Effect of Using Brace on Kinetics and Kinematics Variables of Lower Limbs and Trunk during Walking in Patients with Idiopathic Scoliosis

Nadi A[1], Karimi M.T[2], Sharifmoradi K[3], Jafari Sarveolia A[1], Saljoughian[1]

Abstract

Purpose: Adolescent idiopathic scoliosis is a deformity of spinal column which is associated with the lateral curvature and rotation of the vertebras. Brace can decrease and prevent the progression of deformity, however, there is no information about the effect of brace on muscle fibers length in these patients. Therefore, the aim of this study was to assess the kinetics and kinematics variables of lower limbs and trunk during walking in patients with idiopathic scoliosis compared to healthy subjects.

Methods: Five girls with adolescent idiopathic scoliosis (2 subjects have right and 3 subjects have left apex curve) with mean age, height and weight of 12.68±1.16 $_{m}$, 1.53±0.08 $_{kg}$ and 35.6±6.1 $_{m,}$ respectively and 5 healthy girls with the same age and weight participated in this study. Qualysis motion analysis system and a Kistler force plate were used to record kinematic (joints range of motion) and kinetic (peak of muscle moment, joint contact forces and muscle length) data. Qualysis and Open-SIM software were used to extract the data. All data were analyzed using the SPSS 22 software at α=0.05.

Results: The fiber length of external oblique muscle in scoliosis patients was shorter in right (α=0.02) and left (α=0.02) sides by 4 and 18 $_{mm,}$ respectively. The hip range of motion in frontal plane was lower in patients with idiopathic scoliosis by 6.5 $_{deg}$ (α=0.01). Pelvis rotation was also lower in horizontal plane by 9.8 $_{deg}$ compared to the normal group (α=0.04).

Conclusion: There were no significant differences between kinetic, kinematic and joint contact forces in normal group and patients with idiopathic scoliosis and in convex and concave side of patients. Maybebrace could reduce pelvis and trunk range of motion, prevents the progression of curvature, and balances the forces applied on the joints and muscle fibers length in this patients. The rehabilitation interventions should be done in order to increase the fiber length of external oblique muscle both in convex and concave sides.

Keywords: Adolescent idiopathic scoliosis, Kinetic, Kinematic, Joint contact force

Received: 2015.12.29; Accepted: 2016.07.11

اثر استفاده از بریس بر طول تار عضلات تنه و کمر بیماران اسکولیوز ایدیوپاتیک حین راه رفتن

آزاده نادی[۱]، محمد تقی کریمی[۲]، کیوان شریف مرادی[۳]، عاطفه جعفری سروعلیا[۱]، پرستو سلجوقیان[۱]

هدف: اسکولیوز ایدوپاتیک نوجوانی یک ناهنجاری ستون فقرات می‌باشد که در آن انحنای جانبی ستون مهره‌ها با چرخش مهره‌ها همراه است. بریس بر کاهش و کنترل پیشرفت انحنا اثر دارد با این وجود چگونگی تغییر طول تارهای عضلانی مشخص نیست. بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر استفاده از بریس بر طول تار عضلات تنه و کمر بیماران اسکولیوز ایدیوپاتیک حین راه رفتن بود.

روش بررسی: تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک با انحنای C شکل (راس انحنای سه نفر به چپ و دو نفر به راست) با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب۱/۱۶±۱۲/۶۸سال، ۰/۰۸±۱/۵۳ متر و ۶/۱±۳۵/۶ کیلوگرم به صورت نمونه در دسترس و ۵ دختر سالم با دامنه قد و وزن و جنس مشابه در این مطالعه شرکت کردند. سیستم تحلیل حرکتی و یک صفحه نیروی جهت ثبت متغیرهای کینماتیکی (دامنه حرکتی مفاصل) و کینتیکی(قله گشتاور عضلانی، نیروهای تماس مفصلی و طول تار عضلانی) استفاده شدند. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS در سطح معنی‌داری (α=۰/۰۵) تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها: تغییرات طول عضله اکسترنال ابلیک بیماران اسکولیوز ۴ میلیمتر در سمت راست (α=۰/۰۲) و ۱۸ میلیمتر در سمت چپ (α=۰/۰۱) کمتر از گروه سالم بود. دامنه حرکت مفصل ران بیماران اسکولیوز در صفحه عرضی به مقدار ۶/۵ درجه از گروه سالم کمتر بود (α=۰/۰۱). چرخش لگن در بیماران اسکولیوز به مقدار ۹/۸ درجه درصفحه افقی از گروه سالم کمتر بود (α=۰/۰۴).

نتیجه‌گیری: اکثر متغیرهای کینتیکی، کینماتیکی و نیروی تماس مفصلی بین افراداسکولیوزی و سالم و همچنین در سمت تحدب و تقعر تفاوت معنی‌دار نداشت که می تواند نشانگر آن باشد که بریس در کاهش دامنه حرکتی لگن و تنه بیماران اسکولیوز مفید است. بنابراین بریس در جلوگیری از پیشرفت بیماری، نامتقارن ساختن نیروی تماس مفصلی و طول تارهای عضلانی می‌تواند موثر باشد. با این حال توان‌بخشی در جهت افزایش طول تارهای عضله اکسترنال ابلیک سمت تحدب و تقعر بیمارانی که از بریس استفاده می‌کنند باید مد نظر متخصصین توانبخشی قرار گیرد.

کلمات کلیدی: اسکولیوز ایدیوپاتیک نوجوانی، کینتیک، کینماتیک، نیروی تماسی مفصل

نویسنده مسئول: آزاده نادی، nadi.azade@gmail.com

آدرس: دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، مرکزتحقیقات ماسکولواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، مرکزتحقیقات ماسکولواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

۲- دانشیار گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه تربیت بدنی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، ایران

مقدمه

اسکولیوز ایدوپاتیک نوجوانی[1] یک ناهنجاری ستون فقرات می‌باشد که در آن انحنای جانبی ستون مهره‌ها با چرخش مهره‌ها همراه است (۱، ۲). میزان شیوع این بیماری ۲-۳ درصد در بین جمعیت ۱۰-۱۶ ساله می‌باشد (۳). اگر چه از زمان شناخت این بیماری سالها می‌گذرد ولی علت آن همچنان نامشخص است .برخی عوامل از قبیل ناهنجاری سیستم عصبی مرکزی، عدم تقارن در فعالیت عضلات اطراف ستون مهره‌ها و عوامل ژنتیکی و غدد درون‌ریز در بروز این بدشکلی گزارش شده است (۴). ضعف یک طرفه عضلانی و یا دیگر اختلالات عضلات تنه از دلایل اصلی این عارضه به شمار می‌رود (۶، ۵). عدم درمان بیماری اسکولیوز عوارض بعدی جبران ناپذیری بر زندگی مستقل این بیماران دارد. بر اساس شدت ناهنجاری و بلوغ اسکلتی بیمار، از روشهای مختلفی جهت درمان بیماران استفاده می‌شود که از آن بین به روشهایی مانند فیزیوتراپی، درمان با بریس، کاردرمانی، گچ‌گیری، کشش عضلات و نیز روشها جراحی می‌توان اشاره کرد (۱۱-۷). از جمله روشهای محافظه‌کارانه در درمان اسکولیوز استفاده از بریس می‌باشد،

