

Research Paper

Comparison of Changes in Center of Pressure and Time to Stabilization in Students With and Without Hyperlordosis

Farideh Babakhani¹, *Mohamadreza Hatefi², Mona Heydarain¹, Masod Barzegar¹

1. Department of Sports Pathology & Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.
2. Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.



Citation: Babakhani F, Hatefi M, Heydarain M, Barzegar M. [Comparison of Changes in Center of Pressure and Time to Stabilization in Students with and without Hyperlordosis (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2018; 4(3):62-73. <https://doi.org/10.32598/biomechanics.4.3.62>

<https://doi.org/10.32598/biomechanics.4.3.62>



Article Info:

Received: 19 Nov 2018

Accepted: 09 Dec 2018

Available Online: 01 Dec 2018

Key words:

Force plate, Balance, Postural control

ABSTRACT

Objective Considering the importance of balance in performing daily tasks and sports activities, it is necessary to examine the balance of the body from different angles. The aim of this study was to compare the changes in Center of Pressure (COP) and Time to Stabilization (TTS) in students with and without hyperlordosis.

Methods In this study, 30 female students of Tehran's middle school with a range of 14-15 years old who were selected by available sampling method were participated. Subjects' spinal curvature was evaluated by a flexible ruler. Which divided into two groups: 15 patients with hypereloidosis and 15 healthy subjects. To assess postural static stability in a static state, from open and closed eyes on the force plate (Ver 3.0.2 model from an Iranian scientist) was used. also to assess postural stability in the dynamic state, the landing stability test on the force plate device was used. Independent Sample T test statistics were used to analyze the data.

Results The results of the statistical test showed that there was no significant difference in the parameters of the center of pressure (COP) in two- position with open and closed eyes between the two groups of healthy and hyperlordosis ($P>0.05$). But the time to stabilization (TTS) between the two healthy groups and hyperlordosis was statistically significant ($P<0.05$).

Conclusion The results of this study showed that the Spine Curvature Disorders (hyperlordosis) as a risk factor can distort the dynamic balance index (time to stabilization), But has no affect the static balance with both open eyes and closed eyes (center of pressure).

Extended Abstract

Introduction

One of the most common abnormalities in high school students is lumbar hyperlordosis [2]. Hyperlordosis is spinal deformity occurring on the sagittal plane; excessive lumbar curvature causes the forward dis-

placement of the center of gravity and increases pelvic motion [3]. As a result of increased lumbar lordosis, the erector spinal muscles and hip flexors become shortened or stiff. Besides, the abdominal muscles and hip extensors become weak or stretched. Natural lordosis in the lumbar region protects it against excessive pressure and acts as a shock absorber [4, 5]. Murray et al. compared balance between individuals with and without ankylosing spondylitis, a form of fixed kyphosis; they concluded that these patients have

* Corresponding Author:

Mohamadreza Hatefi

Address: Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Tel: +98 (912) 2440394

E-Mail: hatefimohamadreza@yahoo.com

more postural fluctuations, compared to healthy controls [15]. However, Aydog et al. reported no significant difference in postural fluctuations and the Center of Pressure (COP) between the two groups [16]. Spinal deformities may displace the center of gravity and affect balance. Thus, investigating the effect of spinal deformities can provide beneficial data on the balance function of these individuals. Such information could be applied to adopt effective methods to reduce the effects of these abnormalities on their ability to maintain balance, health promotion, and sports performance. Various methods are available to evaluate dynamic balance. Numerous researchers have used the Star Excursion Balance Test [18]; however, it is not as functional and dynamic as the jump-landing task required to measure Time to Stabilization (TTS) [19]. TTS assessment is the latest instrument for neuromuscular control measurement. TTS uses sensory and mechanical systems to perform complex jump-landing task. As a result, it indicates the body's ability to minimize postural fluctuations when transferring from a dynamic position to a static state [20]. It is also very sensitive to postural stability disorders [21]. This study aimed to compare the changes in COP and TTS between students with and without hyperlordosis.

Participants and Methods

In total, 30 female high school students in Tehran Province, Iran, aged 14-15 years, participated in this study. They were selected by a convenience sampling technique and based on the study inclusion criteria. They were divided into two groups of patients (n=15) and controls (n=15). The subjects' lumbar spine curvature was evaluated by a 30-cm Iranian-made flexible ruler like the French curve; its' reliability and validity have been reported as 98% and 82%, respectively, in Iran. COP parameters to examine the balance in double-leg standing position with eyes open and closed included the following: the range of variation (R), Path Length (PL), Standard Deviation (SD), and Root Mean Square (RMS) in Anterior-Posterior (AP) and Mediolateral (ML) directions; average radial displacement (RDavg), standard deviation of RDavg, Total Path Length (TPL), as well as the ellipse surface area of base of support (CEA). The assessments of changes in COP were performed in 30 seconds with eyes open and closed. Foot COP information was recorded in lateral and anterior-posterior directions by force plate [22, 24].

To measure TTS in three directions of vertical, AP, and ML, the study participant was requested to stand on a

Table 1. T-test results for comparing COP variables in a double-leg standing position with eyes open

COP Variables	Control Group	Patient Group	t	Sig.
R. AP (mm)	04.±94.6	62.4±20.5	099.1	281.0
R. ML (mm)	62.1±59.2	95.0±38.1	510.2	81.0
PL. AP (mm)	05.±09.42	2.19±61.36	784.0	440.0
PL. ML (mm)	22.10±96.38	97.11±09.39	034.0	974.0
V. AP (mm/s)	95.±10.2	96.0±83.1	784.0	440.0
V. ML (mm/s)	51.0±95.1	59.0±95.1	034.0	974.0
RDavg (mm)	59.1±20.6	65.1±18.5	726.1	095.0
CEA (mm ²)	15.96±03.196	55.68±92.144	676.1	105.0
SD. AP (mm)	86.0±86.1	6.0±61.1	913.0	369.0
SD. ML (mm)	74.1±87.5	76.1±90.4	527.0	138.0
SD. RDavg (mm)	36.±60.0	54.0±46.0	841.0	408.0
TPL (mm)	32.22±44.64	98.23±67.59	564.0	577.0
RMS. AP (mm)	32.0±71.0	38.0±53.0	460.1	155.0
RMS. ML (mm)	14.±47.0	26.0±41.0	701.0	489.0

V= velocity

40-cm-height stair distanced 70 cm from the center of the force plate [25]; then, land on the center of the force plate with one foot (the dominant foot). Accordingly, as soon as positioned, the subject must have placed the hands on the pelvic area, hold the head up, and look forward while trying to maintain balance. Before that, the study subjects were requested to hit the ball to determine their dominant foot [26, 27].

