

## مقایسه توانایی کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک پسران دارای دفورمیتی‌های صفحه ساجیتال ستون فقرات

احیاء درویش صفت<sup>1</sup>، علیرضا رحیمی<sup>2</sup>، امیر سرشین<sup>3</sup>

1. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، ایران (مؤلف مسؤل)، تلفن ثابت: 021-66652467، ahya.darvishsefat@yahoo.com
2. دانشیار گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، ایران.
3. استادیار گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، ایران.

### چکیده

**زمینه و هدف:** تغییر در تناسب طبیعی قسمت‌های مختلف ستون فقرات می‌تواند روی کنترل تعادل افراد تاثیر منفی بگذارد. در اثر هرگونه اختلال مانند اسکولیوزیس، لوردوزیس و کایفوزیس در راستای ستون مهره‌ای، خط ثقل از نقاط تعیین شده عبور نمی‌کند و بدن دچار نوسان می‌شود. هدف از پژوهش حاضر، مقایسه توانایی کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک پسران 10 تا 12 سال دارای دفورمیتی‌های صفحه ساجیتال ستون فقرات بود.

**روش بررسی:** در پژوهش حاضر که به روش توصیفی - تحلیلی انجام شد، پس از غربالگری اولیه و اندازه‌گیری قوس‌های کایفوز و لوردوز ستون فقرات 417 دانش‌آموز، یک نمونه 88 نفری از دانش‌آموزان واجد دفورمیتی را به صورت تصادفی هدفدار انتخاب و بطور برابر در 4 گروه هایپرکایفوزیس، هایپوکایفوزیس، هایپرلوردوزیس و هایپولوردوزیس توزیع گردید. میزان قوس‌های ستون فقرات با استفاده از خط کش منعطف و کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک آزمودنی‌ها به ترتیب به وسیله تست‌های ایستادن لک- لک و تعادل ستاره‌ای ارزیابی شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آنالیز واریانس و بونفرونی در محیط SPSS V.19 صورت گرفت.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد که در گروه هایپرکایفوزیس، کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک بطور معنی‌داری کمتر از گروه‌های هایپوکایفوزیس و هایپرلوردوزیس بود. همچنین، کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک گروه هایپوکایفوزیس بطور نسبتاً معنی‌داری از گروه هایپولوردوزیس بیشتر بود. اما بین دو گروه هایپرلوردوزیس و هایپولوردوزیس، تفاوت وجود نداشت.

**نتیجه‌گیری:** براساس نتایج پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد که دفورمیتی هایپرکایفوزیس بیش از هایپرلوردوزیس، اما دفورمیتی هایپوکایفوزیس کمتر از هایپولوردوزیس، کنترل پوسچر بدن را تحت تاثیر قرار می‌دهد.

**واژگان کلیدی:** کنترل پوسچر، دفورمیتی، صفحه ساجیتال، کایفوزیس، لوردوزیس

وصول مقاله: 94/8/4 اصلاحیه نهایی: 94/10/19 پذیرش: 94/10/20

## مقدمه

حرکتی پیچیده نیز توانایی کنترل پوسچر، نقش عمده و تعیین کننده دارد (9). ناهنجاری های ستون مهره‌ای که به علل ارثی، اکتسابی و ناشناخته بوجود می آیند می توانند روی کنترل پوسچر اثر بگذارند و تعادل شخص را مختل نمایند (10). تعادل فرآیندی است که طی آن، فرد سعی می کند با انقباضات عضلانی، مرکز جرم را با مرکز فشار پاها منطبق سازد (11). اطلاعات حسی از چندین منبع شامل پوست، کپسول مفصلی، لیگامنت ها، دوک های عضلانی و سیستم بینایی و دهلیزی برای کنترل تعادل بدن با یکدیگر همکاری می کنند (12 و 13).

به منظور شناسایی پیامدهای اختلال در کنترل پوسچر و اقدام در جهت رفع نارسایی های مرتبط با آن، تاکنون مطالعات بسیاری در حیطه های مختلف علوم ورزشی و توانبخشی صورت گرفته است. به عنوان مثال، نورسته و همکاران (2014)، ارتباط منفی معنی داری بین ناهنجاری کایفوز با تعادل ایستا و پویا گزارش کردند اما بین لوردوز با تعادل ایستا و پویا، ارتباط معنی داری نشان ندادند (14). دورموس و همکاران (2010) در مطالعه ای، کاهش توانایی حفظ تعادل در بیماران اسپوندیلیت انکیلوزان را گزارش کردند (15). رگولین و کاروالهو (2010) اظهار داشتند که زاویه کایفوز پشتی، کنترل پوسچر را در جهت قدامی - خلفی و در پوزیشن ایستاده تحت تاثیر قرار می دهد (16). محمدی و همکاران (2014) در تحقیقی، اختلافات معنی داری را در تعادل دینامیک و استقامت عضلات مرکزی بین افراد با هایپرلوردوز کمر و افراد با لوردوز طبیعی، گزارش کردند (17). همچنین شیمل<sup>2</sup> و همکاران (2015) نشان دادند که تعادل پوسچر افراد مبتلا به اسکولیوز ایدئوپاتیک نوجوانی با افراد سالم هم سن، مشابه بود، اما مبتلایان از ظرفیت دسترسی ضعیف تری برخوردار بودند (18). در اثر هرگونه اختلال مانند اسکولیوزیس، لوردوزیس و کایفوزیس در راستای ستون مهره‌ای، خط ثقل از نقاط