در بیماری اسکولیوز عدم تعادل عضلانی به عنوان علت اصلی این بیماری شناخته می‌شود. عضلات ارکتور اسپاین و عضلات مولتی فیدوس از جمله عضلات نگهدارنده راستای ستون فقرات می باشند که در بیماران اسکولیوز زمانبندی انقباض و مدت انقباض و نسبت تارها تغییر می کند (۱۳، ۱۲). تحقیقات نسبت بیشتر تارهای کند انقباض را در مقایسه با تارهای تند انقباض در عضلات مولتی فیدوس در راس سمت تحدب اسکولیوز ایدیوپاتیک بیان کرده‌اند (۱۲). بعلاوه عضلات یک طرف انحنا تغییر طول متفاوتی نسبت به عضلات طرف دیگر انحنا دارند. Fidler و همکاران نشان دادند که طول عضلات مولتی فیدوس در سمت تحدب از سمت تقعر کمتر بود (۱۳). همچنین Kennelly و همکاران نشان داد که سطح مقطع عرضی عضلات مولتی فیدوس در اسکولیوز مهره‌های پشتی، در سمت تقعر از سمت تحدب کمتر بود (۱۴). این تغییرات در طول، سطح مقطع عرضی و نوع تارهای عضلات بیماران اسکولیوز منجر به تغییر راستای ستون مهره‌ها می‌شود و ناهنجاری چرخش همراه با فلکشن جانبی ستون مهره‌ها را ایجاد می‌کند. با کشش بافتهای کوتاه شده و طویل شدن آن از طریق فیزیوتراپی بریس و یا عمل جراحی تصحیح این ناهنجاری امکانپذیر است (۱۵). بریس ها با استفاده از سیستم سه نقطه فشار طراحی می‌شوند تا از پیشرفت انحنا بکاهند. اگر چه تحقیقات بر اثرات سودمند بریس بر کاهش و کنترل پیشرفت انحنا تاکید داشته‌اند (۱۸-۱۶، ۷) اما مشخص نیست آیا با وجود کاهش و کنترل پیشرفت انحنا در مهره‌ها،

[1]Adolescent idiopathic scoliosis

تغییرات طول عضلات تنه و ستون مهره‌ها نیز در حد طبیعی باقی می‌ماند. تحقیقات صورت گرفته در زمینه اثر استفاده از بریس بر تغییرات طول عضلات تنه و ستون مهره‌ها بسیار کم است.

بیماری اسکولیوز بر راه رفتن اثرگذار است و می‌تواند آن را تحت تأثیر قرار دهد. مطالعات صورت گرفته بر راه رفتن بیماران اسکولیوزی کم است. در بررسی راه رفتن بیماران اسکولیوز، محققان بیشتر به بررسی متغیرهای فضایی-زمانی، دامنه حرکتی و کینماتیک (۲۰، ۱۹)، تعادل (۲۳-۲۱)، نیروی عکس‌العمل زمین (۲۶-۲۴)، گشتاور عضلانی و عدم قرینگی برخی متغیرها بین دو اندام راست و چپ (۲۷) پرداخته‌اند.

در مطالعه انجام شده توسط Schizas و همکاران، نشان داده شد که در نوجوانان مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک، بخشهای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیروهای عکس- العمل زمین نامتقارنند که ممکن است به علت تغییر در کنترل پاسچر[1]حین راه رفتن باشد (۲۶). تأثیر بریس تنه در اکسیژن مصرفی حین راه رفتن (با سرعت کم و زیاد) توسط Lindh (۲۸) و Mahaudens و همکاران (۲۹) بررسی شده است. Lindh و همکاران نشان دادند که بیماران اسکولیوز جذب اکسیژن مصرفی بیشتر در کیلوگرم وزن بدن، ضربان قلب و سرعت تنفس بالاتری نسبت به گروه سالم دارند. این محققان هیچگونه تفاوت معنی‌داری بین عدم تعادل تنه و انحراف لگن و هزینه انرژی مصرفی مشاهده نکردند (۲۸). Mahaudens و همکاران نیز نشان دادند که پوشیدن بریس هزینه اکسیژن مصرفی و زمان‌بندی فعالیت عضلات مفصل کمری خاجی را تغییر نداد (۲۹). تعادل افراداسکولیوزی نیز در برخی مطالعات (۳۱، ۳۰) مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعات نشان داده شده است که افراد مبتلا به اسکولیوز نوجوانان در کنترل متغیرهای پاسچری ناتوانند (۳۱، ۲۱). در مقابل Wiernicka و همکاران نشان دادند که کنترل ثبات پاسچرال در افراد اسکولیوزی به خوبی افراد سالم است (۳۳).

تحقیقات در ارتباط با تغییر طول عضلات تنه و اندام تحتانی و همچنین نیروهای وارد بر مفاصل عضلانی بیماران اسکولیوز بسیار کم است. با توجه به دانش نویسندگان تنها تحقیق آن هم به صورت«مطالعه موردی» یافت شد که در آن طول تار عضلات تنه و کمر و نیروهای تماس مفصلی کمر و ران بیمار اسکولیوز با انحنای جانبی S شکل بین دو پای راست و چپ (۳۴) و با و بدون بریس (۲۷) حین راه رفتن مورد مقایسه و بررسی قرار گرفت که در ان اختلاف معنی‌داری بین طول فیبرهای عضلات تنه و کمر در سمت چپ و راست مشاهده نشد (۳۴) در تحقیق دیگر نیز هیچ گونه اختلاف معنی‌داری بین طول فیبر عضلات تنه و ران حین راه رفتن با بریس و بدون بریس مشاهده نشد (۲۷). شناسایی تغییرات طول عضلات تنه و نیروهای وارد بر مفصل ران و $L5^{2}$-$S1^{3}$ از اهمیت برخوردار است و اطلاعات جدیدی در اختیار متخصصین حوزه توانبخشی قرار می‌دهد تا با استفاده از آن بتوانند گامی سودمند در جهت درمان و توانبخشی این بیماران بردارند؛ لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی تنه و کمر حین راه رفتن بیماران اسکولیوز ایدیوپاتیک در مقایسه با افراد سالم بود.

روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. تعداد ۵ دختر سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب ۱/۵۰±۱۱/۶۰ سال، ۰/۵۰± ۱/۵۸ متر و ۱/۲±۴۱/۲ کیلوگرم به صورت تصادفی و تعداد ۵ بیمار اسکولیوز با (۳ نفر با راس قوس به سمت چپ و ۲ نفر با راس قوس به سمت راست) میانگین سن، قد و وزن به ترتیب ۱/۱۶±۱۲/۶۸ سال، ۰/۰۸±۱/۵۳ متر و ۶/۱±۳۵/۶ کیلوگرم به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند جدول۱ ویژگیهای آزمودنیهای شرکت کننده در این مطالعه را نشان می‌دهد. با توجه به گستردگی انواع اسکولیوز و تمرکز تحقیق بر بیماران دارای انحنای C شکل اسکولیوز که حداقل مدت ۶ ماه متوالی از بریس بوستون استفاده کرده بودند (۴۷) و نظر به لزوم رضایت بیماران جهت شرکت در تحقیق، عملا امکان شرکت تعداد بیشتری بیمار در این تحقیق وجود نداشت. به علاوه حجم نمونه در نرم‌افزار MINI TAB با توان آزمون ۰/۸ محاسبه شد. تایید اخلاقی از کمیته اخلاق در تحقیقات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، به دست آمد. به علاوه، از پدر و مادر هر فرد شرکت کننده خواسته شد تا

[1]Posture
[2]Lumbar
[3]Sacrum

جدول۱: مشخصات انحنای اسکولیوز در بیماران

شماره افراد	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)	سن (سال)	طول اندام تحتانی (میلیمتر)*	عرض لگن (میلیمتر)**	طول فوت (میلیمتر)	نوع قوس	زاویه کوب (درجه)	رأس انحنا	سمت انحنا
۱	۱۶۲	۳۶	۱۴	۹۴۰	۲۱۸	۲۴۶	یک انحنای c شکل	۲۵	L1	چپ
۲	۱۴۲	۳۷	۱۲/۳	۷۸۰	۲۳۱	۲۲۲		۳۷	T10	راست
۳	۱۵۴	۴۳/۷	۱۳/۵	۸۲۰	۲۶۵	۲۲۳		۳۰	T11	چپ
۴	۱۵۵	۴۴	۱۲/۶	۸۰۰	۲۴۰	۲۳۶		۳۲	L1	راست
۵	۱۵۶	۲۷	۱۱	۸۲۰	۲۴۱	۲۲۳		۳۵	T10	چپ

*طول اندام تحتانی فاصله آسیس تا صفر مرجع بر حسب میلیمتر در نظر گرفته شد.

**فاصله عرضی خار خاصره ای فوقانی قدامی چپ و راست بعنوان عرض لگن در نظر گرفته شد. منظور از L مهرهای کمری و منظور از T مهره های پشتی است

فرم رضایت‌نامه را قبل از جمع‌آوری داده‌ها امضاءکنند. دارا بودن انحنای ۳۰تا۴۵ درجه در ناحیه T۴ تا L۵[1]، دارا بودن انحنای C شکل (که توسط متخصص جراحی ستون فقرات زاویه انحنا تعیین شد)، توانایی ایستادن و راه رفتن مستقل، فقدان هر گونه جراحی در کمر و اندام تحتانی، سابقه استفاده از بریس برای مدت ۶ ماهه، فاقد هر گونه مشکلات اسکلتی عضلانی اثر گذار بر راه رفتن و ایستادن معیارهای ورود به تحقیق بیماران بود.تمام آزمودنیها از بریس بوستون استفاده می‌کردند. بوستون یک بریس، Thoracolum-bosacral کوتاه محسوب می‌شود. این بریس دارای دریچه ی خلفی و از جنس پلی پروپیلن است. محدوده‌ی درگیر در بریس در سمت قدام از زائده نیزه‌ای تا استخوان عانه و از خلف و جانب برای هر الگوی انحنا تغییر می‌کند. افراد حداقل ۶ ماه سابقه‌ی استفاده از بریس را داشتند و از بریس دیگری غیر از بوستون استفاده نکرده بودند.گروه سالم بر اساس قد، سن و جنس با گروه اسکولیوز همسان‌سازی شدند. کلیه آزمایشات در مرکز تحقیقات اسکلتی عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد.

سیستم تحلیل حرکتی Qualysis (ساخت کمپانی Qualysis کشور سوئیس) شامل ۷ دوربین، جهت اندازه-گیری متغیرهای کینماتیکی راه رفتن بکار گرفته شد. موقعیت دوربینها در دو سمت یک مسیر پیاده رو و به فاصله ۴ متر از مرکز تخته نیرو بود. طول مسیر پیاده‌روی ۱۰ متر داخل محیط آزمایشگاه بود. که یک صفحه نیروی kistler[2] (۶۰۰*۵۰۰ میلیمتر، مدل AA ۹۲۶۰) (ساخت کمپانی kistler کشور سوئیس) در وسط مسیر قرار داخل زمین قرار گرفت. دوربینها و صفحه نیرو با هم همزمان بودند. یک فضای کالیبراسیون[3] در مرکز مسیر پیاده‌روی در نظر گرفته شد که صفحه نیروها در مرکز قاعده این فضای مکعبی قرار داشتند. محل شروع گامبرداری آزمودنیها از صفحه نیرو ۵ متر فاصله داشت. تعداد ۲۲ مارکر منعکس کننده نور مادون قرمز با قطر ۱۴ میلیمتر بر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک[4]، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی کوندیل[5] های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس[6] های اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلاویکولار[7] در دو سمت راست و چپ، جناغ سینه، سر و مهره هفتم گردنی متصل شدند، همچنین، ۴ کلاستر متشکل از ۴ مارکر، به سطوح قدامی ران و ساق پا (راست و چپ) متصل شدند پروتکل قرارگیری مارکرها روی بدن بر اساس پروتکل مصوب دانشگاه Strathclyde انجام شد (۴۸). فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۲۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۳۵). ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم Qualysis Track Manager (QTM) (نسخه ۲/۷، تولید شرکت کوالیسی

[1] Thoracis
[2] Force plate
[3] Calibration
[4] Iliac spine
[5] Epicondyle
[6] Metatarsal
[7] Acromiocalvicular

، کشور سوئیس) انجام شد. از نرم‌افزار Visual3D (نسخه ۴، تولید شرکت C-motion، کشور آمریکا) هم برای مدل کردن سیستم اسکلتی عضلانی بیمار استفاده شد. خروجی نرم افزار ویژوال تری دی به نرم افزار Open-Sim (نسخه ۳، تولید دانشگاه استنفورد، امریکا) به منظور بررسی طول فیبر عضلانی عضلات تنه و نیروی تماس مفصلی انتقال داده شد. نرم افزار Open-Sim یک نرم افزار شبیه ساز و آنالیز سیستم اسکلتی عضلانی است که امکان تحلیل حرکات و تخمین نیروهای سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات توسط این نرم‌افزار امکانپذیر است. با شبیه‌سازی سیستم اسکلتی عضلانی امکان تشخیص و درمان حرکات پاتولوژیک و غیرطبیعی وجود دارد. همچنین با استفاده از این نرم‌افزار، بررسی اثرات بیومکانیکی درمان بر سیستم اسکلتی عضلانی امکانپذیر است (۳۶). مدل اسکلتی عضلانی و شبیه سازی دینامیک حرکات وسیله‌ای قدرتمند برای تحلیل نیروهای داخلی وارد بر سیستم عضلانی اسکلتی می‌باشد (۴۹) پس از کالیبره کردن دوربینها و صفحه نیرو ابتدا داده‌های آنتروپومتریکی[1] آزمودنی ثبت شد. سپس آزمودنی در مسیر گامبرداری راه می‌رفت و تصویر مارکرها هنگام راه رفتن همراه با داده‌های صفحه نیرو ثبت می‌گردید. از نرم‌افزار کوالیسیس برای ثبت فازهای ایستادن و نوسان حین چرخه راه رفتن استفاده شد.

