

# تحلیل تغییرات طول و نیروی تولیدی برخی از عضلات تنه در یک بیمار مبتلا به اسکولیوز

ایدیوپاتیک هنگام راه رفتن با ارتز میلوآکی با استفاده از نرم افزار –Open-SIMM:

## پژوهش موردی

محمد تقی کریمی<sup>۱</sup>، مهسا کاویانی بروجنی<sup>\*</sup>

### گزارش مورد

#### چکیده

**مقدمه:** اسکولیوز یک ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات است که با انحراف جانبی و چرخش مهره‌ها همراه است. روش‌های مختلفی برای ارزیابی فعالیت عضلات تنه بیماران طی استفاده از ارتز هنگام راه رفتن به کار رفته است هر چند چگونگی تأثیر ارتز بر طول و نیروی تولید شده توسط عضلات تنه تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر ارتز میلوآکی بر طول و نیروی تولید شده توسط برخی عضلات تنه در یک بیمار مبتلا به اسکولیوز هنگام راه رفتن می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** یک دختر ۱۲ ساله دچار اسکولیوز در این مطالعه شرکت نمود. برخی از پارامترهای ارزیابی شده در این مطالعه شامل طول عضلات تنه، نیروهای تولید شده توسط آن‌ها و نیروی عکس‌العمل مفاصل هیپ و ناحیه کمر می‌باشند. نرم افزارهای Open SIMM و Visual 3D برای مدل کردن سیستم اسکلتی عضلانی بیمار به کار رفتند.

**یافته‌ها:** طول عضلات راست کننده ستون فقرات (ارکتور اسپاین) با استفاده از ارتز افزایش یافت (۱۳/۲۷٪). هم‌چنین، نیروی تولید شده توسط عضلات تنه هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز و نیز بین دو سمت راست و چپ متفاوت بود (جدول ۵).

**نتیجه‌گیری:** در مطالعات قبلی از این نرم‌افزار به منظور اندازه‌گیری طول عضلات در اندام فوقانی یا تحتانی استفاده گردیده است و به طور ویژه طول عضلات و نیروی اعمالی آن‌ها در بیماران دچار اسکولیوز با استفاده از این نرم‌افزار تاکنون مورد ارزیابی قرار نگرفته است. بر اساس نتایج حاصل از این مطالعه، به نظر می‌رسد نرم‌افزار Open-SIMM قابلیت کاربرد در اندازه‌گیری طول و نیروهای فعال و غیرفعال اعمال شده توسط عضلات تنه در بیماران دچار اسکولیوز را هم دارد بنابراین پیشنهاد می‌گردد که این مطالعه بر روی نمونه آماری بزرگتر انجام بگیرد.

**کلیدواژه‌ها:** اسکولیوز ایدئوپاتیک، ارتز، سینتیک، Open SIMM

**ارجاع:** کریمی محمد تقی، کاویانی بروجنی مهسا. تحلیل تغییرات طول و نیروی تولیدی برخی از عضلات تنه در یک بیمار مبتلا

به اسکولیوز ایدئوپاتیک هنگام راه رفتن با ارتز میلوآکی با استفاده از نرم‌افزار –Open-simm: پژوهش موردی. پژوهش در

علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۸): ۱۳۴۴-۱۳۵۲.

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۱۱/۲۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲

\*- دانشجوی کارشناسی ارشد ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات اسکلتی-عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤل)

Email: mahsakaviani@ymail.com

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

## مقدمه

اسکولیوز ایدیوپاتیک نوجوانی یک ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات است که با انحراف جانبی و چرخش مهره‌ها همراه است (۲،۱). شیوع این دفرمیتی از ۹/۳ نفر در هر ۱۰۰۰ نفر در سنگاپور تا ۱/۲ نفر در هر ۱۰۰۰ نفر در فنلاند متغیر است (۱،۳). اگرچه این بیماری سال‌ها است که مورد توجه قرار گرفته ولی علت آن همچنان نامشخص است. اختلال یا عدم تقارن در سیستم عصبی مرکزی و ضعف یکطرفه عضلات تنه به عنوان علل احتمالی این بیماری ذکر شده‌اند (۱، ۲، ۴، ۵)، هرچند در برخی از مطالعات بیان شده است که ضعف یکطرفه عضلات تنه و یا اختلال در عملکرد این عضلات علت اصلی این ناهنجاری می‌باشد (۴-۶). بر اساس شدت دفرمیتی و بلوغ اسکلتی بیمار روش‌های مختلفی برای درمان اسکولیوز به کار می‌رود که از آن جمله می‌توان به تمرینات کششی، استفاده از ارتز و جراحی اشاره کرد (۷-۱۰). نتایج برخی از مطالعات نشان می‌دهد که تفاوت‌های چندانی در میانگین قدرت عضلات تنه در افراد سالم و بیماران مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیک وجود ندارد (۱۱). عدم تقارن در فعالیت عضلات تنه هم به عنوان یکی دیگر از علل این بیماری بیان شده است (۶). در مطالعات مختلف عملکرد بیماران مبتلا به اسکولیوز بر اساس تحلیل تعادل بیمار در ایستادن آرام، تحلیل راه رفتن و مصرف انرژی مورد بررسی قرار گرفته است (۱۴-۱۱). همچنین روش‌های مختلفی برای تعیین شدت انحنای اسکولیوزی به کار رفته است (۱۷-۱۵).

