

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

Nadi A¹, Karimi M.T², Sharifmoradi K³, Jafari Sarveolia A¹, Saljoughian¹

Abstract

Purpose: Adolescent idiopathic scoliosis is a deformity of spinal column which is associated with the lateral curvature and rotation of the vertebrae. 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 $\alpha=0.05$.

Results: The fiber length of external oblique muscle in scoliosis patients was shorter in right ($\alpha=0.02$) and left ($\alpha=0.02$) 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 ($\alpha=0.01$). Pelvis rotation was also lower in horizontal plane by 9.8 deg compared to the normal group ($\alpha=0.04$).

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. Maybe brace 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 بريس بر طول تار عضلات تنه و كمر بيماران اسکولیوز ایدیوپاتیك حین راه رفتن

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

هدف: اسکولیوز ایدیوپاتیك نوجوانی یک ناهنجاری ستون فقرات می باشد که در آن انحنای جانبی ستون مهره ها با چرخش مهره ها همراه است. بريس بر کاهش و کنترل پیشرفت انحنای اثر دارد با این وجود چگونگی تغییر طول تارهای عضلانی مشخص نیست. بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر استفاده از بريس بر طول تار عضلات تنه و كمر بيماران اسکولیوز ایدیوپاتیك حین راه رفتن بود.

روش بررسی: تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیك با انحنای C شکل (راس انحنای سه نفر به چپ و دو نفر به راست) با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب 12.68 ± 1.16 سال، 1.53 ± 0.08 متر و 35.6 ± 6.1 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. داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS در سطح معنی داری ($\alpha=0.05$) تجزیه و تحلیل شد.

يافته‌ها: تغييرات طول عضله اكسترنال ابلېك بيماران اسكوليوز ۴ ميليومتر در سمت راست ($\alpha=0/02$) و ۱۸ ميليومتر در سمت چپ ($\alpha=0/01$) كمتراز گروه سالم بود. دامنه حركت مفصل ران بيماران اسكوليوز در صفحه عرضى به مقدار ۶/۵ درجه از گروه سالم كمتراز بود ($\alpha=0/01$). چرخش لگن در بيماران اسكوليوز به مقدار ۹/۸ درجه در صفحه افقى از گروه سالم كمتراز بود ($\alpha=0/04$).

نتيجه‌گيرى: اكثر متغيره‌هاى كينتيكى، كينماتيكي و نيروى تماس مفصلى بين افراد اسكوليوزى و سالم و همچنين در سمت تحذب و تقعر تفاوت معنى دار نداشت كه مى تواند نشانگر آن باشد كه بريس در کاهش دامنه حركتى لگن و تنه بيماران اسكوليوز مفيد است. بنا بر اين بريس در جلوگيرى از پيشرفت بيمارى، نامتقارن ساختن نيروى تماس مفصلى و طول تارهاى عضلانى مى تواند موثر باشد. با اين حال توان بخشى در جهت افزايش طول تارهاى عضله اكسترنال ابلېك سمت تحذب و تقعر بيماراني كه از بريس استفاده مى كنند بايد مد نظر متخصصين توانبخشى قرار گيرد.

كلمات كليدى: اسكوليوز ايدوپاتيک نوجوانى، كينتيك، كينماتيک، نيروى تماسى مفصل

نويسنده مسؤل: آزاده نادى، nadi.azade@gmail.com

آدرس: دانشجوى كارشناسى ارشد ارتوز و پروتز، مركز تحقيقات ماسكولواسكلتال، دانشگاه علوم پزشكى اصفهان، ايران

۱- دانشجوى كارشناسى ارشد ارتوز و پروتز، مركز تحقيقات ماسكولواسكلتال، دانشگاه علوم پزشكى اصفهان، ايران

