بررسی عملکرد یک فرد مبتلا به اسکولیوز در راه رفتن با و بدون ارتز

مهسا کاویانی بروجنی*، محمد تقی کریمی[1]، اعظم ابراهیمی[2]

گزارش موردی

چکیده

مقدمه: اسکولیوز (Scoliosis)، یکی از ناهنجاری‌های سیستم اسکلتی- عضلانی است که بر عملکرد فرد طی راه رفتن و ایستادن اثرگذار است. اطلاعات کمی در مورد تأثیر ارتز بر پارامترهای تعادل و راه رفتن بیماران اسکولیوزی وجود دارد، بنابراین هدف از مطالعه حاضر، بررسی پارامترهای ذکر شده بود.

گزارش مورد: در مطالعه حاضر یک دختر ۸ ساله مبتلا به اسکولیوز شرکت داده شد. این بیمار دارای انحنای اسکولیوزی با شدت ۲۹ درجه بوده و رأس انحنا در سطح T_8 قرار گرفته بود. پارامترهای راه رفتن و تعادل بیمار با و بدون استفاده از ارتز با استفاده از سیستم آنالیز گیت مجهز به ۷ دوربین و صفحه فشار (Kistler force plate) بررسی شد. ضمن آن‌که طول تاندون عضلات ارکتور اسپاین و عضلات مایل شکمی داخلی و خارجی هنگام راه رفتن توسط نرم‌افزار Open- SIMM مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: به نظر می‌رسد ارتز باعث بهبود عملکرد بیماران حین راه رفتن و ایستادن می‌شود، ضمن آن‌که باعث کشش عضلات پاراسپینال در سمت تقعر انحنای اسکولیوزی می‌شود.

نتیجه‌گیری: ارتز باعث تنظیم راستای ستون فقرات و بهبود عملکرد بیمار در راه رفتن و ایستادن می‌شود. از آن‌جا که ارتز باعث افزایش طول عضلات پاراسپینال می‌شود، بنابراین می‌توان استنباط کرد که ارتز می‌تواند باعث اصلاح انحنای اسکولیوزی شود.

کلید واژه‌ها: ارتز، طول تاندون، گیت، اسکولیوز

ارجاع: کاویانی بروجنی مهسا، کریمی محمد تقی، ابراهیمی اعظم. **بررسی عملکرد یک فرد مبتلا به اسکولیوز در راه رفتن با و بدون ارتز.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۱؛ ۸ (۸): ۱۴۱۲-۱۴۰۳.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۲ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۱۲/۱۶

مقدمه

اسکولیوز نوعی ناهنجاری در ستون فقرات می‌باشد که با انحراف جانبی و چرخش مهره‌ها همراه است (۲، ۱)؛ در حالی که تنها در ۲۰-۱۵ درصد از موارد اسکولیوز، علت اصلی و آغازگر این ناهنجاری شناخته شده است، ولی در اکثر موارد علت آن ناشناخته باقی می‌ماند که از سال ۱۹۲۲ به آن اسکولیوز ایدیوپاتیک (Idiopathic) گفته می‌شود. مطالعات نشان می‌دهد، اسکولیوز ایدیوپاتیک بر اساس شدت دفورمیتی (بدشکلی)، بروزی بین ۰/۲ تا ۳ درصد دارد. عدم تقارن در فعالیت سیستم عصبی مرکزی و یا ضعف عضلات پاراسپینال در یک سمت انحنای اسکولیوزی به عنوان علل احتمالی این بیماری بیان شده‌اند (۹-۳).

* دانشجوی کارشناسی ارشد،گروه ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات اسکلتی- عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: mahsakaviani@ymail.com

۱- استادیار، گروه ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات اسکلتی- عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات اسکلتی- عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

بر اساس شدت دفورمیتی و بلوغ اسکلتی بیمار، روش‌های درمانی مختلفی برای اصلاح انحنای اسکولیوزی به کار می‌رود که شامل: روش‌های نگهدارنده مثل فیزیوتراپی، استفاده از بریس، کاردرمانی، گچ‌گیری و کشش عضلات و نیز روش‌های جراحی مختلف می‌باشد (۱۵-۱۰). یکی از ارتزهای پرکاربرد در درمان اسکولیوز، ارتز میلواکی (Milwaukee) است که دارای مکانیسم کشش عضلات و سیستم سه نقطه فشار می‌باشد و توسط Blount و Schmidt برای اولین بار در سال ۱۹۴۶ در کنفرانس انجمن جراحان ارتوپد آمریکا معرفی شد و و سپس جزئیات آن در سال ۱۹۷۳ توسط Moe شرح داده شد (۱۲). عملکرد بیماران مبتلا به اسکولیوز حین ایستادن و راه رفتن متفاوت از عملکرد افراد سالم است (۲۰-۱۶، ۴، ۳).در برخی از مطالعات بیان شده است که چون اسکولیوز یک اختلال عصبی است، بنابراین می‌تواند بر سیستم کنترل کننده راه رفتن و تعادل اثرگذار باشد (۷).