Results

There was no significant difference between the two groups in any variables of COP when standing with eyes open (Table 1) and closed. In some cases, the variables were slightly different; however, this difference was not statistically significant ($P>0.05$). Regarding TTL, there was a significant difference between the study groups in three directions of vertical, AP, and ML. In those with hyperlordosis, the TTL was longer than that of the controls ($P<0.05$).

Discussion

The present study results suggested no significant difference in foot COP variables in standing with eyes closed and open between two groups of healthy and hyperlordosis individuals. However, the TTS result was significantly different between the two study groups. Physical posture is always in a state of fluctuation, and its balance is maintained by the combined reactions of visual, proprioceptive, and vestibular senses data [28]. Based on the literature, COP displacement has been used as an indirect attribute of postural fluctuation and one's ability to maintain balance and postural control, consequently [29].

Conclusion

Abnormal spine alignment (hyperlordosis), as a risk factor, can affect dynamic balance index (i.e. TTS); however, it has no effect on the static balance index (i.e. COP) with eyes open and closed. Therefore, the improvement of hyperlordosis deformity may improve postural control in dynamic balance indices.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were considered in this article. The participants were informed about the purpose of the research and its implementation stages; they were also assured about the confidentiality of their information; Moreover, They were allowed to leave the study whenever they

wish, and if desired, the results of the research would be available to them.

Funding

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

Authors' contributions

All authors contributed equally in preparing all parts of the research.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در دانش‌آموزان با و بدون هایپرلوردوزیس

فریده باباخانی^۱، *محمد رضا هاتفی^۲، مونا حیدریان^۱، مسعود برزگر^۱

۱. گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران.

۲. گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

حکیده

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۸ شهریور ۱۳۹۷

تاریخ پذیرش: ۱۸ آبان ۱۳۹۷

تاریخ انتشار: ۱۰ آذر ۱۳۹۷

هدف با توجه به اهمیت تعادل در انجام کارهای روزمره و فعالیت‌های ورزشی، ضروری است ارزیابی تعادل بدن از زوایای مختلف مورد بررسی قرار بگیرد. بنابراین هدف از این پژوهش مقایسه تغییرات مرکز فشار پا و زمان رسیدن به پایداری بین افراد با و بدون هایپرلوردوزیس بود.

روش‌ها در پژوهش حاضر، ۳۰ دانش‌آموز دختر مقطع راهنمایی استان تهران با دامنه سنی ۱۴ تا ۱۵ سال که به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شده بودند، شرکت کردند. انحنای ستون فقرات آزمودنی‌ها به وسیله خط‌کش منعطف ارزیابی شد که به دو گروه، ۱۵ نفر دارای هایپرلوردوزیس و ۱۵ نفر افراد سالم تقسیم شدند. جهت ارزیابی ثبات پاسچر به صورت ایستا از وضعیت ایستادن با چشم باز و بسته بر روی دستگاه صفحه نیرو (مدل Ver۳۳/۰۲ ساخت شرکت دانش‌ساز ایران) و همچنین جهت ارزیابی ثبات پاسچر به صورت پویا، از آزمون پایداری فرود بر روی دستگاه صفحه نیرو استفاده شد. روش‌های آمار استنباطی تی مستقل جهت تحلیل داده‌ها به کار گرفته شد.

یافته‌ها نتایج آزمون آماری نشان داد اختلاف معناداری در شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار در وضعیت ایستاده با دو پا با چشم باز و بسته بین دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس وجود ندارد ($P > 0.05$) اما زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس از نظر آماری معنادار بود ($P < 0.05$).

نتیجه‌گیری نتایج تحقیق حاضر نشان داد که راستای غیرطبیعی ستون فقرات (هایپرلوردوزیس) به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور می‌تواند شاخص تعادلی دینامیک (زمان رسیدن به پایداری) را تحت شعاع قرار دهد، اما روی شاخص تعادلی استاتیک با چشمان باز و بسته (تغییرپذیری مرکز فشار) تأثیری نداشته است.

کلیدواژه‌ها:

صفحه نیرو، تعادل، ثبات پاسچر

مقدمه

فشارهای بیش از حد در این ناحیه محافظت می‌کند و به‌عنوان یک جذب‌کننده شوک عمل می‌کند [۴، ۵].

همچنین ناهنجاری‌های ستون فقرات که به دلایل ارثی، اکتسابی و ناشناخته به وجود می‌آیند، روی کنترل پاسچر اثر می‌گذارند و تعادل شخص را به هم می‌زند [۶]. در نتیجه هر نوع تغییر در راستای ستون فقرات موجب می‌شود شخص پاسچر خوب را از دست بدهد و بدن دچار بی‌تعادلی شود. کنترل پاسچر مؤلفه کلیدی است که برای انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی ضروری است [۷] و می‌تواند در هر دو وضعیت استاتیک و دینامیک و تحت شرایط چندگانه (دوپا و تک پا) ارزیابی شود [۸]. به طور کلی حفظ وضعیت بدن در حالت ایستا و پویا، عملکرد پیچیده‌ای است و جهت ارزیابی موقعیت و حرکت بدن در فضا و تولید نیرو برای کنترل وضعیت بدن به تنظیم اطلاعات حسی پیکری، وستیبولار و بینایی از کل بدن نیاز است [۹].

