

Research Paper



Pivoting Gait Reveals Side-Specific Deficits in Horizontal Forces in Adolescent Idiopathic Scoliosis with Lumbar Curvatures: A Cross-Sectional Study

Soha Abbasi¹, *Nader Farahpour¹, Bizhan Heidari², Gabriel Moisan³, Paul Allard⁴

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Department of Orthopedics, School of Medicine, Hamedan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran.
3. Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada.
4. Kinesiology Department, Montreal University, Québec, Canada.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Abbasi S, Farahpour N, Heidari B, Moisan G, Allard P. Pivoting Gait Reveals Side-Specific Deficits in Horizontal Forces in Adolescent Idiopathic Scoliosis with Lumbar Curvatures: A Cross-Sectional Study. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):570-604. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.570>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.570>



Article Info:

Received: 27 April 2026

Accepted: 31 July 2026

Available Online: 2 August 2026

Keywords:

Adolescent idiopathic scoliosis, Lumbar scoliosis, Pivoting gait, Ground reaction force, Spatiotemporal parameters

ABSTRACT

Objective This study investigated spatiotemporal parameters and ground reaction force (GRF) components during straight and pivoting gait in adolescents with lumbar adolescent idiopathic scoliosis (AIS), with particular emphasis on differences between left and right lumbar curvatures.

Methods In this cross-sectional study, 16 healthy individuals served as the control group (CG), while 14 patients with lumbar adolescent idiopathic scoliosis (AIS) formed the main scoliosis group (MSG), which was further divided into left lumbar (LL) and right lumbar (RL) subgroups. Spatiotemporal parameters and GRF components were analyzed during straight and pivoting gait for the leading, pivoting, and trailing feet.

Results No significant differences in spatiotemporal parameters were observed during straight gait. However, during pivoting gait, the right lumbar (RL) subgroup exhibited a longer stance time and altered horizontal ground reaction force (GRF) components. In addition, the RL subgroup showed a greater GRFX1 impulse in the left leading foot than both the control group and the left lumbar (LL) subgroup. No comparable changes were observed in the LL subgroup.

Conclusion Right lumbar scoliosis was associated with altered horizontal GRF components during pivoting gait, whereas left lumbar scoliosis showed no comparable changes. These findings suggest that lumbar curvature direction influences neuromusculoskeletal behavior during pivoting and should be considered when developing subgroup-specific rehabilitation strategies.

* Corresponding Author:

Nader Farahpour

Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

E-mail: nader.farahpour1@gmail.com

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

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex 3D spinal deformity, defined by a lateral curve $>10^\circ$, axial rotation and the sagittal profile alterations (1, 2), including altered thoracic kyphosis and lumbar lordosis (3). AIS affects 1-3% of adolescents, making it a significant orthopedic concern (1). Although its etiology remains idiopathic, a multifactorial model involving genetic predisposition (4, 5), hormonal influences (6), and intrinsic muscular abnormalities (e.g., altered type I/II fiber ratios in paraspinal muscles) (7), is widely accepted.

AIS progression is similarly multifactorial, with the curve type (particularly thoracic), an initial Cobb angle $>25^\circ$ (8), and remaining skeletal growth potential (9) identified as significant predictors of both curve progression and the eventual need for surgical intervention (10). Biomechanically, it is hypothesized that asymmetric spinal loading, potentially stemming from alterations in pelvic alignment (11) and impaired neuromuscular control (12), may create a vicious cycle that drives progression. This disrupted biomechanics manifests functionally as poor balance control (13, 14) which has been consistently documented in AIS patients during both static standing and dynamic activities (15).

Gait, as a fundamental and dynamic activity, provides a critical window into these neuromusculoskeletal deficits. In healthy individuals, the spine naturally undergoes subtle, coordinated lateral bending and axial rotation of its vertebral segments during walking, creating a temporary S-shaped curvature that facilitates weight transfer and maintains balance (16). In AIS, this harmonious motion is disrupted (17). In the general population, the gait pattern is affected by different parameters, such as walking speed (18, 19), carrying a load (20, 21), age (22, 23), body mass index (BMI) (24), Toe-Out and Toe-In (25), gender (23, 26), treadmill walking (27), and emotions (28). The deformed spine acts as an off-center mass, challenging the body's postural control systems and leading to altered gait mechanics (29-32). Intriguingly, some studies have suggested a dynamic interaction between the spinal deformity and gait forces, with one study reporting that the maximum Cobb angle coincides with the peak ground reaction force (GRF) during the braking and propulsion phases of walking (17). This suggests that the forces generated during each step may not only be a consequence of the deformity but could also play a role in its progression. Therefore, a detailed analysis of gait biomechanics under various conditions is paramount to understanding the pathomechanics of AIS, its progression mechanisms, and for developing targeted, effective rehabilitation protocols.

Commonly reported alterations include decreased walking speed (33, 34), step length (35), stride length (30, 33), cadence and a reduction in stance time and frontal plane pelvic motion (35, 36). Furthermore, gait in AIS is frequently characterized by asymmetrical GRF patterns (15, 37) and altered pelvic kinematics (17, 35, 38), reflecting the body's attempt to compensate for the truncal imbalance. However, the literature is not entirely consistent, with some studies reporting normal spatiotemporal parameters, such as walking speed (39) and step length (36). These discrepancies suggest a critical methodological issue that hinders a clear understanding of AIS gait.

A primary limitation pervasive in much of the existing research is the predominant focus on straight-line walking. While informative, this task may not be demanding enough to fully expose underlying neuromusculoskeletal deficits. In contrast, more complex, high-demand maneuvers like pivoting place greater stress on the postural control system, requiring rapid generation and dissipation of rotational forces and precise control of whole-body angular momentum. As Dixon et al. (2013, 2014) demonstrated in studies of typically developing (TD) children, a 90° turning gait can reveal weaknesses and motor control deficits that remain hidden during straight-line walking (40, 41). For an individual with AIS, whose balance is already challenged, a pivoting task would likely exacerbate asymmetries and provide a more sensitive assessment of functional limitation. Despite this, pivoting remains severely under-investigated in the scoliosis population (42).

An even more significant limitation is the common practice of grouping all types of AIS (e.g., thoracic, lumbar, thoracolumbar) into a single, heterogeneous cohort. This approach is biomechanically problematic. The location of the spinal curvature dictates the primary lever arm of the deformity and has direct implications for pelvic and lower limb biomechanics. For instance, a right thoracic scoliosis primarily affects the rib cage and shoulder girdle, with pelvic changes often being compensatory. On the other hand, a lumbar scoliosis has its apex in the lumbar spine, directly influencing the orientation and motion of the pelvis, the foundation for gait. Crucially, in lumbar scoliosis, the lumbar vertebrae rotate toward the convex

side, while the pelvis often rotates toward the concave side (43). This direct mechanical linkage suggests that the biomechanical consequences for gait, particularly the generation of GRFs, must differ fundamentally between lumbar and thoracic curves. Moreover, even within the lumbar scoliosis population, the polarity of the curve (right vs. left convexity) must be considered, as it dictates the side of pelvic elevation and the specific muscular demands for stability. Combining these distinct phenotypes into one group inevitably introduces "noise," averaging out unique adaptive patterns and leading to potentially misleading or diluted conclusions about the biomechanical properties of any single curve type. Recent work from our group has demonstrated that adolescents with right- and left-sided lumbar scoliosis exhibit distinct adaptations in center of pressure and free moment dynamics during straight gait, underscoring the necessity of analyzing scoliosis curvature directions separately (44).

Therefore, to address these methodological gaps, this study aims to conduct a detailed comparative analysis of spatiotemporal parameters and three-dimensional GRFs during both straight walking and a standardized pivoting task in a homogeneous group of individuals with lumbar scoliosis, further stratified by curve polarity (right vs. left convexity), and a matched control group. Based on the direct mechanical relationship between the lumbar spine and the pelvis, it is hypothesized that: a) lumbar scoliosis is associated with significant alterations in spatiotemporal and GRF components during both straight and pivoting gait compared to neurotypical individuals, and b) these alterations will manifest differently between the right lumbar (RL) and left lumbar (LL) scoliosis subgroups, particularly in the horizontal (mediolateral and anteroposterior) GRF components during the mechanically demanding pivoting task. By focusing on a specific curve type and polarity, this research seeks to provide a clearer, more accurate biomechanical profile, which is an essential prerequisite for developing phenotype-specific rehabilitation protocols aimed at improving gait symmetry, reducing abnormal joint loading, and enhancing functional capacity.

2. Methods

2.1. Participants

This cross-sectional study included 30 adolescent girls: 14 patients with lumbar adolescent idiopathic scoliosis (AIS) (main scoliosis group, MSG) and 16 healthy controls (control group, CG). The MSG was further divided into two subgroups: right lumbar (RL) scoliosis (N=7) and left lumbar (LL) scoliosis (N=7). The MSG was analyzed only for comparison with previous studies that typically pool curve types. The primary hypothesis testing, however, was performed on the stratified RL and LL subgroups, as pooling obscures polarity-specific adaptations. The demographic information, Cobb angles and the other radiographic parameters for each scoliosis subgroup are detailed in Table 1. The apex of the major curvature for all patients was located at either the L2 or L3 vertebral level. In each group, according to the Nash and Moe classification (45), the amount of apical vertebral rotation was classified into grade 1 (N=5) and grade 2 (N=2).

2.2. Inclusion and Exclusion Criteria

Patients were included in the MSG if they presented with a primary lumbar curvature greater than 10° (46) and had no prior history of scoliosis treatment. Participants for the CG were required to have a normal musculoskeletal alignment with no spinal deformities. Exclusion criteria for all participants included: a history of low back pain within the past 10 years, lower limb length discrepancies exceeding 1cm (35, 47), a history of major surgery (48), or the presence of a secondary curvature greater than 10° in the scoliosis group. All participants were right-handed and right-footed.

The study protocol was approved by the Ethical Committee of the University (ID: IR.BASU.REC.1399.003; May 02, 2020). Before participation, written informed consent was obtained from all participants and their parents or legal guardians.

2.3. Tools

A Qualisys motion capture system with eight cameras (200 Hz) (Version: 2020.3, Qualisys AB, 11/23/2020, www.qualisys.com, Kvarnbergsgatan2, 41105, Gothenburg, Sweden) and two Kistler force plates (40 × 60 cm) (2000 Hz) were synchronized and used to collect the spatiotemporal and ground reaction forces (GRF) during gait. Cameras were calibrated in a cubic volume (1 m wide × 4m long × 2 m high) with the positive X, Y, and Z axes oriented to the right, forward, and upward directions, respectively.

Table 1. Demographic Characteristics of All Participants and Radiographic Measurements of the Lumbar Scoliosis Subgroups

Variable	CG	MSG	p-value
Demographic characteristics			
Age (years)	15.26 ± 2.34	15.69 ± 1.55	NS
Height (m)	1.60 ± 0.07	1.65 ± 0.05	0.021€
Mass (kg)	54.38 ± 10.31	54.49 ± 10.91	NS
BMI (kg/m ²)	21.23 ± 3.79	19.83 ± 3.53	NS
Shoulder width (cm)	31.00 ± 2.80	31.21 ± 3.23	NS
Pelvic width (cm)	23.75 ± 2.46	23.78 ± 1.87	NS
Knee width (cm)	9.18 ± 1.31	8.57 ± 1.10	NS
Ankle width (cm)	6.60 ± 0.48	6.17 ± 0.69	NS
Trunk length (cm)	46.04 ± 2.78	47.87 ± 2.12	0.052€
Variable	RL Scoliosis	LL Scoliosis	p-value
Radiographic measurements			
Lordosis (°)	48.00 ± 13.41	51.00 ± 11.31	NS
Kyphosis (°)	47.42 ± 9.18	48.85 ± 15.43	NS
Cobb angle (°)	19.42 ± 6.37	19.35 ± 5.92	NS
Apex vertebral lateral shift (cm)	1.58 ± 1.31	1.95 ± 1.44	NS
Sacral lateral shift (cm)	1.20 ± 0.90	2.21 ± 0.92	NS
Pelvic height asymmetry (cm)	0.61 ± 0.47	0.39 ± 0.29	NS
Shoulder height asymmetry (cm)	1.27 ± 0.57	0.55 ± 0.51	0.031¥
Curve length (cm)	14.96 ± 1.10	18.33 ± 2.47	0.006¥
Apex wedge (cm)	0.23 ± 0.13	0.32 ± 0.10	NS

Note: Values are presented as mean ± SD. CG, control group; MSG, main scoliosis group; RL, right lumbar scoliosis; LL, left lumbar scoliosis; BMI, body mass index; NS, not significant. € Significant difference between the CG and MSG. Height was not included as a covariate in the primary analyses (see Limitations). ¥ Significant difference between the RL and LL scoliosis subgroups.

Sixty-four spherical reflective markers (17 mm in diameter) were placed on body landmarks to build the full-body lumbar spine model (modified FBLS model) (49) and quantify spatiotemporal variables (Fig 1a).

2.4. Movement task

First, the participant's static upright standing position was recorded to scale the model (Fig 1a). Then, five straight gait trials, five trials for pivoting over the right foot, and five trials for pivoting over the left foot were collected at the participant's self-selected speed. In the straight gait trials, the participant walked on an 18m walkway, stepping onto the force plates located at the midpoint of the walkway with each foot in succession. The pivoting gait task required participants to walk forward along the +Y axis, execute a 180° pivot turn, and continue walking backward along the Y axis in a continuous motion. Each trial began with the participant taking 7-8 steps to approach the force plates. The "leading foot" (LF) was then placed on the first force plate while still facing the +Y direction. Subsequently, the "pivoting foot" (PF) was placed on the second force plate in a 90° internally rotated position to initiate the turn (Fig 1b). The participant then completed a 180° pivot over the stationary PF. Following the pivot, the original leading foot landed again on the first force plate, now designated as the "trailing foot" (TF) facing the -Y direction. The participant then continued walking back to the starting position (Fig 1b). The steps of pivoting gait (LF, PF and TF) are illustrated in the QTM software (Fig 1c).

2.5. Data processing and statistical analysis

The raw data were filtered using the 4th-order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz for kinematic and 50 Hz for force data. The peak values for GRF_{Z1} (loading response), GRF_{Z2} (mid-stance), GRF_{Z3} (push-off), GRF_{Y1} (braking), GRF_{Y2} (propulsion), GRF_{X1}, and GRF_{X2} (medial-lateral) were extracted and normalized to the body weight (BW). The Impulse (50) for each axis (X, Y, Z) was calculated by integrating the ground reaction force over the stance phase duration using the trapezoidal rule, according to the following equation (1):

$$Impulse = \Delta t \left(\frac{F_1 + F_n}{2} + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right) \quad (1)$$

Where, impulse was expressed in Newton-seconds (N·s), F represents the instantaneous ground reaction force (N), Δt is the sampling interval (0.0005 s; corresponding to a force plate sampling frequency of 2000 Hz), n is the number of data points during the stance phase, F_1 is the force at initial contact (first sample), and F_n is the force at toe-off (last sample with a force value >10 N). For straight gait, impulse was calculated over the entire stance phase of each foot separately. During pivoting gait, impulse was calculated independently for the leading foot (LF), from initial contact to toe-off before pivoting; the pivoting foot (PF), from initial contact on the second force plate to toe-off after completing the 180° turn; and the trailing foot (TF), from initial contact after the pivot to toe-off during backward walking. The onset of the stance phase was defined as the first sample at which the vertical ground reaction force (GRFz) exceeded 10 N, whereas the end of the stance phase was defined as the last sample before the vertical ground reaction force (GRFz) fell below 10 N.

2.6. Statistical analysis

First, the normality of data distributions was examined using the Shapiro-Wilks test. All data were normally distributed. MANOVA test was used to compare the peak values between the groups. To control for family-wise error due to multiple comparisons within each family of variables (spatiotemporal, impulse, and peak GRF separately), a Bonferroni correction was applied.

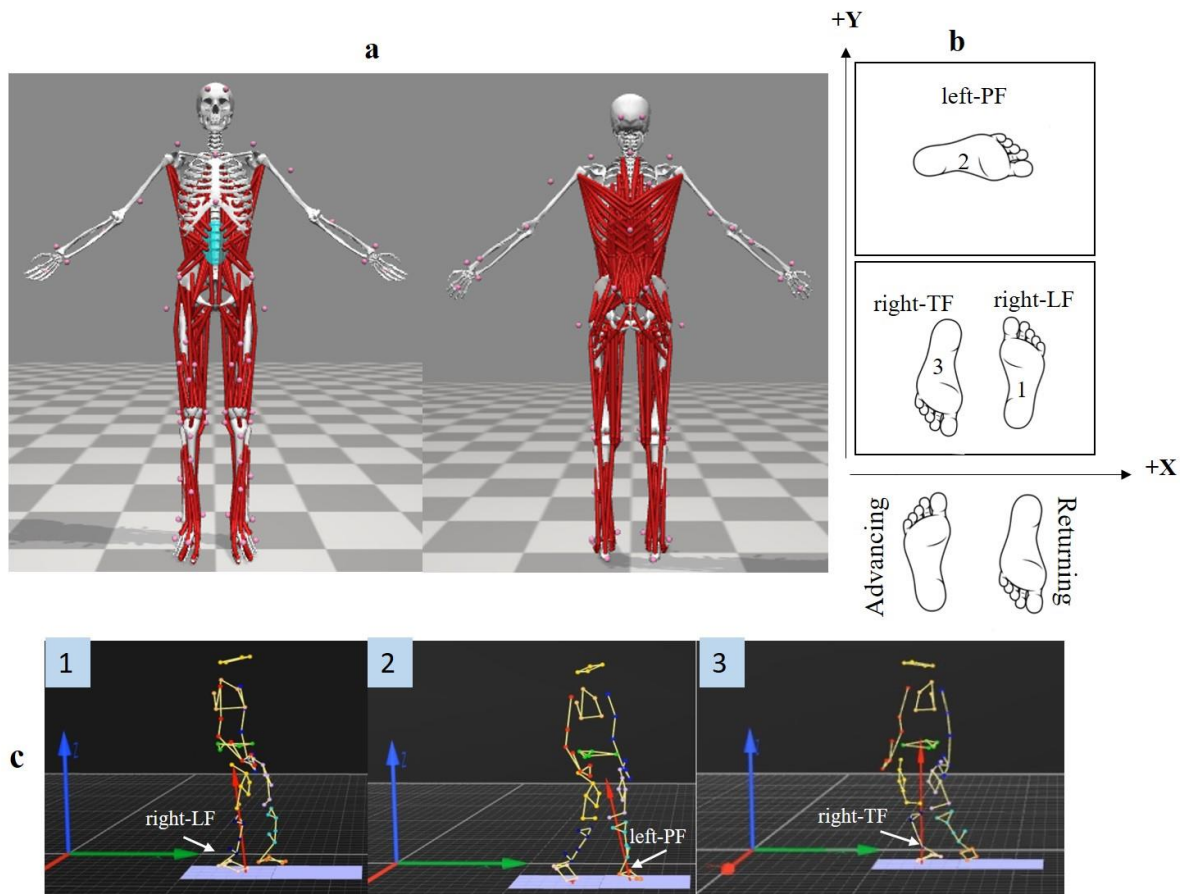


Fig. 1. a) The marker placement and the participant's position in the static trial. b) footprints on the force plates to show the sequences of the steps (right-leading foot (#1), left-pivoting foot (#2), and right-trailing foot (#3)); C: Screenshots from the QTM software: C-1: the right-leading foot is placed on the first force plate, C-2: the left-pivoting foot is placed on the second force plate; C-3: the pivoting (turning 180°) is completed over the left foot, and the right-trailing foot is located on the first force plate to walk backward.

