

Kinetic Gait analysis in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis and Normal Control Subjects

Yazdani Sh¹, Farahpour N²

Abstract

Purpose: In deformed spine of adolescent patients with idiopathic scoliosis, the interaction between the deformity and kinetic aspects during gait has not been well understood. The aim of this study was to analyze the ground reaction force (GRF) during gait in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) and healthy control group.

Methods: Nineteen adolescent female patients with right thoracic idiopathic scoliosis of between 11-16 years of ages as well as 18 healthy females with similar age-matched, height and mass were studied.

Using two Kistler force plates (1000 Hz) and a Vicon system with 4 T series cameras (100 Hz), the GRF and kinematic aspects of subjects' gait were simultaneously recorded. GRF forces in x (Fx), y (Fy), and z axes (Fz), together with impulse, loading rate, and the asymmetry index (AI) for all variables were evaluated. AI index was calculated with $[(\text{Right X} - \text{Left X}) / ((\text{Right X} + \text{Left X}) * 0.5)] * 100$. MANOVA was used to assess the between group differences, Also, repeated measure analysis of variance was used for within group comparisons. Significance level was set at $p < 0.05$.

Results: In the right foot, all parameters of GRF were similar in AIS and control groups ($p > 0.05$). In the left foot also, Fy and Fx components of GRF were similar between groups ($P > 0.05$). However, the Fz₁ parameter of the left foot in scoliosis group was significantly smaller than that of in control group ($p = 0.03$). In the right and left feet, the impulses, loading rate and time related GRF variables were not different between two groups ($p > 0.05$). The AI for all variables were similar in both groups ($p < 0.05$).

Conclusion: AIS patients demonstrated reduced vertical GRF in left heel contact phase with respect to the control group. Unilateral alteration of the muscle function in the lower limb might be a possible explanation to this abnormality. Further more complex studies are needed to evaluate the origin and consequence of this observation.

Keywords: Adolescent idiopathic scoliosis, Gait, Ground reaction force, Impulse, Loading rate

Received: 2015.09.12; Accepted: 2016.09.21

تحلیل کینتیک راه رفتن در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته

شیرین یزدانی^۱، نادر فرهپور^۲

هدف: در ناهنجاری اسکولیوز نوجوانی ناشناخته، هنوز تعامل بین انحراف ستون مهره‌ای با جنبه‌های کینتیک راه رفتن به خوبی شناسایی نشده است. هدف از مطالعه حاضر تحلیل نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله استقرار راه رفتن در بیماران اسکولیوز نوجوانی ناشناخته و مقایسه آنها با نوجوانان سالم بود.

روش بررسی: تعداد ۱۹ دختر ۱۱ تا ۱۶ ساله مبتلا به اسکولیوز و ۱۸ دختر سالم همگن با سن، قد و جرم مشابه مورد مطالعه قرار گرفتند. نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (GRF force in Z axis) (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) (GRF force in Y axis)، و داخلی-خارجی (GRF force in X axis) (Fx) و نیز جنبه‌های کینماتیکی بدن هنگام راه رفتن با استفاده از دو تخته نیروی Kistler (1000 Hz) و یک دستگاه Vicon با ۴ دوربین سری T، اندازه‌گیری شدند. پس از پردازش داده‌ها و همگن‌سازی آنها بر حسب وزن، متغیرهای اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، نرخ بارگذاری، اندازه ضربه،

متغیرهای زمانی نیروی عکس‌العمل و شاخص عدم تقارن در متغیرهای مختلف محاسبه گردیدند. اطلاعات با استفاده از آزمون آزمون آنالیز واریانس چند متغیره و آنالیز واریانس اندازه‌های تکراری در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ پردازش شدند.

یافته‌ها: در هر سه جهت عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی، نیروی عکس‌العمل زمین پای راست بیماران اسکولیوز و افراد سالم مشابه بودند ($p > 0/05$). در پای چپ نیز در جهات قدامی-خلفی و داخلی-خارجی، هر دو گروه نیروی عکس‌العمل یکسانی داشتند ($p > 0/05$) اما اولین اوج Fz در بیماران اسکولیوز کمتر از افراد سالم بود ($p = 0/03$). اندازه ضربه، نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل نیز در دو گروه تفاوتی نداشتند ($p > 0/05$). در همه متغیرها شاخص عدم تقارن بیماران اسکولیوز مشابه افراد سالم بود ($p > 0/05$).

نتیجه‌گیری: بیماری اسکولیوز با کاهش اولین اوج نیروی عکس‌العمل Fz در راه رفتن همراه است. بررسی تاثیر عوامل مختلف از جمله عملکرد عضلات اندام تحتانی می‌تواند در تشریح کم و کیف این افت نیروی عکس‌العمل مفید باشد. برای آسیب‌شناسی و درک تعامل این پدیده با بروز و پیشرفت انحنای باید مطالعات پیچیده‌تری انجام شوند.

کلمات کلیدی: اسکولیوز ناشناخته، راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین، اندازه ضربه، نرخ بارگذاری
نویسنده مسئول: شیرین یزدانی، sh_yazdani@tabrizu.ac.ir

آدرس: تبریز، دانشگاه تبریز، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی

۱- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

۲- استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقدمه

دامنه حرکتی و متغیرهای فضایی - زمانی راه رفتن بیماران اسکولیوز با افراد سالم فرق می‌کند. این تفاوتها شامل کاهش طول قدم (۱۳)، کاهش ریتم گام‌برداری (۱۴)، کاهش دامنه حرکتی اندامهای فوقانی و تحتانی (۱۳)، افزایش چرخش لگن (۱۳)، تیلت کمتر لگن و شانه (۱۳)، افزایش دورسی فلکشن مچ پا در مرحله نوسان (۱۵) و عدم تقارن حرکت تنه و اندام تحتانی (۱۶، ۱۲) بوده است. در بررسیهای الکترومیوگرافی عضلات بیماران اسکولیوز در حین راه رفتن، کاهش فعالیت عضله پشتی بزرگ سمت راست و چپ (۱۸)، فعالیت غیرعادی عضله سرینی بزرگ، ارکتور اسپاینه و مربع کمری (۱۵) و فعالیت طولانی‌تر عضلات سرینی میانی، مربع کمری، نیم وتری (۱۳) و عضلات راست کننده ستون مهره‌ای در سطح هفتم گردنی، چهارم و دهم سینه‌ای (۱۹) گزارش شده است.