سلامت جسمانی و داشتن وضعیت بدنی مطلوب در زندگی بشر از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و تغییرات مثبت و منفی آن می‌تواند بر سایر ابعاد زندگی انسان تأثیر بگذارد. در این میان توجه به نقش ستون فقرات به‌عنوان یک عامل تأثیرگذار در وضعیت بدنی بسیار مهم است [۱]. یکی از ناهنجاری‌هایی که در دانش‌آموزان زیاد دیده می‌شود هایپرلوردوزیس کمری است [۲]. هایپرلوردوزیس یکی از تغییر شکل‌های ستون فقرات است که در صفحه ساجیتال ایجاد می‌شود و افزایش بیش از حد انحنای کمری موجب تغییرات مرکز ثقل به جلو و افزایش حرکت لگن می‌شود [۳].

در افزایش گودی کمر عضلات ارکتور اسپاین و فلکسورهای هیپ کوتاه یا سفت و عضلات شکمی و اکستنسورهای هیپ ضعیف یا کشیده می‌شوند. لوردوز طبیعی در ناحیه کمر از

* نویسنده مسئول:

محمد رضا هاتفی

نشانی: گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

تلفن: ۲۴۴۰۳۹۴ (۹۱۲) +۹۸

پست الکترونیکی: hatefimohamadreza@yahoo.com

افراد مبتلا به دفورمیتی ستون فقرات، علاوه بر اندک بودن، گاهی نتایج متناقضی نیز دربر داشته است و تحقیقات معدودی بر روی کنترل پاسچر در افراد لوردوزیس متمرکز شده‌اند.

با توجه به اینکه ناهنجاری‌های ستون فقرات ممکن است موجب جابه‌جایی مرکز ثقل شود و تعادل را تحت تأثیر قرار دهد، بررسی اثر دفورمیتی‌های ستون فقرات می‌تواند اطلاعات مفیدی درباره عملکرد تعادلی این افراد به منظور اتخاذ شیوه‌های مؤثر برای کاهش عوارض ناشی از این ناهنجاری‌ها روی توانایی حفظ تعادل، ارتقای سلامتی و عملکرد ورزشی آن‌ها به دست دهد. جهت ارزیابی تعادل پویا روش‌های مختلفی وجود دارد و بسیاری از پژوهشگران از آزمون تعادلی ستاره استفاده کرده‌اند [۱۸]. این آزمون از آزمون‌های قابل قبول برای ارزیابی تعادل پویاست، ولی به اندازه فعالیت پرش فرود که برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری^۱ باید انجام شود، عملکردی و پویا نیست [۱۹]. ارزیابی زمان رسیدن به پایداری جدیدترین شاخص اندازه‌گیری کنترل عصبی-عضلانی است که سیستم‌های حسی و مکانیکی را برای انجام فعالیت پیچیده پرش فرود به کار می‌گیرد و بیانگر توانایی بدن برای به حداقل رساندن نوسان وضعیتی هنگام انتقال از یک وضعیت پویا به یک وضعیت ایستاست [۲۰] و برای مشخص کردن اختلالات ثابت پاسچرال حساسیت زیادی دارد [۲۱]. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری بین افراد با و بدون هایپر لوردوزیس است.

روش‌شناسی

در پژوهش حاضر، ۳۰ دانش‌آموز دختر مقطع راهنمایی استان تهران با دامنه سنی ۱۴ تا ۱۵ سال که به روش نمونه‌گیری دردسترس و با توجه به معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شده بودند، شرکت کردند. آزمودنی‌ها در این پژوهش به دو گروه، ۱۵ نفر دارای هایپرلوردوزیس و ۱۵ نفر افراد سالم، تقسیم شدند. انحنای ستون فقرات کمری آزمودنی‌ها با وسیله خط‌کش منعطف (ساخت ایران) ۳۰ سانتی‌متری با نام پیستوله ماری که پایایی و روایی آن در ایران به ترتیب ۹۸ و ۸۲ درصد بیان شده است ارزیابی شد.

روش اندازه‌گیری زاویه لوردوز کمری توسط خط‌کش منعطف به این صورت بود که از زائده خاری مهره دوازدهم پشتی به عنوان نقطه شروع قوس و از زائده خاری مهره دوم خاجی به عنوان انتهای قوس استفاده شد. سپس از افراد مورد پژوهش خواسته شد که به صورت کاملاً راحت و طبیعی بایستند و به جلو نگاه کنند و وزن خود را به طور یکسان بر روی هر دو پاهایشان بیندازند. پس از منطبق شدن خط‌کش منعطف بر روی ناحیه لوردوز کمری، بدون آنکه تغییری در شکل خط‌کش منعطف انجام شود، آن را از روی ستون فقرات به آرامی و با دقت برداشته و بر روی کاغذ

مهم‌ترین گروه‌هایی که ضعف تعادل موجب آسیب‌دیدگی آن‌ها می‌شود عبارت‌اند از: افراد مسن، کودکان، ورزشکاران، افرادی که دچار ضربه مغزی شده‌اند و کسانی که مشکلات نورولوژیک و عصبی-عضلانی دارند [۱۰]. در دوره پیش و پس از بلوغ پاسچر بدن دستخوش تغییرات مهمی می‌شود تا فرد به تعادل جدیدی دست یابد. در نهایت این تغییرات در مرحله رشد، به انحرافات در پاسچر کودکان و نوجوانان منجر می‌شود، و تحقیقات گذشته حاکی از شیوع بیشتر ناهنجاری هایپرلوردوزیس در سنین نوجوانی نسبت به دیگر رده‌های سنی (جوانی و میان‌سالی) است [۱۱، ۱۲].

تاکنون مطالعات مختلفی در حیطه‌های علوم رفتاری و حرکتی به بررسی و شناسایی نارسایی‌های کنترل پاسچر، جنبه‌های مختلف آن و اقدام برای رفع نارسایی‌های مرتبط با آن پرداخته‌اند. برخی مطالعات بر روی تأثیر تغییرات وضعیتی بدن و پاسچر بر حفظ تعادل بدن متمرکز شده‌اند که مبین تأثیر منفی ناهنجاری‌های ستون فقرات بر کنترل تعادل بدن هستند. نولت^۱ و همکاران ارتباط بین عملکرد تعادلی افراد مبتلا به اسکولیوزیس یا انحراف جانبی ستون فقرات را با شاخص‌های وضعیت بدنی بررسی کردند. نتایج نشان داد جابه‌جایی مرکز فشار پا در گروه اسکولیوتیک بیشتر از گروه کنترل است و در نتیجه عملکرد تعادلی ضعیف‌تری دارد [۱۳]. مکنزی^۲ معتقد است عدم اصلاح ناهنجاری‌ها تا مقطع دبیرستان تغییرات وضعیتی همچون دردهای سیستم عضلانی-اسکلتی، تغییر شکل مفصل، خستگی عضلانی و برهم‌خوردن تعادل را به همراه خواهد داشت [۱۴].