The adjusted significance level was set at $p < 0.05/\text{number of comparisons within each family}$. For follow-up pairwise comparisons, the Tukey test was used. For SPM time-series comparisons, independent t-tests were performed with an initial threshold of $p < 0.05$. However, no cluster-level or FWE correction was applied across the multiple SPM comparisons, which is acknowledged as a limitation. Therefore, SPM findings should be considered exploratory. One-dimensional statistical parametric mapping (SPM) was performed using the *spm1d* package (version M.0.4.3, MATLAB). All analyses were conducted in MATLAB (R2020b, MathWorks Inc., Natick, MA, USA). No additional spatial smoothing was applied to the GRF curves, as the raw force plate data are inherently smooth and were already low-pass filtered (6 Hz) as part of the standard data processing pipeline.

For each trial, GRFs during the stance phase were linearly interpolated to 101 normalized time points (0–100% of stance). The average GRF-time curve of five repeated trials was calculated for each participant and normalized to body weight (BW) (51). The significance value for SPM comparisons was set to $p < 0.05$. Temporal alignment ensured that 0% and 100% corresponded consistently to initial contact and toe-off, respectively. For each comparison (e.g., RL vs. control), an independent two-sample t-test was conducted at each of the 101 normalized time points, generating an $\text{SPM}\{t\}$ statistic continuum. The critical threshold for hypothesis testing was determined using random field theory (RFT) with a significance level of $\alpha = 0.05$. This threshold accounts for the temporal smoothness of the data and controls the family-wise error rate (FWER) across the entire stance phase. Clusters exceeding this threshold were considered statistically significant. For each supra-threshold cluster, the cluster-level p-value (FWER-corrected) was computed based on the expected cluster size distribution under the null hypothesis. Assumptions testing: The *spm1d* implementation assumes independent and identically distributed Gaussian errors. Normality of residuals was verified using Shapiro–Wilk tests. Sphericity assumptions were satisfied, as all comparisons involved independent groups. To address potential confounding by anthropometric differences, height was included as a covariate in post-hoc ANCOVA analyses for the primary significant findings. However, given the exploratory nature of this study, these analyses are presented as supportive evidence.

3. Results

All reported p-values for discrete variables were Bonferroni-corrected. Statistical Parametric Mapping (SPM) results are presented using an uncorrected significance threshold of $\alpha = 0.05$ and should therefore be interpreted with caution.

Table 1 summarizes the demographic characteristics and radiographic measurements of the study participants. The scoliosis and control groups were similar in age ($p = 0.561$). However, participants with scoliosis were, on average, approximately 5 ± 2 cm taller than the control group ($p = 0.021$) and also tended to have greater trunk length (47.87 ± 2.12 vs. 46.04 ± 2.78 cm), although this difference did not reach statistical significance ($p = 0.052$). The radiographic measurements indicated that the RL and LL scoliosis subgroups had comparable Cobb angles, lumbar lordosis, and thoracic kyphosis. However, the RL subgroup exhibited greater shoulder height asymmetry ($p = 0.031$) and a shorter curve length ($p = 0.006$) than the LL subgroup.

3.1. Spatiotemporal Variables

No significant differences in spatiotemporal parameters were observed among the CG, MSG, RL, and LL groups during straight gait (Table 2; all $p > 0.05$).

3.2. Temporal Variables During Pivoting Gait

During pivoting gait, significant differences were observed only in stance and swing times (Table 3). The RL subgroup exhibited a significantly longer stance time on the right pivoting foot than the CG ($p = 0.021$). In addition, the swing time of the left non-pivoting foot during right pivoting was significantly longer in both the MSG ($p = 0.006$) and the RL subgroup ($p = 0.004$) than in the CG. No significant differences were observed for the remaining temporal variables (all $p > 0.05$).

3.3. Dynamic GRF patterns

The SPM comparisons for GRFs during the straight gait revealed that the GRFY of the left foot in the RL-scoliosis subgroup was significantly smaller than in the LL-scoliosis subgroup (from 50% to 53% of the stance phase (SP); $p = 0.004$) (Fig 2). In the straight gait, there was no significant difference in GRFs

between the two groups for the right foot (Fig 3). However, in pivoting gait, the SPM comparisons revealed that the RL-scoliosis subgroup exhibited smaller GRFX than the CG for the left-LF (from 21% to 25% of SP; $p=0.026$), and greater GRFX for the left-PF (from 30% to 41% of SP; $p=0.001$), and the left-TF (from 67% to 78% of SP, $p=0.001$) (2nd row, Fig 2). The LL-scoliosis subgroup showed nonsignificant differences in the GRFs compared to the CG (3rd and 4th rows in Fig 2). The SPM comparisons also showed that the GRFY of the left-PF (from 21% to 23% of SP; $p=0.037$), and the GRFX of the left-LF (from 60% to 75% of SP; $p=0.001$) and left trailing foot (from 18% to 20% of SP; $p=0.047$, and 64% to 72% of SP; $p=0.003$) were different between the RL-scoliosis and LL-scoliosis subgroups (Fig 2).

Table 2. Spatiotemporal Parameters During Straight Gait in the CG, MSG, RL, and LL Scoliosis Groups

Parameter	Variable	CG	MSG	RL Scoliosis	LL Scoliosis	p-value
Length (cm)	Right stride length	126.78 $\pm$ 2.13	128.57 $\pm$ 2.03	125.47 $\pm$ 3.21	131.65 $\pm$ 3.21	NS
	Left stride length	126.22 $\pm$ 2.33	127.40 $\pm$ 2.00	124.42 $\pm$ 3.17	130.39 $\pm$ 3.18	NS
	Right step length	62.82 $\pm$ 1.16	63.95 $\pm$ 1.09	62.51 $\pm$ 1.75	65.39 $\pm$ 1.75	NS
	Left step length	63.09 $\pm$ 1.02	63.40 $\pm$ 1.03	61.90 $\pm$ 1.54	64.90 $\pm$ 1.54	NS
Time (s)	Right stride time	1.12 $\pm$ 0.02	1.11 $\pm$ 0.01	1.11 $\pm$ 0.02	1.11 $\pm$ 0.02	NS
	Left stride time	1.10 $\pm$ 0.01	1.10 $\pm$ 0.01	1.11 $\pm$ 0.02	1.10 $\pm$ 0.02	NS
	Right step time	0.55 $\pm$ 0.008	0.55 $\pm$ 0.007	0.56 $\pm$ 0.01	0.55 $\pm$ 0.01	NS
	Left step time	0.55 $\pm$ 0.009	0.55 $\pm$ 0.009	0.55 $\pm$ 0.01	0.56 $\pm$ 0.01	NS
	Right stance time	0.67 $\pm$ 0.01	0.67 $\pm$ 0.01	0.67 $\pm$ 0.02	0.67 $\pm$ 0.02	NS
	Left stance time	0.66 $\pm$ 0.01	0.67 $\pm$ 0.01	0.68 $\pm$ 0.02	0.67 $\pm$ 0.02	NS
	Right swing time	0.43 $\pm$ 0.006	0.44 $\pm$ 0.007	0.44 $\pm$ 0.009	0.44 $\pm$ 0.009	NS
	Left swing time	0.44 $\pm$ 0.009	0.43 $\pm$ 0.009	0.43 $\pm$ 0.01	0.43 $\pm$ 0.01	NS
	Double support time	0.12 $\pm$ 0.005	0.12 $\pm$ 0.005	0.12 $\pm$ 0.007	0.12 $\pm$ 0.007	NS
	Walking speed	1.16 $\pm$ 0.33	1.16 $\pm$ 0.34	1.13 $\pm$ 0.45	1.18 $\pm$ 0.45	NS
Cadence (steps/min)	Cadence	110.32 $\pm$ 1.70	108.51 $\pm$ 1.78	108.48 $\pm$ 2.57	108.54 $\pm$ 2.57	NS

Note: Values are presented as mean $\pm$ SE. CG, control group; MSG, main scoliosis group; RL, right lumbar scoliosis; LL, left lumbar scoliosis; NS, not significant.

Table 3. Temporal Parameters During Pivoting Gait in the CG, MSG, RL, and LL Scoliosis Groups

Parameter	Variable	CG	MSG	RL Scoliosis	LL Scoliosis	p-value
Stance time (s)	Right leading foot	0.77 $\pm$ 0.02	0.73 $\pm$ 0.02	0.72 $\pm$ 0.03	0.75 $\pm$ 0.03	NS
	Left leading foot	0.76 $\pm$ 0.02	0.74 $\pm$ 0.02	0.74 $\pm$ 0.03	0.75 $\pm$ 0.03	NS
	Right pivoting foot	1.11 $\pm$ 0.07	1.30 $\pm$ 0.07	1.45 $\pm$ 0.11	1.16 $\pm$ 0.11	0.021*
	Left pivoting foot	1.20 $\pm$ 0.07	1.36 $\pm$ 0.07	1.49 $\pm$ 0.11	1.22 $\pm$ 0.11	NS
	Right trailing foot	0.82 $\pm$ 0.02	0.78 $\pm$ 0.02	0.80 $\pm$ 0.03	0.78 $\pm$ 0.03	NS
	Left trailing foot	0.81 $\pm$ 0.02	0.81 $\pm$ 0.02	0.80 $\pm$ 0.03	0.83 $\pm$ 0.03	NS
Swing time (s)	Right non-pivoting foot (left pivot)	0.81 $\pm$ 0.08	0.99 $\pm$ 0.08	1.09 $\pm$ 0.12	0.89 $\pm$ 0.12	NS
	Left non-pivoting foot (right pivot)	0.67 $\pm$ 0.06	0.94 $\pm$ 0.06	1.06 $\pm$ 0.09	0.83 $\pm$ 0.09	0.006€ / 0.004*
	Right pivoting foot after pivot	0.51 $\pm$ 0.01	0.50 $\pm$ 0.01	0.50 $\pm$ 0.02	0.51 $\pm$ 0.02	NS
	Left pivoting foot after pivot	0.50 $\pm$ 0.01	0.49 $\pm$ 0.01	0.50 $\pm$ 0.01	0.49 $\pm$ 0.01	NS
Stride time (s)	Right foot	1.59 $\pm$ 0.08	1.72 $\pm$ 0.09	1.80 $\pm$ 0.13	1.63 $\pm$ 0.13	NS
	Left foot	1.51 $\pm$ 0.08	1.67 $\pm$ 0.08	1.78 $\pm$ 0.12	1.57 $\pm$ 0.12	NS
Step time (s)	Left pivoting foot	0.58 $\pm$ 0.01	0.59 $\pm$ 0.01	0.59 $\pm$ 0.02	0.59 $\pm$ 0.02	NS
	Right pivoting foot	0.58 $\pm$ 0.02	0.60 $\pm$ 0.02	0.60 $\pm$ 0.02	0.60 $\pm$ 0.02	NS
	Right trailing foot	1.01 $\pm$ 0.08	1.13 $\pm$ 0.09	1.21 $\pm$ 0.12	1.05 $\pm$ 0.12	NS
	Left trailing foot	0.92 $\pm$ 0.07	1.08 $\pm$ 0.08	1.19 $\pm$ 0.11	0.96 $\pm$ 0.11	NS
Double support time (s)	Right leading & left pivoting feet	0.21 $\pm$ 0.02	0.16 $\pm$ 0.02	0.14 $\pm$ 0.04	0.17 $\pm$ 0.04	NS
	Left leading & right pivoting feet	0.18 $\pm$ 0.02	0.15 $\pm$ 0.01	0.14 $\pm$ 0.02	0.16 $\pm$ 0.02	NS
	Left pivoting & right trailing feet	0.18 $\pm$ 0.009	0.16 $\pm$ 0.01	0.16 $\pm$ 0.01	0.16 $\pm$ 0.01	NS
	Right pivoting & left trailing feet	0.18 $\pm$ 0.01	0.17 $\pm$ 0.01	0.16 $\pm$ 0.02	0.17 $\pm$ 0.02	NS

Note: Values are presented as mean $\pm$ SE. CG, control group; MSG, main scoliosis group; RL, right lumbar scoliosis; LL, left lumbar scoliosis; LF, leading foot; PF, pivoting foot; TF, trailing foot; NP, non-pivoting; NS, not significant. € Significant difference between the CG and MSG. * Significant difference between the CG and RL subgroup.

Moreover, the RL-scoliosis subgroup displayed a significantly different GRFx in right-PF (from 28% to 31% of SP; $p=0.014$) compared to the CG (Fig 3). Regarding the Z axis and the comparisons of MSG and CG, as the figures had space limitations and the comparison of groups and subgroups for both straight and pivoting gait was not significantly different as well, therefore their pattern were not illustrated in Fig. 2 and 3.

3.4. Impulse

During straight gait, the left-foot propulsion impulse (GRFY2) was significantly greater in the LL subgroup than in the CG ($p=0.044$; Table 4). No significant between-group differences were observed for the remaining impulse variables during straight gait. During pivoting gait, the RL subgroup exhibited a significantly greater braking impulse (GRFX1) in the left leading foot than both the CG ($p=0.002$) and the LL subgroup ($p=0.005$). In addition, the braking impulse (GRFX2) in the left trailing foot differed significantly between the CG and the MSG ($p=0.017$). No other significant differences were identified among the groups. In the pivoting gait, the lateral impulse (GRFX1) of the left-LF was greater in the RL-scoliosis subgroup ($p=0.002$) compared to the CG by $0.48 \text{ N} \cdot \text{s}$ (Table 4). This impulse also significantly differed between the RL-scoliosis and LL-scoliosis subgroups ($p=0.005$) (Table 4). In contrast, the medial impulse (GRFX2) of the left-TF in the MSG was lower than that in the CG by $0.45 \text{ N} \cdot \text{s}$ ($p=0.017$) (Table 4). The impulse of the right foot for all leading, pivoting and trailing feet was not significant between groups and subgroups ($p>0.05$) (Table 5).

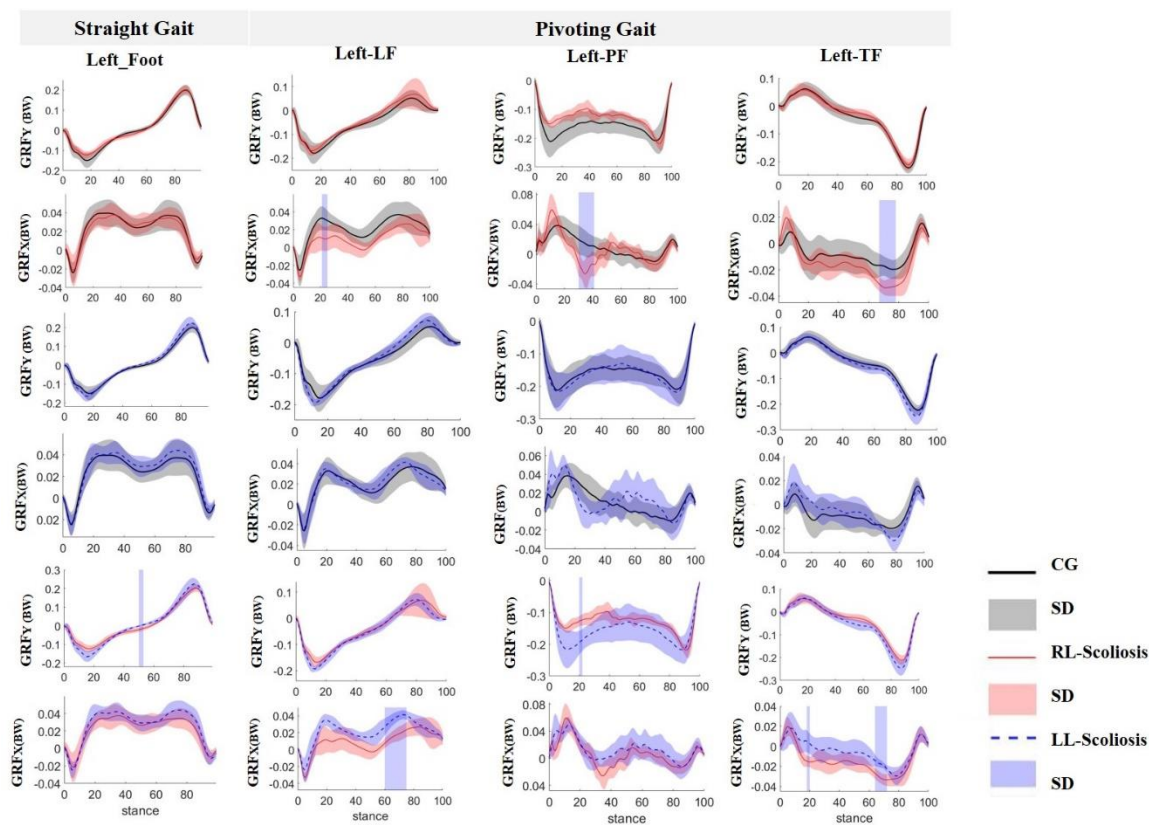


Fig. 2. Dynamic GRF patterns for the left foot during straight and pivoting gait

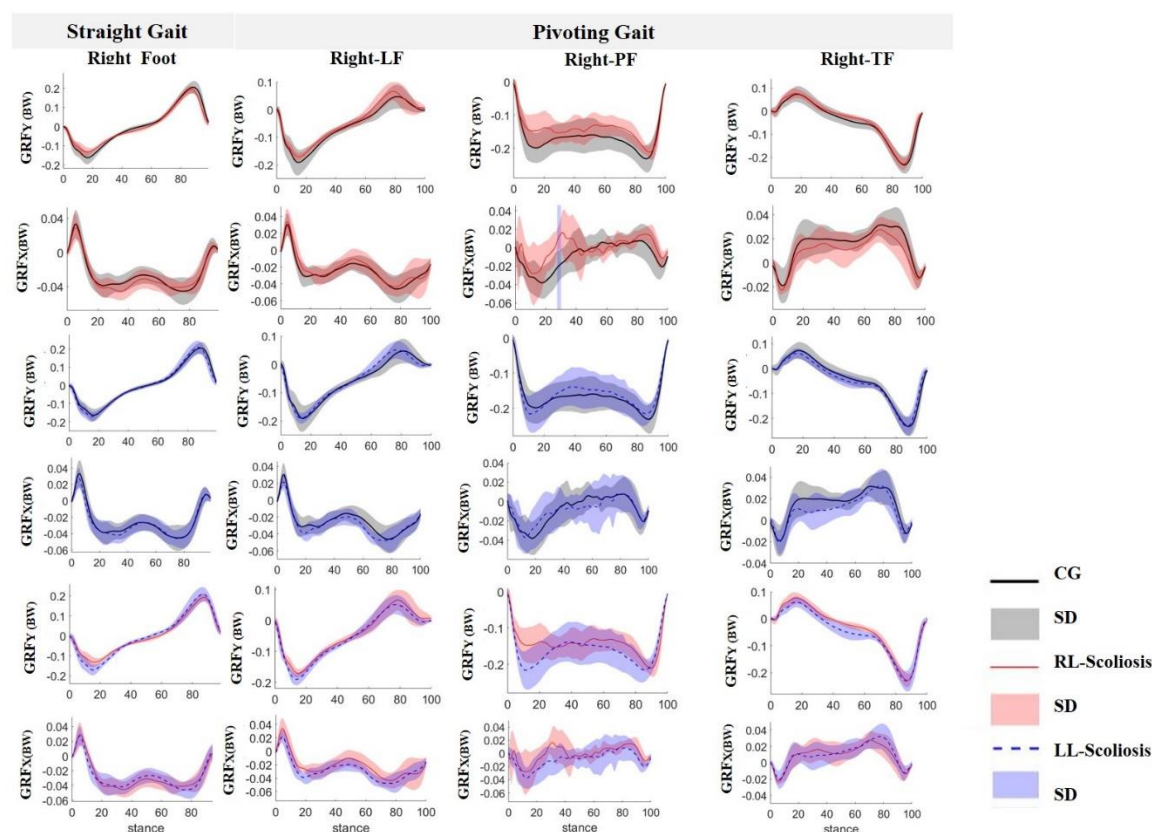


Fig. 3. Dynamic GRF patterns for the right foot during straight and pivoting gait

4. Discussion

This study aimed to analyze the spatiotemporal and GRF components during the straight and pivoting gait of individuals with lumbar scoliosis compared to the control group. It was hypothesized that a) lumbar scoliosis is associated with altered spatiotemporal and GRF variables in both tasks; and b) these alterations are different between the left and right lumbar scoliosis.

