

Research Paper

Lower Extremity Joints' Moments and Powers During Stop-Jump in Adolescents With Idiopathic Thoracic Scoliosis: A Special Look at Pelvic Compensatory Deviation



Elnaz Dizaji¹, *Nader Farahpour¹, Leila Ghazaleh²

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.
2. Department of Exercise Physiology, Faculty of Sports Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran.



Citation Dizaji E, Farahpour N, Ghazaleh L. [Lower Limb Joints' Moments and Powers During Stop-Jump in Adolescents With Idiopathic Thoracic Scoliosis: A Special Reference to Pelvis Compensatory Deviation (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(3):448-463. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.3.3342>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.3.3342>

ABSTRACT

Background and Aims Major thoracic scoliosis is the most prevalent form of scoliosis, which may appear with or without a compensatory deviation of the pelvis. The impact of this pelvis malalignment on lower limb kinetics in landing and jumping has not been thoroughly explored. This study aimed to investigate the lower limb joints' moments and powers during a stop-jump task in two groups of adolescents with major thoracic scoliosis: Those with a pelvis compensatory deviation and those without.

Methods We recruited 12 adolescents with major thoracic curvature exhibiting a compensatory deviation of the pelvis and 12 without such a deviation. Using two force plates and an 8-camera motion capture system, we quantified the moments and powers of the hip, knee, and ankle joints during stop-jump tasks. Data processing and calculations were performed using Visual-3D and MATLAB software, version 21a. The time series of the variables were compared between the two groups using the SPM{t} method, with a significance level set at 0.05. SPM{t} is the statistical parametric mapping (SPM) analysis where a t-statistic is calculated for each voxel in an image.

Results In both groups, the hip extensor moment explored the greatest moment, while the knee joint showed the smallest moment (abductor). Also, absorbed and produced power was highest at the sagittal plane of the hip joint. Both groups demonstrated symmetrical moments and powers, with no significant difference observed in the kinetics of the lower limb joints between the two groups ($P > 0.05$).

Conclusion The presence of pelvic deviation in adolescent idiopathic scoliosis with major thoracic curvature does not significantly influence lower limb movement patterns or kinetics during stop-jump. Both groups exhibited comparable patterns of joint moments and powers, suggesting that compensatory pelvic adjustments may not play a critical role in lower limb kinetics in this context.

Keywords Adolescent idiopathic scoliosis, Thoracic curve, Moment, Power, Stop-jump

Received: 19 Feb 2025

Accepted: 05 Apr 2025

Available Online: 23 Jul 2025

* Corresponding Author:

Nader Farahpour, Professor.

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

Tel: +98 (81) 31400000

E-Mail: naderfarahpour1@basu.ac.ir



Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY-NC; <https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en>),
which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

Major thoracic scoliosis is the most prevalent form, which may appear with or without a compensatory deviation of the pelvis. The impact of this pelvis malalignment on lower limb kinetics in landing and jumping has not been thoroughly explored. We elucidate the biomechanical adaptations associated with pelvic asymmetry and its potential implications for joint health and function. The findings of this study may contribute to a deeper understanding of spinal deformity, pelvic alignment, and mechanics and ultimately guide the development of rehabilitation and injury strategies in individuals with thoracic scoliosis. This study aimed to investigate the lower limb joints' moments and powers during a stop-jump task in two groups of adolescents with major thoracic scoliosis: those with a pelvis compensatory deviation and those without.

Methods

We recruited 12 patients with major thoracic curvature exhibiting a compensatory deviation of the pelvis and 12 patients without such a deviation (Cobb angle of the main curvature between 10-45 degrees and Apical trunk rotation of the main curvature more than 7 degrees). The variables of one-sided pelvic drop (lateral tilt), axial rotation of the pelvis, and lateral displacement of the pelvis in the frontal plane (linear displacement) were calculated using the Kinovea software from the spine radiograph. Using two force plates (1000 Hz) and an 8-camera motion capture system (250 Hz), the moments and powers of the hip, knee, and ankle joints in 3 planes were quantified during stop-jump tasks. Based on the right-hand rule, data processing and calculations were performed using Visual-3D and MATLAB software, version 21a.

Therefore, the hip moment was considered positive for flexion, adduction, and internal rotation. Knee extension, adduction, internal rotation, and ankle dorsiflexion, inversion, and adduction (internal rotation) were considered positive. Positive power was also considered the concentric activity of the muscle that generates force. The marker coordinates and ground reaction force was filtered using a 4th-order Butterworth low-pass filter with zero cutoff frequencies of 8 Hz and 20 Hz, respectively, and normalized by body weight. The data were cut from the initial foot contact with the force plates during stop (or landing) to the last foot contact with the force plates before jumping when the vertical ground reaction force was +20 N.

The time series of the variables were compared between the two groups using the SPM{t} method. SPM{t} is the statistical parametric mapping (SPM) analysis where a t-statistic is calculated for each voxel in an image. In addition, the Mean±SD of pelvis deviation variables were compared between two groups by independent t-test. The significance level was set at $P < 0.05$.

Results

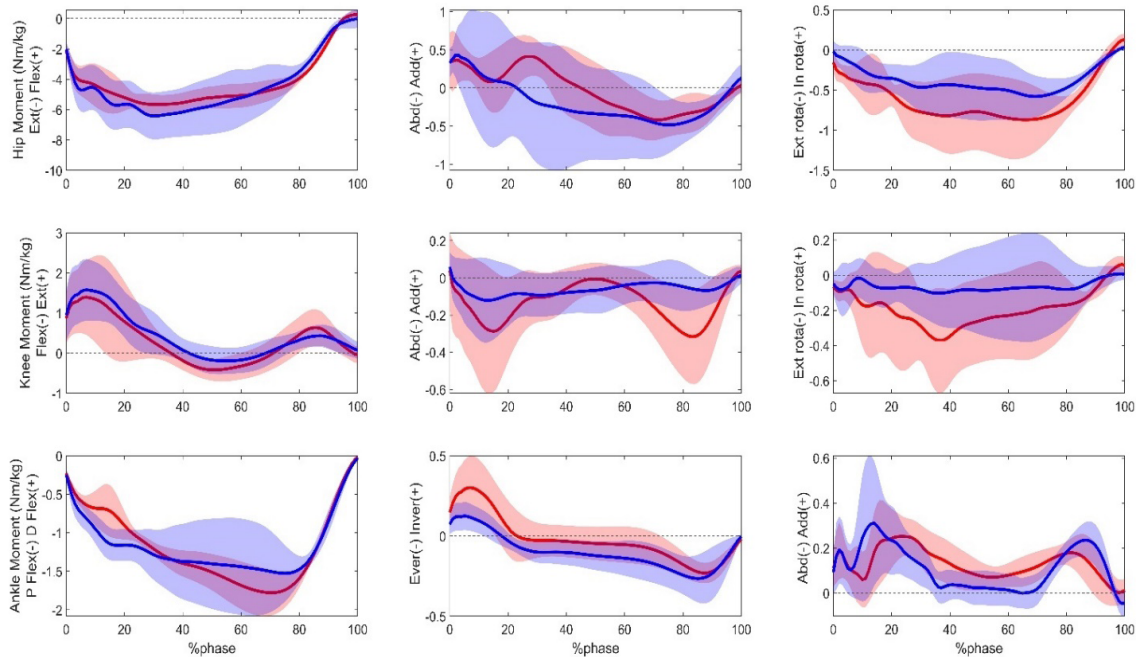
The Cobb angle of thoracic curvature was similar between the two scoliosis groups ($P > 0.05$). However, the variables of lateral pelvic tilt ($P = 0.03$) and lateral pelvic displacement ($P = 0.04$) significantly differed between the two groups. Although the axial rotation of the pelvis was smaller in the group without pelvic deviation, the difference between the groups was not statistically significant ($P = 0.07$).

The mean and standard deviation of the 3D moment and power of the ankle, knee, and hip joints and the SPM results during stop-jump in the two scoliosis groups with (red) and without (blue) compensatory pelvic deviation can be seen in [Figures 1 and 2](#), respectively. In both groups, the hip extensor moment explored the greatest moment, while the knee joint showed the smallest moment (abductor). Also, the absorbed and produced power was highest at the sagittal plane of the hip joint. Both groups demonstrated symmetrical moments and powers, with no significant difference observed in the kinetics of the lower limb joints between the two groups ($P > 0.05$).