ارتباط بین پیشرفت انحنای اسکولیوز و متغیرهای کینماتیکی راه رفتن مبهم است. به طوری که در برخی مطالعات ارتباط معنی‌داری بین پیشرفت انحنای اسکولیوز و کینماتیک راه رفتن (۲۰) گزارش شده است در حالی که در مطالعات دیگر بین این دو عامل ارتباطی وجود نداشته است (۱۴). علیرغم آن در راه رفتن بیماران اسکولیوز بین متغیرهای کینماتیکی سمت راست و چپ

اسکولیوز نوجوانی ناشناخته (^۱AIS) یک ناهنجاری سه بعدی ستون فقرات است که حدود ۳-۱٪ نوجوانان ۱۰ تا ۱۶ ساله را مبتلا می‌سازد (۲، ۱). علیرغم ناشناخته ماندن علت آن برخی از محققین عواملی مانند اختلالات ژنتیکی (۳)، هورمونی (۴)، بافت شناسی (۵)، عدم تقارن در فعالیت سیستم عصبی مرکزی (۶) و ضعف عضلات پاراسپینال (۷-۹) را با بروز و پیشرفت این ناهنجاری مرتبط دانسته‌اند. در ناهنجاری اسکولیوز، ساختار اسکلتی - عضلانی تنه تغییر شکل می‌یابد و عملکرد تعادلی (۱۰)، و الگوی راه رفتن فرد مبتلا نیز با اختلال همراه می‌شود. راه رفتن یک فعالیت پیچیده است و در اجرای آن بین فعالیت عضلات تنه و اندام تحتانی از طریق سیستم عصبی - عضلانی هماهنگی خاصی برقرار می‌شود (۱۱). وجود انحراف در ستون مهره‌ای بیماران اسکولیوز باعث تغییر محل مرکز جرم، توزیع نامتقارن وزن تنه در لگن و نیز تغییر در عملکرد عضلات تنه به خاطر تغییر آناتومیکی عضلات مربوطه می‌شود. این شرایط ممکن است موجب بروز الگوی غیرطبیعی در راه رفتن بیماران AIS شود (۱۲، ۱۰).

¹Adolescent Idiopathic Scoliosis

متغیرهای کینتیکی راه رفتن با انحنای اسکولیوز و پیشرفت آن وجود دارد، نیاز به بررسیهای بیشتری در این زمینه است. همچنین در مطالعات پیشین یک سری محدودیتهای جدی مشاهده می‌شود که مانع از دستیابی به یک جمع‌بندی مورد قبول همگانی است (۲۷، ۲۵، ۲۱، ۱۷، ۱۰). برخی از این محدودیتهای عبارتند از فقدان گروه کنترل، عدم گزارش GRF در سه محور x ، y و z کم بودن تعداد آزمودنی‌ها، عدم تفکیک نوع اسکولیوز در مطالعه، داشتن آزمودنی با دامنه سنی بزرگ، نرمالایز نکردن GRF، و عدم کنترل وضعیت درمان بیماران.

هدف از اجرای این پژوهش مقایسه متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در دو گروه بیماران اسکولیوز با انحنای سینه‌ای راست و افراد سالم بود. فرضیه‌های تحقیق عبارتند از الف) بین اجزاء GRF بیماران اسکولیوز و افراد سالم تفاوت معنی‌داری وجود دارد و ب) متغیرهای مربوط به GRF در بیماران اسکولیوز از عدم تقارن بیشتری برخوردار است.

روش بررسی

مطالعه حاضر از نوع توصیفی تحلیلی است. جامعه‌ی آماری تحقیق حاضر شامل دختران نوجوان مبتلا به اسکولیوز ناشناخته شهر همدان می‌باشد. در یک برنامه غربالگری تعداد ۷۰۰۰ نفر از دانش‌آموزان دختر ۱۱ تا ۱۶ ساله شهر همدان مورد بررسی قرار گرفتند. دانش‌آموزانی که در بررسیهای اولیه دارای علائم انحراف جانبی ستون مهره‌ای، برجستگی‌های یک طرفی کتف، افتادگی شانه، هامپ یک‌طرفه، و یا انحنای مشهود در ستون مهره‌ای بودند، توسط پزشک مورد معاینه دقیق قرار گرفتند. از بین این دانش‌آموزان، تعداد ۱۹ نفر براساس مشاهده رادیوگرافی، دارای انحنای اسکولیوز (زاویه کاب^۲) بالای ۱۰ درجه در قسمت ستون فقرات سینه‌ای با تحذب راست بودند. براساس نرم‌افزار G^*power برای اندازه اثر ۰/۷۵، با سطح معنی‌داری $\alpha=0/05$ و توان ۰/۹۵، تعداد ۳۷ نفر برای دوگروه کافی بود (۲۸). که در مطالعه حاضر ۱۹ دختر مبتلا به AIS با انحنای سینه‌ای راست (قد: $163/7 \pm 5/4$ cm؛ وزن: $49/6 \pm 7/7$ kg؛ شاخص توده بدنی: $18/6 \pm 2/4$ kg/m²؛ زاویه کاب: $27/8^0 \pm 8/5^0$ و چرخش مهره‌ای درجه ۲ (بر مبنای

بدن عدم تقارن دیده شده است (۲۲، ۲۱). Kramerse و همکاران نشان داده‌اند که تنه بیماران اسکولیوز نسبت به خط پیشروی بصورت نامتقارن می‌چرخد که باعث ایجاد گشتاور چرخشی آزاد GRF (ground reaction force) نامتقارن حول محور عرضی می‌شود (۲۳). اخیراً تاکید شده است که در راه رفتن بیماران AIS پایایی اندازه‌های متغیرهای کینتیکی بیشتر از پایایی متغیرهای کینماتیکی است (۲۴). به علاوه جنبه‌های کینتیکی راه رفتن بیماران اسکولیوز از اهمیت کلینیکی بالایی برخوردارند (۲۵). از بین متغیرهای کینتیکی نیروی عکس‌العمل زمین بیش از سایر متغیرها مورد بررسی قرار گرفته‌اند. Giakas و همکاران نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن را بین دو گروه سالم و بیمار مورد مقایسه قرار دادند و دریافتند که این نیروها در همه محورهای x ، y و z بین دو گروه یکسان است اما فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در بیماران اسکولیوز نسبت به افراد سالم بیشتر بود (۲۱). این افزایش در جهت داخلی - خارجی بارزتر بود (۱۷). Bruyneel و همکاران نیز هنگام شروع راه رفتن، در بیماران اسکولیوز ضربه نیروی عمودی، فاصله زمانی بین شروع گیت تا بروز اولین اوج^۱ و دامنه FZ بیشتری از افراد سالم گزارش کردند (۲۶). آنها در مطالعه دیگری نشان دادند که هنگام گام برداشتن به پهلو همه اجزاء ضربه GRF و شاخص عدم تقارن در بیماران اسکولیوز بیشتر از افراد سالم است. البته در مطالعه Bruyneel و همکاران، هنگام گام برداشتن به پهلو در افراد سالم نیز عدم تقارن دیده شد (۱۰). در مطالعات دیگر نیز هنگام راه رفتن عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت عمودی (۲۷)، قدامی - خلفی (۲۵)، و داخلی - خارجی (۲۱، ۱۷) در این بیماران گزارش شده است. هرچند برخی از محققین بین GRF نامتقارن و شدت و جهت انحنای ارتباطی قائل نیستند (۲۷) اما برخی مانند Chockalingam و همکاران نشان دادند که تنها GRF در بیمارانی که دارای انحنای جبرانی هستند نامتقارن است بلکه مقدار آن نیز به نوع انحنای بستگی دارد (۲۵). این نتایج متضاد مانع از رسیدن به یک تفاهم همگانی در این زمینه است. به علاوه برای روشن شدن اینکه چه رابطه علت و معلولی بین