قله گشتاور عضلانی مفاصل مچ پا، ران، زانو، نیروهای تماس مفصلی مچ پا، زانو، ران، تنه و طول تار عضلانی عضلات تنه و ستون فقرات و دامنه حرکات مفاصل فوق متغیرهای مورد بررسی در تحقیق حاضر بود. جهت یکسان-سازی داده‌ها برای مقایسه‌های بعدی، گشتاور عضلانی به وزن بدن و تغییرات طول عضله به طول استراحتی همان عضله نرمالایز[2] شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلکز انجام شد. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها، تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از روش آماری «تی تست مستقل» در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ (Version 22, SPSS Inc., Chicago, IL) و سطح معنی داری ($p< ۰/۰۵$) صورت گرفت.

یافته‌ها

مقایسه دامنه حرکتی مفاصل لگن، ران، زانو، کمر و مچ در جدول۲ آمده است (پیوست۱). همانطور در این جدول مشاهده می‌شود، اگر چه مقدار متوسط حرکت تنه در گروه بیماران اسکولیوز در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال به ترتیب ۳/۱، ۲/۹، ۵/۵ درجه کمتر از گروه سالم بود، اما تفاوت بین دو گروه معنی‌دار نبود. دامنه حرکت مفصل ران بیماران اسکولیوز در صفحه فرونتال ۱۰/۶۱±۰/۹۹ بدست آمد که به مقدار ۶/۵ درجه و به طور معنی‌داری از گروه سالم کمتر بود. چرخش لگن در بیماران اسکولیوز به مقدار ۹/۸ درجه در صفحه هوریزنتال از گروه سالم کمتر بود. میانگین دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و ستون فقرات در دو سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوز در جدول ۳ آمده است. هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین دامنه حرکتی مفصل لگن (صفحه سهمی، عرضی، و افقی)، ران (صفحه سهمی ، عرضی، و افقی)، زانو (صفحه سهمی)، مچ پا (صفحه سهمی)، و تنه (صفحه سهمی)، عرضی، و افقی) مختلف در سمت تحدب و تقعر مشاهده نشد (جدول ۳) (پیوست۱).

گشتاور عضلانی مفاصل ران، زانو و مچ پا و تنه دیگر متغیر اندازه‌گیری شده در این تحقیق بود. جدول۴ (پیوست۱) مقادیر میانگین گشتاور عضلانی در افراد سالم و اسکولیوزی را نشان می‌دهد. اگر چه مقدار متوسط گشتاور در افراد اسکولیوزی کمتر از افراد سالم بود، با این وجود تفاوت معنی‌داری در گشتاور عضلانی مفصل ران (فلکشن، اکستنشن و اداکشن)، تنه (فلکشن)، اکستنشن)، زانو (فلکشن، اکستنشن)، و مچ پا (دورسی فلکشن، پلانتار فلکشن)، بین گروه اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نشد. مقادیر میانگین گشتاور عضلانی بیماران اسکولیوز در دو سمت تحدب و تقعر در جدول۵ (پیوست۱) آمده است. گشتاور عضلانی وارده بر مفصل مفصل ران (فلکشن، اکستنشن)، و اداکشن، تنه (فلکشن، اکستنشن)، زانو (فلکشن، اکستنشن، و مچ پا (دورسی فلکشن، پلانتار فلکشن)، در دو سمت تحدب و تقعر هیچ گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد.

تغییرات طول تار عضلانی تنه نرمالایز شده به طول استراحتی تار عضلانی جدول ۶ و ۷ (پیوست۱) آمده است. تغییرات طول تار عضلانی ارکتور اسپاین و اینترنال ابلیک، در سمت چپ هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین دو گروه

[1] Anthropometry

[2] Normalize

نشان نداد. در بیماران اسکولیوز تغییرات طول عضله اکسترنال ابلیک سمت چپ و راست از گروه سالم کمتر بود. طول عضله اکسترنال ابلیک در بیماران اسکولیوز ۴ میلیمتر در سمت راست و ۱۸ میلیمتر در سمت چپ کمتر از گروه سالم بود (جدول۶) (پیوست۱). جدول۷ (پیوست۱) طول تار عضلانی در سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوز را نشان می‌دهد همان طوری که مشاهده می‌شود هیچ گونه تفاوت معنی داری در طول تار عضلات ارکتور اسپاین، اینترنال ابلیک و اکسترنال ابلیک، در دو سمت تحدب و تقعر مشاهده نشد. نیروی تماس مفصلی در مفاصل ران، زانو و مچ پا L5-S1 نیز در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت (جدول۸) (پیوست۱). همانطوری که مشاهده می‌شود اگر چه مقدار میانگین نیروی تماس مفصلی در افراد اسکولیوزی کمتر از سالم بود، اما اختلاف معنی‌دار نبود. میانگین مقادیر نیروی تماس مفصل در طرف تقعر و تحدب در جدول۹ (پیوست۱) نشان داده شده است، هیچگونه اختلاف معنی‌داری در نیروهای تماس مفصلی در سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوز مشاهده نشد ($\alpha>۰/۰۵$).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده از بریس بر طول تار عضلات تنه و کمر حین راه رفتن بیماران اسکولیوز ایدیوپاتیک در مقایسه با گروه سالم بود. نتایج نشان داد اگر چه بین دامنه حرکتی در سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوز تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد که با نتایج مطالعات قبلی همخوانی دارد (۷۴، ۳۴) ولیکن تفاوت معنی داری در دامنه حرکتی چرخش لگن بین بیماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده شد. محدودیت دامنه حرکتی در بیماران اسکولیوز در مقابل گروه سالم در تنه و لگن و در صفحات سهمی، عرضی و افقی به ترتیب ۳/۱، ۲/۹، ۵/۲ درجه و۲/۳، ۳، ۹/۷ درجه بود که چرخش لگن با کاهش ۹/۷ درجه اختلاف معنی‌داری را در مقابل گروه سالم نشان داد. Mahaudens و همکاران کاهش دامنه حرکتی برای لگن، تنه و شانه را کم و بین ۱/۶ تا ۴/۶ درجه بیان کردند (۳۸). علت محدودیت حرکتی یافت شده در تحقیق حاضر دلایل مختلفی می‌تواند داشته باشد. تغییرات ساختاری سه بعدی در ستون مهره (۳۹، ۲۴)، لگن (۴۱، ۴۰) و ران (۴۲) می‌تواند علت محدودیت حرکتی باشد. همچنین تحقیقات پیشین نشان دادند که عضلات سمی ممبرنئوس، گلتوئوس ماگزمیوس، کوادرتوس لامبار، ارکتور اسپاین مدت زمانی زیادی در مقایسه با گروه کنترل در انقباض باقی می‌مانند (۳۸). انقباض طولانی مدت این عضلات که به لگن چسبیده اند منجر به سفت[1] شدن بخش کمری لگنی شده و از دامنه حرکتی چرخش لگن به طور معنی‌داری می‌کاهند و این کاهش دامنه حرکتی چرخشی لگن خود به صورت یک مکانیسم جبرانی، از حرکات لگن در دیگر صفحات می کاهد تا تعادل سه بعدی قسمت کمری لگنی را فراهم کند. این نتایج با نتایج دیگر تحقیقات همخوانی دارد (۴۳، ۳۸، ۲۴).