بر اساس نتایج مطالعات مختلف، هر چند نیروها و گشتاورهای اعمالی به اندام‌ها در دو سمت راست و چپ به هنگام راه رفتن دارای عدم تقارن می‌باشند، ولی هیچ ارتباطی بین شدت ناهنجاری اسکولیوز و پاتولوژی راه رفتن بیماران وجود ندارد (۴، ۱۲، ۱۸). همچنین هیچ یک از مطالعات به بررسی تفاوت نیروی عضلانی، طول عضلات و فعالیت مایوالکتریک عضلات بین افراد سالم و بیماران دچار اسکولیوز نپرداخته‌اند. ارتزهای مختلفی همچون میلواکی (Milwaukee)، بوستون (Boston)، روزنبرگ (Rosenberg)، میامی

(Miami)، چنو (Chenu)، ارتز سه‌بعدی متقارن‌کننده ستون فقرات (SPORT)، ارتز کوتاه قابل تنظیم (PASB) و ارتز Maastricht به عنوان یکی از روش‌های نگهدارنده درمان اسکولیوز به کار می‌روند (۷، ۱۰، ۲۶-۱۹). کارایی این وسایل در کاهش و کنترل پیشرفت انحنای اسکولیوزی با گرفتن عکس رادیولوژی (x-ray) و محاسبه زاویه Cobb مشخص می‌شود. با این حال تأثیر ارتز بر عملکرد عضلات تنه، طول و نیروی تولید شده توسط فیبرهای عضلانی - که به نظر می‌رسد علت اصلی اسکولیوز ایدیوپاتیک هستند (۲۹-۲۷) - در هیچ یک از مطالعات مورد بررسی قرار نگرفته است. در سال‌های اخیر پیشرفت زیادی در حوزه علم بیومکانیک صورت گرفته است و به ما امکان بررسی عملکرد عضلات، طول فیبرهای عضلانی و تاندون‌ها، میزان قدرت و نیروی تولیدی توسط عضلات مختلف طی راه رفتن را می‌دهد. الگوی راه رفتن بیماران دچار استئوآرتریت زانو، فلج مغزی، آسیب طناب نخاعی و بیماران قطع عضو با استفاده از این روش مورد بررسی قرار گرفته است ولی از این روش در بررسی فعالیت و طول عضلات تنه به ویژه در بیماران دچار اسکولیوز استفاده نشده است. بنابراین هدف از مطالعه حاضر ارزیابی عملکرد عضلات اصلی تنه در یک بیمار دچار اسکولیوز ایدیوپاتیک طی راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه یک دختر ۱۲ ساله دچار اسکولیوز ایدیوپاتیک با وزن ۴۸ کیلوگرم و قد ۱/۵۴ متر شرکت نمود. این بیمار دارای انحنای دوگانه اسکولیوز بوده (یک انحنای در ناحیه بین مهره‌های T11-L4 قرار گرفته و زاویه Cobb برابر با ۳۷ درجه می‌باشد و انحنای دیگر در ناحیه بین مهره‌های T5-T10 بوده و زاویه Cobb برابر با ۳۴ درجه می‌باشد) و فاقد سابقه جراحی یا ضربه به ستون فقرات و یا هرگونه مشکل جسمانی دیگری که ممکن است بر عملکرد بیمار در راه رفتن اثرگذار باشد، بود. برای اجرای آزمون از بیمار خواسته شد با سرعت دلخواه در یک مسیر مسطح در دو وضعیت استفاده و

بیومکانیکال درمان بر سیستم اسکلتی - عضلانی با استفاده از این نرم افزار کاملاً قابل بررسی است (۳۱).