²Cobb angle

¹Occurrence

mm²) با ابعاد (Instrument Switzerland) ۴۰۰×۶۰۰ نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) در محل تماس پاها در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی - خلفی (+Fy)، خلفی - قدامی (-Fy)، و داخلی - خارجی (Fx) اندازه‌گیری شدند. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ Hz تعیین شد. این دو تخته نیرو در امتداد یکدیگر، با فاصله ۱ سانتیمتر از هم در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری طوری قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به تخته نیرو برمی‌داشت. برای حفظ الگوی عادی راه رفتن، آزمودنی از محل تخته نیرو بی-اطلاع بود. اما با توجه به طول گام و براساس آزمایش و خطا محل شروع راه رفتن جایی انتخاب می‌شد که پاهای راست و چپ آزمودنی به ترتیب و به دنبال هم هر یک بر روی یک تخته نیرو قرار گیرد. به این ترتیب در هر تست راه رفتن، GRF هر دو پا ثبت می‌شد. قبل از شروع ثبت داده‌ها ابتدا دوربین‌ها و تخته نیروها کالیبره شدند. برای کالیبره کردن دوربین‌ها، با استفاده از یک ابزار T شکل به نام وند که ۵ مارکر با فاصله‌های مشخص روی آن نصب بود فضایی به طول ۳ متر، عرض ۱/۵ متر و ارتفاع ۲ متر کالیبره گردید. قاعده این فضا، هم سطح تخته نیروها بود و تخته نیروها در مرکز قاعده این فضا قرار داشتند. این فضا یک گام راست و یک گام چپ را در بر می‌گرفت (۲۰).

برای تست راه رفتن آزمودنی‌ها بصورت پابرهنه و با سرعت عادی، ۳ بار بطور آزمایشی و ۶ بار برای تست اصلی در مسیر تعیین شده راه رفتند و اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی بطور همزمان ثبت شدند. برای پردازش اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی، از نرم‌افزار Motion Lab Systems,) Vicon Nexus 1.8.2 Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816 USA استفاده شد. داده‌های بدست آمده با استفاده از فیلتر باترورث سطح چهارم و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth) (low pass filter, zero lag) با فرکانس برش ۶ Hz هموار شدند. متغیرهای زمان استقرار و نوسان، نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به قله نیروهای عکس-العمل، ایمپالس و نرخ بارگذاری (Loading rate) اندازه‌گیری شدند. برای متغیرهای GRF سه مولفه عمودی، دو مولفه داخلی - خارجی و سه مولفه قدامی -

مقیاس درجه‌بندی (Nash & Moe) (۲۹) به عنوان گروه تجربی و نیز ۱۸ دختر هم‌سن سالم (قد: ۱۶۱/۲±۵/۲۳ cm؛ وزن: ۴۹/۰±۸/۰ kg؛ شاخص توده بدنی: ۱۹/۳±۲/۳ kg/m²) به عنوان گروه کنترل در این مطالعه شرکت نمودند.

شرایط پذیرش بیماران عبارت بودند از داشتن انحنای راست سینه‌ای بیش از ۱۰ درجه، نداشتن سابقه هر نوع درمان برای اسکولیوز، فقدان سابقه جراحی مهم تاثیرگذار در عملکرد سیستم عصبی - عضلانی، نداشتن بیش از ۵ میلیمتر اختلاف بین طول اندامهای تحتانی راست و چپ، و نداشتن درد کمر. شرایط پذیرش آزمودنیهای گروه کنترل عبارت بودند از داشتن ستون فقرات و سیستم اسکلتی طبیعی، طول پاهای یکسان، فقدان سابقه جراحی و یا اختلالات عصبی - عضلانی، عدم شرکت در فعالیت ورزشی منظم روزانه طی شش ماه گذشته. در همه آزمودنیها پای برتر (پای ضربه زدن به توپ) پای راست بود. طرح تحقیق در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان مورد تأیید قرار گرفت. قبل از شرکت در آزمایش، اطلاعات مربوط به اهداف و روش اجرا به آزمودنیها داده شد. سپس از همه آزمودنیها و والدین آنها رضایت‌نامه شرکت در آزمایشهای تحقیق اخذ شد. زاویه کاب، چرخش مهرهای، هامپ دنده‌ای و راستای کمر بند شانه‌ای و لگنی با استفاده از رادیوگرافی، دستگاه اسکلیومتر، خط‌کش، متر و کالیپر اندازه‌گیری شدند. برای ثبت اطلاعات کینماتیکی راه رفتن از دستگاه تحلیل سه بعدی (100Hz Vicon) Motion Lab Systems, Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816 USA و چهار دوربین سری T استفاده شد. برای این منظور لگن و اندامهای تحتانی چپ و راست با تعداد ۱۶ مارکر منعکس کننده نور به قطر ۱۴ میلیمتر مشخص شدند. مارکرها با استفاده از نوار چسب دوطرفه بر روی خار خالصه قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، یک سوم فوقانی ران راست، یک سوم تحتانی ران چپ، انتهای دیستال ران روی اپی‌کندیل خارجی، یک سوم فوقانی ساق راست، یک سوم تحتانی ساق چپ، پاشنه، قوزک خارجی و سر متاتارس دوم در دو سمت راست و چپ نصب شدند (۲۰).

با استفاده از دو صفحه نیروی (Kistler) Kistler

شده F_x ، F_y و F_z را در پاهای راست و چپ برای بیماران اسکولیوز و افراد سالم نشان می‌دهد. در هیچ یک از مولفه‌های F_x ، F_y و F_z نیروی عکس‌العمل زمین مربوط به پای راست، بین بیماران AIS و افراد سالم تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($p > 0.05$). هرچند که در متغیر F_{xmed} مربوط به پای راست تفاوت بین گروهی نزدیک سطح معنی‌داری بود ($p = 0.055$). در پای چپ نیز اوج اجزاء نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی (F_x) در دو گروه مشابه بودند ($p > 0.05$), اما نیروی عکس‌العمل F_{z1} پای چپ بیماران اسکولیوز به‌طور معنی‌داری در حدود ۶ درصد وزن بدن کمتر از افراد سالم بود ($p = 0.03$). در هیچ یک از مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در سه جهت X ، Y و Z ، بین شاخص عدم تقارن دو گروه بیمار و سالم تفاوت معنی‌دار مشاهده نگردید ($p > 0.05$).

