تأثیر بریس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز

عاطفه جعفری سرو علیا[1*]، محمد تقی کریمی[1]، کیوان شریف مرادی[2]، آزاده نادی[1]، پرستو سلجوقیان[1]

۱) گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲) گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

تاریخ دریافت: ۹۴/۱۲/۸ تاریخ پذیرش:۹۵/۲/۱۱

چکیده

مقدمه: استفاده از ارتز در درمان اسکولیوز رایج است. در مورد تأثیر ارتز بر نیروی تماس مفاصل اطلاعاتی در دسترس نیست. بنا بر این هدف از تحقیق حاضر تأثیر بریس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند. دستگاه تحلیل حرکتی Qualysis و فورس پلیت Kistler جهت ثبت داده ها استفاده شد. نرم افزار SPSS (independent t-tes) جهت تجزیه و تحلیل داده در سطح معنی داری (α=۰/۰۵) به کار گرفته شد.

یافته های پژوهش: میانگین قله اول (α=۰/۰۲) و دوم (α=۰/۰۴) نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با بریس ۱۸/۸ و ۲۰/۰۵ N/BW به طور معنی داری از این مقدار نیرو حین راه رفتن بدون بریس بیشتر بود. دامنه حرکتی صفحه ساجیتال ستون فقرات کمری حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری کاهش یافت (α=۰/۰۲).

بحث و نتیجه گیری: بریس بوستون به جز دامنه حرکتی L5-S1 و قله اول و دوم نیروی عکس العمل زمین، هیچ گونه اثر معنی داری بر کینتیک و کینماتیک راه رفتن بیماران اسکولیوز در سرعت معمولی راه رفتن ندارد. بنا بر این استفاده از بریس بوستون هنگام راه رفتن با سرعت معمولی هیچ گونه اثر منفی بر مفاصل اندام تحتانی و مفصل L5-S1 ندارد.

واژه های کلیدی: اسکولیوز، بوستون بریس، نیروی تماس مفصل، راه رفتن

* **نویسنده مسئول:** گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی، اصفهان، اصفهان، ایران

Email: jafari.op@gmail.com

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

مقدمه:

انحنای طرفی ستون فقرات یک پاتولوژی در اسکولیوز است(۱) در این بیماری مهره ها از راستای عمودی انحراف پیدا کرده و علاوه بر تیلت جانبی چرخش نیز پیدا می‌کنند(۲). شیوع بیماری اسکولیوز ۲-۳ درصد در بین جمعیت ۱۰-۱۶ ساله می‌باشد (۳). درجه انحنا در درصد ابتلا ساختن جنس موثر است به طوری که با افزایش شدت انحنا میزان ابتلای دختران به پسران به ۱۰ به ۱ افزایش می‌یابد(۴, ۳)مشکلات سیستم اعصاب مرکزی، عدم تقارن در فعالیت عضلات اطراف ستون فقرات، ژنتیک و عوامل هورمونی از جمله عوامل ذکر شده برای این بیماری می‌باشد (۵, ۱). ضعف یک طرفه عضلات تنه و یا دیگر بی قرینگی‌ها در عضلات تنه دلیل اصلی این اختلال می‌باشد(۷, ۶).

روش‌های درمانی جراحی وغیر جراحی برای کاهش پیشرفت انحنا در افراد اسکولیوزی بکار می‌رود، روش‌های غیر جراحی شامل ورزش و استفاده از ارتز های ستون فقرات می‌باشد (۱۶-۱۳). استفاده از بریس اولویت اصلی درمان اسکولیوز قبل از سنین رشد و برای انحنا های ۴۵-۲۵ درجه می‌باشد ارتز به منظور جلوگیری از پیشرفت انحنا یا اصلاح دفورمیتی به کار می‌رود(۸). برخی از مطالعات به اثر مثبت ارتز بر اصلاح انحنا تاکید کرده‌اند(۱۰-۸) شکی نیست که ارتز پیشرفت انحنا را کم می‌کند و ممکن است دفورمیتی اسکولیوز را به خوبی کم کند(۸).

مطالعات در مورد اثر ارتز بر راه رفتن و عملکرد افراد مبتلا به اسکولیوز کم است (۱۲, ۱۱). عملکرد بیماران اسکولیوز هنگام انجام فعالیت هایی مانند ایستادن و راه رفتن مورد بررسی قرار گرفته است(۱۶-۱۳) که از روش های متنوعی جهت ارزیابی استفاده شده است.

تأثیر کوتاه مدت بریس بر کینماتیک شانه، تنه و لگن توسط وونگ و همکاران(۱۷) و ماهودنس وهمکاران(۱۸) بررسی شد. آن ها نشان دادند که بریس کینماتیک راه رفتن را تغییر می دهد به طوری که دامنه حرکتی شانه، تنه، لگن و مفصل ران محدود می‌شود. ماهوندس ثابت کرد استفاده طولانی مدت از ارتز حرکت لگن و ران در صفحه فرونتال را زیاد و چرخش شانه را کم می‌کند(۱۸).