متغیرهایی همچون متغیرهای زمانی - مکانی راه رفتن (سرعت راه رفتن، طول گام و کادنس)، نیروی عکس‌العمل مفصل زانو ناحیه کمر، طول تاندون، طول فیبر، نیروی عضلانی و نیروی غیرفعال برخی عضلات تنه مورد بررسی قرار گرفتند. در این مطالعه منظور از طول عضله مجموع طول تاندون و فیبر عضله و منظور از نیروی تولید شده توسط عضلات مجموع نیروهای فعال و غیرفعال عضله می‌باشد. محاسبه طول تاندون و طول فیبر عضله و نیز مقدار نیروی فعال و غیرفعال عضله از طریق روابط تعریف شده برای نرم افزار Open-SIMM صورت گرفت.

برای اندازه‌گیری تفاوت بین میانگین متغیرهای ذکر شده هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز از تست آماری two sample t-test استفاده شد (۵ آزمون صحیح در هر دو وضعیت از بیمار گرفته شد). لازم به ذکر است در مطالعات پژوهش موردی که به صورت قبل و بعد از مداخله انجام می‌گیرند در صورتی که تعداد آزمون‌ها از حد مشخصی بیشتر باشد می‌توان از این روش آماری استفاده کرد (۳۲). قابلیت اطمینان صفحه نیرو، براساس نوسانات مرکز فشار در جهات داخلی - خارجی و قدامی - خلفی توسط بسیاری از محققین اندازه‌گیری شده است (۳۶-۳۳). نتایج این مطالعات نشان می‌دهد که اعتبار نوسانات مرکز فشار در هر دو صفحه ساجیتال و کرونال بیشتر از ۰/۷۵ است و اگر تست برای ۵ بار تکرار شود می‌تواند به خوبی متغیرهای سینتیکی و سینماتیکی را نشان دهد.

### یافته‌ها

میانگین سرعت راه رفتن، کادنس و طول گام بیمار طی راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز در جدول ۱ آورده شده است. نیروی اعمالی به مفصل ران و ناحیه کمر یکی دیگر از متغیرهای مورد بررسی بود. تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین نیروی برشی قدامی - خلفی اعمالی به مفصل ران هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز وجود داشت (جدول ۲). هر چند میزان نیروی عمودی

عدم استفاده از ارتز میلوکی راه برود. قبل از اجرای آزمون و جمع‌آوری اطلاعات مورد نظر، فرم رضایت‌نامه مورد تأیید دانشگاه علوم پزشکی اصفهان از والدین بیمار گرفته شد.

به منظور ثبت متغیرهای سینتیکی و سینماتیکی از سیستم آنالیزگیت مجهز به ۷ دوربین (تولید شرکت Quaysis، آمریکا) و صفحه فشارکیستلر (kistler force plate) (۶۰۰\*۵۰۰ میلی متر، مدل 9260 AA، تولید شرکت کیستلر، سوئیس) استفاده شد. ۲۰ عدد مارکر بر روی سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک (ASIS)، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک (PSIS)، اپی‌کوندیل‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ (ME, LE)، قوزک‌های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ (MM, LM)، پاشنه، سر متاتارس‌های اول و پنجم (MT1-MT5) و مفصل آکرومیوکلایوئیکولار (AC) در دو ست راست و چپ قرار داده شد، شکل ۱، محل پیشنهادی قرارگیری مارکرها روی بدن در این مطالعه بر اساس پروتکل تصویب شده در دانشگاه استرکلاید (Strathclyde University) می‌باشد. داده‌ها با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع‌آوری شده و توسط فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۳۰). حرکت مارکرها توسط نرم افزار Qualysis Track Manager (نسخه ۲/۷، تولید شرکت Quaysis، آمریکا) ثبت شد. از نرم‌افزار Visual3D (نسخه ۴، تولید شرکت C-motion، آمریکا) هم برای مدل کردن سیستم اسکلتی عضلانی بیمار استفاده شد. خروجی نرم‌افزار Visual 3D به نرم افزار Open SIMM (نسخه ۳، تولید دانشگاه استانفورد، آمریکا) به منظور بررسی طول فیبر، نیروی تاندون‌ها و نیروی غیرفعال عضلات تنه انتقال داده شد. نرم‌افزار open simm نرم‌افزاری برای شبیه‌سازی و آنالیز سیستم اسکلتی-عضلانی است. در این نرم افزار امکان تحلیل حرکات و تخمین نیروهای سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات وجود دارد. طبق مفاهیم بیومکانیکال با شبیه‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی می‌توان علت اصلی حرکات پاتولوژیک و غیرطبیعی را تشخیص داده و درمان مناسب‌تری جهت رفع مشکل ارائه داد. همچنین اثرات

افزایش طول عضله در سمت راست و کاهش طول عضله در سمت چپ شده است (جدول ۴).

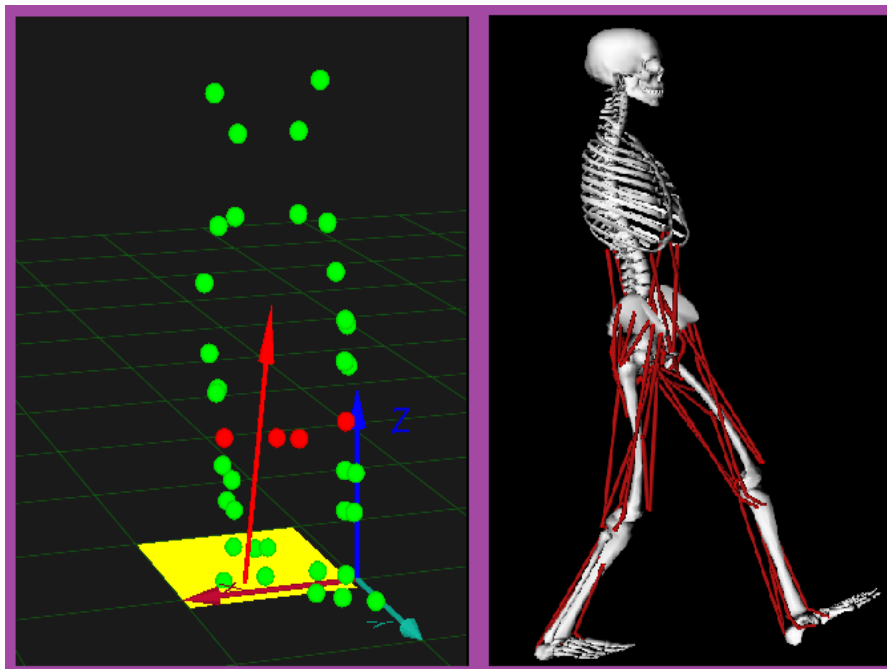
نیروی تولیدی توسط عضلات تنه یکی دیگر از متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه بود. به هنگام استفاده از ارتز، عضله ارکتور اسپاین در سمت راست و چپ به ترتیب نیرویی برابر با  $425 \pm 247/5$  نیوتن و  $505 \pm 275/7$  نیوتن تولید نمود. نیروی دیگر عضلات تنه در جدول ۵ نشان داده شده است. تفاوت بین میانگین مقادیر نیروی عضلات هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز ناچیز بود.

نیروی غیرفعال عضله ارکتور اسپاین، مایل خارجی و مایل داخلی به طور خلاصه در جدول ۶ نشان داده شده است. هرچند ارتز بر میزان نیروی غیرفعال عضلات تنه اثرگذار بود ولی تأثیر آن ناچیز بود ( $P\text{-value} > 0/5$ ).

اعمالی به مفصل هیپ هنگام راه رفتن با ارتز افزایش یافت اما این میزان چندان قابل توجه نبود.

طول فیبر عضله ارکتور اسپاین در سمت راست و چپ هنگام راه رفتن با ارتز به ترتیب برابر با  $136 \pm 2/8$  میلی‌متر و  $135 \pm 2/4$  میلی‌متر و در وضعیت عدم استفاده از ارتز برابر با  $118/7 \pm 8/8$  میلی‌متر و  $122/2 \pm 14/6$  میلی‌متر بود (به نظر می‌رسد ارتز باعث کشش عضله ارکتور اسپاین شده است). جدول ۳ طول فیبرهای عضلات تنه را هنگام راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز نشان می‌دهد.

طول عضله ارکتور اسپاین (شامل طول فیبرهای عضلانی و طول تاندون) در سمت راست در دو وضعیت راه رفتن با و بدون ارتز به ترتیب برابر با  $169 \pm 4/2$  میلی‌متر و  $149 \pm 2$  میلی‌متر می‌باشد ( $P\text{-value} > 0/5$ ). همچنین طول این عضله در سمت چپ در دو وضعیت راه رفتن با و بدون ارتز به ترتیب برابر با  $152/27 \pm 16/6$  میلی‌متر و  $163/6 \pm 0/919$  میلی‌متر بود. همانطور که دیده می‌شود، استفاده از ارتز باعث



شکل ۱: محل قرارگیری مارکرها در سیستم Qualysis Track Manager و مدل اسکلتی عضلانی ساخته شده توسط نرم افزار Open SIMM

جدول ۱: پارامترهای زمانی مکانی راه رفتن در دو وضعیت استفاده و عدم استفاده از ارتز.

| وضعیت              | طولگام (متر) | کادنس (قدم در دقیقه) | میانگین سرعت راه رفتن (متر بر دقیقه) |
|--------------------|--------------|----------------------|--------------------------------------|
| راه رفتن با ارتز   | ۱/۳۹         | ۱۰۴                  | ۸۵                                   |
| راه رفتن بدون ارتز | ۱/۲۶         | ۹۸                   | ۷۹/۲                                 |

جدول ۲: نیروی عکس العمل مفصلی در مفاصل هیپ (ران) و لومبار (ناحیه کمر) طی راه رفتن با و بدون ارتز

| وضعیت     | هیپ (نیروی قدامی-خلفی) (نیوتن) |               | هیپ (نیروی عمودی) (نیوتن) |           | هیپ (نیروی داخلی-خارجی) (نیوتن) |                | لومبار (نیروی داخلی-خارجی) (نیوتن) | لومبار (نیروی عمودی) (نیوتن) | لومبار (نیروی قدامی-خلفی) (نیوتن) |
|-----------|--------------------------------|---------------|---------------------------|-----------|---------------------------------|----------------|------------------------------------|------------------------------|-----------------------------------|
|           | چپ                             | راست          | چپ                        | راست      | چپ                              | راست           |                                    |                              |                                   |
| با ارتز   | ۷۴۸±۷۲/۸                       | ±۱۲۰/۲<br>۷۵۶ | ۲۰۷۶±۱۰۷/۵                | ۱۲۰۰±۰    | ۳۷۷/۵±۳۷/۵                      | ۴۲۸/۵±۱۲۵      | ۵۳/۵±۲۳/۳۳                         | ۱۲۰۵±۶۸۵/۹                   | ۱۵۵۰±۱۳۴/۳۶                       |
| بدون ارتز | ۹۳۱±۱۸۵                        | ۱۱۱۰±۱۵۵      | ۱۹۱۶±۱۱۸                  | ۱۱۹۴±۹۹/۷ | ۴۰۷±۸۰/۶                        | ۵±۱۳۲/۲<br>۵۴۶ | ۱۰۷±۴۶/۶                           | ۹۹۶/۵±۴/۹۴                   | ۱۴۷۵±۷۴/۲۴                        |
| P-value   | ۰/۱۸                           | ۰/۰۶          | ۰/۱۴۷                     | ۰/۴۷      | ۰/۳۵                            | ۰/۲۳           | ۰/۱۶                               | ۰/۳۷                         | ۰/۴۷۶                             |

جدول ۳: طول فیبرهای عضلات تنه طی راه رفتن با و بدون ارتز

| وضعیت     | عضله ارکتوراسپاین (میلی متر) |            | عضله مایل داخلی (میلی متر) |          | عضله مایل خارجی (میلی متر) |           |
|-----------|------------------------------|------------|----------------------------|----------|----------------------------|-----------|
|           | چپ                           | راست       | چپ                         | راست     | چپ                         | راست      |
| با ارتز   | ۱۳۶±۲/۸                      | ۱۳۵±۴/۲۴   | ۱۰۶±۲/۸                    | ۱۱۹±۴/۲۴ | ۱۴۹±۱۹                     | ۱۵۱±۳/۵   |
| بدون ارتز | ۱۱۸/۷±۸/۸                    | ۱۲۲/۲±۱۴/۵ | ۱۲۲±۰                      | ۱۱۵±۷    | ۱۵۶/۲۵±۱/۷۶                | ۱۴۸/۷±۸/۸ |
| P-value   | ۰/۰۹                         | ۰/۲        | ۰/۰۳                       | ۰/۲      | ۰/۱۱۲                      | ۰/۳۶      |

جدول ۴: طول عضلات تنه (مجموع طول تاندون و طول فیبرهای عضلات) طی راه رفتن با و بدون ارتز

| وضعیت     | عضله ارکتوراسپاین (میلی متر) |             | عضله مایل داخلی (میلی متر) |            | عضله مایل خارجی (میلی متر) |          |
|-----------|------------------------------|-------------|----------------------------|------------|----------------------------|----------|
|           | چپ                           | راست        | چپ                         | راست       | چپ                         | راست     |
| با ارتز   | ۱۶۹±۴/۲                      | ۱۵۲/۲۷±۱۶/۶ | ۲۱۵±۰                      | ۲۲۲/۵±۳/۵۳ | ۲۹۷±۱/۴۱                   | ۳۰۲±۲/۸۲ |
| بدون ارتز | ۱۴۹/۲±۹/۵۴                   | ۱۶۳/۶±۰/۸۹  | ۲۲۷±۳/۵۳                   | ۲۲۰±۷/۰۷   | ۳۰۱±۵/۶۶                   | ۲۹۵±۷/۰۷ |
| P-value   | ۰/۰۸                         | ۰/۲۶        | ۰/۰۶                       | ۰/۳۵۵      | ۰/۲۴۷                      | ۰/۱۸۸    |

جدول ۵: نیروی تولید شده توسط عضلات تنه (مجموع نیروهای فعال و غیرفعال) طی راه رفتن با و بدون ارتز بر حسب نیوتن

| وضعیت     | عضله ارکتوراسپاین (نیوتن) |            | عضله مایل داخلی (نیوتن) |             | عضله مایل خارجی (نیوتن) |              |
|-----------|---------------------------|------------|-------------------------|-------------|-------------------------|--------------|
|           | چپ                        | راست       | چپ                      | راست        | چپ                      | راست         |
| با ارتز   | ۴۲۵±۲۴۷/۵                 | ۵۰۵±۲۷۵/۷  | ۱۰۲/۵±۱۴/۸۴             | ۱۷۵/۵±۱۲۳/۷ | ۷۰±۲۸                   | ۸۶±۱۹/۸      |
| بدون ارتز | ۳۱۱±۱۶۹/۷                 | ۲۰۲/۶±۸۴/۱ | ۲۰۳/۵±۱۳/۶۵             | ۱۹۰/۰±۱۴/۱۴ | ۱۲۶/۶±۱۷/۶۷             | ۲۳۸/۵±۱۷۷/۰۷ |
| P-value   | ۰/۳۲                      | ۰/۱۷       | ۰/۲۴                    | ۰/۴۳        | ۰/۰۸                    | ۰/۱          |

جدول ۶: نیروی غیرفعال عضلات تنه طی راه رفتن با و بدون ارتز بر حسب نیوتن

| وضعیت     | عضله ارکتوراسپاین (نیوتن) |         | عضله مایل داخلی (نیوتن) |          | عضله مایل خارجی (نیوتن) |          |
|-----------|---------------------------|---------|-------------------------|----------|-------------------------|----------|
|           | راست                      | چپ      | راست                    | چپ       | راست                    | چپ       |
| با ارتز   | ۲۵/۵±۱۳/۴                 | ۱۵±۴/۲۴ | ۲۵±۹/۹                  | ۳±۱/۴۱   | ۵۱±۱۲/۷                 | ۳۵±۷/۷   |
| بدون ارتز | ۰±۰                       | ۰±۰     | ۳۳±۴۶/۶                 | ۴/۴±۱/۹۶ | ۶۰/۹±۵۵/۲۵              | ۹۰±۴۲/۴۲ |
| P-value   | ۰/۱۱۳                     | ۰/۰۶    | ۰/۴۲                    | ۰/۱      | ۰/۴۲                    | ۰/۱۵۵    |

وضعیت نرمال و به دنبال آن افزایش تقارن دیگر نیروهای اعمالی به مفاصل این ساختار است. همان‌طور که در جداول ۵ و ۶ نشان داده شده است، نیروی تولید شده توسط عضله ارکتوراسپاین در هر دو سمت راست و چپ افزایش و نیروی عضلات مایل داخلی و خارجی کاهش یافت. هدف این مطالعه در بررسی مقدار نیروی تولیدی عضلات، نشان دادن میزان تقارن در اعمال نیروها بود. ممکن است ارتز در جهت ایجاد تقارن در میزان نیروها، نیروی برخی از عضلات را کاهش و نیروی برخی دیگر از عضلات را افزایش دهد. از آن‌جا که هدف از استفاده از ارتز در اسکولیوز جلوگیری از پیشرفت انحنای اسکولیوزی است لذا طبق نتایج این مطالعه شاید بتوان استنباط کرد که ارتز از طریق تقارن کردن نیروهای اعمالی به دو سمت ستون فقرات این کار را انجام می‌دهد.

یکی از عملکردهای ارتز که در مقالات به آن اشاره شده است، کشیدن ساختار ستون فقرات است. به عبارت دیگر، ارتز نیروی کششی به ستون مهره‌ها وارد می‌کند. همان‌طور که در جداول ۳ و ۴ نشان داده شده است، طول فیبر عضلات تنه تحت تأثیر ارتز قرار می‌گیرد. طول عضله ارکتوراسپاین در هر دو سمت افزایش یافت ولی طول فیبرهای عضلات مایل داخلی و خارجی شکمی به دنبال استفاده از ارتز در سمت راست افزایش و در سمت چپ کاهش یافت. این پدیده ممکن است به علت کشش عضلات پشتی توسط ارتز و تأثیر آن بر بخش قدامی عضلات باشد چرا که ارتز باعث بهبود تقارن وضعیت چرخش ستون مهره‌ها می‌شود.