اندازه ضربه وارد بر کف پا هنگام راه رفتن

نمودار (۲) نتایج مربوط به Imp_x ، Imp_y ، Imp_z و Imp_{total} پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم را نشان می‌دهد. میانگین Imp_x ، Imp_y ، Imp_z و Imp_{total} در هر دو پای راست و چپ بین بیماران اسکولیوز و افراد سالم یکسان بود ($p > 0.05$). هرچند که در پای چپ اختلاف بین گروهی در متغیر Imp_z نزدیک به معنی‌داری بود ($p = 0.058$). شاخص عدم تقارن Imp_x ، Imp_y و Imp_z و Imp_{total} در نمودار (۳) نشان داده شده است. همچنین بین شاخص عدم تقارن Imp_x ، Imp_y ، Imp_z و Imp_{total} دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نگردید ($p > 0.05$). البته هر چند بین شاخص عدم تقارن Imp_x در دو گروه اختلاف وجود داشت ولی به دلیل انحراف معیار بالا، این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود ($p = 0.053$).

نرخ بارگذاری در راه رفتن

نمودار (۳) میزان نرخ بارگذاری (loading rate) بیماران اسکولیوز و افراد سالم را نشان می‌دهد. با وجودی که در بیماران اسکولیوز میزان loading rate در پای راست و چپ به ترتیب در حدود $4/8 \pm 3/8$ %BW/s و $9/6 \pm 5/2$ %BW/s کمتر از افراد سالم بود، ولی این تفاوتها از نظر آماری معنی‌دار نبودند ($p = 0.089$) و

خلفی استخراج شدند. مولفه‌های عمودی GRF به ترتیب وقوع شامل اوج اول (F_{z1}) ناشی از عکس‌العمل تماس یا تکیه پاشنه بر زمین (heel contact)، میانه استقرار (F_{zmed}) حدوداً مربوط به نیمه مرحله استقرار، و قله دوم (F_{z2}) ناشی از فشار پنجه در پلانتر فلکشن (push-off) برای جلو راندن بدن بودند. مولفه‌های قدامی - خلفی شامل نیروی عکس‌العمل در جهت خلفی (F_{y1}) که در لحظه تماس پاشنه ایجاد شده که نیروی ترمز زننده نام دارد و نیروی عکس‌العمل در جهت قدامی (F_{y2}) است که به نیروی پیش‌برنده معروف است. همچنین نیروهای عکس‌العمل داخلی - خارجی به ترتیب شامل اوج اول (F_{x1}) ناشی از پرونیشن پا در اوایل حمایت یک پا، اوج میانه (F_{xmed}) حدوداً مربوط به نیمه مرحله استقرار و اوج دوم (F_{x2}) ناشی از پرونیشن بخش جلویی پا در مرحله آخر استقرار می‌باشد. برای مولفه‌های داخلی - خارجی و قدامی - خلفی مقادیر قدر مطلق استفاده شد. همه نیروهای GRF برحسب وزن فرد نرمال‌سازی شدند (نمودار ۱). اندازه ضربه نیز در سه جهت x (Imp_x)، y (Imp_y)، و z (Imp_z) و ضربه برآیند (Imp_{total}) اندازه‌گیری شد. برای محاسبه اندازه ضربه، از روش انتگرال‌گیری Reimann استفاده گردید (۳۰).

$$\text{ضربه} = \Delta t \sum_{i=1}^n F_i$$

همه متغیرها برای پای راست و پای چپ به‌طور جداگانه ثبت شدند. میزان عدم تقارن در متغیرهای متناظر پای راست و چپ با استفاده از فرمول زیر تعیین شد:

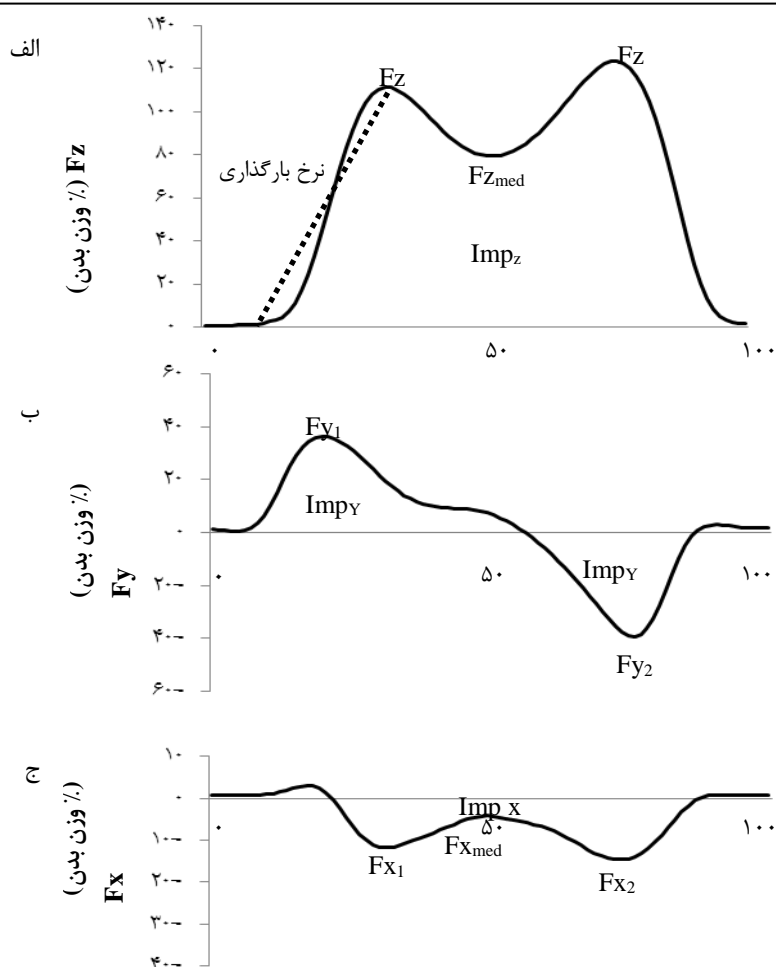
$$AI = ((X_{right} - X_{left}) / ((X_{right} + X_{left}) * 0.5)) * 100$$

در این فرمول X جایگزین هر یک از متغیرهای مورد نظر در راه رفتن می‌شود (۲۵، ۲۲). برای تحلیل آماری داده‌ها از آزمون شاپیروویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع و از آزمون Multivariate با سطح معنی‌داری $p < 0.05$ برای مقایسه بین گروهی و درون گروهی متغیرها استفاده شد. عملیات آماری در محیط نرم‌افزاری SPSS-19 (ساخت شرکت Schlumberger شیکاگوی آمریکا) انجام شد.