بیماری اسکولیوز هم چنین بر تعادل ایستادن و راه رفتن بیماران اثر گذار است(۱۶-۱۴). اگر چه بررسی ویرنیشکا نشان می‌دهد که تعادل در افراد اسکولیوزی و نرمال تفاوت ندارد(۱۹). ولی مطالعه بیولا(۲۰) و چن(۱۳) ثبات ضعیف تر در بیماران اسکولیوز را نشان می‌دهد.

محققان نشان دادند بین نیرو و گشتاور اعمال شده به پای چپ و راست هنگام راه رفتن اختلاف معنی داری وجود دارد اما هیچ گونه اختلاف معنی داری بین شدت بیماری اسکولیوز و بی قرینگی مشاهده نشد(۱۳, ۶) در یک مطالعه موردی کریمی و همکاران نشان دادند تفاوت معنی داری در قله اول و دوم نیروی قدامی خلفی و دره نیروی عمودی عکس العمل سطح حین راه رفتن با ارتوز و هم چنین تفاوت معنی داری در قله دوم نیروی قدامی خلفی و قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن بدون ارتوز بین پای راست وچپ مشاهده شد(۲۱). یانگو همکاران نشان دادند نیروی قدامی خلفی و عمودی عکس العمل زمین بین بیماران اسکولیوز و گروه کنترل تفاوت معنی داری نشان داد(۲۲).شیزاس نشان داد نیروی عمودی عکس العمل زمین در جهات قدامی خلفی و داخلی خارجی عدم تقارن دارد(۲۳). اگر چه کوروین و همکاران نشان دادند که نیروی عمودی و قدامی خلفی عکس العمل زمین بی قرینگی معنی داری را بین سمت چپ و راست دارد ولی تفاوت معنی داری در نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن با بریس و بدون بریس مشاهده نکردند(۱۱).

همان گونه که اشاره شد تحقیقات صورت گرفته بر روی نیروی عکس العمل وارده بر پای بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون بریس کم است به علاوه نتایج ضد و نقیضی در این تحقیقات اندک نیز مشاهده شد که بعضی از تحقیقات به قرینه بودن نیروهای عکس العمل زمین اعمال شده بر پای چپ و راست و دیگر تحقیقات به بی قرینه بودن نیروی عکس العمل زمین وارده بر پای چپ و راست هنگام پوشیدن بریس اشاره دارند. مشخص است در صورت بی قرینگی نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن، نیرو های تماس مفصلی وارد بر مفاصل مختلف نیز بی

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

قرینه اعمال شده و می‌تواند با خطر تخریب غضروف مفصل و دفورمیتی در اندام تحتانی همراه باشد.
هم چنین با توجه به دانش نویسندگان مقاله‌ای که نیرو های وارد بر مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در بیماران اسکولیوز را مورد بررسی قرار داده باشد وجود ندارد و تنها یک مقاله به بررسی نیرو های وارد بر مفاصل کمر و مفصل ران هنگام راه رفتن پرداخته است که آن هم یک مطالعه موردی بود(۲۱). اطلاع از نحوه اعمال نیرو بر مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن با و بدون بریس و نحوه بارگذاری مفاصل حین راه رفتن از اهمیت بالینی برخوردار است و بینش جدیدی در اختیار متخصصین توانبخشی قرار می‌دهد. در تحقیق حاضر نیروهای تماس مفصلی (شامل نیروهای عکس العمل مفصلی به اضافه نیروی تنش عضلانی وارد بر مفاصل) با استفاده از نرم افزار Open-SIM استخراج شدند. این روش یک روش جدید در حوزه بیومکانیک می‌باشد که با استفاده از آن می‌توان عملکرد راه رفتن بیماران با اختلالات اسکلتی عضلانی مختلف مانند استئوآرتریت، فلج مغزی و آمپوته‌ها را فراهم کرد. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر بریس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز حین راه رفتن بود.

مواد و روش ها:

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی بود. تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز با میانگین قد، وزن به ترتیب ۱/۵۳±۰/۰۸ متر و ۳۵/۶±۶/۱ کیلوگرم به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند (جدول ۱). معیار های ورود به تحقیق شامل ۱) دارا بودن انحنای ۳۰ تا ۴۵ درجه در ناحیه T۴ تا L5 ۲) دارا بودن انحنای C شکل (که توسط متخصص جراحی ستون فقرات زاویه انحنا تعیین شد) ۳) توانایی ایستادن و راه رفتن مستقل ۴) فقدان هر گونه جراحی در کمر و اندام تحتانی ۵) سابقه استفاده از بریس برای یک مدت ۶ ماهه ۶) فاقد هر گونه مشکلات اسکلتی عضلانی اثر گذار بر راه رفتن و ایستادن. تایید اخلاقی از کمیته اخلاق در تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اصفهان اخذ شد. قبل از جمع آوری داده ها، از والدین آزمودنی ها، رضایت نامه شرکت فرزندشان در تحقیق اخذ شد. مطالعه حاضر در نیمه اول سال ۱۳۹۴ در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد.