از جمله پیامدهای منفی ناهنجاری های بدنی در نوجوانان می توان به خستگی عضلانی، تغییر شکل های مفصلی، اختلال در تعادل بیومکانیکی بدن، مشکلات روانی - اجتماعی و دردهای عصبی - عضلانی اشاره نمود (1). در این میان، توجه به نقش ستون فقرات بسیار مهم به نظر می رسد. شکل قرارگیری ستون فقرات آدمی و وابستگی حفظ راستای طبیعی آن به کارکرد موثر عضلات و لیگامنت ها بر آسیب پذیری ستون مهره ها افزوده و بنابراین هر گونه ضعف در عضلات نگه دارنده ستون فقرات، ممکن است سبب بدشکلی در پوسچر انسان شود (2)؛ این بدشکلی که عموماً تحت عنوان دفورمیتی پوسچرال<sup>1</sup> شناخته می شود، می تواند موجب اختلال در تعادل استاتیک و دینامیک (3) و ایملانس در قدرت و انعطاف پذیری عضلات طرفین بدن (4) شود. هر تغییر جزئی در وضعیت قائم بدن، مستلزم اعمال گشتاور اصلاحی اضافی از سوی اندام های تحتانی به منظور مقابله با بی ثباتی است (5). بررسی و شناخت دفورمیتی های ستون فقرات همواره مورد توجه متخصصان توانبخشی، پزشکی ورزشی و بیومکانیک ورزشی بوده است. محققان بر این باورند که مقطع راهنمایی به علت تغییرات ناشی از رشد جسمانی، دوره بسیار حساسی بوده و داشتن ضعف های جسمانی - حرکتی در این سنین به صورت ثابت بعد از بلوغ باقی مانده و فرد را مجبور می نماید که تا آخر عمر از یک پوسچر نامطلوب برخوردار باشد (6).

کنترل پوسچر، فرآیند پیچیده میان دروندادهای حسی و پاسخ های حرکتی مورد نیاز برای حفظ و یا تغییر پوسچر را مورد بررسی قرار داده (7) و به عنوان یکی از نیازهای اساسی برای انجام فعالیت های روزمره زندگی نظیر بلند شدن از روی صندلی، راه رفتن، سوار اتوبوس شدن، انجام کار و فعالیت محسوب می شود (8). از سوی دیگر در پرداختن به فعالیت های ورزشی و اجرای موثر مهارت های

1. Schimmel  
2. Regolin & Carvalho

1. postural deformity

معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: وجود دفورمیتی - های وضعیتی ستون فقرات در صفحه ساجیتال؛ زاویه قوس کایفوز پستی معادل دو انحراف معیار کمتر یا بیشتر از میانگین کایفوز نمونه آماری، به ترتیب برای افراد هایپوکایفوزیس و هایپیرکایفوزیس؛ زاویه قوس لوردوز کمری معادل دو انحراف معیار کمتر یا بیشتر از میانگین لوردوز نمونه آماری، به ترتیب برای افراد هایپولوردوزیس و هایپرلوردوزیس. شرایط حذف آزمودنی ها از مطالعه عبارت بودند از: آسیب یا نقص در سیستمهای بینایی، شنوایی و عصبی؛ وجود هرگونه ناهنجاری مادرزادی؛ کف پای صاف؛ زانوی پرانتری و ضربدری؛ درد در پایین کمر؛ دردهای مفصلی؛ قرار داشتن در دوره توانبخشی رسمی یا غیر رسمی در زمان آزمون؛ سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی؛ اسپرین حاد مچ پا طی سه ماه گذشته. همچنین با توجه به اثبات ارتباط منفی بین شاخص توده بدنی و تعادل دینامیک (22)، در پژوهش حاضر، آزمودنیها به لحاظ شاخص توده بدنی، همگن شده و بدینوسیله اثر این عامل کنترل گردید.

اندازه‌گیری‌ها و روش اجرا

در تحقیق حاضر از خط کش منعطف یا flexicurve برای اندازه‌گیری قوسهای ستون فقرات استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در مکان موردنظر برای اندازه‌گیری قوس‌ها قرار بگیرند. سپس، محل زوایا شوکی T2 و T12 و زوایا شوکی T12 و S2 به کمک لمس دستی مشخص و به وسیله ماژیک علامت زده شد. روش اندازه‌گیری به این صورت بود که آزمونگر، خط کش را بین نقاط مشخص شده قرار داده، فشار یکسانی در طول خط کش روی آن وارد می‌کرد به طوری که هیچ فضایی بین پوست و خط کش وجود نداشته باشد. گفتنی است برای اندازه‌گیری، تقریباً سه سانتیمتر ابتدای خط کش، رها و سپس نقاط مشخص شده روی آن علامت گذاری می‌شد. پس از آن، ارزیاب، بدون تغییر در قوس ایجاد شده، دو طرف خط

تعیین شده عبور نمی‌کند و بدن دچار نوسان می‌شود (19). نشان داده شده است که در افراد اسکولیوزیس نوسان جانبی بیشتر از نوسان قدامی - خلفی است که احتمال دارد به علت تغییر مرکز ثقل به جانب باشد (20). تحقیقات نشان داده است که افزایش دامنه نوسان در افراد اسکولیوزیس از نوع ناشناخته، به دلیل افزایش در جابجایی مرکز فشار پا و مرکز جرم بدن بوده است (21).

به طور کلی، علاوه بر اینکه مطالعات انجام شده در مورد کنترل پوسچر در افراد مبتلا به دفورمیتی‌های ستون فقرات، اندک هستند، همچنین بعضاً نتایج متناقضی از سوی محققین گزارش شده است. با این وجود، کنترل پوسچر افراد مبتلا به دفورمیتی‌های صفحه ساجیتال ستون فقرات به ویژه هایپیر/هایپوکایفوزیس و هایپیر/هایپولودوزیس، کمتر مورد توجه قرار گرفته است. بررسی اثر انحرافات صفحه ساجیتال ستون فقرات بر سازوکارهای تعادلی مبتلایان، قادر خواهد بود که اطلاعات مفید و جزئیات دقیقی در رابطه با عملکرد تعادلی اینگونه افراد بدست دهد تا بدینوسیله بتوان شیوه‌هایی موثر جهت کاستن عوارض ناشی از این ناهنجاری‌ها بر روی توانایی حفظ تعادل و برنامه‌ریزی فعالیت بدنی و ارتقاء سلامتی آنها اتخاذ نمود. بر همین اساس و باتوجه به ضرورت اجرای چنین پژوهش‌هایی، هدف مطالعه حاضر، مقایسه توانایی کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک پسران 10 تا 12 سال دارای دفورمیتی‌های صفحه ساجیتال ستون فقرات است.