یافته‌ها

نیروی عکس‌العمل زمین در راه رفتن

جدول (۱) میانگین قله نیروهای عکس‌العمل نرمال‌سازی

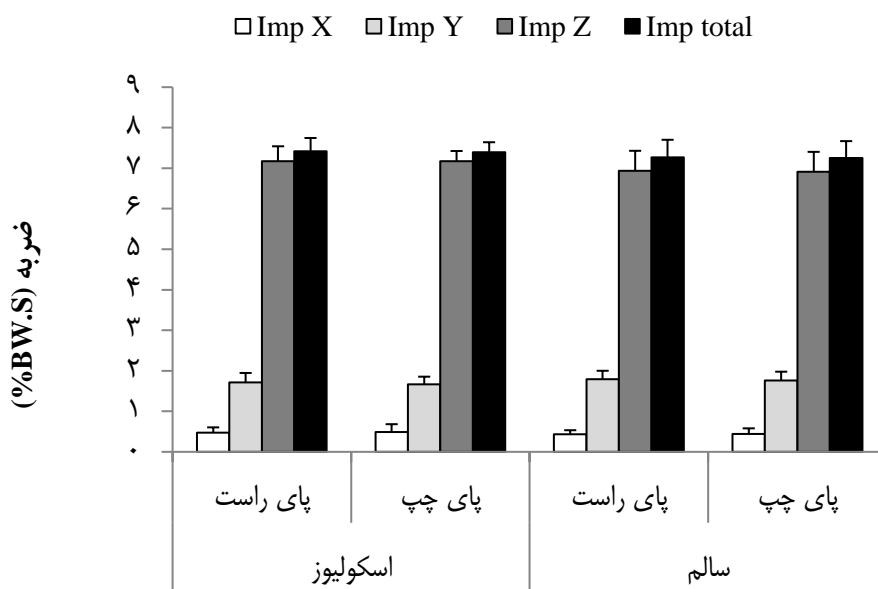


درصد چرخه راه رفتن

نمودار ۱: اجزاء مختلف هر یک از مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در منحنی‌های الف: F_z ، نرخ بارگذاری (اوج نیرو F_{z1}) تقسیم بر فاصله زمانی بین تماس پاشنه تا رسیدن به اوج) و ضربه عمودی، ب: F_y و ضربه در جهت قدامی - خلفی و ج: F_x و ضربه در جهت داخلی - خارجی

F_z =GRF force in Z axis. F_y =GRF force in Y axis. F_x =GRF force in X axis. Imp_z =impulse in Z axis ،

Imp_y =impulse in Y axis, %BW=% body weight. Imp_x =impulse in X axis



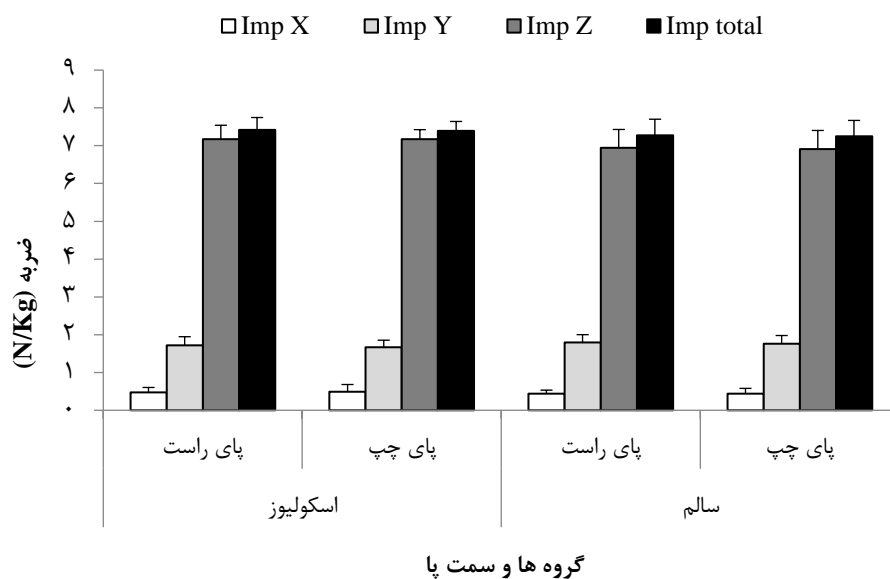
نمودار ۱: میانگین ایمپالس نیروهای F_z ، F_y ، F_x و نیروی برآیند در دو گروه بیماران AIS و افراد سالم

جدول ۱: اوج نیروهای عکس‌العمل نرمال‌سازی شده F_x ، F_y و F_z بر حسب درصدی از وزن بدن در پای راست و چپ برای بیماران اسکولیوز

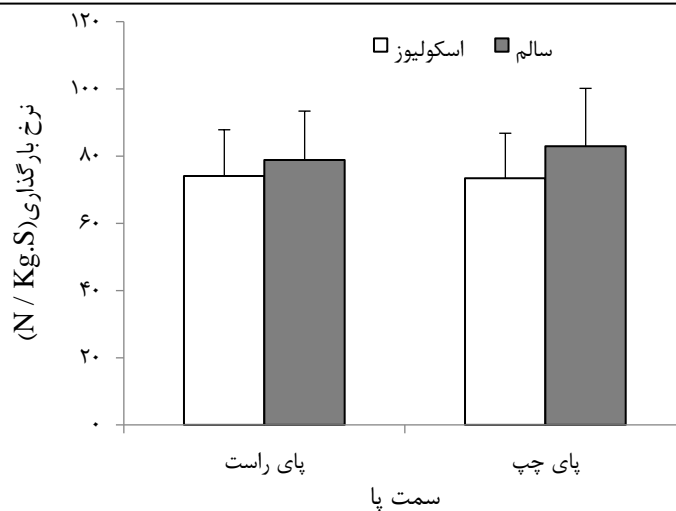
مقدار P	انحراف معیار± میانگین		نیرو بر حسب % وزن بدن
	سالم	اسکولیوز	
۰/۰۷	۱۱۳/۷۹±۷/۴۹	۱۰۸/۹۸±۷/۷۱	Fz ₁ راست
	*۰/۰۳	۱۱۴/۵۵±۶/۴۹	چپ
۰/۸۷	۱۱۹/۱۵±۴/۶۴	۱۲۰/۷۷±۵/۸۱	Fz ₂ راست
	۰/۳۷	۱۱۹/۹۳±۴/۸۱	چپ
۰/۵۲	۷۷/۷۲±۵/۴۸	۷۹/۰۳±۸/۰۵	Fz _{med} راست
	۰/۵۸	۷۷/۳۸±۶/۰۵	چپ
۰/۹۹	۱۰/۰۴±۱/۹۳	۱۰/۰۵±۱/۶۸	Fx ₁ راست
	۰/۹۸	۹/۷۳±۲/۰۸	چپ
۰/۲۳	۸/۱۴±۲/۰۰	۹/۲۶±۳/۱۳	Fx ₂ راست
	۰/۴۴	۸/۳۳±۲/۴۸	چپ
۰/۰۶	۳/۵۰±۱/۴۶	۴/۷۵±۲/۱۲	Fx _{med} راست
	۰/۵۳	۳/۹۹±۱/۵۷	چپ
۰/۹۸	۳۹/۱۴±۷/۳۷	۳۹/۲۱±۱۰/۵۰	Fy ₁ راست
	۰/۲۷	۳۶/۷۹±۶/۳۸	چپ
۰/۷۲	۴۲/۸۲±۴/۴۶	۴۲/۱۵±۶/۲۱	Fy ₂ راست
	۰/۳۱	۴۳/۳۴±۵/۰۳	چپ