تجهیزات :سیستم تجزیه و تحلیل سه بعدی حرکت (کوالیسیس)(ساخت کمپانی Qualysis کشور Switzerland)، با ۷ دوربین با سرعت بالا و یک صفحه نیرو کیستلر (۶۰۰×۵۰۰ میلی متر، مدل AA ۹۲۶۰)(ساخت کمپانی kistler کشور سوئیس) برای ثبت متغیر های کینماتیکی و کینتیکی آزمودنی ها هنگام راه رفتن استفاده شد. مسیر راه رفتن آزمودنی‌ها ۱۰ متر بود. یک فضای کالیبراسیون در مرکز این مسیر ۱۰ متری تعریف شد که کلیه پارامتر های کینماتیکی و کینتیکی در این فضا جمع آوری شد. صفحه نیرو نیز در مرکز مسیر گام برداری داخل زمین نصب شده بود. دوربین ها و صفحه نیرو همزمان بودند. **روند اجرا :** ۲۲ مارکر بر سمت داخلی و خارجی زانو و مچ پا، سر متاتارس اول و پنجم، پاشنه پا، ساکروم، برآمدگی خار خاصره قدامی، مفصل آکرومیو کلاویکولار، جناغ سینه، سرو مهره هفتم گردنی نصب شد. کلیه مارکرها در دو سمت راست و چپ نصب گردیدند. به علاوه، ۴ کلاس‌تر (Cluster) دارای ۴ مارکر، به سطوح قدامی-جانبی ران و ساق پا (راست و چپ) متصل شدند. از افراد خواسته شد ۵ تریال موفقیت آمیز راه رفتن را در مسیر گام برداری انجام دهند.

فرکانس جمع آوری داده ها ۱۲۰ هرتز بود. داده ها با فیل‌تر پایین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیل‌تر شدند(۲۴). ثبت داده های کینماتیکی با استفاده از نرم افزار کوالیسیس ترک منجر (QualysisTrackManager) (نسخه ۲/۷، تولید شرکت Qualysis، Switzerland) ثبت شد. از نرم افزار ویژوال تری دی (Visual3D) (نسخه ۴، تولید شرکت C-motion، آمریکا) هم برای مدل کردن سیستم اسکلتی عضلانی بیمار استفاده شد. خروجی نرم افزار ویژوال تری دی به نرم افزار اوپن سیم (Open-SIM) (نسخه ۳، تولید دانشگاه استانفورد، امریکا) به منظور بررسی نیروی تماس مفصلی، نیروی عکس العمل زمین و گشتاور عضلانی اندام تحتانی انتقال داده شد. نرم افزار اوپن سیم یک نرم افزار شبیه ساز و آنالیز سیستم اسکلتی عضلانی است که امکان

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

تحلیل حرکات و تخمین نیرو های سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات توسط این نرم افزار امکان پذیر است. با شبیه سازی سیستم اسکلتی عضلانی امکان تشخیص و درمان حرکات پاتولوژیک و غیر طبیعی وجود دارد. هم چنین با استفاده از این نرم افزار، بررسی اثرات بیومکانیکی درمان بر سیستم اسکلتی عضلانی امکان پذیر است(۲۵).

متغیر های تحقیق:

متغیر های تحقیق حاضر شامل متغیر های فضایی زمانی راه رفتن (ریتم، سرعت راه رفتن و طول گام)، کینماتیک مفاصل مچ پا، زانو، ران لگن و ستون فقرات، متغیر های نیروی عکس العمل زمین (نیروی عمودی، قدامی خلفی و داخلی خارجی عکس العمل زمین)، متغیر های نیروی تماس مفصلی مفاصل مچ پا، زانو، ران و L5-S1 در سه صفحه حرکتی و گشتاور عضلانی اندام تحتانی بود.

جهت تجزیه و تحلیل آماری داده ها، از آزمون شاپیرو ویلکز (Shapiro-Wilk) جهت بررسی توزیع نرمال پارامترها استفاده شد. با توجه به توزیع نرمال داده ها، از آزمون تی تست مستقل برای تحلیل نهایی در سطح معنی داری (α=۰/۰۵) استفاده شد.