In this study, individuals with scoliosis were taller than those in the control group, consistent with earlier findings (52-54). In contrast, some studies reported no significant height difference between the scoliosis and control groups (39, 55). Research increasingly suggests that a lower BMI, reduced bone mass, and greater height in early childhood are risk factors for adolescent spinal deformities like scoliosis (56-58). Our results specifically confirm the link between greater height and the development of scoliosis. We noted greater shoulder height asymmetry in the RL-scoliosis subgroup compared to the LL-scoliosis subgroup, which may be a neuromuscular adaptation to compensate for spinal misalignment, indicating the need for tailored rehabilitation programs. All scoliosis participants were right-handed. Whether this shoulder height asymmetry in the RL-scoliosis is linked to right-handedness is not clear. The scoliotic patients involved had mild curvature and no pelvic alterations. However, previous studies have linked severe lumbar scoliosis to iliac bone deformity (59, 60). We found similar spatiotemporal variables during the straight gait between the scoliosis and CG, aligning with previous studies for stride and step length (36, 39, 61), stride and step time (61, 62), walking speed and cadence (36, 39, 61, 62), swing time (61, 63), and double support time (39, 61, 62). In contrast, some studies reported shorter strides, slower walking, and a decrease in step length, cadence, longer double support time (33), longer stride time (33, 64), reduced stance time (33, 35, 36) in scoliosis patients during walking. It has been suggested that spine and pelvis misalignments (59), the severity of scoliosis (65), curve location and postural stability (31), are among the important factors linked with spatiotemporal variables. Patients with more severe scoliosis display more pronounced alterations in

spatiotemporal variables (38, 54). During pivoting gait, the RL-scoliosis subgroup showed significantly longer stance time on their right pivoting foot and extended swing time on their left non-pivoting foot compared to the control group, suggesting slower turning and increased caution for balance when rotating towards their concave side. To our knowledge, no similar studies on pivoting gait in scoliosis have been performed. The slower turning may indicate weaker neuromuscular and balance performance, but kinematic confirmation is needed. This suggests altered temporal control during pivoting, which may reflect differences in neuromuscular performance; however, direct measures of balance (e.g., center of pressure velocity) or muscle activity are needed for confirmation. Our findings suggest that changes in spatiotemporal components occurred mostly in the RL-scoliosis subgroup than in the LL-scoliosis subgroup, highlighting that each group presents a distinct adaptation. Therefore, combining different scoliosis types in the same study group may not represent the real biomechanical characteristics of scoliosis since the values will be averaged.

Table 4. Ground Reaction Force Impulse of the Left Foot During Straight and Pivoting Gait

GRF Component	Group	Straight GaitLeft Foot	Pivoting GaitLeft Leading Foot	Pivoting GaitLeft Pivoting Foot	Pivoting GaitLeft Trailing Foot
Vertical (GRFZ)	CG	107.54 ± 1.95	119.07 ± 3.36	202.52 ± 14.87	131.35 ± 2.89
	MSG	108.39 ± 2.04	123.75 ± 3.52	225.43 ± 15.82	130.14 ± 3.13
	RL	107.95 ± 2.94	122.90 ± 5.07	239.05 ± 22.48	126.06 ± 4.37
	Scoliosis				
	LL	108.84 ± 2.95	124.62 ± 5.07	211.82 ± 22.48	134.22 ± 4.37
Braking force (GRFY1)	Scoliosis p-value	NS	NS	NS	NS
	CG	5.09 ± 0.21	9.24 ± 0.52	34.79 ± 1.34	1.93 ± 0.34
	MSG	4.95 ± 0.23	9.70 ± 0.55	35.80 ± 1.41	1.90 ± 0.35
	RL	4.62 ± 0.32	9.36 ± 0.79	35.16 ± 2.03	2.01 ± 0.51
	Scoliosis				
Propulsive force (GRFY2)	LL	5.28 ± 0.32	10.05 ± 0.79	36.45 ± 2.03	1.79 ± 0.51
	Scoliosis p-value	NS	NS	NS	NS
	CG	5.69 ± 0.19	1.80 ± 0.37	—	9.85 ± 0.58
	MSG	6.16 ± 0.21	2.27 ± 0.38	—	9.47 ± 0.64
	RL	5.76 ± 0.29	2.38 ± 0.56	—	8.27 ± 0.87
Mediolateral (GRFX1)	Scoliosis				
	LL	6.57 ± 0.29	2.17 ± 0.56	—	10.67 ± 0.67
	Scoliosis p-value	0.044§	NS	—	NS
	CG	0.32 ± 0.04	0.33 ± 0.07	3.76 ± 0.35	2.16 ± 0.21
	MSG	0.33 ± 0.03	0.55 ± 0.08	4.37 ± 0.36	2.44 ± 0.22
Mediolateral (GRFX2)	RL	0.32 ± 0.06	0.81 ± 0.11	4.29 ± 0.53	2.66 ± 0.31
	Scoliosis				
	LL	0.34 ± 0.06	0.30 ± 0.11	4.46 ± 0.53	2.21 ± 0.31
	Scoliosis p-value	NS	0.002*/0.005¥	NS	NS
	CG	3.58 ± 0.19	3.75 ± 0.31	1.62 ± 0.27	0.98 ± 0.12
	MSG	3.45 ± 0.20	3.25 ± 0.34	1.95 ± 0.29	0.53 ± 0.12
	RL	3.20 ± 0.28	2.60 ± 0.47	2.27 ± 0.41	0.48 ± 0.19
	Scoliosis				
	LL	3.71 ± 0.29	3.90 ± 0.47	1.63 ± 0.41	0.58 ± 0.19
	Scoliosis p-value	NS	NS	NS	0.017€

Note: Values are presented as mean ± SE. CG, control group; MSG, main scoliosis group; RL, right lumbar scoliosis; LL, left lumbar scoliosis; GRF, ground reaction force; NS, not significant. € Significant difference between the CG and MSG. * Significant difference between the CG and RL subgroup. § Significant difference between the CG and LL subgroup. ¥ Significant difference between the RL and LL scoliosis subgroups.

Table 5. Ground Reaction Force Impulse of the Right Foot During Straight and Pivoting Gait

GRF Component	Group	Straight Gait Right Foot	Pivoting Gait Right Leading Foot	Pivoting Gait Right Pivoting Foot	Pivoting Gait Right Trailing Foot
Vertical (GRFZ)	CG	109.11 ± 1.99	119.84 ± 2.91	185.47 ± 13.38	131.02 ± 3.18
	MSG	109.07 ± 2.10	118.96 ± 3.10	211.90 ± 14.78	126.20 ± 3.33
	RL Scoliosis	108.30 ± 3.02	122.01 ± 4.40	236.32 ± 20.23	125.97 ± 4.80
	LL Scoliosis	109.84 ± 3.02	115.92 ± 4.40	187.47 ± 20.23	126.42 ± 4.80
	p-value	NS	NS	NS	NS
Braking force (GRFY1)	CG	5.42 ± 0.20	10.10 ± 0.60	35.22 ± 1.31	2.42 ± 0.33
	MSG	5.36 ± 0.22	10.48 ± 0.63	35.78 ± 1.38	2.02 ± 0.35
	RL Scoliosis	4.98 ± 0.30	10.15 ± 0.91	36.66 ± 1.98	2.18 ± 0.50
	LL Scoliosis	5.74 ± 0.30	10.81 ± 0.91	34.90 ± 1.98	2.88 ± 0.50
	p-value	NS	NS	NS	NS
Propulsive force (GRFY2)	CG	5.90 ± 0.22	1.65 ± 0.30	—	10.08 ± 0.58
	MSG	5.64 ± 0.23	1.89 ± 0.32	—	9.54 ± 0.62
	RL Scoliosis	5.30 ± 0.33	2.12 ± 0.46	—	8.95 ± 0.88
	LL Scoliosis	5.98 ± 0.33	1.67 ± 0.46	—	10.13 ± 0.88
	p-value	NS	NS	—	NS
Mediolateral (GRFX1)	CG	3.66 ± 0.24	0.37 ± 0.05	3.44 ± 0.32	0.58 ± 0.10
	MSG	3.77 ± 0.24	0.28 ± 0.05	3.47 ± 0.34	0.79 ± 0.10
	RL Scoliosis	3.80 ± 0.35	0.35 ± 0.07	3.02 ± 0.48	0.93 ± 0.15
	LL Scoliosis	3.74 ± 0.35	0.21 ± 0.07	3.91 ± 0.48	0.66 ± 0.15
	p-value	NS	NS	NS	NS
Mediolateral (GRFX2)	CG	0.44 ± 0.05	4.17 ± 0.29	1.70 ± 0.33	2.82 ± 0.28
	MSG	0.33 ± 0.05	4.29 ± 0.31	2.43 ± 0.36	2.23 ± 0.29
	RL Scoliosis	0.33 ± 0.08	3.99 ± 0.44	2.92 ± 0.50	2.08 ± 0.42
	LL Scoliosis	0.32 ± 0.08	4.59 ± 0.44	1.95 ± 0.50	2.38 ± 0.42
	p-value	NS	NS	NS	NS

Note: Values are presented as mean ± SE. CG, control group; MSG, main scoliosis group; RL, right lumbar scoliosis; LL, left lumbar scoliosis; GRF, ground reaction force; NS, not significant.

This might explain in part the controversial findings regarding the biomechanical behaviour of scoliotic patients in the literature, since each study has a different combination of scoliosis type and severity. A few authors also highlighted that abnormal gait patterns vary depending on the curve type (59, 66). Therefore, researchers should include only one type of scoliosis in their study group to get reliable measurements.

The SPM comparisons for GRFs during the straight gait revealed that the posteroanterior GRFY of the left foot in the RL-scoliosis subgroup was significantly smaller than in the LL-scoliosis subgroup. While the other GRF components were similar between the control and scoliosis groups. Previous research supports these findings partially, showing similar vertical and medial-lateral GRFs between scoliosis and control groups during straight walking, with some studies also noting unchanged anteroposterior GRFs (33, 37, 67, 68). The increased propulsive force in the left foot of the LL-scoliosis subgroup, whose lumbar vertebrae are rotated to the left, is potentially a compensatory mechanism, though kinematics are required to confirm this interpretation to counteract this rotation, allowing them to propel their bodies forward. This significant difference between the RL and LL subgroups, even in straight-line walking, is a critical finding that underscores their unique biomechanical profiles from the outset.

Additionally, the fact that combining patients with RL-scoliosis and LL-scoliosis into a single group masked these differences in spatiotemporal and GRF components reinforces a key methodological point. Separating patients by scoliosis polarity revealed distinct pivoting strategies, highlighting the absolute necessity for homogeneity in scoliosis subgroups for accurate biomechanical measurements.

However, in pivoting gait, the SPM comparisons revealed that the RL-scoliosis subgroup exhibited smaller GRFX than the CG for the left-LF, and greater GRFX for the left-PF, and the left-TF. Greater GRF in the medial-lateral direction during pivoting may indicate a weak equilibrium in the RL-scoliosis group. The SPM comparisons also showed that the GRFY of the left-PF, and the GRFX of the left-LF and left trailing foot were different between the RL-scoliosis and LL-scoliosis subgroups. Moreover, the RL-scoliosis subgroup displayed a significantly decreased GRFX in right-PF compared to the CG. The differences in GRFY between the RL-scoliosis and LL-scoliosis patients may be related to the opposite axial rotation of the lumbar vertebrae in these subgroups. In the RL-scoliosis, the lumbar vertebrae are rotated to the right,

while they are rotated to the left in the LL-scoliosis. The rotation of the vertebrae to the ipsilateral side of the curvature in the right and left lumbar scoliosis limits their mobility in rotating ipsilaterally. This limitation in mobility may lead to a slower and biomechanically distinct rotation maneuver.

These findings indicate that individuals with the RL-scoliosis subgroup use different biomechanical strategies when pivoting over the left foot compared to those with the LL-scoliosis subgroup. It is crucial to note that while the LL subgroup exhibited fewer and less pronounced alterations in pivoting compared to the RL subgroup, it was not biomechanically identical to the controls. The significant differences in GRF patterns between the LL and RL subgroups themselves confirm that both represent unique phenotypes. The functional challenge of pivoting simply appears to disproportionately impact and reveal the deficits in the RL subgroup's adaptive strategy.

In the straight gait, the only significant change was an increased propulsion impulse in the left foot of the LL-scoliosis subgroup compared to the CG. In contrast, a different GRF impulse between scoliosis and healthy controls was reported in walking to the forward and lateral side (69-71). The large propulsive impulse observed in the left foot of the LL-scoliosis patients (in the convex side) may be a compensatory neuromuscular function to maintain forward momentum against the rotational pull of the deformity. One interpretation is that this represents a compensatory mechanism. Alternatively, it may reflect an inherent asymmetry in force generation. Without EMG or kinematic data, the underlying cause remains unknown. In the pivoting gait, the lateral impulse of the left-LF in the RL-scoliosis subgroup was greater than that of both the CG and the LL-scoliosis subgroup. While the medial impulse of the left-TF was smaller in the main scoliosis group compared to the CG. The larger impulse amount in the medial-lateral axis in patients with right lumbar in the left-LF (concave side) probably indicates an attempt to maintain balance and increase the force to change momentum before performing the rotation of the right foot (convex side) to the left side in these patients. So that the convex side foot of these patients performs a forward movement and simultaneously rotates against the rotation of their lumbar vertebrae. This increased lateral impulse likely reflects an active strategy to redirect the body's COM, a maneuver requiring greater force generation than simply altering the trunk's rotational velocity.

In summary, individuals with the RL-scoliosis subgroup exhibited more significant and widespread changes in their left PF while turning to their convex side, characterized by a smaller braking (GRFY1) and greater medial-lateral GRFX. The LL-scoliosis subgroup, while demonstrating its own unique strategy as evidenced by differences from both the CG and RL subgroups, exhibited a less disrupted adaptive pattern during the pivoting task. These findings unequivocally demonstrate that the polarity of the curvature (right convexity & left convexity) plays a decisive role in biomechanical behaviour. Therefore, each type requires a specific customized rehabilitation plan and must be considered a distinct entity in research. Our study found that more demanding tasks, such as pivoting, which require postural control while changing body velocity and direction, may reveal more biomechanical alterations than a straight gait (72, 73).

The RL-scoliosis and LL-scoliosis subgroups have fundamentally different biomechanical properties, and therefore, researchers must avoid combining them into a single study group. From a clinical perspective, these findings are preliminary. They suggest that clinicians might consider monitoring right and left lumbar scoliosis patients separately in future observational studies or clinical audits. However, it is premature to recommend polarity-specific rehabilitation protocols based on the current evidence. Larger prospective studies with comprehensive biomechanical and clinical outcome measures are required before such recommendations can be made with confidence.

To our knowledge, this is the first study analyzing the pivoting gait in AIS patients. The few available reports on pivoting/turning gait have included only the normal population in their study. Another advantage of this study is that we included only a single right and a single left lumbar scoliosis with a similar Cobb angle in the study. Our findings revealed that the statistical outcomes changed when the right and left lumbar scoliosis subgroups were separated. This finding highlights the necessity of including a single scoliosis type in a study group when analyzing the biomechanical aspects of the joints in this clinical population. In most previous studies, the scoliosis groups were a mixture of a few curvature types.

The sample size in the scoliosis subgroups is a limitation of this study. However, the main scoliosis sample size is sufficient. It was very difficult to find a patient with a single lumbar curvature (without any compensatory curvature). No correction for multiple comparisons was applied to the SPM analyses. The SPM time-series comparisons were performed across multiple feet, gait conditions, and subgroups with a threshold of $p < 0.05$. This increases the risk of Type I errors in the SPM results. Future studies should apply cluster-level correction (e.g., FWE or random field theory) for SPM analyses. The findings reported

from SPM comparisons should therefore be interpreted as exploratory. The scoliosis group was significantly taller than controls. Height can influence gait mechanics. Although post-hoc ANCOVA with height as a covariate confirmed the robustness of primary findings, this adjustment was not performed a priori. Future studies should control for height through matching or covariate analysis. A significant limitation of this study is the absence of kinematic analysis. Although a full-body marker set was used, we did not quantify joint angles (e.g., pelvic obliquity, trunk rotation, hip abduction/adduction) or segmental angular velocities. Consequently, mechanistic interpretations of the observed GRF differences—such as whether increased mediolateral impulses result from trunk lean, pelvic shift, or hip strategy—remain speculative. Future studies should integrate kinematic analysis with GRF measurements to identify the specific compensatory mechanisms associated with each curve polarity. We have revised the Discussion to temper mechanistic claims where kinematic support is lacking.

1. Conclusion

Lumbar scoliosis is associated with altered spatiotemporal and GRF components, which were predominantly identified in the more demanding pivoting gait, while straight gait comparisons failed to expose the majority of these alterations. The right lumbar scoliosis subgroup is associated with slower pivoting on the right foot when rotating towards the concavity, as well as altered GRF, and larger lateral impulse in pivoting on the left foot. The left lumbar scoliosis subgroup, while displaying a unique biomechanical profile as confirmed by its differences from the RL subgroup, presented with a less pronounced pattern of change during pivoting. Critically, the findings of this preliminary study suggest that right and left lumbar scoliosis may present divergent strategies in gait, particularly during pivoting. These results should be interpreted with caution due to the small sample size and cross-sectional design. If confirmed in larger, longitudinal studies, these polarity-specific differences could inform future research toward developing differentiated rehabilitation approaches. At present, these findings should be considered hypothesis-generating rather than definitive evidence for clinical practice modification. It is also essential for future research to include a homogeneous scoliosis curvature type in each study group to avoid averaging out these critical phenotypic differences.

Acknowledgments

The authors express their appreciation to the participants, their families, and the Health Monitoring and Specialized Sports Center for scoliosis-Mehr for their collaboration. We would also like to extend our thanks to Dr. Mahdi Majlesi, the director of the Sports Biomechanics lab, for providing us with the instrumentation.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The study protocol was approved by the Ethical Committee of the University (ID: IR.BASU.REC.1399.003; May 02, 2020). Before participation, written informed consent was obtained from all participants and their parents or legal guardians.

