

Research Paper



Spatio-Temporal Parameters and Range of Motion of Lower Limb Joints During Running in Individuals with Adolescent Idiopathic Scoliosis with Mild Thoracic and Lumbar Curvature

Zahra Naeimvafa¹, *Nader Farahpour¹, Gabriel Moisan²

1. Sports Biomechanics Department, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

2. Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada.

Use your device to scan and
read the article online



Citation: Naeimvafa Z, Farahpour N, Moisan G. Spatio-Temporal Parameters and Range of Motion of Lower Limb Joints During Running in Individuals with Adolescent Idiopathic Scoliosis with Mild Thoracic and Lumbar Curvature. Journal of Sport Biomechanics.2025;11(4):344-359. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.344>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.344>



Article Info:

Received: 27 April 2025

Accepted: 8 Sep. 2025

Available Online: 9 Sep. 2025

Keywords:

Adolescent Idiopathic
Scoliosis, Thoracic and
Lumbar Curvature, Running,
Range of Motion,
Spatiotemporal

ABSTRACT

Objective Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) disrupts postural balance and movement control. The biomechanics of running in this population are not well understood. This study investigated spatiotemporal parameters and lower limb joint kinematics during running in AIS patients compared to healthy controls.

Methods Fifteen female patients with AIS (right thoracic: $21.5 \pm 2.7^\circ$; and left lumbar: $23.1 \pm 1.6^\circ$), along with 15 healthy controls, participated in this study. Participants performed a running task at their self-selected speed while markers were attached at landmarks based on the Full-body lumbar spine model. An 8-camera Qualisys system and two Kistler force plates were used to capture the markers' spatial position and record the ground reaction forces, respectively. The data were digitized using Qualisys Track Manager (QTM), and the spatiotemporal and kinematic data were calculated using Visual3D software. MANOVA and Statistical Parametric Mapping tests were used to analyze between-group differences ($p < 0.05$).

Results The AIS patients had lower height, body mass, and BMI ($P < 0.05$) than the control group. No significant differences were observed in spatiotemporal variables between the two groups. In the AIS patients, the abduction-adduction range of motion (ROM) on the right hip ($p = 0.045$) and the left knee ($p = 0.058$) were reduced, while inversion-eversion motion on the right ankle ($p = 0.025$) was greater in the AIS patients.

Conclusion In AIS patients with mild thoracic and lumbar curvatures, the abduction-adduction of the hip and knee, along with the inversion-eversion of the ankle, are altered. These changes may represent a neuromuscular adaptation aimed at optimizing balance during running. Rehabilitation that emphasizes strengthening the lower limb muscles is recommended for these patients.

* Corresponding Author:

Nader Farahpour

Address: Sports Biomechanics Department, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Tel: +98 (918) 1113816

E-mail: naderfarahpour1@gmail.com

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

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

Extended Abstract

1. Introduction

Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) is a three-dimensional spinal deformity characterized by a lateral curvature exceeding 10 degrees, often accompanied by vertebral rotation and sagittal misalignment with unknown cause (1-3). It is the most common spinal disorder in adolescents, with a prevalence ranging from 0.5% to 5%, depending on diagnostic criteria (3,4). The impact of AIS on the musculoskeletal system and neuromechanical function has been widely studied (5). This includes asymmetric spinal loading, poor postural control, muscle imbalances, altered muscle fiber-type ratios, and reduced respiratory function (6, 7-10). Spinal asymmetry in AIS disrupts the center of gravity, prompting compensatory postural and movement adaptations (7-10). During walking, these include altered spatiotemporal (e.g., reduced step length, increased step width) and kinematic (e.g., asymmetric pelvic/trunk motion) patterns (11). While some studies report slower speeds, shorter steps, and lower cadence in AIS (7,8,15-17), others found no differences versus controls (13,14). Kim et al. (2020) linked spinal deformity to gait deviations (12), but evidence remains limited and inconsistent. Such compensations may reduce immediate instability but could elevate long-term risks of joint degeneration and chronic pain (19). While gait in AIS has been extensively studied, running, a more dynamic and strenuous activity, has received less attention. Running imposes greater mechanical stress and demands higher neuromuscular control, balance, and coordination. Assessing running in AIS patients helps understand AIS-related biomechanical adaptations.

Chopra et al. (2020) noted that AIS patients often avoid high-intensity activities like running, leading to muscular deconditioning, which may worsen disease progression (24). They recommended running as part of rehabilitation, but whether AIS patients exhibit the same compensatory mechanisms during running as in walking remains unclear. This study aimed to examine spatiotemporal and joint kinematic changes during running in AIS patients compared to healthy controls. The hypotheses were: a) spatiotemporal parameters would differ in AIS patients, and b) joint kinematic patterns would differ in AIS patients.

2. Methods

This study consisted of a control group (CG) with 15 healthy active girls and an experimental group with 15 female patients with AIS. The AIS patients had right thoracic and left lumbar curves. Participant characteristics are summarized in Table 1. The inclusion criteria for participants were having a BMI of 20–25 and no neurological or musculoskeletal disorders. In addition, Cobb's angle was between 15–45°, and there was no prior treatment for EG. Participants were excluded from the study if they had a limb length discrepancy of >5 mm and a recent joint/muscle injury (past 6 months). All participants were right-handed and right-footed. Ethical approval was obtained (IR.BASU.REC.1399.003), and written consent was secured.

Spatial positions of body markers and ground reaction forces (GRF) during running were recorded using an 8-camera Qualisys motion analysis system (200 Hz), and two Kistler force plates (2000 Hz; 40 × 60 cm). 42 reflective markers (17 mm diameter) were placed on anatomical landmarks of the pelvis, thighs, shanks, and feet, based on the full-body lumbar spine model (25). Participants ran 12 m at self-selected speed, ensuring two consecutive steps landed on force plates. Data were smoothed using a Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 6 Hz in Qualisys Track Manager (QTM) software. Then the model was built in the Visual3D software, and the spatiotemporal and kinematic variables were calculated. Using MANOVA tests (Bonferroni-corrected, $p < 0.05$), spatiotemporal variables were compared between the two groups. Also, dynamic movement patterns (101-point normalized stance phase) were compared between both groups using Statistical Parametric Mapping (SPM) (26).

3. Results

Among the various anthropometric variables, body weight (9.34 kg; $p = 0.005$) and body mass index (2.75 kg/m²; $p = 0.021$) were significantly lower in the AIS patients compared to the healthy group. No significant differences were observed in other anthropometric variables between the groups. The Cobb angles, kyphosis, and lordosis angles were also measured for the AIS patients only.