Conclusion

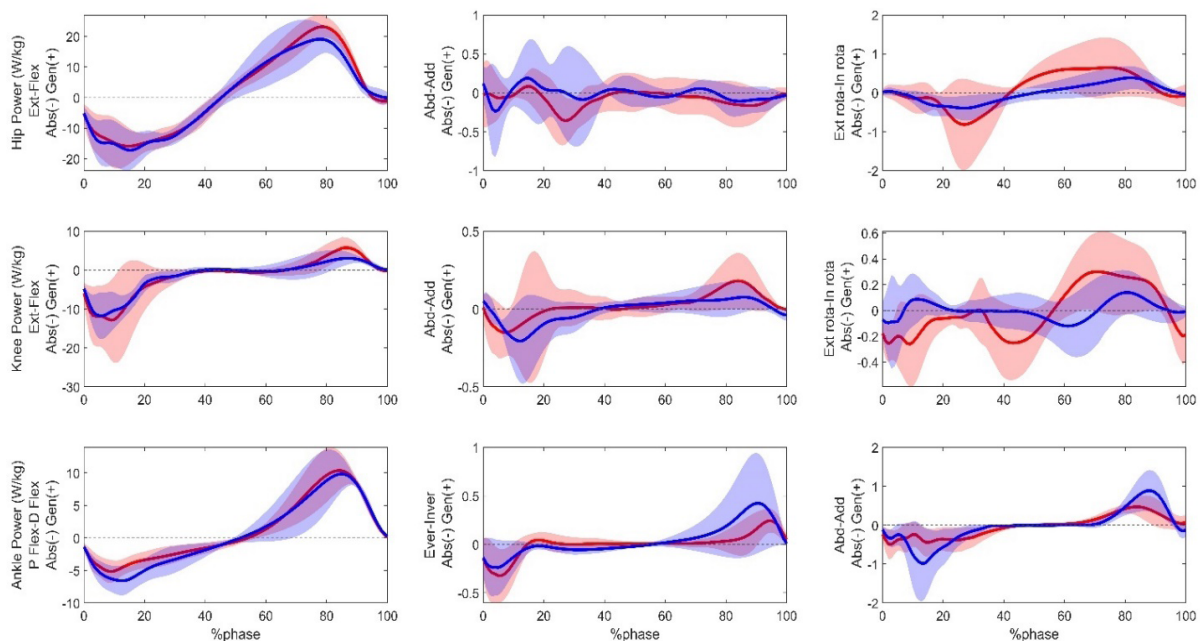
Pelvis compensatory deviation in adolescent idiopathic scoliosis patients with major thoracic curvature does not significantly influence lower limb movement patterns or kinetics during stop-jump. These findings could help improve treatment and rehabilitation programs for these individuals. Both groups exhibited comparable patterns of joint moments and powers, suggesting that compensatory pelvic adjustments may not play a critical role in lower limb kinetics in this context. However, further research is needed to examine the long-term effects of different tasks.

It also may indicate that the neuromuscular system of adolescents with thoracic scoliosis compensated by pelvic deviation can compensate for the imbalance caused by pelvic deviation. Another possible explanation for these findings could be the neuromuscular adaptations individuals with scoliosis have developed to maintain their balance and motor function. These adaptations may include increased activity of core and lower limb muscles



Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Figure 1. The mean and standard deviation of the 3D moment of the ankle, knee, and hip joints and the SPM results during stop-jump in two scoliosis groups with (red) and without (blue) compensatory pelvic deviation ($P < 0.05$).
Abbreviations: P Flex: Plantar Flexion; D Flex: Dorsi Flexion; Inver: Inversion; Ever: Eversion; Abd: Abduction; Add: Adduction.



Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Figure 2. The mean and standard deviation of the 3D power of the ankle, knee, and hip joints and the SPM results during stop-jump in two scoliosis groups with (red) and without (blue) compensatory pelvic deviation ($P < 0.05$).
Abbreviations: P Flex: Plantar Flexion; D Flex: Dorsi Flexion; Inver: Inversion; Ever: Eversion; Abd: Abduction; Add: Adduction; Abs: Absorption; Gen: Generation.

to compensate for the imbalance caused by pelvic deviation. Alternatively, the central nervous system may regulate muscle activation patterns to prevent significant joint moment and power changes. Due to the lack of similar studies in this area, comparing current study results with previous findings is difficult. However, previous studies have shown that thoracic scoliosis can affect pelvic and lower limb mechanics. Although previous studies have examined the effect of thoracic scoliosis, the present research divided thoracic scoliosis into groups with and without pelvic tilt. Furthermore, studies that have focused on the effect of scoliosis on lower limb function have mainly concentrated on low-intensity activities such as walking. While dynamic, high-intensity activities such as stop-jump may require different adaptations. Therefore, the present study's findings may contribute to a better understanding of the effect of scoliosis on lower limb function during challenging activities.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were considered in this study, such as the informed consent of the participants, the confidentiality of their information, and their right to leave the study. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the [Bu-Ali Sina University](#) (IR.BASU.REC.1398.59).

Funding

This study was extracted from the PhD thesis of Elnaz Dizaji at the Department of Sports Sciences, [Bu-Ali Sina University](#). This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to the conception and design of the study, data collection and analysis, interpretation of the results, and drafting of the manuscript. Each author approved the final version of the manuscript for submission.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants and their parents for their cooperation in this study.

This Page Intentionally Left Blank



مقاله پژوهشی

گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی در اجرای توقف-پرش در نوجوانان دارای اسکولیوز ایدئوپاتیک سینه‌ای: نگاهی ویژه به اثر انحراف جبرانی لگن در دینامیک اندام تحتانی

الناز دیزجی^۱، نادر فرهپور^۱، لایلا غزاله^۲

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

۲. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهراء، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation Dizaji E, Farahpour N, Ghazaleh L. [Lower Limb Joints' Moments and Powers During Stop-Jump in Adolescents With Idiopathic Thoracic Scoliosis: A Special Reference to Pelvis Compensatory Deviation (Persian)]. *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2025; 14(3):448-463. <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.3.3342>

doi <https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.14.3.3342>

چکیده

مقدمه و اهداف اسکولیوز اصلی سینه‌ای، شایع‌ترین نوع اسکولیوز است که ممکن است با یا بدون انحراف جبرانی لگن ظاهر شود. تأثیر این انحراف لگن بر کینتیک اندام‌های تحتانی در هنگام فرود و پرش به‌طور کامل مورد بررسی قرار نگرفته است. مطالعه حاضر با هدف بررسی گشتاور و توان مفاصل اندام‌های تحتانی در دو گروه از نوجوانان دارای اسکولیوز سینه‌ای با و بدون انحراف جبرانی لگن، حین انجام یک وظیفه توقف-پرش انجام شد.

مواد و روش‌ها در مطالعه حاضر ۱۲ نوجوان با انحنای سینه‌ای که انحراف جبرانی لگن را هم داشتند و ۱۲ نوجوان با اسکولیوز سینه‌ای اما بدون انحراف لگن مورد مطالعه قرار گرفت. با استفاده از دو صفحه نیرو و یک سیستم تحلیل حرکتی دارای ۸ دوربین، گشتاور و توان مفاصل ران، زانو و مچ پا را در حین وظیفه توقف-پرش کمی‌سازی کردیم. پردازش داده‌ها و محاسبات با استفاده از نرم‌افزارهای Visual-3D و MATLAB انجام شد. سری‌های زمانی متغیرها بین دو گروه با استفاده از روش t (SPM) مقایسه شد و سطح معناداری ۰/۰۵ تعیین شد.

یافته‌ها در هر دو گروه، بزرگ‌ترین گشتاور مربوط به گشتاور اکستنسوری مفصل ران و کوچک‌ترین گشتاور در مفصل زانو (ابدکتوری) نشان داده شد. همچنین، میزان توان جذب‌شده و تولیدشده مفصل ران در صفحه ساجیتال بالاترین مقدار در بین مفاصل بود. هر دو گروه گشتاور و توان مقارنی را نشان دادند و تفاوت معناداری در کینتیک مفاصل اندام‌های تحتانی بین دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری وجود انحراف لگن در نوجوانان دارای اسکولیوز ایدئوپاتیک با انحنای سینه‌ای اصلی بر الگوهای حرکتی یا کینتیک اندام‌های تحتانی حین توقف-پرش تأثیر نمی‌گذارد. هر دو گروه الگوهای مشابهی از نظر گشتاور و توان در مفصل‌ها نشان دادند که بیانگر آن است که انحراف جبرانی لگن در حدی که در افراد مورد مطالعه مشاهده شد، ممکن است نقش جدی در ایجاد اختلال در کینتیک اندام‌های تحتانی در این افراد نداشته باشد.

کلیدواژه‌ها اسکولیوز ناشناخته نوجوانی، انحنای سینه‌ای، گشتاور، توان، توقف-پرش

تاریخ دریافت: ۰۱ اسفند ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۶ فروردین ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۰۱ مرداد ۱۴۰۴

* نویسنده مسئول:

دکتر نادر فرهپور

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

تلفن: ۳۱۴۰۰۰۰ (۸۱) ۹۸+

رایانامه: naderfarahpour1@basu.ac.ir

Copyright © 2025 The Author(s);

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

مقدمه و اهداف

زمین هستند، در تعامل با تنه و لگن قرار می گیرند؛ و شرایط مکانیکی لگن تأثیر مستقیمی بر خروجی دینامیکی اندام تحتانی خواهند داشت [۱۴]. در افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای، انحراف جبرانی لگن ممکن است زنجیره کینتیک طبیعی را مختل کند و به الگوهای نامتقارن توزیع بار منجر شود. این امر به‌طور بالقوه خطر آسیب مفاصل یا تغییرات تخریبی مفاصل در طول زمان را افزایش می‌دهد [۱۵-۱۹].

با وجود اهمیت بالینی درک تأثیر اسکولیوز سینه‌ای و انحرافات لگنی مرتبط با آن بر کینتیک اندام تحتانی، هیچ تحقیقی به بررسی این رابطه در طول فعالیت‌های پویا مانند توقف-پرش نپرداخته است. مطالعات پیشین عمدتاً بر ارزیابی‌های وضعیتی ایستا یا تحلیل راه رفتن متمرکز بوده‌اند [۱۲، ۲۰-۲۵] که این امر شکافی در دانش مربوط به پیامدهای بیومکانیکی اسکولیوز در طول حرکات عملکردی با شدت بالا ایجاد کرده است. بررسی تأثیر انحراف جبرانی لگن بر کینتیک مفاصل اندام تحتانی در طول تست توقف-پرش می‌تواند بینش‌های مهمی در مورد مکانیسم‌های جبرانی مورد استفاده افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای ارائه دهد و مداخلات هدف‌مندی را برای کاهش بارگذاری غیرطبیعی مفاصل پیشنهاد کند.

مطالعه حاضر با هدف درک بهتر و پر کردن شکاف علمی، به بررسی تأثیر انحراف جبرانی لگن در افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای بر کینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا در طول تست توقف-پرش می‌پردازد. با تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاورهای مفصلی و تولید توان، ما به دنبال روشن‌سازی سازگاری‌های بیومکانیکی مرتبط با عدم تقارن لگن و پیامدهای بالقوه آن برای سلامت و عملکرد مفاصل هستیم. یافته‌های این تحقیق ممکن است به درک عمیق‌تری از تعامل بین ناهنجاری ستون فقرات، تراز لگن و مکانیک اندام تحتانی کمک کند و در نهایت راهنمایی برای توسعه استراتژی‌های توانبخشی و پیشگیری از آسیب در افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای ارائه دهد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌آزمایشی بود. ابتدا، دانش‌آموزان دختر پایه متوسطه اول و دوم منطقه ۵ شهر تهران با مشاهده ظاهری و آزمون آدامز غربالگری شدند. افرادی که دارای علائم افتادگی شانه، برجستگی نامتقارن کتف، جابه‌جایی جانبی لگن از محور عمودی و تیلت جانبی لگن داشتند و یا اگر در تست آدامز (خم شدن تنه به جلو) برجستگی نامتقارن دنده‌ها^۲ حداقل ۷ درجه چرخش را نشان می‌داد [۲۶، ۲۷]، به پزشک ارتوپد معرفی و در صورت تجویز پزشک عکس رادیوگرافی ستون فقرات از مهره C1 تا انتهای فوقانی استخوان ران تهیه شد. پس از بررسی

اسکولیوز یکی از ناهنجاری‌های شایع ستون فقرات است که با انحنای جانبی ستون مهره‌ها در صفحه فرونتال معرفی می‌شود، اما در حقیقت یک ناهنجاری پیچیده سه بعدی است و می‌تواند انحناهای ستون فقرات در صفحه ساجیتال را نیز تحت تأثیر قرار دهد [۱]. اسکولیوز پیشرفته عوارض متعددی را ممکن است به همراه داشته باشد که مهم‌ترین آن‌ها شامل بدشکلی‌های ظاهری، کمردرد و مشکلات قلبی-تنفسی می‌باشد [۲]؛ ضمن اینکه غالباً در صورت پیشرفت انحنا تا بالای ۵۰ درجه، انجام جراحی ستون فقرات برای درمان اسکولیوز توصیه می‌شود [۲]. علت ایجاد و پیشرفت اسکولیوز در ۸۰ درصد موارد ناشناخته، در ۱۰ درصد ارثی و در ۵-۷ درصد موارد عصبی-عضلانی عنوان شده است [۳] و معمولاً در سنین ۱۰ تا ۱۸ سالگی بروز می‌نماید [۴]. شیوع این ناهنجاری در زاویه کاب زیر ۱۰ درجه بین زنان و مردان یکسان است، اما در انحناهای ۱۰-۳۰ درجه این نسبت ۱۰ به ۱ می‌گردد [۵]. همچنین ریسک پیشرفت انحنا در زنان بیشتر از مردان است [۵]. در مطالعات اپیدمیولوژیک اسکولیوز سینه‌ای با بیشترین میزان شیوع در میان سایر انواع اسکولیوز گزارش شده است [۶].

ناهنجاری اسکولیوز دارای شرایطی است که به‌طور قابل توجهی بر تراز وضعیتی و عملکرد بیومکانیکی بدن تأثیر می‌گذارد [۲]. درحالی‌که تمرکز اصلی تحقیقات اسکولیوز به‌طور سنتی بر مورفولوژی ستون فقرات و پیامدهای آن در ناحیه سینه‌ای و کمری بوده است [۸، ۹]، شواهد جدید نشان می‌دهند مکانیسم‌های جبرانی مرتبط با اسکولیوز ممکن است فراتر از ستون فقرات گسترش یابد و بر کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی تأثیر بگذارد [۸، ۱۱]. در میان این سازگاری‌های جبرانی، انحراف جبرانی لگن - که یک انحراف وضعیتی شایع در افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای است [۹] - به‌عنوان عاملی کلیدی در تغییر توزیع بار و مکانیک مفاصل در طول فعالیت‌های پویا مطرح است [۱۲]. در فعالیت‌های حرکتی نظیر توقف-پرش، بالا پایین رفتن از پله و یا حمل بار، وضعیت نامتقارن لگن ممکن است موجب وارد آمدن فشارها و نیروهای نامتقارن شود که می‌توانند بر پیشرفت انحنا اثرگذار باشند.

در بین وظایف حرکتی، وظیفه حرکتی توقف-پرش^۱، یک مانور پرشی با شدت بالا است که شامل کاهش سرعت ناگهانی و به دنبال آن یک پرش عمودی انفجاری است. این وظیفه حرکتی پیچیده، به‌دلیل نیاز به کنترل بالای عصبی-عضلانی، ثبات مفاصل و جذب نیروی زیاد [۱۳]، مدلی ارزشمند برای مطالعه کینتیک اندام تحتانی محسوب می‌شود. در طول این فعالیت، مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه مفاصل ران، زانو و مچ پا که به‌طور قابل توجهی در معرض نیروها و گشتاورهای عکس‌العمل

دو صفحه نیروسنج با نرخ داده‌برداری ۱۰۰۰ هرتز (Kistler, Winterthur, Switzerland) تعبیه‌شده در کف زمین آزمایشگاه و یک سیستم آنالیز حرکت (Oqus 5+, Qualisys, Goteborg, Sweden) با ۸ دوربین (۲۵۰ هرتز) سینکرونایز شده برای ثبت داده‌های کینماتیک و کینتیک مورد استفاده قرار گرفتند. مارکرهای پسیو ۱۴ میلی‌متری در وضعیت ایستاده آناتومیک بر روی لندمارک‌های لگن و اندام تحتانی شامل ساکروایلیاک و خارخاصره قدامی فوقانی، تروکانتر بزرگ ران، ران، اپیکوندیل داخلی و جانبی ران، کوندیل داخلی و جانبی تیبیا، ساق، پاشنه، قوزک داخلی و جانبی، متاتارسال پنجم و دوم نصب گردیدند (تصویر شماره ۴) [۳۷].

پس از چسباندن مارکرها و قبل از شروع فرآیند آزمایش، دستگاه‌ها کالیبره شدند. سپس آزمودنی‌ها در حالت آناتومیک (وضعیت مرجع) با پای برهنه و بدون حرکت در داخل فضای کالیبره‌شده ایستادند و مختصات استاتیک مارکرها در مدت ۱ ثانیه تصویربرداری شد که از آن در مدل‌سازی استفاده گردید. برای انجام تست توقف-پرش، آزمودنی‌ها با فاصله چند قدم از صفحه نیروها قرار می‌گرفتند، به‌طوری‌که هر دو صفحه نیرو مقابل فرد باشد. سپس با برداشتن ۲ یا ۳ قدم، در یک لحظه پاها به موازات هم روی یک صفحه نیرو قرار می‌گرفت (توقف یا فرود اولیه) و بلافاصله با پرش عمودی دوباره روی صفحه نیروسنج فرود می‌آمدند. میزان ارتفاع پرش حدود ۲۰ درصد قد فرد در نظر گرفته شد تا اثر اختلاف قد خنثی گردد. برای هر نفر ۵ تکرار صحیح ثبت شد.