۲- دانشيار گروه ارتوپدى فنى، دانشكده توانبخشى، دانشگاه علوم پزشكى اصفهان، ايران

۳- استاديار، گروه تربيت بدنى، دانشكده ادبيات و علوم انساني، دانشگاه كاشان، ايران

مقدمه

استون فقرات مى باشند كه در بيماران اسكوليوز زمانبندي انقباض و مدت انقباض و نسبت تارها تغيير مى كند (۱۳)، (۱۲). تحقيقات نسبت بيشتر تارهاى كند انقباض را در مقايسه با تارهاى تند انقباض در عضلات مولتى فيدوس در راس سمت تحذب اسكوليوز ايدوپاتيک بيان كرده‌اند (۱۲). بعلاوه عضلات يك طرف انحناء تغيير طول متفاوتى نسبت به عضلات طرف ديگر انحناء دارند. Fidler و همكاران نشان دادند كه طول عضلات مولتى فيدوس در سمت تحذب از سمت تقعر كمتراز بود (۱۳). همچنين Kennelly و همكاران نشان داد كه سطح مقطع عرضى عضلات مولتى فيدوس در اسكوليوز مهره‌هاى پشتى، در سمت تقعر از سمت تحذب كمتراز بود (۱۴). اين تغييرات در طول، سطح مقطع عرضى و نوع تارهاى عضلات بيماران اسكوليوز منجر به تغيير راستاي ستون مهره‌ها مى شود و ناهنجارى چرخش همراه با فلكشن جانبى ستون مهره‌ها را ايجاد مى كند. با كشش بافتهاى کوتاه شده و طويل شدن آن از طريق فيزيوتراپى بريس و يا عمل جراحى تصحيح اين ناهنجارى امكانپذير است (۱۵). بريس ها با استفاده از سيستم سه نقطه فشار طراحى مى شوند تا از پيشرفت انحناء بکاهند. اگر چه تحقيقات بر اثرات سودمند بريس بر کاهش و كنترل پيشرفت انحناء تاكيد داشته‌اند (۱۸-۱۶، ۷) اما مشخص نيست آيا با وجود کاهش و كنترل پيشرفت انحناء در مهره‌ها،

اسكوليوز ايدوپاتيک نوجوانى^۱ يك ناهنجارى ستون فقرات مى باشد كه در آن انحناء جانبى ستون مهره‌ها با چرخش مهره‌ها همراه است (۱، ۲). ميزان شيوع اين بيمارى ۲-۳ درصد در بين جمعيت ۱۰-۱۶ ساله مى باشد (۳). اگر چه از زمان شناخت اين بيمارى سالها مى گذرد ولى علت آن همچنان نامشخص است. برخى عوامل از قبيل ناهنجارى سيستم عصبى مركزى، عدم تقارن در فعاليت عضلات اطراف ستون مهره‌ها و عوامل ژنتيكي و غدد درون ريز در بروز اين بدشكلى گزارش شده است (۴). ضعف يك طرفه عضلانى و يا ديگر اختلالات عضلات تنه از دلایل اصلى اين عوارض بعدى جبران ناپذيرى بر زندگى مستقل اين بيماران دارد. بر اساس شدت ناهنجارى و بلوغ اسكلتى بيمار، از روشهاى مختلفى جهت درمان بيماران استفاده مى شود كه از آن بين به روشهاى مانند فيزيوتراپى، درمان با بريس، كاردرومانى، گچ گيرى، كشش عضلات و نيز روشها جراحى مى توان اشاره كرد (۷-۱۱). از جمله روشهاى محافظه كارانه در درمان اسكوليوز استفاده از بريس مى باشد،

در بيمارى اسكوليوز عدم تعادل عضلانى به عنوان علت اصلى اين بيمارى شناخته مى شود. عضلات اركتور اسپاين و عضلات مولتى فيدوس از جمله عضلات نگهدارنده راستاي

¹Adolescent idiopathic scoliosis

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 بريس (۲۷) حین راه رفتن مورد مقایسه و بررسی قرار گرفت که در آن اختلاف معنی داری بین طول فیبرهای عضلات تنه و کمر در سمت چپ و راست مشاهده نشد (۳۴) در تحقیق دیگر نیز هیچ گونه اختلاف معنی داری بین طول فیبر عضلات تنه و ران حین راه رفتن با بريس و بدون بريس 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 $11/50 \pm 1/60$ سال، $1/58 \pm 0/50$ متر و $41/2 \pm 1/2$ 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 $12/68 \pm 1/16$ سال، $1/53 \pm 0/08$ متر و $35/6 \pm 6/1$ کیلوگرم به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند جدول ۱ 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 بريس بوستون استفاده کرده بودند (۴۷) و نظر به لزوم رضایت بیماران جهت شرکت در تحقیق، عملاً امکان شرکت تعداد بیشتری بیمار در این تحقیق وجود نداشت. به علاوه حجم نمونه در نرم‌افزار MINI TAB با توان آزمون $0/8$ 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