* نشان‌دهنده اختلاف معنی‌دار می باشد

Fz=GRF force in Z axis . Fy=GRF force in Y axis .Fx=GRF force in X axis, %BW=% body weigh



نمودار ۲: میانگین ایمپالس نیروهای F_x ، F_y ، F_z و نیروی برآیند در دو گروه بیماران اسکولیوز و افراد سالم
ImpZ= impulse in Z axis, ImpY= impulse in Y axis, ImpX= impulse in X axis, Imp total=total impulse



نمودار ۳: نرخ بارگذاری پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم

جدول ۲: زمان رسیدن به حداکثر نیروهای Fz و Fy ، Fx در بیماران اسکولیوز

سالم	اسکولیوز		زمان رسیدن به اوج نیرو (بر حسب ثانیه)		
	پای راست	پای چپ			
				T_{max1}	زمان رسیدن به اوج Fz
0.14 ± 0.03	0.15 ± 0.02	0.16 ± 0.04	0.16 ± 0.04		
				T_{max2}	
0.47 ± 0.05	0.48 ± 0.04	0.49 ± 0.05	0.49 ± 0.05		
				T_{med}	
0.29 ± 0.04	0.30 ± 0.03	0.30 ± 0.04	0.30 ± 0.05		
				T_{max1}	زمان رسیدن به اوج Fx
0.17 ± 0.02	0.17 ± 0.03	0.19 ± 0.05	0.18 ± 0.05		
				T_{max2}	
0.45 ± 0.06	0.47 ± 0.03	0.48 ± 0.06	0.46 ± 0.06		
				T_{med}	
0.32 ± 0.03	0.34 ± 0.02	0.35 ± 0.06	0.34 ± 0.09		
				اوج مثبت T	زمان رسیدن به اوج Fy
0.11 ± 0.02	0.10 ± 0.01	0.11 ± 0.03	0.09 ± 0.02		
				اوج منفی T	
0.54 ± 0.04	0.54 ± 0.04	0.56 ± 0.06	0.56 ± 0.06		

T_{max1} ، T_{max2} و T_{med} به ترتیب مربوط به زمان رسیدن به نقطه اوج اول، اوج دوم و اوج میانی می‌باشند.

Fx =GRF force in X axis، Fy =GRF force in Y axis، Fz =GRF force in Z axis

نیروی عکس‌العمل زمین در هر دو گروه سالم و بیمار بین پای راست و چپ مشابه بودند و بین شاخص تقارن دو گروه تفاوتی دیده نشد ($p > 0.05$). همچنین نتایج نشان دادند که زمان استنس راست و چپ در بیماران اسکولیوز و افراد سالم مشابه است ($p > 0.05$).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه، مقایسه نیروی عکس‌العمل زمین و متغیرهای مرتبط با آن و همچنین شاخص عدم تقارن در دو گروه بیماران اسکولیوز و افراد سالم بود. نتایج نشان دادند که هنگام راه رفتن، در پای راست هر دو گروه بیمار و سالم اوج نیروهای عکس‌العمل زمین مشابه بود. اما در بیماران اسکولیوز، $Fz1$ وارده بر پای چپ به‌طور معنی-

$(p = 0.078)$. همچنین در هر دو گروه، نرخ بارگذاری در پای راست و چپ متقارن بود ($p > 0.05$).

زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین

در جدول (۲) نتایج مربوط به زمان رسیدن به اوج اجزاء GRF خلاصه شده است. بیماران اسکولیوز و افراد سالم زمانهای اوج نیروی Fz ، Fy و Fx یکسانی داشتند و بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نگردید ($p > 0.05$). البته اختلاف بین دو گروه در متغیرهای T_{max1} و T_{med} جزء Fx نیروی عکس‌العمل زمین در پای چپ در مرز معنی‌داری بود (به ترتیب $p = 0.061$ و $p = 0.066$). همه متغیرهای مربوط به زمان رسیدن به اوج

عملکرد و یا تقویت عضلات پا نیز مد نظر قرار گیرد. فرهپور و همکاران (۷) نیز در مطالعه خود نشان دادند که ضعف عضلانی در بیماران اسکولیوز فقط به عضلات تنه محدود نیست بلکه عضلات اندام تحتانی نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرند و باید به این عضلات نیز توجه شود. همچنین نتایج این مطالعه نشان دادند که شاخص عدم تقارن اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه مشابه است. در تایید یافته‌های حاضر، Kramers و همکاران (۲۳) و Giakas و همکاران (۲۱) نیز در بیماران AIS، بین F_x ، F_y و F_z عدم تقارن مشاهده نکردند. در مطالعه دیگری نیز نیروی عکس‌العمل عمودی پای راست و چپ بیماران اسکولیوز در محدوده طبیعی بود اما F_y آنها نامتقارن بود (۲۵). اما Schizas و همکاران F_z نامتقارنی را در بیماران اسکولیوز گزارش کردند (۲۷). در مطالعه آنها دامنه عدم تقارن F_z1 و F_z2 به ترتیب برابر ۴-۱۲ و ۴-۹ بود که براساس مطالعه Herzog و همکاران (۲۲) (محدوده شاخص عدم تقارن طبیعی بین ۰.۴٪ تا ۱.۳٪)، در محدوده عدم تقارن افراد سالم بوده است. در مطالعات Yang نیز نیروی عکس‌العمل بیماران اسکولیوز در جهت داخلی خارجی نامتقارن گزارش شده است (۱۷). در هنگام شروع راه رفتن نیز، عدم تقارن و تغییرپذیری GRF در بیماران AIS بیشتر از افراد سالم گزارش شده بود و به جهت شروع حرکت بستگی داشت (۲۶). وظیفه حرکتی، نوع و شدت انحنای متفاوت در بیماران بررسی شده در این مطالعات را می‌توان دلیل نتایج متفاوت بدست آمده دانست. با توجه به اینکه در وضعیت ایستاده محل مرکز جرم در بیماران اسکولیوز متفاوت از افراد سالم است بنابراین شتاب مرکز جرم هم متفاوت خواهد بود که با اختلاف در GRF مشخص خواهد شد (۲۵). اما مطالعات هنگام راه رفتن نشان داده‌اند که در بیماران اسکولیوز شانه و لگن بصورت نامتقارن می‌چرخند. احتمالاً این چرخش‌های نامتقارن مکانیسم‌های جبرانی هستند تا بتوانند توزیع نامتقارن جرم و جابجایی مرکز جرم را جبران کرده و در نتیجه GRF پای راست و چپ آنها متقارن باشد ولی این چرخش‌های نامتقارن ممکن است فرد را در چرخه معیوب قرار داده و باعث پیشرفت ناهنجاری اسکولیوز شود. بنابراین برای درک بهتر الگوی راه رفتن بیماران اسکولیوز توصیه می‌شود در مطالعات بعدی الکترومیوگرافی، کینماتیک و کینتیک راه

داری کمتر از افراد سالم بود. در مقابل Giakas و همکاران (۲۱) و Chen و همکاران (۱۴) هنگام راه رفتن، بین اوج نیروی عکس‌العمل پای راست و چپ بیماران اسکولیوز و افراد سالم تفاوتی پیدا نکردند. در مطالعه دیگر نیز هنگام راه رفتن با و بدون حمل کوله پشتی، بین نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در بیماران اسکولیوز و افراد سالم تفاوتی مشاهده نگردید (۳۱). نوع انحنای اسکولیوز و میزان شدت انحنای مطالعات یاد شده با مطالعه حاضر متفاوت بوده است و می‌تواند ناهم‌سویی نتایج را توجیه کند.