موری^۳ و همکاران در تحقیقی به مقایسه نوسانات پاسچر بین افراد مبتلا و غیرمبتلا به اسپوندیلولیز انکیلوزان که یک نوع کایفوزیس ثابت محسوب می‌شود، پرداختند و به این نتیجه رسیدند که افراد مبتلا به اسپوندیلولیز انکیلوزان در مقایسه با گروه کنترل، نوسانات پاسچری بیشتری دارند [۱۵]. در حالی که آیدوگ^۴ و همکاران گزارش کردند تفاوت معنی‌داری در نوسانات پاسچری و مرکز فشار بین دو گروه افراد مبتلا به اسپوندیلولیز انکیلوزان و گروه کنترل وجود ندارد [۱۶]. ریموند^۵ و همکاران معتقدند با کاهش مجموع لوردوز کمری لگنی، خط شاقولی تمایل دارد در جلو و بالای مهره اول خاجی قرار گیرد. چون در این حالت فاصله هفتمین مهره گردنی با اولین مهره خاجی زیاد می‌شود، تعادل در سطح ساجیتال دچار اختلال می‌شود. اما در صورت افزایش لوردوز کمری لگنی، فاصله این دو نقطه کاهش می‌یابد و به افزایش تعادل منجر می‌شود [۱۷].

به طور کلی، مطالعات انجام گرفته در مورد کنترل پاسچر در

1. Nault
2. Mackenzie
3. Murray
4. Aydog
5. Raymond

6. Time to Stabilization (TTS)

الف



تصویر ۱. ارزیابی تغییرات

الف: مرکز فشار با چشمان باز و بسته؛

ب: آزمودنی‌ها

ب



مجله بیومکانیک ورزشی

نحوه ارزیابی تغییرات مرکز فشار

شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار جهت بررسی تعادل در وضعیت دو پا با چشم باز و بسته شامل دامنه تغییرات (R)، طول مسیر (PL)، سرعت حرکت (V)، انحراف استاندارد (SD) و جذر متوسط مربعات (RMS) در راستای قدامی خلفی (AP) و داخلی خارجی (ML)، میانگین جابه‌جای قطری (RDavg)، انحراف استاندارد جابه‌جایی قطری (RSDavg)، طول کل مسیر جابه‌جایی (TPL) و مساحت بیضی سطح اتکا (CEA) بود. ارزیابی تغییرات COP آزمودنی‌ها، در محدوده زمانی ۳۰ ثانیه در حالت سکون و با چشمان باز و چشمان بسته کامل انجام شد. در مرحله اول از آن‌ها خواسته شد به صورت ایستاده و جفت پا روی مرکز دستگاه بایستند و دست‌ها را روی لگن قرار داده و سر را بالا نگه داشته و روپرو را نگاه کنند و سعی کنند تعادل خود را حفظ کنند. این عمل ابتدا به صورت آزمایشی و تمرینی توسط آزمودنی انجام شد و آزمونگر نیز در این حالت دستورالعمل را به آزمودنی‌ها ارائه می‌داد و هنگامی که آزمودنی اعلام آمادگی می‌کرد از وی آزمون به عمل می‌آمد. هر آزمودنی بعد از اعلام آمادگی روی دستگاه رفته و اطلاعات مربوط به جابه‌جایی مرکز فشار پا توسط صفحه نیرو، به مدت ۳۰ ثانیه ثبت می‌شد (تصویر شماره ۱). اطلاعات مرکز فشار پا در دو راستای جانبی و قدامی خلفی توسط صفحه نیرو ثبت می‌شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه و تحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد [۲۲، ۲۴].

سفید، انحنای آن ترسیم شد. برای محاسبه زاویه قوس کمری از روی شکل به دست آمده از خط‌کش منعطف، این دو نقطه با یک خط مستقیم به هم وصل و از وسط آن خط، خط عمودی به انحنای رسم شد. این دو خط به ترتیب L و H نامیده شدند. پس از اندازه‌گیری مقادیر L و H با خط‌کش میلی‌متری، مقادیر آن‌ها با استفاده از فرمول شماره ۱ اندازه‌گیری و زاویه لوردوز کمری محاسبه شد [۲۲].

$$1. \theta = 4 \text{ Arc tan } [2H/L]$$

همچنین آزمودنی‌ها به صورت داوطلبانه فرم رضایت‌نامه آگاهانه شرکت در تحقیق را تکمیل کردند. معیارهای ورود به تحقیق داشتن قوس کمری بیش از ۶۰ درجه بود. در گروه هایپرلوردوزیس که بر اساس اندازه‌گیری آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده و با خط‌کش منعطف انجام شد [۲۲]. معیارهای خروج شامل مصرف دارویی خاص، ابتلا به بیماری‌های عضلانی اسکلتی ستون فقرات یا اندام تحتانی یا مشکلات عصبی عضلانی و هر نوع مشکل مرتبط با سیاتیک (کمر درد، جراحی) بود. از صفحه نیرو (مدل Ver ۳/۰/۲) سه محوره (۵۰×۴۰×۸) ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان جهت اندازه‌گیری و ثبت نیروی عکس‌العمل زمین و نوسانات مرکز فشار (COP¹) استفاده شد. از نیروی عکس‌العمل زمین برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری و تشخیص اولین تماس پا با زمین استفاده شد. اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت شد [۲۴].