Funding

The authors received no specific financial support for this research from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Soha Abbasi participated in data collection, data analysis and processing, interpretation of results, text preparation, and editing of the article. Nader Farahpour (corresponding author) participated in project

design, research management and supervision, methodology definition, data analysis, interpretation of results, preparation of the first draft of the article, and finalization of the article. Bizhan Heidari contributed to the methodology, clinical examination of the patients, proofreading, and editing. Gabriel Moisan and Paul Allard contributed to the methodology, interpretation of the results, proofreading, and editing.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflict of interest associated with this study.

مقاله پژوهشی

نقص‌های وابسته به سمت در نیروهای افقی طی راه رفتن همراه با چرخش در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک با انحنا کمری: یک مطالعه مقطعی

سها عباسی^۱، *نادر فرهپور^۱، بیژن حیدری^۲، گابریل مويسان^۳، پاول الاردر^۴

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بو علی سینا، همدان، ایران.

۲. گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی، همدان، ایران.

۳. دانشکده حرکت شناسی، دانشگاه تروا رویور کبک، کبک، کانادا.

۴. دانشکده حرکت شناسی، دانشگاه مونترال، مونترال، کانادا.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Abbasi S, Farahpour N, Heidari B, Moisan G, Allard P. Pivoting Gait Reveals Side-Specific Deficits in Horizontal Forces in Adolescent Idiopathic Scoliosis with Lumbar Curvatures: A Cross-Sectional Study. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):570-604. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.570>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.570>

چکیده

هدف از این مطالعه بررسی پارامترهای زمانی-مکانی و مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) طی راه رفتن مستقیم و راه رفتن همراه با چرخش در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک با انحنا کمری، با تأکید بر تفاوت‌های بین انحنا کمری چپ و راست بود.

روش‌ها در این مطالعه، ۱۶ فرد سالم به‌عنوان گروه کنترل (CG) و ۱۴ بیمار مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک به‌عنوان گروه اصلی اسکولیوز (MSG) شرکت کردند. گروه اصلی بر اساس جهت انحنا کمری به دو زیرگروه انحنا کمری چپ (LL) و انحنا کمری راست (RL) تقسیم شد. پارامترهای فضایی زمانی و مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن مستقیم و راه رفتن همراه با چرخش برای پای پیشرو، پای چرخش و پای دنبال‌کننده تحلیل شدند.

یافته‌ها در راه رفتن مستقیم، تفاوت معنی‌داری در پارامترهای فضایی زمانی بین گروه‌ها مشاهده نشد. با این حال، در راه رفتن همراه با چرخش، بیماران مبتلا به اسکولیوز کمری راست زمان اتکای بیشتری داشتند و تغییراتی در مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین نشان دادند. همچنین، این بیماران ضربه بیشتری در مؤلفه GRFX1 پای پیشروی چپ نسبت به گروه کنترل و بیماران مبتلا به اسکولیوز کمری چپ داشتند. در مقابل، چنین تغییراتی در بیماران مبتلا به اسکولیوز کمری چپ مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری اسکولیوز کمری راست با تغییرات معنی‌دار در مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن همراه با چرخش همراه بود، در حالی که چنین تغییراتی در اسکولیوز کمری چپ مشاهده نشد. این یافته‌ها نشان می‌دهد جهت انحنا کمری بر رفتار عصب‌عضلانی اسکلتی هنگام راه رفتن همراه با چرخش تأثیر می‌گذارد و باید در طراحی برنامه‌های توان‌بخشی اختصاصی برای هر زیرگروه مورد توجه قرار گیرد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۷ اردیبهشت ۱۴۰۵

تاریخ پذیرش: ۹ مرداد ۱۴۰۵

تاریخ انتشار: ۱۱ مرداد ۱۴۰۵

کلید واژه‌ها:

اسکولیوز ایدیوپاتیک نوجوانان، اسکولیوز کمری، راه رفتن همراه با چرخش، نیروی عکس‌العمل زمین، پارامترهای فضایی زمانی

*نویسنده مسئول:

نادر فرهپور

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بو علی سینا، همدان، ایران.

ایمیل: nader.farahpour1@gmail.com

مقدمه

اسکولیوز ناشناخته‌ی نوجوانان (AIS) یک ناهنجاری پیچیده سه‌بعدی ستون فقرات است که با انحنای جانبی بیش از ۱۰ درجه، چرخش محوری و تغییرات در سطح ساجیتال (۱، ۲) از جمله تغییرات کیفوز سینه‌ای و لوردوز کمری تعریف می‌شود (۳). AIS یک تا ۳ درصد از نوجوانان را تحت تأثیر قرار می‌دهد و آن را به یک نگرانی ارتوپدی قابل توجه تبدیل می‌کند (۱). اگرچه علت‌شناسی آن همچنان ناشناخته باقی مانده است، یک مدل چندعاملی شامل زمینه‌ی ژنتیکی (۴، ۵)، تأثیرات هورمونی (۶)، و ناهنجاری‌های عضلات درون مفصلی (به عنوان مثال، نسبت‌های تغییر یافته فیبرهای نوع I/II در عضلات پاراسپینال) (۷)، به طور گسترده پذیرفته شده است.

پیشرفت AIS نیز به همین ترتیب چندعاملی است، به طوری که نوع انحنای (به ویژه سینه‌ای)، زاویه اولیه کاب بیش از ۲۵ درجه (۸)، و احتمال رشد اسکلتی باقی مانده (۹) به عنوان پیش‌بینی‌کننده‌های مهم هر دو پیشرفت انحنای و نیاز نهایی به مداخله جراحی شناسایی شده‌اند (۱۰). از نظر بیومکانیکی، فرض بر این است که بارگذاری نامتقارن ستون فقرات، که احتمالاً ناشی از تغییرات در راستای لگن (۱۱) و اختلال در کنترل عصبی-عضلانی (۱۲) است، ممکن است یک چرخه معیوب ایجاد کند که موجب پیشرفت AIS می‌شود. این بیومکانیک مختل شده از نظر عملکردی به عنوان کنترل ضعیف تعادل (۱۳، ۱۴) ظاهر می‌شود که به طور مداوم در بیماران AIS در طول ایستادن ساکن و فعالیت‌های پویا مستند شده است (۱۵). راه رفتن، به عنوان یک فعالیت بنیادی و پویا، یک دید حیاتی و مهم به این نقص‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی فراهم می‌کند. در افراد سالم، ستون فقرات به طور طبیعی در طول راه رفتن تحت خم شدن جانبی و چرخش محوری ظریف و هماهنگ سگمنت‌های مهره‌ای خود قرار می‌گیرد و یک انحنای S شکل موقت ایجاد می‌کند که انتقال وزن را تسهیل می‌کند و تعادل را حفظ می‌کند (۱۶). در بیماران AIS، این حرکت هماهنگ مختل می‌شود (۱۷). در جمعیت عمومی، الگوی راه رفتن تحت تأثیر پارامترهای مختلفی مانند سرعت راه رفتن (۱۸، ۱۹)، حمل بار (۲۰)، سن (۲۱، ۲۲)، شاخص توده‌ی بدنی (۲۴)، پنجه به خارج و پنجه به داخل (۲۵)، جنسیت (۲۳، ۲۶)، راه رفتن روی تردمیل (۲۷)، و احساسات (۲۸) قرار می‌گیرد. ستون فقرات تغییر شکل یافته به عنوان یک جرم خارج از مرکز عمل می‌کند، سیستم‌های کنترل وضعیتی بدن را به چالش می‌کشد و منجر به تغییرات در مکانیک راه رفتن می‌شود (۲۹-۳۲). نکته‌ی جالب توجه اینکه، برخی از مطالعات یک تعامل پویا بین ناهنجاری ستون فقرات و نیروهای راه رفتن را پیشنهاد کرده‌اند، به طوری که یک مطالعه گزارش کرده است که حداکثر زاویه کاب همزمان با اوج نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) در طول مراحل ترمز و پیشروی راه رفتن است (۱۷). این نشان می‌دهد که نیروهای تولید شده در طول هر قدم ممکن است نه تنها پیامد ناهنجاری باشند، بلکه می‌توانند در پیشرفت آن نیز نقش داشته باشند. بنابراین، تحلیل دقیق بیومکانیک راه رفتن در شرایط مختلف برای درک پاتومکانیک AIS، مکانیسم‌های پیشرفت آن، و برای توسعه پروتکل‌های توانبخشی هدفمند و مؤثر ضروری است.

عموماً تغییرات گزارش شده شامل کاهش سرعت راه رفتن (۳۳، ۳۴)، طول قدم (۳۵)، طول گام (۳۰، ۳۳)، کادنس و کاهش زمان استقرار و حرکت لگن در صفحه فرونتال (۳۵، ۳۶) است. علاوه بر این، راه رفتن در بیماران AIS اغلب با الگوهای نامتقارن GRF (۱۵، ۳۷) و سینماتیک تغییر یافته لگن (۱۷، ۳۵، ۳۸) مشخص می‌شود که نشان‌دهنده تلاش بدن برای جبران عدم تعادل تنه است. با این حال، پیشینه‌ی پژوهش کاملاً منسجم نیست و برخی از مطالعات پارامترهای فضایی-زمانی نرمال مانند سرعت راه رفتن (۳۹) و طول قدم (۳۶) را گزارش می‌کنند. این اختلاف‌ها نشان می‌دهد که یک مسئله روش‌شناختی حیاتی وجود دارد که درک روشنی از راه رفتن بیماران AIS را مختل می‌کند. یک محدودیت اولیه که در بسیاری از تحقیقات موجود وجود دارد، تمرکز غالب بر راه رفتن

در خط مستقیم است. اگرچه این کار اطلاعاتی ارائه می‌دهد، اما ممکن است به اندازه کافی چالش‌برانگیز نباشد، تا نقص‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی زمینه‌ای را به طور کامل آشکار کند. در مقابل، مانورهای پیچیده‌تر و پرتقاضاتر مانند راه رفتن با چرخش، فشار بیشتری بر سیستم کنترل وضعیتی وارد می‌کنند و نیاز به تولید و اتلاف سریع نیروهای چرخشی و کنترل دقیق اندازه حرکت زاویه‌ای کل بدن دارند. همانطور که دیکسون و همکاران (۲۰۱۳، ۲۰۱۴) در مطالعات خود بر روی بچه‌های با رشد طبیعی نشان دادند، راه رفتن با چرخش ۹۰ درجه می‌تواند نقاط ضعف و نقص‌های کنترل حرکتی را که در طول راه رفتن در خط مستقیم پنهان می‌مانند، آشکار کند (۴۰، ۴۱). برای فرد مبتلا به AIS که تعادل او قبلاً به چالش کشیده شده است، یک تکلیف حرکتی چرخشی احتمالاً عدم تقارن‌ها را تشدید می‌کند و ارزیابی حساس‌تری از محدودیت عملکردی فراهم می‌کند. با وجود این، چرخش در جمعیت اسکولیوز به شدت کمتر مورد بررسی قرار گرفته است (۴۲).

یک محدودیت حتی مهم‌تر، رویه رایج گروه‌بندی همه انواع انحنای درگیر در بیماران AIS (به عنوان مثال، سینه‌ای، کمری، سینه‌ای-کمری) در یک گروه ناهمگن واحد است. این رویکرد از نظر بیومکانیکی مشکل‌ساز است. مکان انحنای ستون فقرات، بازوی اهرم اصلی ناهنجاری را تعیین می‌کند و پیامدهای مستقیمی برای بیومکانیک لگن و اندام تحتانی دارد. به عنوان مثال، اسکولیوز سینه‌ای راست عمدتاً بر قفسه سینه و کمر بند شانه تأثیر می‌گذارد و تغییرات لگن اغلب جبرانی هستند. از سوی دیگر، اسکولیوز کمری که رأس انحنای آن در ستون فقرات کمری است، که مستقیماً بر جهت‌گیری و حرکت لگن، که پایه و اساس برای راه رفتن هستند، تأثیر می‌گذارد. به طور حیاتی، در اسکولیوز کمری، مهره‌های کمری به سمت تحدب انحنای می‌چرخند، در حالی که لگن اغلب به سمت سمت تععر انحنای می‌چرخد (۴۳). این ارتباط مکانیکی مستقیم نشان می‌دهد که پیامدهای بیومکانیکی برای راه رفتن، به ویژه تولید GRF‌ها، باید بین انحنای کمری و سینه‌ای تفاوت اساسی داشته باشد. علاوه بر این، حتی در جمعیت اسکولیوز کمری، قطبیت انحنای (تحدب راست در مقابل چپ) باید در نظر گرفته شود، زیرا سمت ارتفاع لگن و نیازهای عضلانی خاصی را برای پایداری تعیین می‌کند. ترکیب این فنوتیپ‌های متمایز در یک گروه به ناچار "نویز" ایجاد می‌کند، الگوهای تطبیقی منحصر به فرد را میانگین می‌گیرد و احتمالاً منجر به نتایج گمراه‌کننده در مورد ویژگی‌های بیومکانیکی هر نوع انحنای واحد می‌شود. کار اخیر گروه ما نشان داده است که نوجوانان با اسکولیوز کمری راست و چپ سازگاری‌های متمایزی در مرکز فشار و دینامیک گشتاور آزاد در طول راه رفتن مستقیم نشان می‌دهند، که ضرورت تحلیل جهت‌های انحنای اسکولیوز را به طور جداگانه تأکید می‌کند (۴۴).

بنابراین، برای رفع این شکاف‌های روش‌شناختی، این مطالعه با هدف انجام یک تحلیل مقایسه‌ای دقیق از پارامترهای فضایی-زمانی و GRF‌های سه‌بعدی در طول راه رفتن مستقیم و یک تکلیف حرکتی راه رفتن چرخشی استاندارد در یک گروه همگن از افراد با اسکولیوز کمری، که بیشتر بر اساس قطبیت انحنای (تحدب راست در مقابل چپ) و یک گروه کنترل همسان طبقه‌بندی شده‌اند، انجام شده است. بر اساس رابطه مکانیکی مستقیم بین ستون فقرات کمری و لگن، فرض می‌شود که: الف) اسکولیوز کمری با تغییرات قابل توجهی در مؤلفه‌های فضایی-زمانی و GRF در طول هر دو راه رفتن مستقیم و چرخشی در مقایسه با افراد سالم همراه است، و ب) این تغییرات بین زیرگروه‌های اسکولیوز کمری راست (RL) و چپ (LL) به ویژه در مؤلفه‌های افقی GRF (داخلی-جانبی و قدامی-خلفی) در طول راه رفتن چرخشی که از نظر مکانیکی سخت است، به طور متفاوتی بروز می‌کند. با تمرکز بر یک نوع و قطبیت خاص انحنای، این تحقیق به دنبال ارائه اطلاعات بیومکانیکی واضح‌تر و دقیق‌تر است که پیش‌نیاز اساسی برای توسعه پروتکل‌های توانبخشی اختصاصی-فنوتیپ با هدف بهبود تقارن راه رفتن، کاهش بارگذاری غیرطبیعی مفاصل و افزایش ظرفیت عملکردی است.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

در این مطالعه مقطعی ۳۰ دختر نوجوان، که شامل ۱۴ بیمار با اسکولیوز ناشناخته‌ی نوجوانان با انحنای کمری (گروه اصلی اسکولیوز، MSG) و ۱۶ فرد سالم (گروه کنترل، CG) بود، شرکت کردند. MSG متعاقباً به دو زیرگروه تقسیم شد: اسکولیوز کمری راست (RL) (تعداد=۷) و اسکولیوز کمری چپ (LL) (تعداد=۷). MSG فقط برای مقایسه با مطالعات قبلی که معمولاً انواع انحنای گروه‌بندی و یا ترکیب می‌کنند، تحلیل شد. با این حال، آزمون فرضیه اصلی بر روی زیرگروه‌های طبقه‌بندی شده RL و LL انجام شد، زیرا ادغام انحنای سازگاری‌های خاص هر قطب انحنای پنهان می‌کند. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها، زوایای کاب و سایر پارامترهای رادیوگرافی برای هر زیرگروه اسکولیوز در جدول ۱ ارائه شده است. رأس انحنای اصلی برای همه بیماران در سطح مهره‌های L2 یا L3 قرار داشت. در هر زیرگروه اسکولیوز، بر اساس طبقه‌بندی ناش و مو (۴۵)، میزان چرخش مهره رأس منحنی به درجه ۱ (تعداد=۵) و درجه ۲ (تعداد=۲) طبقه‌بندی شد. بیماران در صورتی در MSG گنجانده شدند که انحنای کمری اولیه بیشتر از ۱۰ درجه (۴۶) داشتند و سابقه قبلی درمان اسکولیوز نداشتند. افراد برای CG ملزم به داشتن راستای طبیعی اسکلتی-عضلانی بدون ناهنجاری‌های ستون فقرات بودند. معیارهای خروج برای همه شرکت‌کنندگان شامل: سابقه کمردرد در ۱۰ سال گذشته، ناهنجاری اختلاف طول اندام تحتانی بیش از ۱ سانتی‌متر (۳۵، ۴۷)، سابقه جراحی (۴۸)، یا وجود انحنای ثانویه بزرگتر از ۱۰ درجه در گروه اسکولیوز بود. تمامی آزمودنی‌ها سمت برتر (غالب) برای دست و پا، سمت راست آنها بود. پروتکل مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه تأیید شد (ID: IR.BASU.REC.1399.003; May 02, 2020). قبل از مشارکت، رضایت آگاهانه کتبی از همه شرکت‌کنندگان و والدین یا سرپرستان قانونی آنها اخذ شد.

ابزارها

از سیستم ضبط حرکت Qualisys با هشت دوربین (۲۰۰ هرتز) (نسخه: ۳، ۲۰۲۰، Qualisys AB، ۲۰۲۰/۲۳/۱۱، www.qualisys.com، Kvarnbergsgatan2، ۴۱۱۰۵، گوتنبرگ، سوئد) و دو صفحه نیروی Kistler (۴۰ × ۶۰ سانتی‌متر) (۲۰۰۰ هرتز) به صورت همزمان برای جمع‌آوری داده‌های فضایی-زمانی و نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) در طول راه رفتن استفاده شد. دوربین‌ها در یک حجم مکعبی (۱ متر عرض × ۴ متر طول × ۲ متر ارتفاع) با محورهای مثبت X، Y و Z به ترتیب به سمت راست، جلو و بالا کالیبره شدند. شصت و چهار مارکر غیرفعال (بازتابنده) کروی (قطر ۱۷ میلی‌متر) بر روی نقاط آناتومیکی بدن برای ساخت مدل ستون فقرات کمری تمام بدن (مدل FBLS اصلاح‌شده) (۴۹) و تعیین کمیت متغیرهای فضایی-زمانی قرار داده شدند (شکل a۱).

تکالیف حرکتی

ابتدا، موقعیت ایستاده ثابت و عمودی شرکت‌کننده برای مقیاس‌بندی مدل ثبت شد (شکل a۱). سپس، پنج تست راه رفتن مستقیم، پنج تست برای چرخش روی پای راست و پنج تست برای چرخش روی پای چپ با سرعت خودانتخابی شرکت‌کننده جمع‌آوری شد. در تست‌های راه رفتن مستقیم، شرکت‌کننده در مسیری به طول ۱۸ متر راه می‌رفت و به طور متوالی با هر پا روی صفحات نیرو که در وسط مسیر قرار داشتند، گام می‌گذاشت.