تغییرات طول عضلات تنه و ستون مهره‌ها نیز در حد طبیعی باقی می‌ماند. تحقیقات صورت گرفته در زمینه اثر استفاده از بريس 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 پاسچرا حین راه رفتن باشد (۲۶). تأثیر بريس 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 معنی داری بین عدم تعادل تنه و انحراف لگن و هزینه انرژی مصرفی مشاهده نکردند (۲۸). Mahaudens و همکاران نیز نشان دادند که پوشیدن بريس هزینه اکسیژن مصرفی و زمان بندی فعالیت عضلات مفصل کمری خاجی را تغییر نداد (۲۹). تعادل افراد اسکولیوزی 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

³Sacrum

¹Posture

²Lumbar

جدول ۱: 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 خاصه 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

۴ متر از مرکز تخته نیرو بود. طول مسیر پیاده روی ۱۰ متر داخل محیط آزمایشگاه بود. که یک صفحه نیروی ^۱kistler (۵۰۰*۶۰۰ 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^۳ در مرکز مسیر پیاده روی 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 ایلپاک^۴، سطح خلفی فوقانی خار ایلپاک، اپی کوندیل^۵ های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، سر متاتارس^۶ های اول و پنجم و مفصل اکرومیوکلایوکلار^۷ 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 جمع آوری داده ها ۱۲۰ هرتز بود. داده ها با فیلتر پایین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۳۵). ثبت داده های کینماتیکی با استفاده از نرم Qualysis Track کینماتیکی (QTM) (نسخه ۲/۷، تولید شرکت کوالیسی

فرم رضایت نامه را قبل از جمع آوری داده ها امضاء کنند. دارا بودن انحنای ۳۰ تا ۴۵ درجه در ناحیه T۴ تا L۵^۱، دارا بودن انحنای C شکل (که توسط متخصص جراحی ستون فقرات زاویه انحنای تعیین شد)، توانایی ایستادن و راه رفتن مستقل، فقدان هر گونه جراحی در کمر و اندام تحتانی، سابقه استفاده از بريس 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 بريس بوستون استفاده می کردند. بوستون یک بريس، Thoracolum-bosacral کوتاه محسوب می شود. این بريس دارای درپچه ی خلفی و از جنس پلی پروپیلن است. محدوده ی درگیر در بريس در سمت قدام از زائده نیزه ای تا استخوان عانه و از خلف و جانب برای هر الگوی انحنای تغییر می کند. افراد حداقل ۶ ماه سابقه ی استفاده از بريس را داشتند و از بريس دیگری غیر از بوستون استفاده نکرده بودند. گروه سالم بر اساس قد، سن و جنس با گروه اسکولیوز همسان سازی 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

^۵ Epicondyle^۶ Metatarsal^۷ Acromioclavicular^۱ Thoracis^۲ Force plate^۳ Calibration^۴ Iliac spine

جدول ۲ آمده است (پیوست ۱). 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 تحذب 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 تحذب و تقعر مشاهده نشد (جدول ۳) (پیوست ۱).

گشتاور عضلانی مفاصل ران، زانو و مچ پا و تنه دیگر متغیر اندازه‌گیری شده در این تحقیق بود. جدول ۴ (پیوست ۱) 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، پلانتر فلکشن)، بین گروه اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نشد. مقادیر میانگین گشتاور عضلانی بیماران اسکولیوز در دو سمت تحذب و تقعر در جدول ۵ (پیوست ۱) آمده است. گشتاور عضلانی وارده بر مفصل ران (فلکشن، اکستنشن)، و اداکشن، تنه (فلکشن، اکستنشن)، زانو (فلکشن، اکستنشن، و مچ پا (دورسی فلکشن، پلانتر فلکشن)، در دو سمت تحذب 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 (پیوست ۱) آمده است. تغییرات طول تار عضلانی ارکتور اسپاین و اینترنال ابلیک، در سمت چپ هیچگونه اختلاف معنی‌داری بین دو گروه

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 نرم‌افزار ویژوال تری دی به نرم‌افزار Open-Sim (نسخه ۳، تولید دانشگاه استنفورد، آمریکا) به منظور بررسی طول فیبر عضلانی عضلات تنه و نیروی تماس مفصلی انتقال داده شد. نرم‌افزار Open-Sim یک نرم‌افزار شبیه‌ساز 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 شبیه‌سازی 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^۱ 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^۲ 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 نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ (SPSS Inc., Chicago, Version 22) و IL و سطح معنی‌داری (p < ۰/۰۵) صورت گرفت.