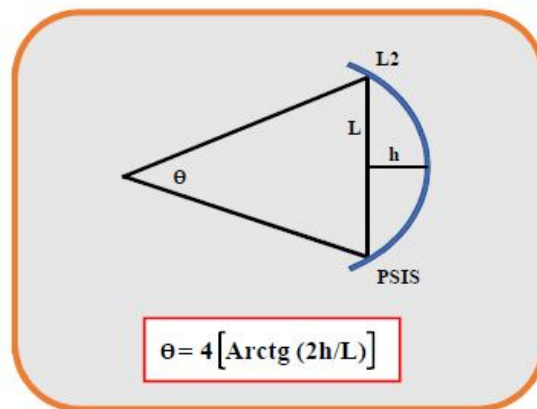
## روش بررسی

آزمودنی‌ها

جامعه آماری پژوهش حاضر که به روش توصیفی - تحلیلی انجام شد، را دانش آموزان پسر 10-12 ساله شهر بابلسر تشکیل داده‌اند. ابتدا تعداد 417 نفر بوسیله خط کش منعطف مورد بررسی قرار گرفتند و سپس تعداد 88 نفر از آنها به صورت تصادفی هدفدار (با توجه به معیارهای ورود و خروج تحقیق) برای بررسی نهایی انتخاب شدند (14).

نمود. در مرحله بعد، از عمیق‌ترین نقطه قوس، خطی عمود بر خط L رسم و با این روش عرض قوس (h) اندازه‌گیری می‌شد. با قرار دادن مقادیر بدست آمده در فرمول (ساخته شده در برنامه اکسل)، زاویه انحنای حاصل از خط کش منعطف برای مهره‌های پشتی و کمری محاسبه شد (شکل 1). اندازه‌گیری‌ها برای هر فرد سه بار تکرار و میانگین سه بار به عنوان زاویه قوس در نظر گرفته شد (24 و 23).

کش منعطف را با هر دو دست گرفته، به آرامی و بدون هیچ تغییری روی کاغذ A3 قرار میداد، نقاط مشخص شده را روی کاغذ علامت میزد و انحنای شکل گرفته روی خط کش را با مداد روی کاغذ رسم میکرد. در ادامه، خط کش را بر میداشت و روی کاغذ، از دو نقطه مشخص شده T2 به T12 یا T2 به S2 خطی مستقیم وصل می‌کرد. طول این خط را اندازه‌گیری و با حرف L نامگذاری می‌



شکل 1. نحوه تعیین طول (L) و عرض (h) منحنی و زاویه قوس ( $\theta$ ) با استفاده از خطکش منعطف

صورت تمرینی انجام میداد. در هنگام شروع اندازه‌گیری، همزمان با جدا شدن پاشنه پای آزمودنی از زمین، آزمونگر با استفاده از زمان سنج، زمان ایستادن روی یک پا را تا لحظه به هم خوردن این وضعیت با دقت صدم ثانیه ثبت می‌کرد. بهترین رکورد ثبت شده در سه بار کوشش، به عنوان امتیاز آزمودنی ثبت می‌گردید (26). آزمون یکبار با چشمان باز و بار دیگر با چشمان بسته انجام شد.

برای اندازه‌گیری توانایی کنترل پوسچر دینامیک، از آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای استفاده شد. این آزمون، از هشت جهت که از طرف مرکز دایره به سمت خارج امتداد یافته‌اند (با زاویه 45 درجه نسبت به یکدیگر) تشکیل شده است. هشت خطی که روی دایره قرار دارند براساس جهت گردش نسبت به پای اتکا تقسیم بندی شده‌اند (11) و عبارتند از: 1-

برای اندازه‌گیری توانایی کنترل پوسچر استاتیک از تست تعادل لک‌لک استفاده شد. آزمودنی دست‌های خود را بر روی ران‌های خود قرار می‌دهد در حالیکه کف پای غیر ستون در مقابل ناحیه داخلی پای ستون قرار گرفته است. آزمودنی با حفظ این وضعیت تا حد ممکن بر روی سینه پای ستون می‌ایستد. در طول انجام آزمون، آزمودنی به علامتی که در مقابل صورت او در فاصله 4 متری واقع شده است نگاه می‌کند. هر آزمودنی باید سه کوشش را انجام دهد که بهترین زمان به عنوان امتیاز آزمودنی ثبت می‌گردد (25). پیش از شروع اندازه‌گیری ابتدا چگونگی اتخاذ وضعیت آزمون به آزمودنی آموزش داده می‌شد، پس از آن هر آزمودنی سه بار و با فاصله زمانی 15 ثانیه استراحت به منظور از بین بردن اثر یادگیری و گرم کردن، آزمون را به

دستیابی به طول پای هر آزمودنی تقسیم و در عدد 100 ضرب شد تا فاصله دستیابی به صورت درصدی از اندازه طول پا به دست آید (26).

روش‌های آنالیز آماری

به منظور سنجش طبیعی بودن توزیع داده‌های جمع‌آوری شده، از تست کلموگروف - اسمیرنوف تک‌نمونه‌ای، استفاده شد که مطابق با آن، توزیع همه داده‌ها نرمال بود ( $P > 0/05$ ). مقایسه میانگین داده‌ها بین گروه‌ها با استفاده از آزمون ANOVA و مقایسات تعقیبی بین جفت گروه‌ها با استفاده از آزمون بونفرونی انجام شد. تحلیل‌ها در محیط نرم افزار SPSS نسخه 19 و ترسیم نمودارها در محیط Excel صورت گرفت. سطح معنی‌داری،  $P < 0/05$  در نظر گرفته شد.

#### یافته‌ها

میانگین لوردوز و کایفوز آزمودنی‌ها به ترتیب 31/24 و 41/17 درجه بود. ویژگی‌های شخصی و آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها به تفکیک گروه‌ها در جدول 1 گزارش شده است. براساس نتایج این جدول، در هیچ‌کدام از متغیرهای آنتروپومتریک و شخصی، بین گروه‌ها تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ( $P > 0/05$ ). به عبارتی دیگر، آزمودنی‌ها در مشخصات آنتروپومتریک با یکدیگر همگن بودند.

