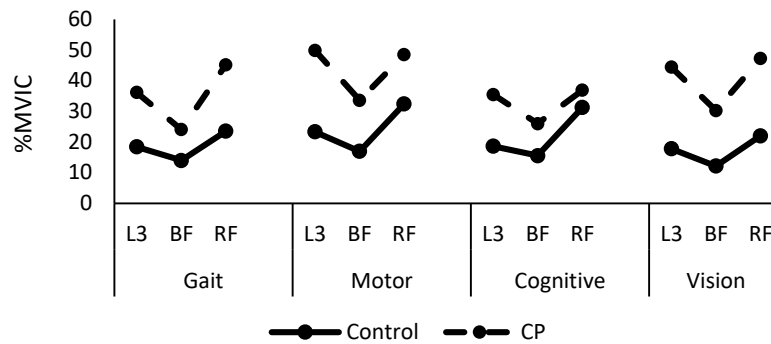


Fig. 2. Pattern of change in activity intensity of selected lower limb and trunk muscles during different dual tasks in the control and cerebral palsy groups

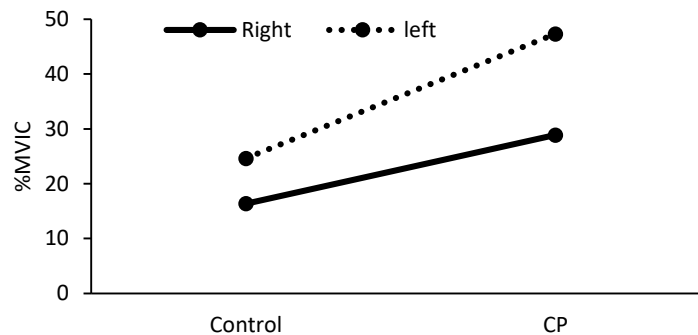


Fig. 3. Pattern of change in muscle activity intensity between the control group and individuals with cerebral palsy on both the right and left sides

4. Discussion

The aim of this study was to investigate the effects of motor, cognitive, and visual dual-task conditions on the EMG activity of the L3, BF, and RF muscles during walking. The results showed that, except for normal walking and the motor dual-task condition where no significant difference was observed in the right BF muscle, muscle activity in both right and left L3, BF, and RF muscles was significantly higher in individuals with CP compared to healthy controls across all conditions.

These findings are consistent with previous studies (29–32), which also reported increased EMG activity during walking in individuals with cerebral palsy. Similarly, higher electrical activity of the internal and external oblique muscles at rest has also been reported in this population (33). Prior research has demonstrated that individuals with CP exhibit impaired balance control, greater postural sway, reduced postural stability, and altered motor control strategies compared to healthy individuals (34). In addition, gait impairments such as reduced walking speed, shorter step length, increased step width, decreased hip range of motion, and increased double-support time have been widely documented (35), along with reduced gait stability (8, 34). Therefore, higher muscle activation in CP may reflect a compensatory mechanism required to maintain postural stability in both static and dynamic conditions. Furthermore, muscle weakness commonly observed in this population (36) may further contribute to increased recruitment of motor units during walking as a compensatory strategy, resulting in elevated EMG activity. Overall, the increased muscle activation observed in individuals with CP compared with healthy controls may be attributed to both compensatory demands for postural control and neuromuscular inefficiency associated with muscle weakness.

A more detailed analysis of the results revealed that L3 muscle activity was higher in individuals with CP than in healthy controls. This increased activation of the lumbar erector spinae at the L3 level may be related to greater pelvic rotation observed in individuals with CP. Previous kinematic studies have reported increased pelvic rotation during walking in individuals with CP compared to typically developing peers (37). Consequently, increased pelvic motion may alter spinal kinematics, thereby requiring greater activation of the L3 musculature to maintain trunk stability during gait.

Similarly, RF muscle activity was higher in individuals with CP. Previous studies have reported knee instability and collapse in this population (34). Increased activation of the rectus femoris may therefore represent a compensatory strategy to stabilize the knee joint and reduce the risk of collapse during walking (38). In addition, BF muscle activity was also higher in individuals with CP compared with healthy controls. The biceps femoris plays an important role in controlling hip flexion and extension through eccentric and concentric actions (39). Given the presence of hip instability and altered gait mechanics in CP (35), increased BF activity may function as a compensatory mechanism to prevent hip collapse. Moreover, due to the flexed hip posture commonly observed in this population (38), greater force production is required for hip extension, which is associated with increased activation of hip extensors such as the biceps femoris. Additionally, increased muscle tone due to spasticity in the affected limbs may further contribute to elevated EMG activity (40).

According to the findings of the present study, muscle activation during motor and visual dual-task walking was higher than during cognitive dual-task and single-task walking in individuals with CP. Individuals with cerebral palsy have impairments in processing somatosensory and proprioceptive information and therefore rely more heavily on visual input than proprioception during motor tasks, including walking. Previous research has also shown that individuals with CP rely more on visual information for gait control compared with healthy individuals (21). In addition, visual tasks have been reported to negatively affect postural balance (2). Sharma (11) also demonstrated that during visual dual-task conditions compared with simple walking or auditory and cognitive dual tasks, individuals with CP exhibited increased gait speed, step length, and step width. These alterations in spatiotemporal parameters may influence muscle activation patterns and contribute to the increased EMG activity observed in the present study.

During motor dual-task conditions, such as walking while carrying a load, both tasks compete for attentional resources, leading to further disruption of balance control. As a result, individuals must exert greater effort to maintain stability and recruit additional sensory-proprioceptive mechanisms. It has been suggested that dual-task performance reduces attentional capacity and induces interference effects (41, 42), resulting in a higher cognitive-motor cost compared with healthy individuals (43). This supports the notion that attentional resources and cortical control mechanisms are required to compensate for gait impairments in individuals with CP (44). The present findings are also consistent with those of Yazdani (45) and Hung (46), who reported increased muscle activity during load carriage conditions.

The results further indicated asymmetrical muscle activation patterns between the affected and non-affected sides in individuals with hemiplegic CP, with higher activation observed on the affected (left) side. Since participants presented with left-sided hemiplegia, increased muscle tone and neuromuscular activity on the affected side may explain this asymmetry. This finding is supported by Franz and Meeuwssen, who reported that interhemispheric transfer via the corpus callosum, which contributes to interlimb coordination, is altered in individuals with hemiplegia and affects limb symmetry (47). Additionally, previous research has shown that muscle activation patterns in individuals with CP are highly individualized and that kinematic abnormalities are not always directly proportional to muscle activation patterns (48). However, these findings are in contrast with those of Kulmala (49), who reported no significant differences in ankle and knee extensor activity between affected and unaffected limbs during walking. This study has several limitations. Ground reaction forces and joint kinetics were not assessed. Future studies should investigate kinetic variables during dual-task walking to provide a more comprehensive understanding of gait mechanics in individuals with CP. Furthermore, the present study focused exclusively on muscle activation patterns in individuals with hemiplegic CP; therefore, the findings cannot be generalized to other populations or functional tasks.

5. Conclusion

The results of this study indicate that individuals with cerebral palsy exhibit greater muscle activity during walking compared with healthy individuals. This increased muscle activity appears to reflect a

compensatory strategy to maintain balance and postural control, as well as to offset underlying muscle weakness. Furthermore, both motor and visual dual-task conditions increased the activity of the investigated muscles in both groups. These findings suggest that dual-task paradigms impose additional neuromuscular demands during walking. Accordingly, incorporating dual-task-based exercises may help enhance neuromuscular activation in individuals with cerebral palsy and contribute to improvements in motor function and divided attention. Therefore, dual-task conditions should be considered when assessing gait and when designing rehabilitation and exercise programs for individuals with cerebral palsy.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with the ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the principles of the Declaration of Helsinki. All participants voluntarily took part in the study and provided written informed consent prior to enrollment. The study protocol was approved by the Ethics Committee of the University of Tabriz under the code IR.TABRIZU.REC.1399.005.