یافته‌ها

مقایسه دامنه حرکتی مفاصل لگن، ران، زانو، کمر و مچ در

² Normalize

¹Anthropometry

بعدى در ستون مهره (۳۹، ۲۴)، لگن (۴۱، ۴۰) و ران (۴۲) مى‌تواند علت محدوديت حرکتى باشد. همچنين تحقيقات پيشين نشان دادند كه عضلات سمى ممبرنئوس، گلتوتئوس ماگزميوس، كوادرتوس لامبار، اركتور اسپاين مدت زمانى زيادى در مقايسه با گروه كنترل در انقباض باقى مى‌مانند (۳۸). انقباض طولانى مدت اين عضلات كه به لگن چسبيده اند منجر به سفت^۱ شدن بخش كمرى لگنى شده و از دامنه حرکتى چرخش لگن به طور معنى دارى مى‌كاهند و اين كاهش دامنه حرکتى چرخشى لگن خود به صورت يك مكانيسم جبرائى، از حرکات لگن در ديگر صفحات مى‌كاهد تا تعادل سه بعدى قسمت كمرى لگنى را فراهم كند. اين نتايج با نتايج ديگر تحقيقات همخوانى دارد (۴۳، ۳۸، ۲۴). نتايج بخش نيروى تماس مفصلى همچگونه اختلاف معنى دارى بين نيروى تماس مفصل در سمت تحذب و تقعر نشان نداد. همچنين همچگونه اختلاف معنى دارى در نيروى تماس مفصلى بيماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نشد. علت عدم اختلاف معنى دارى در نيروى تماس مفصلى اين بيماران نسبت به گروه سالم شايد به نحوه راه رفتن بيماران و گروه سالم مربوط باشد در اين تحقيق بيماران اسکولیوز و گروه سالم با سرعت دلخواه راه مى‌رفتند. راه رفتن با سرعت دلخواه شايد نتواند به خوبى تفاوت اثر بريس بر نيروى تماس مفصلى بخصوص نيروى تماس مفصلى L5-S1 و عدم قرينگى نيروها را نشان دهد. دامنه حرکتى تنه در صفحه ساجيتال، فرونتال و هوريزنتال (۴۴، ۲۴، ۲۰، ۱۹) حين راه رفتن بيماران اسکولیوز با ارتز كاهش معنى دارى داشت. كاهش دامنه حرکتى در اين مفاصل با كاهش شركت فعال عضلات در جذب نيرو و ضربه در مرحله ضربه پاشنه و هل دادن به جلو^۲ همراه است. در فاز ضربه پاشنه، حرکت رو به جلوى تنه ناشى از اندازه حرکت تنه توسط عضلات اكستنسور تنه و عضله گلتوتئوس ماگزميوس كنترل مى‌شود كه اين عضلات به صورت برون گرا^۳ فعال شده و از نيروهاى وارد بر كمر حين فاز ضربه پاشنه مى‌كاهند (۴۵). در بيماران اسکولیوز محدوديت حرکتى ايجاد شده توسط ارتز، توانايى اين عضلات در جذب ضربه را كاهش داده و در نتيجه نيرو را مستقيماً به مفصل وارد مى‌سازند.

تاكنون كمتر مطالعه‌اى طول تارهاى عضلانى بيماران اسکولیوز حين راه رفتن را مورد بررسى قرار داده است و

نشان نداد. در بيماران اسکولیوز تغييرات طول عضله اكسترنال ابلېك سمت چپ و راست از گروه سالم كمتر بود. طول عضله اكسترنال ابلېك در بيماران اسکولیوز ۴ ميليومتر در سمت راست و ۱۸ ميليومتر در سمت چپ كمتر از گروه سالم بود (جدول ۶) (پيوست ۱). جدول ۷ (پيوست ۱) طول تار عضلانى در سمت تحذب و تقعر بيماران اسکولیوز را نشان مى‌دهد همان طورى كه مشاهده مى‌شود هيچ گونه تفاوت معنى دارى در طول تار عضلات اركتور اسپاين، اينترنال ابلېك و اكسترنال ابلېك، در دو سمت تحذب و تقعر مشاهده نشد. نيروى تماس مفصلى در مفاصل ران، زانو و مچ پا L5-S1 نيز در اين مطالعه مورد بررسى قرار گرفت (جدول ۸) (پيوست ۱). همانطورى كه مشاهده مى‌شود اگر چه مقدار ميانگين نيروى تماس مفصلى در افراد اسکولیوزى كمتر از سالم بود، اما اختلاف معنى دار نبود. ميانگين مقادير نيروى تماس مفصل در طرف تقعر و تحذب در جدول ۹ (پيوست ۱) نشان داده شده است، همچگونه اختلاف معنى دارى در نيروهاى تماس مفصلى در سمت تحذب و تقعر بيماران اسکولیوز مشاهده نشد ($\alpha > 0.05$).

