

## Evaluation of the Energy Expenditure during Walking in Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients

Kaviani Boroujeni M<sup>1</sup>, Karimi M.T<sup>2</sup>, Etemadifar M.R<sup>3</sup>

### Abstract

**Purpose:** Scoliosis is one of the musculoskeletal disorders which influences the energy expenditure of patients during walking. In previous studies, metabolic cost of walking measured by oxymetry. Therefore, the aim of this study was to evaluate the energy expenditure of walking of the adolescent idiopathic scoliosis patients by use of monitoring the heart rate.

**Methods:** This was observational comparative cross sectional study. Ten scoliotic patients and 10 normal subjects with comparable age, height and weight were recruited for this study. Energy consumption of walking in scoliotic and in normal subjects was evaluated using polar Electro Finland heart rate monitor. The heart rate during resting and walking and the walking speed were the parameters used for energy consumption based on the physiological cost index.

**Results:** The energy consumption of scoliotic subjects during walking based on PCI and THBI was higher than that of normal subjects, however, the difference was not statistically significant ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** The results of this research showed that there was no significant difference between the PCI and THB index of normal and scoliotic subjects. Moreover, the walking speed of scoliotic patients did not influence by spinal deformation ( $p > 0.05$ ).

**Keywords:** Adolescent idiopathic scoliosis, Energy expenditure, Walking

دریافت مقاله: ۹۳/۴/۳      تایید مقاله: ۹۳/۸/۵

بررسی کیفیت راه رفتن بیماران مبتلا به اسکولیوز ایدیوپاتیکی بر اساس میزان انرژی مصرفی طی راه رفتن

مهسا کاویانی بروجنی<sup>۱</sup>، محمد تقی کریمی<sup>۲</sup>، محمدرضا اعتمادی<sup>۳</sup>

**هدف:** اسکولیوز یکی از انواع ناهنجاری‌های سیستم اسکلتی-عضلانی است که بر میزان انرژی مصرفی بیماران طی راه رفتن اثرگذار است. در مطالعات پیشین اکسیژن مصرفی افراد طی راه رفتن به عنوان معیاری از انرژی مصرفی مورد بررسی قرار گرفته است (oxymetry). لذا هدف از مطالعه حاضر اندازه‌گیری میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی در مقایسه با افراد سالم با ارزیابی ضربان قلب بود.

**روش بررسی:** این مطالعه از نوع مشاهده‌ای (observational) بوده و آزمون به صورت مقطعی-مقایسه‌ای (comparative cross sectional) انجام گرفت. در این پروژه ۱۰ بیمار دچار اسکولیوز ایدیوپاتیکی با راس انحنای واقع شده در زیر مهره چهارم پشتی (T4) و ۱۰ فرد سالم فاقد انحراف جانبی ستون فقرات که از لحاظ متغیرهای مخدوش کننده با گروه بیمار تطبیق داده شده بودند مورد ارزیابی قرار گرفتند. به منظور تعیین مقدار انرژی مصرفی بیماران و افراد سالم هنگام راه رفتن از سیستم کنترل ضربان قلب (Heart rate monitoring) استفاده گردید.

**یافته‌ها:** در این مطالعه دیده شد میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی در راه رفتن نسبت به افراد سالم بیشتر است و این بیماران در مجموع زمان راه رفتن ضربان قلب بالاتری را داشته‌اند. هر چند تفاوت در مقادیر ذکر شده از لحاظ آماری قابل توجه نبود ( $p > 0.05$ ).

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه نشان داد انحراف جانبی ستون فقرات تاثیر چندانی بر میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی

ندارد. ضمن آنکه سرعت راه رفتن افراد تحت تاثیر انحنای جانبی ستون فقرات قرار نمی‌گیرد ( $p > 0.05$ ).