Table 1. ROM at the hip, knee, and ankle during running in the scoliosis group and healthy controls

Side	Motion	Control group (Mean $\pm$ SD)	Scoliosis group (Mean $\pm$ SD)	p-value
Left hip	Flexion	53 $\pm$ 2.5	53.6 $\pm$ 2.5	0.872
	Abduction/Adduction	18.7 $\pm$ 1.1	16.5 $\pm$ 1.1	0.136
	External/Internal Rotation	20.1 $\pm$ 1.2	19.3 $\pm$ 1.2	0.611
Right hip	Flexion	52.5 $\pm$ 2.4	52.6 $\pm$ 2.4	0.981
	Abduction/Adduction	20.2 $\pm$ 1.2	16.6 $\pm$ 1.2	0.045
	External/Internal Rotation	18.9 $\pm$ 1.7	23.6 $\pm$ 1.7	0.064
Left knee	Flexion	106.5 $\pm$ 3.3	102 $\pm$ 3.3	0.34
	Abduction/Adduction	14.4 $\pm$ 0.9	12 $\pm$ 0.9	0.058
	External/Internal Rotation	28.5 $\pm$ 3.3	31.3 $\pm$ 3.3	0.551
Right knee	Flexion	107.3 $\pm$ 3.1	100 $\pm$ 3.1	0.103
	Abduction/Adduction	14.4 $\pm$ 1.3	14.3 $\pm$ 1.3	0.944
	External/Internal Rotation	30.7 $\pm$ 4	39.5 $\pm$ 4	0.133
Left ankle	Plantar/Dorsi Flexion	42.2 $\pm$ 5.6	48.5 $\pm$ 5.6	0.431
	Abduction/Adduction	17.4 $\pm$ 3	24.3 $\pm$ 3	0.114
	External/Internal Rotation	21.3 $\pm$ 4.1	28.3 $\pm$ 4.1	0.239
Right ankle	Plantar/Dorsi Flexion	43.4 $\pm$ 2.1	40.4 $\pm$ 2.1	0.325
	Abduction/Adduction	17.8 $\pm$ 2	24.4 $\pm$ 2	0.025
	External/Internal Rotation	22.3 $\pm$ 1	24.4 $\pm$ 1	0.125

These values were unavailable for the healthy group, as obtaining radiographs for healthy individuals was not ethically permissible. None of the spatiotemporal variables showed significant differences between the two groups. In the AIS patients, a smaller right hip and left knee abduction-adduction (by 3.6°; $p = 0.045$), and (by 2.4°; $p = 0.058$), respectively, and greater right ankle inversion-eversion Range of Motion (ROM) (by 6.6°; $p = 0.025$) were observed.

4. Discussion

The findings revealed no significant differences in spatiotemporal variables between both groups, aligning with previous studies by Mahaudens et al. (2005), Yang et al. (2013), and Chen et al. (1998) (13, 14, 16). However, some studies reported differences in spatiotemporal parameters in scoliosis patients (16, 17). Notably, Youn et al. (2024) found that gait spatiotemporal parameters in scoliosis patients are influenced by pelvic tilt, sacral slope, kyphosis, and lordosis (17). These discrepancies may be explained in part by the mild curvature in this study, compared to severe scoliosis in other studies. Giannouri et al. (2023) also demonstrated that foot pressure distribution during walking correlates with scoliosis curve severity (27). We observed some kinematic changes in hip, knee, and ankle ROM. In contrast to this study, Kakar et al. (2019) reported that post-surgical scoliosis patients showed minimal differences in overall movement patterns compared to healthy individuals (20), despite significant changes in spinal alignment. This study's lack of spatiotemporal differences may stem from sampling limitations, necessitating further research. However, significant kinematic differences were observed in the hip and ankle joints. Specifically, reduced hip and knee abduction-adduction and increased ankle inversion-eversion ROM in the scoliosis group suggest neuromuscular adaptations to compensate for spinal asymmetry and maintain balance during running. These findings align with prior studies on gait alterations in scoliosis (7, 10).

The findings suggest that despite unchanged spatiotemporal parameters, AIS patients exhibit significant kinematic adaptations in lower limb joints during running. This underscores the importance of: a) assessing spinal and limb flexibility, b) enhancing inter-limb coordination and muscle strength in rehabilitation, and

c) incorporating gait training as a core component of therapy. AIS patients demonstrate altered lower limb joint kinematics during running. Running may serve as a sensitive metric for detecting subtle motor impairments in this population. Understanding these adaptations can guide targeted rehabilitation to improve mobility and reduce injury risk.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with research ethics standards, and its protocol was approved by the University Ethics Committee (IR.BASU.REC.1399.003). In line with these standards, written informed consent was obtained from all participants and their parents.

Funding

This research did not receive any financial support from the government, private, or non-profit organizations.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

مقاله پژوهشی

پارامترهای فضایی-زمانی و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی هنگام دویدن در افراد مبتلا به اسکولیوز ناشناخته نوجوانی با انحنای ملایم سینه‌ای و کمری

زهره نعیم وفا^۱، * نادر فرهپور^۱، گابریل مويسان^۲

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

۲. گروه علوم ورزشی، دانشگاه UQTR، مونترال، کانادا.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Naeimvafa Z, Farahpour N, Moisan G. Spatio-Temporal Parameters and Range of Motion of Lower Limb Joints During Running in Individuals with Adolescent Idiopathic Scoliosis with Mild Thoracic and Lumbar Curvature. Journal of Sport Biomechanics.2025;11(4):344-359. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.344> <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.344>

چکیده

هدف اسکولیوز ناشناخته نوجوانی یک ناهنجاری پیچیده ستون فقرات است که بر تعادل و حرکت تأثیر می‌گذارد. مطالعات پیشین تغییرات راه رفتن در این بیماران را بررسی کرده‌اند، اما اطلاعات کمی درباره مکانیک دویدن وجود دارد. این مطالعه با هدف بررسی تغییرات فضایی-زمانی و الگوی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی هنگام دویدن در افراد مبتلا به اسکولیوز ناشناخته نوجوانی با انحنای دوتایی ملایم در مقایسه با افراد سالم انجام شد.

روش‌ها این پژوهش آزمایشگاهی از نوع مقطعی-مقایسه‌ای شامل ۱۵ دختر نوجوان مبتلا به ناهنجاری اسکولیوز ناشناخته نوجوانی با انحنای دوتایی سینه‌ای راست ($21/5^{\circ} \pm 2/7^{\circ}$) و کمری چپ ($23/1^{\circ} \pm 1/6^{\circ}$) (گروه اسکولیوز) و ۱۵ دختر نوجوان سالم و فعال (گروه سالم) بود. با استفاده از سیستم تحلیل حرکتی Qualisys و صفحات نیروی Kistler داده‌های فضایی-زمانی و دامنه حرکتی مفاصل محاسبه شدند. تحلیل آماری برای مقایسه بین دو گروه در متغیرهای مورد نظر، با استفاده از MANOVA و سطح معناداری $0/05$ $P=$ انجام شد.

یافته‌ها گروه اسکولیوز دارای قد، جرم و شاخص توده بدنی کمتر بودند ($P < 0/05$). با این حال، تفاوت معناداری در متغیرهای فضایی-زمانی بین دو گروه مشاهده نشد. اما در گروه اسکولیوز دامنه ابداکشن-اداکشن ران راست ($P = 0/045$) و زانوی چپ ($P = 0/058$) کمتر و در مقابل دامنه اینورژن-اورژن میچ پای راست ($P = 0/025$) بیشتر از گروه سالم بود.