یافته های پژوهش:

میانگین و انحراف معیار پارامتر های زمانی مکانی راه رفتن بیماران اسکولیوز در شرایط با و بدون ارتز در جدول ۲ آمده است. حین راه رفتن با بریس، کادنس، سرعت راه رفتن و طول گام بیماران اسکولیوز به ترتیب ۱۱۰/۲±۴/۹۷ (قدم بر دقیقه)۱,۱۲ ±۰,۱۲(متر بر ثانیه) و ۱/۲۷±۰/۰۵ متر بدست آمد که هیچ گونه تفاوت معنی داری در سرعت راه رفتن، کادنس و طول گام بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون ارتز مشاهده نشد (α>۰/۰۵).

جدول (۱). مشخصات افراد شرکت کننده در مطالعه.

شرکت کنندگان	*درجه انحنا*	*سمت انحنا*	*میانگین قد(متر)*	*میانگین وزن(کیلوگرم)*	*جنسیت*	*تعداد*
اسکولیوزی	۲۵	چپ	۱/۵۳±۰/۰۸	۳۵/۶±۶/۱	دختر	۵
	۳۷	راست				
	۳۰	چپ				
	۳۵	چپ				
	۳۰	راست				

همانطور که در این جدول نشان داده شده است اگرچه میانگین نتایج با استفاده از ارتز افزایش یافته است امّا تفاوت معنی دار نبوده است.

جدول (۲). میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای زمانی مکانی در شرایط با و بدون بریس در افراد شرکت کننده.

متغیر	*بدون بریس*	*با بریس*
کادنس(قدم/دقیقه)	۱۰۶/۷±۸/۰۷	۱۱۰/۲±۴/۹۷
سرعت(متر/ثانیه)	۱/۱۲±۰/۱۲	۱/۱۶±۰/۰۹
طول قدم(متر)	۱/۲۶±۰/۰۲۶	۱/۲۷±۰/۰۵

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس العمل زمین بر بر اندام تحتانی را نشان می‌دهد. میانگین مقادیر نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی خلفی (قله اول و دوم) و داخلی خارجی به ترتیب ۱۷,۱۳±۲۱/۶۱,۲،۵۵ ۹۱/۱±۴/۲۵ و ۱۸/۲۷ (N/BW) حین راه رفتن با بریس بدست آمد که هیچ گونه اختلاف معنی داری در مقایسه با راه رفتن بدون بریس نشان نداد (α>۰/۰۵). میانگین قله اول (α=۰/۰۲) و دوم (α=۰/۰۴) نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با بریس ۳۵/۵۴±۴۲۸/۸، ۶۶/۵۹±۵۰۸/۲ N/BWبدست آمد که به طور معنی داری از این مقدار نیرو حین راه رفتن بدون بریس بیشتر بود.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس العمل زمین در جهات قدامی خلفی، داخلی خارجی و عمودی(N/BW)

متغیر(N/BW)		بدون بریس	با بریس	P-value
قدامی خلفی	قله اول	۶۶/۷۲±۲۱/۸۵	۶۱,۲±۱۷,۱۳	**۰/۱۹**
	قله دوم	۸۴/۲±۲۳/۳۴	۹۱/۱±۲۱/۵۵	**۰/۲۱**
عمودی	قله اول	۴۱۰±۳۶/۹۶	۴۲۸/۸±۳۵/۵۴	**۰/۰۲***
	دره	۳۳۹/۳±۲۷/۸۰	۳۴۳±۱۰۶/۲۷	**۰/۲۷**
	قله دوم	۴۸۸/۱۵±۶۷/۳۰	۵۰۸/۲±۶۶/۵۹	**۰/۰٤***
داخلی خارجی		۱۹/۲۴±۵/۳۳	۱۸/۲۷±۴/۲۵	**۰/۲٦**

*** اختلاف معنی دار را نشان می‌دهد**

در جدول ۴ میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک لگن، مفصل ران، مفصل زانو، مفصل مچ و ستون فقرات کمری حین راه رفتن در دو شرایط با و بدون بریس آمده است. همان طور که مشاهده می شود علیرغم کاهش معنی دار دامنه حرکتی صفحه ساجیتال ستون فقرات کمری حین راه رفتن با ارتز (α=۰/۰۲)، در مقابل دامنه حرکتی فرونتال لگن به طور معنا داری با استفاده از ارتز افزایش یافت (α=۰/۰۰).

جدول ٤. میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک مفاصل ران، زانو ، لگن و ستون فقرات در شرایط با و بدون بریس

متغیر (درجه)		بدون بریس	با بریس	P-value
لگن	ساجیتال	۵/۵۷±۰/۴۰	۴/۸۸±۰/۸۲	**۰/۲۳**
	فرونتال	۹/۳۶±۳/۳۰	۱۳/۸۲±۲/۷	**۰/۰۰***
	هوریزنتال	۲۱/۰۵±۴/۹۷	۲۰/۷۵±۵/۵۶	**۰/۸۰**
ران	ساجیتال	۷۳,۴۸±۱/۹۶	۴۵/۷±۳/۲۹	**۰/۳۱**
	فرونتال	۱۰/۶۲±۰/۹۹	۱۰/۵۸±۱/۴۶	**۰/۹۷**
	هوریزنتال	۲۷/۸۸±۲/۳۳	۲۶/۳±۲/۴۸	**۰/۳۵**
زانو	ساجیتال	۵۴/۷۳±۵/۰۹	۷/۵۲±۷/۵۹	**۰/۳۹**
مچ پا	ساجیتال	۳۲/۸۱±۳/۹۷	۳۴/۰۴±۴/۰۳	**۰/۳۷**
L5-S1	ساجیتال	۸/۴۱±۰/۹۰۲	۵/۲±۱/۲۳	**۰/۰۲***
	فرونتال	۱۱/۷±۳/۷۵	۲,۱۴±۳/۲	**۰/۱۰**
	هوریزنتال	۲۱/۱۸±۴/۱۴	۱۸/۴۳±۷/۹	**۰/٤۲**

*** اختلاف معنی دار را نشان می‌دهد**

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک مفاصل ران، زانو، لگن و ستون فقرات در شرایط با و بدون بریس را نشان می‌دهد.

گشتاور مفصل ران، زانو و مچ نیز در این مطالعه اندازه گیری شد. میانگین گشتاور فلکسوری هیپ به ترتیب در شرایط با و بدون بریس ۰,۲۶±۰,۶۹ و ۰,۱۳۳±۰,۴۸۸ به دست آمد که هیچ گونه اختلاف معنی داری را نشان نداد (α=۰/۰۶). اگر چه گشتاور اکستنسوری هیپ حین راه رفتن با ارتز افزایش یافت اما تفاوت معنی داری با این گشتاور حین راه رفتن بدون ارتز نداشت (α=۰/۱۲). (جدول ۵). دیگر گشتاور های وارد بر مفاصل مختلف اندام تحتانی حین راه رفتن با و بدون ارتز تفاوت معنی داری را نشان ندادند (α>۰/۰۵).

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد گشتاور اعمالی بر روی مفاصل ران، زانو و مچ.

مفصل	گشتاور (Nm/BM)	بدون بریس	با بریس	P-value
ران	فلکشن	۰/۴۸±۰/۱۳	۰/۶۹±۰/۲۶	۰/۰۶
	اکستنشن	۰/۷۱±۰/۲۸	۰/۸۷±۰/۱۱	۰/۱۲
	اداکشن	۰/۳۰±۰/۲	۰/۴۰±۰/۱۰	۰/۳۷
تنه	فلکشن	۰/۸۵±۰/۰۴	۰/۰۹۸±۰/۰۴	۰/۶۳
	اکستنشن	۰/۱۰۵±۰/۰۸	۰/۱۴±۰/۰۵	۰/۱۳
زانو	فلکشن	۰/۱۹±۰/۰۷	۰/۲۸±۰/۲۰	۰/۰۶
	اکستنشن	۰/۲۱۶±۰/۱۴	۰/۳۸±۰/۱۵	۰/۱۰
مچ پا	پلانتار فلکشن	۰/۳۵۸±۰/۴۷	۰/۲۲±۰/۱۷	۰/۴۳
	دورسی فلکشن	۱/۱۳±۰/۴۵	۰/۸۲±۰/۵۵	۰/۴۴

جدول ۶. میانگین و انحراف استاندارد نیروی تماس مفصلی مفاصل ران، زانو و مچ حین راه رفتن با و بدون ارتز نشان می‌دهد. نیروی تماسی مفصلی مفاصل مختلف اندازه گیری شده در این مطالعه حین راه رفتن با ارتز در مقابل راه رفتن بدون ارتز در کلیه مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 و صفحات مختلف حرکتی اختلاف معنی داری نشان نداد (α>۰/۰۵). (جدول ۶)

جدول ٦. میانگین و انحراف استاندارد نیروی تماس مفصلی مفاصل ران ، زانو و مچ.

نیروی تماس مفصل (N/BW)		بدون بریس	با بریس	P-value
مفصل ران	قله اول (قدامی خلفی)	۰/۷±۰/۳۶	۰/۵۰±۰/۲۲	۰/۶۹
	قله دوم(قدامی خلفی)	۳/۶۷±۰/۹۸	۴/۸۵±۱/۷۱	۰/۱۹
	قله اول (عمودی)	۳/۴۴±۲/۲۸	۳/۶۵±۲/۶۶	۰/٤٦
	قله دوم (عمودی)	۵/۶±۰/۶۸	۷/۴۸±۲/۶۷	۰/۱۵
	داخلی خارجی	۱/۱۰±۰/۳۴	۱/۱±۰/۲۹	۰/۰۸
مفصل زانو	قله اول (قدامی خلفی)	۱/۱۷±۰/۲۲	۱/۳۷±۰/۷۵	۰/۵۷
	قله دوم(قدامی خلفی)	۱/۶۴±۰/۵	۳/۰۵±۱/۵	۰/۰۷
	قله اول (عمودی)	۲/۶۶±۱/۹۵	۲/۶۲±۲/۴۳	۰/۸٦
	قله دوم (عمودی)	۴/۶۶±۰/۷۹	۷/۳±۳/۱۶	۰/۱٤
	داخلی خارجی	۰/۲۲±۰/۱۳	۰/۲۹۶±۰/۱۷	۰/۲۷
مفصل مچ پا	قله اول (قدامی خلفی)	۱/۴۶±۱/۴۶	۲/۱۹±۱/۹۴	۰/۲۳
	قله دوم(قدامی خلفی)	۵/۰۵۹±۰/۹۲	۵/۴۳±۲/۵۱	۰/٦۵
	قله اول (عمودی)	۴/۲۶±۲/۵۱	۳/۷±۲/۸	۰/۲۲
	قله دوم (عمودی)	۱۰/۴±۱/۶۴	۱۰/۶۶±۰/۵۸	۰/۲۷
	داخلی خارجی	۰/۴۸±۰/۱۳	۰/۵۸±۰/۲۰	۰/۳۹
مفصل L5-S1	قله اول (قدامی خلفی)	۰/۱۳±۰/۰۸	۰/۲۳±۰/۲۳	۰/۱۰
	قله دوم(قدامی خلفی)	۰/۲۳±۰/۲۱	۰/۱۷±۰/۰۶۳	۰/٦۱
	قله اول (عمودی)	۲/۳۸±۰/۱۰	۳/۶۷±۱/۳۸	۰/۰۹
	قله دوم (عمودی)	۱/۵±۰/۴۹	۱/۶۶±۰/۲۶	۰/۲۷
	داخلی خارجی	۰/۱۵±۰/۰۶	۰/۱۸±۰/۱۱	۰/۳٤

بحث و نتیجه گیری:

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر بریس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و مفصل L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز بود. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد قله اول و دوم نیروی عکس العمل سطح حین راه رفتن با بریس به طور معنی داری از راه رفتن بدون بریس بیشتر بود. بریس هیچ گونه اثری بر گشتاور عضلانی و نیروی تماس مفصلی مفاصل مختلف مچ پا، زانو، ران و L5-S1 در کلیه صفحات حرکتی حین راه رفتن با و بدون بریس نداشت.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

نتایج حاصل از مطالعه تحقیق حاضر نشان داد سرعت راه رفتن ریتم راه رفتن و طول گام حین راه رفتن با ارتز در مقایسه با راه رفتن معمولی تفاوت معنی داری نداشت؛ بنا بر این می‌توان گفت ارتز بوستون هیچ گونه اثر منفی بر متغیر های فضایی زمانی راه رفتن بیماران اسکولیوز ندارد. کوروینو همکاران(۱۱) ماهوندس(۲۶) و همکاران نشان دادند که سرعت طول گام و ریتم راه رفتن بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون بریس تفاوت معنی داری نشان نداد که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر همخوانی دارد.

نتایج هم چنین نشان داد قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری افزایش یافت. یانگ و همکاران (۲۲) هیچ گونه اختلاف معنی داری در نیروی عمودی و قدامی خلفی عکس العمل زمین بین بیماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نکردند و تنها اختلاف معنی داری در نیروی داخلی خارجی عکس العمل زمین بین بیماران و گروه سالم مشاهده کردند(۲۲).کریمی و همکاران(۲۱) نشان دادند تفاوت معنی داری در قله اول و دوم نیروی قدامی خلفی و دره نیروی عمودی عکس العمل سطح حین راه رفتن با ارتوز و هم چنین تفاوت معنی داری در قله دوم نیروی قدامی خلفی و قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن بدون ارتوز بین پای راست وچپ مشاهده شد (۲۱). کوروین و همکاران (۱۱) هیچ گونه اختلاف معنی داری در نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز و بدون ارتز در بیماران اسکولیوز مشاهده نکردند (۱۱). در تحقیق حاضر قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری بیشتر از راه رفتن بدون ارتز بود که با نتایج حاصل از تحقیق کوروین و همکاران مغایرت دارد. شاید علت تفاوت در نتایج به خاطر نوع انتخاب بیماران بود در تحقیق کوروین و همکاران بیماران اسکولیوز دارای اسکولیوز از نوع دو انحنا (Double curve) در ستون فقرات بودند در حالیکه بیماران تحقیق حاضر دارای یک انحنا در ستون فقرات بودند.

نتایج بخش دامنه حرکتی نشان داد دامنه حرکتی فلکشن/ اکستنشن تنه حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری نسبت به راه رفتن بدون ارتز کاهش معنی داری داشت. بریس بوستون بر اساس ویژگی سه نقطه فشار طراحی شده است در آن بریس در جانب بدن از لگن تا زیر بغل امتداد می یابد و در قسمت قدامی نیز بریس محدودیت حرکتی در دامنه حرکتی فلکشن و اکستنشن تنه ایجاد می کند بنا بر این طراحی بریس به گونه ای است که دامنه حرکتی فلکشن و اکستنشن تنه حین راه رفتن را محدود می‌کند و علت محدودیت در دامنه حرکتی فلکشن/اکستنشن تنه در صفحه ساجیتال را توجیه می کند.

وونگ و همکاران (۱۷) و ماهودنس و همکاران(۱۸)تأثیر کوتاه مدت بریس بر کینماتیک شانه، تنه و لگن را بررسی کردند و نشان دادند که بریس کینماتیک راه رفتن را تغییر می‌دهد به طوریکه دامنه حرکتی شانه، تنه، لگن و مفصل ران محدود می‌کند. کریمی و همکاران (۲۷)در مطالعه خود بر بیماران اسکولیوز به این نتیجه رسیدند اگر چه بریس بوستون بر دامنه حرکتی مفاصل مچ پا زانو و ران اثر معنی داری نداشت ولی به طور معنی داری از حرکات تنه و لگن کاست(۲۷). در تحقیق حاضر نیز دامنه حرکتی فلکشن/ اکستنشن تنه محدود شد که با نتایج کریمی و همکاران(۲۷) وونگ (۱۷) و ماهودنس(۱۸) هم خوانی دارد.

نتایج بخش نیروی تماس مفصلی هیچ گونه اختلاف معنی داری بین نیروی تماس مفصلی بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد. اگر چه قله اول و دوم عمودی نیروی تماس مفصلی در بیشتر مفاصل افزایش یافت امّا این افزایش معنی دار نبود. علت عدم اختلاف معنی دار قله اول نیروی تماس مفصلی در این بیماران نسبت به گروه کنترل شاید به این خاطر باشد که بیماران اسکولیوز با سرعت دلخواه راه می‌رفتند. راه رفتن با سرعت دلخواه شاید نتواند به خوبی تفاوت اثر بریس بر نیروی تماس مفصلی به خصوص نیروی تماس مفصلی L5-S1 را نشان دهد. دامنه حرکتی تنه در صفحه ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال(۲۷, ۱۸, ۱۷, ۱۱) حین راه رفتن 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

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

پاشنه و پوش آف همـراه اسـت. در فـاز ضـربه پاشـنه، حرکت رو به جلوی تنه ناشی از اندازه حرکت تنه توسط عضلات اکستنسور تنه و عضله گلوتئـوس مـاگزیموس کنترل می‌شود که این عضلات به صـورت اکسـتنریک فعال شده و از نیروهای وارد بر کمـر حـین فـاز ضـربه پاشنه می‌کاهند(۲۸). در بیمـاران اسـکولیوز محـدودیت حرکتی ایجاد شده توسط ارتز، توانایی این عضـلات در جذب ضربه را کاهش داده و در نتیجه نیرو را مسـتقیما به مفصل وارد می‌سـازند؛ بنـابراین پیشـنهاد مـی‌شـود تحقیقات بعدی با هدف بررسی اثر سرعت راه رفتن بـر نیروهای تماس مفصـلی حـین راه رفـتن بـا ارتـز و در مقایسه با گروه سالم بررسی شود.

بریس بوستون به جز دامنه حرکتی L5-S1 و قلـه اول و دوم نیروی عکس العمل زمین، هیچ گونه اثـر معنـی داری بـر کینتیـک و کینماتیـک راه رفـتن بیمـاران اسکولیوز در سرعت معمولی راه رفـتن نـدارد؛ بنـابراین استفاده از بریس بوستون هنگـام راه رفـتن بـا سـرعت معمولی هیچ گونه اثر منفی بر مفاصل انـدام تحتـانی و مفصل L5-S1 ندارد.

سپاسگزاری:

بدینوسیله از همکاری صمیمانه آزمودنی‌ها و والدینشان خاطر شرکت در تحقیق تشکر و قدردانی می شود.

References:

1.Arnold H. Etiology and pathogenesis of spinal abnormalities in the growing period juvenile kyphosis and scoliosis. Monatsschrift fur kinderheilkunde 1957;105:61-5.

2.Stokes IA. Axial rotation component of thoracic scoliosis. J Orth Res1989; 7:702-8.

3.Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis prevalence and natural history. Ins Cour Lec1988; 38:115-28.

4.Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis a 50-year natural history study. Jama2003; 289:559-67.

5.Burwell R, Cole A, Cook T, Grivas T, Kiel A, Moulton A, et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis the nottingham concept. Acta Orth Belgica1991; 58:33-58.