جدول ۱. متغیرهای دموگرافی برای گروه کنترل (CG) و گروه اصلی اسکولیوز (MSG) و پارامترهای رادیوگرافی برای زیرگروه‌های اسکولیوز راست (RL) و چپ (LL)

متغیرهای دموگرافی	گروه کنترل	گروه اصلی اسکولیوز	p-value
سن (سال)	۱۵/۲۶±۲/۳۴	۱۵/۶۹±۱/۵۵	NS
قد (متر)	۱/۶۰±۰/۰۷	۱/۶۵±۰/۰۵	۰/۰۲۱€
جرم (کیلوگرم)	۵۴/۳۸±۱۰/۳۱	۵۴/۴۹±۱۰/۹۱	NS
شاخص توده ی بدنی (kg/m ²)	۲۱/۲۳±۲/۷۹	۱۹/۸۳±۳/۵۳	NS
پهنای شانه (سانتی متر)	۳۱ ±۲/۸۰	۳۱/۲۱±۳/۲۳	NS
پهنای لگن (سانتی متر)	۲۳/۷۵±۲/۴۶	۲۳/۷۸±۱/۸۷	NS
پهنای زانو (سانتی متر)	۹/۱۸±۱/۳۱	۸/۵۷±۱/۱۰	NS
پهنای مچ پا (سانتی متر)	۶/۶۰±۰/۴۸	۶/۱۷±۰/۶۹	NS
طول تنه (سانتی متر)	۴۶/۰۴±۲/۷۸	۴۷/۸۷±۲/۱۲	۰/۰۵۲€
متغیرهای رادیوگرافی	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	p-value
لوردوز (درجه)	۴۸±۱۳/۴۱	۵۱±۱۱/۳۱	NS
کیفوز (درجه)	۴۷/۴۲±۹/۱۸	۴۸/۸۵±۱۵/۴۳	NS
زاویه کاب (درجه)	۱۹/۴۲±۶/۳۷	۱۹/۳۵±۵/۹۲	NS
(سانتی متر) جابجایی جانبی مهره رأسی	۱/۵۸±۱/۳۱	۱/۹۵±۱/۴۴	NS
جابجایی جانبی ساکرا (سانتی متر)	۱/۲۰±۰/۹۰	۲/۲۱±۰/۹۲	NS
(سانتی متر) عدم تقارن ارتفاع لگن	۰/۶۱±۰/۴۷	۰/۳۹±۰/۲۹	NS
(سانتی متر) عدم تقارن ارتفاع شانه	۱/۲۷±۰/۵۷	۰/۵۵±۰/۵۱	۰/۰۳۱¥
طول انحنا (سانتی متر)	۱۴/۹۶±۱/۱۰	۱۸/۳۳±۲/۴۷	۰/۰۰۶¥
گوه رأسی (سانتی متر)	۰/۲۳±۰/۱۳	۰/۳۲±۰/۱۰	NS

توجه: مقادیر به صورت میانگین ± انحراف معیار گزارش شده‌اند. CG: گروه کنترل؛ MSG: گروه اصلی اسکولیوز؛ RL: اسکولیوز کمری راست؛ LL: اسکولیوز کمری چپ؛ BMI: شاخص توده بدن؛ NS: عدم وجود تفاوت معنی‌دار. €: مقایسه بین گروه کنترل (CG) و گروه اصلی اسکولیوز (MSG). با وجود تفاوت معنی‌دار بین دو گروه، این متغیر به عنوان Covariate در تحلیل‌های اصلی وارد نشد (به بخش محدودیت‌های مطالعه مراجعه شود). ¥: مقایسه بین زیرگروه‌های اسکولیوز کمری راست (RL) و اسکولیوز کمری چپ (LL).

تکلیف حرکتی راه رفتن چرخشی مستلزم آن بود که شرکت‌کنندگان در امتداد محور Y+ به جلو راه بروند، یک چرخش ۱۸۰ درجه انجام دهند و در یک حرکت پیوسته در امتداد محور Y- به عقب راه بروند. هر تست با برداشتن ۷-۸ گام توسط شرکت‌کننده برای نزدیک شدن به صفحات نیرو آغاز شد. سپس "پای پیشرو" (LF) روی صفحه نیروی اول قرار داده شد در حالی که همچنان رو به جهت Y+ بود. متعاقباً، "پای چرخش" (PF) روی صفحه نیروی دوم در وضعیت چرخش داخلی ۹۰ درجه قرار داده شد تا چرخش آغاز شود (شکل b۱). آزمودنی سپس یک چرخش ۱۸۰ درجه روی PF ثابت انجام داد. پس از چرخش، پای پیشرو دوباره روی صفحه نیروی اول فرود آمد که اکنون به عنوان "پای دنباله‌رو" (TF) رو به جهت Y- تعیین شد. آزمودنی سپس به موقعیت شروع بازگشت (شکل b۱). مراحل راه رفتن چرخشی (LF، PF و TF) در نرم‌افزار QTM نشان داده شده است (شکل c۱).

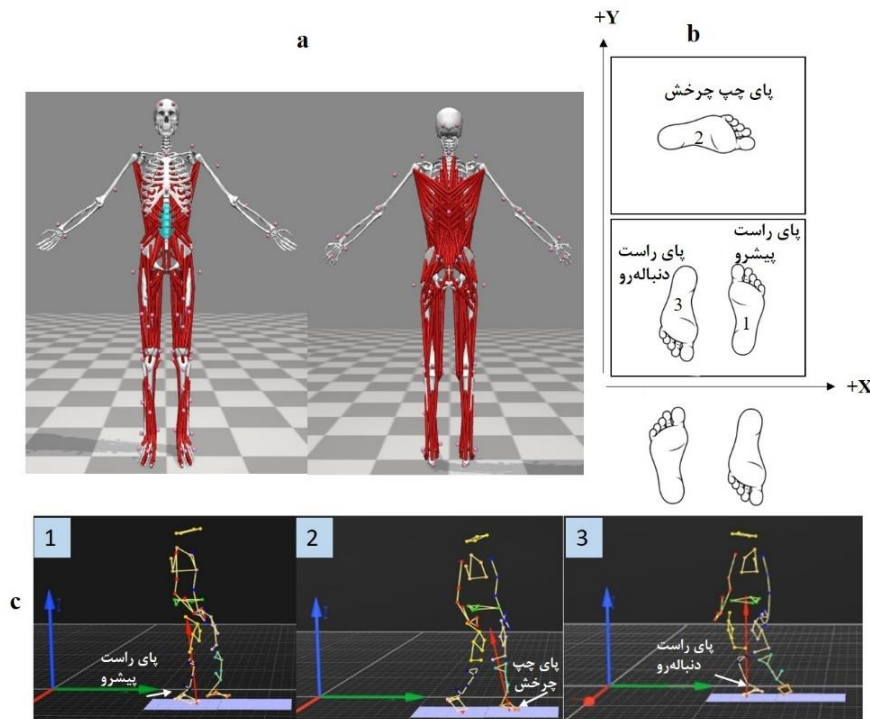
پردازش داده و تحلیل آماری

داده‌های خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۶ هرتز برای داده‌های سینماتیکی و ۵۰ هرتز برای داده‌های نیرو فیلتر شدند. مقادیر اوج برای GRFZ1 (پاسخ بارگیری)، GRFZ2 (میانه استقرار)، GRFZ3 (هل دادن-فشار و رها

کردن)، GRFY1 (ترمز)، GRFY2 (پیشروی)، GRFX1 و GRFX2 (داخلی-جانبی) استخراج و به وزن بدن (BW) نرمالیز شدند. ضربه (Δt) برای هر محور (Z, Y, X) با انتگرال گیری از نیروی عکس العمل زمین در طول مدت فاز استقرار با استفاده از قانون دوزنقه‌ای، بر اساس معادله زیر (۱) محاسبه شد:

$$\text{ضربه} = \Delta t \left(\frac{F_1 + F_n}{2} + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right) \quad (1)$$

که در آن، ضربه بر حسب نیوتن ثانیه ($N \cdot s$)، F نیروی عکس العمل زمین لحظه‌ای (نیوتن)، Δt فاصله زمانی نمونه برداری ($0.005/0$) ثانیه، متناظر با نرخ نمونه برداری 2000 هرتز صفحه نیرو)، n تعداد نقاط داده در طول فاز استقرار، F_1 نیروی ثبت شده در تماس اولیه (اولین نمونه نیرو) و F_n نیروی ثبت شده در لحظه جدا شدن پنجه (آخرین نمونه‌ای که مقدار نیرو بیش از 10 نیوتن بود) را نشان می‌دهند. در راه رفتن مستقیم، ضربه برای کل فاز استقرار هر پا به صورت جداگانه محاسبه شد. در راه رفتن همراه با چرخش، ضربه به طور مستقل برای پای پیشرو (LF)، از تماس اولیه روی صفحه نیروی اول تا جدا شدن پنجه پیش از چرخش؛ پای چرخش (PF)، از تماس اولیه روی صفحه نیروی دوم تا جدا شدن پنجه پس از تکمیل چرخش 180 درجه؛ و پای دنباله‌رو (TF)، از تماس اولیه پس از چرخش تا جدا شدن پنجه هنگام راه رفتن به عقب محاسبه شد. آغاز فاز استقرار به عنوان اولین نمونه‌ای تعریف شد که نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی (GRFz) از 10 نیوتن فراتر رفت و پایان فاز استقرار نیز آخرین نمونه پیش از کاهش GRFz به کمتر از 10 نیوتن در نظر گرفته شد.



شکل ۱. (a) قرارگیری مارکرها و موقعیت آزمودن در تست ایستا. (b) ردپاها روی صفحات نیرو برای نشان دادن توالی مراحل (پای راست پیشرو (۱#)، پای چپ چرخش (۲#)، و پای راست دنباله‌رو (۳#)). C: تصاویر صفحه نمایش از نرم افزار QTM: C-1: پای راست پیشرو روی صفحه نیروی اول قرار داده شده است، C-2: پای چپ چرخش روی صفحه نیروی دوم قرار داده شده است؛ C-3: چرخش (چرخش 180 درجه) روی پای چپ کامل شده است و پای راست دنباله‌رو روی صفحه نیروی اول قرار دارد تا به سمت عقب و نقطه شروع برگردد.

تحلیل آماری

ابتدا، نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. همه داده‌ها به طور نرمال توزیع شده بودند. از آزمون MANOVA برای مقایسه مقادیر اوج نیرو بین گروه‌ها استفاده شد. برای کنترل خطای خانواده‌ای به دلیل مقایسه‌های متعدد در هر خانواده از متغیرها (فضایی-زمانی، ضربه و اوج GRF به طور جداگانه)، از تصحیح بونفرونی استفاده شد. سطح معنی‌داری تعدیل‌شده در $p < 0.05$ تعداد مقایسه‌ها در هر خانواده تعیین شد. برای مقایسه‌های زوجی دنباله‌دار، از آزمون توکی استفاده شد. برای مقایسه‌های سری زمانی SPM، آزمون‌های t مستقل با آستانه اولیه $p < 0.05$ انجام شد. با این حال، هیچ تصحیح سطح خوشه‌ای یا FWE برای مقایسه‌های متعدد SPM اعمال نشد، که به عنوان یک محدودیت ذکر شده است. بنابراین، یافته‌های SPM باید اکتشافی در نظر گرفته شوند. نگاشت آماری پارامتری یک‌بعدی (SPM) با استفاده از بسته spm1d (نسخه M.0.4.3، MATLAB (MATLAB انجام شد. همه تحلیل‌ها در (MATLAB (R2020b, MathWorks Inc., Natick, MA, USA انجام شد. هیچ هموارسازی فضایی اضافی بر روی منحنی‌های GRF اعمال نشد، زیرا داده‌های خام صفحه نیرو ذاتاً صاف هستند و قبلاً در خط لوله استاندارد پردازش داده با فیلتر پایین‌گذر (۶ هرتز) فیلتر شده بودند. برای هر تست، GRF‌ها در طول فاز استقرار به ۱۰۱ نقطه زمانی نرمالیزه (۰-۱۰۰٪ از فاز استقرار) درون‌یابی خطی شدند. منحنی میانگین GRF-زمان از پنج تست تکراری برای هر آزمودنی محاسبه و به وزن بدن (BW) نرمالیزه شد (۵۱). مقدار معنی‌داری برای مقایسه‌های SPM در $p < 0.05$ تنظیم شد. همراستایی زمانی اطمینان حاصل کرد که ۰٪ و ۱۰۰٪ به ترتیب به طور مداوم با تماس اولیه و جدا شدن پنجه مطابقت دارند. برای هر مقایسه (به عنوان مثال، RL در مقابل کنترل)، یک آزمون t دو نمونه‌ای مستقل در هر یک از ۱۰۱ نقطه زمانی نرمالیزه انجام شد و یک پیوستار آماری $SPM(1)$ تولید شد. آستانه بحرانی برای آزمون فرضیه با استفاده از نظریه میدان تصادفی (RFT) با سطح معنی‌داری $\alpha = 0.05$ تعیین شد. این آستانه همواری زمانی داده‌ها را در نظر می‌گیرد و نرخ خطای خانواده‌ای (FWER) را در کل فاز استقرار کنترل می‌کند. خوشه‌هایی که از این آستانه فراتر رفتند از نظر آماری معنی‌دار در نظر گرفته شدند. برای هر خوشه فوق‌آستانه، مقدار p در سطح خوشه (تصحیح‌شده با FWER) بر اساس توزیع اندازه خوشه مورد انتظار تحت فرض صفر محاسبه شد. آزمون مفروضات: پیاده‌سازی spm1d وجود خطاهای گاوسی مستقل و با توزیع یکسان را فرض می‌کند. نرمال بودن باقیمانده‌ها با استفاده از آزمون‌های شاپیرو-ویلک تأیید شد. مفروضات کرویت برآورده شدند، زیرا همه مقایسه‌ها شامل گروه‌های مستقل بودند. برای رسیدگی به مخدوش‌کنندگی احتمالی توسط تفاوت‌های آنتروپومتری، قد به عنوان یک متغیر کمکی در تحلیل‌های ANCOVA پس‌تحلیلی برای یافته‌های معنی‌دار اولیه گنجانده شد. با این حال، با توجه به ماهیت اکتشافی این مطالعه، این تحلیل‌ها به عنوان شواهد حمایتی ارائه می‌شوند.

نتایج

همه مقادیر p گزارش‌شده برای متغیرهای گسسته تصحیح‌شده با بونفرونی هستند؛ یافته‌های SPM با $\alpha = 0.05$ تصحیح‌نشده گزارش شده‌اند و باید با احتیاط تفسیر شوند. جدول ۱ پارامترهای دموگرافی و رادیوگرافی را خلاصه می‌کند. گروه‌های اسکولیوز و کنترل سن مشابهی داشتند ($p = 0.561$)؛ با این حال، به طور متوسط، افراد مبتلا به اسکولیوز به طور معنی‌داری قد بلندتری به میزان 2 ± 5 سانتی‌متر ($p = 0.021$) و طول تنه بیشتری نسبت به CG داشتند ($p = 0.052$). پارامترهای رادیوگرافی برای هر دو زیرگروه اسکولیوز نشان داد که هر دو زیرگروه زوایای کاب، لوردوز و کیفوز مشابهی دارند. با این حال، زیرگروه RL عدم تقارن ارتفاع شانه بیشتر ($p = 0.031$) و طول انحنای کمتری ($p = 0.006$) نسبت به زیرگروه LL نشان داد.

متغیرهای فضایی-زمانی

در راه رفتن مستقیم، تفاوت معنی‌داری در متغیرهای فضایی-زمانی بین هیچ جفتی از گروه‌ها/زیرگروه‌ها وجود نداشت (جدول ۲) ($p < 0.05$). در راه رفتن چرخشی (جدول ۳)، زیرگروه RL در پای چرخش راست زمان استقرار طولانی‌تری (به میزان ۰/۳۴ ثانیه؛ $p = 0.021$) نسبت به CG نشان داد. زمان نوسان پای چپ غیرچرخاننده در هر دو گروه MSG و زیرگروه RL به طور معنی‌داری بیشتر از CG بود، به ترتیب به میزان ۰/۲۷ ثانیه ($p = 0.006$) و ۰/۳۹ ثانیه ($p = 0.004$).

الگوهای GRF پویا

مقایسه‌های SPM برای GRFها در طول راه رفتن مستقیم نشان داد که GRFY پای چپ در زیرگروه RL به طور معنی‌داری کوچکتر از زیرگروه LL بود (از ۵۰٪ تا ۵۳٪ از فاز استقرار (SP); $p = 0.004$) (شکل ۲). در راه رفتن مستقیم، تفاوت معنی‌داری در GRFها بین دو گروه برای پای راست وجود نداشت (شکل ۳). با این حال، در راه رفتن چرخشی، مقایسه‌های SPM نشان داد که زیرگروه RL GRFX کوچکتری نسبت به CG برای پای چپ-LF (از ۲۱٪ تا ۲۵٪ SP; $p = 0.026$) و GRFX بیشتری برای پای چپ-PF (از ۳۰٪ تا ۴۱٪ SP; $p = 0.001$) و پای چپ-TF (از ۶۷٪ تا ۷۸٪ SP; $p = 0.001$) نشان داد (ردیف دوم، شکل ۲). زیرگروه LL تفاوت‌های غیرمعنی‌داری در GRFها نسبت به CG نشان داد (ردیف‌های ۳ و ۴ در شکل ۲). مقایسه‌های SPM همچنین نشان داد که GRFY پای چپ-PF (از ۲۱٪ تا ۲۳٪ SP; $p = 0.037$) و GRFX پای چپ-LF (از ۶۰٪ تا ۷۵٪ SP; $p = 0.001$) و پای دنباله‌رو چپ (از ۱۸٪ تا ۲۰٪ SP; $p = 0.047$) و ۶۴٪ تا ۷۲٪ SP; $p = 0.003$) بین زیرگروه‌های RL و LL متفاوت بودند (شکل ۲). علاوه بر این، زیرگروه RL تفاوت معنی‌داری در GRFX پای راست-PF (از ۲۸٪ تا ۳۱٪ SP; $p = 0.014$) نسبت به CG نشان داد (شکل ۳).