نتیجه‌گیری گروه اسکولیوز ناشناخته نوجوانی با انحنای ملایم سینه‌ای و کمری در هنگام دویدن الگوی کینماتیکی متفاوتی نسبت به افراد سالم نشان دادند این تغییر ممکن است برای نوعی سازگاری سیستم عصبی-عضلانی برای بهینه‌کردن تعادل هنگام دویدن باشد. توانبخشی عضلات اندام تحتانی در این افراد توصیه می‌گردد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۷ اردیبهشت ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۷ شهریور ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۸ شهریور ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

اسکولیوز نوجوانی ناشناخته،
انحنای سینه‌ای و کمری،
دویدن، دامنه حرکتی، فضایی-
زمانی

*نویسنده مسئول:

نادر فرهپور

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

تلفن: ۱۱۳۸۱۶ (۹۱۸) +۹۸

ایمیل: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه

اسکولیوز ناشناخته نوجوانی (AIS) یک ناهنجاری سه‌بعدی ستون فقرات است که با انحنای جانبی بیش از ۱۰ درجه مشخص می‌شود و اغلب با چرخش مهره‌ها و تغییر در تراز ساجیتال همراه است (۱-۳). این ناهنجاری، شایع‌ترین اختلال ستون فقرات در نوجوانان محسوب می‌شود که شیوع آن بسته به جمعیت و معیارهای تشخیصی بین ۰/۵ درصد تا ۵ درصد متغیر است (۳، ۴). اسکولیوز از نظر ناحیه بر حسب اینکه در چه بخشی از ستون فقرات (گردنی، گردنی-سینه‌ای، سینه‌ای، سینه‌ای کمری، و کمری) باشد طبقه بندی می‌گردد. البته اسکولیوز می‌تواند فقط دارای یک انحناء، نوع انحناء و (به ندرت) سه انحناء از موارد ذکر شده را دربرگیرد. نوع انحنای سینه‌ای اصلی همراه با یک انحنای جبرانی کمری از شایع‌ترین آنهاست. اگرچه علت دقیق بروز AIS هنوز ناشناخته است، تأثیرات آن بر سیستم عضلانی-اسکلتی به‌طور گسترده‌ای مورد مطالعه قرار گرفته است (۵). در موارد پیشرفته، این ناهنجاری منجر به بارگذاری نامتقارن ستون فقرات، لگن و اندام‌های تحتانی می‌شود که تغییرات آناتومیک و فیزیولوژیکی مانند عدم تعادل عضلانی، تغییر در نسبت فیبرهای نوع یک و دو، اختلال در مکانیک قفسه سینه و کاهش عملکرد تنفسی را به همراه دارد (۶). این تغییرات نه تنها بر وضعیت ایستا تأثیر می‌گذارند، بلکه پیامدهای قابل توجهی برای فعالیت‌های دینامیک از جمله تعادل و راه رفتن نیز دارند (۷-۱۰).

تعادل و راه رفتن از اجزای اساسی حرکت انسان هستند که به هماهنگی دقیق بین سیستم عصبی و عضلانی-اسکلتی نیاز دارند. از طرفی قدم زدن یک فعالیت پر تکرار در فعالیت‌های روزانه است. این تکرار در افراد نوجوان فعال تا ۱۰۰۰۰ قدم در روز نیز می‌رسد. بنابر این نامتقارن بودن پارامترهای راه رفتن (فضایی-زمانی) و یا نا کارآمدی الگوی راه رفتن در افراد مبتلا به AIS، ممکن است منجر به مکانیسم‌های جبرانی و اختلال در کنترل وضعیتی و نهایتاً پیشرفت بیماری شود. در طول راه رفتن، این سازگاری‌های عصبی-عضلانی به صورت تغییرات فضایی-زمانی و کینماتیک مفصلی ظاهر می‌شوند؛ از جمله کاهش طول گام، افزایش عرض قدم و حرکت نامتقارن لگن و تنه (۱۱). اخیراً، کیم و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند که الگوی راه رفتن با دفورمیتی ستون فقرات مرتبط است (۱۲). اما تحقیقاتی که نوع و مکانیزم آن را با انحراف اسکولیوز مرتبط کرده باشد بسیار محدود هستند و به همین خاطر در حال حاضر مستندات کافی و همه جانبه در زمینه الگوی راه رفتن در بیماران اسکولیوز وجود ندارد. از طرفی، با توجه به ارتباط بین شدت و نوع انحنای اسکولیوز (محل انحناء در ستون فقرات) با متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن لازم است در مطالعات بیومکانیکی، افرادی در گروه تجربی (اسکولیوز) قرار داده شوند که از نظر نوع انحناء و شدت انحناء کاملاً همگون باشند. به همین خاطر یکی از ویژگی‌های مطالعه حاضر این است که به اثر یک نوع اسکولیوز بر بیومکانیک راه رفتن پرداخته است. با این حال در نتایج تحقیقاتی که پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن را بین بیماران اسکولیوز و افراد سالم مقایسه کرده‌اند تناقض وجود دارد. به عنوان مثال در بین محققین مطرح در این زمینه، پارک و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که سرعت راه رفتن در بیماران اسکولیوز کمتر از افراد سالم است (۸)، در حالی که ماهادنس و همکاران (۲۰۰۵) و یانگ و همکاران (۲۰۱۳) از نظر متغیرهای فضایی-زمانی تفاوتی بین دو گروه سالم و اسکولیوز نیافتند (۱۳، ۱۴). ماهادنس و همکاران (۲۰۰۹، ۲۰۱۴) در تحقیقات بعدی خود و پارک و همکاران (۲۰۱۶) دریافتند که طول قدم در بیماران اسکولیوز کوتاه‌تر از افراد سالم است (۷، ۸، ۱۵)، اما چن و همکاران (۱۹۹۸) و یانگ و همکاران (۲۰۱۳) طول قدم مشابهی را بین دو گروه گزارش کردند (۱۴، ۱۶). اخیراً یون و همکاران (۲۰۲۴) و چن و همکاران (۱۹۹۸) نیز در مطالعه خود یافتند که مقدار طول قدم، سرعت راه رفتن و تعداد گام در دقیقه در افراد اسکولیوز کمتر از افراد سالم است (۱۶، ۱۷). از جمله دلایل توجیهی برای وجود این اختلاف نتایج بین مطالعات مختلف همگن نبودن آزمودنی‌های هر گروه است. بدین معنا که در

هر مطالعه افراد اسکولیوز با انحنای مختلف (کمری، سینه‌ای، دبل، سینه‌ای کمری و یا گردنی-سینه‌ای) و با شدت انحنای کاملاً متفاوت در قالب یک گروه تجربی قرار داده‌اند. در نتیجه، نتایج دستخوش تغییرات می‌گردند. در مطالعات پیشین، عدم رعایت شرط همگن بودن بیماران اسکولیوز یک محدودیت جدی است که تعمیم دادن نتایج گزارش شده را دشوار می‌سازد. به علاوه روش و ابزار نیز در بین مطالعات گذشته متنوع است.