6.Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. European Spine J2009; 18:512-21.

7.Haderspeck K, Schultz A. Progression of idiopathic scoliosis an analysis of muscle actions and body weight influences. Spine1981; 6:447-55.

8.Hsu JD, Michael J, Fisk J. Aaos atlas of orthoses and assistive devices. Elsevier Health Sci Publication.2008;P.130-8

9.Aulisa AG, Mastantuoni G, Laineri M, Falciglia F, Giordano M, Marzetti E, et al. Brace technology thematic series the progressive action short brace pasb. Scoliosis2012;7:6.

10.Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos NV. BRace technology thematic series the dynamic derotation brace. Scoliosis2010; 5:20.

11.Kramers DE, Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi e. gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. European Spine J 2004; 13:449-56.

12.Luk KD. Comment regarding gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. European Spine J. 2004;13:457-8.

13.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. Clini Biomech1998;13:52-8.

14.Chockalingam n, dangerfield ph, rahmatalla a, ahmed e-n, cochrane t. assessment of ground reaction force during scoliotic gait. European Spine J 2004; 13:750-4.

15.Chockalingam N, Rahmatalla A, Dangerfield P, Cochrane T, Ahmed EN, DovE J. Kinematic differences in lower limb gait analysis of scoliotic subjects. Stud Health Technol Inform 2001; 91:173-7.

16.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 J2012; 21:1936-41.

17.Wong M, Cheng C, Ng b, Lam T, Sin s, lee shum l, et al. the effect of rigid versus

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. Gait Pos 2008; 27:189-95.
18.Mahaudens P, Banse X, Detrembleur C. Effects of short term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. Gait Pos 2008; 28:703-7.
19.Wiernicka M, Kotwicki T, Kaczmarek D, Lochynski D. Postural stability in girls with idiopathic scoliosis. Scoliosis2010; 5: 36.
20.Beaulieu M, Toulotte c, Gatto L, Rivard CH, Teasdale N, Simoneau M, et al. Postural imbalance in non treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. European Spine J2009; 18:38-44.
21.Karimi M, Kavyani M. Scoliosis curve analysis with milwaukee orthosis based on open simm modeling. J Craniovert Junc Spine 2015; 6:125.
22.Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. European Spine J 2013; 22:2407-13.
23.Schizas C, Kramers I, Stussi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. European Spine J1998;7:95-8.
24.Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic kinetic and electromyographic data in normal adult gait. J Orth Res1989; 7:849-60.
25.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. Biomed Eng Ieee Trans2007; 54:1940-50.
26.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 J2013; 22:2399-406.
27.Karimi MT, Kavyani M, Etemadifar MR. Gait analysis in adolescent idiopathic scoliosis walking with boston brace. Scoliosis2014;9:24.
28.Oatis C. Kinesiology the mechanics and pathomechanics of human movement. North Am lippincott Williams Wilkins Publication. 2004; P. 1-66.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]

The Effect of Boston Brace on Lower Limb and L5-S1 Joint Contact Forces during Walking in Patients with Idiopathic Scoliosis

Jafarisarveolia A[1], Karimi M[1], Sharifmoradi K[2], Nadi A[1], Saljoughian P[1]*

(Received: February 27, 2016 Accepted: April 30, 2016)

Abstract:

Introduction: Scoliosis is a lateral curvature of the spine that affects walking in these patients. Using orthotics is one of the most common treatments for scoliosis patients. There is little knowledge about the effect of orthotics on joint contact forces during walking. Therefore the aim of this study was to assess the effect of Boston brace on lower limb and L5-S1 joint contact forces during walking in scoliosis patients.

Materials & methods: 5 girls with idiopathic scoliosis participated in this study. Qualysis motion analysis system and a Kistler forceplate were used to record data. SPSS software (independent t-test) was used to analyze data at the set point of 0.05.

Finding: The first (α=0.02) and second (α=0.04) peak of vertical ground reaction force were 18.8 and 20.05 N/BW respectively during walking with brace which was significantly greater than that of these forces during walking without brace. The excursion of the trunk in sagittal plane significantly decreased during walking with brace (α=0.02).

Discussion & conclusions: Boston brace did not affect gait kinetics and kinematics significantly in self-selected speed except L5-S1 range of motion and first and second vertical ground reaction forces. So Boston brace has no negative effect on lower limb joints and L5-S1 joint during walking with self-selected speed.

Keywords: Scoliosis, Boston brace, Joint contact force, Gait

1. Dept of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2. Dept of Sport Sciences, Faculty of Human Sciences, Kashan University, Kashan, Iran
** Correspondin author Email: jafari. op@gmail.com*

Scientific Journal of Ilam University of Medical Sciences

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2025-12-22]

[DOI: 10.29252/sjimu.25.3.90]