بحث و نتيجه‌گيرى

هدف از مطالعه حاضر بررسى اثر استفاده از بريس بر طول تار عضلات تنه و كمر حين راه رفتن بيماران اسکولیوز ايدىوپاتىك در مقايسه با گروه سالم بود. نتايج نشان داد اگر چه بين دامنه حرکتى در سمت تحذب و تقعر بيماران اسکولیوز تفاوت معنى دارى مشاهده نشد كه با نتايج مطالعات قبلى همخوانى دارد (۳۴، ۷۴) وليكن تفاوت معنى دارى در دامنه حرکتى چرخش لگن بين بيماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده شد. محدوديت دامنه حرکتى در بيماران اسکولیوز در مقابل گروه سالم در تنه و لگن و در صفحات سه‌مى، عرضى و افقى به ترتيب ۳/۱، ۲/۹، ۵/۲ درجه و ۲/۳، ۳، ۹/۷ درجه بود كه چرخش لگن با كاهش ۹/۷ درجه اختلاف معنى دارى را در مقابل گروه سالم نشان داد. Mahaudens و همكاران كاهش دامنه حرکتى براى لگن، تنه و شانه را كم و بين ۱/۶ تا ۴/۶ درجه بيان كردند (۳۸). علت محدوديت حرکتى يافت شده در تحقيق حاضر دلايل مختلفی مى‌تواند داشته باشد. تغييرات ساختارى سه

³ Eccentric

¹ Stiff

² Push Off

به طور کلی نتایج حاصل از تحقیق حاضر اختلاف معنی-داری در دامنه حرکتی، گشتاور عضلانی، نیروی تماس مفصلی و طول عضلات در سمت تحذب 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 تحذب و تقعر بیمارانی که از بریس استفاده می‌کنند باید مد نظر متخصصین توانبخشی قرار گیرد.

سپاسگزاری

مولفین این مقاله بر خود لازم می‌دانند 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.

تحقیق حاضر از آن جهت که به 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 تحذب کمتر بود ولی هیچگونه تفاوت معنی‌داری بین سمت تحذب و تقعر مشاهده نشد. این بدان معناست که اگر چه بیماری اسکولیوز باعث کوتاه شدن عضلات سمت تقعر و کشیده شدن عضلات سمت تحذب 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 تحذب 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 تحذب 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.

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. *Scoliosis* 2010; 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, Lupporelli 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 scoliosis using 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 adolescent idiopathic 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. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Kinesiology: 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

جدول ۲: مقایسه دامنه حرکتی مفاصل و ستون فقرات در افراد مورد مطالعه

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

*اختلاف معنی دار را نشان می دهد.

جدول ۳: مقایسه دامنه حرکتی مفاصل و ستون فقرات دو سمت تحدب و تقعر بیماران اسکولیوزی

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

*اختلاف معنی دار را نشان می دهد.

جدول ۴: 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±۰/۱۸	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

جدول ۵: 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

جدول ۶: مقایسه طول نرمالایز شده ی 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 تحذب و تقعر بیماران اسکولیوزی

عضله (متر)	سمت تحذب		سمت تقعر	
	انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین
Erector Spine	۰/۰۷ \pm ۰/۰۲	۰/۰۷ \pm ۰/۰۲	۰/۰۷ \pm ۰/۰۲	۰/۰۷ \pm ۰/۰۲
Internal Oblique	۰/۱۲ \pm ۰/۰۲	۰/۱۲ \pm ۰/۰۲	۰/۱۲ \pm ۰/۰۳	۰/۱۲ \pm ۰/۰۳
External Oblique	۰/۱۵ \pm ۰/۰۱	۰/۱۵ \pm ۰/۰۱	۰/۱۵ \pm ۰/۰۲	۰/۱۵ \pm ۰/۰۲

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

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

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

N/BW: وزن بدن/نیوتن