قطع نظر از این محدودیت‌ها، برخی محققان این تغییرات بیومکانیکی در راه رفتن افراد اسکولیوز را به عنوان سازگاری‌های سیستم عصبی مرکزی برای حفظ تعادل و کاهش مصرف انرژی تفسیر کرده‌اند (۱۸). با این حال، چنین سازگاری‌هایی ممکن است خطر بروز مشکلات ثانویه عضلانی-اسکلتی مانند تخریب مفاصل و درد مزمن را در طول زمان افزایش دهند (۱۹). بنابراین شناخت دقیق تغییرات بیومکانیکی اهمیت کلینیکی دارد. ارزیابی دویدن در نوجوانان مبتلا به AIS از چند جهت حائز اهمیت است. اولاً، دویدن یک فعالیت فیزیکی رایج در میان نوجوانان است و درک تأثیر AIS بر مکانیک دویدن می‌تواند به مشارکت ایمن‌تر آنها در ورزش و فعالیت‌های بدنی کمک کند. ثانیاً، دویدن ممکن است بارگذاری نامتقارن و مکانیسم‌های جبرانی مشاهده‌شده در راه رفتن را تشدید کند و به طور بالقوه خطر آسیب را افزایش دهد. در نهایت، دویدن احتمالاً معیار حساس‌تری برای ارزیابی تعادل دینامیک و کینماتیک مفصلی ارائه می‌دهد که ممکن است اختلالات ظریفی را آشکار کند که در راه رفتن قابل تشخیص نیستند. دویدن فشار مکانیکی بیشتری بر بدن وارد می‌کند و به سطح بالاتری از کنترل عصبی-عضلانی، تعادل و هماهنگی نیاز دارد. البته تغییرات بیومکانیکی راه رفتن در بیماران اسکولیوز قابل توجه است (۲۰-۲۲). هرچند راه رفتن در افراد مبتلا به AIS تا حدودی مورد مطالعه قرار گرفته است، اما دویدن فعالیت بیومکانیکی دینامیک با سطوحی از استرس مکانیکی می‌باشد که کمتر مورد توجه بوده است. در واقع، اطلاعات دقیقی در مورد مکانیک دویدن در این جمعیت در دسترس نیست. کاکار و همکاران (۲۰۱۹) در مطالعه‌ای که بیماران اسکولیوز جراحی‌شده را با افراد سالم مقایسه کردند، گزارش دادند که رفتار کینماتیکی تنه و اندام‌های تحتانی بیماران هنگام دویدن با سرعت‌های مختلف تفاوت چندانی با افراد سالم نداشت (۲۳). چوپرا و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند که در بیماران مبتلا به اسکولیوز، به دلیل فقر حرکتی و پرهیز از فعالیت‌های فیزیکی پرتحرک مانند دویدن، علاوه بر ضعف مکانیکی، نوعی تخریب یا آسیب در بافت عضلانی نیز وجود دارد که ممکن است در روند پیشرفت بیماری تأثیرگذار باشد (۲۴). آنها فعالیت‌هایی مانند دویدن را به عنوان بخشی از برنامه توانبخشی این بیماران توصیه کرده‌اند. با این حال، هنوز مشخص نیست که آیا افراد مبتلا به AIS در طول دویدن همان مکانیسم‌های جبرانی مشاهده‌شده در راه رفتن، مانند افزایش عدم تقارن تنه و کاهش دامنه حرکتی در اندام‌های تحتانی را از خود نشان می‌دهند یا خیر.

محدودیت‌های تحقیقات پیشین، نیاز به ارزیابی جامع‌تر مکانیک دویدن در نوجوانان مبتلا به AIS را برجسته می‌کند. به‌طور خاص، مطالعاتی که به بررسی ارتباط بین پارامترهای فضایی-زمانی و کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام‌های تحتانی در طول دویدن بپردازند، بسیار محدود هستند. علاوه بر این، تأثیر شدت و محل انحنای ستون فقرات بر مکانیک دویدن هنوز به‌طور کامل درک نشده است. پرداختن به این شکاف‌های تحقیقاتی برای توسعه مداخلات هدفمند به منظور بهبود عملکرد دویدن و کاهش خطر آسیب در این جمعیت ضروری است. این مطالعات می‌توانند سازگاری‌های خاصی که در طول دویدن رخ می‌دهند، از جمله تغییرات در طول گام، عرض قدم، حرکت لگن و تنه و سینماتیک مفاصل اندام‌های تحتانی را مشخص کنند و درک ما از تأثیر اسکولیوز بر حرکت دینامیک را ارتقا بخشند. بنابراین مرور مطالعات پیشین حاکی از فقدان دانش کافی برای پاسخ به دو سوال اساسی است. ۱) اسکولیوز با چه تغییرات بیومکانیکی دویدن همراه است؟ ۲) اثر هر یک از انواع اسکولیوز بر بیومکانیکی دویدن چیست؟ هدف این مطالعه، بررسی تغییرات فضایی-زمانی و کینماتیک مفاصل در طول دویدن در نوجوانان مبتلا به AIS دارای انحنای دوتایی سینه‌ای راست و

کمری چپ با انحنای ملایم در مقایسه با گروه کنترل سالم همسن بود. فرضیه‌ی تحقیق عبارت بود از اینکه متغیرهای فضایی-زمانی و الگوی کینماتیکی مفاصل در گروه اسکولیوز تغییر می‌کند.

روش شناسی

شرکت‌کنندگان

در این پژوهش آزمایشگاهی از نوع مقطعی-مقایسه‌ای تعداد ۱۵ دختر سالم به عنوان گروه کنترل و ۱۵ دختر نوجوان مبتلا به AIS با انحنای راست سینه‌ای ($21/5^{\circ} \pm 2/7^{\circ}$) و چپ کمری چپ ($23/1^{\circ} \pm 1/6^{\circ}$) به عنوان گروه تجربی و با دامنه سنی ۱۲-۱۸ سال شرکت کردند. مشخصات مورفولوژیک شرکت‌کنندگان هر دو گروه در جدول ۱ ارائه شده است. معیارهای ورود برای گروه اسکولیوز شامل داشتن انحنای ستون فقرات دوتایی^۱ سینه‌ای و کمری، عدم سابقه درمان، شاخص توده بدنی بین ۲۰ تا ۲۵، و عدم سابقه بیماری‌های نورولوژیکی یا عصبی-عضلانی بود. برای گروه کنترل نیز شرط ورود، عدم وجود ناهنجاری‌های عضلانی-اسکلتی و سابقه بیماری‌های عصبی-عضلانی در نظر گرفته شد. معیارهای خروج برای هر دو گروه شامل وجود اختلاف در طول اندام تحتانی چپ و راست بیش از ۵ میلی‌متر، سابقه آسیب مفصلی یا عضلانی در شش ماه گذشته بود. تمام شرکت‌کنندگان راست‌دست و راست‌پا بودند.

ابزار اندازه‌گیری

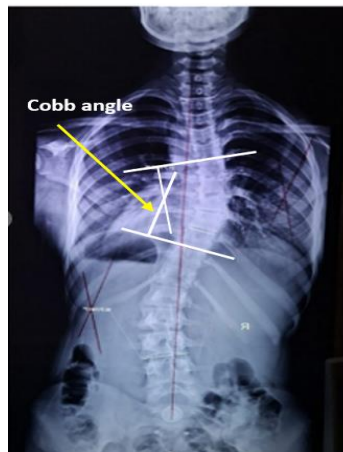
ابتدا رادیوگرافی Total spine از نمای روبرو و جانبی برای بررسی انحنای ستون فقرات و کیفوز و لوردوز بیماران تهیه شد (شکل ۱). برای ثبت داده‌های فضایی-زمانی و نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) در طول دویدن، از یک سیستم ضبط حرکت کوالیسیس (Qualisys) مجهز به هشت دوربین با فرکانس ۲۰۰ هرتز و دو صفحه نیروی کیستلر (با ابعاد 60×40 سانتی‌متر) و فرکانس ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. در این پژوهش از صفحه نیروها برای شناسایی لحظه تماس و لحظه رهایی پا از زمین استفاده شد. دوربین‌ها در اطراف سالن آزمایشگاه و در ارتفاع ۲/۵ متری نصب شده و با استفاده از یک فضای مکعبی به ابعاد $2 \times 4 \times 1$ متر کالیبره شدند. صفحات نیرو در مرکز این فضای کالیبره‌شده روی زمین تثبیت گردیدند. محورهای X، Y و Z به ترتیب به سمت راست، جلو و بالا مثبت جهت‌گیری شدند. تعداد ۴۲ نشانگر منعکس‌کننده نور (با قطر ۱۷ میلی‌متر) بر روی نقاط آناتومیک اندام تحتانی قرار داده شدند تا لگن و اندام تحتانی شامل ران، ساق و پا بر اساس مدل Full-body Lumbar Spine مدل‌سازی شوند (۲۵). در این رابطه برای شناسایی لگن ۴ مارکر روی برجستگی‌های قدامی-فوقانی، خلفی و فوقانی دو سمت چپ و راست ایلیاک گذاشته شد. برای شناسایی ران نیز یک مارکر روی برجستگی بزرگ ران، و دو مارکر روی برجستگی‌های داخلی و خارجی انتهای پایینی ران و نیز ۵ مارکر ناهمراستا روی تنه ران گذاشته شد. برای ساق پا نیز دو مارکر در انتهای فوقانی روی برجستگی‌های داخلی و خارجی تیبیا، و دو مارکر روی قوزک‌های داخلی و خارجی در انتهای دیستال ساق قرار داده شدند. پا نیز با سه مارکر به ترتیب روی پاشنه، انگشت اول و انگشت پنجم شناسایی شد (شکل ۲). هر دو اندام تحتانی سمت راست و چپ به این ترتیب شناسایی شدند. متغیرهای فضایی-زمانی و کینماتیکی مفاصل ران، زانو و مچ پا اندازه‌گیری شدند.