از طرفی در مقابل یافته‌های این مطالعه Bruyneel و همکاران نشان دادند در هنگام شروع راه رفتن در بیماران اسکولیوز، F_x پای راست کمتر و F_z پای چپ بیشتر از افراد سالم بود. F_z نیز یکی از پارامترهای مهم در تشخیص رفتار دینامیکی بیماران اسکولیوز قلمداد شده است (۲۶). البته باید در نظر داشت که Bruyneel فقط شروع راه رفتن را مورد مطالعه قرار داده است. در حالی که مطالعه حاضر مربوط به راه رفتن است. این اختلاف در وظیفه حرکتی ممکن است بخشی از دلایل اختلاف در نتایج را توضیح دهد. با توجه به اینکه بیماران اسکولیوز در وضعیت ایستاده نوسان پوسچری و میزان جابجایی COP بیشتری از افراد سالم دارند (۳۲، ۶)، بنابراین ممکن است در شروع گیت رفتار دینامیکی متفاوتی داشته باشند. به همین دلیل نمی‌توان نتایج شروع راه رفتن را به شرایط راه رفتن تعمیم داد. علت کاهش F_z1 پای چپ بیماران اسکولیوز در این مطالعه را به این صورت می‌توان توجیه کرد که در بیماران اسکولیوز توزیع جرم به صورت نامتقارن است و در حالت ایستاده پای سمت تحذب وزن بیشتر و پای تقعر (پای چپ) وزن کمتری را تحمل می‌کند (۱۶). این وضعیت یکی از دلایل افت نیروی عکس‌العمل وارده بر پای چپ در بیماران می‌تواند باشد. همچنین با توجه به این که عملکرد عضلات اکستنسور زانو و ران و همچنین دورسی فلکسورهای مچ پا در ایجاد میزان نیروی عکس‌العمل زمین موثرند کاهش F_z1 در بیماران اسکولیوز می‌تواند به علت عملکرد متفاوت این عضلات باشد. البته این یک فرضیه است و برای آزمون آن باید عملکرد عضلات پاها هنگام راه رفتن بررسی گردد. بنابراین در طراحی برنامه تمرینی بیماران اسکولیوز علاوه بر تقویت عضلات تنه باید بهینه کردن

اسکولیوز در افراد مختلف متفاوت بودند و شدت انحنای آنها بین ۹۰-۴۷ درجه بود. این عوامل می‌توانند باعث نتایج متفاوت شده و مقایسه مطالعات مختلف را دشوار سازند. بین نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به حداکثر نیرو در دو گروه سالم و بیمار تفاوتی وجود نداشت و این متغیرها در پای راست و چپ در هر دو گروه یکسان بودند. در هیچ مطالعه‌ای هنگام راه رفتن متغیرهای یاد شده بین دو گروه سالم و بیماران AIS مقایسه نشده‌اند و در مطالعاتی که میزان Loading rate در آنها بررسی شده است شاخص عدم تقارن در بیماران اسکولیوز با انواع انحنای مختلف ارزیابی و عدم تقارن در آنها گزارش شده است (۲۷، ۲۵). Bruyneel و همکاران نیز هنگام شروع گیت، زمان رسیدن به اوج بیشتری در بیماران اسکولیوز نشان داده‌اند (۲۶). عدم کنترل سرعت راه رفتن یکی از محدودیت‌های این مطالعه بود، که البته علت عدم کنترل سرعت این بود که رفتار عصبی - عضلانی فرد تحت تاثیر تغییر ریتم طبیعی فرد قرار نگیرد.

براساس نتایج به‌دست آمده، بیماری اسکولیوز با کاهش اولین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (Fz1) است. این کاهش ممکن است با تغییر عملکرد عضلات، کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی ارتباط داشته باشد. بنابراین ارزیابی دقیق فعالیت عضلات کنترل کننده Fz1 هنگام راه رفتن و تقویت این عضلات می‌تواند نقش مهمی در برنامه توانبخشی این بیماران داشته باشد. اما در مطالعه حاضر فعالیت الکترومیوگرافی و کینماتیک اندام تحتانی مورد بررسی قرار نگرفته بود. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده جهت درک بهتر مکانیسم الگوی رفتار دینامیکی بیماران اسکولیوز، تحقیق مشابهی همراه با ارزیابی همزمان فعالیت الکترومیوگرافی و ویژگی‌های کینماتیکی انجام شود. همچنین با توجه به اینکه افراد سالم شرکت کننده در این تحقیق نیز در برخی پارامترها، GRF نامتقارنی داشتند بنابراین می‌توان گفت عدم تقارن نیروی عکس‌العمل زمین در راس فرایند اسکولیوز نیست.

سیاسگزاری

مولفین تشکر خود را از همه آژمودنیها به خاطر همکاری صمیمانه آنها، آقایان دکتر گنجویان و دکتر صبا برای

رفتن بیماران اسکولیوز و افراد سالم بطور همزمان ارزیابی و ارتباط بین این متغیرها با پیشرفت انحناء بررسی شود. در مطالعه حاضر بین ضربه‌های نیروی عکس‌العمل زمین هر دو پای راست و چپ در جهت X, Y, Z و ضربه برآیند در دو گروه سالم و بیمار تفاوت معنی‌داری مشاهده نگردید. در هیچ یک از مطالعات انجام شده، ایمپالس نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در بیماران اسکولیوز با افراد سالم مقایسه نشده است. Bruyneel و همکاران در شروع راه رفتن به جلو و پهلو، مقدار ایمپالس در بیماران AIS را بیشتر و نامتقارن‌تر از افراد سالم گزارش کردند (۱۰). در مطالعه Bruyneel و همکاران هنگام شروع راه رفتن، بیماران اسکولیوز حرکت آهسته‌تری از افراد سالم داشتند. باتوجه به اینکه ضربه برابر حاصلضرب نیرو در زمان می‌باشد، بنابراین طبیعی است در شروع گیت که بیماران اسکولیوز زمان بیشتری داشته‌اند ضربه‌های نیروی بیشتری نیز داشته باشند. درحالی‌که در مطالعه حاضر هنگام راه رفتن بین زمان استقرار دو گروه تفاوتی وجود نداشت و بنابراین میزان ضربه وارده در دو گروه تفاوتی نداشت.

در هر دو گروه بیماران AIS و افراد سالم، Imp_x ، Imp_y ، Imp_z و $Ipm\ total$ در پای راست و چپ متقارن بودند. در تایید یافته حاضر، Kramers و همکاران بین ضربه پای راست و چپ بیماران اسکولیوز تفاوتی پیدا نکردند (۲۳). اما Chockalingam و همکاران در بررسی گیت بیماران اسکولیوز، ایمپالسهای نامتقارنی در آنها مشاهده کردند و آن را به زمان استنس طولانی در پای سمت انحناء نسبت دادند (۲۵). این محققین نشان دادند در افراد دارای انحناء جبرانی، عدم تقارن بیشتری وجود دارد و بین سمت انحناء اسکولیوز و ضربه GRF رابطه وجود دارد (۳۲). علت تناقض یافته مطالعه حاضر و Kramerse با مطالعه Chockalingam را می‌توان به ویژگی‌های آزمودنیهای اسکولیوز شرکت کننده در تحقیق نسبت داد. در مطالعه Chockalingam و همکاران برخی از بیماران، اسکولیوز ناشناخته داشتند درحالی‌که در برخی دیگر علت اسکولیوز نروفیبروماتوسیس^۱ و یا در برخی دیگر مادرزادی بود. همچنین نوع، جهت و تعداد انحنای

^۱Neurofibromatosis

همکاری در معاینه بیماران، از پرسنل بخش رادیولوژی کلینیک الوند همدان برای تهیه عکس رادیولوژی از ستون مهره بیماران و از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به خاطر در اختیار گذاشتن آزمایشگاه بیومکانیک ابراز می‌نمایند.

منابع

1. Stokes TA, Lynda C. Bigalow, and Morey S. Moreland. Three dimensional spinal curvature in Idiopathic Scoliosis. *Journal of Orthopedic Research* 1987; 5: 102-13.
2. 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. *JAMA* 2003; 289 (5): 559-67.
3. Dorfmann H DJ. Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte. Elsevier (Ed), Paris, collection EMC reference [Internet]; 2004: 15-51.
4. Cheung KM WT, Poon AM, Carl A, Tranmer B, Hu Y, Luk KD, Leong JC. The effect of pinealectomy on scoliosis development in young nonhuman primate. *Spine* 2005; 30(18): 2009-13.
5. Gaudreault N BA, Lariviere C, Deserres S, Rivard C. Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study. *BMC Musculoskelet Disord* 2005; 6(1):14.
6. Simoneau M RN, Mercier P, Allard P, Teasdale N. Sensory deprivation and balance control in idiopathic scoliosis adolescent. *Exp Brain Res* 2005; 170(4): 576-82
7. Farahpour N. GS, Allard P., Saba M. S. Electromyographic responses of erector spinae and lower limb's muscles to dynamic postural perturbations in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2014; 24(5): 645-51.
8. Feiple V. AC, Ciolofan OC., Beausejour M., Labelle H., and Mathieu PA. Electromyogram and kinematic analysis of lateral bending in idiopathic scoliosis patients. *Med Biol Eng Com* 2002; 40: 497-505.
9. Zuk T. The role of spinal and abdominal muscles in the pathogenesis of scoliosis. *J Bone Joint Surg.* 1962; 44B: 102-5.
10. Bruyneel A.V. CP, Bollini G., Allard P., Berton E., and Mesure s. Lateral steps reveal adaptive biomechanical strategies in adolescent idiopathic scoliosis. *Annales de re adaptation et de medecine physique* 2008; 51: 630-41.
11. Winter D.A. YHJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 1987; 67: 402-11.
12. Bruyneel A. V. CP, Bollini G., Allard P. Berton E., and Mesure S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. *Eur Spine J* 2009; 18: 188-95.
13. Mahaudens P BX, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *Eur Spine J.* 2009; 18: 512-21.
14. Chen P. Q. WJL, Tsuang Y. H., Liao T. L., Huang P. I., Hang Y. S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical Biomechanics* 1998; 13(1): S52-S8.
15. Syczewska M. ŁA, Górak B., Graff K. Changes in gait pattern in patients with scoliosis. *Medical Rehabilitation* 2006; 10(4): 12-21.
16. Karski T. aKJ. The Biomechanical Aetiology of the So-Called Idiopathic Scoliosis. The role of gait and standing at "ease" on the right leg in the development of the deformity. *Surgical Science.* 2014; 5: 33-8.
17. Yang J H. PW-H, Suh S W., and Sung P. S. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2013; 22(11): 2407-13.

18. Park Y. S. WB-H, Kim J-M., Chae W-S., Jung J-H., Lee C-H., and Lim Y-T. Comparison of gait analysis between adolescent idiopathic scoliosis patients and age matched controls. InISBS-conference proceeding Archieve 2012; 1(1).
19. Prince F. CM, Lemire G., Rivard C-H. Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis* 2010; 5(Suppl 1):O34. [Abstract]
20. Syczewska M GK, Kalinowska M, Szczerbik E , Domaniecki J. Does the gait pathology in scoliotic patients depend on the severity of spine deformity: Preliminary results Acta of Bioengineering and Biomechanics 2010; 12(1): 25-8.
21. Giakas G BVDP, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* 1996; 21: 2235-42.
22. Herzog W, Nigg, B. M., Read, L. J., and Olsson, E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1989; 21: 110-4.
23. Kramers-de Quervain I. A. MR, Grob D. Stüssi E. Gait analysis in patientswith idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2004; 13: 449-56.
24. Fortin C. NS, and Labelle H. . Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 2008; 17: 204-16.
25. Chockalingam N. DPH, Rahmatallah A., and Ahmed E. L. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J* 2004; 13: 750-4.
26. Bruyneel A.-V. CP, Bollini G., and Mesure S. Gait initiation reflects the adaptive biomechanical strategies of adolescents with idiopathic scoliosis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2010; 53: 372-86.
27. Schizas C. G. K-dQIA, Stüssi E., and Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *Eur Spine J* 1998; 7: 95-8.
28. Nash C.L. Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1969; 51(2): 223-9.
29. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G* Power 3 [Computer software]. Retrieved from [www. psycho. uni-duesseldorf. de/ aap/ projects/ gpower](http://www.psych.uni-duesseldorf.de/aap/projects/gpower). 2007.
30. Robertson G. Caldwell G, Hamill J., Kamen G., Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2E. *Human Kinetics*; 2013 Sep 25.
31. Gelalis I. D. RS, and Nikolopoulos A. Loading rate patterns in scoliotic children during gait: the impact of the schoolbag carriage and the importance of its position. *Eur Spine .* 2012; 1936: 21-41.
32. Chockalingam N, Bandi, S., Rahmatalla, A., Dangerfield, P. H., and Ahmed, E. -N. Assessment of the centre of pressure pattern and moments about S2 in scoliotic subjects during normal walking. *Scoliosis* 2008; 3(10): 1-6.