## بحث

موارد مختلفی در توضیح علت اسکولیوز ایدئوپاتیکی مطرح شده‌اند. ضعف یکطرفه عضلات تنه به عنوان علت اصلی این پاتولوژی ذکر شده است. نتایج برخی از مطالعات نشان می‌دهد تفاوت چندانی در قدرت عضلات تنه در دو سمت راست و چپ و نیز در دو فرد سالم و بیمار دچار اسکولیوز وجود ندارد. هم‌چنین نوع فیبر عضله (مولتی فیبروس) در دو سمت محدب و مقعر انحنای با هم متفاوت است (۱۱).

اسکولیوز به روش‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است، ولی در هیچ یک از مطالعات، عملکرد بیماران دچار اسکولیوز به کمک نرم افزار Open SIMM ارزیابی نشده است. Open SIMM روش جدیدی است که به منظور ارزیابی عملکرد سیستم عصبی عضلانی به کار می‌رود. به کمک این نرم‌افزار می‌توان طول تاندون عضلات، نیروهای فعال و غیرفعال عضلات و طول فیبرهای عضلانی را اندازه‌گیری کرد (۳۱). بنابراین هدف از مطالعه حاضر، ارزیابی متغیرهای ذکر شده با استفاده از این روش می‌باشد.

نتایج نشان می‌دهد که ارتز باعث کاهش نیروهای برشی درون مفصل (نیروهای قدامی - خلفی و داخلی - خارجی) می‌شود. این به آن معناست که استفاده از ارتز باعث افزایش تقارن نیروهای اعمالی به مفاصل می‌گردد. طبق مفاهیم مکانیکال نیروی برشی زمانی ایجاد می‌گردد که دویخس از یک ساختار در دو جهت مخالف کشیده شوند. در ستون فقرات دارای انحنای جانبی - مبتلا به اسکولیوز - مهره‌ها در دو سمت مخالف چرخیده‌اند و نیروی برشی در مفاصل فاست و بین مهره‌ای افزایش می‌یابد. کاهش نیروهای برشی در این ساختار به وسیله ارتز به معنای نزدیک کردن ستون فقرات به

یک نوع ارتز مورد ارزیابی قرار گرفته است و نمی‌توان نتایج حاصله را به تمام بیماران مبتلا به اسکولیوز تعمیم داد. همچنین عملکرد ارتز تنها در وضعیت راه رفتن مورد بررسی قرار گرفته است.

### پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد مطالعات آینده بر روی نمونه آماری وسیع‌تر صورت بگیرد ضمن آن که عملکرد ارتزهای دیگر هم مورد ارزیابی قرار بگیرد.

### نتیجه‌گیری

این مطالعه اولین پژوهش صورت گرفته بر روی عملکرد بیمار مبتلا به اسکولیوز با استفاده از نرم افزار Open-SIMM می‌باشد. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از ارتز ممکن است بر طول عضلات تنه و نیروی تولیدی توسط آنها اثر بگذارد.

### محدودیت‌ها

این مطالعه محدودیت‌هایی دارد که لازم است به آنها اشاره گردد. این مطالعه از نوع مورد شاهدهی بوده و تنها عملکرد

### 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. Nachemson AL, Sahlstrand T. Etiologic factors in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1977; 2(3): 176-84.
3. 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.
4. 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.
5. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C , et al. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2009; 18(4):512-21.
6. Haderspeck K. and A. Schultz. Progression of idiopathic scoliosis: an analysis of muscle actions and body weight influences. *Spine (Phila Pa 1976)* 1981; 6(5):447-55.
7. Lonstein JE . Non-operative treatment of scoliosis with the Milwaukee brace. *Manit Med Rev* 1965; 45(8): 478-80.
8. 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.
9. Chow DHK, Leung DSS, Holmes AD. The effects of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2007; 16(9): 1351-8.
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. 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.
12. 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):S52-8.
13. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed el-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J* 2004;13(8):750-4.
14. Chockalingam N, Rahmatalla A, Dangerfield P, Cochrane T, Ahmed el-N, Dove J. Kinematic differences in lower limb gait analysis of scoliotic subjects. *Stud Health Technol Inform* 2002;91:173-7.
15. Facanha-Filho FA, Winter RB, Lonstein JE, Koop S, Novacheck T, L'Heureux EA Jr. Measurement Accuracy in Congenital Scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A(1):42-5.
16. Richards BS, Sucato DJ, Konigsberg DE, Ouellet JA. Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003; 28(11):1148-56
17. Birchall D, Hughes DG, Hindle J, Robinson L, Williamson JB. Measurement of Vertebral Rotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Three-Dimensional Magnetic Resonance Imaging. *Spine* 1997;22(20): 2403-7.



18. 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
19. 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; 7:6.
20. Aulisa L, Lupporelli S, Pola E, Aulisa AG, Mastantuoni G, Pitta L. Biomechanics of the conservative treatment in idiopathic scoliotic curves in surgical "grey-area. *Stud Health Technol Inform* 2002; 91:412-8.
21. Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos N. Brace technology thematic series: the dynamic derotation brace. *Scoliosis* 2010;5:20
22. Negrini SI, Marchini G, Tessadri F. Brace technology thematic series - The Sforzesco and Sibilla braces, and the SPoRT (Symmetric, Patient oriented, Rigid, Three-dimensional, active) concept. *Scoliosis*. 2011 May 9;6:8.
23. 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.
24. van Loon Roukens M, Kuit JDj, 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
25. Weiss HR. Brace technology" thematic series - the Gensingen brace in the treatment of scoliosis. *Scoliosis* 2010; 5:22.
26. Weiss HR, Werkmann M. Soft braces in the treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS) - Review of the literature and description of a new approach. *Scoliosis* 2012;7(1):11.
27. Fidler MW, Jowett RL. Muscle imbalance in the aetiology of scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1976; 58(2):200-1.
28. Dickson RA, Lawton JO, Archer IA, Butt WP. The pathogenesis of idiopathic scoliosis: Biplanar spinal asymmetry. *J Bone Joint Surg Br* 1984; 66(1):8-15.
29. Ford DM, Bagnall KM, Clements CA, McFadden KD. Muscle spindles in the paraspinal musculature of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1988; 13(5):461-5.
30. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaaney J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 1989; 7(6): 849-60.
31. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007 Nov;54(11):1940-50.
32. Keselman H, Othman AR, Wilcox RR, Fradette K. The new and improved two-sample t test. *Psychological Science* 2004;15(1):47-51.
33. Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57(4):510-6.
34. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF.. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86(10):2034-40.
35. Swanenburg J, de Bruin ED, Favero K, Uebelhart D, Mulder T. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008; 9:159-62.
36. Lafond DF, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intersession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004;85:896-901.



## The analysis of the length and produced force by some trunk muscles of a scoliotic patient using Open-SIMM software during walking with Milwaukee orthosis-A case report

MohammadTaghi Karimi<sup>1</sup>, Mahsa Kaviani Borojeni\*

### Case Report

#### Abstract

**Introduction:** Scoliosis is a three dimensional spinal deformity characterized by lateral curvature and rotation of the vertebra. Various methods have been used to investigate the function of trunk musculature during walking in scoliotic patients wearing an orthosis however, the biomechanical aspects of the effects of the orthosis on the length and force production of trunk muscles has not been studied yet. Therefore, the aim of this research is to determine the effect of Milwaukee orthosis on length and force production of some trunk muscles of a scoliotic patient during walking.

**Method:** A 12 years old scoliotic girl was recruited in this study. The forces production and length of some trunk musculature and the joint reaction forces of the hip and lumbar joints were studied with and without Milwaukee brace. Open SIMM and Visual 3D software were used to model the subject.

**Results:** The results of this research showed that the length of erector spine muscles increased follow the use of orthosis (13/27 %). Moreover, the force produced by trunk muscles was different during walking with and without orthosis and also between right and left sides (table 5).

**Conclusion:** Since Open-SIMM software was used for measuring muscle length of peripheral muscles and has not been used for estimating length and force of the trunk muscles in scoliosis cases, the results of this research approved that it can be used to determine the length and active and passive forces of the trunk muscles of scoliotic patients. Therefore, further researches on various samples of patients suffering from scoliosis and on more number of scoliotic subjects is encouraged.

**Key words:** idiopathic scoliosis, orthosis, kinetics, Opens SIMM

**Citation:** Karimi MT, Kaviani Borojeni MT. **The analysis of the length and produced force by some trunk muscles of a scoliotic patient using Open-SIMM software during walking with Milwaukee orthosis-A case report.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(7): 1344-1352.

Received date: 13/03/2013

Accept date: 14/02/2014

\*- 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