نتایج بخش نیروی تماس مفصلی هیچگونه اختلاف معنی داری بین نیروی تماس مفصل در سمت تحدب و تقعر نشان نداد. همچنین هیچگونه اختلاف معنی‌داری در نیروی تماس مفصلی بیماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نشد. علت عدم اختلاف معنی‌دار در نیروی تماس مفصلی این بیماران نسبت به گروه سالم شاید به نحوه راه رفتن بیماران و گروه سالم مربوط باشد در این تحقیق بیماران اسکولیوز و گروه سالم با سرعت دلخواه راه می‌رفتند. راه رفتن با سرعت دلخواه شاید نتواند به خوبی تفاوت اثر بریس بر نیروی تماس مفصلی بخصوص نیروی تماس مفصلی L5-S1 و عدم قرینگی نیروها را نشان دهد. دامنه حرکتی تنه در صفحه ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال (۴۴، ۲۴، ۲۰، ۱۹) حین راه رفتن بیماران اسکولیوز با ارتز کاهش معنی داری داشت. کاهش دامنه حرکتی در این مفاصل با کاهش شرکت فعال عضلات در جذب نیرو و ضربه در مرحله ضربه پاشنه و هل دادن به جلو[2] همراه است. در فاز ضربه پاشنه، حرکت رو به جلوی تنه ناشی از اندازه حرکت تنه توسط عضلات اکستنسور تنه و عضله گلوتئوس ماگزیموس کنترل می‌شود که این عضلات به صورت برون گرا[3]فعال شده و از نیروهای وارد بر کمر حین فاز ضربه پاشنه می‌کاهند (۴۵). در بیماران اسکولیوز محدودیت حرکتی ایجاد شده توسط ارتز، توانایی این عضلات در جذب ضربه را کاهش داده و در نتیجه نیرو را مستقیما به مفصل وارد می سازند.

تاکنون کمتر مطالعه‌ای طول تارهای عضلانی بیماران اسکولیوز حین راه رفتن را مورد بررسی قرارداده است و

[1] Stiff
[2] Push Off
[3] Eccentric

تحقیق حاضر از آن جهت کهبه بررسی طول تارهای عضلانی پرداخته است منحصر به فرد است. در تحقیق حاضر طول تارهای عضلانی عضلات ارکتور اسپاین، اینترنال ابلیک و اکسترنال ابلیک از مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که طول تار عضلات ارکتور اسپاین، اینترنال ابلیک و اکسترنال ابلیک در بیماران اسکولیوز اگر چه در سمت تقعر از سمت تحدب کمتر بود ولی هیچگونه تفاوت معنی داری بین سمت تحدب و تقعر مشاهده نشد. این بدان معناست که اگر چه بیماری اسکولیوز باعث کوتاه شدن عضلات سمت تقعر و کشیده شدن عضلات سمت تحدب می‌گردد (۴۶) ولیکن استفاده از ارتوز در این بیماران، یک نیروی غیرفعال ایجاد می‌کند که باعث کشیده شدن تارهای عضلانی در سمت تقعر انحنای بیماران اسکولیوز شده و باعث بهینه شدن طول تارهای عضلانی می‌شود. همچنین طول عضلات ارکتور اسپاین، اینترنال ابلیک بیماران اسکولیوز در مقایسه با گروه سالم اختلاف معنی‌داری نشان نداد و تنها طول عضله اکسترنال ابلیک در بیماران در سمت چپ و راست به ترتیب ۱۸ و ۴ میلیمتر از گروه سالم کمتر بود. بعضی از تحقیقات عدم تقارن در فعالیت الکترومیوگرافی این عضلات را به عنوان عامل اصلی اسکولیوز بیان کرده‌اند و دیگر تحقیقات به افزایش انقباض همزمان و طولانی تر عضلات سمت تحدب و تقعر در مقایسه با گروه کنترل اشاره کرده‌اند و آن را علت حرکات کمتر تنه و لگن نسبت به گروه سالم نسبت داده‌اند (۳۸). نتایج تحقیقات محققان نیز نشان داد که طول عضلات ارکتور اسپاین، اینترنال ابلیک و اکسترنال ابلیک در دو سمت راست و چپ بیمار اسکولیوز با استفاده از ارتوز یکسان است که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر مطابقت دارد (۳۴).

هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری در بیشتر متغیرهای کینتیکی، کینماتیکی و نیروی تماس مفصلی بین افراد اسکولیوزی و سالم و همچنین در سمت تحدب و تقعر مشاهده نشد و نشانگر آن است که بریس در کاهش دامنه حرکتی لگن و تنه بیماران اسکولیوز مفید است. بنابراین بریس در جلوگیری از پیشرفت بیماری، نامتقارن ساختن نیروی تماس مفصلی و طول تارهای عضلانی می‌تواند موثر باشد.

به طور کلی نتایج حاصل از تحقیق حاضر اختلاف معنی-داری در دامنه حرکتی، گشتاور عضلانی، نیروی تماس مفصلی و طول عضلات در سمت تحدب و تقعر و همچنین بین گروه اسکولیوز و گروه سالم نشان نداد. علت را شاید بتوان در دو مطلب جستجو کرد اول آن که باید تاکید کرد که شدت اسکولیوز در افراد مورد مطالعه کمتر از ۴۰ درجه بود. شاید اسکولیوز با شدت ۴۰ درجه نیروی تولید شده توسط عضلات، دامنه حرکت مفاصل و همچنین بارهای اعمال بر روی مفاصل را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. دوم آنکه بیماران اسکولیوزی در این تحقیق با سرعت دلخواه گامبرداری کردند. شاید سرعت دلخواه نیز نتواند راه رفتن این بیماران را به چالش بکشد.

با این حال توانبخشی در جهت افزایش طول تارهای عضله اکسترنال ابلیک سمت تحدب و تقعر بیمارانی که از بریس استفاده می کنند باید مد نظر متخصصین توان‌بخشی قرار گیرد.

سپاسگزاری

مولفین این مقاله بر خود لازم می دانند تا از زحمات بیماران اسکولیوز به خاطر شرکت در مطالعه و خانواده‌های ایشان به خاطر همکاری در شرکت فرزندانشان در این تحقیق صمیمانه تقدیر و تشکر می‌کند.

منابع

1. Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J. Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. The Journal of Bone & Joint Surgery 1978; 60(2): 173-6.

2. Nachemson AL, Sahlstrand T. Etiologic Factors in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Spine 1977; 2(3): 176-84.

3. Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence and natural history. Instructional course lectures 1988; 38: 115-28.

4. Burwell R, Cole A, Cook T, Grivas T, Kiel A, Moulton A, et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept. Acta Orthopaedica Belgica 1991; 58: 33-58.

5. Reuber M, Schultz A, Mcneill T, Spencer D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. Spine 1983; 8(5): 447-56.

6. Haderspeck K, Schultz A. Progression of idiopathic scoliosis: an analysis of muscle actions and body weight influences. Spine 1981; 6(5): 447-55.

7. De Mauroy CJ, Lecante C, Barral F. " Brace Technology" Thematic Series-The Lyon approach to the conservative treatment of scoliosis. Scoliosis 2011; 6(1): 1-14.

8. Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos NV. Brace technology thematic series: the dynamic derotation brace. Scoliosis2010; 5(1): 20.

9. Moe JH. Indications for Milwaukee brace non-operative treatment in idiopathic scoliosis. Clinical orthopaedics and related research 1973; 93: 38-43.

10. van Loon PJ, Roukens M, Kuit JD, Thunnissen FB. A new brace treatment similar for adolescent scoliosis and kyphosis based on restoration of thoracolumbar lordosis. Radiological and subjective clinical results after at least one year of treatment. Scoliosis 2012; 7(1): 19.

11. Weiss H-R, Negrini S, Rigo M, Kotwicki T, Hawes MC, Grivas TB, et al. Indications for conservative management of scoliosis (SOSORT guidelines). Studies in health technology and informatics 2007; 135: 164-70.

12. Fidler M, Jowett R, Troup J. Histochemical study of the function of multifidus in scoliosis. Scoliosis and Muscle 1974: 184-92.

13. Fidler M, Jowett R. Muscle imbalance in the aetiology of scoliosis. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume 1976; 58(2): 200-1.

14. Kennelly K, Stokes M. Pattern of Asymmetry of Paraspinal Muscle Size in Adolescent Idiopathic Scoliosis Examined by Real-Time Ultrasound Imaging: A Preliminary Study. Spine 1993; 18(7): 913-7.

15. Roaf R. The basic anatomy of scoliosis. J Bone Joint Surg Br 1966; 48(4): 786-92.

16. Blount WP. Non-operative treatment of scoliosis with the Milwaukee brace. Manitoba medical review 1965; 45(8): 478-80.

17. Aulisa AG, Mastantuoni G, Laineri M, Falciglia F, Giordano M, Marzetti E, et al. Brace technology thematic series: the progressive action short brace (PASB). Scoliosis 2012; 7(1): 6.

18. Aulisa L, Lupparelli S, Pola E, Aulisa A, Mastantuoni G, Pitta L. Biomechanics of the conservative treatment in idiopathic scoliotic curves in surgical" grey-area". Studies in health technology and informatics 2001; 91: 412-8.

19. Mahaudens P, Banse X, Detrembleur C. Effects of short-term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. Gait & posture 2008; 28(4): 703-7.

20. Wong M, Cheng C, Ng B, Lam T, Sin S, Lee-Shum L, et al. The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. Gait & posture 2008; 27(2): 189-95.

21. Gelalis I, Ristanis S, Nikolopoulos A, Politis A, Rigas C, Xenakis T. Loading rate patterns in scoliotic children during gait: the impact of the schoolbag carriage and the importance of its position. European Spine Journal 2012; 21(10): 1936-41.

22. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. European spine journal 2004; 13(8): 750-4.

23. Chockalingam N, Rahmatalla A, Dangerfield P, Cochrane T, Ahmed e-N, Dove J. Kinematic differences in lower limb gait analysis of scoliotic subjects. Studies in health technology and informatics 2001; 91: 173-7.

24. Kramers-de Quervain IA, Müller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. European Spine Journal 2004; 13(5): 449-56.

25. Yang JH, Suh S-W, Sung PS, Park W-H. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic

scoliosis. European Spine Journal 2013; 22(11): 2407-13.

26. Schizas C, Kramers-de Quervain I, Stüssi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosisusing vertical forces measurement only. European Spine Journal 1998; 7(2): 95-8.

27. Karimi M, Kavyani M. Scoliosis curve analysis with Milwaukee orthosis based on Open SIMM modeling. Journal of craniovertebral junction & spine 2015; 6(3): 125-9.

28. Lindh M .Energy Expenditure During Walking In Patients With Scoliosis: The Effect of Surgical Correction. Spine 1978; 3(2): 122-34.

29. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Raison M, Detrembleur C. Very short-term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls. European spine journal 2013; 22(11): 2399-406.

30. Chockalingam N, Bandi S, Rahmatalla A, Dangerfield PH, Ahmed E-N. Assessment of the centre of pressure pattern and moments about S2 in scoliotic subjects during normal walking. Scoliosis. 2008;3(1):10

31. Chen P-Q, Wang J-L, Tsuang Y-H, Liao T-L, Huang P-I, Hang Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. Clinical biomechanics 1998; 13(1): S52-S8.

32. Beaulieu M, Toulotte C, Gatto L, Rivard C-H , Teasdale N, Simoneau M, et al. Postural imbalance in non-treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. European Spine Journal 2009; 18(1): 38-44.

33. Wiernicka M, Kotwicki T, Kaczmarek D, Lochynski D. Postural stability in girls with idiopathic scoliosis. Scoliosis 2010; 5(Suppl1): O36.

34. Kaviani Brojeni M, Karimi MT, Ebrahimi A .The effects of Milwaukee orthosis on gait parameters in a Scoliotic subject. Journal of Research in Rehabilitation Sciences 2013; 8(8): 1403-12. [Persian]

35. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research 1989; 7(6): 849-60.

36. Delp SL ,Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 2007; 54(11): 1940-50.

37. Mahaudens P, Mousny M. Gait in adolescentidiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis. Studies in health technology and informatics 2009; 158: 101-6.

38. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. European Spine Journal 2009; 18(4): 512-21.

39. Leong J, Lu W, Luk K, Karlberg E. Kinematics of the chest cage and spine during breathing in healthy individuals and in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Spine 1999; 24(13): 1310.

40. Mahaudens P, Thonnard J-L, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. The Spine Journal 2005; 5(4): 427-33.

41. Nicolopoulos K, Burwell R, Webb J. Stature and its components in adolescent idiopathic scoliosis. Cephalo-caudal disproportion in the trunk of girls. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume 1985; 67(4): 594-601.

42. Saji M, Upadhyay S, Leong J. Increased femoral neck-shaft angles in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 1995; 20(3):303-11.

43. Lenke LG, Engsberg JR, Ross SA, Reitenbach A, Blanke K, Bridwell KH. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 2001; 26(14): E330-7.

44. Karimi MT, Kavyani M, Etemadifar MR. Gait analysis in adolescent idiopathic scoliosis walking with Boston brace. Scoliosis 2014; 9(Suppl 1): O24.

45. Oatis C. Kynesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Kynesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement-Lippincott Williams& Wilkins 2009-66, 97.

46. Kim H, Lee C-K, Yeom JS, Lee JH, Cho JH, Shin SI, et al. Asymmetry of the cross-sectional area of paravertebral and psoas muscle in patients with degenerative scoliosis. European Spine Journal 2013; 22(6): 1332-8.

47. Gaudreault N, Arsenault AB, Larivière C, DeSerres SJ, Rivard C-H. Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study. BMC musculoskeletal disorders 2005; 6(1): 14.

48. Papi E, Ugbolue UC, Solomonidis S, Rowe PJ. Comparative study of a newly cluster based method for gait analysis and plug-in gait protocol. Gait & Posture 2014; 39: S9-S10

49. Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. Journal of biomechanical engineering 2015; 137(2): 020905.