الف



تصویر ۲. ارزیابی زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها

ب



مجله بیومکانیک ورزشی

توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف اسمیرنوف استفاده شد، لذا، به منظور مقایسه شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته روی دو پا و زمان رسیدن به پایداری در سه جهت عمودی، قدامی خلفی و داخلی خارجی بین دختران سالم و دارای هایپر لوردوزیس از آزمون تی مستقل استفاده شد. در این تحقیق سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

نتایج

از آمار توصیفی (میانگین \pm انحراف استاندارد) جهت بررسی ویژگی‌های افراد و متغیرهای تحقیق در آزمودنی‌ها استفاده شده است (جدول شماره ۱) و آمار تحلیلی (آزمون تی مستقل) نیز مورد استفاده قرار گرفته است.

در هیچ کدام از شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار پا در وضعیت ایستاده با دوپا با چشم باز، بین دو گروه سالم و دارای هایپرلوردوزیس اختلاف معنی داری وجود نداشت (جدول شماره ۲). اگر چه در برخی موارد شاخص‌ها اختلاف اندکی داشته‌اند اما این مقدار اختلاف از نظر آماری معنی دار نبودند ($P > 0/05$).

همچنین نتایج نشان داد شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار در وضعیت ایستاده با دوپا با چشم بسته بین دو گروه سالم و دارای هایپرلوردوزیس اختلاف معنی داری وجود ندارد (جدول شماره ۳). اگر چه در برخی موارد شاخص‌ها اختلاف اندکی داشته‌اند اما این مقدار اختلاف از نظر آماری معنی دار نبودند ($P > 0/05$). در ارتباط با زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه افراد با و بدون هایپرلوردوزیس در هر سه راستای عمودی (Ver)، قدامی خلفی (AP) و داخلی خارجی (ML) نتایج معنادار بود (جدول شماره ۴). و زمان رسیدن به پایداری

نحوه ارزیابی زمان رسیدن به پایداری

جهت بررسی زمان رسیدن به پایداری در سه راستای عمودی (Vertical)، قدامی خلفی (AP) و داخلی خارجی (ML) از شرکت کننده خواسته شد روی پله به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر که در فاصله ۷۰ سانتی‌متری مرکز صفحه نیرو قرار داده شده بود قرار گیرد [۲۵]. سپس با یک پا (پای غالب) در مرکز صفحه نیرو فرود آمد و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داد، سر را بالا نگه داشت و روبه‌رو را نگاه و سعی کرد که تعادل خود را حفظ کند. همچنین جهت مشخص کردن پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد به توپ ضربه بزنند [۲۶، ۲۷].

قبل از اینکه از آزمودنی آزمون فرود پله به عمل آید از او خواسته شد تا این حرکت را حداکثر ۲ بار انجام دهد تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا شود. آزمونگر نیز در این حالت نحوه حرکت را به آزمودنی آموزش می‌داد و هنگامی که آزمودنی اعلام آمادگی می‌کرد از او آزمون به عمل می‌آمد. بعد از فرود فرد روی دستگاه اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس می‌یافت و به مدت ۲۰ ثانیه ثبت می‌شد (تصویر شماره ۲). اطلاعات نیروی عکس‌العمل در دو راستای جانبی و قدامی خلفی توسط صفحه نیرو ثبت شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه و تحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد.

داده‌های خام به دست آمده از تحقیق حاضر، با نسخه ۲۱ نرم‌افزار SPSS و با بهره‌گیری از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. بدین منظور، برای تأیید نرمال بودن

جدول ۱. توصیف خصوصیات آنتروپومترکی نمونه‌های مورد مطالعه

میانگین \pm انحراف استاندارد			تعداد	گروه
وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	سن (سال)		
۵۱/۵۴ \pm ۵/۵۳	۱۵۲/۱۷ \pm ۴/۲۲	۱۴/۱۰ \pm ۴/۰۵	۱۵	سالم
۵۳/۷۷ \pm ۶/۲۸	۱۵۲/۰۸ \pm ۵/۴۴	۱۴/۶۷ \pm ۴/۲۱	۱۵	هایپرلوردوزیس

مجله بیومکانیک ورزشی

با چشم باز و بسته بین دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس وجود ندارد، اما زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس معنادار بود. وضعیت بدنی همواره در حالت نوسان است و تعادل آن به وسیله واکنش‌های تلفیقی از اطلاعات حس بینایی، حس عمقی و سیستم دهلیزی حفظ می‌شود [۲۸]. معمولاً در تحقیقات از جابه‌جایی COP به

در دختران دارای هایپرلوردوزیس به طور معنی‌داری بیشتر از زمان رسیدن به پایداری دختران سالم بود ($P < 0.05$).

بحث

نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد اختلاف معناداری در تغییرپذیری مرکز فشار پا در وضعیت‌های ایستاده با دوبا

جدول ۲. نتایج آزمون‌های تی مستقل جهت بررسی شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار در وضعیت ایستاده با دو پا با چشم باز بین دو گروه سالم و دارای هایپرلوردوزیس

میانگین \pm انحراف استاندارد			شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار	
T	Sig.	گروه هایپرلوردوزیس	گروه سالم	
۱/۰۹۹	۰/۲۸۱	۵/۲۰ \pm ۴/۶۲	۶/۹۴ \pm ۴/۰۴	R.AP (mm)
۰/۲	۸۱/۵۱۰	۱/۳۸ \pm ۰/۹۵	۲/۵۹ \pm ۱/۶۲	R.ML (mm)
۰/۷۸۴	۰/۴۴۰	۳۶/۶۱ \pm ۱۹/۲	۴۲/۰۹ \pm ۱۹/۰۵	PLAP (mm)
۰/۰۳۴	۰/۹۷۴	۳۹/۰۹ \pm ۱۱/۹۷	۳۸/۹۶ \pm ۱۰/۲۲	PL.ML (mm)
۰/۷۸۴	۰/۴۴۰	۱/۸۳ \pm ۰/۹۶	۲/۱۰ \pm ۰/۹۵	V.AP (mm/s)
۰/۰۳۴	۰/۹۷۴	۱/۹۵ \pm ۰/۵۹	۱/۹۵ \pm ۰/۵۱	V.ML (mm/s)
۱/۷۲۶	۰/۰۹۵	۵/۱۸ \pm ۱/۶۵	۶/۲۰ \pm ۱/۵۹	RDavg (mm)
۱/۶۷۶	۰/۱۰۵	۱۴۴/۹۲ \pm ۶۸/۵۵	۱۹۶/۰۳ \pm ۹۶/۱۵	CEA (mm ²)
۰/۹۱۳	۰/۳۶۹	۱/۶۱ \pm ۰/۰۶	۱/۸۶ \pm ۰/۸۶	SD.AP (mm)
۰/۵۲۷	۰/۱۳۸	۴/۹۰ \pm ۱/۷۶	۵/۸۷ \pm ۱/۷۴	SD.ML (mm)
۰/۸۴۱	۰/۴۰۸	۰/۴۶ \pm ۰/۵۴	۰/۶۰ \pm ۰/۳۶	SD.RD (mm)
۰/۵۶۴	۰/۵۷۷	۵۹/۶۷ \pm ۲۳/۹۸	۶۴/۴۴ \pm ۲۲/۳۲	TPL (mm)
۱/۴۶۰	۰/۱۵۵	۰/۵۳ \pm ۰/۳۸	۰/۷۱ \pm ۰/۳۲	RMS.AP (mm)
۰/۷۰۱	۰/۴۸۹	۰/۴۱ \pm ۰/۲۶	۰/۴۷ \pm ۰/۱۴	RMS.ML (mm)