قدامی، 2- داخلی، 4- خلفی - داخلی، 5- خلفی، 6- خلفی - خارجی، 7- خارجی و 8- قدامی - خارجی. قطر دایره 182/9 سانتی متر بوده و روی زمین سخت ترسیم شده است. هر آزمودنی شش تلاش تمرینی را در هر کدام از هشت جهت برای آشنایی با آزمون و کاهش تاثیر یادگیری در طول آزمون انجام می‌دهد. برای انجام آزمون، آزمودنی در وسط دایره ایستاده و پای برتر خود را در مرکز قرار می‌دهد و با پای دیگر اقدام به عمل دستیابی تا دورترین نقطه ممکن می‌کند. از آزمودنی خواسته می‌شود که دورترین نقطه را با انتهای‌ترین قسمت پا به صورت کنترل‌شده و به آرامی لمس کند، تا اطمینان حاصل شود که عمل انجام شده با کنترل عصبی - عضلانی کافی و مناسب صورت گرفته است. سپس آزمودنی به وضعیت ابتدایی باز می‌گردد و محل تماس با توجه به اندازه‌هایی که قبلاً بر روی خطوط کشیده شده است، ثبت می‌شود. در خلال تست‌های دستیابی، 3 ثانیه استراحت در نظر گرفته شد. نحوه گردش با توجه به پای دستیابی راست یا چپ به ترتیب در جهت عقربه‌های ساعت و خلاف جهت عقربه‌های ساعت بود (11). تست در صورتی متوقف می‌شد که: پای غیر ستون در هنگام لمس زمین برای ایجاد اتکاء، بطور قابل توجهی استفاده شود؛ پای غیر ستون خط را لمس نکند؛ پای ستون از مرکز دایره بلند شود؛ و یا اینکه تعادل در هر نقطه از عمل دستیابی، مختل گردد. به منظور نرمال‌سازی، میانگین فاصله

جدول 1. ویژگی‌های شخصی و آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها و نتایج آنالیز واریانس

Sig	F	آماره	هایپولوردوزیس (n = 22)	هایپولوردوزیس (n = 22)	هایپوکایفوزیس (n = 22)	هایپوکایفوزیس (n = 22)	ویژگی‌ها
0/305	1/84		11/1±0/63	10/95±0/68	11/6±0/73	11/38±0/56	سن (سال)
0/138	2/15		51/14±2/75	47/85±3/16	48/3±2/66	49/3±2/25	وزن (کیلوگرم)
0/191	1/27		157/26±10/44	153/51±9/25	156/17±7/15	155/38±5/41	قد (سانتیمتر)
0/352	0/783		19/97±2/58	21/34±2/08	20/47±1/74	21/19±1/10	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
0/133	1/55		90/68±8/24	91/95±7/74	92/75±8/41	94/50±7/13	دور شانه (سانتیمتر)
0/485	0/547		69/30±6/57	65/88±5/24	67/43±5/19	66/27±4/85	دور کمر (سانتیمتر)
0/117	0/439		71/14±5/61	71/64±6/72	68/83±4/57	69/52±5/17	دور لگن (سانتیمتر)
0/376	2/074		88/5±8/73	86/2±7/84	87/1±7/4	84/6±7/5	طول پا (سانتیمتر)

مقادیر به صورت انحراف معیار ± میانگین، گزارش شده است.

( $P > 0/05$ ). بعلاوه، مطابق این جدول، میانگین کنترل پوسچر استاتیک، در گروه هایپوکایفوزیس کمتر از گروه-ها هایپوکایفوزیس ( $P = 0/001$ ) و هایپولوردوزیس ( $P < 0/001$ )، و در گروه هایپوکایفوزیس بیشتر از گروه هایپولوردوزیس ( $P = 0/003$ ) بود؛ اما بین گروه‌های هایپولوردوزیس و هایپولوردوزیس تفاوتی وجود نداشت ( $P > 0/05$ ).

همچنین، نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه میانگین کنترل پوسچر بین جفت گروه‌ها در جدول 2 گزارش شده است. مطابق نتایج این جدول، در گروه هایپوکایفوزیس، میانگین کنترل پوسچر دینامیک، کمتر از گروه‌های هایپوکایفوزیس ( $P = 0/000$ ) و هایپولوردوزیس ( $P = 0/001$ ) و بیشتر از گروه هایپولوردوزیس ( $P = 0/042$ ) بود. اما بین گروه‌های هایپولوردوزیس و هایپولوردوزیس اختلافی وجود نداشت

جدول 2. نتایج آزمون بونفرونی برای مقایسه میانگین کنترل پوسچر بین جفت گروه‌ها

متغیر	(I) گروه	(J) گروه	اختلاف میانگین (I-J)	خطای معیار	Sig.
کنترل پوسچر دینامیک	هایپوکایفوزیس	هایپوکایفوزیس	-11/82	0/063	0/000
	هایپوکایفوزیس	هایپولوردوزیس	-8/68	0/063	0/001
	هایپولوردوزیس	هایپولوردوزیس	0/5	0/063	0/385
	هایپوکایفوزیس	هایپولوردوزیس	3/64	0/063	0/042
کنترل پوسچر استاتیک	هایپوکایفوزیس	هایپوکایفوزیس	-3/71	0/063	0/001
	هایپوکایفوزیس	هایپولوردوزیس	-1/9	0/063	0/015
	هایپولوردوزیس	هایپولوردوزیس	0/21	0/063	0/415
	هایپوکایفوزیس	هایپولوردوزیس	2/02	0/063	0/003

قدامی - داخلی، تفاوتی وجود نداشت ( $P>0/05$ ) و در جهت خارجی نیز، در گروه هایپرکایفوزیس بیشتر از هایپرلوردوزیس بود ( $P=0/006$ )، اما در سایر مسیرها، در گروه هایپرلوردوزیس بیشتر از گروه هایپرکایفوزیس بود ( $P<0/001$ ). کنترل پوسچر دینامیک آزمودنی‌های گروه هایپرکایفوزیس در دو جهت قدامی ( $P=0/043$ ) و قدامی - داخلی ( $P=0/045$ )، بیشتر و در جهت خلفی - خارجی ( $P=0/042$ )، کمتر از گروه هایپرلوردوزیس بود، اما در سایر جهات، تفاوت‌ها معنی‌دار نبود ( $P>0/05$ ).