روش اجرای آزمون

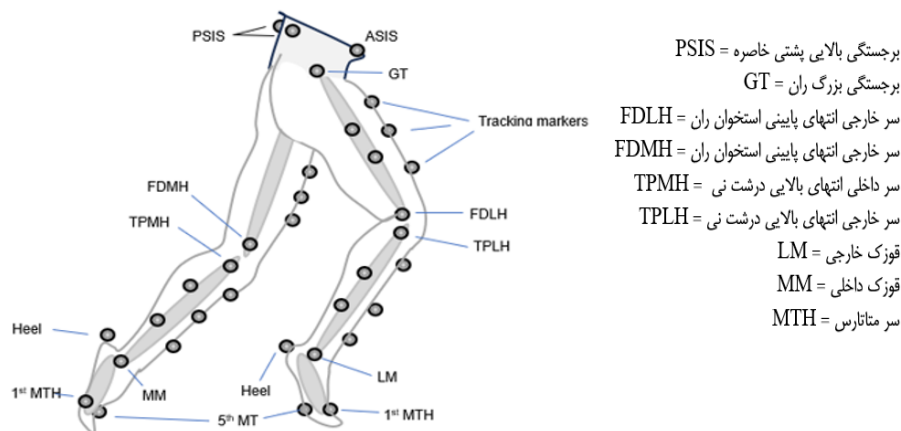
در ابتدا، از هر شرکت کننده در وضعیت ایستاده یک فیلم چندثانیه‌ای برای تهیه مدل بیومکانیکی مربوطه ثبت شد. سپس، هر فرد در مسیری ۱۲ متری می‌دوید به گونه‌ای که در دو قدم متوالی، هر پا روی یک صفحه نیرو قرار گرفت. سرعت دویدن خود انتخابی بود.

پردازش داده‌ها

داده‌های خروجی دوربین‌ها و صفحات نیرو در بازه زمانی stance ابتدا توسط نرم‌افزار QTM پردازش اولیه شدند و به صورت فایل‌های C3D استخراج گردیدند. سپس، در محیط نرم‌افزار Visual3D، داده‌های خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۶ هرتز برای داده‌های کینماتیکی و ۵۰ هرتز برای داده‌های نیرو فیلتر شدند. پس از ساخت مدل هر فرد، برای محاسبه دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و متغیرهای فضایی-زمانی داده‌های فیلترشده پردازش شدند و این متغیرها پس از نرمال‌سازی بر روی ۱۰۱ نقطه (۱۰۰ جزء) در قالب فایل Excel، برای محاسبه منحنی میانگین زوایای پنج تکرار هر شرکت کننده مورد استفاده قرار گرفتند (۲۶).



شکل ۱. عکس رادیوگرافی و شیوه اندازه‌گیری زاویه کاب



شکل ۲. محل اتصال مارکرها در اندام‌های لگن، ران، ساق و پا

تحلیل آماری

ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون پارامتریک برای مقایسه بین دو گروه سالم و اسکولیوز استفاده شد. داده‌های فضایی-زمانی برحسب طول قد افراد همسان سازی شدند. برای محاسبه همبستگی بین متغیر قد با سایر متغیرها از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. برای مقایسه مقادیر گسسته (میانگین مقادیر دامنه حرکتی، و طول و زمان گام) از آزمون MANOVA برای مقایسه بین گروهی و از Repeated-measure ANOVA برای مقایسه درون گروهی استفاده شد. همچنین برای مقایسه بین گروهی متغیرهای سری زمانی نیز از روش آماری (SPM) Statistical Parametric Mapping استفاده شد. در همه این مقایسه‌ها سطح معناداری $P < 0.05$ در نظر گرفته شد.

نتایج

اندازه‌های مربوط به متغیرهای آنتروپومتری در جدول ۱ نشان داده شده‌اند. بر این اساس از میان متغیرهای مختلف آنتروپومتری، اندازه جرم بدن $9/34$ کیلوگرم ($P=0/005$) و شاخص توده بدنی $2/75$ کیلوگرم متر مربع ($P=0/021$) در گروه اسکولیوز کوچکتر از گروه سالم بودند. در مقابل پهنای زانوی بیماران اسکولیوز حدود 7 میلی‌متر بزرگتر از آن در گروه سالم بود ($P=0/032$). سایر متغیرهای آنتروپومتری بین دو گروه تفاوت معناداری نداشتند. همچنین مقادیر زوایای کاب، کیفوز و لوردوز برای گروه اسکولیوز نشان داده شده‌اند. بدیهی است این مقادیر برای گروه سالم اندازه گیری نشدند زیرا تهیه رادیوگرافی برای افراد سالم از نظر اخلاق پزشکی مجاز نبود. نتایج نشان دادند که بین قد افراد با متغیرهای فضایی زمانی همبستگی وجود نداشت.

جدول ۲ مقادیر متغیرهای فضایی-زمانی دوییدن در هر دو گروه سالم و اسکولیوز را نشان می‌دهد. طول و زمان قدم و گام (Step) در گروه اسکولیوز مشابه گروه سالم بود. همچنین مقادیر سرعت راه رفتن و کادنس نیز اختلاف معناداری بین دو گروه نشان ندادند. هر دو گروه متغیرهای فضایی-زمانی متقارنی را نمایش دادند. مقایسه متغیرهای فضایی-زمانی و سرعت راه رفتن پس از همسان سازی بر حسب قد نیز تفاوت معناداری بین دو گروه نشان ندادند.

جدول ۱. مشخصات سن، ابعاد آنتروپومتری و پارامترهای رادیوگرافی در گروه سالم و اسکولیوز			
مشخصات	سالم	اسکولیوز	p-value
سن (سال)	$14/47 \pm 0/48$	$15/27 \pm 0/48$	$0/243$
جرم (kg)	$57/26 \pm 2/16$	$47/92 \pm 2/16$	$0/005$
قد ایستاده (cm)	$162/47 \pm 1/71$	$159/67 \pm 1/71$	$0/258$
شاخص توده بدنی (kg/m^2)	$21/63 \pm 0/79$	$18/88 \pm 0/79$	$0/021$
عرض شانه (cm)	$31/8 \pm 0/6$	$32/73 \pm 0/6$	$0/281$
عرض لگن (cm)	$24/6 \pm 0/68$	$24 \pm 0/68$	$0/535$
پهنای زانو (cm)	$7/47 \pm 0/23$	$8/2 \pm 0/23$	$0/032$
پهنای مچ (cm)	$6/33 \pm 0/13$	$6/4 \pm 0/13$	$0/716$
زاویه کاب انحنای سینه‌ای (°)		$21/5 \pm 2/7$	
زاویه کاب انحنای کمری (°)		$23/1 \pm 1/6$	
زاویه لوردوز کمری (°)		$45/9 \pm 3/9$	
زاویه کایفوز (°)		$43/5 \pm 3/1$	

نکته: مقادیر شامل میانگین و خطای معیار می‌باشند.