مجله بیومکانیک ورزشی

R.AP: دامنه تغییرات در راستای قدامی خلفی؛ R.ML: دامنه تغییرات در راستای داخلی خارجی؛ PL.AP: طول مسیر مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ PL.ML: طول مسیر مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ V.AP: سرعت حرکت مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ V.ML: سرعت حرکت مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ RD: میانگین جابه‌جایی قطری مرکز فشار؛ CEA: مساحت بیضی سطح اتکا؛ SD.AP: انحراف استاندارد مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ SD.ML: انحراف استاندارد مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ SD.RD: انحراف استاندارد میانگین جابه‌جایی قطری؛ TPL: کل طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار؛ RMS.AP: جذر میانگین مربعات مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ RMS.ML: جذر میانگین مربعات مرکز فشار در راستای داخلی خارجی

جدول ۴. نتایج آزمون‌های تی مستقل جهت بررسی شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار در وضعیت ایستاده با دو پا با چشم بسته بین دو گروه سالم و دارای هایپرلوردوزیس

T	Sig.	میانگین \pm انحراف استاندارد		شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار
		گروه هایپرلوردوزیس	گروه سالم	
۱/۳۸۵	, ۰/۱۷۷	۱۶/۶۶ \pm ۵/۰۹	۱۴/۵۳ \pm ۳/۰۸	R. AP (mm)
۰/۳۵۵	, ۰/۷۲۶	۲/۷۰ \pm ۲/۷۷	۲/۴۴ \pm ۰/۹۸	R.ML (mm)
۰/۳۵۶	, ۰/۷۲۵	۷۱/۸۹ \pm ۲۱/۵۳	۶۹/۲۰ \pm ۲۰/۰۱	PL.AP (mm)
۰/۲۸۷	, ۰/۷۷۷	۵۸/۱۱ \pm ۱۱/۴۹	۵۶/۸۹ \pm ۱۱/۵۸	PL.ML (mm)
۰/۳۵۶	, ۰/۷۲۵	۳/۵۹ \pm ۱/۰۷	۳/۴۶ \pm ۱	V.AP (mm/s)
۰/۲۸۷	, ۰/۷۷۷	۲/۹۱ \pm ۰/۵۷	۲/۸۴ \pm ۰/۵۷	V.ML (mm/s)
۰/۷۲۵	۰/۴۷۵	۶/۵۵ \pm ۲/۰۶	۶/۰۱ \pm ۲	RDavg (mm)
۰/۸۹۳	۰/۳۶۹	۲۸۹/۷۳ \pm ۱۲۱/۱۷	۲۵۴/۱۷ \pm ۹۵/۳	CEA (mm ²)
۰/۷۱۰	۰/۴۸۴	۲/۴۵ \pm ۰/۶۳	۲/۳۰ \pm ۰/۵۱	SD.AP (mm)
۰/۶۴۶	۰/۵۲۳	۶/۳۱ \pm ۲/۰۹	۵/۸۵ \pm ۱/۷۶	SD.ML (mm)
۰/۵۵۴	۰/۵۸۴	۳/۳۹ \pm ۳/۵۵	۲/۷۸ \pm ۲/۴۴	SD. RD (mm)
۰/۴۲۶	۰/۶۷۳	۱۰۳/۴۱ \pm ۲۵/۶۲	۹۹/۵۰ \pm ۲۴/۵۹	TPL (mm)
۰/۱۴۹	۰/۸۸۲	۱/۴۳ \pm ۰/۴۹	۱/۴۱ \pm ۰/۳۵	RMS.AP (mm)
۰/۲۶۵	۰/۷۹۳	۰/۹۱ \pm ۰/۵	۰/۹۹ \pm ۰/۹۹	RMS.ML (mm)

مجله بیومکانیک ورزشی

R.AP: دامنه تغییرات در راستای قدامی خلفی؛ R.ML: دامنه تغییرات در راستای داخلی خارجی؛ PL.AP: طول مسیر مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ PL.ML: طول مسیر مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ V.AP: سرعت حرکت مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ V.ML: سرعت حرکت مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ RD: میانگین جابه‌جایی قطری مرکز فشار؛ CEA: مساحت بیضی سطح اتکا؛ SD.AP: انحراف استاندارد مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ SD.ML: انحراف استاندارد مرکز فشار در راستای داخلی خارجی؛ SD.RD: انحراف استاندارد میانگین جابه‌جایی قطری؛ TPL: کل طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار؛ RMS.AP: جذر میانگین مربعات مرکز فشار در راستای قدامی خلفی؛ RMS.ML: جذر میانگین مربعات مرکز فشار در راستای داخلی خارجی

دادند که عدم هماهنگی در عضلات ستون فقرات می‌تواند در نوسان پاسچرال هنگام اجرای آزمون تعادل دخیل باشد [۳۰]. تغییر انحنای ستون فقرات می‌تواند باعث بی‌کفایتی ارتباط طول‌تنش، خستگی‌پذیری بیشتر و افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات نواحی مختلف ستون فقرات شود که

عنوان شاخص غیرمستقیمی از نوسان پاسچر و در نتیجه توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است [۲۹]. در تحقیقی برویندل^۷ و همکاران نشان

7. Bruyneel

جدول ۴. نتایج آزمون‌های تی مستقل برای مقایسه زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه با و بدون هایپرلوردوزیس

T	Sig.	میانگین \pm انحراف استاندارد		راستای زمان رسیدن به پایداری
		گروه هایپرلوردوزیس	گروه سالم	
۰/۰۰۱	, ۷/۸۴۸	۱/۳۹۷ \pm ۰/۱۵۷	۰/۹۲۲ \pm ۰/۱۷۴	عمودی (S)
۰/۰۰۱	۵/۴۸۱	۱/۷۳۷ \pm ۰/۲۰۷	۱/۲۸۶ \pm ۰/۲۴۳	قدامی خلفی (S)
۰/۰۰۱	۴/۴۳۶	۱/۴۴۱ \pm ۰/۲۷۶	۱/۰۶۹ \pm ۰/۱۷۱	داخلی خارجی (S)

مجله بیومکانیک ورزشی

* اختلاف معنی‌دار در سطح آلفای ۰/۰۵ است.

بررسی اثر هایپرکایفوزیس بر تعادل ایستا و پویا در دانش آموزان دختر پرداختند. نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد بین تعادل ایستای دختران هایپرکایفوزیس و نرمال تفاوت معنی‌داری وجود ندارد، اما بین تعادل پویای دختران هایپرکایفوزیس و نرمال تفاوت معنی‌داری مشاهده کردند [۳۴].

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد راستای غیرطبیعی ستون فقرات (هایپرلوردوزیس) می‌تواند به عنوان یک ریسک‌فاکتور، شاخص تعادلی دینامیک (زمان رسیدن به پایداری) را تحت‌الشعاع قرار دهد، اما بر روی شاخص تعادلی استاتیک با چشمان باز و بسته (تغییرپذیری مرکز فشار) تأثیری نداشته است. بنابراین بهبود دفورمیتی هایپرلوردوزیس ممکن است منجر به بهبود در کنترل پاسچر در شاخص‌های تعادلی دینامیک شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

همه اصول اخلاقی در این مقاله رعایت شده است. شرکت‌کنندگان اجازه داشتند هر زمان که مایل بودند از پژوهش خارج شوند. همچنین همه شرکت‌کنندگان در جریان روند پژوهش بودند. اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

این افزایش فعالیت عضلانی به نوبه خود می‌تواند منجر به نوسانات نوبز مانند بزرگی در امتداد مفاصل شود که در نتیجه آن، نوسانات پاسچرال کوتاه‌مدت را افزایش می‌دهد. علاوه بر این در نتیجه تغییرات انحناهای ستون فقرات در اثر ناهنجاری هایپرلوردوزیس و قرار گرفتن مرکز جرم بدن در یک وضعیت جدید، مرکز جرم بدن نسبت به مفصل مچ پا تغییر می‌کند که باعث تغییر در گشتاور مچ پا و افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی می‌شود [۳۱].

اگر تقارن عضلات و موقعیت مفاصل نسبت به حالت اولیه تغییر کند، سیستم حس عمقی دچار اختلال می‌شود. این حالت ممکن است در مورد افراد هایپرلوردوزیس نیز صدق کند و به نظر می‌رسد با تشدید لوردوز کمری موقعیت مهره‌های ستون فقرات و عضلات آگونیست و آنتاگونیست نسبت به یکدیگر تغییر کرده و گیرنده‌های مفصلی و عضلانی اطلاعات درستی را مخابره نمی‌کنند که این منجر به کاهش تعادل می‌شود [۳۲]. در مجموع تمام این تغییرات ورودی گیرنده‌های موجود در ساختار پا که برای تنظیم COP استفاده می‌شوند را تحت تأثیر قرار داده که در نتیجه آن کنترل پاسچر نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۳۱].

گاردوکی^۸ و همکاران به این نتیجه رسیدند، در تعادل ایستا سطح اتکا و جرم جسم بیشتر حائز اهمیت هستند و نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که دفورمیتی هایپرلوردوزیس نتوانسته بر تعادل ایستا (شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار) تأثیر بگذارد، اگرچه در مطالعاتی نشان داده شده است که دفورمیتی هایپرلوردوزیس می‌تواند باعث افزایش تعادل در وضعیت ایستا شود [۱۷]. اما زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس معنادار بود. بدین معنی که دختران با ناهنجاری هایپرلوردوزیس بعد از فرود در هر سه راستا دیرتر به ثبات می‌رسند. به نظر می‌رسد که افراد دارای هایپرلوردوزیس به دلیل جابه‌جایی مرکز ثقل و موقعیت خط ثقل نسبت به محدوده سطح اتکا و همچنین مختل شدن سازکارهای فیزیولوژیکی مهم در حفظ تعادل پویا، دارای تعادل کمتری نسبت به افراد سالم هستند. در همین راستا نورسته و همکاران در پژوهشی نشان دادند که بین لوردوزیس و تعادل ایستا و پویا و همچنین بین تعادل ایستا و پویا در دو گروه هایپرلوردوزیس و هایپولوردوزیس، تفاوت معناداری وجود ندارد [۳۲].

در تحقیقی دیگر محمدی و همکاران گزارش کردند که اختلاف معنی‌داری بین تعادل پویای افراد با و بدون هایپرلوردوزیس وجود دارد و ناهنجاری وضعیتی هایپرلوردوزیس با کاهش استقامت عضلات مرکزی تنه، توانایی فرد را در کنترل وضعیتی پویا کاهش می‌دهد و در انجام فعالیت‌های نیازمند تعادل، اختلال ایجاد می‌کند [۳۳]. در تحقیقی مشابه دیگر اشراقی و همکاران به

8. Gardocki

References

- [1] Pavlovic A, Nichols DL, Sanborn CF, Dimarco NM. Relationship of thoracic kyphosis and lumbar lordosis to bone mineral density in women. *Osteoporosis International*. 2013; 24(8):2269-73. [DOI:10.1007/s00198-013-2296-7] [PMID]
- [2] Brianezi L, Cajazeiro DC, Maifrino LBM. Prevalence of postural deviations in school of education and professional practice of physical education. *Journal of Morphological Sciences*. 2011; 28(1):35-6.
- [3] Bae TS, Mun M. Effect of lumbar lordotic angle on lumbosacral joint during isokinetic exercise: A simulation study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2010; 25(7):628-35. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.04.004] [PMID]
- [4] LetafatKar A, Abdolvahabi Z. [General reform movement along with corrective exercises (Persian)]. Tehran: Avaye Zohur; 2011.
- [5] Clark M, Lucett S. *NASM essentials of corrective exercise training*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
- [6] Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*. 4th Edition. Philadelphia, Pennsylvania, United States: Walter Burns Saunders; 2006.
- [7] Murphy DF, Connolly DA, Beynnon BD. Risk factors for lower extremity injury: A review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*. 2003; 37(1):13-29. [DOI:10.1136/bjism.37.1.13] [PMID] [PMCID]
- [8] Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*. 2002; 37(1):80-4. [PMCID] [PMID]
- [9] Nicolas V, Nicolas P, Jacques V. Postural control during quiet standing following cervical muscular - fatigue: Effect of change in sensory input. *Neuroscience Letters*. 2005; 378(3):135-9. [DOI:10.1016/j.neulet.2004.12.024] [PMID]
- [10] Olmsted LC, Cracia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the stare excursion balance tests in detecting reach deficits in subject with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2002; 37(4):501-506. [PMCID] [PMID]
- [11] Widhe T. Spine: Posture, mobility and pain: A longitudinal study from childhood to adolescence. *European Spine Journal*. 2001; 10(2):118-23. [DOI:10.1007/s005860000230] [PMID] [PMCID]
- [12] Nazarian AB, Daneshjoo A, Ghorbani L, Ghaedi H. [The prevalence of lordotic and kyphotic deformities among different age groups (Persian)]. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2009; 5(1):24-32.
- [13] Nault ML, Allard P, Hinse S, Blanc RL, Caron O, Labelle H. Relation between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 2002; 27(17):1911-7. [DOI:10.1097/00007632-200209010-00018] [PMID]
- [14] Mackenzie WG, Sampath JS, Kruse R, Sheir-Neiss GJ. Backpacks in children. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003; 409:78-84. [DOI:10.1097/01.blo.0000058884.03274.d9] [PMID]
- [15] Murray HC, Elliott, C, Barton SE, Murray A. Do patients with ankylosing spondylitis have poorer balance than normal subjects. *Rheumatology (Oxford)*. 2000; 39(5):497-500. [DOI:10.1093/rheumatology/39.5.497] [PMID]
- [16] Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlü E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology (Oxford)*. 2006; 45(4):445-8. [DOI:10.1093/rheumatology/kei192] [PMID]
- [17] Gardocki RJ, Watkins RG, Williams LA. Measurements of lumbo-pelvic lordosis using the pelvic radius technique as it correlates with sagittal spinal balance and sacral translation. *The Spine Journal*. 2002; 2(6):421-9. [DOI:10.1016/S1529-9430(02)00426-6]
- [18] Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effect of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*. 2004; 39(4):321-9. [PMCID] [PMID]
- [19] Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*. 2008; 43(2):164-71 [DOI:10.4085/1062-6050-43.2.164] [PMID] [PMCID]
- [20] Wikstrom EA, Arrigenna MA, Tillman MD, Borsa PA. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankle. *Journal of Athletic Training*. 2006; 41(3):245-50. [PMCID] [PMID]
- [21] Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2009; 44(4):350-5. [DOI:10.4085/1062-6050-44.4.350] [PMID] [PMCID]
- [22] Saidi F, Rajabi R, Ebrahimi TE, Mosavi SJ. [Reliability and validity of Iranian flexible ruler in lumbar spine curvature measurement (Persian)]. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2009; 7(14):31-8.
- [23] Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. 1st ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wikins; 1995.
- [24] Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2012; 15(2):159-63. [DOI:10.1016/j.jsams.2011.07.012] [PMID]
- [25] Fatahi F, Ghasemi Gh, Karimi MT. The effect of 8 weeks of core stability muscles training on kinetics of single-leg landing. *Physical Treatments*. 2016; 6(2):85-92. [DOI:10.18869/nrip.ptj.6.2.85]
- [26] Bolgia LA, Uhl TL. Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy participants. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005; 35(8):487-94. [DOI:10.2519/jospt.2005.35.8.487] [PMID]
- [27] McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. *Journal of Athletic Training*. 2012; 47(1):15-23. [DOI:10.4085/1062-6050-47.1.15] [PMID] [PMCID]
- [28] Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*. 2004; 91(1):410-23. [DOI:10.1152/jn.00516.2003] [PMID]
- [29] Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. *Brazilian Journal of Physiotherapy*. 2010; 14(6):464-9. [DOI:10.1590/S1413-3552010000600003] [PMID]
- [30] Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S. The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour. *Neuroscience Letters*. 2008; 447(2-3):158-63. [DOI:10.1016/j.neulet.2008.10.007] [PMID]
- [31] Yalfani A, Anbarian M, Nikoo R, Anbarian M. [Relationship between postural control with sway- back malalignment in the non-athlete males (Persian)]. *Scientific Journal of Ilam University of Medical Sciences*. 2014; 22(5):189-201.
- [32] Norasteh AA, Hosseini R, Daneshmandi H, Heidari SS. [Balance Assessment in Students with Hyperkyphosis and Hyperlordosis (Persian)]. *Sport Medicine*. 2014; 6(1):57-71.

- [33] Mohammadi E, Balali Vashmesara J, Haddadnezhad M, Sanjari M. [Comparison of postural control and core endurance in young females with and without hyperlordosis (Persian)]. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2014; 1(2):109-28.
- [34] Eshraghi A, Maroufi N, Sanjari MA, Keyhani MR, Saeedi H. [Static and dynamic balance of schoolgirls with hyperkyphosis (Persian)]. *Scoliosis*. 2009; 4(2): 05. [DOI:10.1186/1748-7161-4-S2-05] [PMCID]