بر اساس مطالعه Chen و همکاران، میزان تعادل وضعیتی (Postural stability) در بیماران اسکولیوزی ضعیف‌تر از افراد سالم است .در این مطالعه نشان داده شد، بیماران مبتلا به اسکولیوز تعادل کمتری نسبت به افراد سالم دارند که با افزایش نوسان قامت (Sway) نسبت به افراد سالم مشخص می‌شود (۱۶). از لحاظ متغیرهای راه رفتن نیز تفاوت چندانی بین افراد سالم و بیماران مبتلا به اسکولیوز وجود ندارد (۲۲، ۲۱، ۱۸، ۳). هر چند به نظر می‌رسد تقارن نیروهای اعمال شده بر دو اندام تحتانی تحت تأثیر دفورمیتی اسکولیوز قرار می‌گیرد (۲۲) و در برخی از تحقیقات بیان شده است که الگوی اعمال نیروهای وارد آمده بر دو اندام تحتانی در این بیماران دارای عدم تقارن می‌باشد، ولی ارتباط بین الگوی اعمال نیروها، جهت و بزرگی انحنای اسکولیوزی و جهت چرخش مهره‌ها در هیچ یک از مطالعات مورد بررسی قرار نگرفته است (۲۰). بنابراین همان طور که تأثیر اسکولیوز بر ظاهر و از لحاظ زیبایی بسیار مورد توجه است، تأثیر این ناهنجاری بر عملکرد فرد هم باید مورد توجه و بررسی قرار گیرد. بنابراین سؤالی که در این رابطه مطرح می‌شود این است که آیا ارتز به عنوان یک مداخله درمانی مهم در این بیماران می‌تواند باعث بهبود الگوی راه رفتن و تعادل بیماران شود یا خیر؟ هدف مطالعه حاضر، بررسی تأثیر ارتز بر الگوی راه رفتن و تعادل یک بیمار مبتلا به اسکولیوز بود.

گزارش مورد

در مطالعه حاضر یک دختر ۸ ساله مبتلا به اسکولیوز شرکت داده شد. این بیمار دارای انحنای اسکولیوزی با شدت ۲۹ درجه بوده و بخش محدب انحنا در سمت چپ ناحیه توراسیک و رأس آن در سطح مهره T_8 واقع شده بود. بر اساس ملاحظات اخلاقی تصویب شده در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و با گرفتن رضایت‌نامه از والدین بیمار، تست‌گیری از بیمار صورت گرفت.

تجهیزات

از یک صفحه نیروی Kistler برای آنالیز تعادل فرد در دو وضعیت با و بدون استفاده از ارتز و به منظور ثبت نیروهای اعمال شده به اندام‌ها حین راه رفتن استفاده شد. همچنین از سیستم آنالیز سه بعدی گیت مجهز به ۷ دوربین برای ثبت حرکات بدن استفاده شد. تنه و اندام‌های تحتانی بیمار به کمک نرم‌افزار Visual 3D (تولید شرکت C-motion) بازسازی شد. این نرم‌افزار برای محاسبه تغییر زوایای تنه و مفاصل پلویس، هیپ، زانو و مچ پا حین راه رفتن هم به کار می‌رود. از نرم‌افزار Open-SIMM (نسخه ۳) هم به منظور مدل کردن سیستم اسکلتی- عضلانی بیمار در دو وضعیت با و بدون استفاده از ارتز بهره گرفته شد.

پارامترها

نیروی اعمال شده به هر دو اندام راست و چپ، گشتاورهای عبوری از اندام‌های تحتانی و تنه، کینماتیک تنه و طول فیبرهای عضلات تنه پارامترهایی هستند که در این مطالعه برای تحلیل نهایی انتخاب شدند. داده‌ها توسط فیلتر پایین‌گذر Butterworth در فرکانس ۶ هرتز فیلتر شدند. تعادل بیمار با تحلیل پارامترهای نوسانات مرکز فشار مورد ارزیابی قرار گرفت. پارامترها با استفاده از معادلات زیر محاسبه گردید.

معادله ۱ $$COPEAP\ (mm) = X_{max} - X_{min}$$

معادله ۲ $$COPEML\ (mm) = Y_{max} - Y_{min}$$

معادله ۳ $$PLAP\ (mm) = \sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2}$$

معادله ۴ $$PLAP\ (mm) = \sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2}$$

در این معادلات، COPEAP، COPEML، PLAP و PLML به ترتیب دامنه نوسانات مرکز فشار در صفحه طولی، دامنه نوسانات مرکز فشار در صفحه جانبی، طول مسیر مرکز فشار در صفحه طولی و طول مسیر مرکز فشار در صفحه جانبی هستند. از بیمار خواسته شد که بر روی صفحه نیرو به مدت یک دقیقه بایستد. داده‌های به دست آمده از ۱۵ ثانیه اول و آخر تست‌گیری حذف شد و داده‌های حاصل از ۳۰ ثانیه برای تحلیل نهایی مورد استفاده قرار گرفتند. تفاوت بین میانگین پارامترهای ذکر شده حین راه رفتن و ایستادن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز با استفاده از تست آماری Two sample t test با نقطه معنی‌دار ۰/۰۵ مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین سرعت راه رفتن، کادنس و طول قدم بیمار طی راه رفتن بدون استفاده از ارتز به ترتیب برابر با ۸۵ متر بر دقیقه، ۱۰۴ قدم در دقیقه و ۱/۲۶ متر و هنگام راه رفتن با استفاده از ارتز به ترتیب برابر با ۷۹/۲ متر بر دقیقه، ۹۸ قدم در دقیقه و ۱/۳۹ متر می‌باشد. (تفاوت معنی‌داری در مقادیر سرعت راه رفتن و طول گام در دو وضعیت وجود داشت). میانگین مقادیر نیروی اعمال شده بر دو اندام تحتانی راست و چپ هنگام راه رفتن در دو وضعیت با و بدون استفاده از ارتز در جدول ۱ نشان داده شده است. همان طور که دیده می‌شود، تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین پیک اول و دوم نیروی اعمال شده عکس‌العمل زمین بر اندام وجود دارد (P = ۰/۰۵)، هر چند که پوشیدن ارتز باعث بهبود نیروی عمودی اعمال شده بر اندام چپ می‌شود و عدم تقارن نیروی اعمالی بر دو اندام را کاهش داده است.