جدول ۲. متغیر فضایی-زمانی هنگام دویدن در دو گروه سالم و اسکولیوز

سمت بدن	متغیر	سالم	اسکولیوز	p-value
راست	طول (m)	0.442 ± 0.011	0.45 ± 0.011	۰/۶۱۳
	گام	0.914 ± 0.025	0.906 ± 0.025	۰/۸۰۷
	مدت زمان (s)	0.238 ± 0.006	0.235 ± 0.006	۰/۸۱۳
	گام	0.477 ± 0.011	0.474 ± 0.011	۰/۸۶
	نوسان	0.255 ± 0.006	0.249 ± 0.006	۰/۴۹۴
	سرعت (m/s)	1.922 ± 0.065	1.93 ± 0.065	۰/۹۳۱
چپ	کادنس (step/min)	156.29 ± 4.104	162.205 ± 4.104	۰/۳۱۷
	طول (m)	0.452 ± 0.013	0.442 ± 0.013	۰/۵۶۴
	گام	0.906 ± 0.022	0.909 ± 0.022	۰/۹۲۸
	مدت زمان (s)	0.239 ± 0.005	0.239 ± 0.005	۰/۵۸۹
	گام	0.475 ± 0.012	0.476 ± 0.012	۰/۵۳
	نوسان	0.254 ± 0.006	0.256 ± 0.006	۰/۷۱۸
	سرعت (m/s)	1.915 ± 0.06	1.931 ± 0.06	۰/۸۵۲
	کادنس (step/min)	155.523 ± 2.933	158.432 ± 2.933	۰/۴۸۹

نکته: مقادیر شامل میانگین و خطای معیار می‌باشند.

جدول ۳. دامنه حرکتی مفاصل مختلف (°) حین دویدن در دو گروه سالم و اسکولیوز

سمت بدن	مفصل	حرکت	سالم	اسکولیوز	p-value
راست	ران	فلکشن_اکستنشن	52.5 ± 2.4	52.6 ± 2.4	۰/۹۸۱
		ابداکشن_اداکشن	20.2 ± 1.2	16.6 ± 1.2	۰/۰۴۵
	زانو	چرخش (داخلی_خارجی)	18.9 ± 1.7	23.6 ± 1.7	۰/۰۶۴
		فلکشن_اکستنشن	10.7 ± 3.1	100 ± 3.1	۰/۱۰۳
	مچ	ابداکشن_اداکشن	14.4 ± 1.3	14.3 ± 1.3	۰/۹۴۴
		چرخش (داخلی_خارجی)	30.7 ± 4	39.5 ± 4	۰/۱۳۳
چپ	ران	(پلانتار_دورسی) فلکشن	43.4 ± 2.1	40.4 ± 2.1	۰/۳۲۵
		چرخش (داخلی_خارجی)	22.3 ± 1	24.4 ± 1	۰/۱۲۵
	زانو	اینورژن_اورژن	17.8 ± 2	24.4 ± 2	۰/۰۲۵
		فلکشن_اکستنشن	53 ± 2.5	53.6 ± 2.5	۰/۸۷۲
	مچ	ابداکشن_اداکشن	18.7 ± 1.1	16.5 ± 1.1	۰/۱۳۶
		چرخش (داخلی_خارجی)	20.1 ± 1.2	19.3 ± 1.2	۰/۶۱۱
	زانو	فلکشن_اکستنشن	10.6 ± 3.3	10.2 ± 3.3	۰/۳۴
		ابداکشن_اداکشن	14.4 ± 0.9	12 ± 0.9	۰/۰۵۸
	مچ	چرخش (داخلی_خارجی)	28.5 ± 3.3	31.3 ± 3.3	۰/۵۵۱
		(پلانتار_دورسی) فلکشن	42.2 ± 5.6	48.5 ± 5.6	۰/۴۳۱
	اینورژن_اورژن	چرخش (داخلی_خارجی)	21.3 ± 4.1	28.3 ± 4.1	۰/۲۳۹
			17.4 ± 3	24.3 ± 3	۰/۱۱۴

نکته: مقادیر شامل میانگین و خطای معیار می‌باشند.

جدول ۳، مقادیر حداکثر دامنه حرکتی مفصل ران، زانو و مچ پا را هنگام دویدن نشان می‌دهد. در گروه اسکولیوز مقدار دامنه ابداکشن-اداکشن ران راست حدود ۳/۶ درجه کوچک‌تر ($P=0.045$) و مقدار دامنه چرخش ران راست حدود ۵ درجه بیشتر ($P=0.064$) نزدیک

به معناداری) از گروه سالم بودند. زانوی چپ در گروه اسکولیوز حدود ۲/۴ درجه ابداکشن-اداکشن کوچکتری نسبت به گروه سالم نشان داد ($P=0/058$). هرچند مقدار فلکشن زانو در بیماران اسکولیوز اندکی کمتر بود اما این اختلاف معنادار نبود ($P>0/05$). مقدار اینورژن-اورژن مچ پای راست در گروه اسکولیوز به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود ($P=0/025$).

بحث

این مطالعه با هدف بررسی تغییرات فضایی-زمانی و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در طول دویدن در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز ناشناخته (AIS) در مقایسه با گروه کنترل سالم انجام شد. فرضیه‌های تحقیق پیش‌بینی می‌کردند که هنگام دویدن در گروه اسکولیوز تغییراتی در متغیرهای فضایی-زمانی و الگوی کینماتیکی اندام تحتانی رخ می‌دهد. یافته‌های این پژوهش نشان داد که تفاوت‌های معناداری در متغیرهای فضایی-زمانی بین دو گروه مشاهده نشد. در نتیجه فرضیه اول این تحقیق مبنی بر ایجاد تغییرات در متغیر فضایی-زمانی رد شد. در خصوص بیومکانیک دویدن هیچ مقاله‌ای برای مقایسه نتایج تحقیق حاضر با آنها نیافتیم. البته برخی از محققین قبلی از جمله ماهادنس و همکاران (۲۰۰۵)، یانگ و همکاران (۲۰۱۳)، چن و همکاران (۱۹۹۸) گزارش کردند که متغیرهای فضایی-زمانی در بیماران اسکولیوز کاملاً مشابه افراد سالم است (۱۳، ۱۴، ۱۶). اما در مقابل، برخی از پژوهشگران نیز یافتند که هنگام راه رفتن، متغیرهای فضایی-زمانی در افراد مبتلا به اسکولیوز با افراد سالم متفاوت است (۱۶، ۱۷). در این خصوص، یون و همکاران (۲۰۲۴) براساس نتایج مطالعه خود نشان دادند که پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن در بیماران اسکولیوز تحت تأثیر تیلت لگن، شیب ساکرال، مقدار کایفوز و لوردوز قرار می‌گیرد (۱۷). همچنین گیانوزی و همکاران (۲۰۲۳) نشان دادند که هنگام راه رفتن نحوه توزیع نیروی وزن بدن در بخش‌های مختلف کف پا بستگی به شدت انحنای اسکولیوز دارد (۲۷).

هر چند که بین مطالعات مختلف مغایرت‌هایی دیده می‌شود، اما بخشی از این مغایرت‌ها را ممکن است به تفاوت در ویژگی‌های بیماران اسکولیوز در مطالعات مختلف نسبت داد. در گروه مورد مطالعه ما، میانگین انحراف اسکولیوز سینه‌ای راست ($21/5^{\circ} \pm 2/7^{\circ}$) و کمری چپ ($23/1^{\circ} \pm 1/6^{\circ}$) بود که تقریباً نسبتاً ملایم است. بنابر این ممکن است مقدار انحراف این گروه در حدی نبوده است که بتواند به طور معناداری مرکز ثقل بدن و جهت گیری لگن را تغییر دهد. اما در دیگر مطالعات، انحنای سینه‌ای، کمری، کمری-سینه‌ای با تحدد در سمت‌های راست و چپ وجود داشته است. معمولاً، بزرگسالان هنگام راه رفتن، تنه خود را بیشتر به سمت جلو خم می‌کنند و لگن آنها نیز به سمت جلو چرخیده می‌شود (۲۸-۳۱). این تغییرات در صفحه ساجیتال (جهت قدامی-خلفی) ستون فقرات، یک مکانیسم بیومکانیکی طبیعی محسوب می‌شود که به بدن کمک می‌کند تا راحت‌تر مرکز ثقل خود را به سمت جلو منتقل کند، و گشتاور عضلانی کمتر و توان کوچکتری برای پیشروی لازم باشد. همچنین این چرخش لگن، تعادل و پایداری در هنگام راه رفتن را بهتر حفظ می‌نماید، و بهره‌وری مکانیکی راه رفتن را افزایش می‌دهد. این استراتژی به ویژه در بیمارانی که دچار ناهنجاری‌های ستون فقرات هستند، مختل می‌شود (۱۷). زیرا تغییرات ساختاری سه بعدی در ستون فقرات، راستای اندام‌ها و موقعیت لگن نسبت به تنه و اندام تحتانی را تغییر داده و رسیدن به این هدف را پیچیده‌تر می‌کند. بنابر این، لازم است بدن از پیش برای ایجاد وضعیت بهینه در موقعیت مرکز ثقل و چرخش لگن یک سازگاری جبرانی خاصی را تجربه کند که در مورد ناهنجاری اسکولیوز ناشناخته نوجوانان (AIS)، به خوبی تبیین نشده است. ویژگی‌های راه رفتن و به خصوص دویدن در این بیماران، ارتباط بین تراز ستون فقرات و الگوی کینماتیک سه بعدی آنها در دویدن و راه رفتن هنوز به طور کامل بررسی نشده است. در حالی که جراحی ستون فقرات در شکل و تراز ساجیتال و فرونتال تنه این بیماران تقریباً اصلاحات قابل توجهی ایجاد می‌کند، کاکار و همکاران (۲۰۱۹) گزارش کردند بیماران اسکولیوز جراحی‌شده تفاوت چندانی با افراد سالم در الگوهای حرکتی کلی خود ندارند (۲۳). شاید اگر این

مطالعه در قبل از جراحی همان بیماران نیز انجام بگیرد بتواند اطلاعات ارزشمندی در اختیار بگذارد. در مجموع، با توجه به تغییرات زیاد بین بیماران و عدم همگن بودن آنها از نظر کم و کیف اسکولیوز، وجود تفاوت‌ها بین گزارشات مطالعات مختلف امری اجتناب ناپذیر و مورد انتظار است. بنابراین برای دستیابی به یک نتیجه گیری قطعی در زمینه متغیرهای فضایی-زمانی هنگام دویدن و راه رفتن نیاز به بررسی بیشتر و حذف محدودیت‌های ذکر شده در مطالعات آینده دارد.

نتایج این تحقیق نشان داد که علیرغم شباهت مقادیر متغیرهای فضایی-زمانی، تفاوت‌های قابل توجهی در دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی بین بیماران اسکولیوز و افراد سالم وجود دارد. این نتایج با بخش دوم فرضیه تحقیق مطابقت دارد و نشان می‌دهد که اسکولیوز ایدیوپاتیک می‌تواند بر کینماتیک دویدن تأثیر بگذارد. مشاهدات ما نشان داد که کاهش ابداکشن ران راست و زانوی چپ و افزایش دامنه اینورژن-اورژن میچ در گروه اسکولیوز مشاهده شد. این تغییرات ممکن است ناشی از سازگاری‌های عصبی-عضلانی برای جبران ناهنجاری‌های ستون فقرات و حفظ تعادل در طول دویدن باشد. این نتایج با مطالعات قبلی که تغییرات مشابهی را در راه رفتن افراد مبتلا به اسکولیوز گزارش کرده‌اند، همسو است (۷، ۱۰). به‌طور خاص، این تغییرات ممکن است ناشی از عدم تقارن در بارگذاری اندام‌های تحتانی و تلاش برای حفظ تعادل در طول دویدن باشد. برخی از مطالعات تغییرات نامتقارنی در الگوهای حرکتی افراد مبتلا به اسکولیوز را گزارش کرده‌اند (۶، ۸).

این مطالعه با برخی محدودیت‌ها همراه بود. اولاً، حجم نمونه نسبتاً کوچک بود که ممکن است توان آماری مطالعه را کاهش داده باشد. ثانیاً، تنها نوجوانان مبتلا به اسکولیوز با انحنای متوسط (با میانگین ۲۵-۲۸ درجه) در مطالعه شرکت کردند، بنابراین یافته‌ها ممکن است به بیماران با انحنای شدیدتر قابل تعمیم نباشند. در نهایت، این مطالعه تنها به بررسی دویدن با سرعت دلخواه پرداخته و تغییرات مکانیکی در سرعت‌های مختلف دویدن را بررسی نکرده است. همچنین، اندازه‌های کیفوز، لوردوز، تیلت لگن و شیب ساکرال و سایر پارامترهای تحت تأثیر اسکولیوز در این تحقیق کنترل نشدند. هرچند که این محدودیت‌ها براحتی قابل کنترل نیست زیرا مجموعاً تعداد افراد اسکولیوزی که برای مطالعه یافت می‌شوند بسیار محدود است و امکان همگن کردن بیماران از این نقطه نظر بسیار ضعیف است. در مجموع شاید بتوان چنین تفسیر کرد که دفورمیتی اسکولیوز بسیار پیچیده است و در این گروه مورد مطالعه سیستم عصبی-عضلانی خود را در شرایطی سازگار کرده است که علیرغم عدم تغییر در متغیرهای فضایی-زمانی، تغییرات خاصی در دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی آنها رخ داده است. این موضوع نشان می‌دهد که توجه به انعطاف پذیری اندام‌ها و ستون فقرات، و توجه به هماهنگی بین اندام‌ها و تقویت نیروی عضلانی در سیر توانبخشی بیماران اسکولیوز از اهمیت کلینیکی برخوردار است. همچنین تمرین و توانبخشی راه رفتن نیز بعنوان قسمت اصلی برنامه باید در نظر گرفته شود.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه نشان داد که در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک با انحنای کم (ملایم) هنگام دویدن تغییری در متغیرهای فضایی-زمانی دیده نمی‌شود؛ اما دامنه حرکتی ابداکشن-آداکشن ران و زانو و نیز اینورژن میچ پا دچار تغییر می‌گردد. این یافته‌ها اهمیت ارزیابی دقیق‌تر مکانیک دویدن در این جمعیت را خصوصاً در افرادی با انحنای پیشرفته برجسته می‌کند و نشان می‌دهد که دویدن ممکن است معیار حساس‌تری برای شناسایی اختلالات ظریف حرکتی در افراد مبتلا به اسکولیوز باشد. درک این تغییرات می‌تواند به توسعه برنامه‌های توانبخشی و تمرینی هدفمند برای بهبود عملکرد حرکتی و کاهش خطر آسیب در این بیماران کمک کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه با رعایت موازین اخلاق پژوهشی انجام گرفته و پروتکل این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه با شناسه (IR.BASU.REC.1399.003) تأیید شده است. طبق این موازین، از تمام شرکت کنندگان و والدین آنها رضایت نامه کتبی اخذ گردیده است.

حامی مالی

نویسندگان هیچ نوع حمایت مالی از هیچ سازمان یا موسسه دولتی یا خصوصی دریافت نکرده اند.

مشارکت نویسندگان

نویسنده اول در بازخوانی و ادیت مقاله، جمع‌آوری داده‌ها، و آنالیز و پردازش داده‌ها مشارکت داشت. نویسنده دوم (نویسنده مسئول) در طراحی و نظارت پژوهش، متدولوژی، آنالیز داده‌ها، تفسیر نتایج و تهیه اولین ویرایش مقاله و همچنین نهایی کردن مقاله مشارکت داشت. نویسنده سوم در متدولوژی، پردازش داده‌ها و تفسیر نتایج، مشارکت داشتند.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Cobb J. Outline for the study of scoliosis. Instructional course lecture. 1948.
2. Lonstein JE. Patient evaluation. Moe's Textbook of Scoliosis and other spinal deformities. 1995.
3. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S, de Mauroy JC, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. Scoliosis and spinal disorders. 2018;13:1-48. [DOI:10.1186/s13013-017-0145-8] [PMID]
4. Brooks H, Azen S, Gerberg E, Brooks R, Chan L. Scoliosis: a prospective epidemiological study. The Journal of Bone & Joint Surgery. 1975;57(7):968-972. [DOI:10.2106/00004623-197557070-00015]
5. Winter RB. Classification and terminology. Moes Textbook of Scoliosis and Other Deformities. 1987.
6. Luo M, Yang H, Wu D, You X, Huang S, Song Y. Tent5a modulates muscle fiber formation in adolescent idiopathic scoliosis via maintenance of myogenin expression. Cell Proliferation. 2022;55(3):e13183. [DOI:10.1111/cpr.13183] [PMID]
7. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. European spine journal. 2009;18:512-521. [DOI:10.1007/s00586-009-1002-0] [PMID]

8. Park H-J, Sim T, Suh S-W, Yang JH, Koo H, Mun JH. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 2016;25:385-393. [DOI:10.1007/s00586-015-3931-0] [PMID]
9. Yazdani S, Farahpour N, Delavar A, Farahmand F. Electromyographical Activity of Erector Spinae and Gluteus Medius Muscles in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis during Gait. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*. 2016;38(6):84-92.
10. 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.
11. Mallau S, Bollini G, Jouve J-L, Assaïante C. Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine*. 2007;32(1):E14-E22. [DOI:10.1097/01.brs.0000251069.58498.eb] [PMID]
12. Kim H-J, Chun H-J, Shen F, Kang K-T, Chang B-S, Lee C-K, et al. Analysis of pelvic compensation for dynamic sagittal imbalance using motion analysis. *European spine journal*. 2020;29:428-437. [DOI:10.1007/s00586-019-06267-9] [PMID]
13. Mahaudens P, Thonnard J-L, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 2005;5(4):427-433. [DOI:10.1016/j.spinee.2004.11.014] [PMID]
14. Yang JH, Suh S-W, Sung PS, Park W-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 2013;22:2407-2413. [DOI:10.1007/s00586-013-2845-y] [PMID]
15. Mahaudens P, Raison M, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Effect of long-term orthotic treatment on gait biomechanics in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 2014;14(8):1510-1519. [DOI:10.1016/j.spinee.2013.08.050] [PMID]
16. Chen P-Q, Wang J-L, Tsuang Y-H, Liao T-L, Huang P-I, Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics*. 1998;13(1):S52-S58. [DOI:10.1016/S0268-0033(97)00075-2] [PMID]
17. Eun I-S, Cho YJ, Goh TS, Jeong JY, Lee JS. Association between gait profile and spinal alignment in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2024;130:110915. [DOI:10.1016/j.jocn.2024.110915] [PMID]
18. Kearon C, Killian J. Factors determining pulmonary function in adolescent idiopathic thoracic scoliosis. *American Review of Respiratory Disease*. 1993;148:288-294. [DOI:10.1164/ajrccm/148.2.288]
19. Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. *Jama*. 2003;289(5):559-567. [DOI:10.1001/jama.289.5.559] [PMID]
20. Burwell RG, Cole AA, Cook T, Grivas T, Kiel A, Moulton A, et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept. *scoliosis*. 1992;8(19):68.
21. CJ G. Adolescent idiopathic scoliosis and cerebral asymmetry. *Spine*. 1995;20:1685-1691. [DOI:10.1097/00007632-199508000-00007] [PMID]
22. Karimi MT, Kavyani M, Kamali M. Balance and gait performance of scoliotic subjects: A review of the literature. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2016;29(3):403-415. [DOI:10.3233/BMR-150641] [PMID]

23. Kakar RS, Li Y, Brown CN, Oswald TS, Simpson KJ. Spine and lower extremity kinematics exhibited during running by adolescent idiopathic scoliosis patients with spinal fusion. *Spine deformity*. 2019;7(2):254-261. [DOI:10.1016/j.jspd.2018.08.015] [PMID]
24. Chopra S, Larson AN, Kaufman KR, Milbrandt TA. Accelerometer based assessment of daily physical activity and sedentary time in adolescents with idiopathic scoliosis. *PLoS One*. 2020;15(9):e0238181. [DOI:10.1371/journal.pone.0238181] [PMID]
25. Raabe ME, Chaudhari AM. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of biomechanics*. 2016;49(7):1238-1243. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.02.046] [PMID]
26. Collins J, Whittle MW. Influence of gait parameters on the loading of the lower limb. *Journal of biomedical engineering*. 1989;11(5):409-412. [DOI:10.1016/0141-5425(89)90105-2] [PMID]
27. Gianuzzi DL, Barsotti CEG, Camara GdS, Andrade RM, Torini AP, Ribeiro AP. Effect of progression of adolescent idiopathic scoliosis on gait parameters. *Coluna/Columna*. 2023;22:e269978. [DOI:10.1590/s1808-185120222201269978]
28. Aminiaghdam S, Rode C, Müller R, Blickhan R. Increasing trunk flexion transforms human leg function into that of birds despite different leg morphology. *Journal of Experimental Biology*. 2017;220(3):478-486. [DOI:10.1242/jeb.148312] [PMID]
29. Kluger D, Major MJ, Fatone S, Gard SA. The effect of trunk flexion on lower-limb kinetics of able-bodied gait. *Human movement science*. 2014;33:395-403. [DOI:10.1016/j.humov.2013.12.006] [PMID]
30. Saha D, Gard S, Fatone S. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait & posture*. 2008;27(4):653-660. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.08.009] [PMID]
31. Wren TA, Rethlefsen S, Kay RM. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2005;25(1):79-83. [DOI:10.1097/01241398-200501000-00018] [PMID]