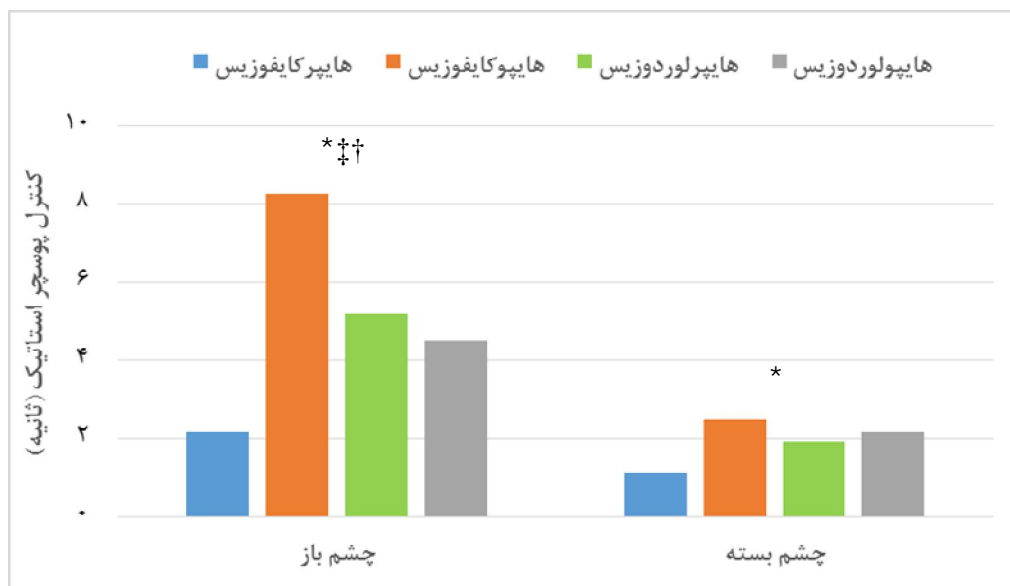
همچنین، در نمودار 1، کنترل پوسچر دینامیک هر یک از جهات 8گانه بین گروه‌های مختلف بطور شماتیک مقایسه شده است. همان‌گونه که این نمودار نشان می‌دهد، بین کنترل پوسچر دینامیک گروه هایپرکایفوزیس و هایپرکایفوزیس در مسیرهای خارجی و خلفی - خارجی، تفاوتی وجود نداشت ( $P>0/05$ )، اما در سایر مسیرها، در گروه هایپرکایفوزیس بیشتر بود ( $P<0/01$ ). بین گروه‌های هایپرلوردوزیس و هایپرلوردوزیس، در هیچ‌کدام از جهت‌های هشت‌گانه، تفاوتی وجود نداشت ( $P>0/05$ ). بین گروه‌های هایپرکایفوزیس و هایپرلوردوزیس، در مسیر



نمودار 1. مقایسه کنترل پوسچر دینامیک آزمودنی‌ها در جهات 8گانه بین گروه‌های مختلف. داده‌ها به صورت درصدی از طول پای آزمودنی‌ها، نرمال‌سازی شده‌اند. \*: تفاوت بین هایپرکایفوزیس و هایپرکایفوزیس؛ †: تفاوت بین هایپرلوردوزیس و هایپرلوردوزیس؛ ‡: تفاوت بین هایپرکایفوزیس و هایپرلوردوزیس.

بسته، بین گروه‌های هایپرلوردوزیس و هایپرلوردوزیس تفاوتی وجود نداشت ( $P>0/05$ ). در شرایط چشم باز، در گروه هایپرلوردوزیس بیشتر از هایپرکایفوزیس ( $P<0/001$ )، و در گروه هایپرلوردوزیس کمتر از هایپرکایفوزیس ( $P=0/03$ ) بود. اما در شرایط چشم بسته، تفاوت‌ها معنی‌دار نبود ( $P>0/05$ ).

بعلاوه، در نمودار 2 مقادیر کنترل پوسچر استاتیک گروه‌ها در شرایط چشم باز و چشم بسته به تصویر کشیده شده است. این نمودار نشان می‌دهد، کنترل پوسچر استاتیک آزمودنی‌های گروه هایپرکایفوزیس در هر دو شرایط چشم باز ( $P=0/000$ ) و چشم بسته ( $P=0/001$ )، کمتر از گروه هایپرکایفوزیس می‌باشد. در هر دو شرایط چشم باز و چشم



نمودار 2. مقایسه کنترل پوسچر استاتیک آزمودنی‌ها در شرایط چشم باز و چشم بسته بین گروه‌های مختلف. داده‌ها به صورت درصدی از طول پای آزمودنی‌ها، نرمال‌سازی شده‌اند. \*: تفاوت بین هایپرکایفوزیس و هایپوکایفوزیس؛ ■: تفاوت بین هایپولوردوزیس و هایپورلوردوزیس؛ †: تفاوت بین هایپرکایفوزیس و هایپولوردوزیس؛ †: تفاوت بین هایپوکایفوزیس و هایپورلوردوزیس.

## بحث

مطابق نتایج پژوهش حاضر، در کنترل پوسچر دینامیک در مسیرهای خارجی و خلفی- خارجی، بین گروه‌های هایپرکایفوزیس و هایپوکایفوزیس تفاوت معنی‌داری وجود نداشت، اما در سایر مسیرها، در گروه هایپرکایفوزیس بطور معنی‌داری کمتر بود. هنگامی که تقارن عضلات و موقعیت مفاصل نسبت به حالت اولیه تغییر کند سیستم‌های دهلیزی و حس عمقی دچار اختلال می‌شوند. این حالت در مورد افراد هایپرکایفوزیس صدق می‌کند؛ زیرا با تشدید قوس پشتی، موقعیت مهره‌ها و عضلات آگونیست و آنتاگونیست نسبت به یکدیگر تغییر کرده و گیرنده‌های مفصلی و عضلانی اطلاعات درستی را به CNS مخابره نمی‌کنند و نوسان بدن زیاد می‌شود (27). عدم هماهنگی عضلات نیز می‌تواند یکی از دلایل دیگر در کاهش توانایی کنترل پوسچر افراد هایپرکایفوتیک باشد. در دفورمیتی‌های ستون فقرات، عضلات یک طرف سفت شده و طرف دیگر ضعیف می‌شوند که این حالت باعث عدم هماهنگی در میان این عضلات در هنگام اجرای تکالیف حرکتی می‌شود. بروی-

نیل<sup>1</sup> و همکاران (2008) اظهار داشتند که عدم هماهنگی در عضلات ستون مهره‌ای می‌تواند در نوسان پوسچرال هنگام اجرای آزمون تعادل دخیل باشد (28). محدودیت حرکتی ستون مهره‌ای نیز می‌تواند یکی دیگر از دلایل کاهش تعادل در افراد هایپرکایفوتیک باشد؛ زیرا در این صورت، ستون فقرات نمی‌تواند حرکات لازم را انجام دهد و شخص دچار نوسان می‌شود. نتایج این پژوهش با یافته‌های نورسته و همکاران (2014) که ارتباط منفی معنی‌داری بین ناهنجاری کایفوز با تعادل ایستا و پویا گزارش کردند، همخوانی داشت. در پژوهش حاضر، کاهش توانایی کنترل پاسچر، در مسیرهای خارجی و خلفی- خارجی چندان محسوس نبود اما در سایر مسیرها محسوس بود. این نتیجه با نتایج هوانلو و همکاران (2014) که نشان دادند کایفوزیس رابطه معنی-داری با میزان فاصله دستیابی در جهت‌های خلفی، خارجی و داخلی ندارد (1)، همخوان بود. همچنین، دورموس و همکاران (2010) در مطالعه‌ای، کاهش توانایی حفظ تعادل

1. Bruyneel



توجه به مطالعاتی که بر روی سایر دفورمیتی های ستون فقرات نظیر اسکولیوزیس انجام شده، نشان می‌دهد که وجود دفورمیتی پوسچرال عامل موثری در نوسانات بدن می‌باشد. به عنوان مثال شیمل و همکاران (2015) در پژوهشی نشان دادند که کنترل پوسچر افراد مبتلا به اسکولیوز ایدئوپاتیکی نوجوانی با افراد سالم هم‌سن، مشابه بود، اما مبتلایان از ظرفیت دسترسی ضعیف‌تری برخوردار بودند (18).

همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در کنترل پوسچر استاتیک در هر دو شرایط چشم باز و چشم بسته، و نیز در کنترل پوسچر دینامیک در کلیه جهات 8 گانه، بین افراد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس و هایپولوردوزیس اختلاف معنی‌داری وجود ندارد. با این حال، محمدی و همکاران (2014) اختلافات معنی‌داری را در تعادل دینامیک و استقامت عضلات مرکزی بین افراد با هایپرلوردوز کم و افراد با لوردوز طبیعی، گزارش کردند (17). بعلاوه، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کنترل پوسچر استاتیک و دینامیک افراد دارای ناهنجاری هایپرکایفوزیس از گروه هایپرلوردوزیس کمتر است. این نتیجه با یافته‌های نورسته و همکاران (2014) که نشان دادند میانگین تعادل استاتیک و دینامیک افراد هایپرکایفوزیس از افراد هایپرلوردوزیس کمتر است (14)، و هوانلو و همکاران (2014) که نشان دادند لوردوز در مقایسه با کایفوز، نقش مهم‌تری در تعادل در جهت قدامی دارد (1)، همسو است.

بعلاوه، در تحقیق حاضر نتایج نشان داد که در مسیر قدامی-داخلی، بین کنترل پوسچر دینامیک دو گروه هایپرکایفوزیس و هایپرلوردوزیس تفاوتی وجود ندارد و در جهت خارجی نیز، کنترل پوسچر دینامیک گروه هایپرکایفوزیس بیشتر از هایپرلوردوزیس است، اما در سایر مسیرها، در گروه هایپرلوردوزیس بیشتر از گروه هایپرکایفوزیس است. از علل اینکه افراد لوردوزیس تعادل بیشتری دارند، میتوان به مقدار جرم بدنی درگیر در جابجایی اشاره کرد که در افراد کایفوزیس از افراد لوردوزیس بیشتر

در بیماران اسپوندیلیت انکیلوزان را گزارش کردند (15). رگولین و کاروالهو<sup>1</sup> (2010) نیز در پژوهشی، نشان دادند که بین زاویه کایفوز پستی و عملکرد تعادلی در جهت قدامی-خلفی، رابطه معنی‌داری وجود دارد اما در جهت داخلی-خارجی این رابطه معنی‌دار نبود (16). اما درخصوص مسیرهای نوسان، نتایج این پژوهش با یافته‌های عنبریان و همکاران (2010)، همخوانی ندارد. در پژوهش حاضر، افراد کایفوتیک در مسیرهای قدامی، خلفی و قدامی-خارجی دارای میانگین تعادل کمتری نسبت به دیگر جهات بودند در حالی که در تحقیق عنبریان و همکاران مسیر نوسان، خارجی-داخلی بوده است. متفاوت بودن نوع وسیله اندازه‌گیری و افراد مورد آزمون می‌تواند دلیل ناهمخوان بودن این بخش از نتایج پژوهش حاضر با پژوهش عنبریان و همکاران باشد. در پژوهش حاضر کودکان 10 تا 12 سال مورد بررسی قرار گرفتند در حالی که در پژوهش عنبریان و همکاران، دانشجویان مورد آزمون قرار گرفتند.

نتایج پژوهش حاضر همچنین نشان داد که کنترل پوسچر استاتیک آزمودنی‌های گروه هایپرکایفوزیس در هر دو شرایط چشم باز و چشم بسته، بطور معنی‌داری کمتر از گروه هایپرکایفوزیس بود. این تفاوت را می‌توان به این صورت توجیه کرد که در افراد هایپرکایفوتیک، جابجایی کمتری در COM رخ می‌دهد. همچنین با بروز این ناهنجاری، افراد دچار پشت صاف می‌شوند؛ همچنان که مگی در کتاب ارزیابی ارتوپدیکی عنوان کرده است اینگونه افراد نسبت به افراد هایپرکایفوتیک، ستون فقرات متحرک‌تری دارند و به این دلیل می‌توان عنوان کرد در هنگام اجرای آزمون، این افراد بهتر می‌توانند به نوسانات پاسخ بدهند و از نوسان بیشتر بدن جلوگیری کنند (29). عنبریان و همکاران (1390) در تحقیقی بر روی افراد کایفوتیک نشان دادند که بین تعادل استاتیک افراد کایفوزیس و گروه کنترل تفاوت وجود دارد (2). بعلاوه،

1. Regolin & Carvalho

اجرای آزمون تعادل ستاره‌ای، بیشترین فعالیت را در جهت قدامی دارد؛ بدین دلیل که برای انجام این آزمون در جهت قدامی، فرد باید به عقب تکیه دهد و تنه در حالت اکستنشن باشد تا بتواند تعادل خود را حفظ کند. در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل کننده بر بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباض اکستریک) تولیدشده توسط عضله کوادریسپس کنترل شود. احتمالاً به دلیل وجود ارتباط بین درجه قوس لوردوز کمر با عضلات همسترینگ و کوادریسپس، عضلات فلکسور ران (از جمله رکتوس فموریس) در کسانی که لوردوز کمری بیشتری دارند، کوتاه‌تر و قویتر از کسانی است که لوردوز کمری کمتری دارند (34)؛ بنابراین آزمودنی‌ها در جهت قدامی که عضلات کوادریسپس نقش مهمی دارند، فاصله دستیابی بیشتری خواهند داشت و در نتیجه، تعادل آن‌ها در جهت قدامی بهتر خواهد بود.

همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کنترل پوسچر استاتیک در شرایط چشم باز، در گروه هایپولوردوزیس کمتر از گروه هایپوکایفوزیس می‌باشد، اما در شرایط چشم بسته، این تفاوت معنی‌دار نبود. این نتیجه با یافته‌های سیناکی و همکاران (2005) و سولیوان و همکاران (2008) همسو بود (10 و 35) اما با یافته‌های نورسته و همکاران (2014) که تفاوت معنی‌داری را در تعادل استاتیک دو گروه نشان ندادند (14)، ناهمسو می‌باشد. از دلایل این اختلاف نتیجه-گیری، می‌توان به تفاوت در ابزار اندازه‌گیری و سن آزمودنی‌ها اشاره کرد. از جمله اینکه، نورسته و همکاران، قوس‌های ستون فقرات را با اسپاینال موس ارزیابی کردند اما در پژوهش حاضر از خطکش منعطف بدین منظور استفاده شد.

مطابق نتایج پژوهش حاضر، کنترل پوسچر گروه هایپوکایفوزیس در دو جهت قدامی و قدامی-داخلی، بیشتر و در جهت خلفی-خارجی، کمتر از گروه هایپولوردوزیس می‌باشد. در سایر جهات، تفاوت‌ها معنی‌دار

است. همچنین می‌توان به تحرک ستون مهره‌ای اشاره کرد که در هنگام انجام آزمون، تحرک ستون مهره‌ای کمری از پشتی بیشتر است و بهتر می‌تواند خود را با شرایط وفق دهد. بعلاوه، می‌توان به این دلیل نیز اشاره کرد که در افراد کایفوزیس چون مقدار کایفوز روی سیستم تنفسی اثرگذار است می‌تواند استقامت شخص را کاهش دهد و این استقامت کم روی تعادل افراد اثرگذار باشد اما این در مورد افراد لوردوزیس صادق نیست و می‌تواند یکی از دلایل تعادل بیشتر در این افراد باشد. در افراد کایفوتیک، مرکز جرم به طرف جلو و پایین تغییر مکان پیدا می‌کند؛ به تبع آن، مرکز جرم کلی بدن نیز به طرف جلو و پایین نسبت به سطح اتکا تغییر مکان می‌یابد و در نتیجه تعادل کاهش می‌یابد (30). نتایج این پژوهش با پژوهش‌های مالهرن و جورج (2000)، سولیوان و همکاران (2008) و فیلیپ (2009) همسو است (32 و 31 و 10). همچنین، بیشتر بودن کنترل پوسچر دینامیک در گروه هایپولوردوزیس در پژوهش حاضر، مورد تایید هوانلو و همکاران (2014) است که نشان دادند لوردوز نقش مهم‌تری در قیاس با کایفوز در تعادل جهت قدامی دارد (1). احتمالاً، به دلیل اینکه قوس کمر در ارتباط مستقیم با لگن خاصره است، سهم لوردوز در تعادل در جهت قدامی بیشتر از کایفوز بوده است. نتایج مذکور اما با تحقیق شاه حیدری و همکاران (2011) مغایرت دارد. ممکن است فقدان ارتباط بین استقامت عضلات تنه با تعادل در تحقیق شاه حیدری و همکاران (33)، به این دلیل باشد که آزمودنی‌های آن، ورزشکار بودند و قدرت و استقامت عضلانی بهتری نسبت به آزمودنی‌های تحقیق حاضر داشتند.

افزایش درجه طبیعی انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و بهبود تعادل در جهت قدامی ممکن است به این علت باشد که انحراف وضعیتی که موجب تغییر در راستای استخوان‌ها و عضلات در برگیرنده آنها می‌شود، در برخی موارد می‌تواند مزیتی مکانیکی برای بهبود سرعت یا تعادل باشد. گروه عضلانی کوادریسپس در زمان

### نتیجه گیری

براساس نتایج پژوهش حاضر، افراد هایپرکایفوزیس از تعادل کمتری نسبت به دیگر افراد مورد آزمون برخوردارند. همچنین مطابق نتایج، افراد هایپرلوردوزیس، از تعادل کافی برخوردار بودند، لذا می‌توان گفت که اینگونه افراد در انجام کارهای تعادلی، کمتر با مشکل مواجه می‌شوند. بطور کلی، به نظر می‌رسد که دفورمیتی هایپرکایفوزیس بیش از هایپرلوردوزیس، اما دفورمیتی هایپوکایفوزیس کمتر از هایپرلوردوزیس، کنترل پوسچر بدن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. با وجود نتایج قابل توجه پژوهش حاضر، فقدان یک گروه کنترل سالم (با قوس‌های صفحه ساجیتال نرمال) از محدودیت‌های این تحقیق می‌باشد.

### تشکر و قدردانی

این پژوهش حاصل یک پایان نامه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج می‌باشد. بدینوسیله از مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه بابلرس و اساتید و دانشجویان دانشگاه آزاد کرج قدردانی می‌گردد.

نمود. همانند این پژوهش، نورسته و همکاران (2014) نیز نشان دادند که افراد هایپوکایفوزیس دارای تعادل دینامیک بهتری نسبت به افراد هایپرلوردوزیس می‌باشند (14). از علل این اختلافات، می‌توان به جابجایی بیشتر COM به جلو در افراد کایفوتیک، حرکت کمتر در ستون فقرات و عدم هماهنگی در عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست در پشت اشاره کرد (14). اگرچه در ستون مهره‌ای کم‌ری نیز عدم هماهنگی میان عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست وجود دارد اما این عدم هماهنگی به گونه‌ای که روی ستون فقرات پشتی اثرگذار است، روی کمر اثرگذار نیست. همچنین از آنجایی که حرکات فلکشن و اکستنشن بیشتر در ناحیه مهره‌های کم‌ری انجام می‌گیرد، می‌توان گفت افراد لوردوتیک با وجود داشتن ناهنجاری می‌توانند دسترسی بیشتری را با انجام این حرکات در کمر انجام دهند (1).