میانگین پارامترهای کینماتیکی پلویس، لومبار و مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در جداول ۲، ۳ و ۴ نشان داده شده است. همان طور که در این جداول دیده می‌شود، تفاوت چندانی بین دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در دو سمت راست و چپ وجود ندارد. هر چند میزان ابداکشن/ اداکشن و چرخش مفصل هیپ به دنبال استفاده از ارتز میلواکی کاهش می‌یابد (P < ۰/۰۵).

جدول ۵ نتایج نهایی تحلیل ثبات بیمار را در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز به طور خلاصه نشان می‌دهد. همان طور که دیده می‌شود، اگر چه تعادل بیمار حین ایستادن با استفاده از ارتز میلواکی بهبود پیدا کرده است، ولی تفاوت چندانی در اغلب متغیرهای تعادل در دو وضعیت وجود ندارد. طول تاندون عضلات ارکتور اسپاین و عضلات مایل داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، یکی دیگر از متغیرهای بررسی شده در این مطالعه می‌باشد. همان طور که دیده می‌شود، استفاده از ارتز میلواکی باعث کشیده شدن تاندون

جدول ۱. نیروی اعمال شده بر اندام‌های تحتانی هنگام راه رفتن با و بدون استفاده از ارتز

پارامتر	Fx	Fy_1	Fy_2	Fz_1	Fz_2	Fz_3
راه رفتن بدون ارتز						
راست	۵۰/۸ ± ۵/۱۴	۷۱/۲ ± ۱۹/۸	۱۳۳ ± ۷/۵	۲۳/۳±۴۷۹/۳	۳۱/۹±۳۶۴/۶	۱۹/۴±۵۸۴/۵
چپ	۳۷/۵ ± ۱۰/۶	۴۷/۷۵ ± ۳/۲	۱۵۹ ± ۷/۱	۲۶±۴۰۷/۳۳	۱۳±۳۴۱/۵	۱۳/۷±۵۴۲/۵
P	۰/۱۴۹	۰/۰۸۰	۰/۰۲۰	۰/۰۱۶	۰/۱۵۰	۰/۰۳۰
راه رفتن با ارتز						
راست	۴۴/۳ ± ۱۶/۴	۵۴ ± ۵/۲	۱۳۵ ± ۹/۲	۵۱۱ ± ۱۱/۱۳	۴۰۷ ± ۱۳/۵	۶۱۲/۳ ± ۱۸/۷
چپ	۴۱ ± ۵/۳	۶۵ ± ۵/۵۶	۱۲۱ ± ۶/۹	۴۸۰ ± ۳۲/۴	۴۳۰ ± ۵/۸	۵۸۸ ± ۴۲/۵
P	۰/۳۲۲	۰/۰۳۰	۰/۰۵۰	۰/۱۲۰	۰/۰۳۹	۰/۲۱۸

www.mui.ac.ir

جدول ۲. کینماتیک مفاصل هیپ و زانو طی راه رفتن با و بدون ارتز

پارامتر	فلکشن / اکستنشن ران	ابداکشن / اداکشن ران	چرخش ران	فلکشن / اکستنشن زانو	ابداکشن / اداکشن زانو	چرخش زانو
راه رفتن بدون ارتز						
راست	۳۸/۲ ± ۴/۵	۱۱/۶۶ ± ۲/۱	۸/۵ ± ۰/۸۵	۶۱/۳۳ ± ۷/۶	۹/۵۳ ± ۱/۲	۲۷/۶ ± ۱۹/۴
چپ	۴۷ ± ۵/۶	۱۲ ± ۱/۱۴	۱۳/۲ ± ۱۱	۵۸/۵ ± ۲۱/۲	۹/۳ ± ۱/۵	۱۶/۵ ± ۰/۷
P	۰/۱۰۰	۰/۴۲۲	۰/۳۲۲	۰/۲۹۰	۰/۴۲۰	۰/۲۱۰
راه رفتن با ارتز						
راست	۳۴/۵ ± ۰/۷	۱۲/۷ ± ۰/۴۲	۱۴/۵ ± ۰/۷	۵۸/۵ ± ۱	۱۲/۱ ± ۱/۲۷	۱۷/۵ ± ۰/۶۳
چپ	۳۴/۶ ± ۰/۵۶	۸/۳۵ ± ۰/۴۹	۱۰/۵ ± ۰/۵۶	۵۷/۸ ± ۱/۱۳	۱۲/۸۵ ± ۱/۲	۱۵/۸۵ ± ۱/۲
P	۰/۴۴۰	۰/۰۰۵	۰/۰۱۴	۰/۲۴۰	۰/۳۰۰	۰/۱۲۰