پیوست ۱

جدول۲: مقایسه دامنه حرکتی مفاصل و ستون فقرات در افراد مورد مطالعه

متغیر (درجه)		گروه اسکولیوزی انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
لگن	سهمی	۵/۵۶±۰/۴	۸/۸۸±۶/۸۷	۰/۲۷	۰/۴۸
	عرضی	۹/۳۶±۳/۳	۱۱/۳۴±۱/۸۷	۰/۶۴	۰/۳۰
	افقی	۲۱/۰۴±۴/۹۷	۳۰/۸۷±۵/۷۸	٭۰/۰۴	۰/۸۳
ران	سهمی	۵۴/۷۳±۱۵/۷۹	۵۴/۵۶±۱۳/۷۲	۰/۱۵	۰/۰۵
	عرضی	۱۰/۶۱±۰/۹۹	۱۸/۱۴±۶/۳۰	٭۰/۰۱	۰/۷۷
	افقی	۲۷/۸۷±۲/۳۳	۳۲/۶۸±۶/۸۱	۰/۵۶	۰/۳۸
زانو	سهمی	۵۴/۷۲±۵/۰۹	۶۷/۵۹±۱۷/۹۱	۰/۱۴	۰/۴۵
مچ پا	سهمی	۳۲/۸۱±۳/۹۷	۳۳/۱۳±۴/۹۲	۰/۷۴	۰/۰۶
تنه	سهمی	۸/۴۱±۰/۹	۱۱/۵۴±۸/۱۲	۰/۰۷	۰/۱۹
	عرضی	۱۱/۶۹±۳/۷۵	۱۴/۴۷±۵/۵۶	۰/۸۳	۰/۲۱
	افقی	۲۱/۱۷±۴/۱۴	۲۶/۳۲±۴/۳۹	۰/۰۷	۰/۵۳

٭اختلاف معنی‌دار را نشان می‌دهد.

جدول۳: مقایسه دامنه حرکتی مفاصل و ستون فقرات دو سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوزی

مفصل	صفحه	گروه اسکولیوزی سمت تحدب انحراف معیار ± میانگین	سمت تقعر انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
لگن	سهمی	۵/۳±۰/۷۸	۵/۸۲±۰/۴۳	۰/۷۶	۰/۳
	عرضی	۹/۶۷±۳/۶۱	۹/۰۵±۳/۴۲	۰/۷۴	۰/۰۸
	افقی	۲۰/۷۷±۵/۳۸	۲۱/۳۱±۴/۶۹	۰/۹۱	۰/۰۷
ران	سهمی	۴۴/۸۲±۳/۱۷	۴۶/۴۴±۱۷/۵۷	۰/۲۸	۰/۰۷
	عرضی	۱۰/۰۶±۱/۲۶	۱۱/۱۷±۱/۴۹	۰/۶۰	۰/۳۱
	افقی	۲۸/۰۸±۳/۳۴	۲۷/۷۴±۳/۲۸	۰/۴۶	۰/۰۶
زانو	سهمی	۵۳/۳۳±۳/۶۲	۵۵/۷۸±۷/۲۲	۰/۴۶	۰/۱۵
مچ پا	سهمی	۳۲/۸۶±۶/۳۲	۳۲/۷۶±۲/۸۳	۰/۳۴	۰/۰۵
تنه	سهمی	۸/۱۶±۱/۸۵	۸/۶۲±۰/۶	۰/۶۰	۰/۱۲
	عرضی	۱۱/۸۱±۴/۲۲	۱۱/۵۲±۳/۵۲	۰/۹۱	۰/۰۶
	افقی	۲۰/۲۶±۳/۳۸	۲۲/۰۸±۵/۱	۰/۹۱	۰/۱۴

٭اختلاف معنی‌دار را نشان می‌دهد.

جدول۴: مقایسه قله گشتاور اعمالی بر روی مفاصل و ستون فقرات در افراد مورد مطالعه

مفصل	گشتاور Nm/BM	گروه اسکولیوزی انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
ران	Flexion	۰/۷۳±۰/۲۶	۰/۷۰±۰/۵۲	۰/۷۰	۰/۰۶
	Extension	۰/۷۳±۰/۱۱	۱/۳۰±۰/۸	۰/۶۱	۰/۴۱
	Adduction	۰/۵۵±۰/۱۰	۰/۷۸±۰/۳۴	۰/۱۸	۰/۳۷
زانو	Flexion	۰/۲۴±۰/۲۰	۰/۶۶±۰/۵۹	۰/۱۸	۰/۳۹
	Extension	۰/۳۷±۰/۱۵	۰/۶۸±۰/۵۷	۰/۵۰	۰/۲۸
مچ پا	Dorsi Flexion	۰/۲۲±۰/۱۷	۰/۳۶±۰/۴۷	۰/۹۹	۰/۱۴
	Plantar Flexion	۰/۸۲±۰/۵۵	۱/۶۳±۰/۴۵	۰/۲۵	۰/۷۵
تنه	Flexion	۰/۲۲±۰/۱۸	۰/۲۲±۰/۲۴	۰/۶۶	٭۰/۰۵
	Extension	۰/۱۳±۰/۰۳	۰/۱۳±۰/۱۷	۰/۸۴	۰/۰۶

Nm: نیوتن.متر BM: جرم بدن

جدول۵: مقایسه قله گشتاور اعمالی بر روی مفاصل و ستون فقرات در دو سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوزی

مفصل	گشتاور Nm/BM	سمت تحدب انحراف معیار ± میانگین	سمت تقعر انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
ران	Flexion	۰/۵۴±۰/۳۳	۰/۶۴±۰/۲۲	۰/۴۶	۰/۱۲
	Extension	۰/۷۱±۰/۳۵	۰/۸۰±۰/۲۷	۰/۷۵	۰/۱۰
	Adduction	۰/۴۳±۰/۳۴	۰/۳۳±۰/۱۴	۰/۶۰	۰/۱۳
زانو	Flexion	۰/۲۶±۰/۳۳	۰/۲۸±۰/۱۶	۰/۳۴	۰/۰۸
	Extension	۰/۳۰±۰/۲۶	۰/۲۷±۰/۱۳	۰/۷۵	۰/۰۹
مچ پا	Dorsi Flexion	۰/۴۸±۰/۴۷	۰/۴۱±۰/۴۷	۰/۴۶	۰/۰۸
	Plantar Flexion	۱/۱۱±۰/۵۶	۱/۹۵±۰/۴۱	۰/۷۵	۰/۷۹
تنه	Flexion	۰/۱۱±۰/۱۲	۰/۱۱±۰/۰۴۸	۰/۹۱	۰/۰۵
	Extension	۰/۱۴±۰/۰۸	۰/۱۳±۰/۰۵۷	۰/۹۱	۰/۰۷

Nm: نیوتن.متر BM: جرم بدن

جدول۶: مقایسه طول نرمالایز شده‌ی تار عضلانی در افراد مورد مطالعه

عضله (متر)	سمت	گروه اسکولیوزی انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
Erector Spine	راست	۰/۰۸±۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۹۷	۰/۰۵
	چپ	۰/۰۸±۰/۰۴	۰/۰۸±۰/۰۱	۰/۷۹	۰/۰۵
Internal Oblique	راست	۰/۱۰±۰/۰۸	۰/۱۰±۰/۰۳	۰/۹۹	۰/۰۵
	چپ	۰/۱۱±۰/۰۷	۰/۱۲±۰/۰۲	۰/۹۶	۰/۰۹
External Oblique	راست	۰/۱۶±۰/۰۸	۰/۱۶±۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۶
	چپ	۰/۱۵±۰/۰۸	۰/۱۶±۰/۰۷	۰/۰۲	۰/۰۷