### Reference

- Hovanlu, F, Akbari, H, Khademinezhad S. The relationship between spinal curvatures and dynamic postural control(Persian). Research in Sport Sciences 2014; 7: 113-122.
- Anbarian M, Mokhtari M, Zareie P, Yalfani A. A Comparison of postural control characteristics between subjects with kyphosis and controls. Sci J Hamadan Univ Med Sci 2010; 16: 53-60. [In Persian]
- Nicolas V, Nicolas P, Jacques V. Postural control during quit standing following cervical muscular – fatigue: effect of change in sensory input. Nneuro Science 2007; 378:135-139.
- Karbalaie M, Rahimi A, Sokhanguie Y. The effect of corrective exercises on flexibility and strength in postural scoliosis of adolescent girls. Journal of Rehabilitation 2011; 11: 42-46. [In Persian]
- Saremi S, Chaleh chaleh M, Brarpor E, Omidali F. The impact of a corrective exercises program on dynamic balance in individuals with idiopathic scoliosis. Journal of Rehabilitation 2014; 14: 18-25. [In Persian]
- Sazvar A, Khodaveysi M. The frequency of spinal column deformities and cardio respiratory fitness of male guidance schools students of Zanjan province. Zanjan Uni Med Sci Journal 2005; 13: 28-34. [In Persian]

7. Levin MF. Progress in motor control: Skill learning, performance, health, and injury. 1st ed. Springer-Verlag, New York 2014; p 117.
8. Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksiog lu E, Unlu E and Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology* 2008; 45: 445-448.
9. Guo X, Chau WW, Hui – Chan CW, Cheung CS, Tsang WW, Cheng JC. Balance control in adolescents with idiopathic scoliosis and disturbed somatosensory function. *Spine* 2007; 31: 437 – 40.
10. Sullivan PB, Mitchell T, Bulich P, Waller R, Holte J. The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion- related low back pain. *Manual Ther* 2008; number: 264-271.
11. Plisky P, Gorman P, Butler R, Kiesel K, Underwood F, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *NA J Sport Physical Ther* 2009; 4:92-99.
12. Gould MD. Sensory inputs for balance control, lower extremity muscle strength, and mobility of hospitalized older adults. Dalhousie University (Canada), PhD theses. 2009.
13. Gandevia SC, Proske U, Stuart DG. Sensorimotor control of movement and posture. *Human kinetics*, New York 2012; p 319.
14. Norasteh AA, Hosseini R, Daneshmandi H, Shah Heidari S. Balance assessment in students with hyperkyphosis and hyperlordosis. 2014; 6: 57-71. [In Persian]
15. Durmus B, Altay Z, Ersoy Y, Baysal O, Dogan E. Postural stability in patient with ankylosing spondylities. *Disabil Rehabil* 2010; 43: 234-9.
16. Regolin F, Carvalho GA. Relationship between thoracic kyphosis, bone mineral density, and postural control in elderly women. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14(6):464-9.
17. Mohamadi E, Haddadnezhad M. Comparison of postural control and core endurance in young females with and without hyperlordosis. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2014; 1 :109-128. [In Persian]
18. Schimmel JP, Groen BE, Weerdesteyn V, Kleuver M. Adolescent idiopathic scoliosis and spinal fusion do not substantially impact on postural balance. *Scoliosis* 2015; 10:18, 1-8.
19. Nishiwaki Y, Kikuchi Y, Araya K, Okamoto M, Miyaguchi S, Yoshioka N. Association of thoracic kyphosis with subjective poor health, functional activity and blood pressure in the community-dwelling elderly. *Env Health Prev Med* 2008; 12: 246-50.
20. Van Dieen JH, Koppes LL, Twisk JW. Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture* 2010; 31: 42-46.
21. Haumont T, Gauchard GC, Lascombes P, Perrin PP. Postural instability in early-stage idiopathic scoliosis in adolescent girls. *Spine* 2011; 36: 847–54.
22. Baharlouei , Nodehi Moghadam . Correlation between Body Mass Index and postural balance in elderly. *Journal of Rehabilitation* 2012; 12:54-59. [In Persian]
23. Hirose D, Ishida K, Nagano Y, Takahashi T, Yamamoto H. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. *Clin Biomech* 2004; 19:57-63.
24. Ireneusz MK, Halina PF, Piotr S, Katarzyna ZS, Aneta D, Marek K, Juozas R. Analysis of the sagittal plane in standing and sitting position in girls with left lumbar idiopathic scoliosis. *Pol Ann Med* 2013; 21: 30-34.
25. Sabbaghian Rad L, Mamashi Z, Sadeghi H. A comparison of common methods for static, semi-dynamic, and dynamic balance assessment in 12 to 15 year old girls. *International Journal of Sport Studies* 2013; 3: 1137-48.

26. Earl JE, Hertel J. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil* 2002; 10:93-104.
27. Gerome C, Guchard P, Lascombes P, Kuhnast M, Philippe P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine* 2003; 26: 1052-58.
28. Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S. The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behavior. *Neuroscience Letters* 2008;447: 158-163.
29. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*. 6th ed. 2014. p. 873-875.
30. Ebenbichler G, Oddson L, Kollmitzer J. Sensorymotor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med Sei Sports Exerc* 2004; 33: 1889-98.
31. Mulhearn S, George K. Abdominal muscle endurance and its association with posture and low back pain: an initial investigation in male and female elite gymnasts. *Physiotherapy* 2000; 85: 210-216.
32. Philip SK. Trunk control correlations with gait and balance measures in elderly subjects including high functioning individuals with parkinson disease. The Ohio State University. Thesis of Master of Science 2009; p 68.
33. Shahheidari S, Norasteh A, Mohebi H, Saki F. The relationship between leg muscle strength, trunk muscle endurance, rang of motion of lower extremity and anthropometric factors with balance in female athletes. *Journal of Rehabilitation* 2011;1: 5-23. [In Persian]
34. Lee LW, Kerrigan DC. Dynamic implications of hip flexion contractures. *Am J Phys Med & Rehabil* 2003; 76:502-508.
35. Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *J Osteoporos Int* 2005;16:1004–1010.