جدول ۳. کینماتیک مفصل مچ پا هنگام راه رفتن با و بدون ارتز

پارامترها	فلکشن / اکستنشن مچ پا	ابداکشن / اداکشن مچ پا	چرخش مچ پا
راه رفتن بدون ارتز			
راست	۳۰/۲۳ ± ۳/۷	۲۱/۹ ± ۱۳/۷	۲۲/۸۳ ± ۲۰/۵
چپ	۲۹/۷ ± ۴/۳	۲۱/۸ ± ۱۴	۲۳ ± ۱۹/۸
P	۰/۴۳۰	۰/۴۹۰	۰/۴۹۹
راه رفتن با ارتز			
راست	۳۲/۷ ± ۱/۰۶	۱۲/۶۵ ± ۰/۵	۱۳/۱ ± ۰/۷
چپ	۲۲/۵ ± ۰/۷	۱۲/۳۵ ± ۰/۴۹	۱۰/۹ ± ۰/۱۴
P	۰/۰۰۰	۰/۳۰۰	۰/۰۶۰

جدول ۴. دامنه حرکتی پلویک و لومبار هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز

پارامترها	فلکشن / اکستنشن پلویک	ابداکشن / اداکشن پلویک	چرخش پلویک	فلکشن / اکستنشن لومبار	ابداکشن / اداکشن لومبار	چرخش لومبار
با ارتز	۴/۸۵ ± ۱/۴۸	۲/۱ ± ۸/۴۸	۱۳/۹ ± ۲/۳	۲/۱۵ ± ۰/۲۱۲	۱/۶۲ ± ۰/۳۸	۳/۱۵ ± ۰/۰۷
بدون ارتز	۹ ± ۰/۷	۷/۴۸ ± ۴/۴۵	۲۲/۵ ± ۰/۰	۷/۹ ± ۲/۴	۵/۳ ± ۱/۹	۱۲/۶ ± ۱/۷۵
P	۰/۰۵۰	۰/۱۶۵	۰/۰۵۰	۰/۰۳۰	۰/۰۵۰	۰/۰۳۰

جدول ۵. تعادل بیمار اسکولیوزی هنگام ایستادن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز

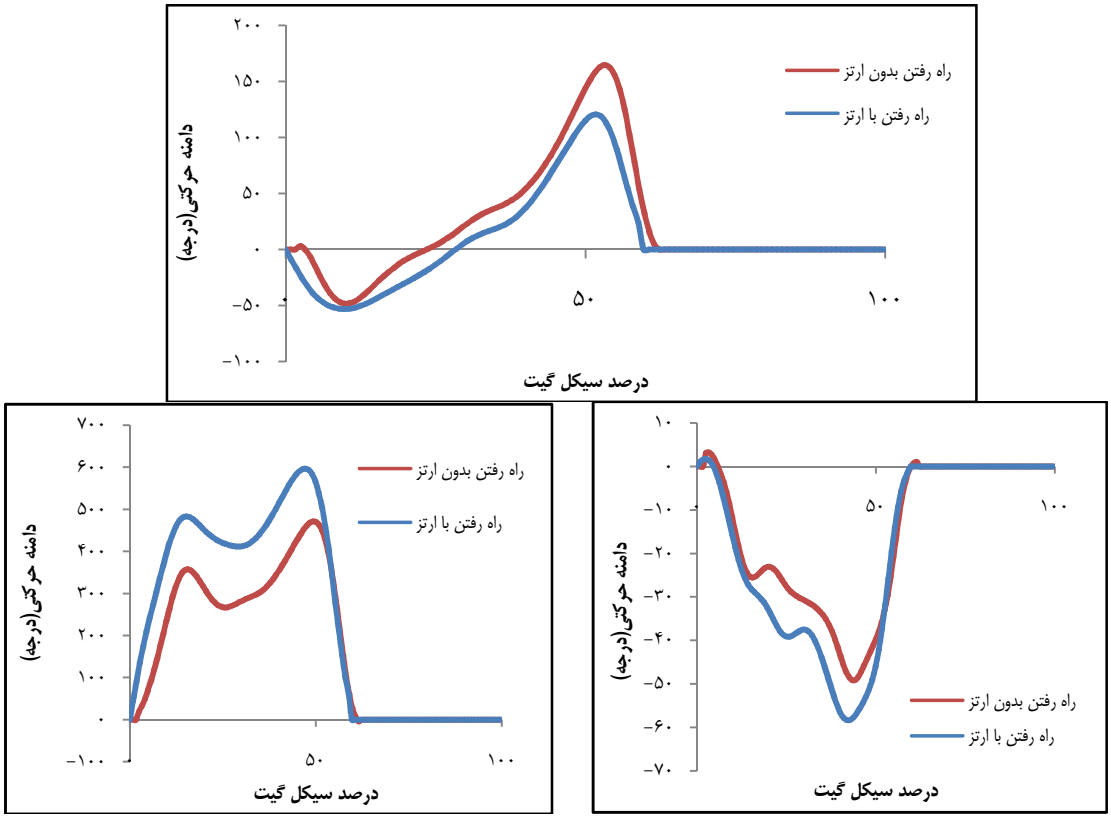
پارامترها	Path length AP (mm)	Path length ML (mm)	COP excursion AP (mm)	COP excursion ML(mm)
ایستادن با ارتز	۱۵۰۴/۱۶ ± ۲۷۲/۳	۹۹۹/۸ ± ۱۶۵/۷۲	۱۲/۴ ± ۲/۸	۱۴/۳ ± ۱
ایستادن بدون ارتز	۱۳۶۰/۶۶ ± ۸۳/۷۲	۱۳۸۴/۹ ± ۴۱۱	۱۶/۵ ± ۲/۵۶	۱۹/۹ ± ۹/۳
P	۰/۲۱۰	۰/۱۲۰	۰/۰۵۰	۰/۱۹۰

AP: Antroposterior ML: Mediolateral COP: Center of pressure

عضلات در سمت راست و بهینه شدن طول عضلات می‌شود. هر چند تنها، مقدار تغییر طول عضله مایل خارجی قابل ملاحظه است (جدول ۶). اشکال ۱، ۲، ۳ و ۴ نیروی اعمالی شده به اندام‌ها، حرکات مفصل هیپ و حرکات ناحیه لومبار و طول تاندون عضله ارکتور اسپاین را هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز نشان می‌دهد.