تجزیه و تحلیل داده‌ها

گشتاور و توان مفاصل مچ پا، زانو و ران سمت راست بدن در ۳ صفحه حرکتی (ساجیتال، فرونتال و هوریزونتال) با نرم‌افزار ویژوال-تری-دی^۹ طبق قانون دست راست محاسبه شدند (محور پیشروی از عقب به جلو، محور جانبی به سمت راست، و محور عمودی به سمت بالا مثبت در نظر گرفته شدند). بنابراین زاویه و گشتاور در مفصل ران برای فلکشن، آداکشن و چرخش داخلی مثبت در نظر گرفته شدند. همچنین اکستنشن، آداکشن و چرخش داخلی زانو، و دورسی فلکشن، اینورشن و آداکشن (چرخش داخلی) مفصل مچ پا مثبت در نظر گرفته شدند. توان مثبت مفصل نیز به‌عنوان فعالیت درون‌گرای عضلانی که نیرو تولید می‌کند در نظر گرفته شد و هر دو متغیر گشتاور و توان برحسب جرم بدن (کیلوگرم) نرمال‌سازی شدند.

مختصات مارکرها و نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه ۴ با تأخیر صفر به‌ترتیب با فرکانس برشی ۸ هرتز و ۲۵ هرتز فیلتر شدند. این فرکانس‌های

عکس رادیوگرافی از بین افراد دارای اسکولیوز سینه‌ای اصلی^۳ (Major Thoracic curvature) با زاویه کاب بین ۱۵°-۴۰° به‌طور مقدماتی برای این مطالعه در نظر گرفته شدند [۱۲]. سپس انحراف جانبی لگن افراد مبتلا به اسکولیوز مورد ارزیابی قرار گرفت. برای بررسی شیفت لگن، در عکس رادیوگرافی، ابتدا یک محور عمودی که از C۷ عبور می‌کرد (plumb-line) رسم شد. فاصله بزرگ‌تر از ۱ سانتی‌متر بین زائده شوکی اولین مهره خاجی یا ساکروم (S۱) از این خط ملاک انحراف جانبی لگن در نظر گرفته شد [۹]. براین‌اساس تعداد ۱۲ نفر دارای بیش از ۱ سانتی‌متر انحراف جانبی لگن به‌عنوان گروه «با انحراف لگن» و ۱۲ نفر نیز که S۱ آن‌ها منطبق بر محور عمودی تنه بود به‌عنوان گروه «بدون انحراف لگن» انتخاب شدند.

معیارهای خروج شامل عدم تقارن طول پا - بیش از ۱ سانتی‌متر اختلاف در طول پاها - اختلافات عصبی، سابقه جراحی ارتوپدیکی مهم، درمان با بریس، دوران رشد بلوغ جسمی وی شروع نشده باشد (قبل از مرحله دوم تانر^۴ باشد) [۲۸] و داشتن کم‌درد مزمن (پرسش‌نامه کیوبک^۵ و پرسش‌نامه سنجش ناتوانی کم‌درد^۶ [۲۹] بود.

طول پاها در حالت سوپاین^۷ از خار خاصره قدامی فوقانی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری شد [۳۰، ۳۱]. همچنین، متغیرهای افتادگی یک سمت لگن (تیلت جانبی) (تصویر شماره ۱) [۱۲]، چرخش محوری لگن حول محور عمودی (تصویر شماره ۲) [۳۲] و میزان جابه‌جایی جانبی لگن در صفحه فرونتال (جابه‌جایی خطی) [۳۳] با نرم‌افزار کینوا نسخه ۰/۹/۵ از روی عکس رادیولوژی محاسبه گردید (تصویر شماره ۳-۱). پایایی درون آزمونگر و بین آزمونگر تیلت جانبی لگن [۳۴]، چرخش محوری لگن [۳۵] و میزان جابه‌جایی جانبی لگن در صفحه فرونتال [۳۶] با ضرایب همبستگی درون کلاسی^۸ (ICC) در مطالعات قبلی تعیین شده‌اند.

قبل از انجام آزمایش، اطلاعات کامل در زمینه اهداف و روش تحقیق به والدین و بیماران داده شد و فرم رضایت‌نامه شرکت در مطالعه حاضر از والدین و افراد اخذ گردید. به کلیه شرکت‌کنندگان اطمینان داده شد که هر زمان بخواهند می‌توانند آزادانه از تحقیق خارج شوند.

3. Major Thoracic curvature

4. Tunner stage

تانر: مربوط به ۵ مرحله رشد جنسی و جسمی در اوایل نوجوانی است. مرحله ۱ به پیش از بلوغ و مرحله ۲ به شروع بلوغ مربوط است. در مرحله ۵ نیز رشد استخوانی تکمیل شده است.

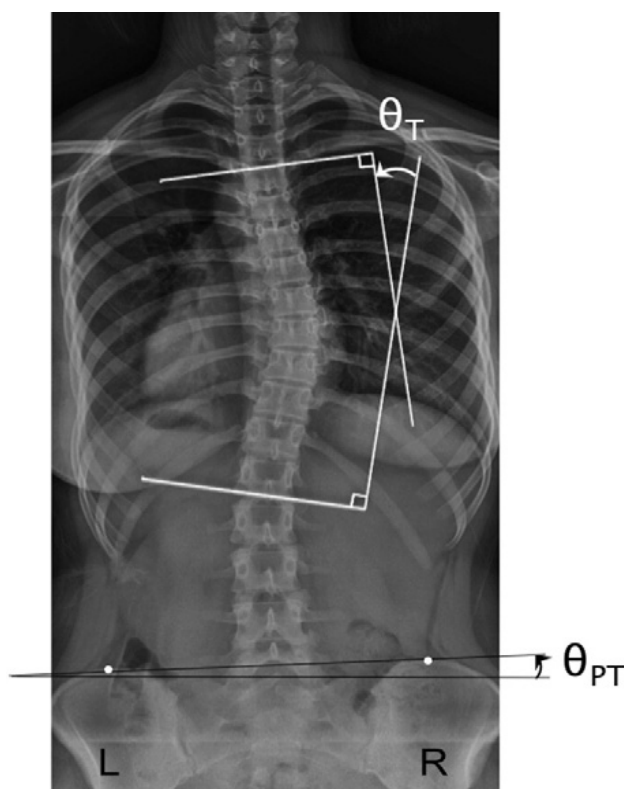
5. Quebec

6. Modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire

7. Supine

8. Intraclass Correlation Coefficient (ICC)

9. Visual 3D Professional v5 software, Version 5; C-Motion Inc., Germantown, MD, USA



طبتوانبخش

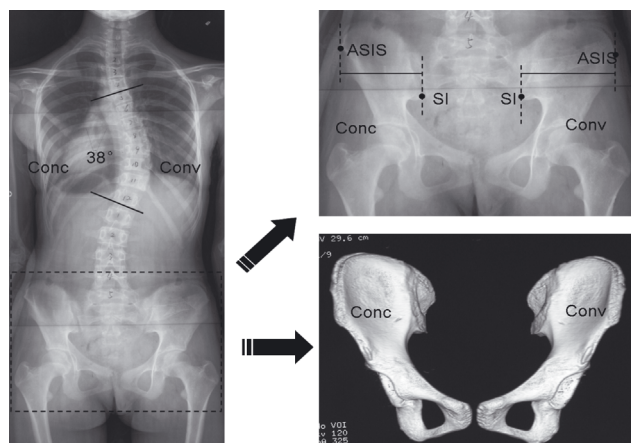
تصویر ۱. نحوه محاسبه زاویه کاب (θ_T) و تیلت جانبی لگن (θ_{PT}) از روی عکس رادیوگرافی

نیوتن بود. داده‌ها با استفاده از کد نرم‌افزار متلب ۱۰ در یک سری زمانی به ۱۰۱ نقطه (۰ تا ۱۰۰) تبدیل شدند که قابل مقایسه آماری شوند. در این بازه صفر معادل نقطه شروع استقرار پا روی صفحه نیروسنج و ۱۰۰ نقطه پایان استقرار پا روی صفحه نیروسنج است.

برشی براساس تجربه محققین پیشین [۱۳] و همچنین از طریق مقایسه مقادیر مختلف توسط محققین حاضر انتخاب شدند، به‌طوری‌که بدون تورش و صرفاً با حذف نویز داده‌ها نمایش داده شدند.