Funding

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed to the conceptualization, data collection, analysis, and preparation of the manuscript. All authors have read and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

مقاله پژوهشی

ارزیابی مقایسه‌ای انواع تکلیف دوگانه بر فعالیت الکترومایوگرافی حین راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک

مبارکه الهامی^۱، شیرین یزدانی^۱، مهتا اسکندرنژاد^۱

۱. گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Elhami M, Yazdani S, Eskandar Nezhad M. Comparative Analysis of Dual-Task Effects on EMG Activity During Walking in Individuals with Hemiplegic Cerebral Palsy and Healthy Controls. Journal of Sport Biomechanics. 2026;12(3):416-436. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.416> <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.416>

چکیده

هدف هدف از پژوهش حاضر بررسی فعالیت الکترومایوگرافی (EMG) عضلات اندام تحتانی و تنه در افراد مبتلا به فلج مغزی (CP) و افراد سالم طی راه رفتن عادی و راه رفتن همراه با تکالیف دوگانه بود.

روش‌ها در این مطالعه، ۱۲ فرد مبتلا به فلج مغزی و ۱۲ فرد سالم همسان از نظر سن شرکت کردند. سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست‌کننده ستون فقرات (ES)، دوسر رانی (BF) و راست رانی (RF) در شرایط راه رفتن عادی و سه نوع تکلیف دوگانه شامل تکلیف حرکتی، شناختی و بینایی با استفاده از دستگاه دوکاناله USB2+ ثبت شد. پردازش داده‌ها با نرم‌افزار OT Biolab انجام گرفت. تحلیل آماری با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ و در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها تفاوت‌های معناداری در فعالیت الکترومایوگرافی نرمال‌شده عضلات ناحیه کمری L3، دوسر رانی و راست رانی بین گروه فلج مغزی و گروه سالم مشاهده شد ($p < ۰/۰۰۱$). تکالیف دوگانه حرکتی و بینایی به‌طور متفاوتی شدت فعالیت عضلانی را در هر دو گروه تحت تأثیر قرار دادند ($p = ۰/۰۲۰$). در حالی که در افراد سالم افزایش فعالیت عضلانی به‌صورت متقارن در دو سمت بدن مشاهده شد، افراد مبتلا به فلج مغزی افزایش فعالیت بیشتری را در سمت چپ نشان دادند ($p = ۰/۰۱۰$).

نتیجه‌گیری افراد مبتلا به فلج مغزی در تمامی شرایط آزمایش، به‌جز راه رفتن عادی و تکلیف دوگانه حرکتی (که در آن برای عضله دوسر رانی راست تفاوتی مشاهده نشد)، فعالیت الکترومایوگرافی بیشتری در عضلات کمری L3، دوسر رانی و راست رانی نسبت به افراد سالم نشان دادند. همچنین تکالیف دوگانه حرکتی و بینایی در مقایسه با تکلیف شناختی موجب افزایش بیشتری در فعالیت عضلانی بیماران شدند. این یافته‌ها احتمالاً نشان‌دهنده اتکای بیشتر این افراد به بازخوردهای بینایی نسبت به بازخوردهای حس عمقی، در نتیجه نقص در یکپارچه‌سازی حسی است. نتایج این پژوهش می‌تواند در ارزیابی و طراحی برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی مناسب برای افراد مبتلا به فلج مغزی مورد استفاده قرار گیرد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲ آذر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۶ خرداد ۱۴۰۵

تاریخ انتشار: ۲۸ خرداد ۱۴۰۵

کلید واژه‌ها:

الکترومایوگرافی، فلج مغزی، راه رفتن، تکلیف دوگانه

*نویسنده مسئول:

شیرین یزدانی

آدرس: گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

ایمیل: sh_yazdani@tabrizu.ac.ir

مقدمه

مطالعه حرکت و جابه‌جایی انسان، به‌ویژه در چارچوب تکالیف دوگانه، از اهمیت ویژه‌ای در حوزه‌های کنترل حرکتی و بیومکانیک ورزشی برخوردار است. راهرفتن یک فعالیت حرکتی کم‌برخورد، با مصرف انرژی پایین و یکی از اصلی‌ترین شیوه‌های جابه‌جایی انسان است. این فعالیت به هماهنگی حرکات اندام‌های فوقانی، اندام‌های تحتانی و تنه نیاز دارد و با الگویی تکرارشونده و دوطایی مشخص می‌شود که بدن را به‌صورت کنترل‌شده و کارآمد به جلو هدایت می‌کند (۱). راهرفتن به‌عنوان یک فعالیت حرکتی بنیادی و پیچیده، به یکپارچگی مؤثر سامانه‌های شناختی، حرکتی و بینایی وابسته است (۲). در افراد سالم، این یکپارچگی به‌صورت خودکار و کارآمد انجام می‌شود، اما در افراد مبتلا به اختلالات عصبی مانند فلج مغزی همی‌پلژیک، این فرایند به‌طور قابل‌توجهی مختل می‌شود.

فلج مغزی شایع‌ترین اختلال حرکتی دوران کودکی است و میزان بروز آن در اروپا حدود یک مورد در هر هزار تولد زنده گزارش شده است (۳). حدود یک‌سوم افراد مبتلا به فلج مغزی دچار نقص حرکتی یک‌طرفه یا فلج مغزی همی‌پلژیک هستند که شایع‌ترین زیرگروه این بیماری در هنگام تولد محسوب می‌شود (۴). فلج مغزی همی‌پلژیک چالش‌های ویژه‌ای در مکانیک راهرفتن، کنترل تعادل و اجرای فعالیت‌های دوگانه ایجاد می‌کند. این افراد معمولاً دچار اسپاستیسیت، ضعف عضلانی و اختلال در هماهنگی حرکتی هستند که در نتیجه آن، به دلیل کنترل پاسچر ضعیف و اختلال در تعادل پویا، بیشتر در معرض زمین‌خوردن قرار دارند (۵). همچنین، این افراد الگوهای غیرطبیعی راهرفتن، کاهش سرعت راهرفتن، کوتاه‌تر شدن طول گام، افزایش عرض گام (۶، ۷) و کاهش پایداری راهرفتن را نشان می‌دهند (۸). افزون بر این، بیش از ۶۵ درصد کودکان مبتلا به فلج مغزی دچار نقص در پردازش دیداری - فضایی، توجه و یادگیری هستند و تغییراتی در فعالیت قشر حسی - حرکتی، کاهش اتصال ماده سفید مسیرهای حسی و عملکرد ضعیف در آزمون‌های بالینی حسی مشاهده می‌شود (۹، ۱۰). این اختلالات، دشواری انجام فعالیت‌های دوگانه را بیش از پیش افزایش می‌دهند. تکالیف دوگانه، که شامل اجرای هم‌زمان یک تکلیف حرکتی با یک تکلیف شناختی یا بینایی هستند، بار بیشتری را بر سامانه‌های حسی و حرکتی این افراد تحمیل می‌کنند (۱۱). در مقایسه با راهرفتن عادی، راهرفتن همراه با تکلیف دوگانه موجب تغییر بیشتر در شاخص‌های زمانی - مکانی راهرفتن مانند سرعت، عرض گام و طول گام در افراد مبتلا به فلج مغزی می‌شود که این امر با افت بیشتر عملکرد راهرفتن و تعادل همراه بوده و برای حفظ پایداری به تلاش بیشتری نیاز دارد (۱۱). همچنین، کودکان مبتلا به فلج مغزی که در کارکردهای اجرایی مانند حفظ و تقسیم توجه دچار مشکل هستند (۷)، هنگام انجام تکالیف دوگانه شناختی - حرکتی و بینایی - حرکتی با نیاز بیشتری به پردازش اطلاعات حسی و حس عمقی مواجه می‌شوند (۱۲).

اختلالات حرکتی در فلج مغزی، از جمله کاهش سرعت راهرفتن و کوتاه شدن طول گام، ارتباط نزدیکی با فعالیت غیرطبیعی قشر حسی - پیکری دارند (۱۰). همچنین، وابستگی بیش از حد به اطلاعات بینایی هنگام ایستادن با راهبردهای غیرطبیعی حفظ تعادل (۱۳) و افزایش خطر تأخیر در کنترل پاسچر، آگاهی فضایی و رشد حرکتی همراه است (۱۴). اطلاعات بینایی نقش بسیار مهمی در حفظ پایداری پاسچر در افراد مبتلا به فلج مغزی ایفا می‌کند (۱۵). به دلیل اختلال در پردازش اطلاعات حسی - پیکری و حس عمقی، این افراد هنگام انجام حرکات اندام‌های فوقانی و تحتانی و نیز در فعالیت‌های ایستادن، بیش از بازخوردهای حس عمقی به اطلاعات بینایی متکی هستند (۱۵، ۱۶). سامانه بینایی همچنین در حفظ پایداری و برنامه‌ریزی مسیر حرکت هنگام راهرفتن نقش اساسی دارد (۱۷). در اجرای مهارت‌های حرکتی، تمرین‌های شناختی و توجهی متناسب با تکلیف می‌توانند استفاده مؤثرتر از اطلاعات بینایی را در حین اجرای مهارت بهینه کنند. به‌طور کلی، ترکیب نقص‌های حسی، الگوهای غیرطبیعی فعالیت قشری، وابستگی بیش

از حد به بینایی و محدودیت‌های حرکتی در افراد مبتلا به فلج مغزی، موجب کاهش کارایی برنامه‌ریزی و اجرای حرکات در شرایط تکلیف دوگانه می‌شود (۱۰، ۱۳). در نتیجه، به دلیل رقابت بر سر منابع محدود شناختی، انجام هم‌زمان چند تکلیف برای این افراد دشوارتر خواهد بود (۷). با وجود این، تمرین‌های مبتنی بر تکلیف دوگانه هنگام راه رفتن در کاهش عوارض ثانویه ناشی از افت عملکرد و بهبود پیامدهای حرکتی در این گروه امیدوارکننده بوده‌اند. مطالعات پیشین در جمعیت‌های مختلف نشان داده‌اند که تمرین‌های تکلیف دوگانه می‌توانند تعادل و کیفیت راه رفتن افراد مبتلا به فلج مغزی را بهبود بخشند (۱۱، ۱۸). همچنین، این مداخلات موجب بهبود مکانیک راه رفتن و تعادل در این افراد شده‌اند (۱۹، ۲۰). با وجود این یافته‌ها، سازوکارهای زیربنایی این بهبودها و پاسخ‌های اختصاصی عصبی - عضلانی عضلات مختلف در شرایط گوناگون تکلیف دوگانه (شناختی، حرکتی و بینایی) همچنان به خوبی شناخته نشده‌اند. این خلأ دانشی، توسعه برنامه‌های توان‌بخشی بهینه و متناسب با نیازهای افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک را با محدودیت مواجه کرده است.

الکترومایوگرافی یکی از روش‌های مؤثر برای بررسی سازگاری‌های عصبی - عضلانی و راهبردهای جبرانی هنگام راه رفتن در شرایط تکلیف دوگانه است. شناخت دقیق‌تر الگوهای فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی و تنه در حین اجرای تکلیف دوگانه می‌تواند درک ارزشمندی از سازوکارهای اختلالات راه رفتن و نقص‌های تعادلی در افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک فراهم کند و اهداف مناسبی را برای مداخلات درمانی پیشنهاد دهد. از این‌رو، هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر شرایط مختلف تکلیف دوگانه بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی و تنه هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک و مقایسه آن با افراد سالم بود. این پژوهش می‌تواند به درک بهتر سازوکارهای کنترل حرکتی در فلج مغزی همی‌پلژیک کمک کرده و زمینه‌ای برای طراحی راهبردهای توان‌بخشی مبتنی بر شواهد به‌منظور بهبود تحرک عملکردی و ارتقای کیفیت زندگی این افراد فراهم آورد.

روش شناسی

شرکت‌کنندگان

جامعه آماری این پژوهش را افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک سمت چپ در شهر تبریز تشکیل دادند. از میان این افراد، ۱۲ نفر به‌صورت داوطلبانه به‌عنوان نمونه پژوهش انتخاب شدند. همچنین، ۱۲ فرد سالم همسان از نظر سن، قد و وزن به‌عنوان گروه کنترل در مطالعه شرکت کردند. جدول ۱ میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی شرکت‌کنندگان دو گروه را نشان می‌دهد. پیش از آغاز پژوهش، اهداف، مراحل اجرا و شرایط مطالعه به‌طور کامل برای تمامی شرکت‌کنندگان و والدین آن‌ها توضیح داده شد و رضایت‌نامه آگاهانه کتبی به‌منظور مشارکت داوطلبانه در پژوهش از آنان اخذ گردید. این پژوهش با کد اخلاق IR.TABRIZU.REC.1399.005 به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تبریز رسید.

معیارهای ورود به گروه فلج مغزی شامل ابتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک یک‌طرفه سمت چپ (۲۱)، توانایی درک و اجرای دستورات کلامی، توانایی راه رفتن مستقل، برخورداری از تعادل کافی، توانایی حمل یک جعبه و نداشتن اختلال شناختی قابل توجه بود. معیارهای خروج شامل ناتوانی در حفظ تعادل، ناتوانی در راه رفتن مستقل، عدم همکاری کودک یا والدین، وجود اختلال شناختی، کم‌توانی ذهنی و مشکلات بینایی یا شنوایی بود. گروه کنترل نیز شامل افراد سالمی بود که سابقه جراحی یا هرگونه اختلال عصبی - عضلانی، بینایی، شنوایی یا حرکتی نداشتند.

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان (میانگین $\pm$ انحراف معیار)

گروه	سن (سال)		قد (سانتی متر)		وزن (کیلوگرم)	
	SD	میانگین	SD	میانگین	SD	میانگین
سالم	۳/۵۶ $\pm$ ۲۲/۴۰		۶/۴۵ $\pm$ ۱۶۵/۲۲		۱۳/۱۴ $\pm$ ۶۱/۵۰	
فلج مغزی	۶/۲۴ $\pm$ ۲۴/۴۴		۵/۲۴ $\pm$ ۱۶۲/۳۹		۱۰/۱۹ $\pm$ ۶۲/۸۹	

ثبت فعالیت الکترومایوگرافی

فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست‌کننده ستون فقرات در سطح مهره کمری سوم، دوسر رانی و راست رانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی USB2+ ساخت ایتالیا و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. برای ثبت سیگنال‌ها از الکترودهای سطحی ژلی دوقطبی با فاصله بین‌الکترودی ۱/۷ سانتی‌متر استفاده شد. پیش از نصب الکترودها، پوست مطابق دستورالعمل اروپایی SENIAM آماده‌سازی شد. این آماده‌سازی شامل تراشیدن موهای محل نصب الکترودها، پاک‌سازی پوست با الکل و حذف سلول‌های مرده سطح پوست به‌منظور کاهش امپدانس بود. الکترودها مطابق دستورالعمل‌های استاندارد SENIAM و به‌صورت موازی با جهت تارهای عضلانی نصب شدند. برای عضله راست‌کننده ستون فقرات در سطح مهره کمری سوم، الکترودها در فاصله ۳ سانتی‌متری از کنار زائده خاری مهره کمری سوم قرار گرفتند (۲۲). برای عضله راست رانی، الکترودها در نقطه میانی بین خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و کشکک زانو نصب شدند (۲۳). برای عضله دوسر رانی نیز الکترودها در نقطه میانی بین تکمه ایسکیوم و اپی‌کنديل خارجی استخوان ران قرار گرفتند (۲۴). تمامی مراحل نصب الکترودها مطابق توصیه‌های انجمن اروپایی SENIAM انجام شد (۲۵).

روش اجرا

پس از نصب الکترودها، تمامی الکترودها با استفاده از چسب ضدحساسیت و باند محکم شدند تا آثار ناشی از حرکت الکترودها به حداقل برسد. همچنین، کابل‌ها به‌صورت مجتمع روی بدن ثابت شدند تا نویز سیگنال کاهش یابد. الکترودها به‌صورت دوطرفه روی عضلات نصب شدند و الکترودها مرجع روی میچ دست قرار گرفت. شرکت‌کنندگان آزمون راهرفتن را در طول مسیر ۱۰ متری و تحت سه شرایط تکلیف دوگانه شامل تکلیف حرکتی، تکلیف شناختی و تکلیف بینایی اجرا کردند. هر یک از شرایط شش بار تکرار شد و برای تعیین چرخه راهرفتن از کلید پایی استفاده گردید. در شرایط تکلیف حرکتی، شرکت‌کنندگان جعبه‌ای معادل ۱۰ درصد وزن بدن خود را حمل می‌کردند. در شرایط تکلیف شناختی، افراد ضمن راهرفتن، از عدد ۲۰ تا صفر به‌صورت معکوس شمارش کرده و تنها اعداد زوج (۲۰، ۱۸، ۱۶ و ...) را با صدای بلند بیان می‌کردند (۲۶). در شرایط تکلیف بینایی، نشانگرهایی با فواصل مشخص در طول مسیر نصب شده بود و از شرکت‌کنندگان خواسته شد هنگام راهرفتن، پای خود را دقیقاً روی این نشانگرها قرار دهند. پس از اجرای آزمون‌های راهرفتن، برای نرمال‌سازی داده‌های الکترومایوگرافی، انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه عضلات راست‌کننده ستون فقرات، راست رانی و دوسر رانی ثبت شد. برای ثبت انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه عضله راست‌کننده ستون فقرات، آزمودنی در وضعیت سورنسن قرار گرفت؛ به‌گونه‌ای که به حالت دمر روی تخت دراز کشید و قسمت فوقانی تنه از سطح تخت و در ناحیه مفصل ران خارج از لبه تخت قرار گرفت، در حالی که اندام‌های تحتانی ثابت شده بودند. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تنه را در وضعیت افقی (زاویه صفر درجه) حفظ کرده و در برابر نیروی اعمال‌شده مقاومت کنند (۲۲، ۲۷). برای ثبت انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه عضله راست رانی، آزمودنی در وضعیت نشسته قرار گرفت و زانو ثابت شد. سپس از وی خواسته شد در حالی که مفصل ران در زاویه ۹۰

درجه خم شده بود، حداکثر نیروی بازکنندگی زانو را در برابر مقاومت اعمال کند (۲۴). برای ثبت انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه عضله دوسر رانی نیز آزمودنی در وضعیت دمر قرار گرفت، در حالی که لگن و ران ثابت شده بودند و از وی خواسته شد حداکثر نیروی خم کنندگی زانو را در برابر مقاومت خارجی اعمال کند (۲۸).

پردازش داده‌ها و تحلیل آماری

سیگنال‌های الکترومایوگرافی با استفاده از نرم‌افزار OT BioLab پردازش شدند. برای پالایش سیگنال‌ها از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۳۵۰ هرتز و فیلتر ناچ ۵۰ هرتز استفاده شد. سپس مقدار ریشه میانگین مربعات سیگنال‌ها برای تحلیل استخراج گردید. به‌منظور نرمال‌سازی، مقادیر ریشه میانگین مربعات به‌دست‌آمده در طی تکالیف راه‌رفتن بر مقادیر متناظر حاصل از انقباض ارادی ایزومتریک بیشینه هر عضله تقسیم و به‌صورت درصد بیان شدند. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد. برای توصیف داده‌ها از آمار توصیفی و برای آزمون فرضیه‌ها از آمار استنباطی استفاده گردید. طبیعی بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. برای مقایسه بین گروه‌ها و همچنین مقایسه شرایط مختلف درون هر گروه، به‌ترتیب از تحلیل واریانس و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون‌ها $p < 0.05$ در نظر گرفته شد.

نتایج

جدول ۲ نتایج مربوط به شدت فعالیت همسان‌سازی عضلات BF، RF و افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل را در هنگام راه رفتن عادی نشان می‌دهد. همان‌طور که در این جدول مشاهده می‌شود، هنگام راه رفتن عادی شدت فعالیت الکتریکی عضله RF و L3 سمت راست بیماران فلج مغزی به‌طور معنی‌داری بیشتر از افراد سالم بود ($p = 0.001$ و $p = 0.027$). در سمت چپ بدن نیز شدت فعالیت الکتریکی عضلات BF، RF و L3 بیماران فلج مغزی به‌طور معنی‌داری به ترتیب در حدود ۲/۴۷ و ۱/۸۸ و ۲/۴۸ برابر افراد سالم بود ($p = 0.001$ ، $p = 0.002$ و $p = 0.022$). نتایج مربوط به شدت فعالیت همسان‌سازی شده عضلات BF، RF و L3 افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی در **جدول ۳** خلاصه شده است. نتایج نشان دادند که هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی شدت فعالیت عضله L3 و RF سمت راست بیماران فلج مغزی به ترتیب در حدود ۱/۵۴ و ۱/۶۵ برابر بیشتر از افراد سالم است ($p = 0.001$ و $p = 0.006$). همچنین هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه حرکتی فعالیت عضلات BF، RF و L3 سمت چپ بیماران فلج مغزی به ترتیب در حدود ۲/۵۳، ۲/۲۱ و ۱/۷۴ برابر بیشتر از افراد سالم بود ($p = 0.001$ ، $p = 0.009$ و $p = 0.005$).

جدول ۲. شدت فعالیت همسان‌سازی عضلات BF، RF و افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن عادی					
	سمت بدن	سالم	CP	مقدار P	مقدار F
عضله L3	راست	$9/36 \pm 1/98$	$16/85 \pm 5/18$	0.001^*	$20/01$
	چپ	$7/43 \pm 3/06$	$19/64 \pm 6/43$	0.001^*	$32/28$
عضله BF	راست	$27/04 \pm 14/41$	$45/96 \pm 29/10$	0.068	$3/73$
	چپ	$27/42 \pm 14/09$	$55/41 \pm 22/69$	0.002^*	$12/07$
عضله RF	راست	$20/51 \pm 6/42$	$28/44 \pm 8/94$	0.027	$5/68$
	چپ	$19/98 \pm 6/90$	$44/42 \pm 22/03$	0.022^*	$12/32$

جدول ۳. شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف حرکتی

عضله	سمت بدن	سالم	CP	مقدار P	مقدار F
عضله L3	راست	$14/58 \pm 5/88$	$25/03 \pm 6/55$	$0/001^*$	۱۵/۴۹
	چپ	$9/76 \pm 2/92$	$29/96 \pm 2/19$	$0/001^*$	۳۳۵/۹۸
عضله BF	راست	$36/13 \pm 26/41$	$44/95 \pm 16/94$	$0/363$	۰/۸۶۸
	چپ	$32/05 \pm 21/36$	$74/70 \pm 43/80$	$0/009^*$	۸/۴۲
عضله RF	راست	$24/19 \pm 6/00$	$37/21 \pm 12/80$	$0/006^*$	۹/۳۲
	چپ	$28/64 \pm 12/93$	$51/99 \pm 20/72$	$0/005^*$	۱۰/۰۴

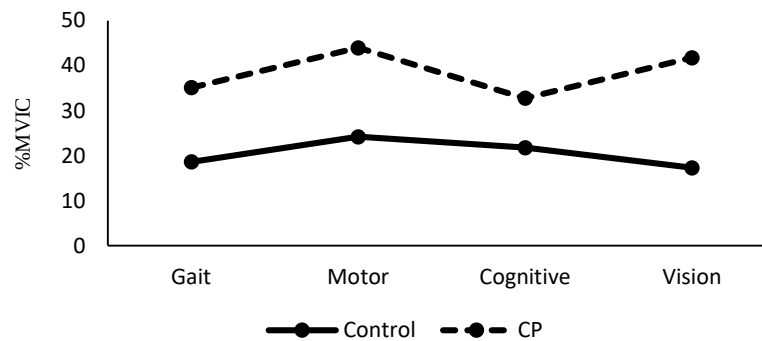
جدول ۴. شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف شناختی

عضله	سمت بدن	سالم	CP	مقدار P	مقدار F
عضله L3	راست	$9/82 \pm 3/59$	$16/43 \pm 2/08$	$0/001^*$	۳۷/۸۰
	چپ	$7/85 \pm 3/44$	$22/90 \pm 7/42$	$0/001^*$	۳۷/۲۱
عضله BF	راست	$35/98 \pm 26/82$	$36/39 \pm 14/35$	$0/965$	۰/۰۰۲
	چپ	$27/41 \pm 15/73$	$54/54 \pm 34/19$	$0/027^*$	۵/۷۱
عضله RF	راست	$23/19 \pm 10/59$	$29/01 \pm 16/81$	$0/343$	۰/۹۴۴
	چپ	$26/49 \pm 16/49$	$37/34 \pm 16/15$	$0/135$	۲/۴۳

طبق جدول ۴ که شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف دوگانه شناختی را نشان می دهد، شدت فعالیت عضله L3 سمت راست بیماران CP حدود ۱/۳۸ برابر افراد سالم بود. همچنین شدت فعالیت عضلات L3 و BF سمت چپ بیماران CP به طور معنی داری بیشتر از افراد سالم بود ($p = 0/001$ و $p = 0/027$). نتایج به دست آمده در جدول ۵ نشان داد شدت فعالیت همسان سازی شده عضلات L3 و BF سمت راست بیماران CP حین راه رفتن با تکلیف دوگانه بینایی حدود ۱/۵۲ و ۱/۸۱ برابر بیشتر از افراد سالم بود. همچنین عضلات L3، BF و RF سمت چپ این بیماران به طور معنی داری بیشتر از افراد سالم بود ($p = 0/001$ ، $p = 0/001$ ، $p = 0/014$). اثر نوع تکلیف دوگانه بر شدت فعالیت عضلات در دو گروه بیمار فلج مغزی و سالم متفاوت بود و وظایف حرکتی دوگانه حرکتی و بینایی در دو گروه بیمار فلج مغزی و سالم متفاوت بود و وظایف حرکتی دوگانه بینایی و حرکتی در دو گروه CP نسبت به گروه سالم اثر بیشتری نسبت به شناختی داشت و همان طور که در شکل ۱ نشان داده شده است بین دو عامل گروه و تکلیف حرکتی تأثیر متقابل معنی داری مشاهده شد ($p = 0/001$). همچنین الگوی تغییر شدت فعالیت عضلانی در دو گروه سالم و بیمار، در عضلات مختلف حین وظایف حرکتی مختلف متفاوت بود (شکل ۲) و بین سه عامل عضله، گروه و وظایف حرکتی تأثیر متقابل معنی داری وجود داشت ($p = 0/020$).

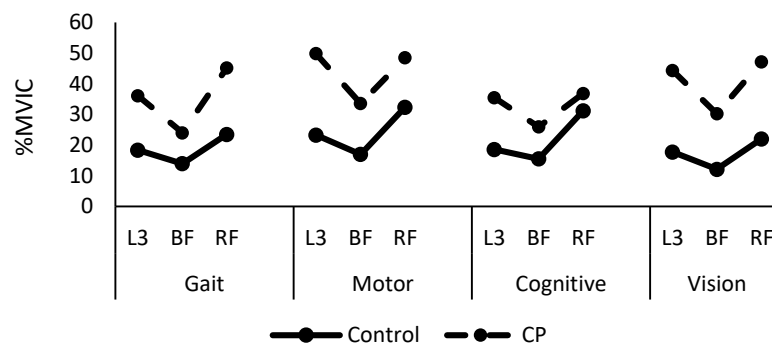
جدول ۵. شدت فعالیت همسان سازی عضلات L3، BF و RF افراد مبتلا به فلج مغزی و گروه کنترل هنگام راه رفتن با تکلیف بینایی

عضله	سمت بدن	سالم	CP	مقدار P	مقدار F
عضله L3	راست	$10/20 \pm 4/18$	$19/34 \pm 2/52$	$0/001^*$	۳۸/۴۳
	چپ	$6/95 \pm 3/23$	$24/84 \pm 9/13$	$0/001^*$	۳۷/۴۹
عضله BF	راست	$21/25 \pm 13/29$	$44/42 \pm 18/28$	$0/003^*$	۱۱/۵۵
	چپ	$25/34 \pm 10/92$	$69/44 \pm 37/91$	$0/001^*$	۱۳/۷۴
عضله RF	راست	$17/36 \pm 6/89$	$42/54 \pm 30/41$	$0/014^*$	۷/۱۷
	چپ	$22/82 \pm 12/37$	$49/99 \pm 31/05$	$0/014^*$	۷/۲۶

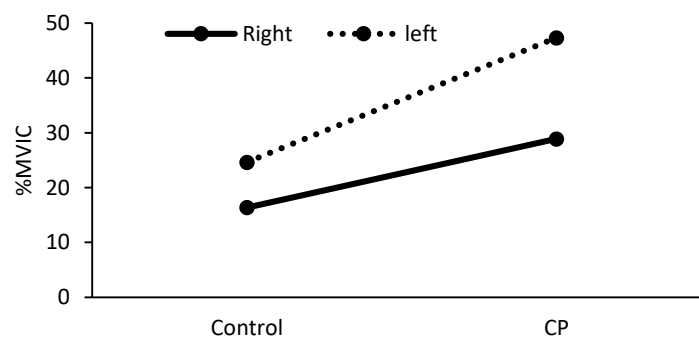


شکل ۱. الگوی تغییرات شدت فعالیت عضلات در گروه کنترل و افراد مبتلا به فلج مغزی طی انجام تکلیف دوگانه

از طرفی وظایف حرکتی بر شدت فعالیت عضلات BF, L3 و RF در دو گروه سالم و بیمار اثر متفاوتی داشت ($p = 0/001$). بر اساس نتایج تحلیل عاملی مشخص گردید که اثر سمت بدن در دو گروه متفاوت بود ($p = 0/001$) و سمت چپ بیماران مبتلا به فلج مغزی بیشتر از سمت راستشان دچار تنش شده بود ($p = 0/002$) (شکل ۳).



شکل ۲. الگوی تغییرات شدت فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی و تنه در شرایط مختلف تکلیف دوگانه در گروه کنترل و افراد مبتلا به فلج مغزی.



شکل ۳. الگوی تغییرات شدت فعالیت عضلات در سمت راست و چپ بدن در گروه کنترل و افراد مبتلا به فلج مغزی.

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر شرایط مختلف تکلیف دوگانه شامل تکالیف حرکتی، شناختی و بینایی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست کننده ستون فقرات در سطح مهره کمری سوم، دوسر رانی و راست رانی هنگام راه رفتن بود. نتایج نشان داد که به جز در شرایط راه رفتن عادی و تکلیف دوگانه حرکتی که در عضله دوسر رانی سمت راست اختلاف معنی داری مشاهده نشد، فعالیت تمامی عضلات بررسی شده در سمت راست و چپ بدن افراد مبتلا به فلج مغزی در مقایسه با افراد سالم، در تمامی شرایط به طور معنی داری بیشتر بود.

این یافته‌ها با نتایج مطالعات پیشین همسو است (۲۹-۳۲) که افزایش فعالیت الکترومیوگرافی عضلات هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی را گزارش کرده‌اند. همچنین، افزایش فعالیت الکتریکی عضلات مایل داخلی و مایل خارجی شکم در حالت استراحت نیز در این افراد گزارش شده است (۳۳). پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند که افراد مبتلا به فلج مغزی در مقایسه با افراد سالم از کنترل تعادل ضعیف‌تر، نوسان پاسجر بیشتر، پایداری پاسجر کمتر و راهبردهای کنترل حرکتی متفاوتی برخوردارند (۳۴). علاوه بر این، کاهش سرعت راه رفتن، کوتاه شدن طول گام، افزایش عرض گام، کاهش دامنه حرکتی مفصل ران، افزایش زمان اتکای دوگانه (۳۵) و کاهش پایداری راه رفتن (۸، ۳۴) از جمله ویژگی‌های رایج این افراد به شمار می‌روند. بنابراین، افزایش فعالیت عضلات در افراد مبتلا به فلج مغزی را می‌توان به عنوان یک راهبرد جبرانی برای حفظ پایداری پاسجر در شرایط ایستا و پویا تفسیر کرد. از سوی دیگر، ضعف عضلانی که معمولاً در این افراد مشاهده می‌شود (۳۶)، می‌تواند با افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی هنگام راه رفتن به عنوان یک راهبرد جبرانی همراه باشد و در نتیجه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات را افزایش دهد. در مجموع، افزایش فعالیت عضلانی در افراد مبتلا به فلج مغزی نسبت به افراد سالم را می‌توان ناشی از نیاز بیشتر به جبران نقص کنترل پاسجر و همچنین کاهش کارایی عصبی - عضلانی ناشی از ضعف عضلانی دانست. بررسی دقیق‌تر نتایج نشان داد که فعالیت عضله راست کننده ستون فقرات در سطح مهره کمری سوم در افراد مبتلا به فلج مغزی بیشتر از افراد سالم بود. این افزایش فعالیت احتمالاً با افزایش چرخش لگن هنگام راه رفتن در این افراد مرتبط است. مطالعات کینماتیکی پیشین نیز افزایش چرخش لگن را در افراد مبتلا به فلج مغزی نسبت به همسالان سالم گزارش کرده‌اند (۳۷). در نتیجه، افزایش حرکات لگن می‌تواند کینماتیک ستون فقرات را تغییر داده و برای حفظ پایداری تنه در حین راه رفتن، فعالیت بیشتری را از عضلات راست کننده ستون فقرات در سطح مهره کمری سوم طلب کند. همچنین، فعالیت عضله راست رانی در افراد مبتلا به فلج مغزی بیشتر از افراد سالم بود. مطالعات پیشین بی‌ثباتی مفصل زانو و تمایل به خم شدن یا فروریختن زانو را در این افراد گزارش کرده‌اند (۳۴). بنابراین، افزایش فعالیت عضله راست رانی را می‌توان به عنوان راهبردی جبرانی برای افزایش پایداری مفصل زانو و کاهش احتمال فروریختن آن هنگام راه رفتن در نظر گرفت (۳۸). فعالیت عضله دوسر رانی نیز در افراد مبتلا به فلج مغزی بیشتر از افراد سالم بود. این عضله از طریق انقباضات برون‌گرا و درون‌گرا نقش مهمی در کنترل خم و باز شدن مفصل ران ایفا می‌کند (۳۹). با توجه به وجود بی‌ثباتی مفصل ران و تغییرات مکانیک راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی (۳۵)، افزایش فعالیت عضله دوسر رانی می‌تواند به عنوان راهبردی جبرانی برای جلوگیری از ناپایداری مفصل ران عمل کند. علاوه بر این، به دلیل وضعیت خم‌شده مفصل ران که معمولاً در این افراد مشاهده می‌شود (۳۸)، برای ایجاد حرکت باز شدن ران نیروی بیشتری مورد نیاز است که این امر با افزایش فعالیت عضلات بازکننده ران، از جمله عضله دوسر رانی، همراه خواهد بود. همچنین، افزایش تون عضلانی ناشی از اسپاستیسیتیه در اندام مبتلا نیز می‌تواند در افزایش فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات نقش داشته باشد (۴۰).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت عضلات هنگام راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه حرکتی و تکلیف دوگانه بینایی در افراد مبتلا به فلج مغزی بیشتر از شرایط راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه شناختی و نیز راه رفتن عادی بود. افراد مبتلا به فلج مغزی در پردازش اطلاعات حسی - پیکری و حس عمقی دچار اختلال هستند؛ از این رو، هنگام انجام فعالیت‌های حرکتی، از جمله راه رفتن، وابستگی بیشتری به اطلاعات بینایی نسبت به بازخوردهای حس عمقی دارند. مطالعات پیشین نیز نشان داده‌اند که این افراد در مقایسه با افراد سالم، برای کنترل راه رفتن بیشتر به اطلاعات بینایی متکی هستند (۲۱). همچنین، گزارش شده است که تکلیف بینایی می‌تواند تعادل پاسچر را تحت تأثیر منفی قرار دهند (۲). شارما (۱۱) نیز نشان داد که در شرایط تکلیف دوگانه بینایی، در مقایسه با راه رفتن ساده یا تکلیف دوگانه شنیداری و شناختی، افراد مبتلا به فلج مغزی افزایش سرعت راه رفتن، طول گام و عرض گام را نشان می‌دهند. این تغییرات در شاخص‌های زمانی - مکانی راه رفتن می‌تواند الگوهای فعالیت عضلانی را تحت تأثیر قرار داده و افزایش فعالیت الکترومایوگرافی مشاهده شده در پژوهش حاضر را توجیه کند. در شرایط تکلیف دوگانه حرکتی، مانند راه رفتن همراه با حمل بار، هر دو تکلیف به‌طور هم‌زمان برای استفاده از منابع توجه با یکدیگر رقابت می‌کنند و در نتیجه کنترل تعادل بیش از پیش مختل می‌شود. در چنین شرایطی، فرد برای حفظ پایداری ناچار است تلاش بیشتری انجام داده و از سازوکارهای حسی و حس عمقی بیشتری استفاده کند. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که اجرای هم‌زمان دو تکلیف موجب کاهش ظرفیت توجه و ایجاد تداخل بین تکالیف می‌شود (۴۱، ۴۲) و در نتیجه، هزینه شناختی - حرکتی در افراد مبتلا به فلج مغزی نسبت به افراد سالم افزایش می‌یابد (۴۳). این یافته از این دیدگاه حمایت می‌کند که برای جبران اختلالات راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی، منابع توجه و سازوکارهای کنترل قشری نقش مهمی ایفا می‌کنند (۴۴). یافته‌های پژوهش حاضر همچنین با نتایج یزدانی (۴۵) و هونگ (۴۶) همسو است که افزایش فعالیت عضلات را هنگام حمل بار گزارش کرده‌اند. نتایج این پژوهش همچنین نشان داد که در افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک، الگوی فعالیت عضلات بین سمت مبتلا و سمت سالم بدن متقارن نیست و فعالیت عضلات در سمت مبتلا بیشتر از سمت سالم است. با توجه به اینکه تمامی شرکت‌کنندگان مبتلا به همی‌پلژی سمت چپ بودند، افزایش تون عضلانی و فعالیت عصبی - عضلانی در سمت مبتلا می‌تواند علت این عدم تقارن باشد. این یافته با نتایج فرانتس و میوسن همخوانی دارد که نشان دادند انتقال اطلاعات بین دو نیمکره مغز از طریق جسم پینه‌ای، که در هماهنگی بین دو اندام نقش دارد، در افراد مبتلا به همی‌پلژی دچار اختلال شده و بر تقارن عملکرد اندام‌ها تأثیر می‌گذارد (۴۷). همچنین، پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند که الگوهای فعالیت عضلات در افراد مبتلا به فلج مغزی بسیار فردمحور هستند و ناهنجاری‌های کینماتیکی همواره متناسب با الگوهای فعالیت عضلانی نیستند (۴۸). با این حال، این نتایج با یافته‌های کولمالا (۴۹) که تفاوت معنی‌داری در فعالیت عضلات بازکننده مچ پا و زانو بین اندام مبتلا و سالم هنگام راه رفتن گزارش نکرد، همخوانی ندارد. این پژوهش دارای محدودیت‌هایی بود که باید در تفسیر نتایج مورد توجه قرار گیرد. در این مطالعه نیروهای عکس‌العمل زمین و متغیرهای سینتیکی مفاصل اندازه‌گیری نشدند. بنابراین، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده، متغیرهای سینتیکی نیز هنگام راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه بررسی شوند تا درک جامع‌تری از مکانیک راه رفتن در افراد مبتلا به فلج مغزی حاصل شود. همچنین، این پژوهش صرفاً بر الگوهای فعالیت عضلات در افراد مبتلا به فلج مغزی همی‌پلژیک متمرکز بود؛ بنابراین، تعمیم نتایج به سایر گروه‌های بالینی یا فعالیت‌های عملکردی دیگر باید با احتیاط انجام گیرد.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج این پژوهش نشان داد که افراد مبتلا به فلج مغزی هنگام راه رفتن، در مقایسه با افراد سالم، فعالیت عضلانی بیشتری دارند. به نظر می‌رسد این افزایش فعالیت عضلانی، راهبردی جبرانی برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر و نیز جبران ضعف عضلانی زمینه‌ای

در این افراد باشد. همچنین، هر دو شرایط تکلیف دوگانه حرکتی و بینایی موجب افزایش فعالیت عضلات مورد بررسی در هر دو گروه شدند. این یافته‌ها نشان می‌دهد که تکالیف دوگانه، نیازهای عصبی - عضلانی بیشتری را هنگام راه رفتن بر سیستم حرکتی تحمیل می‌کنند. بر این اساس، به کارگیری تمرین‌های مبتنی بر تکلیف دوگانه می‌تواند به افزایش فعالیت عصبی - عضلانی در افراد مبتلا به فلج مغزی کمک کرده و در بهبود عملکرد حرکتی و توانایی تقسیم توجه مؤثر باشد. بنابراین، پیشنهاد می‌شود شرایط تکلیف دوگانه در ارزیابی راه رفتن و همچنین در طراحی برنامه‌های توان بخشی و تمرینی افراد مبتلا به فلج مغزی مورد توجه قرار گیرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش مطابق با اصول اخلاقی کمیته‌های پژوهشی ذی صلاح و مفاد بیانیه هلسینکی انجام شد. تمامی شرکت کنندگان به صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند و پیش از ورود به مطالعه، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از آنان اخذ شد. پروتکل پژوهش با کد اخلاق IR.TABRIZU.REC.1399.005 به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تبریز رسید.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی ویژه‌ای از سازمان‌های دولتی، تجاری یا مؤسسات غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمامی نویسندگان در مفهوم‌پردازی، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل داده‌ها و نگارش مقاله مشارکت داشته‌اند. همچنین، تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده‌اند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تعارض منافی در ارتباط با این پژوهش ندارند.

Reference

1. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken (NJ): John Wiley & Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]
2. Carvalho JP, Bento-Torres J, da Silva DJ, et al. Cognitive and visual interactions in the decline of postural stability in healthy older adults. Brazilian Journal of Physical Therapy. 2024;28:100806. [DOI:10.1016/j.bjpt.2024.100806]
3. Stavsky M, Mor O, Mastrolia SA, Greenbaum S, Than NG, Erez O. Cerebral palsy-trends in epidemiology and recent development in prenatal mechanisms of disease, treatment, and prevention. Frontiers in Pediatrics. 2017;5:21. [DOI:10.3389/fped.2017.00021]

4. Kulak W, Sobaniec W. Comparisons of right and left hemiparetic cerebral palsy. *Pediatric Neurology*. 2004;31(2):101-108. [DOI:10.1016/j.pediatrneurol.2004.01.009]
5. Gordon AM, Charles J, Wolf SL. Efficacy of constraint-induced movement therapy on involved upper-extremity use in children with hemiplegic cerebral palsy is not age-dependent. *Pediatrics*. 2006;117(3):e363-e373. [DOI:10.1542/peds.2005-1009]
6. Galli M, Cimolin V, Rigoldi C, Tenore N, Albertini G. Gait patterns in hemiplegic children with cerebral palsy: comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities*. 2010;31(6):1340-1345. [DOI:10.1016/j.ridd.2010.07.007]
7. Carcreff L, Bonnefoy-Mazure A, Valenza N, Allali G, Fluss J, Armand S. Influence of cognitive-motor interference on gait spatiotemporal parameters in children and adolescents with cerebral palsy: a preliminary study. *Gait & Posture*. 2016;49:1-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.07.084]
8. Cimolin V, Galli MA, Tenore NU, Albertini GI, Crivellini M. Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2007;43(3):303-310.
9. Hoon AH Jr, Stashinko EE, Nagae LM, Lin DD, Keller J, Bastian AM, et al. Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2009;51(9):697-704. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x]
10. Kurz MJ, Heinrichs-Graham E, Becker KM, Wilson TW. The magnitude of somatosensory cortical activity is related to mobility and strength impairments in children with cerebral palsy. *Journal of Neurophysiology*. 2015;113(9):3143-3150. [DOI:10.1152/jn.00602.2014]
11. Sharma A, Saxena A, Thakur K. The effect of single and dual task on spatiotemporal gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *Journal of Society of Indian Physiotherapists*. 2024;8(1):14-19. [DOI:10.4103/jsip.jsip_95_23]
12. Houwink A, Aarts PB, Geurts AC, Steenberg B. A neurocognitive perspective on developmental disregard in children with hemiplegic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*. 2011;32(6):2157-2163. [DOI:10.1016/j.ridd.2011.07.012]
13. Yu Y, Tucker CA, Lauer RT, Keshner EA. Influence of visual dependence on intersegmental coordination during upright stance in cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*. 2020;52(3):249-261. [DOI:10.1080/00222895.2019.1610860]
14. Sonksen PM, Dale N. Visual impairment in infancy: impact on neurodevelopmental and neurobiological processes. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2002;44(11):782-791. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2002.tb00287.x]
15. Lidbeck C, Bartonek Å, Yadav P, et al. The role of visual stimuli on standing posture in children with bilateral cerebral palsy. *BMC Neurology*. 2016;16:1-9. [DOI:10.1186/s12883-016-0676-2]
16. Sansare A, Reimann H, Bodt B, et al. Reliance on vision for walking balance is related to somatosensory deficits in individuals with cerebral palsy. *medRxiv*. 2024. [DOI:10.1101/2024.02.07.24302467]
17. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait & Posture*. 2010;32(4):547-551. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.07.018]
18. Afzal MT, Tariq S, Khan MS, et al. Effects of additional functional strength training on mobility in children with hemiplegic cerebral palsy. *Rehabilitation Journal*. 2023;7(4):14-19. [DOI:10.52567/trehabj.v7i04.8]

19. Uysal İ, Özden F, Tümtürk İ, İmerci A. The effectiveness of dual-task exercise training on balance, mobility, physical performance, and quality of life in children with cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. *Irish Journal of Medical Science*. 2024;193(2):813-821. [DOI:10.1007/s11845-023-03530-3]
20. Hall JB, Chole D, Thomas J, Guess T. A novel multimodal platform detects gait and balance dual-task interference in unilateral cerebral palsy. *Proceedings of the Combined Sections Meeting (CSM), USA*; 2025.
21. Sansare A, Arcodia M, Lee SC, Jeka J, Reimann H. Individuals with cerebral palsy show altered responses to visual perturbations during walking. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2022;16:977032. [DOI:10.3389/fnhum.2022.977032]
22. de Sèze MP, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008;30(2):137-143. [DOI:10.1007/s00276-007-0289-y]
23. Maffiuletti NA, Lepers R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003;35(9):1511-1516. [DOI:10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93]
24. Padulo J, Tiloca A, Powell D, et al. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. *SpringerPlus*. 2013;2:1-7. [DOI:10.1186/2193-1801-2-520]
25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-375. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4]
26. Haakana P, Nurminen J, Kulmala JP, et al. Effects of cognitive and motor dual-task on gait parameters in children and adolescents with cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2020;81:130-135. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.07.099]
27. Schmid AB, Dyer L, Böni T, et al. Paraspinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2010;19(3):315-327. [DOI:10.1123/jsr.19.3.315]
28. Konrad P. The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography. Scottsdale (AZ): Noraxon Inc.; 2005.
29. Prosser LA, Lee SC, Barbe MF, et al. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy: a frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(5):851-859. [DOI:10.1016/j.jelekin.2010.04.005]
30. Romkes J, Brunner R. An electromyographic analysis of obligatory and voluntary unilateral toe-walking. *Gait & Posture*. 2007;26(4):577-586. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.12.010]
31. Patikas D, Wolf SI, Döderlein L. Electromyographic evaluation of the sound and involved side during gait of spastic hemiplegic children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*. 2005;12(9):691-699. [DOI:10.1111/j.1468-1331.2005.01047.x]
32. Adjenti SK, Louw G, Jelsma J, Unger M. Electromyographic study of abdominal muscle activity in children with spastic cerebral palsy. *South African Journal of Physiotherapy*. 2017;73(1):341. [DOI:10.4102/sajp.v73i1.341]
33. Sharifmoradi K, Farahpour N. Range of motion and lower limb muscle activity in Parkinson's disease and elderly individuals. *Journal of Sport Biomechanics*. 2017;3(1):25-36.
34. Bruijn SM, Millard M, Van Gestel L, et al. Gait stability in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*. 2013;34(5):1689-1699. [DOI:10.1016/j.ridd.2013.02.011]

35. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*. 2016;1(12):448-460. [DOI:10.1302/2058-5241.1.000052]
36. Gharib NM, Abd-El Maksoud GM, Eldin S, Elsayed B. Efficacy of concurrent cognitive-motor training on gait in hemiparetic cerebral palsy: a randomized controlled trial. *International Journal of Physiotherapy and Research*. 2017;5(1):1852-1862. [DOI:10.16965/ijpr.2016.206]
37. Winters TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 1987;69(3):437-441. [DOI:10.2106/00004623-198769030-00016]
38. Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(3):203-210. [DOI:10.1016/S0268-0033(01)00121-8]
39. Charles J, Gordon AM. A critical review of constraint-induced movement therapy and forced use in children with hemiplegia. *Neural Plasticity*. 2005;12(2-3):245-261. [DOI:10.1155/NP.2005.245]
40. Zehr EP, Fujita K, Stein RB. Reflexes from the superficial peroneal nerve during walking in stroke subjects. *Journal of Neurophysiology*. 1998;79(2):848-858. [DOI:10.1152/jn.1998.79.2.848]
41. Kahneman D. *Attention and effort*. Englewood Cliffs (NJ): Prentice-Hall; 1973.
42. Azadian E, Taheri Torbati H. Muscle activity during dual-task walking in elderly with balance impairments. *Journal of Sport Biomechanics*. 2016;2(2):5-15.
43. Lima CR, Pavão SL, da Silva BR, et al. Cognitive-motor dual-task costs on postural sway during sit-to-stand movement in children with cerebral palsy. *Physiotherapy*. 2023;103(4):pzad016. [DOI:10.1093/ptj/pzad016]
44. Piitulainen H, Kulmala JP, Mäenpää H, et al. Gait is less stable in children with cerebral palsy in dual-task conditions. *Journal of Biomechanics*. 2021;117:110244. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110244]
45. Yazdani S, Farahpour N, Delavar A, Farahmand F. Electromyographical activity of erector spinae and gluteus medius muscles in patients with adolescent idiopathic scoliosis during gait. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2016;38(6):84-92.
46. Hung YC, Meredith GS. Influence of dual-task constraints on gait performance and bimanual coordination during walking in children with unilateral cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*. 2014;35(4):755-760. [DOI:10.1016/j.ridd.2014.01.024]
47. Johnson-Frey SH (ed.). *Taking action: cognitive neuroscience perspectives on intentional acts*. Cambridge (MA): MIT Press; 2003. [DOI:10.7551/mitpress/6614.001.0001]
48. Syczewska M, Świącicka A. Electromyographic patterns during gait in spastic cerebral palsy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2016;18(3):-.
49. Kulmala JP, Haakana P, Nurminen J, et al. Effort equalization hypothesis in children with cerebral palsy. *PLoS One*. 2022;17(1):e0262042. [DOI:10.1371/journal.pone.0262042]