جدول ۶. طول عضلات تنه هنگام راه رفتن با و بدون استفاده از ارتز

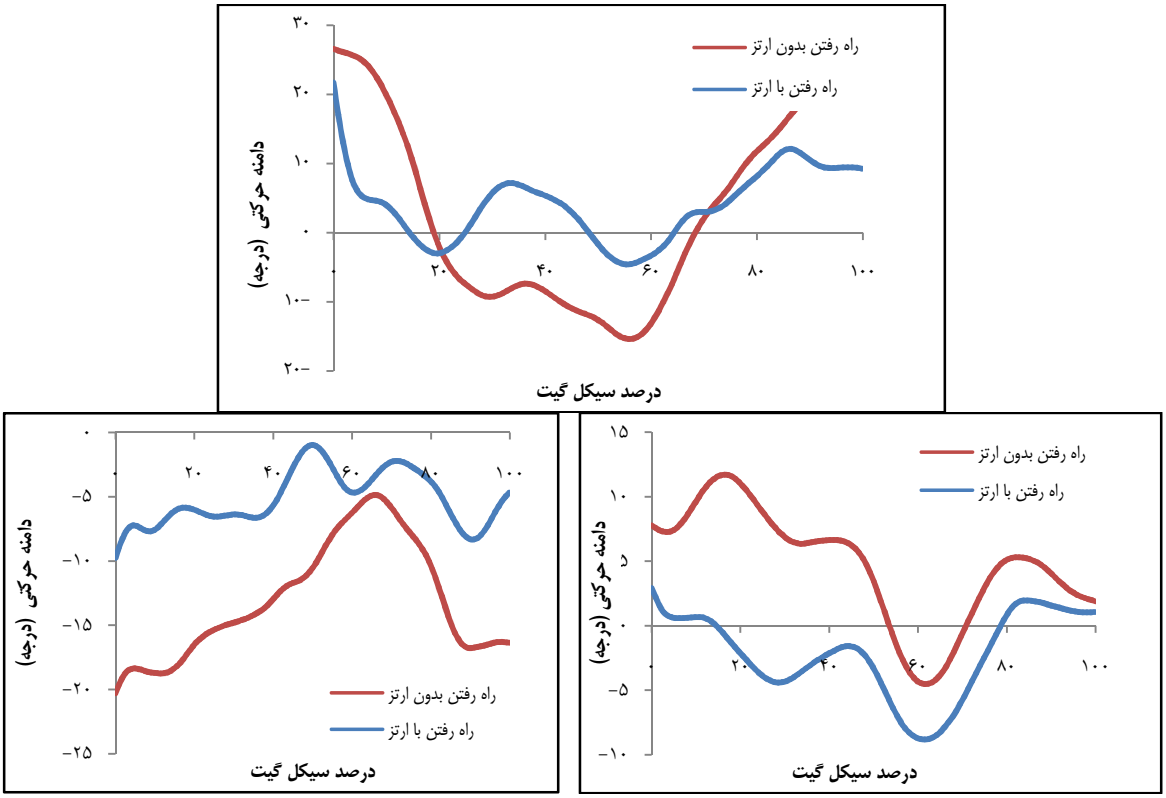
پارامترها	عضله ارکتوراسپاین در سمت چپ ستون مهره‌ها	عضله ارکتوراسپاین در سمت راست ستون مهره‌ها	عضله مایل داخلی در سمت راست ستون مهره‌ها	عضله مایل داخلی در سمت چپ ستون مهره‌ها	عضله مایل خارجی در سمت راست ستون مهره‌ها	عضله مایل خارجی در سمت چپ ستون مهره‌ها
راه رفتن بدون ارتز	۱۲۲/۱۸ ± ۱۴/۷۳	۱۱۶/۹ ± ۱۰/۹	۱۱۱/۹ ± ۵/۸	۱۱۷/۶ ± ۷/۳	۱۴۴/۸ ± ۳/۸	۱۵۲/۹ ± ۳
راه رفتن با ارتز	۱۳۳/۲۹ ± ۱/۴	۱۳۵/۹ ± ۳/۵	۱۲۰/۴ ± ۳/۷	۱۰۷/۸ ± ۰/۳	۱۵۲/۸ ± ۳/۵۳	۱۴۸/۳ ± ۰/۹۲
P			۰/۱۲۰	۰/۱۵۰	۰/۰۸۰	۰/۱۲۲