جدول ۷: مقایسه تغییر طول نرمالایز شده ی عضلات در دو سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوزی

عضله (متر)	سمت تحدب انحراف معیار ± میانگین	سمت تقعر انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
Erector Spine	۰/۰۷±۰/۰۲	۰/۰۷±۰/۰۲	۰/۲۲	۰/۰۵
Internal Oblique	۰/۱۲±۰/۰۲	۰/۱۲±۰/۰۳	۰/۹۱	۰/۰۵
External Oblique	۰/۱۵±۰/۰۱	۰/۱۵±۰/۰۲	۰/۷۵	۰/۰۵

جدول ۸: مقایسه قله نیروی تماس مفصلی مفاصل و ستون فقرات در افراد مورد مطالعه

نیروی تماس مفصل N/BW		گروه اسکولیوزی انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال	توان آزمون
مفصل ران	قله اول قدامی خلفی	۰/۶۹±۰/۳۶	۱/۴۱±۱/۱۱	۰/۳۲	۰/۳۵
	قله دوم قدامی خلفی	۳/۶۷±۰/۹۸	۴/۸۱±۲/۷۸	۰/۷۴	۰/۲۰
	قله اول عمودی	۳/۴۴±۲/۲۸	۳/۷۹±۱/۱۹	۰/۹۹	۰/۰۸
	قله دوم عمودی	۵/۰۶/۶۸	۸/۱۵±۴/۶۷	۰/۵۵	۰/۲۹
	داخلی خارجی	۱/۱±۰/۳۴	۲/۸۱±۱/۸۱	۰/۱۱	۰/۵۹
مفصل زانو	قله اول قدامی خلفی	۱/۱۷±۰/۲۲	۱/۷۲±۱/۲۴	۰/۸۰	۰/۲۲
	قله دوم قدامی خلفی	۱/۶۴±۰/۵۰	۳/۲۱±۳/۲۱	/۵۰	۰/۲۵
	قله اول عمودی	۲/۶۵±۱/۹۵	۳/۳۶±۱/۵۷	۰/۹۷	۰/۱۴
	قله دوم عمودی	۴/۶۶±۰/۷۹	۸/۶۰±۶/۴۶	۰/۳۷	۰/۳۳
	داخلی خارجی	۰/۲۲±۰/۱۳	۰/۳۴±۰/۱۳	۰/۷۱	۰/۳۸
مفصل مچ پا	قله اول قدامی خلفی	۲/۴۶±۱/۴۶	۴/۹۶±۳/۹۹	۰/۳۲	۰/۳۳
	قله دوم قدامی خلفی	۵/۰۵±۰/۹۲	۶/۴۱±۲/۲۹	۰/۴۴	۰/۳۰
	قله اول عمودی	۴/۲۶±۲/۵۱	۶/۸۶±۳/۶۷	۰/۴۴	۰/۳۲
	قله دوم عمودی	۱۰/۳۹±۱/۶۴	۱۶/۴۱±۴/۹	۰/۰۹	۰/۷۶
	داخلی خارجی	۰/۴۷±۰/۱۳	۰/۸۸±۰/۲۹	۰/۰۷	۰/۸۲
مفصل L5-S1	قله اول قدامی خلفی	۰/۱۳±۰/۰۸	۰/۳۰±۰/۲۹	۰/۴۰	۰/۳۰
	قله دوم قدامی خلفی	۰/۲۳±۰/۲۱	۰/۲۷±۰/۹۸	۰/۳۸	۰/۱۰
	قله اول عمودی	۲/۳۷±۰/۱۰	۴/۰۷±۲/۶۳	۰/۲۱	۰/۹۰
	قله دوم عمودی	۱/۴۹±۰/۴۹	۲/۳۷±۰/۶۹	۰/۱۱	۰/۶۸
	داخلی خارجی	۰/۱۴±۰/۰۶	۰/۲۹±۰/۱۷	۰/۲۵	۰/۵۲

N/BW: وزن بدن/نیوتن

جدول ۹: مقایسه قله نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و ستون فقرات در سمت تحدب و تقعر

نیروی تماس مفصل N/BW		سمت تحدب انحراف معیار ± میانگین	سمت تقعر انحراف معیار ± میانگین	مقدار احتمال
مفصل ران	قله اول قدامی خلفی	۰/۷۲±۰/۴۰	۰/۶۶±۰/۲۸	۰//۳۴
	قله دوم قدامی خلفی	۳/۵۳±۱/۱۶	۳/۸۰±۰/۹۲	۰/۷۵
	قله اول عمودی	۳/۳۲±۱/۶۸	۳/۵۵±۳/۱۵	۰/۶۰
	قله دوم عمودی	۴/۸۶±۱/۳۵	۶/۳۴±۰/۶۸	۰/۲۵
	داخلی خارجی	۰/۷۲±۰/۵۶	۱/۴۱±۰/۷۹	۰/۹۱
مفصل زانو	قله اول قدامی خلفی	۱/۱۰±۰/۱۹	۱/۲۴±۰/۳۱	۰/۶۰
	قله دوم قدامی خلفی	۱/۶۳±۰/۶۰	۱/۶۵±۰/۴۸	۰/۹۱
	قله اول عمودی	۲/۸۰±۱/۸۳	۲/۵۱±۲/۱۸	۰/۹۱
	قله دوم عمودی	۴/۲۸±۱/۴۲	۵/۰۴±۰/۷۹	۰/۲۵
	داخلی خارجی	۰/۲۲±۰/۱۸	۰/۲۲±۰/۱۳	۰/۲۵
مفصل مچ پا	قله اول قدامی خلفی	۲/۲۹±۱/۲۴	۲/۶۳±۱/۷۴	۰/۹۱
	قله دوم قدامی خلفی	۴/۵۲±۱/۱۴	۵/۵۸±۱/۲۲	۰/۶۰
	قله اول عمودی	۴/۸۳±۳/۰۷	۳/۶۹±۲/۵۷	۰/۷۵
	قله دوم عمودی	۹/۷۸±۲/۰۲	۱۱/۰۱±۳/۲۲	۰/۹۱
	داخلی خارجی	۰/۵۲±۰/۳۱	۰/۴۴±۰/۱۸	۰/۴۶
مفصل L5-S1	قله اول قدامی خلفی	۰/۱۰±۰/۰۷	۰/۱۵±۰/۱۱	۰/۹۱
	قله دوم قدامی خلفی	۰/۳۵±۰/۴۲	۰/۱۰±۰/۰۶	۰/۱۷
	قله اول عمودی	۲/۲۲±۰/۲۴	۲/۵۲±۰/۳۸	۰/۰۷
	قله دوم عمودی	۱/۴۷±۰/۶۳	۱/۵۱±۰/۴۲	۰/۹۱
	داخلی خارجی	۰/۱۳±۰/۰۶	۰/۱۶±۰/۰۶	۰/۴۶

N/BW: وزن بدن/نیوتن