جدول ۲. متغیرهای فضایی-زمانی برای گروه کنترل (CG)، گروه اسکولیوز اصلی (MSG) و زیرگروه‌های راست (RL) و چپ (LL) کم‌ری

شرایط	گروه کنترل	گروه اصلی اسکولیوز	زیرگروه اسکولیوز راست کم‌ری	زیرگروه اسکولیوز چپ کم‌ری	p-value
طول گام-پای راست	۱۲۶/۷۸±۲/۱۳	۱۲۸/۵۷±۲/۰۳	۱۲۵/۴۷±۳/۲۱	۱۳۱/۶۵±۳/۲۱	NS
طول گام- پای چپ	۱۲۶/۲۲±۲/۳۳	۱۲۷/۴±۲	۱۲۴/۴۲±۳/۱۷	۱۳۰/۳۹±۳/۱۸	NS
طول قدم-پای راست	۶۲/۸۲±۱/۱۶	۶۳/۹۵±۱/۰۹	۶۲/۵۱±۱/۷۵	۶۵/۳۹±۱/۷۵	NS
طول قدم-پای چپ	۶۳/۰۹±۱/۰۲	۶۳/۴±۱/۰۳	۶۱/۹۰±۱/۵۴	۶۴/۹۰±۱/۵۴	NS
زمان گام-پای راست	۱/۱۲±۰/۰۲	۱/۱۱±۰/۰۱	۱/۱۱±۰/۰۲	۱/۱۱±۰/۰۲	NS
زمان گام-پای چپ	۱/۱۰±۰/۰۱	۱/۱۰±۰/۰۱	۱/۱۱±۰/۰۲	۱/۱۰±۰/۰۲	NS
زمان قدم-پای راست	۰/۵۵±۰/۰۰۸	۰/۵۵±۰/۰۰۷	۰/۵۶±۰/۰۱	۰/۵۵±۰/۰۱	NS
زمان قدم-پای چپ	۰/۵۵±۰/۰۰۹	۰/۵۵±۰/۰۰۹	۰/۵۵±۰/۰۱	۰/۵۶±۰/۰۱	NS
زمان استقرار-پای راست	۰/۶۷±۰/۰۱	۰/۶۷±۰/۰۱	۰/۶۷±۰/۰۲	۰/۶۷±۰/۰۲	NS
زمان استقرار-پای چپ	۰/۶۶±۰/۰۱	۰/۶۷±۰/۰۱	۰/۶۸±۰/۰۲	۰/۶۷±۰/۰۲	NS
ن زمان وسان-پای راست	۰/۴۳±۰/۰۰۶	۰/۴۴±۰/۰۰۷	۰/۴۴±۰/۰۰۹	۰/۴۴±۰/۰۰۹	NS
زمان نوسان-پای چپ	۰/۴۴±۰/۰۰۹	۰/۴۳±۰/۰۰۹	۰/۴۳±۰/۰۱	۰/۴۳±۰/۰۱	NS
زمان حمایت دوگانه	۰/۱۲±۰/۰۰۵	۰/۱۲±۰/۰۰۵	۰/۱۲±۰/۰۰۷	۰/۱۲±۰/۰۰۷	NS
سرعت (متربرثانیه)	۱/۱۶±۰/۳۳	۱/۱۶±۰/۳۴	۱/۱۳±۰/۴۵	۱/۱۸±۰/۴۵	NS
کادانس (تعداد قدم بر دقیقه)	۱۱۰/۳۲±۱/۷۰	۱۰۸/۵۱±۱/۷۸	۱۰۸/۴۸±۲/۵۷	۱۰۸/۵۴±۲/۵۷	NS

در مورد محور Z و مقایسه‌های MSG و CG، از آنجایی که شکل‌ها محدودیت فضا داشتند و مقایسه گروه‌ها و زیرگروه‌ها برای هر دو راه رفتن مستقیم و چرخشی نیز تفاوت معنی‌داری نداشت، بنابراین الگوهای آنها در شکل‌های ۲ و ۳ نشان داده نشدند.

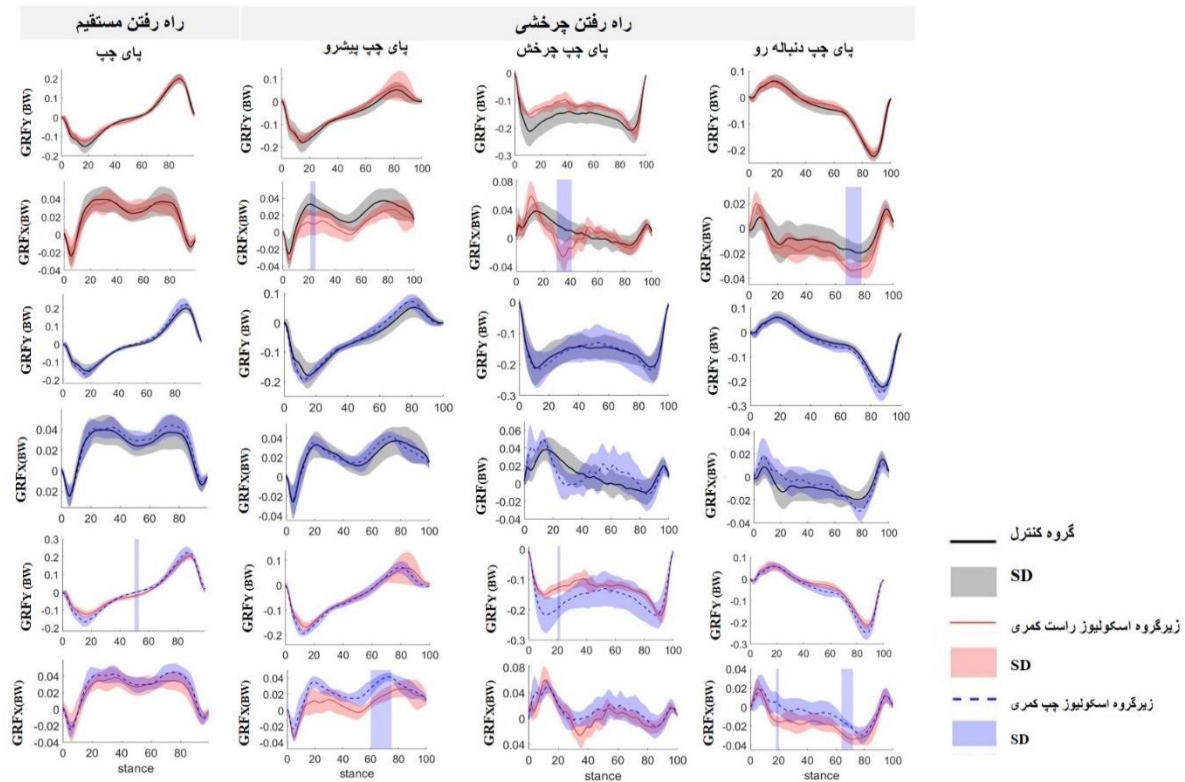
ضربه

در راه رفتن مستقیم، ضربه پیشروی پای چپ در زیرگروه LL به طور معنی‌داری به میزان ۰/۸۸ نیوتن ثانیه ($p=0/044$) بیشتر از CG بود (جدول ۴). ضربه پای راست بین گروه‌ها و زیرگروه‌ها معنی‌دار نبود ($p<0/05$) (جدول ۵). در راه رفتن چرخشی، ضربه خارجی پای چپ-LF در زیرگروه RL به میزان ۰/۴۸ نیوتن ثانیه ($p=0/002$) بیشتر از CG بود (جدول ۴). این ضربه همچنین بین زیرگروه‌های RL و LL تفاوت معنی‌داری داشت ($p=0/005$) (جدول ۴). در مقابل، ضربه داخلی پای چپ-TF در MSG به میزان ۰/۴۵ نیوتن ثانیه ($p=0/017$) کمتر از CG بود (جدول ۴). ضربه پای راست برای همه پای‌های پیشرو، چرخش و دنباله‌رو بین گروه‌ها و زیرگروه‌ها معنی‌دار نبود ($p<0/05$) (جدول ۵).

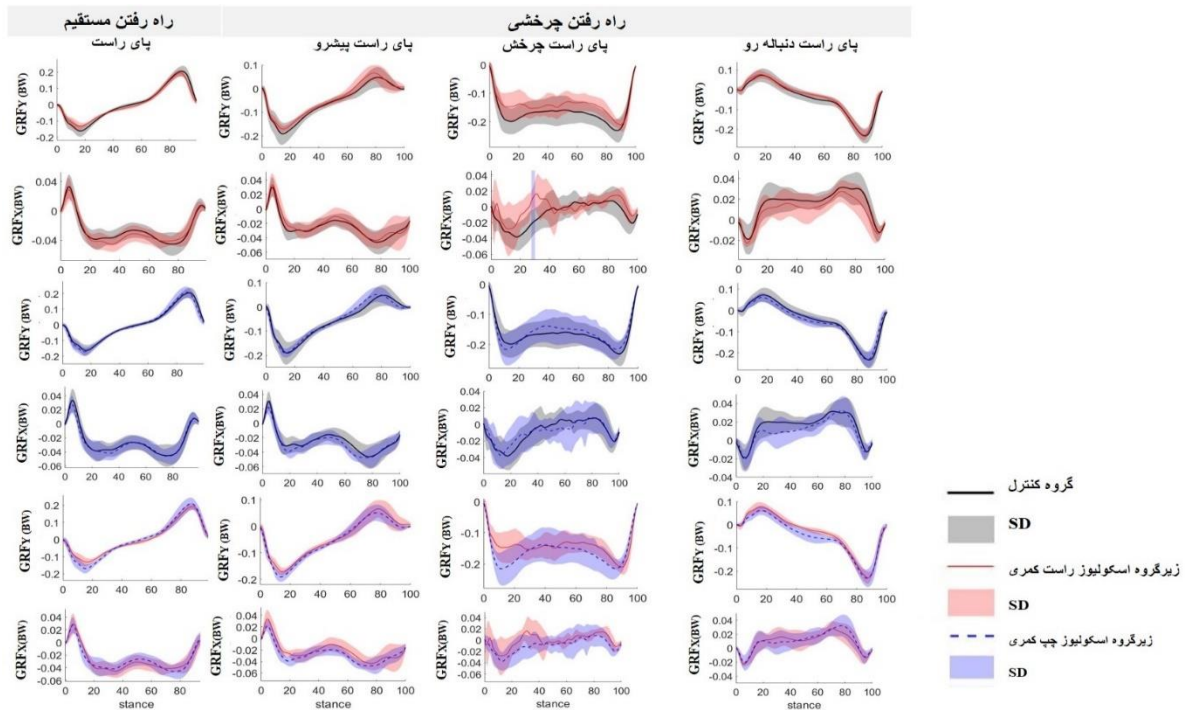
جدول ۳. متغیرهای زمانی هنگام راه رفتن چرخشی

مقیاس	شرایط	گروه کنترل	گروه اصلی اسکولیوز	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	p-value
استوار (ثانیه)	پای راست پیشرو	۰/۷۷±۰/۰۲	۰/۷۳±۰/۰۲	۰/۷۳±۰/۰۳	۰/۷۵±۰/۰۳	NS
	پای چپ پیشرو	۰/۷۶±۰/۰۲	۰/۷۴±۰/۰۲	۰/۷۴±۰/۰۳	۰/۷۵±۰/۰۳	NS
	پای راست چرخش	۱/۱۱±۰/۰۷	۱/۳۰±۰/۰۷	۱/۴۵±۰/۰۲	۱/۱۶±۱	۰/۰۲۱*
	پای چپ چرخش	۱/۲۰±۰/۰۷	۱/۳۶±۰/۰۷	۱/۴۹±۰/۱۱	۱/۲۲±۰/۱۱	NS
	پای راست دنباله رو	۰/۸۲±۰/۰۲	۰/۷۸±۰/۰۲	۰/۸۰±۰/۰۳	۰/۷۸±۰/۰۳	NS
نوسان (ثانیه)	پای چپ دنباله رو	۰/۸۱±۰/۰۲	۰/۸۱±۰/۰۲	۰/۸۰±۰/۰۳	۰/۸۳±۰/۰۳	NS
	پای راست غیرچرخش هنگام چرخش پای چپ	۰/۸۱±۰/۰۸	۰/۹۹±۰/۰۸	۱/۰۹±۰/۱۲	۰/۸۹±۰/۱۲	NS
	پای چپ غیرچرخش هنگام چرخش پای راست	۰/۶۷±۰/۰۶	۰/۹۴±۰/۰۶	۱/۰۶±۰/۰۹	۰/۸۳±۰/۰۹	۰/۰۰۶/۰/۰۰۴*
	پای راست چرخش بعد از چرخش	۰/۵۱±۰/۰۱	۰/۵۰±۰/۰۱	۰/۵۰±۰/۰۲	۰/۵۱±۰/۰۲	NS
	پای چپ چرخش بعد از چرخش	۰/۵۰±۰/۰۱	۰/۴۹±۰/۰۱	۰/۵۰±۰/۰۱	۰/۴۹±۰/۰۱	NS
گام (ثانیه)	پای راست	۱/۵۹±۰/۰۸	۱/۷۲±۰/۰۹	۱/۸۰±۱/۱۳	۱/۶۳±۰/۱۳	NS
	پای چپ	۱/۵۱±۰/۰۸	۱/۶۷±۰/۰۸	۱/۷۸±۰/۱۲	۱/۵۷±۰/۱۲	NS
	پای چپ چرخش	۰/۵۸±۰/۰۱	۰/۵۹±۰/۰۱	۰/۵۹±۰/۰۲	۰/۵۹±۰/۰۲	NS
	پای راست چرخش	۰/۵۸±۰/۰۲	۰/۶۰±۰/۰۲	۰/۶۰±۰/۰۲	۰/۶۰±۰/۰۲	NS
	پای راست دنباله رو	۱/۰۱±۰/۰۸	۱/۱۳±۰/۰۹	۱/۲۱±۰/۱۲	۱/۰۵±۰/۱۲	NS
پای (ثانیه)	پای چپ دنباله رو	۰/۹۲±۰/۰۷	۱/۰۸±۰/۰۸	۱/۱۹±۰/۱۱	۰/۹۶±۰/۱۱	NS
	پای راست پیشرو و پای چپ چرخش	۰/۲۱±۰/۰۲	۰/۱۶±۰/۰۲	۰/۱۴±۰/۰۴	۰/۱۷±۰/۰۴	NS
	پای چپ پیشرو و پای راست چرخش	۰/۱۸±۰/۰۲	۰/۱۵±۰/۰۱	۰/۱۴±۰/۰۲	۰/۱۶±۰/۰۲	NS
	پای چپ چرخش و پای راست دنباله رو	۰/۱۸±۰/۰۰۹	۰/۱۶±۰/۰۱	۰/۱۶±۰/۰۱	۰/۱۶±۰/۰۱	NS
	پای راست چرخش و پای چپ دنباله رو	۰/۱۸±۰/۰۱	۰/۱۷±۰/۰۱	۰/۱۶±۰/۰۲	۰/۱۷±۰/۰۲	NS

توجه: میانگین $\pm$ خطای استاندارد نمایش داده شده است؛ NS: غیرمعنی‌دار؛ *: مقایسه بین گروه کنترل و زیر گروه اسکولیوز کمری راست؛ †: مقایسه بین گروه کنترل و گروه اصلی اسکولیوز.



شکل ۲. الگوهای GRF پویا برای پای چپ در طول راه رفتن مستقیم و چرخشی



شکل ۳. الگوهای GRF پویا برای پای راست در طول راه رفتن مستقیم و چرخشی

جدول ۴. ضربه برای پای چپ در راه رفتن مستقیم و چرخشی

ضربه (N.s)	گروه ها	راه رفتن مستقیم	راه رفتن چرخشی	
Z	گروه کنترل	پای چپ پیشرو	پای چپ چرخش	پای چپ دنباله‌رو
	گروه اصلی اسکولیوز	۱۰۷/۵۴±۱/۹۵	۱۱۹/۰۷±۳/۳۶	۱۳۱/۳۵±۲/۸۹
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۱۰۸/۳۹±۲/۰۴	۱۲۳/۷۵±۳/۵۲	۱۳۰/۱۴±۳/۱۳
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۱۰۷/۹۵±۲/۹۴	۱۲۲/۹۰±۵/۰۷	۱۲۶/۰۶±۴/۳۷
	p-value	۱۰۸/۸۴±۲/۹۵	۱۲۴/۶۲±۵/۰۷	۱۳۴/۲۲±۴/۳۷
Y1	گروه کنترل	NS	NS	NS
	گروه اصلی اسکولیوز	۵/۰۹±۰/۲۱	۹/۲۴±۰/۵۲	۱/۹۳±۰/۳۴
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۴/۹۵±۰/۲۳	۹/۷۰±۰/۵۵	۱/۹۰±۰/۳۵
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۴/۶۲±۰/۳۲	۹/۳۶±۰/۷۹	۲/۰۱±۰/۵۱
	p-value	۵/۲۸±۰/۳۲	۱۰/۰۵±۰/۷۹	۱/۷۹±۰/۵۱
Y2	گروه کنترل	NS	NS	NS
	گروه اصلی اسکولیوز	۵/۶۹±۰/۱۹	۱/۸۰±۰/۳۷	۹/۸۵±۰/۵۸
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۶/۱۶±۰/۲۱	۲/۲۷±۰/۳۸	۹/۴۷±۰/۶۴
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۵/۷۶±۰/۲۹	۲/۳۸±۰/۵۶	۸/۲۷±۰/۸۷
	p-value	۶/۵۷±۰/۲۹	۲/۱۷±۰/۵۶	۱۰/۶۷±۰/۶۷
X1	گروه کنترل	۰/۰۴±۰/۰۴	۰/۳۳±۰/۰۷	۲/۱۶±۰/۲۱
	گروه اصلی اسکولیوز	۰/۳۳±۰/۰۳	۰/۵۵±۰/۰۸	۲/۴۴±۰/۲۲
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۰/۳۲±۰/۰۶	۰/۸۱±۰/۱۱	۲/۶۶±۰/۳۱
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۰/۳۴±۰/۰۶	۰/۳۰±۰/۱۱	۲/۲۱±۰/۳۱
	p-value	NS	۰/۰۰۳±۰/۰۰۵	NS
X2	گروه کنترل	۳/۵۸±۰/۱۹	۳/۷۵±۰/۳۱	۰/۹۸±۰/۱۲
	گروه اصلی اسکولیوز	۳/۴۵±۰/۲	۳/۲۵±۰/۳۴	۰/۵۳±۰/۱۲
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۳/۲۰±۰/۲۸	۲/۶۰±۰/۴۷	۰/۴۸±۰/۱۹
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۳/۷۱±۰/۲۹	۳/۹۰±۰/۴۷	۰/۵۸±۰/۱۹
	p-value	NS	NS	NS

توجه: مقادیر به صورت میانگین $\pm$ خطای استاندارد گزارش شده‌اند. NS: غیرمعنی‌دار؛ €: مقایسه بین گروه کنترل و گروه اصلی اسکولیوز؛ *: مقایسه بین گروه کنترل و زیرگروه اسکولیوز کمری راست؛ §: مقایسه بین گروه کنترل و زیرگروه اسکولیوز کمری چپ؛ ¥: مقایسه بین زیرگروه‌های اسکولیوز کمری راست و چپ.

بحث

این مطالعه با هدف تحلیل مؤلفه‌های فضایی-زمانی و GRF در طول راه رفتن مستقیم و چرخشی افراد مبتلا به اسکولیوز کمری در مقایسه با گروه افراد سالم انجام شد. فرض شد که الف) اسکولیوز کمری با تغییرات در متغیرهای فضایی-زمانی و GRF در هر دو تکلیف حرکتی همراه است؛ و ب) این تغییرات بین اسکولیوز کمری چپ و راست متفاوت است. در این مطالعه، افراد مبتلا به اسکولیوز بلندتر از افراد گروه کنترل بودند که با یافته‌های قبلی همخوانی دارد (۵۲-۵۴). در مقابل، برخی از مطالعات تفاوت قد معنی‌داری بین گروه اسکولیوز و کنترل گزارش نکردند (۳۹، ۵۵).