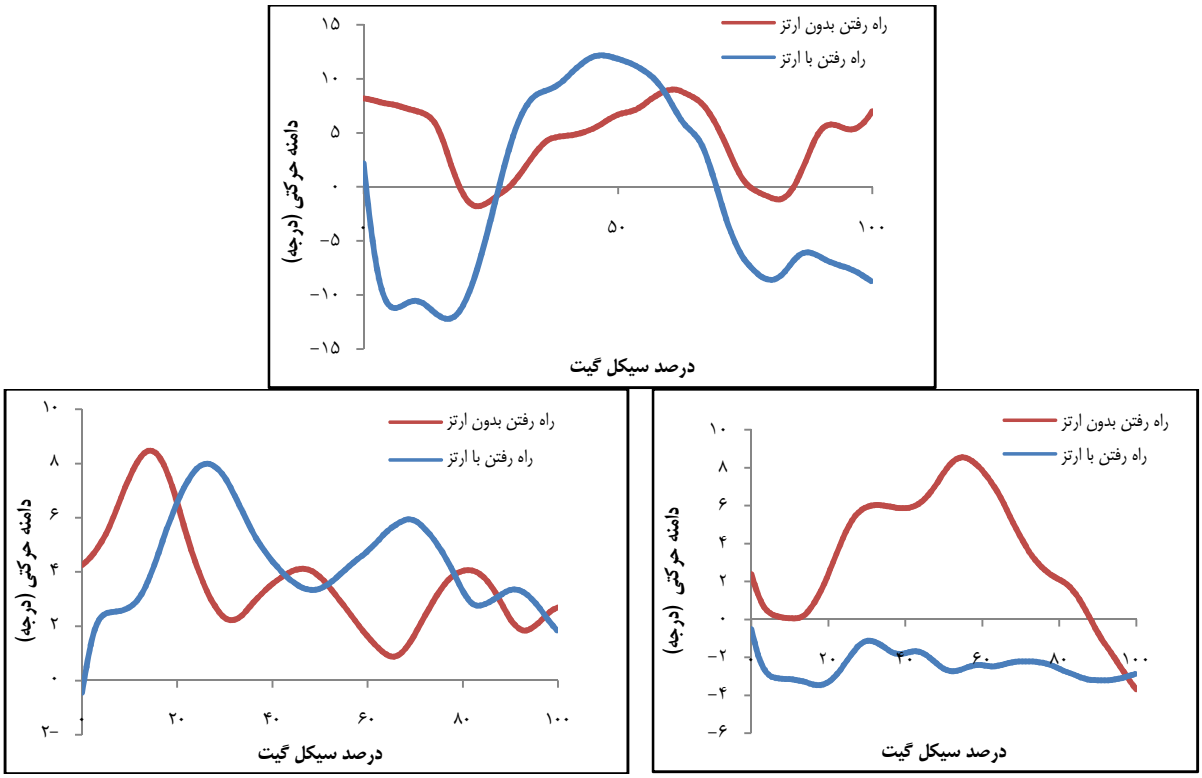
شکل ۱. نیروی اعمال شده بر اندام هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز

بحث

با این‌که نتایج مطالعات قبلی نشان می‌دهد هنگام راه رفتن نیروی یکسانی بر دو اندام راست و چپ بیماران مبتلا به اسکولیوز وارد نمی‌شود و به عبارت دیگر، الگوی راه رفتن این بیماران دارای عدم تقارن است (۲۱، ۲۰، ۱۸، ۳)، ولی در این مطالعات رابطه بین شدت انحنای اسکولیوزی و عدم تقارن متغیرهای راه رفتن مورد بررسی قرار نگرفته است. همچنین به نظر می‌رسد متغیرهای کینماتیکی راه رفتن در دو سمت راست و چپ تفاوت چندانی با هم ندارند (۲۱-۱۹، ۱۷). تحقیقات محدودی به بررسی تأثیر ارتز بر متغیرهای تعادل بیماران پرداخته‌اند. همچنین هیچ یک از مطالعات به بررسی تأثیر ارتز بر طول تاندون عضلات اسپینال نپرداخته‌اند. بنابراین هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر ارتز بر الگوی راه رفتن و تعادل یک بیمار مبتلا به اسکولیوز و نیز بررسی طول

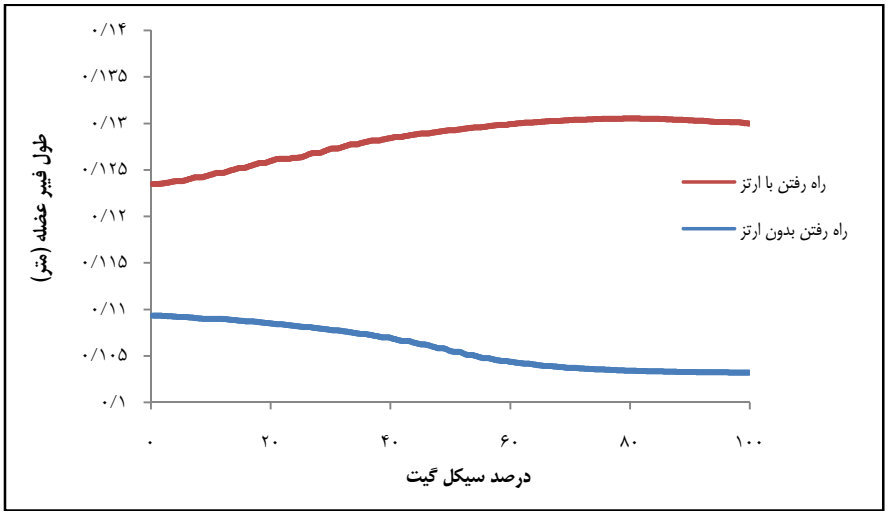


شکل ۲. حرکات مفصل هیپ هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز



شکل ۳. حرکات ناحیه لومبار هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز

www.mui.ac.ir



شکل ۴. طول عضله ارکتور اسپاین هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز

تاندون عضلات اسپینال به دنبال استفاده از ارتز بود.