**کلمات کلیدی:** اسکولیوز ایدیوپاتیک، مصرف انرژی، راه رفتن

**نویسنده مسئول:** مهسا کاویانی بروجنی، [mahsakaviani@gmail.com](mailto:mahsakaviani@gmail.com)

آدرس: اصفهان، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده توانبخشی، گروه ارتوپدی فنی

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

۲- دانشیار ارتز و پروتز، مرکز تحقیقات اسکلتی-عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

## مقدمه

اسکولیوز یک ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات و قفسه سینه است (۱-۳) که با انحراف جانبی بیشتر از ۱۰ درجه و چرخش مهره‌ها همراه است (۴-۷). مطالعات نشان می‌دهد که ۶۵ درصد بیماران دچار اسکولیوز از نوع ایدیوپاتیک بوده و ۸۰ درصد بیماران، دختر هستند (۸، ۶). با وجود آنکه شیوع اسکولیوز ایدیوپاتیک بین ۱ تا ۴ درصد است ولی علت آن همچنان به خوبی شناخته نشده است (۹-۱۲، ۱). عدم تقارن در فعالیت سیستم عصبی مرکزی، ضعف یکطرفه عضلات پاراسپینال، اختلالات ژنتیکی، هورمونی و بافتی به عنوان علل احتمالی این ناهنجاری بیان شده‌اند (۱۷-۱۳).

راه رفتن به عنوان یک فعالیت روزمره بسیار مهم انسان‌ها به حرکت هماهنگ مفاصل و نیروهای عضلانی برای انتقال وزن بدن نیازمند است (۱۸) این دو پارامتر منجر به کار مکانیکی عضلات و بنابراین مصرف انرژی می‌گردد. در یک راه رفتن نرمال با سرعت دلخواه حداقل مصرف انرژی طی راه رفتن رخ می‌دهد (۲۱-۱۹). طی راه رفتن نه تنها اندام‌های تحتانی و لگن به صورت ریتمیک حرکت می‌کنند بلکه در هر قدم راه رفتن مرکز ثقل بدن نیز جابه‌جا می‌گردد (۲۲). در مطالعات نشان داده شده است که حرکات لگن و مفصل هیپ در صفحه فرونتال اصلی‌ترین عامل در کاهش میزان جابه‌جایی مرکز ثقل بدن و مصرف بهینه اکسیژن و انرژی طی راه رفتن است (۲۳، ۲۴). لذا هر گونه شرایطی که منجر به اختلال در میزان نوسانات عمودی مرکز ثقل بدن گردد بر میزان انرژی مصرفی طی راه رفتن اثرگذار است (۲۵، ۲۶). با توجه به آنکه در بیماران دچار اسکولیوز ایدیوپاتیک مقداری کاهش در دامنه حرکتی تنه، لگن و هیپ در صفحه فرونتال رخ می‌دهد (۲۶)، لذا به نظر می‌رسد کیفیت حرکت این بیماران از لحاظ میزان انرژی مصرفی تحت

تاثیر قرار می‌گیرد. به طوری که در مطالعه Mahaudens و همکارانش (۲۲) نشان داده شد میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی در مقایسه با افراد سالم طی راه رفتن افزایش می‌یابد.

سنجش میزان انرژی مصرفی طی راه رفتن به عنوان یک روش استاندارد جهت بررسی توانایی‌های عملکردی و کیفیت راه رفتن انسان‌ها در بسیاری از مطالعات مورد توجه قرار گرفته است (۳۰-۲۷). همچنین به منظور طراحی و ساخت صحیح ارتزهای مورد استفاده در درمان نگهدارنده این بیماران لازم است به کیفیت متابولیک راه رفتن افراد توجه نمود. انرژی مصرفی به صورت غیرمستقیم با اندازه‌گیری میزان اکسیژن مصرفی طی راه رفتن و نیز براساس ضربان قلب افراد قابل اندازه‌گیری است. شاخص نرخ فیزیولوژیکال (PCI) برای اولین بار توسط MacGregor به عنوان یک روش جایگزین برای اندازه‌گیری اکسیژن مصرفی طی راه رفتن معرفی شد (۳۱) چرا که بین میزان اکسیژن مصرفی و میزان انرژی مصرفی رابطه خطی وجود دارد (۳۲). همچنین شاخص مجموع تعداد ضربان قلب افراد (THBI<sup>۲</sup>) به منظور بررسی میزان انرژی مصرفی در کل زمان راه رفتن به کار می‌رود. این شاخص امکان بررسی انرژی مصرفی را در شرایط یکنواخت و غیر یکنواخت بودن ضربانات قلب به ما می‌دهد (۳۳).

در مطالعات پیشین اکسیژن مصرفی افراد (oxymety) طی راه رفتن به عنوان معیاری از انرژی مصرفی مورد بررسی قرار گرفته است، حال آنکه به نظر می‌رسد ابزارهای به کار رفته جهت جمع‌آوری اکسیژن خود منجر به تغییر میزان انرژی مصرفی در مقایسه با شرایط معمولی راه رفتن می‌گردد. لذا هدف از مطالعه حاضر اندازه‌گیری

<sup>1</sup> Physiological cost index

<sup>2</sup> Total heart beat index

محاسبه گردید (۳۱) (معادله ۱).

$$PCI \left( \frac{\text{ضربان}}{\text{متر}} \right) = \frac{\text{ضربان/دقیقه}(\text{ضربان قلب طی استراحت} - \text{ضربان قلب طی راه رفتن})}{\text{متر/دقیقه}(\text{سرعت راه رفتن})}$$

همچنین به منظور مقایسه ضربان قلب افراد در کل زمان راه رفتن از شاخص THBI (مجموع تعداد ضربانات قلب طی راه رفتن نسبت به مسافت طی شده) استفاده گردید (۳۳). میزان انرژی مصرفی افراد شرکت کننده در طرح با استفاده از سیستم کنترل کننده ضربان قلب پولار فنلاند مورد ارزیابی قرار گرفت. این سیستم Polar Electro هم نام دارد و شامل یک فرستنده است که بر روی کمر بند الکترونی تعبیه شده است. گیرنده و ثبت کننده درون یک ساعت مچی مخصوص قرار داده شده اند. کمر بند دارای دو الکترود است که توسط یک لاستیک مخصوص پوشانده شده و حول قفسه‌ی سینه و زیر خط سینه (Nipple line) بسته می‌شود (شکل ۱).



شکل ۱: سیستم polar heart rate monitoring به کار گرفته شده جهت جمع آوری ضربان قلب افراد شرکت کننده در مطالعه

با استفاده از امواج الکترومغناطیس، داده‌های حاصل از ثبت ضربان قلب به ساعت مچی انتقال داده شد. در این سیستم داده‌ها توسط گیرنده‌ی قرار گرفته در ساعت مچی با وقفه‌ی زمانی ۵ ثانیه جمع‌آوری گردید. Polar interface plus برای انتقال داده‌های جمع‌آوری شده از ساعت مچی به کامپیوتر به کار گرفته شد. جهت اجرای آزمون مصرف انرژی از مسیر ۲۲/۰۴ متری ترسیم شده به

میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی در مقایسه با افراد سالم با ارزیابی ضربان قلب بود.

### روش بررسی

افراد شرکت کننده در مطالعه: این مطالعه از نوع مشاهده‌ای (comparative cross sectional) انجام گرفت. در این پروژه ۱۰ بیمار دچار اسکولیوز ایدیوپاتیک (۸ دختر و دو پسر ۹ تا ۱۳ ساله) با راس انحنای واقع شده در زیر مهره چهارم پشتی (T4) (۶ بیمار دارای انحنای ناحیه پشتی و کمری Thoracolumbar) دو بیمار دارای انحنای دو گانه و دو بیمار دارای انحنای پشتی (Thoracic) بودند و ۱۰ فرد سالم فاقد انحراف جانبی ستون فقرات که از لحاظ متغیرهای مخدوش کننده با گروه بیمار تطبیق داده شده بودند مورد ارزیابی قرار گرفتند (جدول ۱). تعداد افراد شرکت کننده در مطالعه براساس  $\alpha=0/05$   $power=0/08$  با استفاده از نرم‌افزار Minitab تعیین شد. شدت انحنای اسکولیوزی بیماران براساس زاویه Cobb بین ۲۴ تا ۴۷ درجه متغیر بود. بیمارانی با سابقه جراحی ستون فقرات، کمردرد، اختلالات عصبی-عضلانی، قلبی-عروقی، حرکتی و مشکلات ادراکی از مطالعه خارج شدند و پیش از اجرای آزمون از همه افراد شرکت کننده در این پروژه رضایت‌نامه اخلاقی دریافت شد.

جدول ۱: خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	بیماران (میانگین ± انحراف معیار)	افراد سالم (میانگین ± انحراف معیار)
سن (سال)	۱۳/۲۲ ± ۲/۰۴	۱۱/۸۴ ± ۳/۵۲
وزن (کیلوگرم)	۴۴/۲۲ ± ۱۴/۲۳	۴۲/۳۸ ± ۸/۰۲
قد (سانتی‌متر)	۱۶۱/۶۶ ± ۱۴/۹۴	۱۵۸/۳۶ ± ۹/۷۲

روند اجرای طرح: به منظور تعیین مقدار انرژی مصرفی هنگام راه رفتن از سیستم کنترل ضربان قلب (Heart rate monitoring) استفاده گردید. ضربان قلب هنگام استراحت و راه رفتن و سرعت راه رفتن، پارامترهای به کار رفته جهت اندازه‌گیری مصرف انرژی افراد شرکت کننده در مطالعه می‌باشند. مصرف انرژی بر اساس شاخص نرخ فیزیولوژیکی با استفاده از معادله‌ی زیر

مذکور راه رفته و داده‌ها جمع‌آوری شد. (ه) شخص به مدت ۵ دقیقه در وضعیت استراحت (نشسته) قرار گرفته و داده‌ها جمع‌آوری شد. پس از اتمام آزمون، تسمه سینه و ساعت مچی برداشته شده و داده‌ها توسط Polar interface Plus به کامپیوتر انتقال داده شد. به منظور سنجش انرژی مصرفی در وضعیت یکنواخت شدن ضربان قلب افراد (steady state)، میانگین مقادیر ضربان قلب از دقیقه‌ی اول تا چهارم و از دقیقه‌ی ۲۱-۱۸ برای اندازه‌گیری ضربان قلب در وضعیت استراحت و میانگین ضربان قلب از دقیقه‌ی چهارم تا هفتم به هنگام راه رفتن جهت سنجش نهایی ضربان قلب مورد بررسی قرار گرفت. همچنین سرعت راه رفتن بر اساس مسافت طی شده در ده دقیقه و شاخص مجموع تعداد ضربان قلب افراد شرکت‌کننده در مطالعه براساس داده‌های ضربان قلب نسبت به کل مسیر طی شده در ده دقیقه محاسبه گردید (۳۳) (معادله ۲).

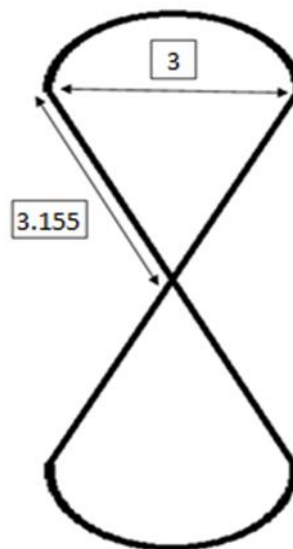
$$THBI\left(\frac{\text{ضربان}}{\text{متر}}\right) = \frac{\text{مجموع تعداد ضربانات قلب طی راه رفتن}}{\text{کل مسیر طی شده}}$$

توزیع نرمال متغیرها توسط تست Shapiro-Wilk با ضریب اطمینان ۰/۰۵ بررسی گردید. به دلیل اینکه متغیرها توزیع نرمال داشتند، تست پارامتری برای تحلیل نهایی به کار گرفته شد. به منظور بررسی تفاوت بین میانگین انرژی مصرفی، سرعت راه رفتن و شاخص مجموع تعداد ضربان قلب در گروه بیماران و افراد سالم از تست آماری Two sample T test استفاده گردید.

#### یافته‌ها

متوسط مقادیر شاخص نرخ فیزیولوژیکی، سرعت و مجموع تعداد ضربان قلب طی راه رفتن در جدول ۲ نشان داده شده است. همانطور که نشان داده شده است میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی در راه رفتن نسبت به افراد سالم بیشتر است و این بیماران در مجموع زمان راه رفتن ضربان قلب بالاتری را داشته‌اند. براساس جدول مذکور سرعت راه رفتن بیماران از افراد سالم کمتر است. هر چند تفاوت در مقادیر ذکر شده از لحاظ آماری قابل توجه نیست ( $p > 0.05$ ).

شکل ۸ در فضای آزمایشگاه استفاده گردید. شکل ۸ برای ارزیابی انرژی مصرفی هنگام راه رفتن مناسب است چرا که راه رفتن در این مسیر باعث می‌شود فرد سرعت ثابتی طی راه رفتن داشته باشد و تاثیر اندام غالب کم گردد (۳۴) (شکل ۲).



شکل ۲: مسیر ۸ تنظیم شده در آزمایشگاه جهت راه رفتن افراد شرکت‌کننده در مطالعه

برای اجرای آزمون مصرف انرژی از افراد خواسته شد با لباس معمولی به آزمایشگاه بیایند و در طی اجرای تست از یک کفش ثابت (کفشی که بیمار به طور معمول از آن استفاده می‌کند) استفاده کند. همچنین از آنها خواسته شد حداقل تا دو ساعت قبل از اجرای آزمون غذا یا نوشیدنی نخورند. الکترودهای سیستم کنترل‌کننده ضربان قلب با آب مرطوب شده و تسمه‌ها متناسب با سایز شخص تنظیم گردید تا حداکثر میزان تماس الکترودها با بدن شخص حاصل شود و ساعت مچی به طور قراردادی روی دست چپ افراد بسته شد. حد پایین ضربان قلب به صورت ۴۰ ضربه در هر دقیقه تنظیم گردید و داده‌ها با فاصله‌ی زمانی ۵ ثانیه ثبت شد. لازم به ذکر است که در طول اجرای آزمون، دما و رطوبت محیط ثابت نگه داشته شد. به طور کلی آزمون مطابق با فرایند زیر انجام گرفت:

(الف) مانیتور ضربان قلب توسط فرد پوشیده شد.

(ب) ضربان قلب به مدت ۵ دقیقه در وضعیت استراحت ثبت گردید.

(ج) شخص به مدت ۲ دقیقه ایستاد.

(د) شخص به مدت ۱۰ دقیقه با سرعت دلخواه در مسیر

جدول ۲: مقایسه میانگین متغیرهای مصرف انرژی و سرعت راه رفتن در افراد مورد مطالعه

افراد مورد مطالعه	PCI <sup>a</sup> (ضربان/متر) (میانگین±انحراف معیار)	THBI <sup>b</sup> (ضربان/متر) (میانگین±انحراف معیار)	سرعت راه رفتن (متر/دقیقه) (میانگین±انحراف معیار)
سالم	۰/۳۷±۰/۱۲۳	۱/۸۳۶±۰/۳۰	۷۲/۵۷۵±۱۲/۸۷۰
بیماران	۰/۳۸۱±۰/۱۰۶	۲/۱۲۷±۰/۷۸۹	۶۲/۴۴۳±۱۱/۸۱۹
P <sup>c</sup>	۰/۸۴۱	۰/۲۹۴	۰/۰۸۶

a: شاخص نرخ فیزیولوژیکی (Physiological cost index), b: شاخص مجموع تعداد ضربان قلب (Total heart beat index), c: سطح معناداری (P-value)

### بحث و نتیجه گیری

همانطور که عنوان شد هدف از مطالعه حاضر بررسی میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی (با شدت انحنای کمتر از ۴۷ درجه) با استفاده از شاخص نرخ فیزیولوژیکی (PCI) بود. براساس نتایج مطالعات مختلف، PCI یک پارامتر معتبر و قابل اطمینان برای اندازه‌گیری مصرف انرژی است و به راحتی قابل محاسبه است و می‌تواند برای تحلیل کارایی ارتز و وسایل کمکی به کار برود (۳۵). براساس نتیجه‌ی مطالعه‌ی صورت گرفته توسط Fashakin و Jaiyesimi قابلیت اطمینان پارامتر PCI قابل قبول است (۳۶).

براساس نتایج حاصله از جدول ۲ در مطالعه حاضر میزان انرژی مصرفی بیماران اسکولیوزی بیشتر از افراد سالم است؛ هر چند این میزان از لحاظ آماری قابل توجه نیست. این نتایج ناهمسو با نتایج حاصل از مطالعه Mahaudens و همکارانش است (۲۲). علت این امر احتمالاً ناشی از شدت کم انحنای اسکولیوزی در بیماران است. به عبارتی شدت انحنای در حدی نبوده است که بتواند تغییر محسوسی در موقعیت مرکز ثقل بدن ایجاد کند. همچنین محدودیت کم حرکات لگن، کمربند شانه‌ای و مفصل هیپ در گروه بیماران می‌تواند به عنوان علت ثانویه این امر در نظر گرفته شود. چرا که بر اساس نتایج حاصل از مطالعاتی که به بررسی تغییرات سینماتیکی الگوی راه رفتن افراد دچار انحراف جانبی ستون فقرات پرداخته‌اند، بیان شده است که در این بیماران با کاهش یافتن دامنه حرکتی لگن در صفحات فرونتال و عرضی و کاهش یافتن دامنه حرکتی هیپ و کمربند شانه‌ای در صفحه فرونتال، الگوی راه رفتن تغییر می‌یابد (۱۴) و لذا منجر به افزایش کار مکانیکی و فعالیت عضلانی جهت انتقال دادن مرکز

ثقل بدن (۳۷، ۳۸) و افزایش مصرف اکسیژن و انرژی (۲۱) می‌گردد. همانطور که از جدول ۲ استنباط می‌گردد سرعت راه رفتن بیماران اسکولیوزی در مقایسه با افراد سالم کمتر است ولی با افزایش مجموع تعداد ضربانات قلب بیماران میزان شاخص نرخ فیزیولوژیکی به مقدار کمی در گروه بیماران افزایش یافته است. به نظر می‌رسد با بررسی میزان انرژی مصرفی به طور جزئی‌تر در بیماران با شدت والگوی یکسان انحنای اسکولیوزی بتوان به نتایج دقیق‌تری رسید.

### سپاسگزاری

بدینوسیله از کلیه اساتید، همکاران و به خصوص بیماران شرکت‌کننده در تحقیق که با پژوهشگر همکاری نمودند تشکر و قدردانی می‌گردد. در ضمن مقاله حاضر از پایان‌نامه مقطع کارشناسی‌ارشد خانم مهسا کاویانی استخراج گردیده است (کد طرح: ۳۹۲۴۱۹).

### منابع

1. Roubal PJ, Freeman DC, Placzek JD. Costs and effectiveness of scoliosis screening. *Physiotherapy* 1999; 85(5): 259-68.
2. Stokes IA. Analysis of symmetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature. *Spine* 1997; 22(21): 2495-503.
3. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Does the gait pathology in scoliotic patients depend on the severity of spine deformity? Preliminary results. *Acta Bioeng Biomech* 2010; 12(1): 25-8.

4. 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.
5. Stokes IA, Gardner-Morse M. Analysis of the interaction between vertebral lateral deviation and axial rotation in scoliosis. *Journal of biomechanics* 1991; 24(8): 753-9.
6. Weiss H, Goodall D. The treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS) according to present evidence. A systematic review. *European journal of physical and rehabilitation medicine* 2008; 44(2): 177-93.
7. Bruyneel A-V, Chavet P, Bollini G, Allard P, Berton E, Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *European Spine Journal* 2009; 18(2):188-95.
8. Risser JC, Ferguson AB. Scoliosis: its prognosis. *J Bone Joint Surg* 1936; 18(667-670): 1936.
9. 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.
10. Bruyneel A-V, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S. The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour. *Neuroscience letters* 2008; 447(2): 158-63.
11. Prince F, Charbonneau M, Lemire G, Rivard C-H. Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis* 2010; 5(Suppl 1): O34.
12. 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.
13. Nachemson AL, Sahlstrand T. Etiologic factors in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1977; 2(3): 176-84.
14. 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.
15. Reuber M, Schultz A, McNEILL T, SPENCER D. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. *Spine* 1983; 8(5): 447-56.
16. 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.
17. Goldberg CJ, Dowling FE, Fogarty EE, Moore DP. Adolescent idiopathic scoliosis and cerebral asymmetry: an examination of a nonspinal perceptual system. *Spine* 1995; 20(15): 1685-91.
18. Willems P, Cavagna G, Heglund N. External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of experimental biology* 1995; 198(2): 379-93.
19. Biewener AA, Farley CT, Roberts TJ, Temaner M. Muscle mechanical advantage of human walking and running: implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology* 2004; 97(6): 2266-74.
20. McNeill Alexander R. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *American Journal of Human Biology* 2002; 14(5): 641-8.
21. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & posture* 1999; 9(3): 207-31.
22. Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M, Banse X. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *European Spine Journal* 2009; 18(8): 1160-8.
23. Croce UD, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait & posture* 2001; 14(2): 79-84.
24. Kerrigan DC, Thirunarayan MA, Sheffler LR, Ribaud TA, Corcoran PJ. A Tool to Assess Biomechanical Gait Efficiency: A Preliminary Clinical Study. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 1996; 75(1): 3-8.
25. Detrembleur C, Vanmarsenille J-M, Cuyper FD,

- Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & posture* 2005; 21(3): 333-40.
26. Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *The Journal of Experimental Biology* 1998; 201(13): 2071-80.
27. Nene A, Jennings S. Physiological cost index of paraplegic locomotion using the ORLAU ParaWalker. *Spinal Cord* 1992; 30(4): 246-52.
28. Nene A. Physiological cost index of walking in able-bodied adolescents and adults. *Clinical Rehabilitation* 1993; 7(4): 319-26.
29. Sykes L, Campbell I, Powell E, Ross E, Edwards J. Energy expenditure of walking for adult patients with spinal cord lesions using the reciprocating gait orthosis and functional electrical stimulation. *Spinal Cord* 1996; 34(11): 659-65.
30. Bowen TR, Lennon N, Castagno P, Miller F, Richards J. Variability of energy-consumption measures in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 1998; 18(6): 738-42.
31. MacGregor J. The objective measurement of physical performance with long term ambulatory physiological surveillance equipment (LAPSE). *ISAM* 1979: 29-39.
32. Grassi B, Pogliaghi S, Rampichini S, Quaresima V, Ferrari M, Marconi C, et al. Muscle oxygenation and pulmonary gas exchange kinetics during cycling exercise on-transitions in humans. *Journal of Applied Physiology* 2003; 95(1): 149-58.
33. Hood VL, Granat MH, Maxwell DJ, Hasler JP. A new method of using heart rate to represent energy expenditure: the Total Heart Beat Index. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2002; 83(9): 1266-73.
34. Plasschaert F, Jones K, Forward M. The effect of simulating weight gain on the energy cost of walking in unimpaired children and children with cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2008; 89(12): 2302-8.
35. Bailey MJ, Ratcliffe CM. Reliability of physiological cost index measurements in walking normal subjects using steady-state, non-steady-state and post-exercise heart rate recording. *Physiotherapy* 1995; 81(10): 618-23.
36. Jaiyesimi A, Fashakin O. Reliability of physiological cost index measurements. *African journal of medicine and medical sciences* 2007; 36(3): 229-34.
37. 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.
38. 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.