جدول ۵. ضربه برای پای راست در راه رفتن مستقیم و چرخشی

ضربه (N.s)	گروه ها	راه رفتن مستقیم	راه رفتن چرخشی	پای راست دنباله‌رو
Z	گروه کنترل	۱۰۹/۱۱±۱/۹۹	۱۱۹/۸۴±۲/۹۱	۱۳۱/۰۲±۳/۱۸
	گروه اصلی اسکولیوز	۱۰۹/۰۷±۲/۱	۱۱۸/۹۶±۳/۱	۱۲۶/۲۰±۳/۳۳
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۱۰۸/۳۰±۳/۰۲	۱۲۲/۰۰۷±۴/۴۰	۱۲۵/۹۷±۴/۸۰
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۱۰۹/۸۴±۳/۰۲	۱۱۵/۹۲±۴/۴۰	۱۲۶/۴۲±۴/۸۰
	p-value	NS	NS	NS
Y1	گروه کنترل	۵/۴۲±۰/۲۰	۱۰/۱۰±۰/۶۰	۲/۴۲±۰/۳۳
	گروه اصلی اسکولیوز	۵/۳۶±۰/۲۲	۱۰/۴۸±۰/۶۳	۲/۰۲±۰/۳۵
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۴/۹۸±۰/۳۰	۱۰/۱۵±۰/۹۱	۲/۱۸±۰/۵۰
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۵/۷۴±۰/۳۰	۱۰/۸۱±۰/۹۱	۲/۸۸±۰/۵۰
	p-value	NS	NS	NS
Y2	گروه کنترل	۵/۹۰±۰/۲۲	۱/۶۵±۰/۳۰	۱۰/۰۸±۰/۵۸
	گروه اصلی اسکولیوز	۵/۶۴±۰/۲۳	۱/۸۹±۰/۳۲	۹/۵۴±۰/۶۲
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۵/۳۰±۰/۳۳	۲/۱۲±۰/۴۶	۸/۹۵±۰/۸۸
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۵/۹۸±۰/۳۳	۱/۶۷±۰/۴۶	۱۰/۱۳±۰/۸۸
	p-value	NS	NS	NS
X1	گروه کنترل	۳/۶۶±۰/۲۴	۰/۳۷±۰/۰۵	۰/۵۸±۰/۱۰
	گروه اصلی اسکولیوز	۳/۷۷±۰/۲۴	۰/۲۸±۰/۰۵	۰/۷۹±۰/۱
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۳/۸۰±۰/۳۵	۰/۳۵±۰/۰۷	۰/۹۳±۰/۱۵
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۳/۷۴±۰/۳۵	۰/۲۱±۰/۰۷	۰/۶۶±۰/۱۵
	p-value	NS	NS	NS
X2	گروه کنترل	۰/۴۴±۰/۰۵	۴/۱۷±۰/۲۹	۲/۸۲±۰/۲۸
	گروه اصلی اسکولیوز	۰/۳۳±۰/۰۵	۴/۲۹±۰/۳۱	۲/۲۳±۰/۲۹
	زیرگروه اسکولیوز راست کمری	۰/۳۳±۰/۰۸	۳/۹۹±۰/۴۴	۲/۰۸±۰/۴۲
	زیرگروه اسکولیوز چپ کمری	۰/۳۲±۰/۰۸	۴/۵۹±۰/۴۴	۲/۳۸±۰/۴۲
	p-value	NS	NS	NS

توجه: میانگین ± خطای استاندارد نمایش داده شده است. NS: غیرمعنی‌دار.

تحقیقات به طور فزاینده‌ای نشان می‌دهد که BMI پایین‌تر، توده استخوانی کمتر، و قد بیشتر در دوران کودکی از عوامل خطر برای ناهنجاری‌های ستون فقرات نوجوانان مانند اسکولیوز هستند (۵۶-۵۸). نتایج ما به طور خاص ارتباط بین قد بیشتر و ایجاد اسکولیوز را تأیید می‌کند. ما عدم تقارن ارتفاع شانه بیشتری را در زیرگروه RL در مقایسه با زیرگروه LL مشاهده کردیم که ممکن است یک سازگاری عصبی-عضلانی برای جبران راستای ناتراز ستون فقرات باشد و نشان‌دهنده نیاز به برنامه‌های توانبخشی متناسب است. همه آزمودنی‌ها اسکولیوز راست‌دست بودند. اینکه آیا این عدم تقارن ارتفاع شانه در RL با راست‌دستی مرتبط است یا خیر، مشخص نیست. بیماران اسکولیوز دارای انحنای خفیف و بدون تغییرات لگنی بودند. با این حال، مطالعات قبلی اسکولیوز کمری شدید را با ناهنجاری استخوان ایلیاک مرتبط دانسته‌اند (۵۹، ۶۰). ما متغیرهای فضایی-زمانی مشابهی را در طول راه رفتن مستقیم بین گروه اسکولیوز و CG یافتیم که با مطالعات قبلی برای طول گام و قدم (۳۶، ۳۹، ۶۱)، زمان گام و قدم (۶۱، ۶۲)، سرعت راه رفتن و کادنس (۳۶، ۳۹، ۶۱، ۶۲)، زمان نوسان (۶۱، ۶۳) و زمان حمایت دوگانه (۳۹، ۶۱، ۶۲) همسو است. در مقابل، برخی از

مطالعات گام‌های کوتاه‌تر، سرعت پایین راه رفتن، کاهش در طول قدم و کادنس، زمان حمایت دوگانه طولانی‌تر (۳۳)، زمان گام بیشتر (۳۳، ۶۴)، زمان استقرار کاهش یافته (۳۳، ۳۵، ۳۶) را در بیماران اسکولیوز در طول راه رفتن گزارش کردند. پیشنهاد شده است که همتراز نبودن ستون فقرات و لگن (۵۹)، شدت اسکولیوز (۶۵)، محل ایجاد انحنا و پایداری وضعیتی (۳۱)، از جمله عوامل مهم مرتبط با متغیرهای فضایی-زمانی هستند. بیماران با اسکولیوز شدیدتر تغییرات بارزتری در متغیرهای فضایی-زمانی نشان می‌دهند (۵۴، ۳۸).

در طول راه رفتن چرخشی، زیرگروه RL زمان استقرار طولانی‌تری روی پای چرخش راست و زمان نوسان طولانی‌تری روی پای چپ غیرچرخشی در مقایسه با گروه کنترل نشان داد که نشان‌دهنده چرخش آهسته‌تر و احتیاط بیشتر برای تعادل هنگام چرخش به سمت تقعر انحنا می‌باشد. تا جایی که ما می‌دانیم، هیچ مطالعه مشابهی بر روی راه رفتن چرخشی در اسکولیوز انجام نشده است. چرخش آهسته‌تر ممکن است نشان‌دهنده عملکرد ضعیف‌تر سیستم عصبی-عضلانی و تعادل باشد، اما تأیید سینماتیکی مورد نیاز است. این نشان‌دهنده کنترل زمانی تغییر یافته در طول چرخش است که ممکن است منعکس‌کننده تفاوت‌های در عملکرد عصبی-عضلانی باشد؛ با این حال، برای تأیید، اندازه‌گیری‌های مستقیم تعادل (به عنوان مثال، سرعت مرکز فشار) یا فعالیت عضلانی مورد نیاز است. یافته‌های ما نشان می‌دهد که تغییرات در مؤلفه‌های فضایی-زمانی بیشتر در زیرگروه RL نسبت به زیرگروه LL رخ داده است، که نشان‌دهنده‌ی ارائه‌ی سازگاری متمایز هر زیرگروه می‌باشد. بنابراین، ترکیب انواع مختلف انحناهای اسکولیوز در یک گروه مطالعه ممکن است ویژگی‌های بیومکانیکی واقعی اسکولیوز را نشان ندهد، زیرا مقادیر میانگین‌گیری می‌شوند. این یافته ممکن است تا حدی نتایج بحث‌برانگیز در مورد رفتار بیومکانیکی بیماران اسکولیوز در ادبیات را توضیح دهد، زیرا هر مطالعه شامل ترکیب متفاوتی از نوع و شدت انحنا می‌باشد. چند مؤلف همچنین تأکید کردند که الگوهای راه رفتن غیرطبیعی بسته به نوع انحنا متفاوت است (۵۹، ۶۶). بنابراین، محققان باید تنها یک نوع اسکولیوز را در گروه مطالعه خود بگنجانند تا اندازه‌گیری‌های قابل اعتمادی به دست آورند.

مقایسه‌های SPM برای GRFها در طول راه رفتن مستقیم نشان داد که GRFY پای چپ در زیرگروه RL به طور معنی‌داری کوچکتر از زیرگروه LL بود. در حالی که سایر مؤلفه‌های GRF بین گروه کنترل و اسکولیوز مشابه بودند. تحقیقات قبلی تا حدی از این یافته‌ها حمایت می‌کند و GRFZ&X مشابهی را بین گروه اسکولیوز و کنترل در طول راه رفتن مستقیم نشان می‌دهد، برخی از مطالعات همچنین GRFهای قدامی-خلفی بدون تغییر را ذکر می‌کنند (۳۳، ۳۷، ۶۷، ۶۸). افزایش نیروی پیشروی در پای چپ زیرگروه LL، که مهره‌های کمری آنها به چپ می‌چرخد، احتمالاً یک مکانیسم جبرانی است، اگرچه برای تأیید این تفسیر به سینماتیک نیاز است تا با این چرخش مقابله کرده و به آنها اجازه دهد بدن خود را به جلو حرکت دهند. این تفاوت معنی‌دار بین زیرگروه‌های RL و LL، حتی در راه رفتن در خط مستقیم، یک یافته حیاتی است که از همان ابتدا بر ویژگی‌های بیومکانیکی منحصربه‌فرد آنها تأکید می‌کند. علاوه بر این، این واقعیت که ترکیب بیماران با RL و LL در یک گروه واحد این تفاوت‌ها را در مؤلفه‌های فضایی-زمانی و GRF پنهان کرد، یک نکته روش‌شناختی کلیدی را تقویت می‌کند. جداسازی بیماران بر اساس قطبیت اسکولیوز، استراتژی‌های چرخشی متمایزی را آشکار کرد و ضرورت مطلق همگنی در زیرگروه‌های اسکولیوز را برای اندازه‌گیری‌های بیومکانیکی دقیق برجسته می‌کند.

با این حال، در راه رفتن چرخشی، مقایسه‌های SPM نشان داد که زیرگروه RL مقدار GRFX کوچکتری نسبت به CG برای پای چپ-LF، و GRFX بیشتری برای پای چپ-PF و پای چپ-TF را نشان داد. GRFX بیشتر در طول چرخش ممکن است

نشان‌دهنده تعادل ضعیف در گروه RL باشد. مقایسه‌های SPM همچنین نشان داد که GRFY پای چپ-PF و GRFX پای چپ-LF و TF بین زیرگروه‌های RL و LL متفاوت بودند. علاوه بر این، زیرگروه RL مقدار GRFX کاهش‌یافته‌ای در پای راست-PF نسبت به CG نشان داد. تفاوت‌ها در GRFY بین بیماران RL و LL ممکن است به چرخش محوری مخالف مهره‌های کمری در این زیرگروه‌ها مرتبط باشد. در RL، مهره‌های کمری به راست می‌چرخند، در حالی که در LL به چپ می‌چرخند. چرخش مهره‌ها به سمت همان طرف انحنا در اسکولیوز کمری راست و چپ، تحرک آنها را در چرخش به همان طرف محدود می‌کند. این محدودیت در تحرک ممکن است منجر به یک مانور چرخشی کندتر و از نظر بیومکانیکی متمایز شود.

این یافته‌ها نشان می‌دهد که افراد زیرگروه RL از استراتژی‌های بیومکانیکی متفاوتی هنگام چرخش روی پای چپ در مقایسه با زیرگروه LL استفاده می‌کنند. توجه به این نکته حیاتی است که در حالی که زیرگروه LL تغییرات کمتری در چرخش نسبت به زیرگروه RL نشان داد، از نظر بیومکانیکی با گروه کنترل یکسان نبود. تفاوت‌های معنی‌دار در الگوهای GRF بین خود زیرگروه‌های LL و RL تأیید می‌کند که هر دو نشان‌دهنده فنوتیپ‌های منحصربه‌فرد هستند. به نظر می‌رسد، چالش عملکردی چرخش به طور نامتناسبی بر استراتژی تطبیقی زیرگروه RL تأثیر می‌گذارد و نقص‌های آن را آشکار می‌کند. در راه رفتن مستقیم، تنها تغییر معنی‌دار افزایش ضربه پیشروی در پای چپ زیرگروه LL در مقایسه با CG بود. در مقابل، ضربه GRF متفاوتی بین گروه کنترل و اسکولیوز در راه رفتن به سمت جلو و جانبی گزارش شده است (۶۹-۷۱). ضربه پیشروی بزرگ مشاهده شده در پای چپ بیماران LL (در سمت تحدب) ممکن است یک عملکرد عصبی-عضلانی جبرانی برای حفظ اندازه حرکتی رو به جلو در برابر کشش چرخشی ناهنجاری باشد. یک تفسیر این است که این نشان‌دهنده یک مکانیسم جبرانی است. از طرف دیگر، ممکن است نشان‌دهنده عدم تقارن ذاتی در تولید نیرو باشد. بدون داده‌های EMG یا سینماتیکی، علت اصلی همچنان ناشناخته باقی می‌ماند.

در راه رفتن چرخشی، ضربه خارجی پای چپ-LF در زیرگروه RL بیشتر از هر دو CG و LL بود. در حالی که ضربه داخلی پای چپ-TF در گروه اصلی اسکولیوز در مقایسه با CG کوچکتر بود. مقدار ضربه بیشتر در محور داخلی-خارجی در بیماران با اسکولیوز کمری راست در پای چپ-LF (سمت تقعر) احتمالاً نشان‌دهنده تلاش برای حفظ تعادل و افزایش نیرو برای تغییر اندازه حرکت قبل از انجام چرخش پای راست (سمت تحدب) به سمت چپ در این بیماران است. به طوری که پای سمت تحدب این بیماران یک حرکت رو به جلو و همزمان چرخشی در برابر چرخش مهره‌های کمری آنها انجام می‌دهد. این ضربه‌های خارجی افزایش‌یافته احتمالاً منعکس‌کننده یک استراتژی فعال برای هدایت مجدد مرکز جرم بدن (COM) است، یک مانور که نیاز به تولید نیروی بیشتری نسبت به صرف تغییر سرعت چرخشی تنه دارد. به طور خلاصه، افراد زیرگروه RL تغییرات قابل‌توجه‌تر و گسترده‌تری را در پای چپ PF خود در حین چرخش به سمت سمت تحدب نشان دادند که با نیروی ترمز کوچکتر (GRFY1) و GRFX بزرگتری مشخص می‌شود. زیرگروه LL، در حالی که استراتژی منحصربه‌فرد خود را نشان می‌دهد (همانطور که با تفاوت‌های هر دو از CG و زیرگروه RL تأیید می‌شود)، یک الگوی تطبیقی که کمتر مختل شده است را در طول راه رفتن چرخشی نشان داد. این یافته‌ها به طور قطعی نشان می‌دهند که قطبیت انحنا (تحدب راست و تحدب چپ) نقش تعیین‌کننده‌ای در رفتار بیومکانیکی ایفا می‌کند. بنابراین، هر نوع به یک برنامه توانبخشی خاص نیاز دارد و باید به عنوان یک موجودیت متمایز در تحقیقات در نظر گرفته شود. مطالعه ما نشان داد که تکالیف حرکتی پیچیده‌تر، مانند چرخش، که نیاز به کنترل وضعیتی در حین تغییر سرعت و جهت بدن دارند، ممکن است تغییرات بیومکانیکی بیشتری را نسبت به راه رفتن مستقیم آشکار کنند (۷۲، ۷۳). زیرگروه‌های RL و LL دارای ویژگی‌های بیومکانیکی اساساً متفاوتی هستند، و بنابراین، محققان باید از ترکیب آنها در یک گروه مطالعه واحد اجتناب کنند. از دیدگاه بالینی، این یافته‌ها مقدماتی هستند. یافته‌ها نشان می‌دهند که پزشکان ممکن است نظارت بر بیماران اسکولیوز کمری راست

و چپ را به طور جداگانه در مطالعات مشاهده‌ای آینده یا ممیزی‌های بالینی در نظر بگیرند. با این حال، توصیه پروتکل‌های توانبخشی اختصاصی برای هر قطی انحنا بر اساس شواهد فعلی زود هنگام است. مطالعات آینده‌نگر بزرگ‌تر با معیارهای جامع بیومکانیکی و پیامدهای بالینی قبل از اینکه بتوان چنین توصیه‌هایی را با اطمینان ارائه داد، مورد نیاز است.

تا جایی که ما می‌دانیم، این اولین مطالعه‌ای است که راه رفتن چرخشی را در بیماران AIS تحلیل می‌کند. گزارش‌های موجود در مورد راه رفتن چرخشی فقط شامل جمعیت سالم در مطالعه خود بوده است. مزیت دیگر این مطالعه این است که ما فقط یک نوع انحنا اسکولیوز که اسکولیوز کمری بود را با دو قطب راست و چپ با زاویه کاب مشابه را در مطالعه گنجانیدیم. یافته‌های ما نشان داد که وقتی زیرگروه‌های اسکولیوز کمری راست و چپ جدا شدند، نتایج آماری تغییر کردند. این یافته ضرورت گنجاندن یک نوع اسکولیوز واحد در یک گروه مطالعه را هنگام تحلیل جنبه‌های بیومکانیکی مفاصل در این جمعیت بالینی برجسته می‌کند. در اکثر مطالعات قبلی، گروه‌های اسکولیوز ترکیبی از چند نوع انحنا با زوایا و قطب‌های متفاوت بودند. حجم نمونه در زیرگروه‌های اسکولیوز یک محدودیت این مطالعه است. با این حال، حجم نمونه اصلی اسکولیوز کافی است. یافتن بیمار با انحنا کمری واحد (بدون هیچ انحنا جبرانی) بسیار دشوار بود. هیچ تصحیحی برای مقایسه‌های متعدد بر روی تحلیل‌های SPM اعمال نشد. مقایسه‌های سری زمانی SPM در چندین پا، شرایط راه رفتن و زیرگروه‌ها با آستانه $p < 0.05$ انجام شد. این امر خطر خطاهای نوع I را در نتایج SPM افزایش می‌دهد. مطالعات آینده باید تصحیح سطح خوشه‌ای (به عنوان مثال، FWE یا نظریه میدان تصادفی) را برای تحلیل‌های SPM اعمال کنند. یافته‌های گزارش شده از مقایسه‌های SPM بنابراین باید به عنوان اکتشافی تفسیر شوند. گروه اسکولیوز به طور معنی‌داری از گروه کنترل بلندتر بود. قد می‌تواند بر مکانیک راه رفتن تأثیر بگذارد. اگرچه ANCOVA پس‌تحلیلی با قد به عنوان متغیر کمکی، استحکام یافته‌های اولیه را تأیید کرد، این تعدیل به صورت پیشینی انجام نشد. مطالعات آینده باید قد را از طریق همسان‌سازی یا تحلیل متغیر کمکی کنترل کنند. یک محدودیت قابل توجه این مطالعه، عدم وجود تحلیل سینماتیکی است. اگرچه از یک مدل مارکرگذاری تمام بدن (FBLs) استفاده شد، ما زوایای مفاصل (به عنوان مثال، انحراف لگن، چرخش تنه، ابداکشن/اداکشن ران) یا سرعت‌های زاویه‌ای را تعیین نکردیم. در نتیجه، تفسیرهای مکانیکی از تفاوت‌های GRF مشاهده شده - مانند اینکه آیا ضربه‌های داخلی-خارجی افزایش یافته ناشی از خم شدن تنه، جابجایی لگن یا استراتژی لگن است - به صورت حدس و گمان باقی می‌ماند. مطالعات آینده باید تحلیل سینماتیکی را با اندازه‌گیری‌های GRF ادغام کنند تا مکانیسم‌های جبرانی خاص مرتبط با هر قطبیت انحنا را شناسایی کنند. ما بحث را برای تعدیل ادعاهای مکانیکی در جایی که پشتیبانی سینماتیکی وجود ندارد، بازنگری کرده‌ایم.

نتیجه‌گیری نهایی

اسکولیوز کمری با تغییرات در مؤلفه‌های فضایی-زمانی و GRF همراه است که عمدتاً در راه رفتن چرخشی شناسایی شدند، در حالی که مقایسه‌های راه رفتن مستقیم نتوانستند اکثر این تغییرات را آشکار کنند. زیرگروه اسکولیوز کمری راست با چرخش آهسته‌تر روی پای راست هنگام چرخش به سمت تعمر، و همچنین GRF تغییر یافته و ضربه خارجی بزرگتر در چرخش روی پای چپ همراه است. زیرگروه اسکولیوز کمری چپ، در حالی که یک ویژگی بیومکانیکی منحصر به فرد را نشان می‌دهد (همانطور که با تفاوت‌های آن از زیرگروه RL تأیید می‌شود)، الگوی تغییرات کم‌برجسته‌تری را در طول چرخش ارائه می‌دهد. به طور حیاتی، یافته‌های این مطالعه مقدماتی نشان می‌دهد که اسکولیوز کمری راست و چپ ممکن است استراتژی‌های متفاوتی در راه رفتن، به ویژه در طول چرخش، ارائه دهند. این نتایج باید به دلیل حجم نمونه کوچک و طرح مقطعی با احتیاط تفسیر شوند. اگر در مطالعات طولی بزرگتر

تأیید شوند، این تفاوت‌های ویژه برای هر قطب انحنا می‌توانند تحقیقات آینده را به سمت توسعه رویکردهای توانبخشی متمایز هدایت کنند. در حال حاضر، این یافته‌ها باید به عنوان فرضیه‌ساز در نظر گرفته شوند تا شواهد قطعی برای اصلاح عملکرد بالینی ارائه شوند. همچنین ضروری است که تحقیقات آینده یک نوع انحنا را در هر گروه مطالعه بگنجانند تا از میانگین‌گیری این تفاوت‌های فنوتیپی حیاتی جلوگیری شود.

سیاسگزاری

نویسندگان از شرکت‌کنندگان، خانواده‌های آنها و مرکز نظارت بر سلامت و ورزش تخصصی برای اسکولیوز-مهر برای همکاری آنها ابراز قدردانی می‌کنند. ما همچنین از آقای دکتر مهدی مجلسی، مدیر آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی، برای تهیه ابزار تشکر می‌کنیم. نویسندگان هیچ بودجه‌ای برای این مطالعه دریافت نکردند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

پروتکل مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه تأیید شد (ID: IR.BASU.REC.1399.003; May 02, 2020). قبل از مشارکت، رضایت آگاهانه کتبی از همه شرکت‌کنندگان و والدین یا سرپرستان قانونی آنها اخذ شد.

حامی مالی

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

مشارکت نویسندگان

سها عباسی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و پردازش داده‌ها، تفسیر نتایج، تهیه متن و ویرایش مقاله مشارکت داشت. نادر فرهپور (نویسنده مسئول) در طراحی پروژه، مدیریت و نظارت بر تحقیق، تعریف روش‌شناسی، تحلیل داده‌ها، تفسیر نتایج، تهیه پیش‌نویس اولیه مقاله و نهایی‌سازی مقاله مشارکت داشت. بیژن حیدری در روش‌شناسی، معاینه بالینی بیماران، تصحیح و ویرایش مشارکت داشت. گابریل مويسان و پاول آلارد در روش‌شناسی، تفسیر نتایج، تصحیح و ویرایش مشارکت داشتند.

تعارض

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

Reference

- Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent idiopathic scoliosis. The Lancet. 2008;371(9623):1527-37. [DOI:10.1016/S0140-6736(08)60658-3]

2. Ji R, Liu X, Liu Y, Yan B, Yang J, Lee WY, et al. Kinematic differences and asymmetries during level walking in adolescent patients with different types of mild scoliosis. *BioMedical Engineering OnLine*. 2024;23(1):22. [DOI:10.1186/s12938-024-01211-5]
3. Kubat O, Ovadia D. Frontal and sagittal imbalance in patients with adolescent idiopathic deformity. *Annals of Translational Medicine*. 2020;8(2):29. [DOI:10.21037/atm.2019.10.49]
4. Justice CM, Miller NH, Marosy B, Zhang J, Wilson AF. Familial idiopathic scoliosis: evidence of an X-linked susceptibility locus. *Spine*. 2003;28(6):589-94. [DOI:10.1097/00007632-200303150-00014]
5. Nowak R, Kwiecien M, Tkacz M, Mazurek U. Transforming growth factor-beta signaling in paravertebral muscles in juvenile and adolescent idiopathic scoliosis. *BioMed Research International*. 2014;2014:594287. [DOI:10.1155/2014/594287]
6. Peng Y, Wang SR, Qiu GX, Zhang JG, Zhuang QY. Research progress on the etiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Chinese Medical Journal*. 2020;133(4):483-93. [DOI:10.1097/CM9.0000000000000652]
7. Wang Y, Pessin JE. Mechanisms for fiber-type specificity of skeletal muscle atrophy. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*. 2013;16(3):243-50. [DOI:10.1097/MCO.0b013e328360272d]
8. Wong LP, Cheung PWH, Cheung JPY. Curve type, flexibility, correction, and rotation are predictors of curve progression in patients with adolescent idiopathic scoliosis undergoing conservative treatment: a systematic review. *The Bone & Joint Journal*. 2022;104-B(4):424-32. [DOI:10.1302/0301-620X.104B4.BJJ-2021-1677.R1]
9. Nam Y, Patel U, Chang DG, Lee YB, Lim J, Yang JH, et al. Curve progression in adolescent idiopathic scoliosis with Cobb angles between 40 and 50 degrees at the late stage of skeletal growth: a minimum 5-year follow-up study. *Journal of Clinical Medicine*. 2025;14(15):5272. [DOI:10.3390/jcm14155272]
10. Lara T, Astur N, Jones TL, Perake V, Moisan A, Warner WC Jr, et al. The risk of curve progression and surgery in African Americans with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Deformity*. 2017;5(4):250-4. [DOI:10.1016/j.jspd.2017.01.013]
11. Xu J, Chen M, Wang X, Luo X. Biomechanical changes in adolescent idiopathic scoliosis during walking: a protocol for systematic review and meta-analysis. *Medicine*. 2023;102(49). [DOI:10.1097/MD.00000000000036528]
12. Allard P, Chavet P, Barbier F, Gatto L, Labelle H, Sadeghi H. Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2004;83(9):689-97. [DOI:10.1097/01.PHM.0000137344.95784.15]
13. Dalleau G, Allard MS, Beaulieu M, Rivard CH, Allard P. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *European Spine Journal*. 2007;16(10):1593-9. [DOI:10.1007/s00586-007-0404-0]
14. Sahlstrand T, Örtengren R, Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1978;49(4):354-65. [DOI:10.3109/17453677809050088]
15. Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 2013;22(11):2407-13. [DOI:10.1007/s00586-013-2845-y]
16. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

17. Park YS, Lim YT, Koh K, Kim JM, Kwon HJ, Yang JS, et al. Association of spinal deformity and pelvic tilt with gait asymmetry in adolescent idiopathic scoliosis patients: investigation of ground reaction force. *Clinical Biomechanics*. 2016;36:52-7. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.05.005]
18. Liew B, Morris S, Netto K. The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Journal of Applied Biomechanics*. 2016;32(6):614-29. [DOI:10.1123/jab.2015-0339]
19. Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*. 2019;8(1):153. [DOI:10.1186/s13643-019-1063-z]
20. Carter S, Saghaei A. An exploration of the effects of gait speed and joint movements on minimum toe clearance across the lifespan: a cross-sectional study. *Journal of Applied Biomechanics*. 2025;41(4):323-32. [DOI:10.1123/jab.2024-0288]
21. Hosseini Y. Comparison of symmetrical and asymmetrical bag-carrying on the vertical ground reaction force during walking in healthy adults. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(2):358-71. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.2.358]
22. Herssens N, Verbecque E, Hallemans A, Vereeck L, Van Rompaey V, Saeys W. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*. 2018;64:181-90. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.06.012]
23. Chung MJ, Wang MJJ. The change of gait parameters during walking at different percentages of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture*. 2010;31(1):131-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2009.09.013]
24. Najafian Razavi M. The comparison of gait kinematics in overweight and normal-weight people across age groups. *Journal of Sport Biomechanics*. 2022;8(3):214-30. [DOI:10.61186/JSportBiomech.8.3.214]
25. Aghamohammadi F, Jalalvand A. The effect of different walking strategies (normal, toe-out, and toe-in) on maximum force and plantar pressure in ten regions of the foot. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;10(4):262-75. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.4.262]
26. Pollard CD, Heiderscheid BC, Van Emmerik REA, Hamill J. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*. 2005;21(2):143-52. [DOI:10.1123/jab.21.2.143]
27. Holmes HH, Fawcett RT, Roper JA. Changes in spatiotemporal measures and variability during user-driven treadmill, fixed-speed treadmill, and overground walking in young adults: a pilot study. *Journal of Applied Biomechanics*. 2021;37(3):277-81. [DOI:10.1123/jab.2020-0109]
28. Fawver B, Beatty GF, Naugle KM, Hass CJ, Janelle CM. Emotional state impacts center of pressure displacement before forward gait initiation. *Journal of Applied Biomechanics*. 2015;31(1):35-40. [DOI:10.1123/JAB.2013-0306]
29. Wu KW, Wang TM, Hu CC, Hong SW, Lee PA, Lu TW. Postural adjustments in adolescent idiopathic thoracic scoliosis during walking. *Gait & Posture*. 2019;68:423-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.12.024]
30. Mallau S, Bollini G, Jouve JL, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine*. 2007;32(1). [DOI:10.1097/01.brs.0000251069.58498.eb]

31. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(1 Suppl 1). [DOI:10.1016/S0268-0033(97)00075-2]
32. Lenke LG, Betz RR, Haher TR, Lapp MA, Merola AA, Harms J, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine*. 2001;26(21):2347-53. [DOI:10.1097/00007632-200111010-00011]
33. Haber CK, Sacco M. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle. *Archives of Physiotherapy*. 2015;5(1):4. [DOI:10.1186/s40945-015-0001-1]
34. Haddas R, Ju KL, Belanger T, Lieberman IH. The use of gait analysis in the assessment of patients afflicted with spinal disorders. *European Spine Journal*. 2018;27(8):1712-23. [DOI:10.1007/s00586-018-5569-1]
35. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European Spine Journal*. 2009;18(4):512-21. [DOI:10.1007/s00586-009-0899-7]
36. Kim DS, Park SH, Goh TS, Son SM, Lee JS. A meta-analysis of gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2020;81:196-200. [DOI:10.1016/j.jocn.2020.09.035]
37. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time- and frequency-domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42. [DOI:10.1097/00007632-199610010-00011]
38. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Does the gait pathology in scoliotic patients depend on the severity of spine deformity? Preliminary results. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2010;12(1):25-8.
39. Tekin S, Yagci G, Topuz S, Demirkiran G. Comparison of gait and sagittal-plane arm swing between individuals with adolescent idiopathic scoliosis and healthy individuals. *Acta Orthopaedica Belgica*. 2023;89(4):727-34. [DOI:10.52628/89.4.11444]
40. Dixon PC, Stebbins J, Theologis T, Zavatsky AB. Spatiotemporal parameters and lower-limb kinematics of turning gait in typically developing children. *Gait & Posture*. 2013;38(4):870-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.04.010]
41. Dixon PC, Stebbins J, Theologis T, Zavatsky AB. Ground reaction forces and lower-limb joint kinetics of turning gait in typically developing children. *Journal of Biomechanics*. 2014;47(15):3726-33. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.09.011]
42. Wu KW, Lu TW, Lee WC, Ho YT, Huang TC, Wang JH, et al. Altered balance control in thoracic adolescent idiopathic scoliosis during obstructed gait. *PLoS One*. 2020;15(2). [DOI:10.1371/journal.pone.0228752]
43. Gum JL, Asher MA, Burton DC, Lai SM, Lambart LM. Transverse-plane pelvic rotation in adolescent idiopathic scoliosis: primary or compensatory? *European Spine Journal*. 2007;16(10):1579-86. [DOI:10.1007/s00586-007-0400-4]
44. Abbasi S, Farahpour N, Heidari B, Moisan G, Allard P. Center of foot pressure and free moment changes during gait in adolescents with right and left scoliosis. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025;14(4):636-51. [DOI:10.32598/SJRM.14.4.3359]
45. Nash CL Jr, Moe JH. A study of vertebral rotation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 1969;51(2):223-9. [DOI:10.2106/00004623-196951020-00002]

46. Wen JX, Yang HH, Han SM, Cao L, Wu HZ, Yang C, et al. Trunk balance, head posture and plantar pressure in adolescent idiopathic scoliosis. *Frontiers in Pediatrics*. 2022;10:979816. [DOI:10.3389/fped.2022.979816]
47. Xi F, Xue X, Ji E, Zhang Q, Zhao S, Li K, et al. Relationship between leg length discrepancy and functional scoliosis in children and adolescents. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2025;26(1):428. [DOI:10.1186/s12891-025-08693-x]
48. Dufvenberg M, Adeyemi F, Rajendran I, Öberg B, Abbott A. Does postural stability differ between adolescents with idiopathic scoliosis and typically developed? A systematic literature review and meta-analysis. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2018;13(1):19. [DOI:10.1186/s13013-018-0163-1]
49. Raabe ME, Chaudhari AMW. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: model development and validation. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(7):1238-43. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.02.046]
50. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics; 2013. [DOI:10.5040/9781492595809]
51. Collins JJ, Whittle MW. Influence of gait parameters on the loading of the lower limb. *Journal of Biomedical Engineering*. 1989;11(5):409-12. [DOI:10.1016/0141-5425(89)90105-2]
52. Normelli H, Sevastik J, Ljung G, Aaro S, Jönsson-Söderström AM. Anthropometric data relating to normal and scoliotic Scandinavian girls. *Spine*. 1985;10(2):123-6. [DOI:10.1097/00007632-198503000-00002]
53. Shohat M, Shohat T, Nitzan M, Mimouni M, Kedem R, Danon YL. Growth and ethnicity in scoliosis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1988;59(3):310-3. [DOI:10.3109/17453678809149370]
54. Zhu F, Hong Q, Guo X, Wang D, Chen J, Zhu Q, et al. A comparison of foot posture and walking performance in patients with mild, moderate, and severe adolescent idiopathic scoliosis. *PLoS One*. 2021;16(5). [DOI:10.1371/journal.pone.0251592]
55. Garg B, Gupta M, Mehta N, Malhotra R. Influence of etiology and onset of deformity on spatiotemporal, kinematic, kinetic, and electromyographic gait variables in patients with scoliosis: a prospective comparative study. *Spine*. 2021;46(6):374-82. [DOI:10.1097/BRS.0000000000003796]
56. Burwell RG, Dangerfield PH, Moulton A, Anderson SI. Etiologic theories of idiopathic scoliosis: autonomic nervous system and the leptin-sympathetic nervous system concept for the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Studies in Health Technology and Informatics*. 2008;140:197-207. [DOI:10.3233/978-1-58603-888-5-197]
57. Grivas TB, Burwell RG, Mihos C, Vasiliadis ES, Triantafyllopoulos G, Kaspiris A. Relatively lower body mass index is associated with an excess of severe truncal asymmetry in healthy adolescents: do white adipose tissue, leptin, hypothalamus and sympathetic nervous system influence truncal growth asymmetry? *Scoliosis*. 2009;4(1):13. [DOI:10.1186/1748-7161-4-13]
58. Hershkovich O, Friedlander A, Gordon B, Arzi H, Derazne E, Tzur D, et al. Association between body mass index, body height, and the prevalence of spinal deformities. *The Spine Journal*. 2014;14(8):1581-7. [DOI:10.1016/j.spinee.2013.09.034]
59. Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 2005;5(4):427-33. [DOI:10.1016/j.spinee.2004.11.014]
60. Walker AP, Dickson RA. School screening and pelvic tilt scoliosis. *The Lancet*. 1984;2(8395):152-4. [DOI:10.1016/S0140-6736(84)91059-6]

61. Yazdani S, Farahpour N, Habibi M, Saba MS. Spatiotemporal variables of gait in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy individuals. *Journal of Sport Biomechanics*. 2016;2(3):5-14.
62. Lao ML, Chow DHK, Guo X, Cheng JCY, Holmes AD. Impaired dynamic balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and abnormal somatosensory evoked potentials. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2008;28(8):846-9. [DOI:10.1097/BPO.0b013e31818e1bc9]
63. Kim SH, Kim HJ. Changes in gait parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of the Korean Physical Therapy*. 2014;26(3):136-9.
64. Alazzawi A, Kaya MH, Büyükturan B, Büyükturan Ö. Comparison of walking parameters in adolescent idiopathic scoliosis and healthy adolescents. *Turkish Journal of Health and Sport*. 2023;4(1):27-31. [DOI:10.29228/tjhealthsport.67934]
65. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait & Posture*. 2012;35(2):209-13. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.09.008]
66. Oatis CA. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
67. Sung PS, Park MS. Compensatory ground reaction forces during scoliotic gait in subjects with and without right adolescent idiopathic scoliosis. *Symmetry*. 2021;13(12):2372. [DOI:10.3390/sym13122372]
68. Yazdani S, Farahpour N. Kinetic gait analysis in patients with adolescent idiopathic scoliosis and normal control subjects. *Journal of Paramedical Sciences and Rehabilitation*. 2017;6(2):48-59.
69. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Lateral steps reveal adaptive biomechanical strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2008;51(8):630-41. [DOI:10.1016/j.annrmp.2008.05.004]
70. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation steps. *European Spine Journal*. 2009;18(2):188-95. [DOI:10.1007/s00586-008-0864-x]
71. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Mesure S. Gait initiation reflects the adaptive biomechanical strategies of adolescents with idiopathic scoliosis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010;53(6-7):372-86. [DOI:10.1016/j.rehab.2010.06.005]
72. Hase K, Stein RB. Analysis of rapid stopping during human walking. *Journal of Neurophysiology*. 1998;80(1):255-61. [DOI:10.1152/jn.1998.80.1.255]
73. Hase K, Stein RB. Turning strategies during human walking. *Journal of Neurophysiology*. 1999;81(6):2914-22. [DOI:10.1152/jn.1999.81.6.2914]