همان طور که در جدول ۱ دیده می‌شود، نیروهای عمودی اعمال شده بر اندام راست و چپ حین راه رفتن با استفاده ازارتز به طور تقریبی یکسان هستند، هر چند حداکثر نیروی اعمال شده بر دو اندام راست و چپ هنگام راه رفتن بدون ارتز با یکدیگر فرق دارند. بنابراین می‌توان استنباط کرد که پوشیدن ارتز باعث افزایش تقارن نیروی عمودی عکس‌العمل زمین اعمالی بر دو اندام می‌گردد. هر چند لازم است عدم تقارن نیروهای اعمالی در دو جهت قدامی- خلفی هم مورد ارزیابی قرار گیرد. بر اساس نتایج مطالعات مختلف، نیروی قدامی- خلفی دارای دو میزان حداکثر (Peak)، شامل دو نیروی Breaking و Progression است. در افراد طبیعی، مقدار نیروی Breaking برابر با نیروی Progression می‌باشد و به طور تقریبی برابر با ۲۰-۱۵ درصد وزن بدن شخص است (۲۵-۲۳)، ولی در این بیمار تفاوت زیادی بین نیروی Progression (Fy_2) و نیروی Breaking (Fy_1) در هر دو سمت راست و چپ وجود دارد. این به این معنا است که نیروی اعمال شده بر اندام از زمان برخورد پاشنه تا بلند شدن انگشتان از زمین تغییر می‌کند. این عدم تقارن در الگوی راه رفتن منجر به افزایش فعالیت عضلات شده و انرژی مصرف شده طی راه رفتن را افزایش می‌دهد. نکته جالب این‌که استفاده از ارتز باعث تغییر در حداکثر مقادیر نیروی قدامی- خلفی نمی‌شود.

مانند نتایج مطالعات قبلی، در این مطالعه هم نشان داده شد که کینماتیک مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در دو سمت راست و چپ هنگام راه رفتن با و بدون استفاده از ارتز تفاوت چندانی با هم ندارند (۲۱، ۱۸). هر چند حرکات پلویس و لومبار تحت تأثیر ارتز قرار می‌گیرد. از آن‌جایی که اسکولیوز با کمی عدم تقارن در کینماتیک پلویس و لومبار همراه است، بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از ارتز باعث کاهش عدم تقارن حرکات پلویس و لومبار می‌شود. جدول ۵ تعادل بیماران را حین ایستادن، با و بدون استفاده از ارتز میلواکی نشان می‌دهد. همان طور که دیده می‌شود، تعادل بیماران با استفاده از ارتز افزایش یافته است، اما تفاوت بسیاری از متغیرها در مقایسه با وضعیت بدون ارتز به لحاظ آماری معنی‌دار نیست. علت اصلی افزایش تعادل بیمار، بهبود راستای ستون فقرات به دنبال استفاده از ارتز می‌باشد (۲۶). به عبارت دیگر، استفاده از ارتز باعث عمودی‌تر قرار گرفتن سر در امتداد پلویس می‌شود (۲۷). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از ارتز باعث افزایش تعادل بیمار طی ایستادن آرام می‌گردد.

طول تاندون عضلات ارکتور اسپاین، عضله مایل خارجی و داخلی شکمی از دیگر متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه بودند. در هیچ یک از مطالعات قبلی تأثیر ارتز بر طول تاندون عضلات ستون مهره مورد بررسی قرار نگرفته بود. آن گونه که

در جدول ۶ نشان داده شده است، طول عضلات ذکر شده در دو سمت راست و چپ با استفاده از ارتز یکسان است و این به بدین معنا است که ارتز باعث کشیدگی عضلات منقبض شده در سمت تقعر انحنای اسکولیوزی شده و یک نیروی اصلاحی تولید می‌کند. بنابراین می‌توان این‌طور استنباط کرد که ارتز باعث بهینه شدن طول تاندون عضلات حین راه رفتن می‌شود. هر چند ضعف یک طرفه و غیر طبیعی بودن عضلات تنه و یا عدم تقارن در فعالیت مایوالکتریک این عضلات به عنوان علل اصلی اسکولیوز بیان شده‌اند، ولی مدارک کمی برای اثبات این فرضیه وجود دارد. نیروی تولید شده توسط عضلات و طول فیبرهای عضلات اسپینال را می‌توان به وسیله نرم‌افزار Open-SIMM مورد ارزیابی قرار داد. بنابراین پیشنهاد می‌گردد در مطالعات بعدی این پارامترها مورد بررسی قرار گیرد.

همچنین محدودیت این مطالعه آن است که پژوهش از نوع مورد- شاهدی بود و نتایج مطالعه قابلیت تعمیم به تمام بیماران اسکولیوزی را ندارد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که کینماتیک ستون فقرات در بیمار مبتلا به اسکولیوز هنگام راه رفتن با استفاده از ارتز بهبود می‌یابد. همچنین ارتز باعث کشیدگی عضلات منقبض می‌شود. هر چند عدم تقارن بین نیروهای اعمالی شده بر اندام (نه بین دو اندام راست و چپ) مسأله دیگری است که در این بیماران باید مورد توجه قرار گیرد.