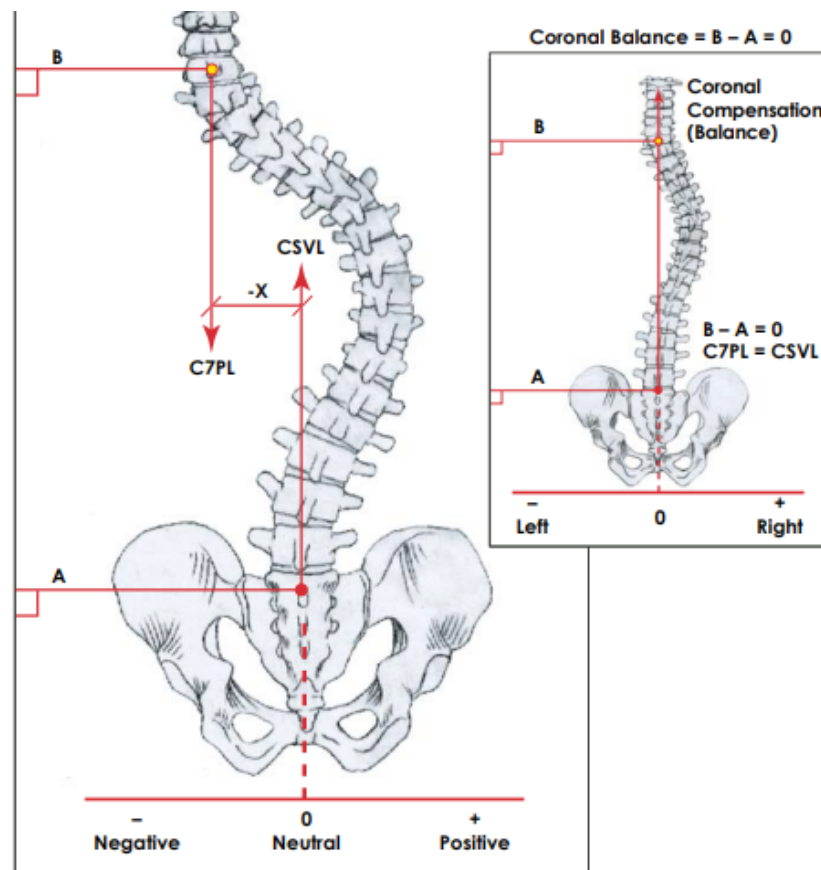
داده‌ها از لحظه تماس اولیه پا با صفحات نیروسنج حین توقف (یا فرود) تا آخرین لحظه تماس پا با صفحات نیروسنج پیش از پرش برش داده شدند. در این مدت زمان استقرار پا زمانی بود که مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین $+20$

10. MATLAB 2019a, MathWorks Inc., Natick, MA, USA



طبتوانبخش

تصویر ۲. نحوه محاسبه عدم تقارن چرخش محوری لگن از روی عکس رادیوگرافی ($ASIS-SI (Conc) / ASIS-SI (Conv)$)



تصویر ۳. نحوه محاسبه جابه‌جایی جانبی لگن از روی عکس رادیوگرافی ($B-A=X$)

طب توانبخشی

روش آماری

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار و نتایج آزمون تی مستقل ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در **جدول شماره ۱** و متغیرهای زاویه کاب و انحراف لگن در **جدول شماره ۲** آورده شده است. همان‌طور که در **جدول شماره ۱** قابل مشاهده است، تفاوت معناداری در مقایسه سن، قد و وزن دو گروه وجود ندارد ($P>0/05$).

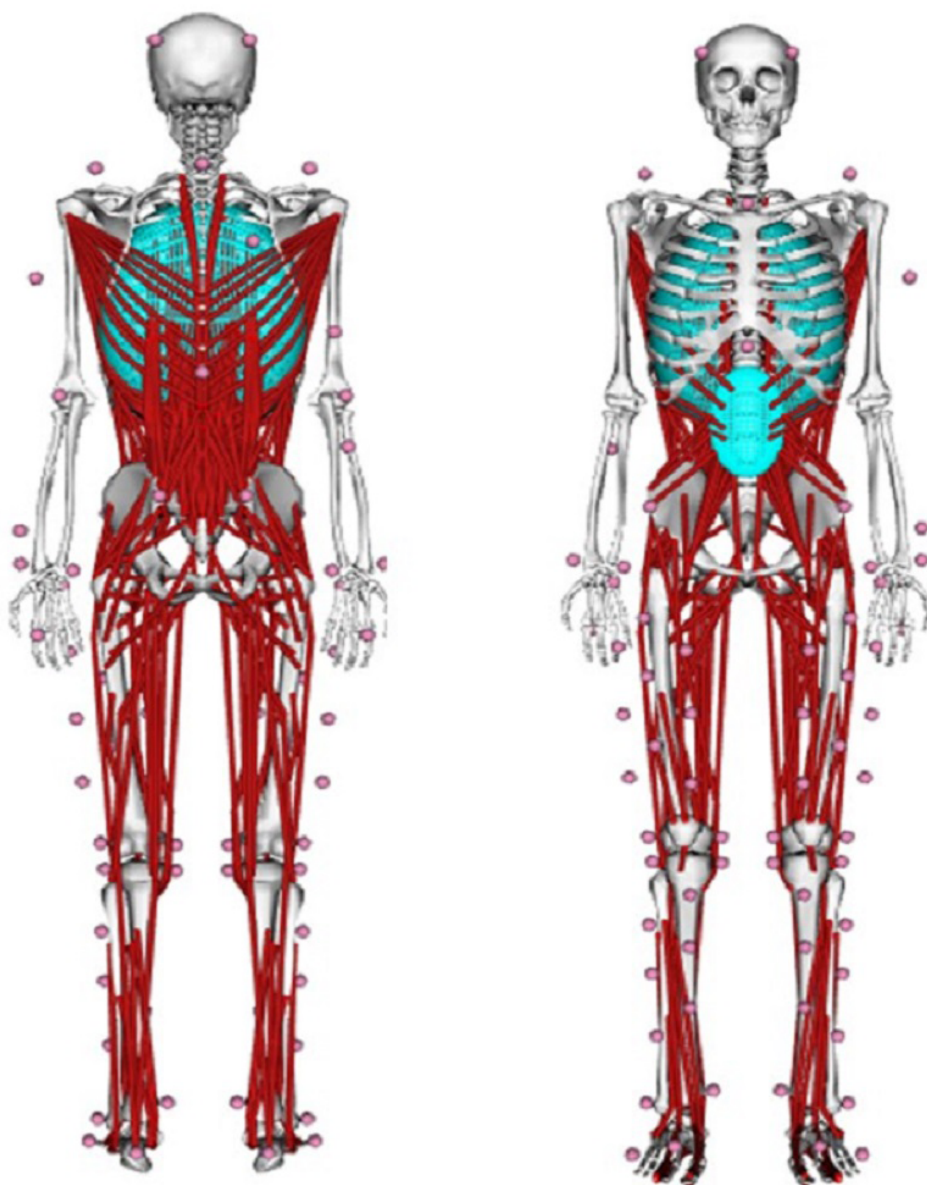
باتوجه به نتایج مقایسه دو گروه **جدول شماره ۲**، زاویه کاب انحنای سینه‌ای بین دو گروه اسکولیوزی مشابه بود ($P>0/05$). اما متغیرهای تیلت جانبی لگن ($P=0/03$) و جابه‌جایی جانبی لگن ($P=0/04$) بین دو گروه اختلاف معناداری داشتند. با وجود اینکه چرخش محوری لگن در گروه بدون انحراف لگن کوچک‌تر است، اما تفاوت بین گروهی از لحاظ آماری معنادار نگردید ($P=0/07$).

میانگین و انحراف معیار گشتاور و توان سه بعدی مفاصل میچ پا، زانو و ران و نتایج SPM حین توقف-پرش در دو گروه اسکولیوز با (قرمز) و بدون (آبی) انحراف جبرانی لگن به ترتیب در **تصاویر شماره ۵ و ۶** قابل مشاهده است.

برای داده‌های جمعیت‌شناختی و متغیرهای انحراف لگن، از میانگین و انحراف معیار جهت توصیف داده‌ها و از آزمون شاپیرو ویلک^{۱۱} جهت بررسی طبیعی بودن داده‌ها استفاده گردید. همچنین مقایسه متغیرها بین دو گروه با آزمون تی مستقل^{۱۲} در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

تفاوت بین گروهی در منحنی پیوسته متغیرهای گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه حرکتی حین توقف-پرش با روش اس پی ام-تی^{۱۳} (تی مستقل) در نرم‌افزار متلب^{۱۴} ارزیابی شد و تفاوت معنادار به رنگ خاکستری در نمودار (**تصاویر شماره ۵ و ۶**) نمایش داده شد. در تمامی آزمون‌های آماری $P<0/05$ به عنوان سطح معناداری انتخاب گردید.

11. Shapiro-Wilk
12. Independent Samples T-Test
13. Statistical Parameter Mapping{t} (SPM)
14. MATLAB



طب توانبخشی

تصویر ۴. محل چسباندن مارکرهای سیستم آنالیز حرکت بر روی اندام‌های بدن برحسب مدل Full Body Lumbar Spine

آماري معنادار نگردید. درواقع گشتاورهای فلکشن-اکستنشن، ابداکتور-ادداکتور و چرخش داخلی-خارجی مفاصل ران، و زانو و گشتاورهای پلانتار-دورسی فلکشن، اینورشن-اورشن و ادداکشن-ابداکشن مچ پا حین وظیفه حرکتی توقف-پرش الگوی مشابهی را در دو گروه داشتند.

همان گونه که در تصویر شماره ۶ قابل مشاهده است، میزان توان جذب‌شده و تولیدشده مفصل ران در صفحه ساجیتال بالاترین مقدار در بین مفاصل بود. در اوایل فاز که فرود در حال انجام بوده، عضلات مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه حرکتی غالباً توان منفی و جذب انرژی داشتند که این توان منفی بلافاصله به توان مثبت در مرحله پرش تبدیل شده و نیروی لازم برای پرش توسط عضلات اطراف مفاصل تولید گشته است و این عملکرد عضلات

در هر دو گروه، بزرگ‌ترین گشتاور مربوط به گشتاور اکستنسوری مفصل ران و کوچک‌ترین گشتاور در مفصل زانو بوده و گشتاور ابداکتوری بود. همچنین، طبق نتایج SPM در گشتاور سه صفحه حرکتی تفاوت معناداری بین دو گروه دارای اسکولیوز سینه‌ای با و بدون انحراف جبرانی لگن حین توقف-پرش مشاهده نگردید ($P > 0.05$). در صفحه ساجیتال الگوی گشتاوری یکسانی در هر دو گروه مشاهده می‌گردد؛ در ران گشتاور اکستنسوری و در مچ پا گشتاور پلانتار فلکسوری در سراسر فاز وجود دارد. در زانو حین فرود و یا توقف یک گشتاور اکتنسوری دیده می‌شود و سپس یک گشتاور فلکسوری که بلافاصله مجدد به گشتاور اکتنسوری تبدیل می‌گردد، اما در صفحات فرونتال و هوریزونتال تفاوت‌هایی در الگوی گشتاوری وجود داشت که از لحاظ

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار سن، وزن، و قد آزمودنی ها در دو گروه اسکولیوزی با و بدون انحراف جبرانی لگن

میانگین $\pm$ انحراف معیار			
گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)
با انحراف لگن	۱۶/۱۷ $\pm$ ۱/۴۷	۵۲/۱۳ $\pm$ ۲/۰۸	۱۶۲/۶۱ $\pm$ ۴/۵۹
بدون انحراف لگن	۱۵/۵۸ $\pm$ ۲/۰۴	۴۶/۸۹ $\pm$ ۵/۳۱	۱۶۲/۵۱ $\pm$ ۵/۸۹
P	۰/۲۴	۰/۱۱	۰/۱۷

طب توانبخش

جدول ۲. زاویه کاب انحنای اصلی و متغیرهای انحراف جبرانی لگن آزمودنی ها در دو گروه اسکولیوزی

میانگین $\pm$ انحراف معیار			
گروه	زاویه کاب انحنای سینه ای (درجه)	تیلت جانبی لگن (درجه)	جابه جایی جانبی لگن (سانتی متر)
با انحراف لگن	۲۸/۴۷ $\pm$ ۸/۶۵	-۱/۱۷ $\pm$ ۳/۱۲	۰/۷۸ $\pm$ ۲/۱۳
بدون انحراف لگن	۳۴/۶۱ $\pm$ ۸/۲۱	۰/۹۴ $\pm$ ۱/۴۸	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۸۹
P	۰/۱۴	۰/۰۳	۰/۰۴

* تفاوت معنادار در سطح معناداری ۰/۰۵ می باشد.

طب توانبخش

بین دو گروه تحقیق مشابه و بدون تفاوت معنادار مشاهده شد. بنابراین، طبق نتایج SPM توان مفاصل ران، زانو و مچ پا در سه صفحه حرکتی تفاوت معناداری بین دو گروه دارای اسکولیوز سینه ای با انحراف جبرانی لگن و گروه دارای اسکولیوز سینه ای بدون انحراف جبرانی لگن حین توقف-پرش نداشتند ($P > 0.05$).

بحث

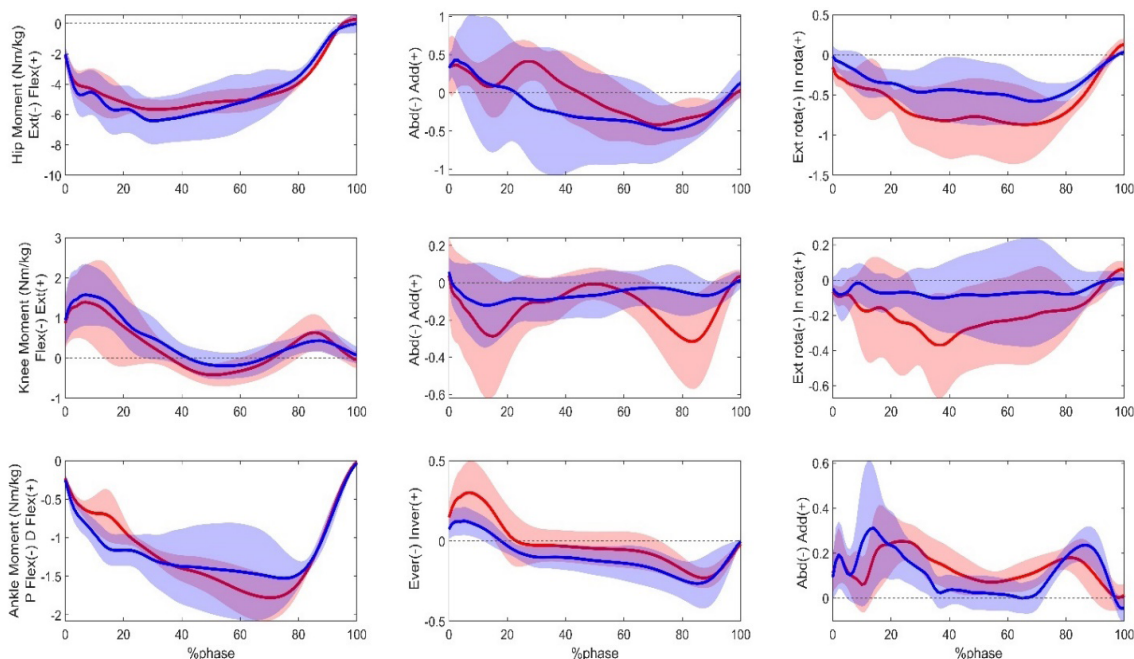
مطالعه حاضر به بررسی تأثیر انحراف جبرانی لگن بر گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز سینه ای ایدوپاتیک حین انجام وظیفه حرکتی توقف-پرش پرداخته است. نتایج نشان داد بین دو گروه دارای اسکولیوز سینه ای با و بدون انحراف جبرانی لگن، تفاوت معناداری در گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی وجود ندارد. این یافته ها حاکی از آن است که انحراف لگن به عنوان یک سازگاری ثانویه در پاسخ به انحنای اصلی سینه ای، تأثیر قابل توجهی بر مکانیک مفاصل اندام تحتانی حین فعالیت های پویا مانند توقف-پرش ندارد.

عدم تفاوت معنادار در گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی بین دو گروه ممکن است نشان دهنده این باشد که سیستم عصبی-عضلانی افراد مبتلا به اسکولیوز سینه ای با انحراف لگن قادر به جبران عدم تعادل ناشی از انحراف لگن است. حین توقف یا فرود، توان منفی برای جذب نیروهای ضربه ای و کنترل حرکت ضروری است، درحالی که حین پرش، توان مثبت برای تولید نیروی انفجاری مورد نیاز است [۱۳]. نتایج مطالعه حاضر نشان داد هر دو گروه به طور مشابهی این توانایی ها را در مفاصل ران، زانو و

مچ پا نشان می دهند. این موضوع ممکن است بیانگر این باشد که انحراف لگن به عنوان یک عامل جبرانی [۸]، تأثیر محدود غیرمعناداری بر عملکرد اندام تحتانی حین فعالیت های پویا دارد.

یکی از دلایل احتمالی این یافته ها می تواند سازگاری های عصبی-عضلانی باشد که افراد مبتلا به اسکولیوز برای حفظ تعادل و عملکرد حرکتی خود توسعه داده اند. این سازگاری ها ممکن است شامل افزایش فعالیت عضلات مرکزی و اندام تحتانی برای جبران عدم تعادل ناشی از انحراف لگن باشد [۳۸]. همچنین ممکن است سیستم عصبی مرکزی با تنظیم الگوهای فعال سازی عضلانی، از ایجاد تغییرات قابل توجه در گشتاور و توان مفاصل جلوگیری کند [۳۸].

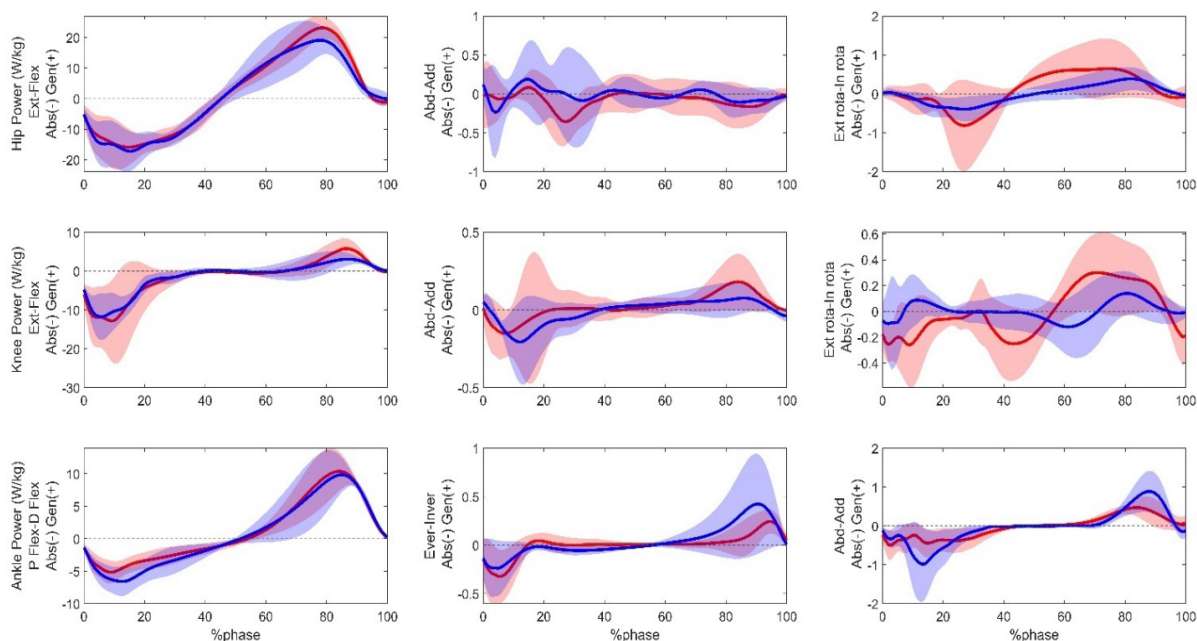
با توجه به نبود مطالعات مشابه در این زمینه، مقایسه مستقیم نتایج این تحقیق با یافته های پیشین دشوار است. با این حال، مطالعات قبلی نشان داده اند که اسکولیوز سینه ای می تواند بر مکانیک لگن و اندام تحتانی تأثیر بگذارد [۲۰-۲۵]. برای مثال، برخی مطالعات گزارش کرده اند که افراد مبتلا به اسکولیوز ممکن است الگوهای راه رفتن نامتقارن یا تغییراتی در توزیع بار روی مفاصل اندام تحتانی داشته باشند [۲۰، ۲۱]. با این حال، یافته های مطالعه حاضر با این فرضیه که انحراف لگن ممکن است به تغییرات قابل توجه در توزیع بار و مکانیک مفاصل منجر شود، همخوانی ندارد. این موضوع ممکن است به این دلیل باشد که تحقیقات پیشین اثر اسکولیوز سینه ای را بررسی کرده اند، اما مطالعه حاضر اسکولیوز سینه ای را به دو گروه با و بدون انحراف لگن تقسیم کرده است. علاوه بر این، مطالعاتی که بر



طبتوانبخش

تصویر ۵. میانگین و انحراف استاندارد گشتاور سه بعدی مفاصل میچ پا، زانو و ران و نتایج SPM حین توقف-پرش در دو گروه اسکولیوز با (قرمز) و بدون (آبی) انحراف جبرانی لگن ($P < 0.05$).

P Flex: Plantar Flexion; D Flex: Dorsi Flexion; Inver: Inversion; Ever: Eversion; Abd: Abduction; Add: Adduction.



طبتوانبخش

تصویر ۶. میانگین و انحراف استاندارد توان سه بعدی مفاصل میچ پا، زانو و ران و نتایج SPM حین توقف-پرش در دو گروه اسکولیوز با (قرمز) و بدون (آبی) انحراف جبرانی لگن ($P < 0.05$).

P Flex: Plantar Flexion; D Flex: Dorsi Flexion; Inver: Inversion; Ever: Eversion; Abd: Abduction; Add: Adduction; Abs: Absorption; .Gen: Generation

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان داد انحراف جبرانی لگن در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز سینه‌ای ایدوپاتیک تأثیر معناداری بر گشتاور و توان مفاصل اندام تحتانی حین انجام وظیفه حرکتی توقف-پرش ندارد. این یافته‌ها می‌تواند به بهبود برنامه‌های درمانی و توانبخشی برای این افراد کمک کند و نشان می‌دهد انحراف لگن به‌عنوان یک عامل جبرانی، تأثیر محدود و غیرمعنادار بر عملکرد اندام تحتانی دارد. باین‌حال، تحقیقات بیشتر برای بررسی تأثیرات طولانی‌مدت و فعالیت‌های حرکتی متنوع‌تر ضروری است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق **دانشگاه بوعلی سینای همدان** در نظر گرفته و کد اخلاق به شماره IR.BASU.REC.1398.59 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه خانم الناز دیزجی در گروه علوم ورزشی **دانشگاه بوعلی سینای همدان** می‌باشد. این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت‌نویسندگان

همه نویسندگان به‌طور یکسان در مفهوم و طراحی مطالعه، جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل داده‌ها، تفسیر نتایج و تهیه پیش‌نویس مقاله مشارکت داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمام شرکت‌کنندگان تحقیق حاضر تشکر و قدردانی می‌شود.

تأثیر اسکولیوز بر عملکرد اندام تحتانی تمرکز کرده‌اند، عمدتاً بر فعالیت‌های کم‌شدت مانند راه رفتن متمرکز بوده‌اند [۲۱-۲۳]. این در حالی است که فعالیت‌های پویا و پرشدت مانند توقف-پرش ممکن است نیازمند سازگاری‌های متفاوتی باشند. بنابراین، یافته‌های مطالعه حاضر می‌تواند به درک بهتر تأثیر اسکولیوز بر عملکرد اندام تحتانی حین فعالیت‌های پرچالش کمک کند.

یافته‌های مطالعه حاضر می‌تواند برای طراحی برنامه‌های توانبخشی و تمرینی برای نوجوانان مبتلا به اسکولیوز سینه‌ای مفید باشد. باتوجه‌به عدم تفاوت معنادار در عملکرد مفاصل اندام تحتانی بین دو گروه، می‌توان نتیجه گرفت که برنامه‌های تمرینی مشابهی برای هر دو گروه قابل اجرا است. این موضوع می‌تواند به ساده‌سازی برنامه‌های درمانی و کاهش بار کاری درمانگران کمک کند. البته، در متد ورزش درمانی شروتز بیماران اسکولیوز با و بدون انحراف لگن در یک گروه طبقه‌بندی شده و عمدتاً برنامه تمرینی آن‌ها یکسان است [۹].

همچنین، این یافته‌ها نشان می‌دهد انحراف لگن به‌عنوان یک عامل جبرانی، تأثیر بسیار محدود و غیرمعنادار بر عملکرد اندام تحتانی دارد و بنابراین، تمرکز اصلی برنامه‌های درمانی می‌تواند بر اصلاح انحنای اصلی ستون فقرات و بهبود تعادل کلی بدن باشد.

علاوه‌براین، مطالعه حاضر نشان می‌دهد نوجوانان مبتلا به اسکولیوز سینه‌ای قادر به انجام فعالیت‌های پویا مانند توقف-پرش بدون ایجاد تغییرات قابل توجه در مکانیک مفاصل اندام تحتانی هستند. این موضوع می‌تواند به طراحی برنامه‌های ورزشی ایمن و مؤثر برای این افراد کمک کند. برای مثال، تمرینات تقویتی و تعادلی که بر بهبود کنترل عصبی-عضلانی و ثبات مفاصل تمرکز دارند، می‌توانند به کاهش خطر آسیب و بهبود عملکرد حرکتی کمک کنند.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی است که باید در تفسیر نتایج در نظر گرفته شود. اولاً، نمونه‌گیری محدود به نوجوانان دختر مبتلا به اسکولیوز سینه‌ای بود، بنابراین تعمیم‌پذیری نتایج به سایر گروه‌های سنی یا جنسیتی نیازمند بررسی‌های بیشتر است. ثانیاً، مطالعه حاضر مقطعی بود و نمی‌تواند تغییرات طولانی‌مدت در مکانیک مفاصل را ارزیابی کند. درنهایت، تنها یک وظیفه حرکتی (توقف-پرش) مورد بررسی قرار گرفت و بررسی فعالیت‌های دیگر مانند دویدن می‌تواند بینش‌های بیشتری ارائه دهد.

برای درک بهتر تأثیر اسکولیوز سینه‌ای و انحراف لگن بر مکانیک اندام تحتانی، پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده به بررسی فعالیت‌های حرکتی متنوع‌تر و همچنین ارزیابی طولی تغییرات مکانیکی در طول زمان بپردازند. همچنین، استفاده از تکنیک‌های پیشرفته‌تر مانند مدل‌سازی کامپیوتری می‌تواند به درک عمیق‌تری از مکانیسم‌های جبرانی مرتبط با اسکولیوز منجر شود.

References

- [1] de Baat P, van Biezen EC, de Baat C. [Scoliose: Overzicht van typen, oorzaken, diagnostiek en behandeling 1 [Scoliosis: Review of types, aetiology, diagnostics, and treatment 1] (Dutch)]. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde*. 2012; 119(10):474-8. [DOI:10.5177/ntvt.2012.10.12210] [PMID]
- [2] Rigo M. Patient evaluation in idiopathic scoliosis: Radiographic assessment, trunk deformity and back asymmetry. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2011; 27(1):7-25. [DOI:10.3109/09593985.2010.503990] [PMID]
- [3] Moramarco M, Weiss HR, Borysov M, Yan Ng Sh. *Schroth's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities*. Cambridge: Cambridge Scholars Publishing; 2020. [Link]
- [4] Konieczny MR, Senyurt H, Krauspe R. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Children's Orthopaedics*. 2013; 7(1):3-9. [DOI:10.1007/s11832-012-0457-4] [PMID]
- [5] Lenssinck ML, Frijlink AC, Berger MY, Bierman-Zeinstra SM, Verkerk K, Verhagen AP. Effect of bracing and other conservative interventions in the treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: A systematic review of clinical trials. *Physical Therapy*. 2005; 85(12):1329-39. [DOI:10.1093/ptj/85.12.1329] [PMID]
- [6] Lenke LG, Betz RR, Clements D, Merola A, Haher T, Lowe T, et al. Curve prevalence of a new classification of operative adolescent idiopathic scoliosis: Does classification correlate with treatment? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002; 27(6):604-11. [DOI:10.1097/00007632-200203150-00008] [PMID]
- [7] Prince F, Charbonneau M, Lemire G, Rivard CH. Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis*. 2010; 5(Suppl 1):O34. [Link]
- [8] Lehnert-Schroth Ch. *Three-dimensional treatment for scoliosis: A physiotherapeutic method for deformities of the spine*. Hong Kong: Martindale Press; 2007. [Link]
- [9] Schreiber S, Parent EC, Kawchuk GN, Hedden DM. Algorithm for Schroth-Curve-Type Classification of Adolescent Idiopathic Scoliosis: An Intra- and Inter-Rater Reliability Study. *Children (Basel)*. 2023; 10(3):523. [DOI:10.3390/children10030523] [PMID]
- [10] Allam H, Al-walah M, Banjer H, Alsufiany M. Hip and knee abductor moments in normal subjects and subjects with idiopathic scoliosis during level walking: Comparative Study. *Systematic Reviews in Pharmacy*. 2021; 12(3):522-6. [Link]
- [11] Yazdani S, Farahpour N. [The mechanical power of right and left lower extremity joints during walking in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy controls (Persian)]. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2021; 19(21):105-13. [Link]
- [12] 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 (Bristol, Avon)*. 2016; 36:52-7. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.05.005] [PMID]
- [13] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009. [Link]
- [14] Richardson RT, Nicholson KF, Rapp EA, Johnston TE, Richards JG. A comparison of acromion marker cluster calibration methods for estimating scapular kinematics during upper extremity ergometry. *Journal of Biomechanics*. 2016; 49(7):1255-8. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.02.052] [PMID]
- [15] Workman JC, Docherty D, Parfrey KC, Behm DG. Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2008; 22(5):1563-9. [DOI:10.1519/jsc.0b013e3181739981] [PMID]
- [16] Levangie PK. The association between static pelvic asymmetry and low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999; 24(12):1234-42. [DOI:10.1097/00007632-199906150-00011] [PMID]
- [17] Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1996; 24(2):91-7. [DOI:10.2519/jospt.1996.24.2.91] [PMID]
- [18] Stephen J, Ephgrave C, Ball S, Church S. Current concepts in the management of patellofemoral pain - The role of alignment. *Knee*. 2020; 27(2):280-6. [DOI:10.1016/j.knee.2019.12.006] [PMID]
- [19] Glakousakis G, Kalatzis P, Mandalidis D. Exploring 3D Pelvis Orientation: A cross-sectional study in athletes engaged in activities with and without impact loading and non-athletes. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. 2024; 9(1):19. [DOI:10.3390/jfmk9010019] [PMID]
- [20] Wu KW, Wang TM, Hu CC, Hong SW, Lee PA, Lu TW. Postural adjustments in adolescent idiopathic thoracic scoliosis during walking. *Gait & Posture*. 2019; 68:423-429. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.12.024] [PMID]
- [21] Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 2005; 15(4):427-33. [DOI:10.1016/j.spinee.2004.11.014] [PMID]
- [22] Schmid S, Studer D, Hasler CC, Romkes J, Taylor WR, Lorenzetti S, et al. Quantifying spinal gait kinematics using an enhanced optical motion capture approach in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & Posture*. 2016; 44:231-7. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2015.12.036] [PMID]
- [23] Pesenti S, Prost S, Pomero V, Authier G, Severyns M, Viehweger E, et al. Characterization of trunk motion in adolescents with right thoracic idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 2019; 28(9):2025-33. [DOI:10.1007/s00586-019-06067-1] [PMID]
- [24] Pasha S, Sangole AP, Aubin CE, Parent S, Mac-Thiong JM, Labelle H. Characterizing pelvis dynamics in adolescent with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010; 35(17):E820-6. [DOI:10.1097/brs.0b013e3181e6856d] [PMID]
- [25] Wang ZW, Wang WJ, Sun MH, Liu Z, Zhu ZZ, Zhu F, et al. Characteristics of the pelvic axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: A comparison between major thoracic curve and major thoracolumbar/lumbar curve. *The Spine Journal*. 2014; 24(9):1873-8. [DOI:10.1016/j.spinee.2013.10.036] [PMID]

- [26] Huang SC. Cut-off point of the Scoliometer in school scoliosis screening. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997; 22(17):1985-9. [DOI:10.1097/00007632-199709010-00007] [PMID]
- [27] Ferraro C, Venturin A, Ferraro M, Fabris Monterumici D, Masiero S. Hump height in idiopathic scoliosis measured using a humpmeter in growing subjects: relationship between the hump height and the Cobb angle and the effect of age on the hump height. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2017; 53(3):377-89. [DOI:10.23736/s1973-9087.16.04227-1] [PMID]
- [28] Thodberg HH, Jenni OG, Ranke MB, Martin DD. Standardization of the Tanner-Whitehouse bone age method in the context of automated image analysis. *Annals of Human Biology*. 2012; 39(1):68-75. [DOI:10.3109/03014460.2011.642405] [PMID]
- [29] Fritz JM, Irrgang JJ. A comparison of a modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire and the Quebec Back Pain Disability Scale. *Physical Therapy*. 2001; 81(2):776-88. [DOI:10.1093/ptj/81.2.776] [PMID]
- [30] Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait & Posture*. 2002; 15(2):195-206. [DOI:10.1016/s0966-6362(01)00148-5] [PMID]
- [31] Beattie P, Isaacson K, Riddle DL, Rothstein JM. Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure. *Physical Therapy*. 1990; 70(3):150-7. [DOI:10.1093/ptj/70.3.150] [PMID]
- [32] Qiu XS, Zhang JJ, Yang SW, Lv F, Wang ZW, Chiew J, et al. Anatomical study of the pelvis in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Anatomy*. 2012; 220(2):173-8. [DOI:10.1111/j.1469-7580.2011.01458.x] [PMID]
- [33] O'Brien M. Radiographic Measurement Manual. Minneapolis : Medtronic Sofamor Danek USA; 2004. [Link]
- [34] Karkenny AJ, Magee LC, Landrum MR, Anari JB, Spiegel D, Baldwin K. The Variability of Pelvic Obliquity Measurements in Patients with Neuromuscular Scoliosis. *JB & JS Open Access*. 2021; 6(1):e20.00143. [DOI:10.2106/jbjs.oe.20.00143] [PMID]
- [35] Rigo M. Pelvis asymmetry in idiopathic scoliosis. Evidence of whole torsional body deformity? In: Sevastik JA, Diab KM, editors. *Research into Spinal Deformities*. Amsterdam: IOS Press; 1997. [Link]
- [36] Gupta MC, Wijesekera S, Sossan A, Martin L, Vogel LC, Boakes JL, et al. Reliability of radiographic parameters in neuromuscular scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007; 32(6):691-5. [DOI:10.1097/01.brs.0000257524.23074.ed] [PMID]
- [37] 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] [PMID]
- [38] Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: Foundations for rehabilitation. Maryland: Mosby/Elsevier; 2010. [Link]