References

1. Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J. Scoliosis: incidence and natural history. A prospective epidemiological study. J Bone Joint Surg Am 1978; 60(2): 173-6.
2. Ma X, Zhao B, Lin QK. Investigation on scoliosis incidence among 24,130 school children. Zhonghua Liu Xing Bing Xue Za Zhi 1995; 16(2): 109-10. [In Chinese].
3. Hopf C, Scheidecker M, Steffan K, Bodem F, Eysel P. Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern. Eur Spine J 1998; 7(1): 6-11.
4. Gelalis ID, 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. Eur Spine J 2012; 21(10): 1936-41.
5. Haderspeck K, Schultz A. Progression of idiopathic scoliosis: an analysis of muscle actions and body weight influences. Spine (Phila Pa 1976) 1981; 6(5): 447-55.
6. Mattson G, Haderspeck-Grib K, Schultz A, Nachemson A. Joint flexibilities in structurally normal girls and girls with idiopathic scoliosis. J Orthop Res 1983; 1(1): 57-62.
7. Nachemson AL, Sahlstrand T. Etiologic factors in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 1977; 2(3): 176-84.
8. Portillo D, Sinkora G, McNeill T ,Spencer D, Schultz A. Trunk strengths in structurally normal girls and girls with idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976) 1982; 7(6): 551-4.
9. Reuber M, Schultz A, McNeill T, Spencer D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. Spine (Phila Pa 1976) 1983; 8(5): 447-56.
10. de Mauroy JC, Lecante C, Barral F. "Brace Technology" Thematic Series - The Lyon approach to the conservative treatment of scoliosis. Scoliosis 2011; 6: 4.
11. Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos NV. Brace technology thematic series: the dynamic derotation brace. Scoliosis 2010; 5: 20.
12. Moe JH. Indications for Milwaukee brace non-operative treatment in idiopathic scoliosis. Clin Orthop Relat Res 1973; (93): 38-43.
13. Tavernaro M, Pellegrini A, Tessadri F, Zaina F, Zonta A, Negrini S. Team care to cure adolescents with braces (avoiding low quality of life, pain and bad compliance): a case-control retrospective study. 2011 SOSORT Award winner. Scoliosis 2012; 7(1): 17.
14. 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.
15. Weiss HR, Negrini S, Rigo M, Kotwicki T, Hawes MC, Grivas TB, et al. Indications for conservative management of scoliosis (SOSORT guidelines). Stud Health Technol Inform 2008; 135: 164-70.
16. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI ,Hang YS. The postural stability control and gait pattern of

idiopathic scoliosis adolescents. Clin Biomech (Bristol , Avon) 1998; 13(1 Suppl 1): S52-S58.
17. Chockalingam N, Rahmatalla A, Dangerfield P, Cochrane T, Ahmed e, Dove J. Kinematic differences in lower limb gait analysis of scoliotic subjects. Stud Health Technol Inform 2002; 91: 173-7.
18. Mahaudens P, Mousny M. Gait in adolescent idiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis. Stud Health Technol Inform 2010; 158: 101-6.
19. White AA, III. Kinematics of the normal spine as related to scoliosis. J Biomech 1971; 4(5): 405-11.
20. Kramers-de Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D, Stussi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. Eur Spine J 2004; 13(5): 449-56.
21. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. Eur Spine J 2009; 18(4): 512-21.
22. Lemmers LG, Sanders MM, Cool JC, Grootenboer HJ. The cause of axial rotation of the scoliotic spine. Clinical Biomechanics 1991; 6(3): 179-84.
23. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? J Biomech 1995; 28(6): 753-8.
24. Rose J, Gamble JG. Human walking. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. p. 234.
25. Rose J, Gamble JG. Human walking. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 1994. p. 263.
26. BLOUNT WP, SCHMIDT AC, KEEVER ED ,LEONARD ET. The Milwaukee brace in the operative treatment of scoliosis. J Bone Joint Surg Am 1958; 40-A(3): 511-25.
27. Noonan KJ, Weinstein SL, Jacobson WC, Dolan LA. Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am 1996; 78(4): 557-67.

The effects of Milwaukee orthosis on gait parameters in a Scoliotic subject

Mahsa Kaviani Boroujeni*, Mohammad Taghi Karimi[1], Azam Ebrahimi[2]

Case Report

Abstract

Introduction: Scoliosis is one of the musculoskeletal disorders which influence the performance of subjects during standing and walking. There is no enough information regarding the influence of orthosis on gait parameters and stability functions in scoliotic subjects, therefore the aim of this study is to investigate the effects of orthosis on the mentioned parameters.

Case Report: An 8 years old scoliotic girl was recruited in this study. She walked and stood with and without Milwaukee orthosis. Joint movements and force applied on the leg were measured using motion analysis system and Kistler faceplate. The length of erector spine, external oblique and internal oblique abdominalis tendons was evaluated during walking with and without orthosis by use of Open SIMM software

Results: The orthosis seems to improve the performance of subjects during standing and walking. Moreover it stretches the contracted muscles on the concave side of vertebral column.

Conclusion: The orthosis can align the vertebral column and improve subject abilities to stand and walk. As the length of vertebral column muscles increases following the use of orthosis, it can be concluded that it influences on the curve correction.

Keywords: Orthosis, Tendon length, Gait, Scoliosis

Citation: Kaviani Boroujeni M, Karimi MT, Ebrahimi A. **The effects of Milwaukee orthosis on gait parameters in a Scoliotic subject.** J Res Rehabil Sci 2013; 8(8): 1403-12.

Received date: 20/02/2013 Accept date: 06/03/2013

* MSc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponding Author) Email: mahsakaviani@ymail.com
1- Assistant Professor, Department of Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- MSc Student, Department of Orthotics and Prosthetics, Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran